



národní
úložiště
šedé
literatury

Výsledky numerického modelování zatížení keramické náhrady kolenního kloubu

Daněk, Josef
2007

Dostupný z <http://www.nusl.cz/ntk/nusl-36851>

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

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

Datum stažení: 27.09.2024

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



Institute of Computer Science
Academy of Sciences of the Czech Republic

Výsledky numerického modelování zatížené keramické náhrady kolenního kloubu

J. Daněk

Technical report No. 990

March 2007



Institute of Computer Science
Academy of Sciences of the Czech Republic

Výsledky numerického modelování zatížené keramické náhrady kolenního kloubu

J. Daněk

Technical report No. 990

March 2007

Abstrakt:

Předložená studie je výzkumnou zprávou Projektu MPO ČR č. FT-TA/087 “**Komplexní výzkum biomechanických podmínek aplikace umělých skeletálních náhrad, interakce náhrad s organismem, vyhodnocení příčin selhání a návrh podmínek pro zvýšení jejich stability**”. Výzkumná zpráva navazuje na Technickou zprávu č. 983 - J. Daněk, J. Stehlík, J. Nedoma, I. Hlaváček: *Výsledky numerického modelování zatíženého kolenního kloubu a jeho náhrady s uvažováním kloubního pouzdra*. Práce obsahuje numerické výsledky pro modely totální náhrady kolenního kloubu s aplikovanou totální náhradou pro různé stupně valgozity (Modely I až V) pro keramickou variantu náhrady. Modely jsou uvažovány ve frontálním řezu a jejich součástí je i kloubní pouzdro.

Keywords:

Biomechanika, kolenní kloub, totální náhrada kolenního kloubu, metoda konečných prvků.

1 Úvod

Jedním z podstatných faktorů ovlivňujících úspěch operace kolenního kloubu je výsledná geometrie dolní končetiny. Hodnocení osových poměrů skeletu dolní končetiny před operací TKP kolenního kloubu se běžně provádí z rtg. snímku dolní končetiny, kde musí být zachycen nejen kyčelní kloub, ale i část pánve s acetabulem resp. kolenní kloub, horní konec stehenní kosti a bérec s hlezenným kloubem.

V případě kolenního kloubu je třeba určit tzv. mechanickou osu dolní končetiny, což je spojnice středu hlavice stehenní kosti se středem hlezenného kloubu. Úhel, který svírá mechanická osa s anatomickou osou stehenní kosti určuje stupeň fyziologické valgosity, ve kterém by měla být provedena resekce dolního konce stehenní kosti. Dodržením správné techniky implantace, především stranově vyrovnaného napětí měkkých tkání a odstraněním zvýšeného tlaku na zadní část tibiálního platu a respektováním mechanické osy končetiny se vytvoří základní předpoklady pro správné biomechanické fungování totální náhrady. Chyby při operačním postupu resp. aplikace nevhodného typu TEP resp. TKP netoleruje žádný implantát, selhávají starší osvědčené typy protéz stejně jako sofistikovanější a několikanásobně dražší nejmodernější implantáty.

2 Modely kolenního kloubu

Uvažujeme následujících pět modelů (Modely I. až V), které popisují totální náhradu implantovanou pod různými axiálními úchyly, konkrétně pro úhly 0, 3, 5, 7 a 9 stupňů. Geometrie pro modely obsahující totální náhradu byla odvozena z rtg. snímku kolenního kloubu. Všechny modely jsou uvažovány ve frontálním řezu, kde je možné analyzovat vliv axiální úchyly. Sagitální řez o tomto vlivu nic nevyovídá.

Ve všech modelech byly uvažovány pro jednotlivé materiály následující parametry (Youngův modul pružnosti E a Poissonova konstanta ν) - oproti [10] je pro náhradu místo materiálu CoCrMo použit keramický materiál ZrO₂.

Materiál	E [Pa]	ν
kost kortikalis	1.71×10^{10}	0.25
kost spongiózní	1.4×10^{10}	0.3
kostní dřev	2×10^6	0.45
vazivo	7×10^4	0.5
chrupavka	2×10^9	0.2
meniskus	4.92×10^8	0.1
Ti6Al4V	1.15×10^{11}	0.3
polyethylen	3.4×10^8	0.4
ZrO₂	4×10^{11}	0.22

Pro numerickou analýzu byla použita metoda konečných prvků a metoda rozkladu oblasti bez překrývání pro kontaktní úlohu teorie pružnosti (viz [1]), kde vyšetřovaná femorotibiální oblast kolenního kloubu zaujímá oblast Ω s hranicí, označme ji symbolem $\partial\Omega$. Hranice $\partial\Omega$ je tvořena částmi 1-2 a 3-4, kde jsou fibula a tibie upevněny, částmi 5-6 (resp. 5a-6a a 5b-6b), 7-8 (resp. 7a-8a a 7b-8b) a 9-10, jež jsou kontaktními hranicemi mezi částmi femorotibiálního kloubu, na částech 11-12 a 13-14 je předepsáno zatížení odpovídající statické vlastní hmotnosti pacienta, na zbývajících částech hranice $\partial\Omega$ je femorotibiální kloub nezatížen.

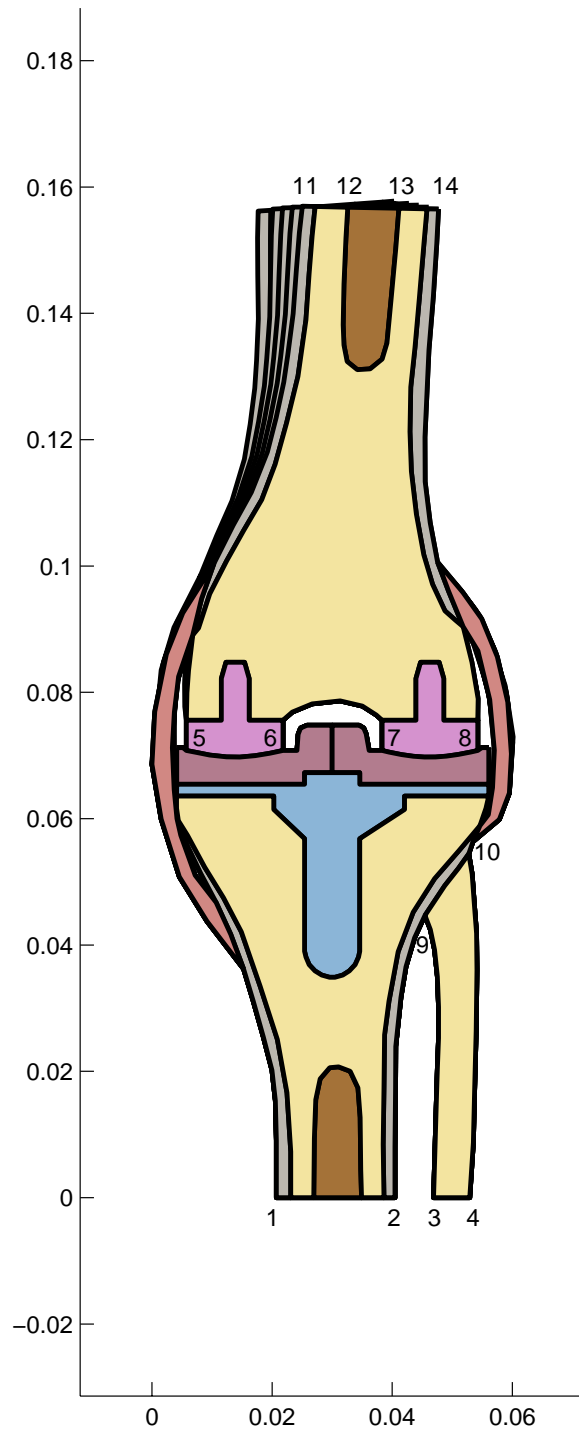
Na obr. 1 je vykreslena geometrie pro Modely I až V (kolenní kloub s totální náhradou s axiální úchylkou 0, 3, 5, 7 a 9 stupňů). Pro jednotlivé modely jsou vykresleny tyto výsledné veličiny:

- deformace
- vodorovná a svislá složka posunutí
- vodorovná, svislá a stříhová složka napětí
- hlavní napětí
- normálová a tečná složka posunutí a napětí na kontaktních hranicích

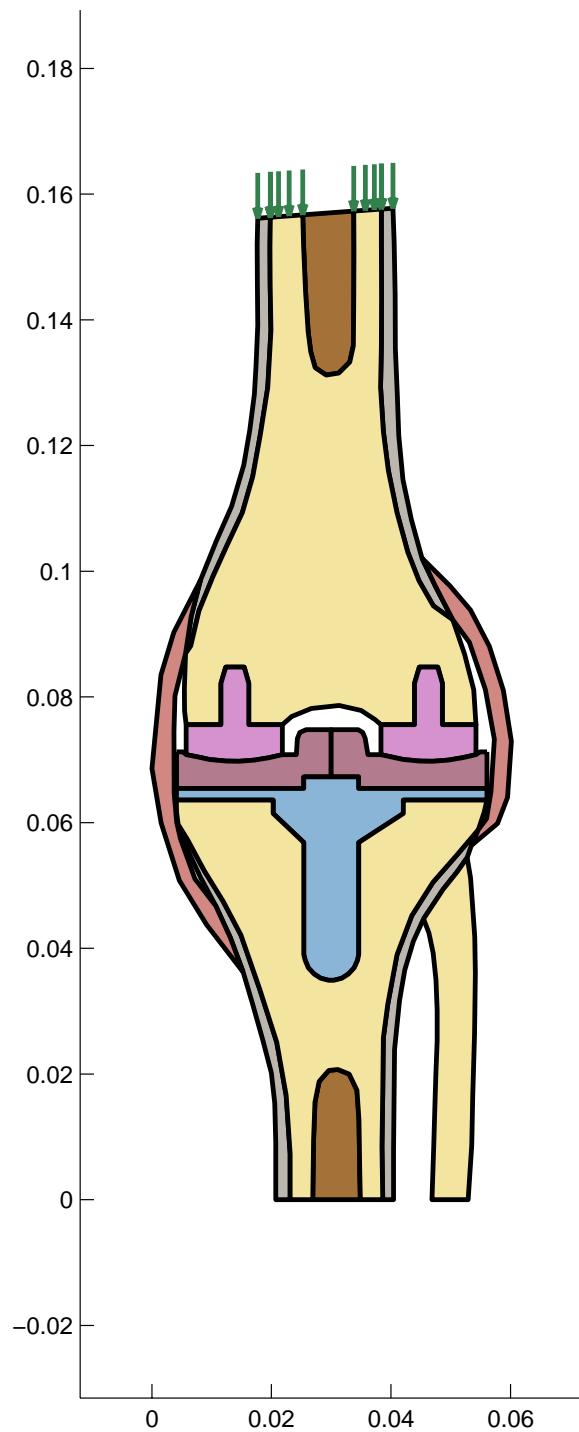
3 Výsledky

Studované modely vycházejí z jednodušších modelů popisovaných jednak v technických zprávách [6] a [7] a jednak prezentovaných dříve na mezinárodních konferencích (viz [2], [3],[4],[5]). Rozšíření spočívá v detailnější struktuře geometrie modelu, tj. v nových modelech uvažujeme kost kortikalis, kost spongiózní, kostní dřev, vazivo, meniskus a chrupavku (viz obr. 1).

