



národní
úložiště
šedé
literatury

Aplikace FEC v biomechanice kolenního kloubu

Lanzendörfer, Martin
2007

Dostupný z <http://www.nusl.cz/ntk/nusl-37854>

Dílo je chráněno podle autorského zákona č. 121/2000 Sb.

Tento dokument byl stažen z Národního úložiště šedé literatury (NUŠL).

Datum stažení: 04.05.2024

Další dokumenty můžete najít prostřednictvím vyhledávacího rozhraní [nusl.cz](http://www.nusl.cz) .



Institute of Computer Science
Academy of Sciences of the Czech Republic

Aplikace FEC v biomechanice kolenního kloubu

M. Lanzendörfer, J. Daněk

Technical report No. 1006



Institute of Computer Science
Academy of Sciences of the Czech Republic

Aplikace FEC v biomechanice kolenního kloubu

M. Lanzendörfer, J. Daněk

Technical report No. 1006

Abstrakt:

Kód FEC byl v předchozí práci připraven pro řešení dynamických a kvazistatických kontaktních problémů v lineární pružnosti. V této zprávě je kód aplikován na dva modelové problémy motivované biomechanikou kolenního kloubu: na model zdravého kolene a na model zatížené kolenní náhrady.

Předložená studie je výzkumnou zprávou projektu MPO ČR č. FT-TA/087 za rok 2007.

Keywords:

metoda konečných prvků, kvazistatická kontaktní úloha, biomechanika kolenního kloubu,

Úvod

Ve zprávě [3] byla popsána modifikace kódu FEC, vypracovaná pro řešení dynamických a kvazistatických kontaktních problémů v lineární pružnosti. V práci byla popsána fyzikální formulace modelované úlohy, její variační formulace, časová diskretizace pomocí semi-implicitního schématu a prostorová diskretizace metodou konečných prvků, v několika konkrétních bodech byl komentován způsob implementace a způsob užití nového software včetně několika jednoduchých příkladů. Motivací pro vývoj kódu byly zejména aplikace v biomechanice kolenního kloubu a jeho náhrad, cílem této zprávy je ukázat užití vyvinutého software na reálné úlohy modelování deformací jak zdravého kloubu tak mechanického systému kolenní náhrady. V následujícím textu jsou popsány dva modelované problémy:

- (1) model zdravého kolene, kvazistatická úloha motivovaná krátkým časovým úsekem fáze kroku
- (2) model kolenní náhrady, kvazistatická úloha zatížení náhrady měnící se silou.

Obě úlohy jsou řešeny pomocí algoritmů implementovaných ve FEC. V této zprávě jsou komentována:

- (A) vstupní data (geometrie úlohy a materiálové parametry), jejich původ a vlastnosti,
- (B) zadání úlohy (okrajové podmínky),
- (C) vybrané numerické výsledky.

(A) Vstupní data

Software FEC předpokládá, že geometrie modelu pružných těles v kontaktu je předem diskretizována a je programu zadána ve formě sítě konečných prvků. Proces diskretizace geometrií těles a způsob vytváření takové sítě je samostatná (obecně nesnadná) úloha, která je mimo rozsah této práce. Software FEC tedy na vstupu předpokládá (jak je detailněji popsáno v [3]) zadání

- seznamu uzlů sítě a jejich souřadnic,
- popisu jednotlivých konečných prvků (čtyřstěnů), spolu s jejich příslušností k podoblastem (podoblasti reprezentují různá tělesa nebo jejich části s odlišnými materiálovými vlastnostmi),
- seznamu jejich stěn tvořících vnější hranice (spolu s typem zadávané okrajové podmínky) a vnitřní hranice (mezi podoblastmi),
- popisu kontaktních hranic a kontaktních párů včetně jejich normálových vektorů.

Diskrétní formulace podmínek na kontaktní hranici je realizována jen na párech “protilehlých” uzlů sítě, tedy uzlů které mají totožné prostorové souřadnice, každý z páru náleží jinému z těles v kontaktu a ke každému páru je předepsán normálový vektor v jehož směru je podmínka nepronikání předepsána. Spolu se zadáním sítě jsou na vstupu předepsány materiálové parametry (Youngův modul pružnosti E a Poissonova konstanta σ).

Následující poznámka se vztahuje k oběma úlohám popisovaným níže. Popis kontaktního rozhraní diskretizované úlohy, nutný pro zadání úlohy k numerickým experimentům, byl vytvořen následujícím způsobem: Na základě sítě, která popisuje geometrii kompletního systému jakožto oblast sestavenou z čtyřstěnů a rozdělenou na několik podoblastí představujících jednotlivá pružná tělesa, byly kontaktní plochy nadefinovány právě a jen na rozhraní mezi těmito tělesy. (Normálové vektory v uzlech byly určeny jako průměr normálových vektorů přiléhajících hraničních stěn elementů.) Z toho plyne, že

- kontaktní podmínky jsou zadány a priori jen v místech kontaktu aktivního v referenční konfiguraci (která odpovídá nezátíženému stavu); po zatížení se oblast aktivního kontaktu neztvůžuje, což může vést k ne-fyzikálním řešením v nichž se deformovaná tělesa vzájemně prostupují.

Kromě toho pro oba zde popsané modely platí, že

- použitá síť je v blízkosti kontaktních rozhraní hrubá, což limituje přesnost výsledků v místě kontaktu; napětí a deformace na kontaktním rozhraní mohou vykazovat značnou citlivost na geometrii rozhraní, a tím jak na přesnost diskretizace, tak na přesnost dat získaných o geometrii skutečných těles.

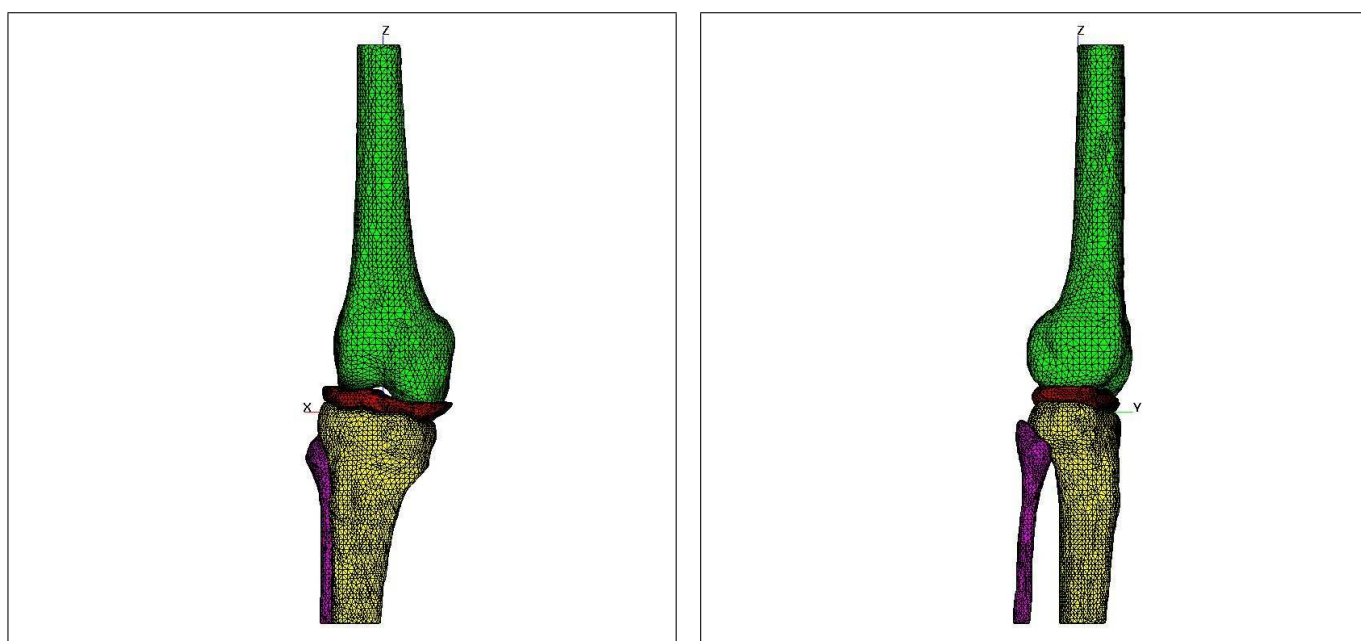
Obě popsané vlastnosti použitých diskretizací (tj. použitých sítí) mohou v důsledku znamenat, že numerické simulace z nich vycházející nedají zcela přesný popis mechanických podmínek v oblasti kontaktu v modelovaném kolenním kloubu, respektive v systému kloubní náhrady. Výše uváděná omezení neplynou z použitých algoritmů či z vlastností jejich implementace v programu FEC, ale pouze z kvality diskretizací geometrických dat, které byly k dispozici pro numerické simulace. V případě modelu zdravého kolene přitom síť odpovídá kvalitě geometrických dat, z nichž byla vytvořena. Jedná se o velikost elementů v oblasti menisku a oblasti kontaktu, ve zbývajících částech oblasti je síť pro numerické simulace vyhovující.

Cílem této zprávy je především demonstrovat na úlohách požadovaných zadavatelem připravenost implementovaných algoritmů úlohy tohoto typu řešit. Dalším cílem je pak podat počáteční kvalitativní studii mechanických poměrů ve zdravém, respektive v umělém kolenním kloubu; v tomto smyslu uvedená varování hodnotu prezentovaných numerických simulací nesnižují, jen je třeba mít na paměti jistá omezení modelu pro kvantitativní interpretaci výsledků.

1. Model zdravého kolene

1A. Vstupní data pro model zdravého kolene

Pro model zdravého kolene byla získána (s pomocí programů Amira [6] a TGrid [7] na ZČU v Plzni) diskretizační síť konečných prvků ilustrovaná obrázkem 1. Jednoduchý model sestává pouze ze čtyř pružných těles



Obrázek 1: Síť modelu zdravého kolene

v kontaktu: z části stehenní kosti, z části holenní kosti, z části kosti lýtkové a z menisku. Materiálové konstanty jsou zadány tabulkou 1.

Materiál	E [Pa]	σ
Kost	1.7×10^{10}	0.25
Meniskus	4.9×10^8	0.1

Tabulka 1: Materiálové parametry modelu kolene

Je vhodné zmínit, co všechno model zanedbává: Není zde rozlišena chrupavka, samotná kost je ve skutečnosti, i po té co připustíme izotropní model, materiál vysoce nehomogenní, což zadání úlohy nezohledňuje. Modelovaná geometrie menisku je velmi přibližná, stejně jako materiálový model menisku. Nejsou modelovány žádné další vazivové části mechanického systému kloubu. Tato zjednodušení jsou dána tím, že pro zadání přesnějšího modelu nejsou k dispozici geometrická data. Popsané zadání nicméně dobře slouží cílům této

práce: a) ověření způsobilosti algoritmů implementovaných ve FEC k řešení úloh tohoto typu a b) poskytnutí prvotních kvalitativních výsledků o rozložení napětí ve zdravém kolenním kloubu.

Celá výpočetní oblast je diskretizována pomocí 60 629 konečných prvků (čtyřstěnů) a 14 828 uzlových bodů. Model obsahuje celkem čtyři separátní kontaktní plochy, dvě mezi femorálními kondyly a meniskem, jednu souvislou kontaktní plochu mezi meniskem a holenní kostí a jednu kontaktní plochu odpovídající spojení kosti holenní a lýtkové. Výsledkem diskretizace je 465 kontaktních párů.

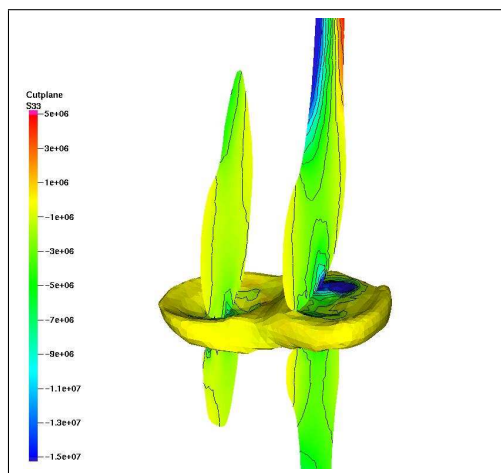
1B. Zadání úlohy (okrajové podmínky) modelu kolenního kloubu

Za střed souřadné soustavy byl pro jednoduchost zvolen pomyslný střed menisku mezi oběma kondyly, jak plyne z obrázku 1. Osa X souřadné soustavy odpovídá laterálnímu směru, osa Y odpovídá přednímu směru a osa Z hornímu, proximálnímu směru.

Pro numerické simulace bylo dáno následující zadání. Spodní konec kosti holenní a lýtkové byl pevně zafixován předepsáním nulového posunutí (nulové Dirichletovy okrajové podmínky). Na horním konci stehenní kosti bylo rovněž předepsáno posunutí, a to následujícím způsobem: S motivací simulovat deformaci zhruba odpovídající zatížení stojné nohy, byla horní plocha modelu stehenní kosti posunuta o 0.5mm ve směru ke zvolenému středu souřadné soustavy. Zároveň s tím, s motivací simulovat pohyb kolene od mírného propnutí po mírné pokrčení, byla předepsána rotace této plochy vzhledem k ose X souřadné soustavy o úhly v rozmezí -0.9° až 0.9° (kladná hodnota odpovídá pokrčení kolene). Meniskus nebyl okrajovými podmínkami nijak fixován, jeho pohyb a deformace byly určeny pouze jednostrannými kontaktními podmínkami předepsanými mezi meniskem a stehenní, respektive holenní kostí.

1C. Numerické simulace

Na přiložených výstupech jsou ilustrovány výsledky numerické simulace postupně pro čtyři vybrané úhly rotace stehenní kosti, tedy pro úhly -0.7° , -0.2° , 0.3° a 0.8° . Obrázky jsou vytvořeny pomocí programu GMV [8]. Na obrázcích 5a-d jsou prezentovány povrchové hodnoty posunutí ve směru osy Z . Dále byly pro vizualizace připraveny dva řezy v rovině YZ , vedené každým z kondylů tak, jak je znázorněno na obrázku 2. Na



Obrázek 2: Sagitální řezy vedené přes oba kondyly

obrázcích 6 až 9 jsou pak uvedeny hodnoty dvou diagonálních členů tenzoru napětí, odpovídajících směrům Y a Z . Obrázek 10 ukazuje hodnoty napětí ve směru osy Z na povrchu menisku, na kontaktním rozhraní s hlavicí stehenní kosti.

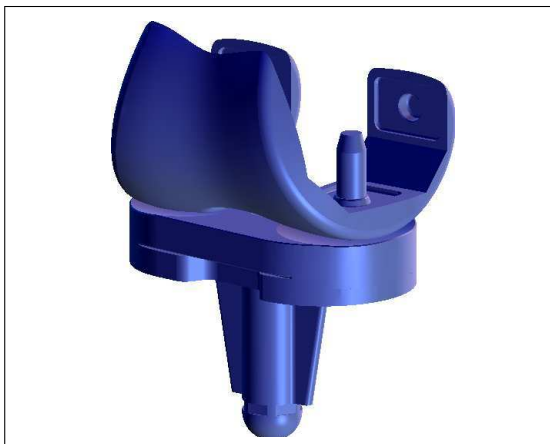
Uvedené výsledky dávají základní kvalitativní informaci o průběhu napětí, zejména ve smyslu rozložení napětí mezi oba kondyly a v hrubých rysech i ve smyslu rozložení napětí uvnitř stehenní a holenní kosti (řez na obrázcích 6 a 7 není proto veden středem kondylu ale blíže k ose stehenní kosti, aby lépe postihoval napětí

uvnitř stehenní kosti). Naproti tomu bližšímu pohledu na napětí přímo v oblastech kontaktu a ve hmotě menisku příliš důvěřovat nelze; na některých výsledcích jsou patrné nepravidelnosti, zvláště v oblasti menisku, které jsou zřejmě artefakty způsobenými hrubými elementy sítě a nepravidelnou geometrií povrchů v kontaktu. Tato nepravidelnost geometrie je způsobena spíše nepřesností geometrických dat, která jsou k dispozici, a nevypovídá o modelované realitě. Uváděné výsledky jsou prvními simulacemi modelu kolene prováděnými na třídímním modelu. Popsané výsledky vedou k závěru, že prioritou pro další 3D studie zaměřené na studium biomechanických podmínek ve zdravém kolenním kloubu je jednak získání přesnějších geometrických dat v oblasti kontaktu a menisku, jednak získání jejich dobrých diskretizací, například se zahuštěním elementů v těchto kritických oblastech.