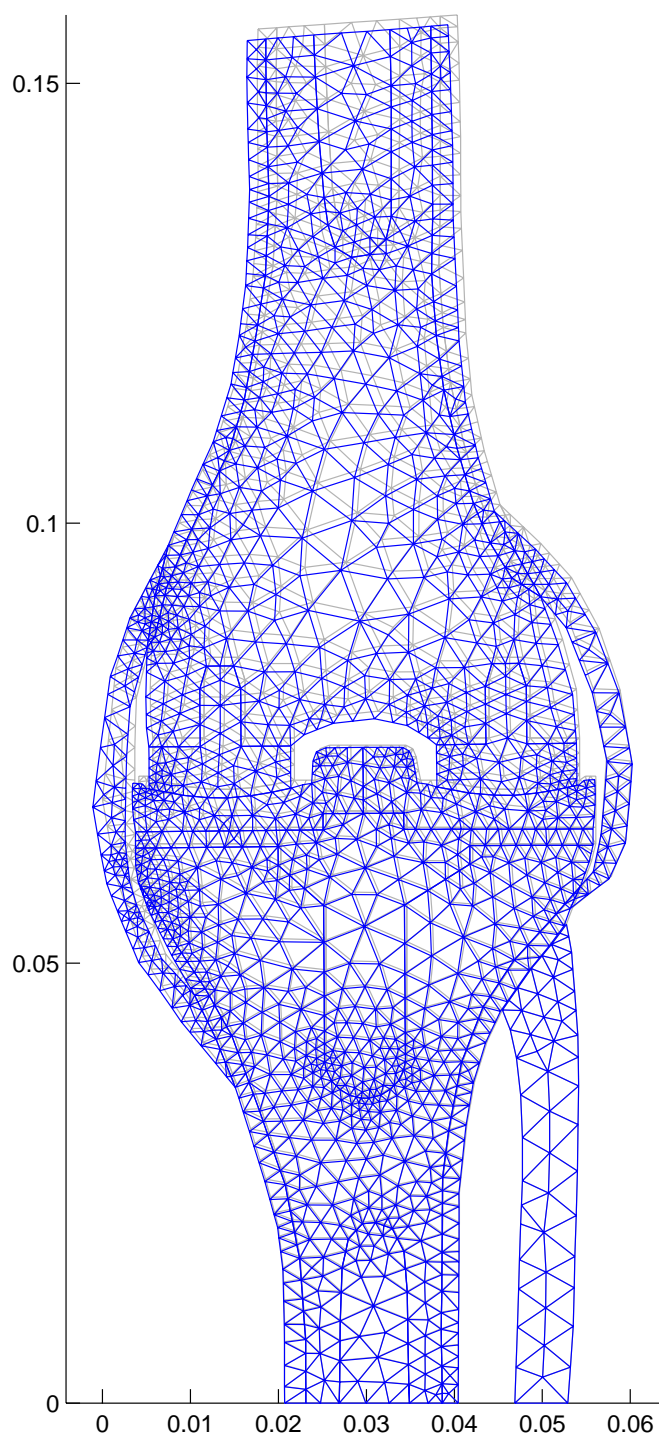
Poznatky získané z numerických experimentů můžeme krátce shrnout takto: Z obrázků zachycujících hlavní napětí a vertikální složku napětí je patrné, že tlakové napětí je více koncentrováno do oblasti vnějšího kondyly a méně pak do oblasti vnitřního kondyly. Tahová napětí se objevují nejvíce v oblasti incisura intercondylica. Směry silového toku korespondují s trátkovou strukturou epifýzy. Dobrou představu o přenášení zatížení v jednotlivých případech pro různé úhly resekce nám poskytnou také obrázky zachycující normálové a tečné složky posunutí a napětí na jednotlivých kontaktních hranicích.