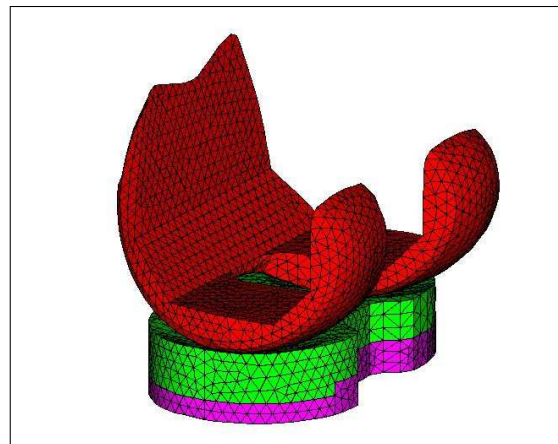
2. Model kolenní náhrady

2A. Vstupní data pro model kolenní náhrady

CAD geometrie pro model kolenní náhrady byla dodána zadavatelem, firmou MEDIN Orthopaedics, a.s., ve formátu IGES, viz. obrázek 3. Diskretizace ukázaná na obrázku 4 byla (ze zjednodušené geometrie) vytvořena



Obrázek 3: Model náhrady



Obrázek 4: Síť modelované náhrady

pomocí programu TGrid [7] na ZČU v Plzni a následně zpracována do formátu požadovaného ve FEC. Model sestává ze dvou těles v kontaktu: kovové (CoCrMo) femorální komponenty a tibiální (Ti6Al4V) komponenty s plastovou (UHMWPE) vložkou. Materiálové konstanty jsou uvedeny v tabulce 2.

Materiál	E [Pa]	σ
CoCrMo	2.08×10^{11}	0.3
Ti6Al4V	1.15×10^{11}	0.3
UHMWPE	3.4×10^8	0.4

Tabulka 2: Materiálové parametry modelu náhrady

V předkládané zprávě je plastová vložka uvažována jako pevně spojená se zbytkem tibiální komponenty a kontaktní úloha je formulována jen na rozhraní plastové vložky a femorální části náhrady. Výpočetní oblast je diskretizována pomocí 24575 čtyřstěnů a 6054 uzlů sítě, jednostranný kontakt je popsán pomocí 107 kontaktních párů.

2B. Zadání úlohy (okrajové podmínky) modelu náhrady

Pro model náhrady bylo dáno následující zadání. Tibiální komponenta je fixována předepsáním nulového posunutí (nulové Dirichletovy okrajové podmínky) na celé své spodní ploše. Na femorální komponentě je předepsáno zatížení na její horní horizontální ploše. Zatížení je homogenní, síla působí směrem dolů, téměř ve směru

vertikální osy, jen s malou měnící se odchylkou ve frontální rovině (tj. s odchylkou v mediálním respektive laterálním směru). Tato odchylka se mění v čase (je opět řešena kvazistacionární úloha) v rozmezí $\pm 5^\circ$.

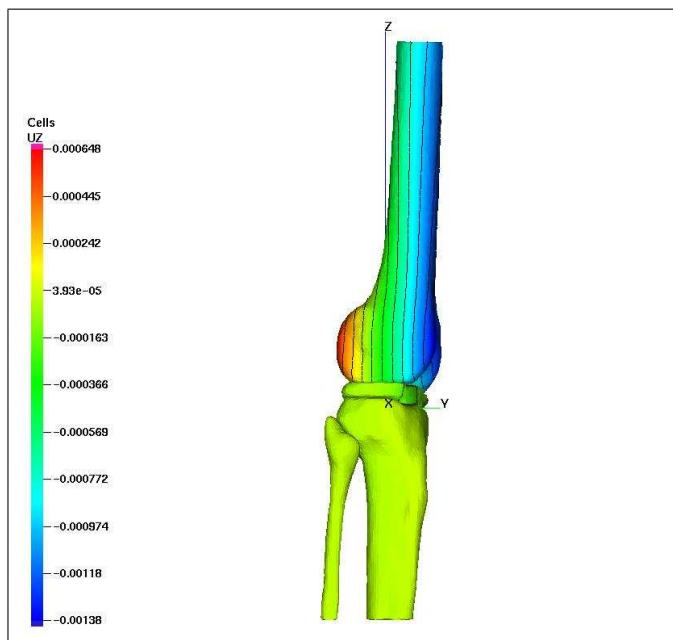
Motivací je modelovat reakci náhrady na zatížení vahou těla a svalovými silami, různé úhlové odchylky zatěžující síly by odpovídaly například zatížení při různém umístění komponent náhrady vzhledem k mechanické ose končetiny. Je třeba zdůraznit, že spočtený model nemá ambice dát v tomto smyslu kvantitativní výsledky. Za prvé je v této úloze zatěžována samotná femorální komponenta náhrady, zatímco ve skutečnosti je tato nasažena na hlavici stehenní kosti. Jednoduchý popis zvolený zde jistě neodpovídá tomu, jak se napětí přenáší z hlavice stehenní kosti na femorální komponentu náhrady. Za druhé zde existuje omezení plynoucí z diskretizované geometrie, jmenovitě ze zadání kontaktních podmínek, jak bylo zmíněno v sekci (A). Diskretizace neposkytuje kontaktní páry, které se stávají aktivními po aplikaci zatížení a rozšiřují tak (jako v reálné situaci) plochu, kterou jsou síly mezi tibiální a femorální komponentou přenášeny. Z tohoto důvodu úloha po aplikaci zatížení, které odpovídá celkové síle 2000 N, dává nefyzikální řešení (dojde ke vzájemnému prostoupení materiálů v okolí aktivního kontaktu). Výsledky prezentované v této zprávě odpovídají zatížení celkovou silou 100 N, při které není tento jev zjevný a nezkrsluje kvalitativní charakter řešení.

Femorální komponenta zatížená popisovaným způsobem a podepřená pouze jednostranným kontaktem tvoří mechanicky nestabilní systém a takto zadaná úloha by tedy nebyla dobře postavená. Proto je potřeba přidat další okrajové podmínky, které zabrání rotaci femorální komponenty v sagitální rovině. Na samotném horním konci komponenty je proto předepsána podmínka dvoustranného kontaktu tak, že jsou zde umožněna posunutí pouze ve frontální rovině, zatímco posunutí v předozadním směru umožněna nejsou.