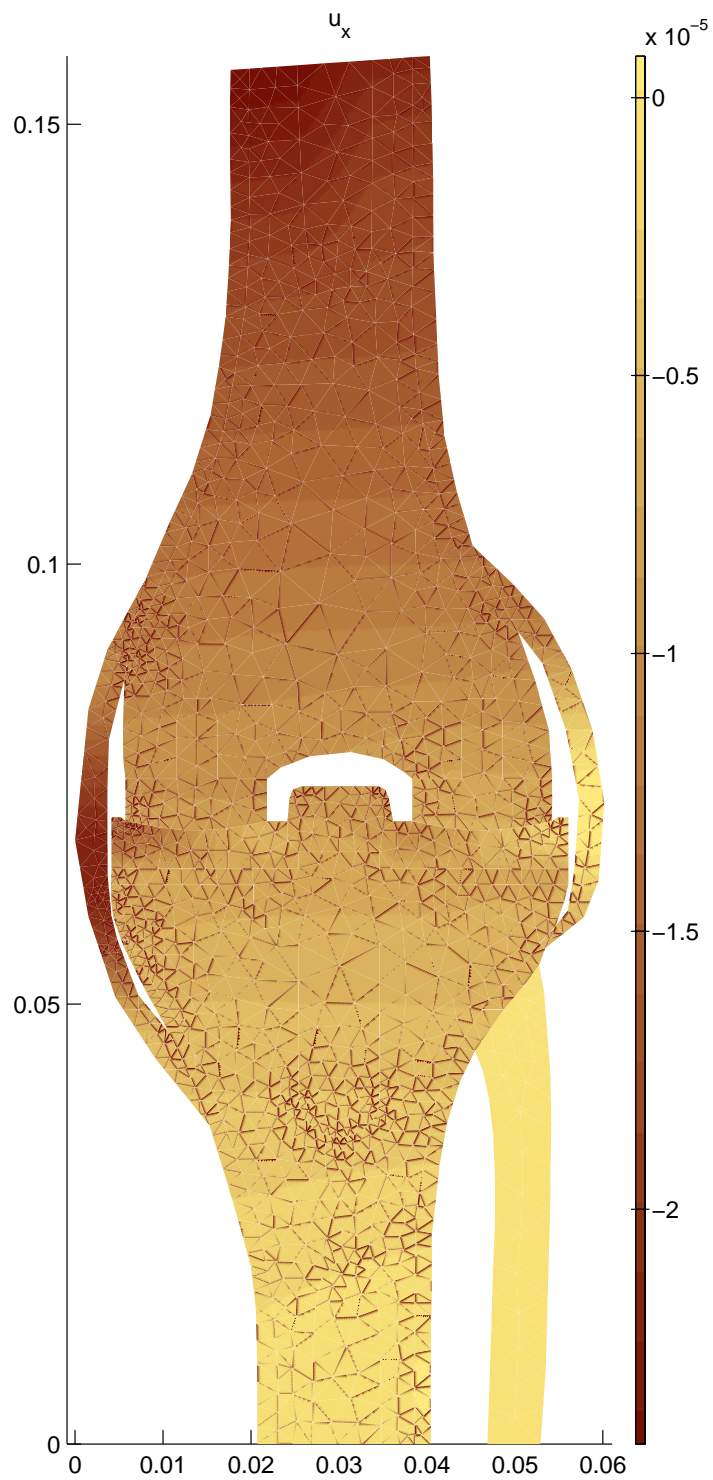
Obrázek 1: Modely I - V - geometrie



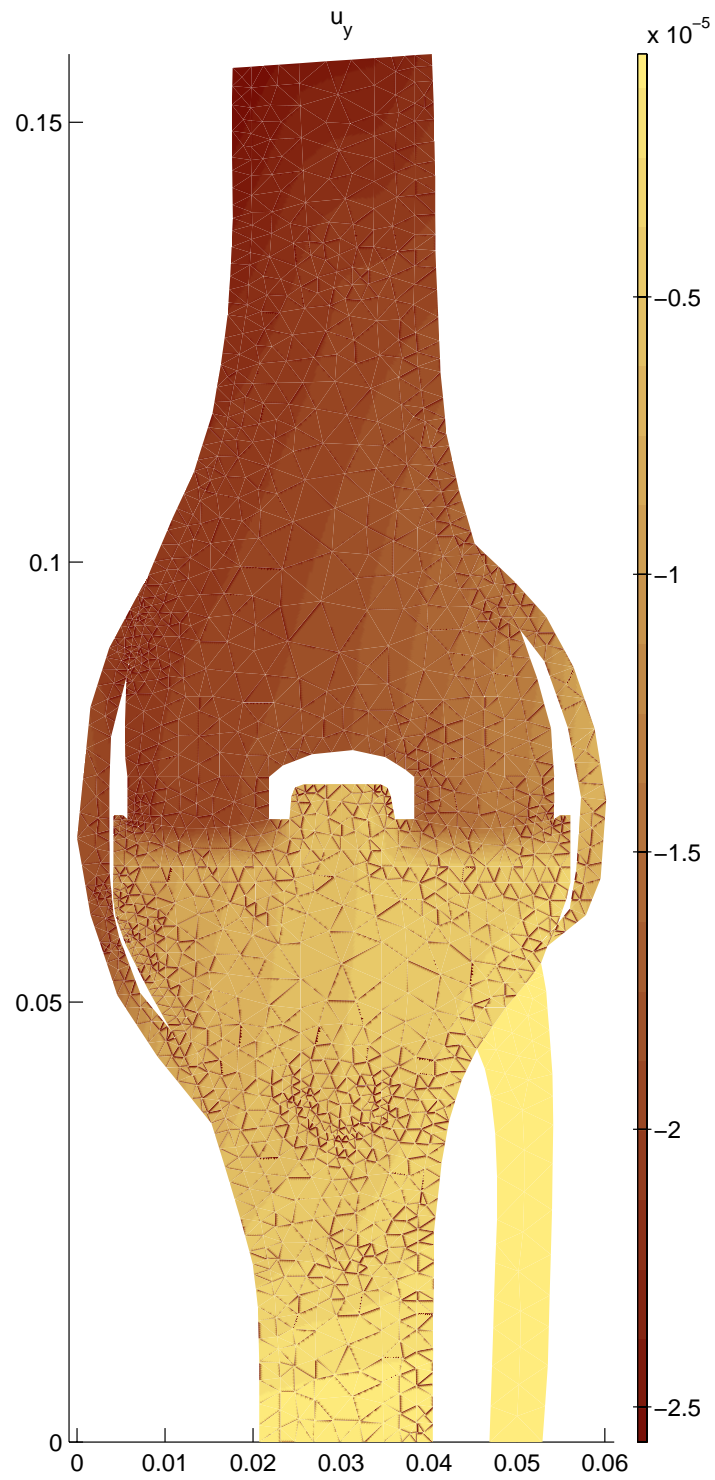
Obrázek 2: Model I - geometrie



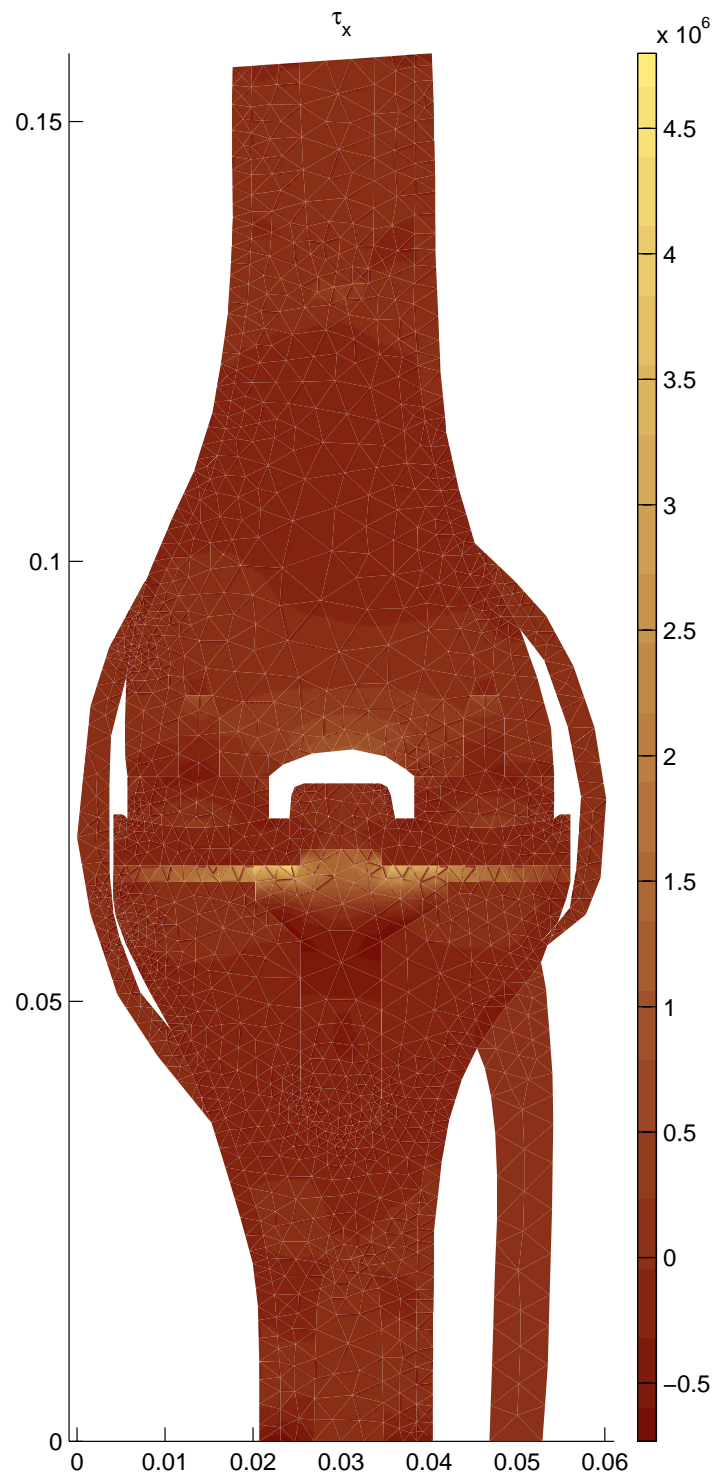
Obrázek 3: Model I - deformace (zvětšení 50x)



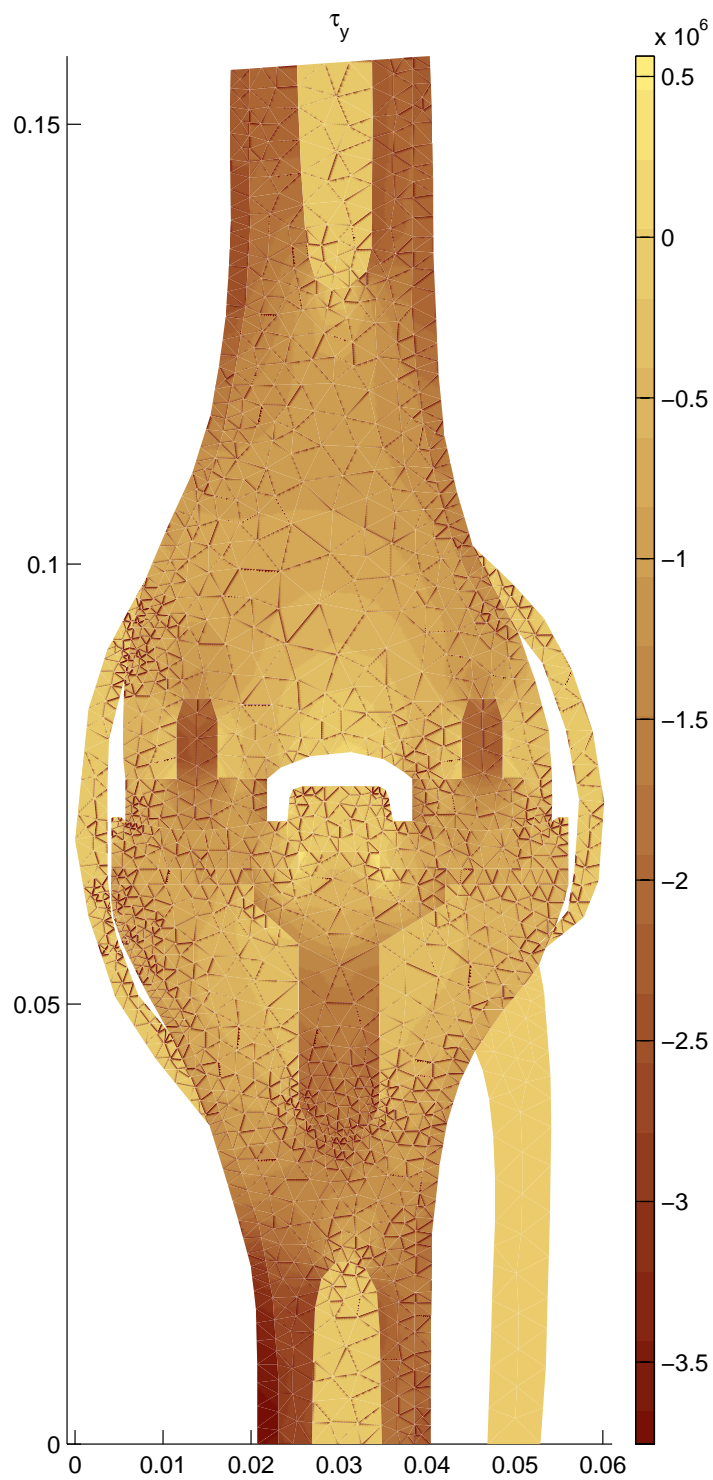
Obrázek 4: Model I - vodorovná složka posunutí



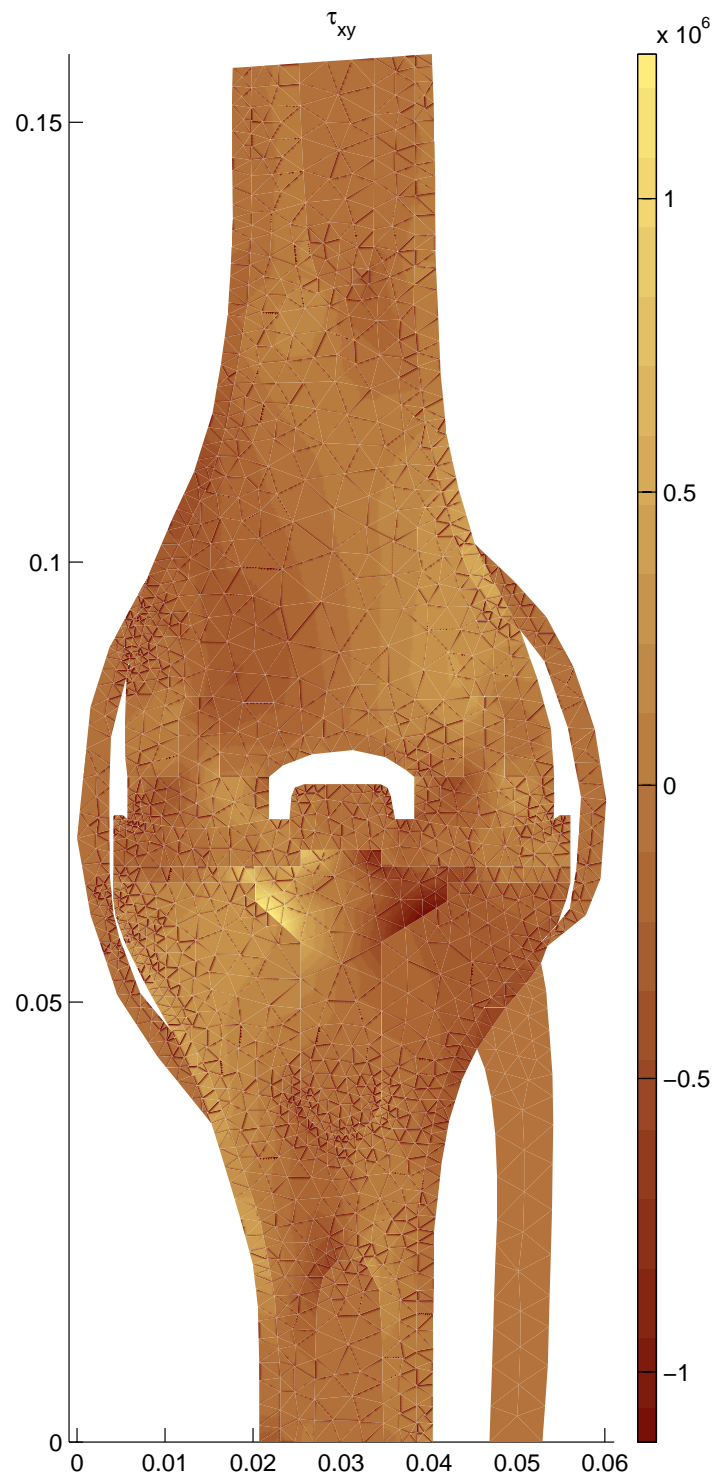
Obrázek 5: Model I - svislá složka posunutí



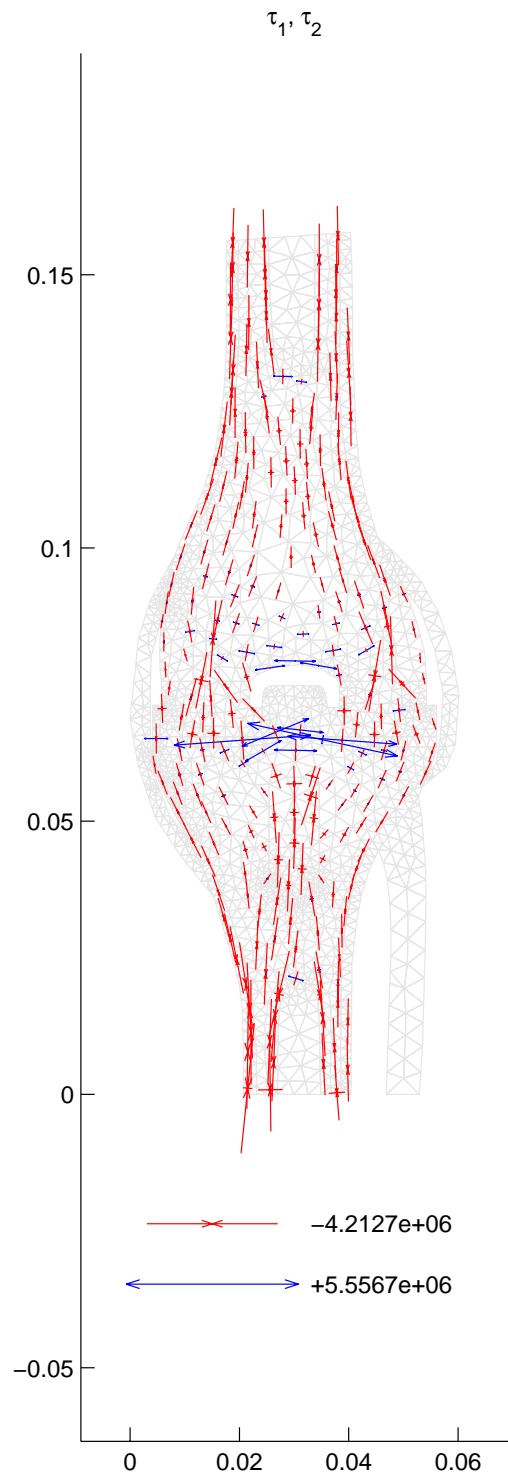
Obrázek 6: Model I - napětí τ_x



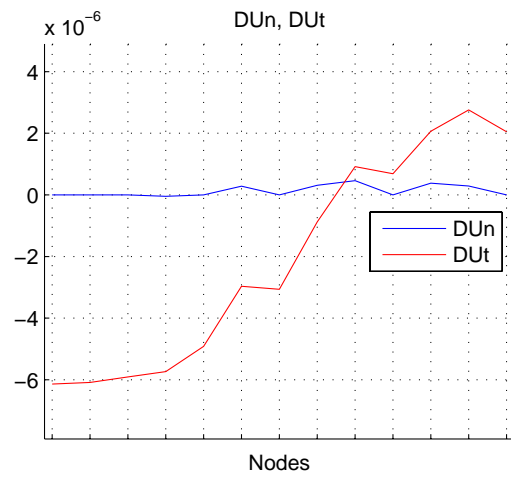
Obrázek 7: Model I - napětí τ_y



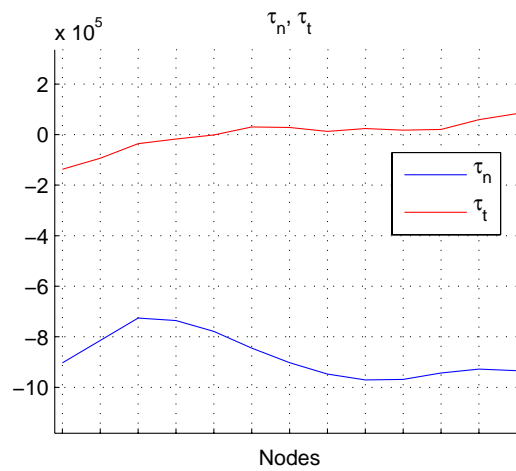
Obrázek 8: Model I - napětí τ_{xy}



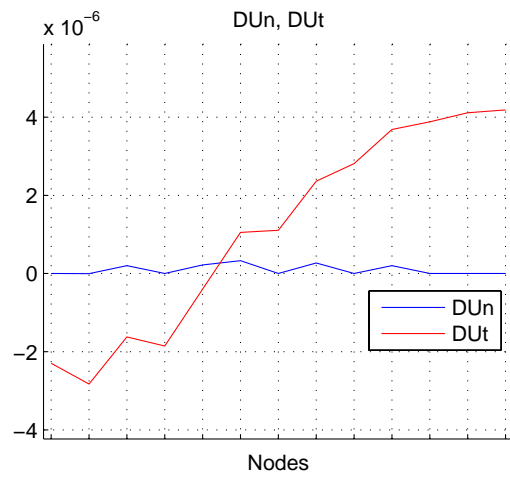
Obrázek 9: Model I - hlavní napětí



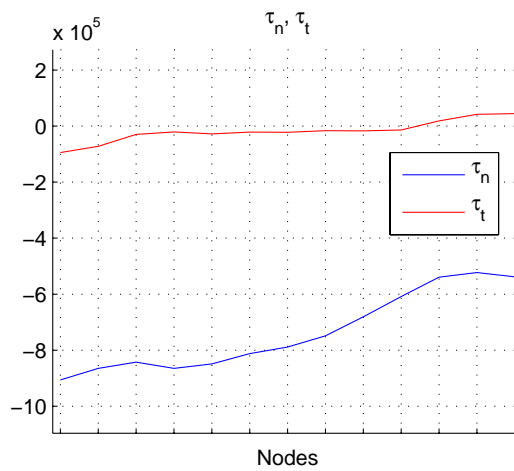
Obrázek 10: Model I - normálová a tečná složka posunutí na kontaktní hranici 5-6



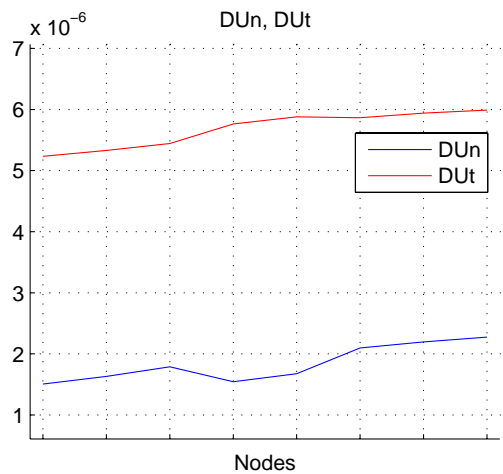
Obrázek 11: Model I - normálová a tečná složka napětí na kontaktní hranici 5-6



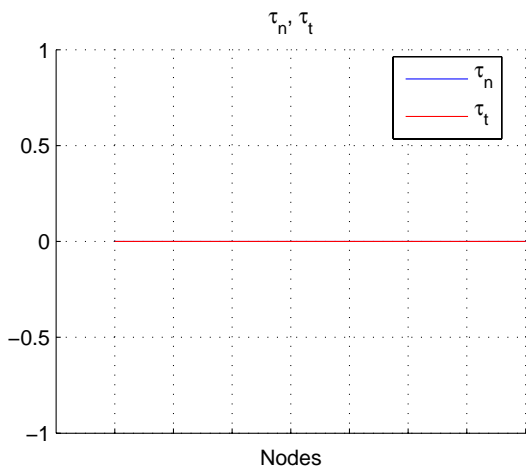
Obrázek 12: Model I - normálová a tečná složka posunutí na kontaktní hranici 7-8



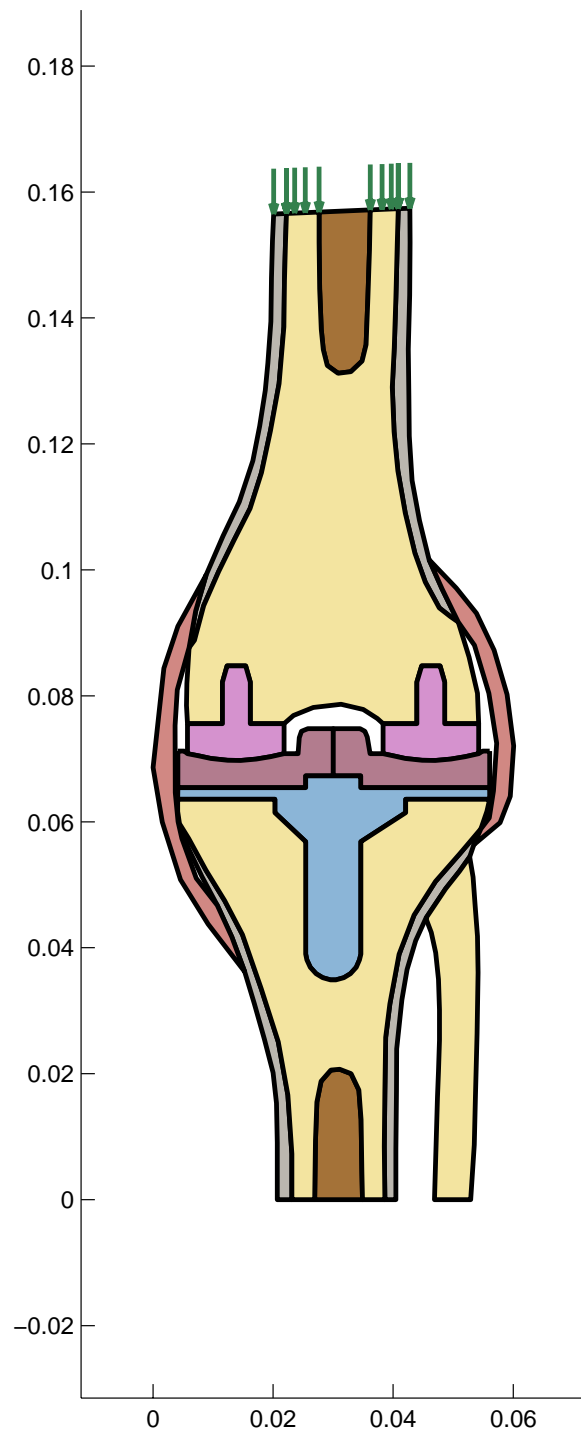
Obrázek 13: Model I - normálová a tečná složka napětí na kontaktní hranici 7-8



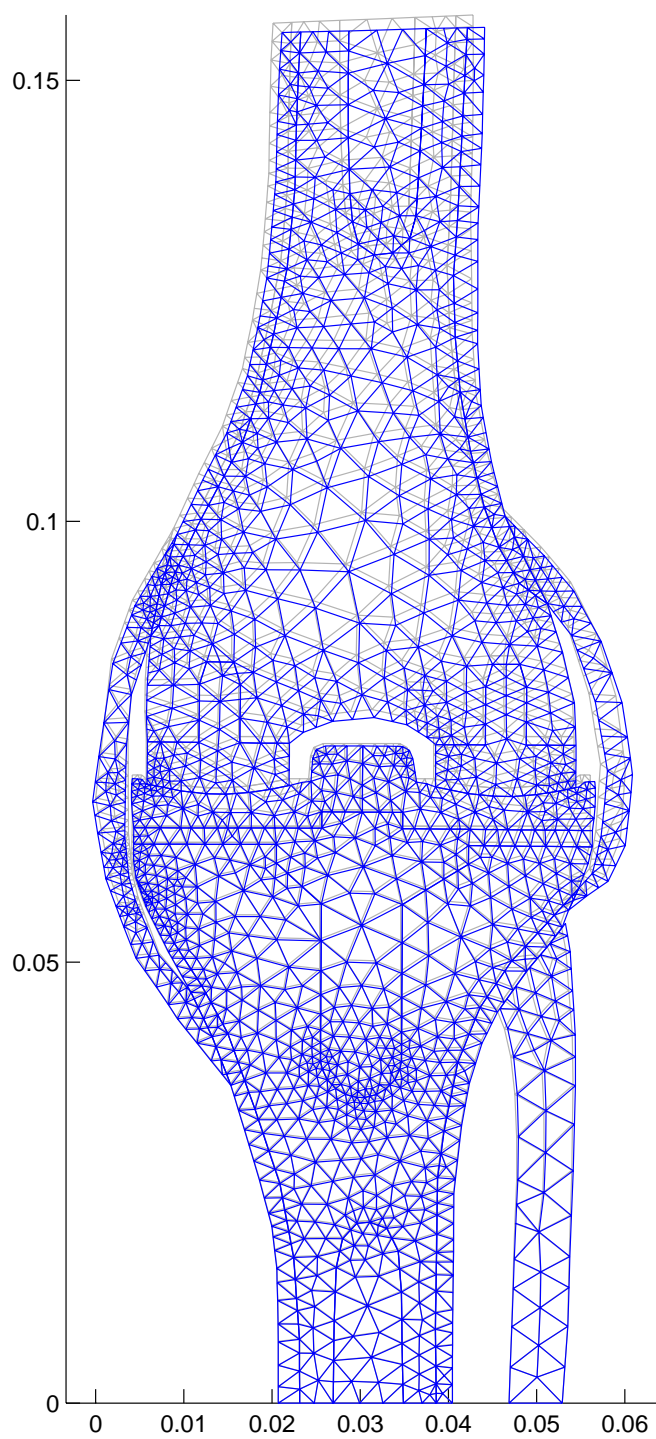
Obrázek 14: Model I - normálová a tečná složka posunutí na kontaktní hranici 9-10