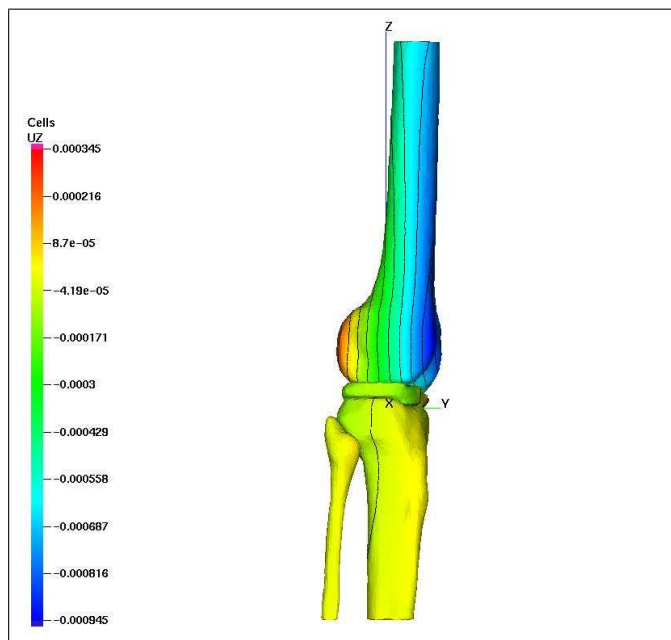
2C. Numerické simulace

Na přiložených výstupech ilustrujeme výsledky numerické simulace pro vybrané odchylky zatěžující síly. Na obrázcích 11, respektive 12, jsou prezentovány hodnoty σ_e (intenzita smykových napětí), respektive σ_{zz} (napětí odpovídající ose Z , tj. proximálnímu směru), pro odchylky vektoru zatěžující síly od vertikální osy o -4° , 0° a $+4^\circ$. V obou případech je zobrazen řez femorální komponentou v místě kontaktu, v případě obrázku 11 také řez plastovou (UHMWPE) částí tibiální komponenty. Pro názornost je vytečkována dorzální část femorální komponenty.

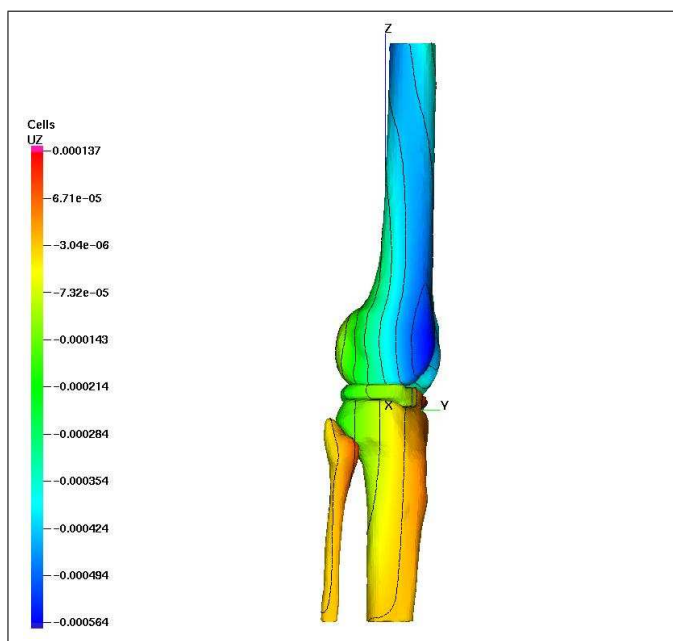
Tyto výsledky jasně naznačují další směr, kterým je potřeba vést další výzkum v této oblasti. Jednak je pro věrohodné simulace napěťových poměrů potřeba získat vhodnější diskretizace studované geometrie, zvláště co se týká formulace kontaktních podmínek při vytváření sítě konečných prvků. Dále je potřeba využít výhod, které poskytují mortarovské přístupy v metodě konečných prvků, mimo jiné tedy využití algoritmů, které nejsou na explicitním zadání diskretizovaných kontaktních podmínek závislé.



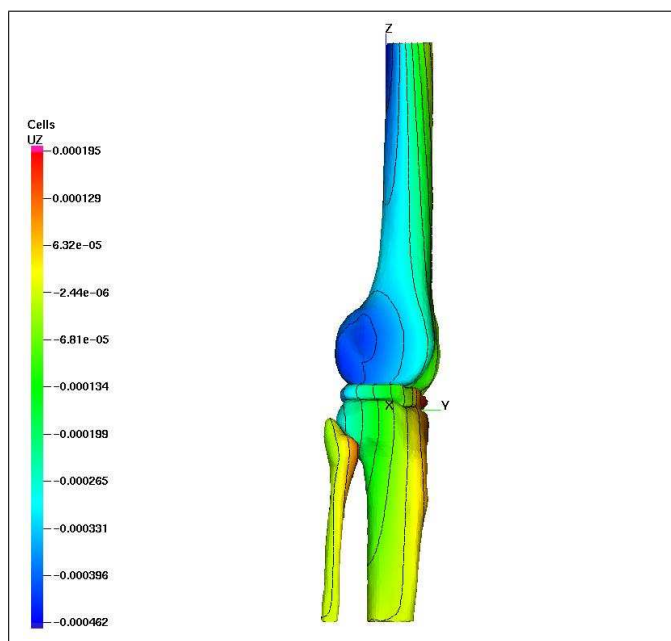
rotace o -0.7°



rotace o -0.2°

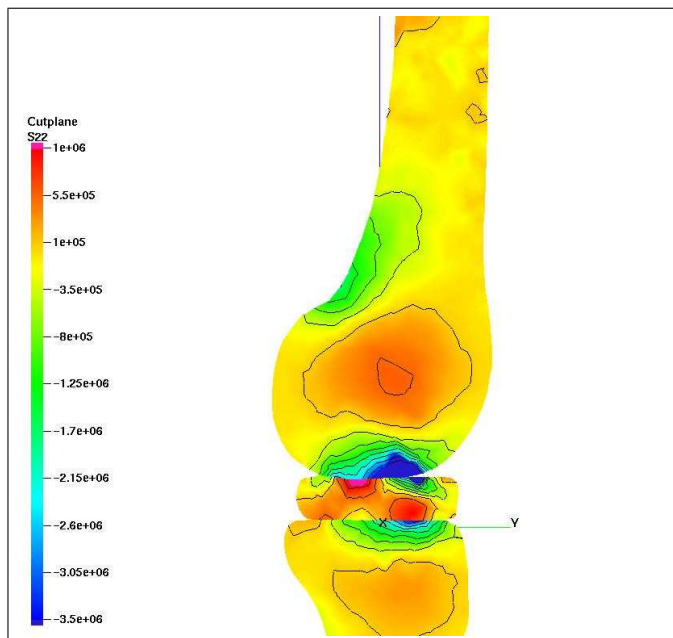


rotace o 0.3°

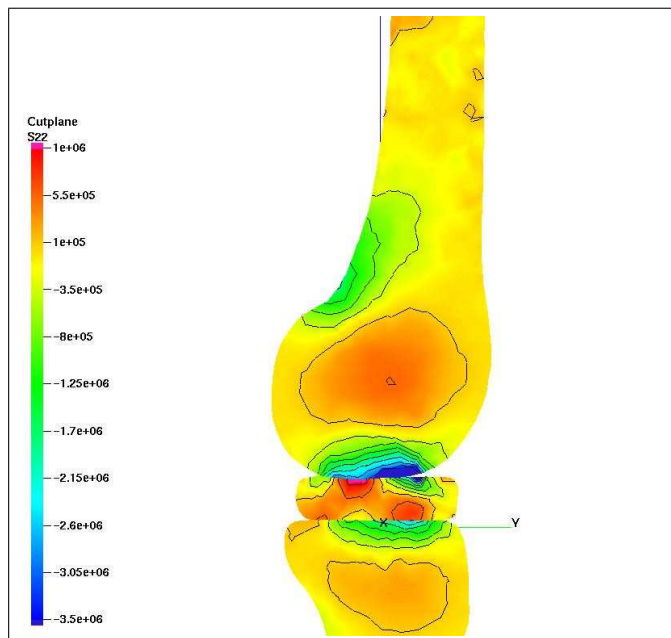


rotace o 0.8°

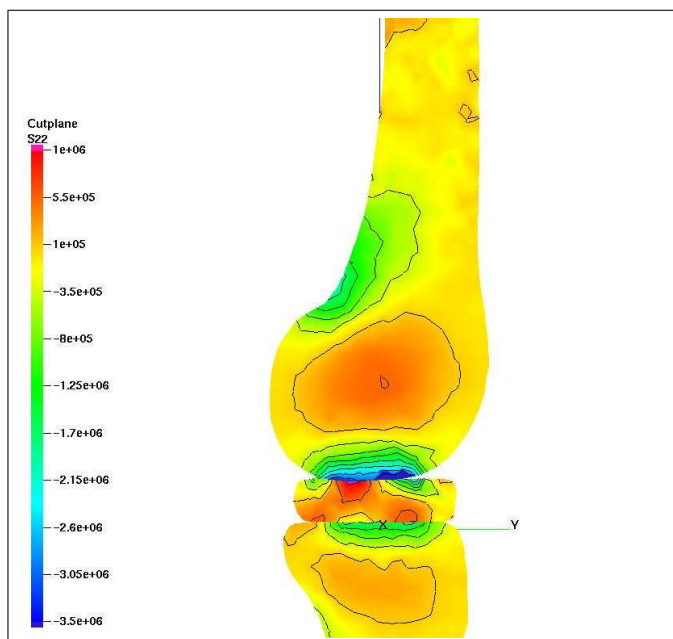
Obrázek 5: Povrchové hodnoty výsledného posunutí ve směru osy Z