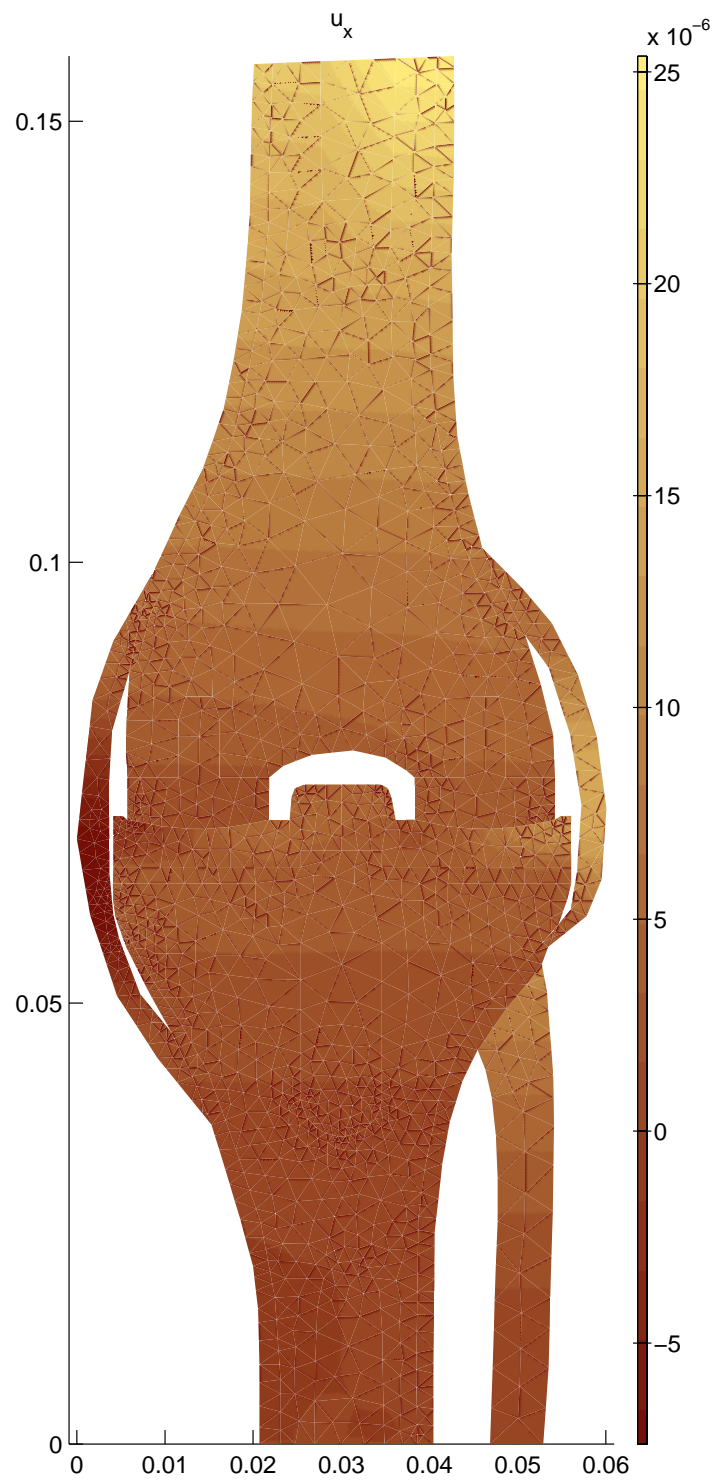
Obrázek 15: Model I - normálová a tečná složka napětí na kontaktní hranici 9-10



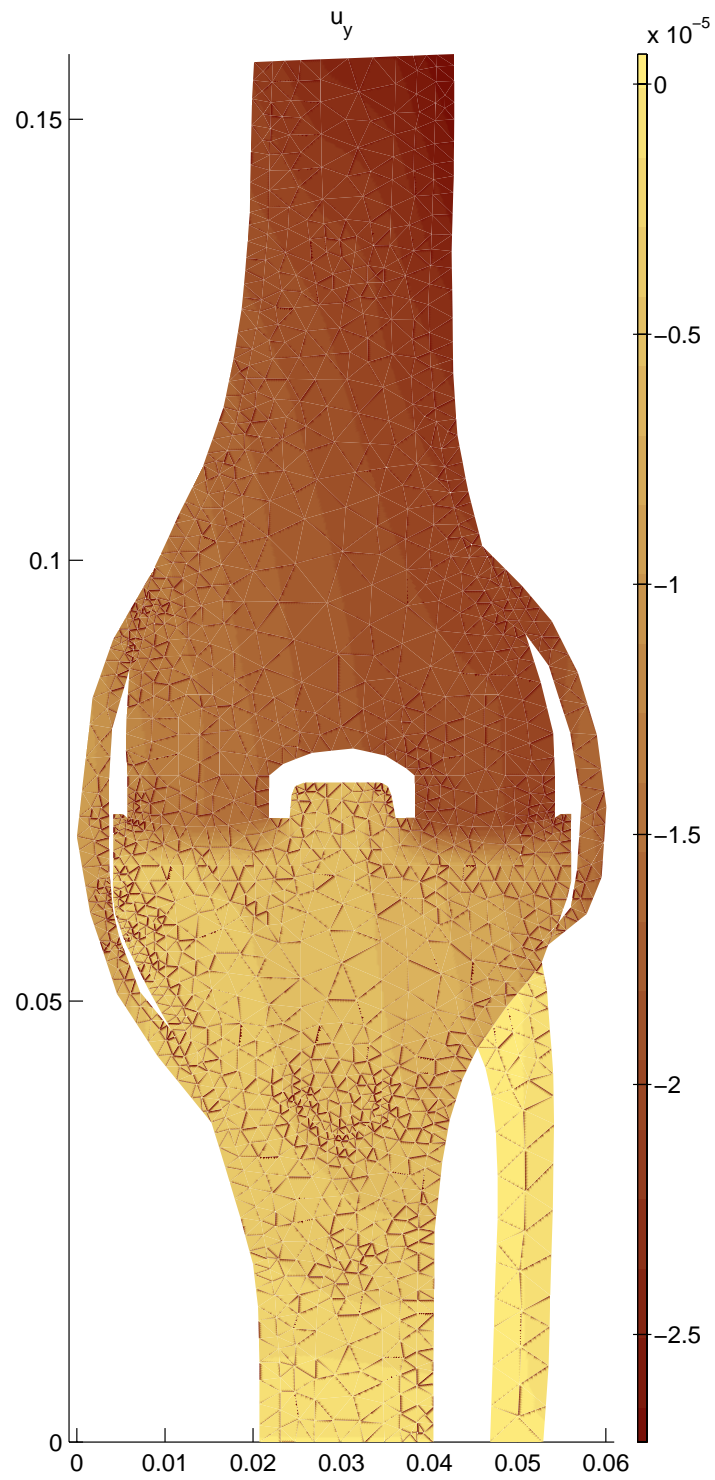
Obrázek 16: Model II - geometrie



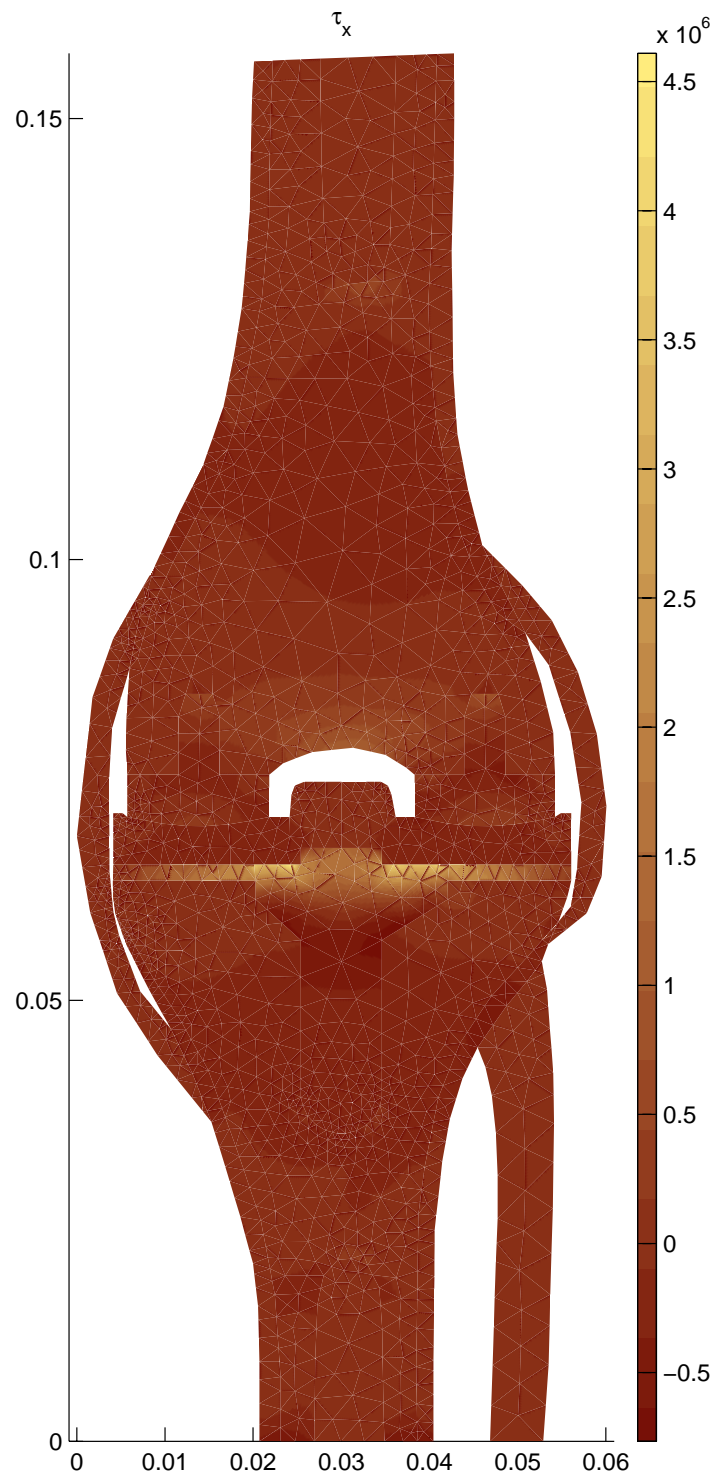
Obrázek 17: Model II - deformace (zvětšení 50x)



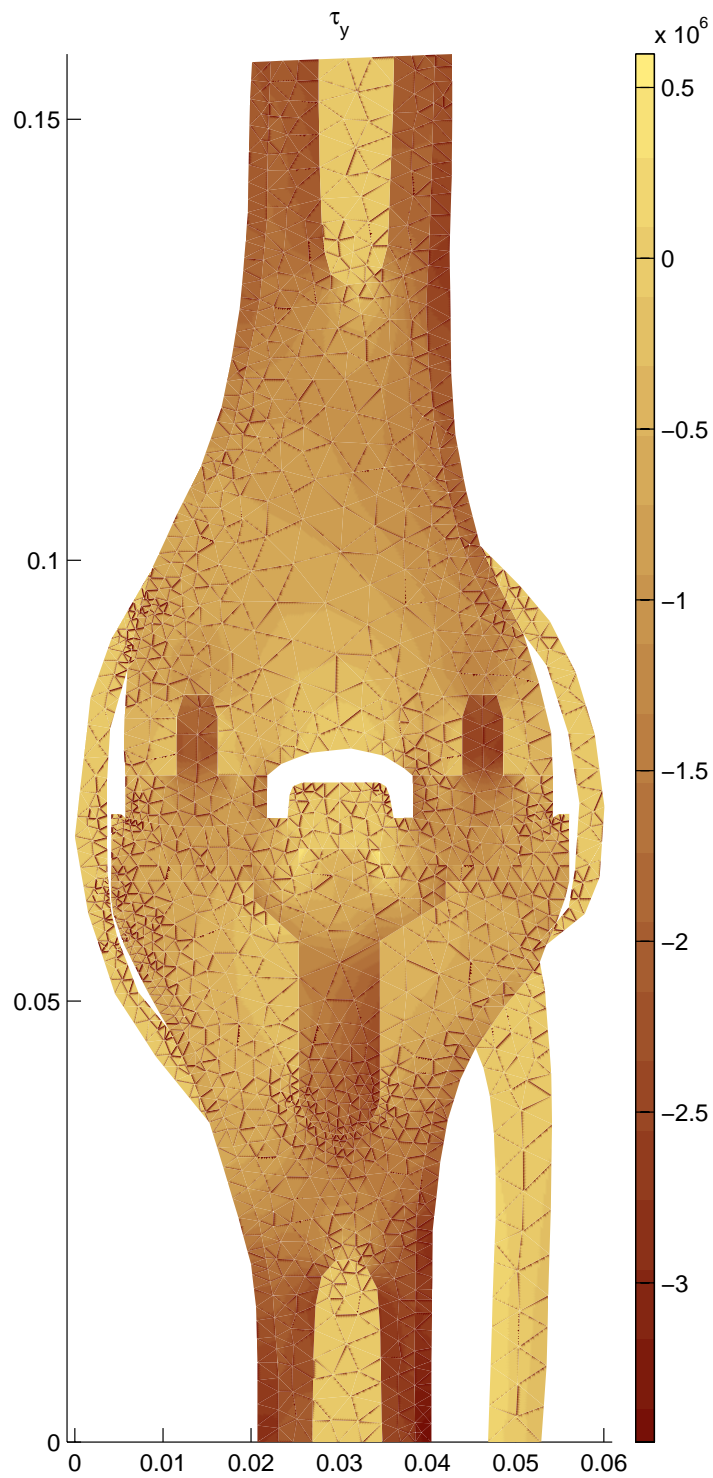
Obrázek 18: Model II - vodorovná složka posunutí



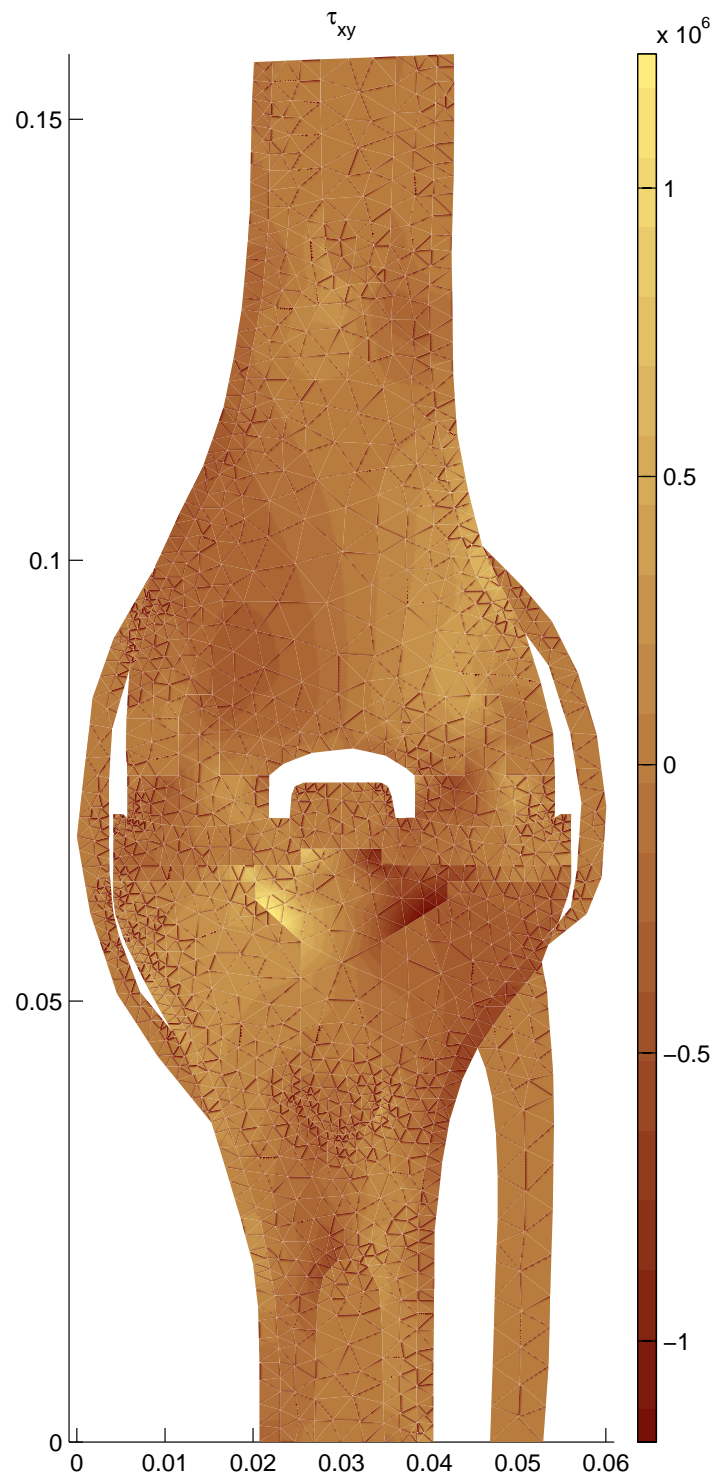
Obrázek 19: Model II - svislá složka posunutí



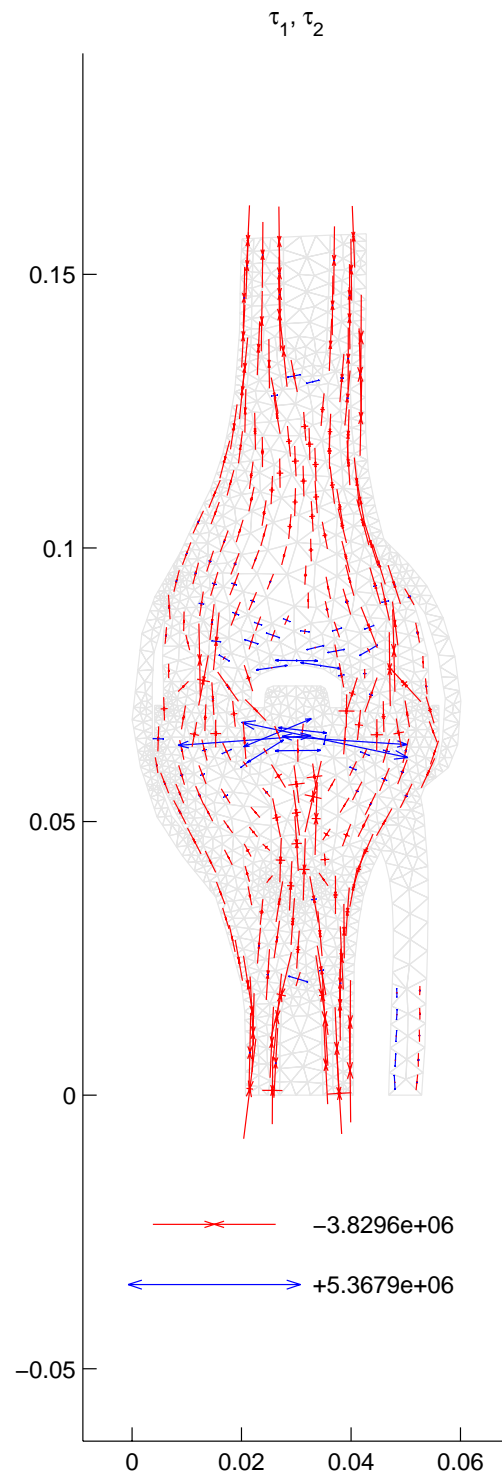
Obrázek 20: Model II - napětí τ_x



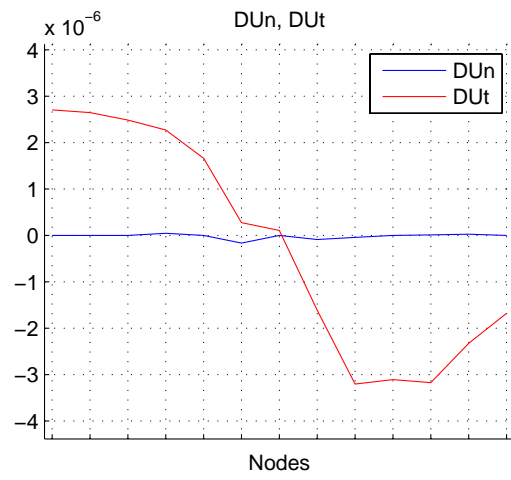
Obrázek 21: Model II - napětí τ_y



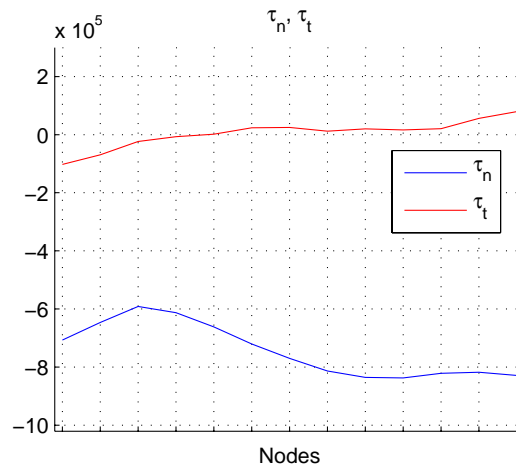
Obrázek 22: Model II - napětí τ_{xy}



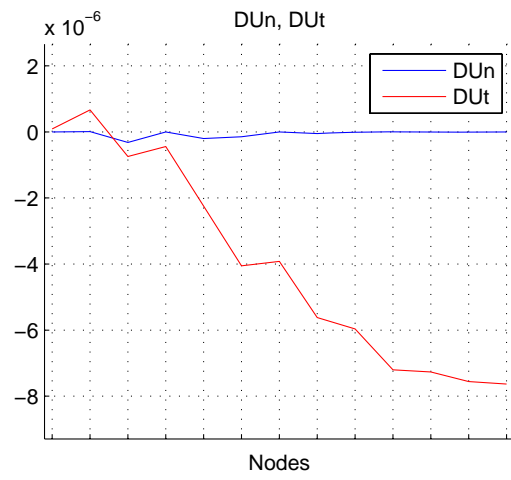
Obrázek 23: Model II - hlavní napětí



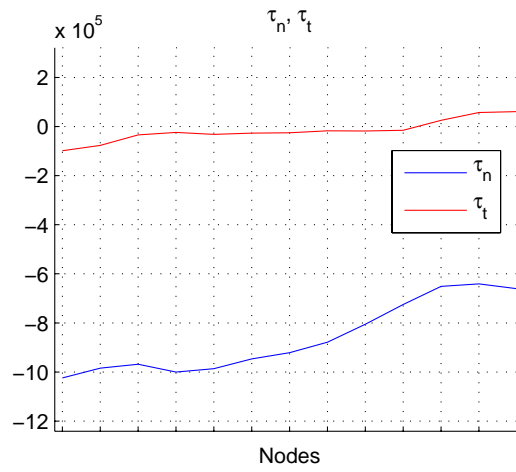
Obrázek 24: Model II - normálová a tečná složka posunutí na kontaktní hranici 5-6