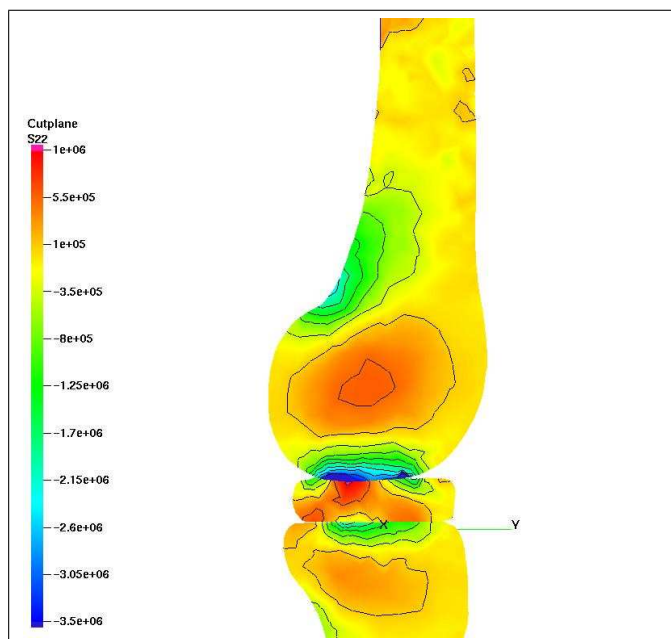
rotace o -0.7°



rotace o -0.2°

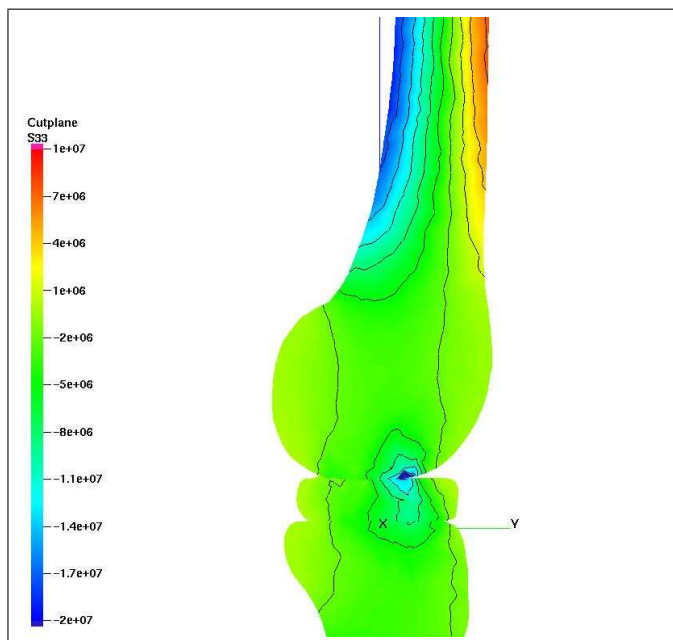


rotace o 0.3°

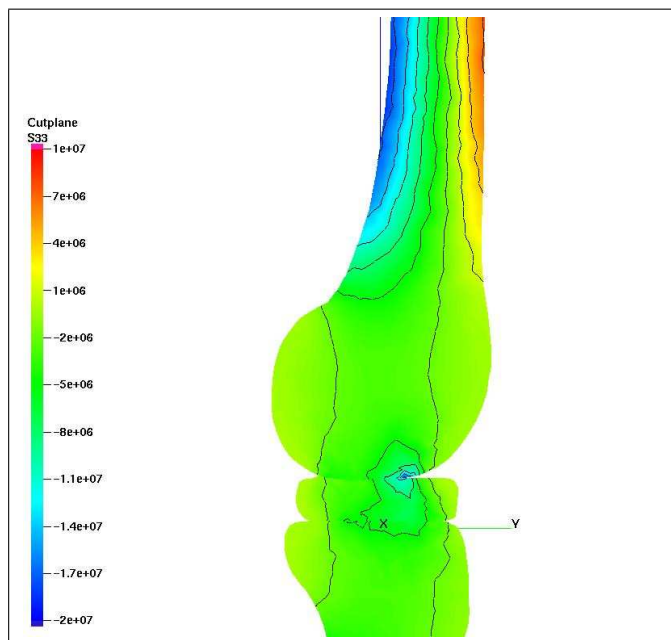


rotace o 0.8°

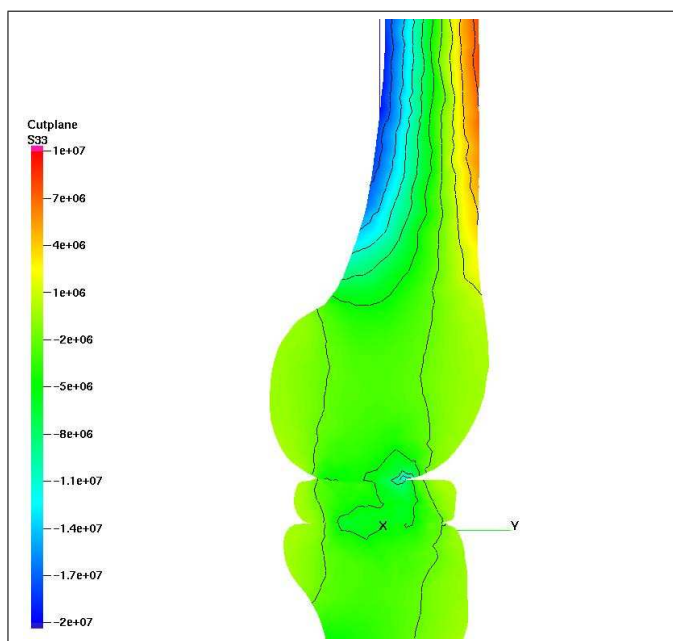
Obrázek 6: Hodnoty σ_{yy} , tj. napětí v předním směru, na řezu