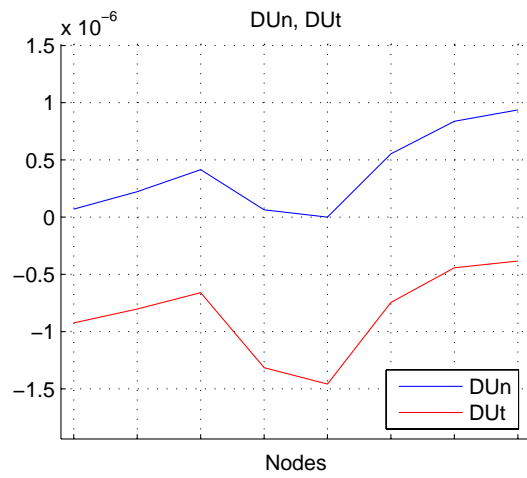
Obrázek 25: Model II - normálová a tečná složka napětí na kontaktní hranici 5-6



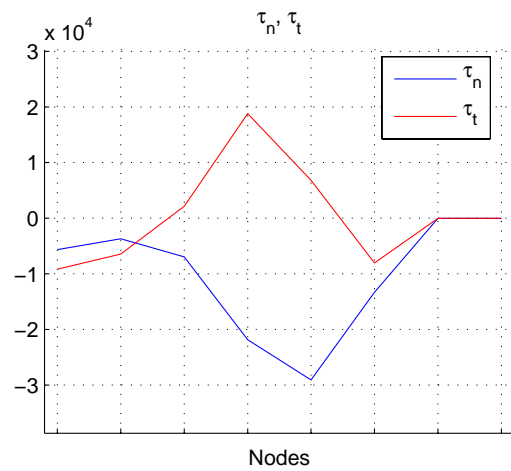
Obrázek 26: Model II - normálová a tečná složka posunutí na kontaktní hranici 7-8



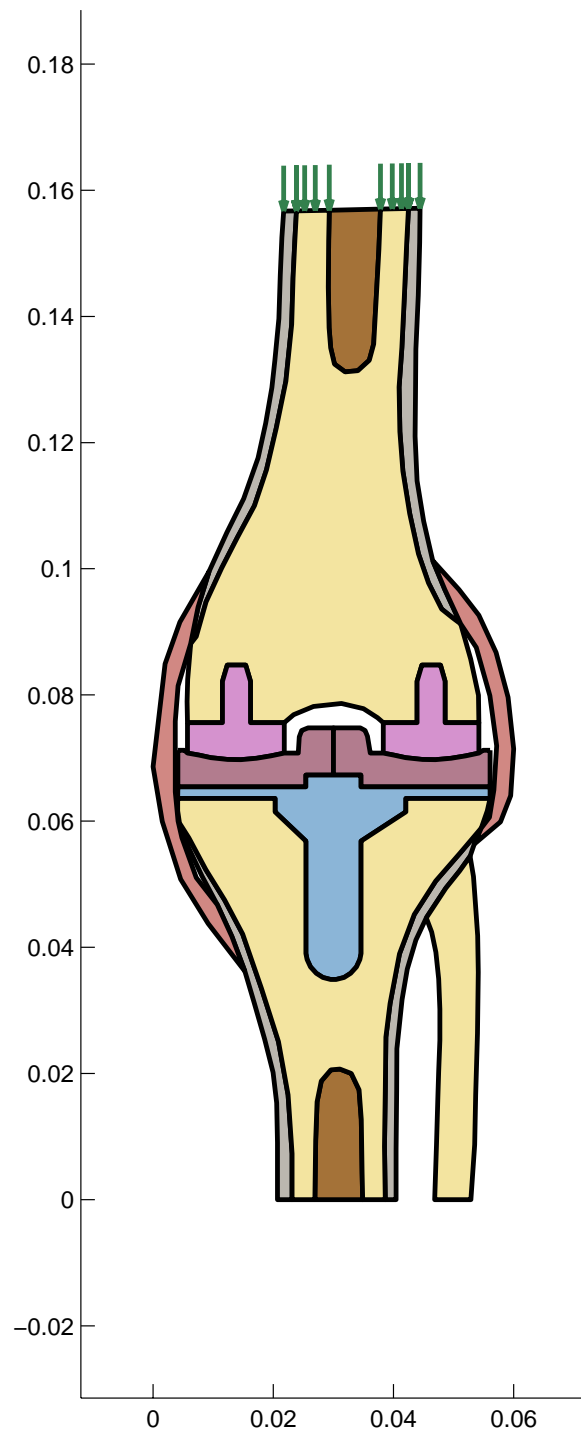
Obrázek 27: Model II - normálová a tečná složka napětí na kontaktní hranici 7-8



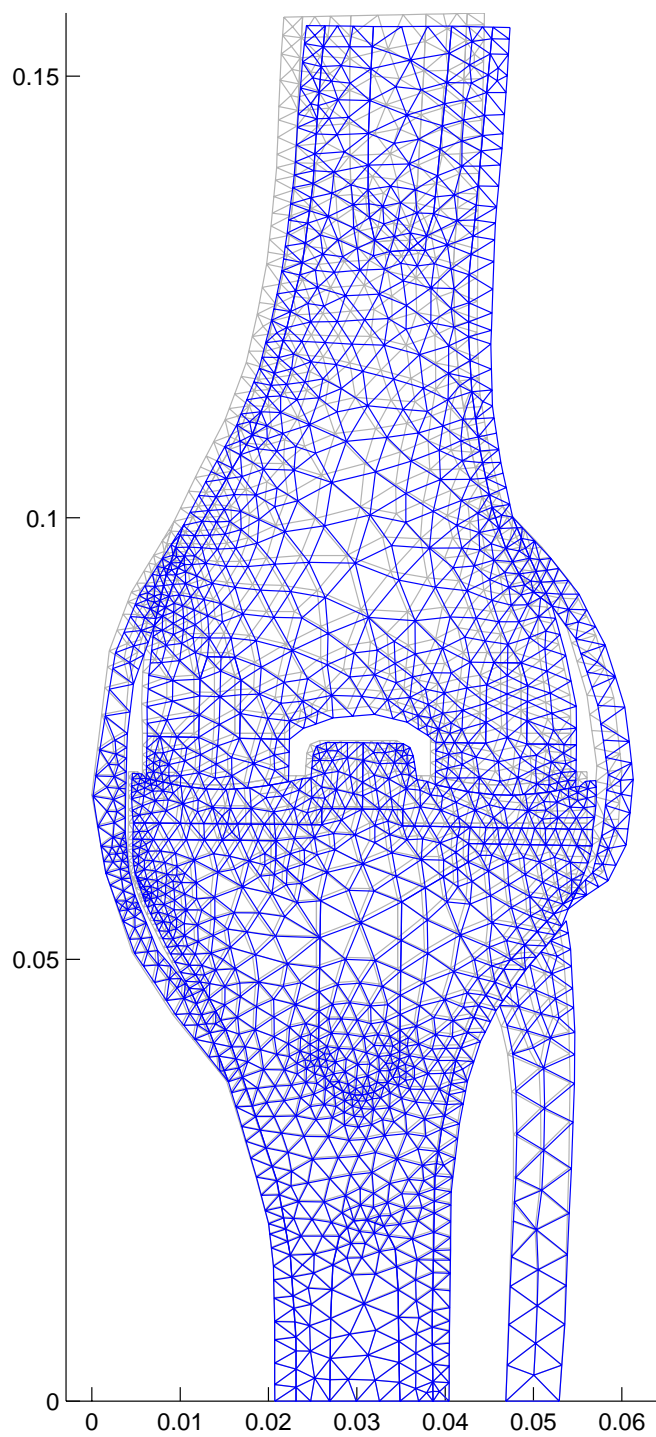
Obrázek 28: Model II - normálová a tečná složka posunutí na kontaktní hranici 9-10



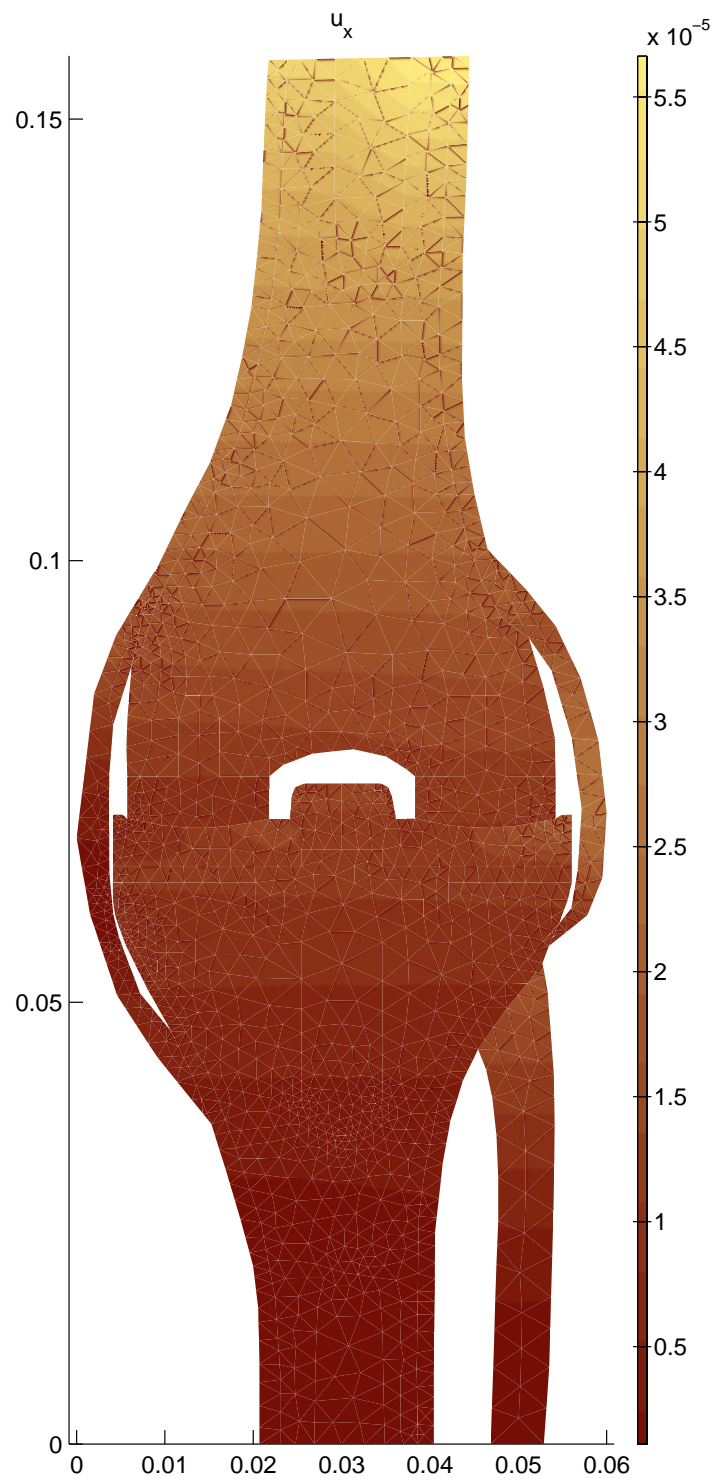
Obrázek 29: Model II - normálová a tečná složka napětí na kontaktní hranici 9-10