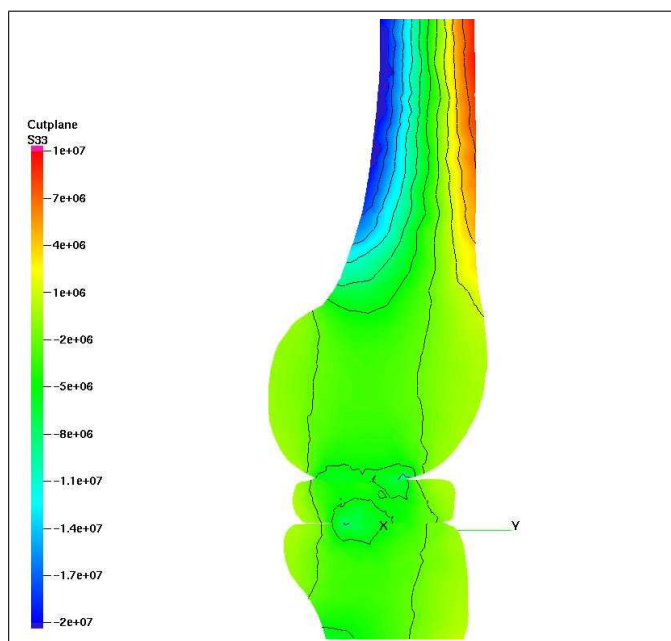
rotace o -0.7°



rotace o -0.2°

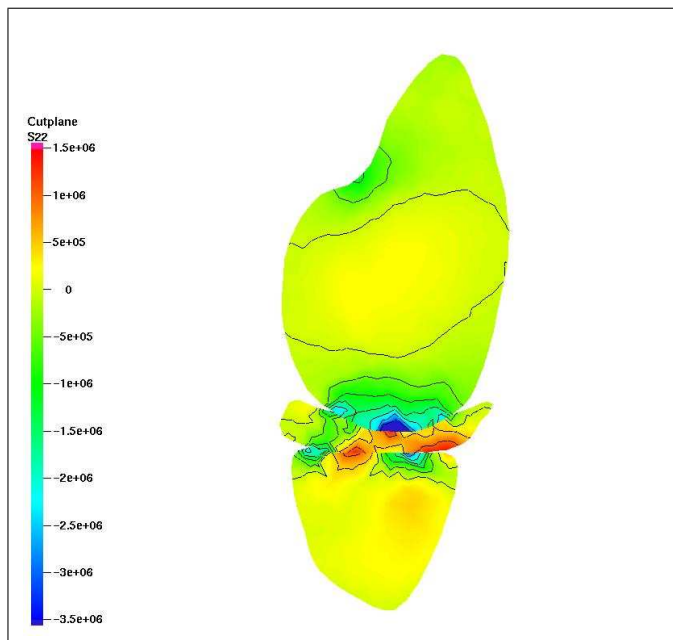


rotace o 0.3°

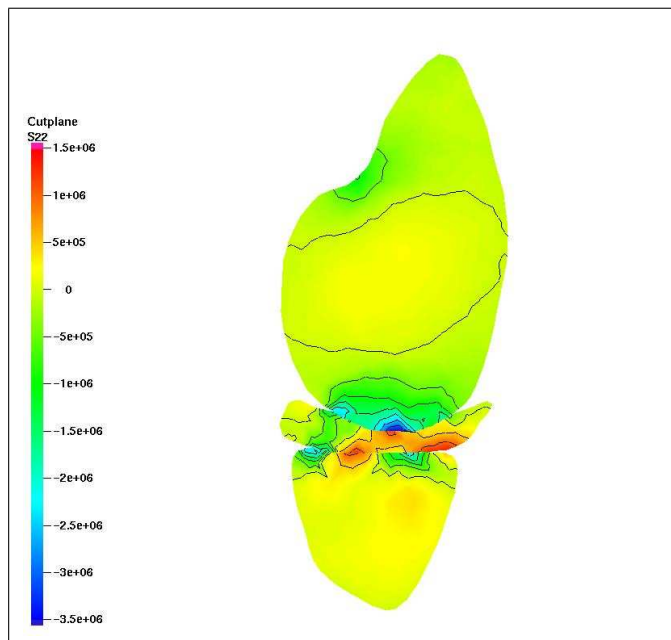


rotace o 0.8°

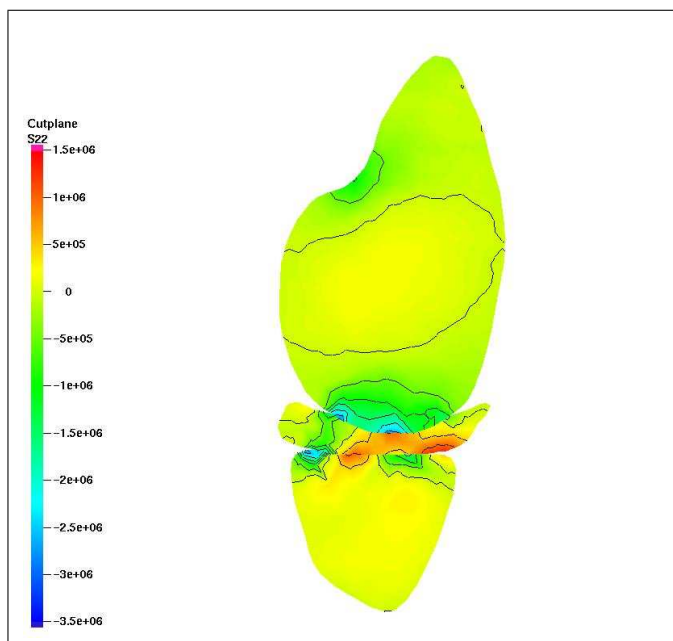
Obrázek 7: Hodnoty σ_{zz} , tj. napětí v proximálním směru, na řezu



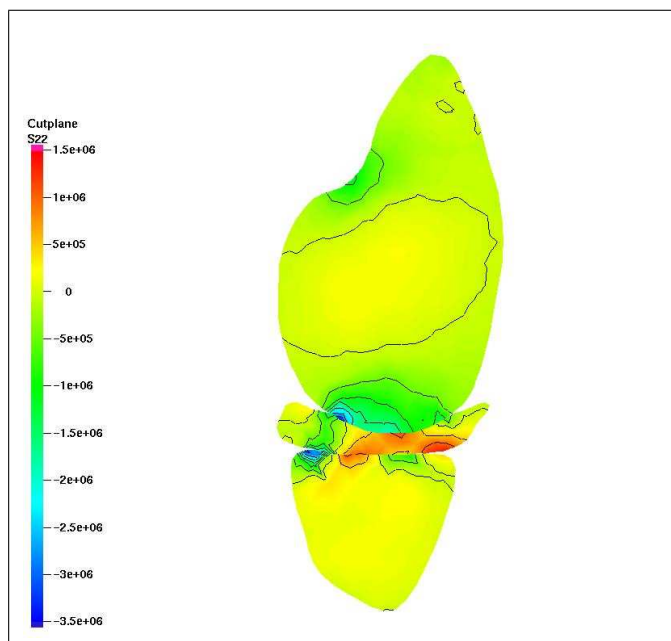
rotace o -0.7°



rotace o -0.2°

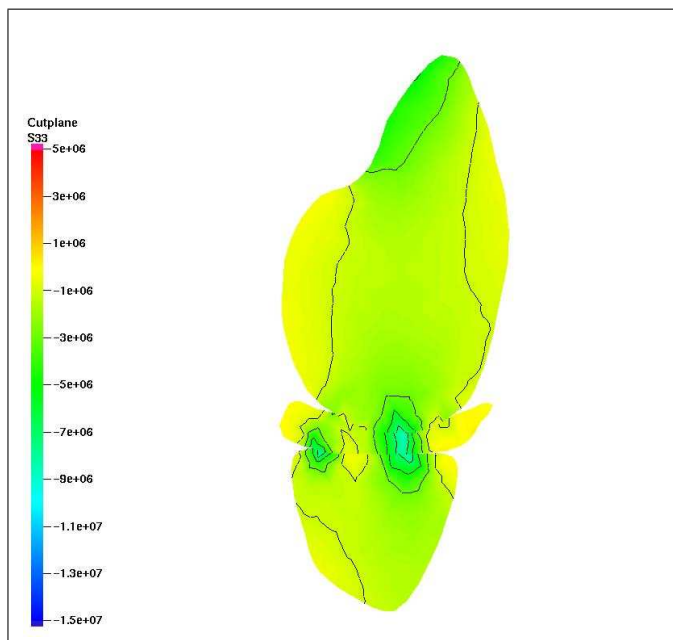


rotace o 0.3°

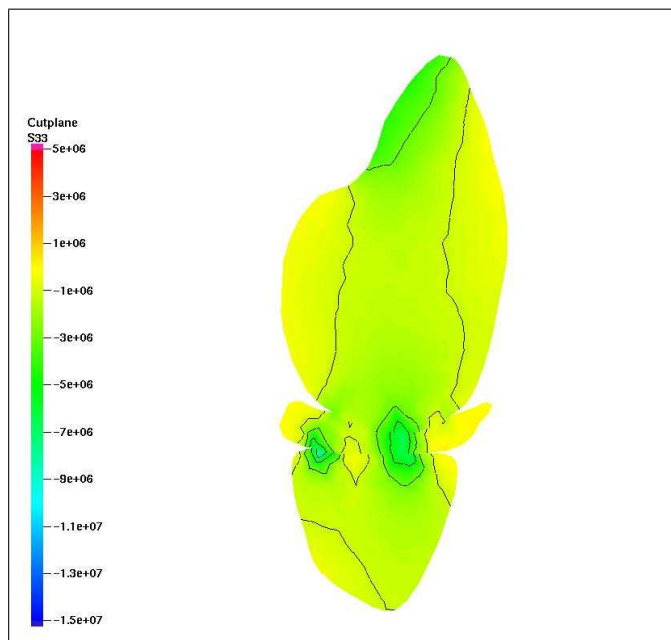


rotace o 0.8°

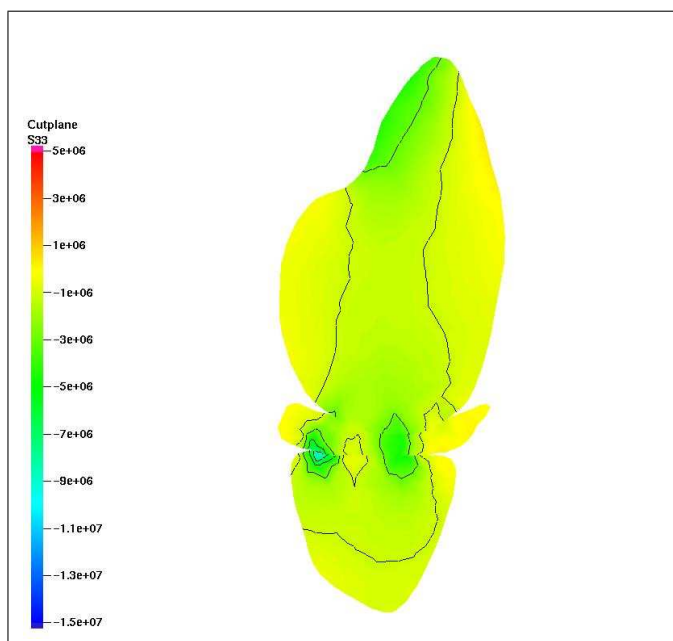
Obrázek 8: Hodnoty σ_{yy} , tj. napětí v předním směru, na řezu



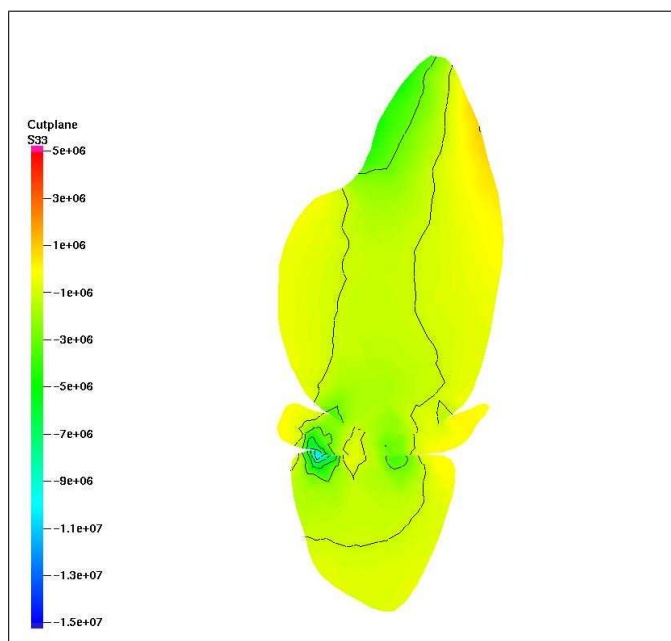
rotace o -0.7°



rotace o -0.2°

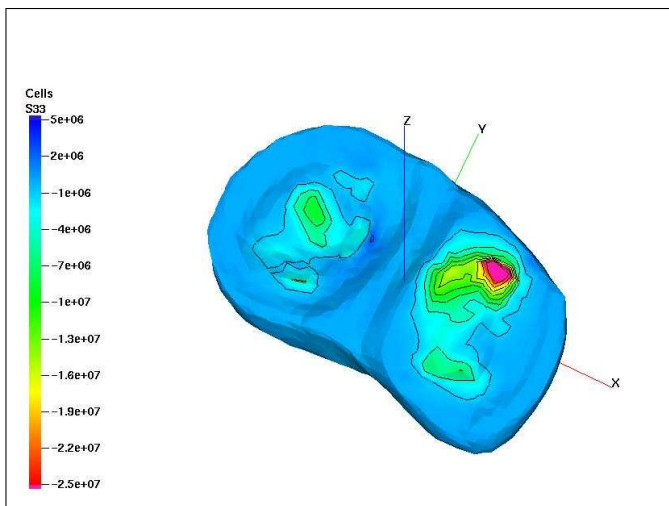


rotace o 0.3°

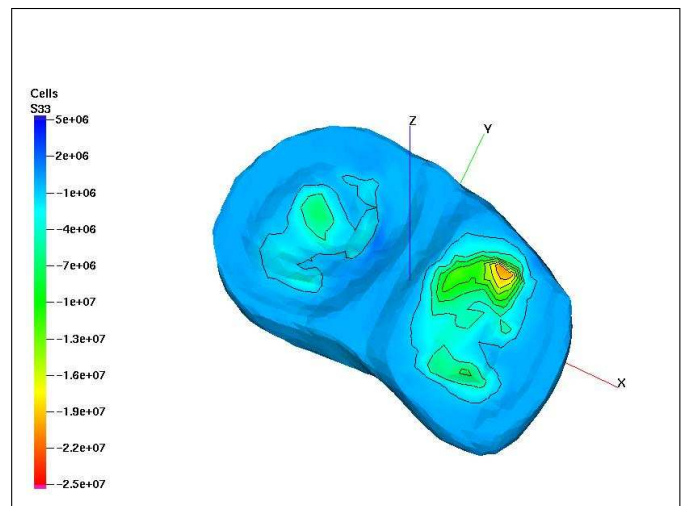


rotace o 0.8°

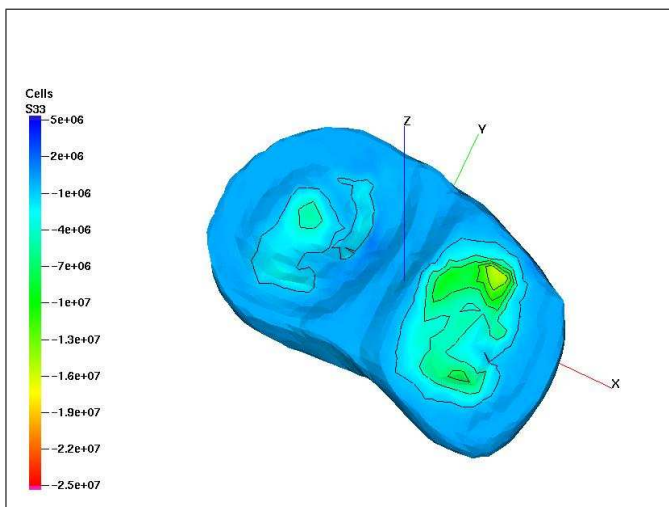
Obrázek 9: Hodnoty σ_{zz} , tj. napětí v proximálním směru, na řezu



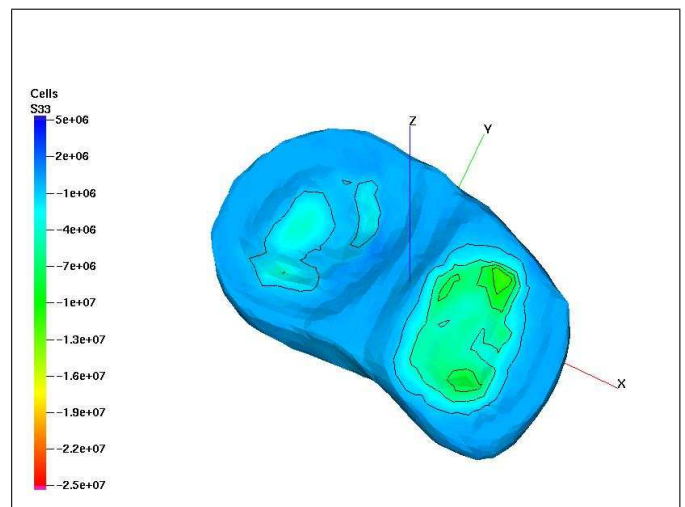
rotace o -0.7°



rotace o -0.2°

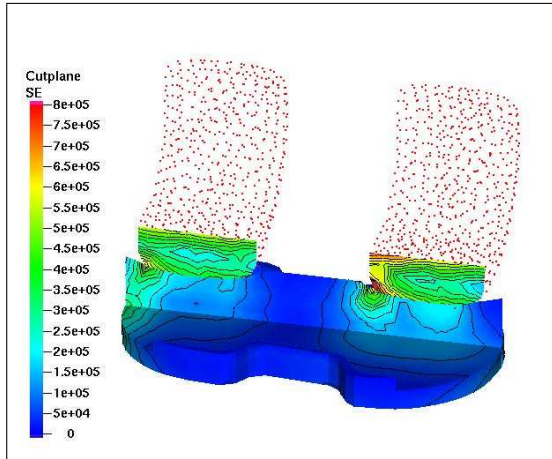


rotace o 0.3°

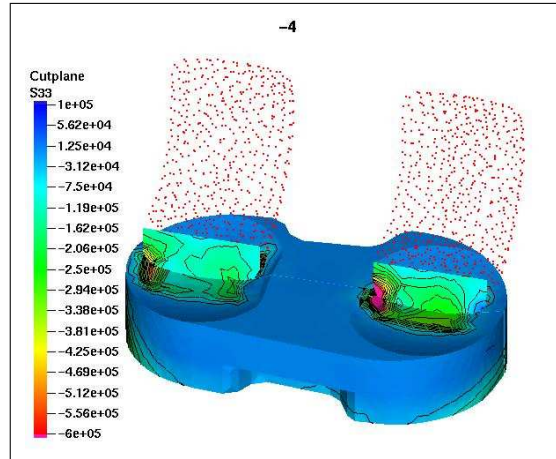


rotace o 0.8°

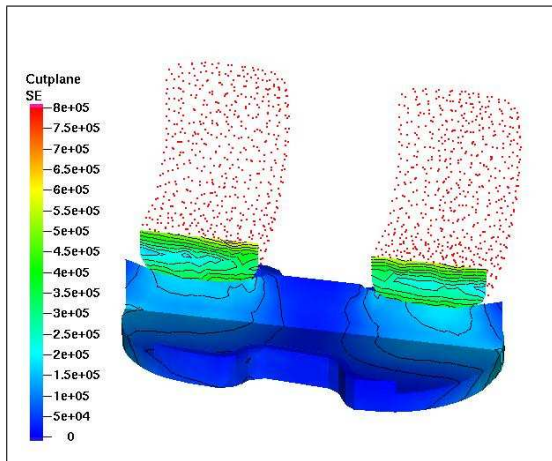
Obrázek 10: Hodnoty σ_{zz} , tj. napětí v proximálním směru, na kontaktu femuru a menisku



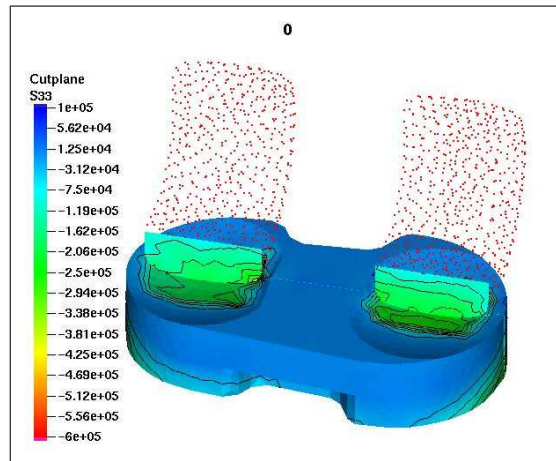
odchylka zatěžující síly -4°



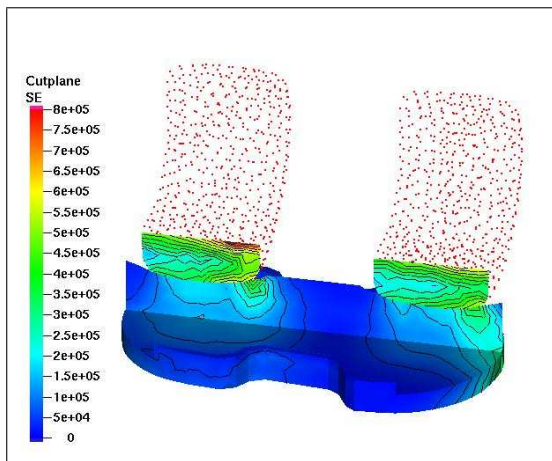
odchylka zatěžující síly -4°



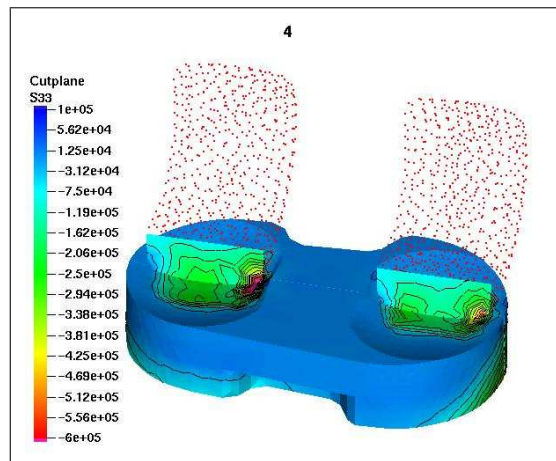
odchylka zatěžující síly 0°



odchylka zatěžující síly 0°



odchylka zatěžující síly 4°



odchylka zatěžující síly 4°

Obrázek 11: Hodnoty σ_e na řezu femorální komponentou a plastovou vložkou

Obrázek 12: Hodnoty σ_{zz} na řezu femorální komponentou

Literatura

- [1] Z. Kestřánek and J. Nedoma, “FEC - a code for contact problems in thermoelasticity,” Tech. Rep. No. 740, Institute of Computer Science, AS CR, February 1998.
- [2] J. Nedoma, J. Stehlík, M. Bartoš, F. Denk, V. Džupa, J. Fousek, I. Hlaváček, Z. Klézl, and I. Květ, *Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí*. Universita Karlova v Praze – Nakladatelství Karolinum, 2006.
- [3] M. Lanzendörfer, “Modifikace FEC – kód pro dynamickou kontaktní úlohu v lineární pružnosti,” Tech. Rep. No. 980, Institute of Computer Science, AS CR, November 2006.
- [4] J. Nedoma and J. Daněk, “Dynamic and quasi-static FE simulations of the function of human joints and their total replacements based on the mortar approach,” Tech. Rep. No. 1005, Institute of Computer Science, AS CR, 2007.
- [5] J. Nedoma and J. Daněk, “Dynamic and quasi-static simulations of the function of knee joint and its artificial replacements in 2D and 3D,” in preparation.
- [6] amiraTM, “Advanced 3D visualization and volume modeling.”
<http://www.amiravis.com/>.
- [7] FLUENT Inc., “TGrid: Computational fluid dynamics (CFD) preprocessor.”
<http://www.fluent.com/software/tgrid/index.htm>.
- [8] L. A. National Laboratory, “The general mesh viewer.”
<http://www-xdiv.lanl.gov/XCM/gmv/GMVHome.html>.