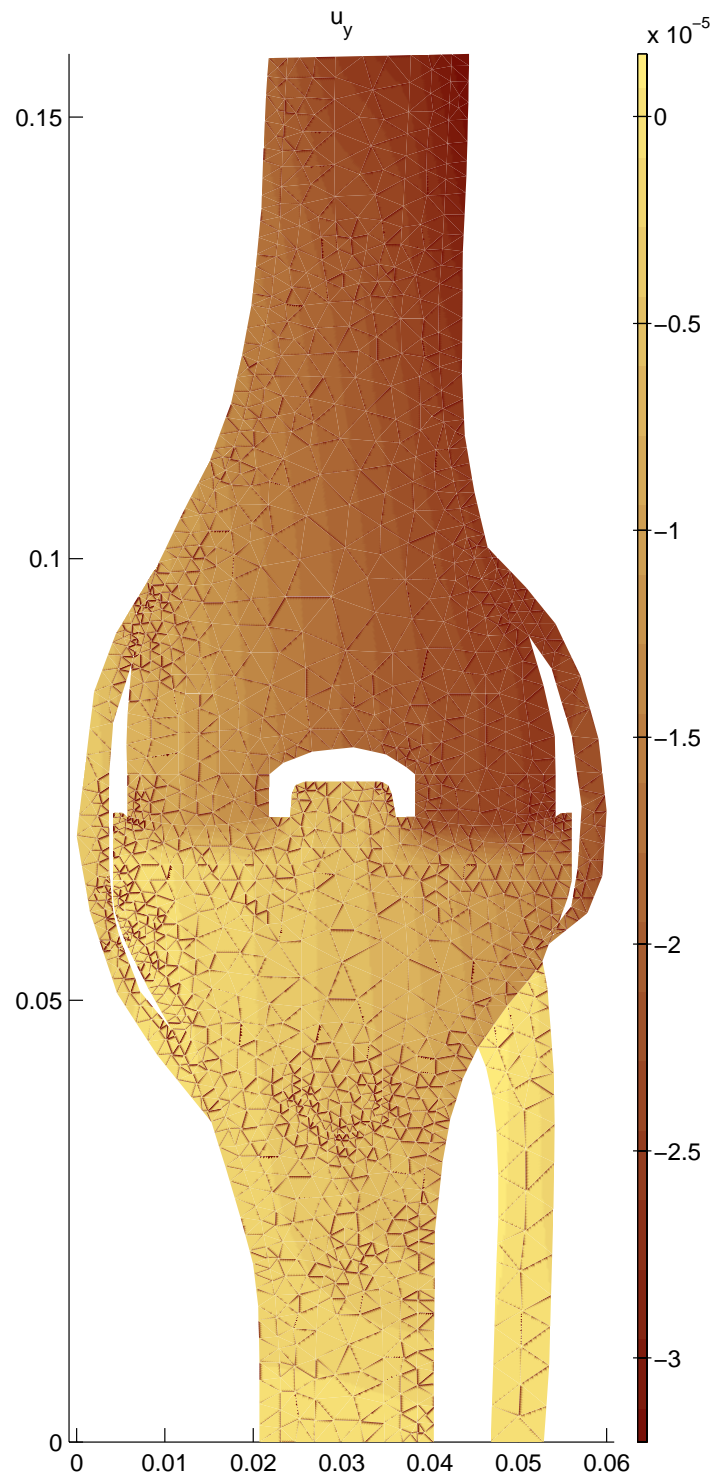
Obrázek 30: Model III - geometrie



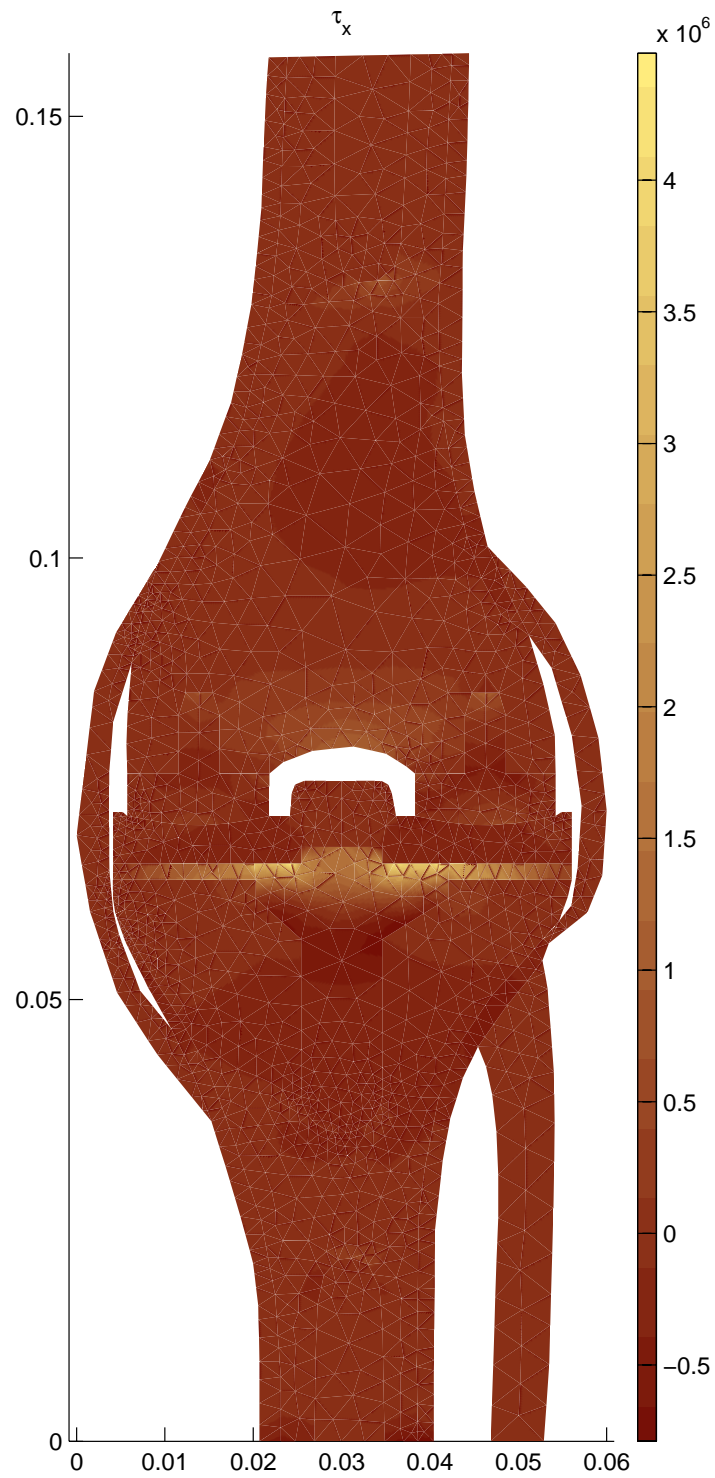
Obrázek 31: Model III - deformace (zvětšení 50x)



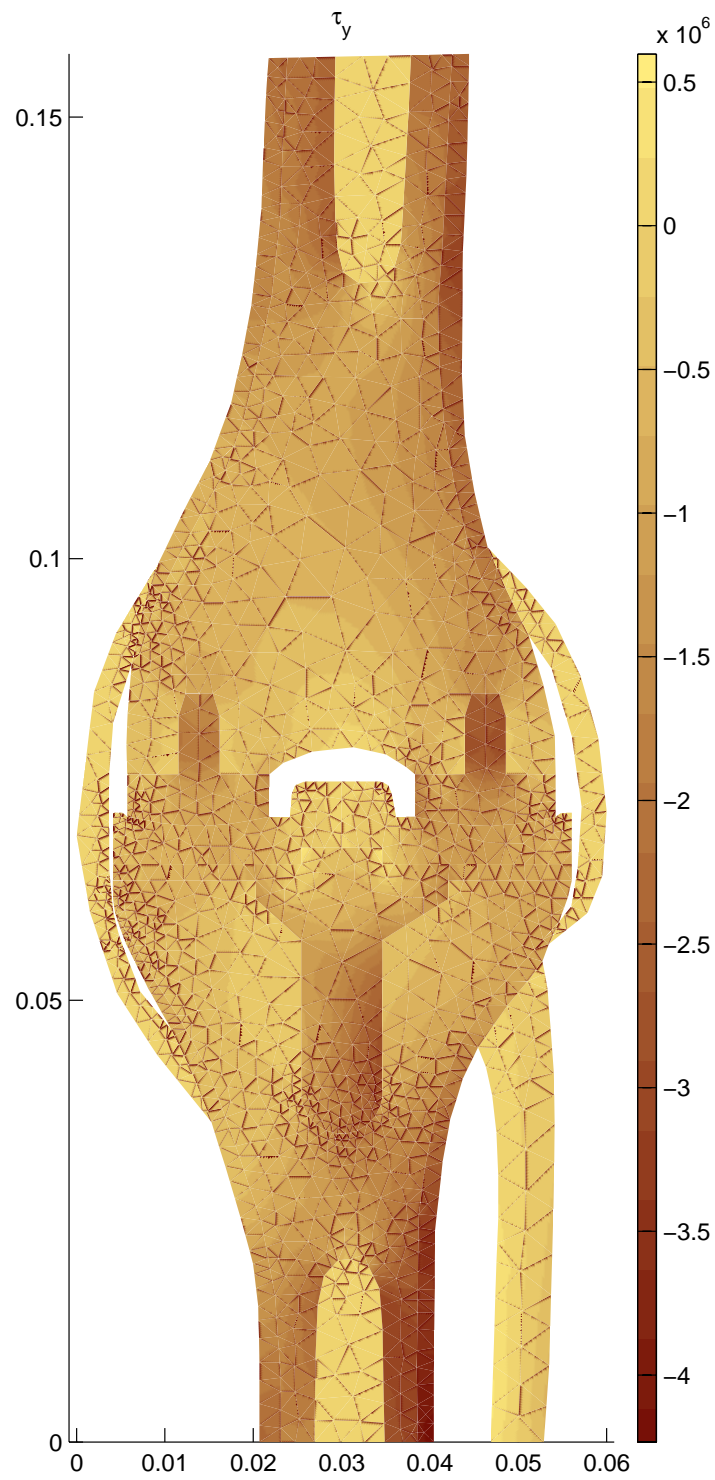
Obrázek 32: Model III - vodorovná složka posunutí



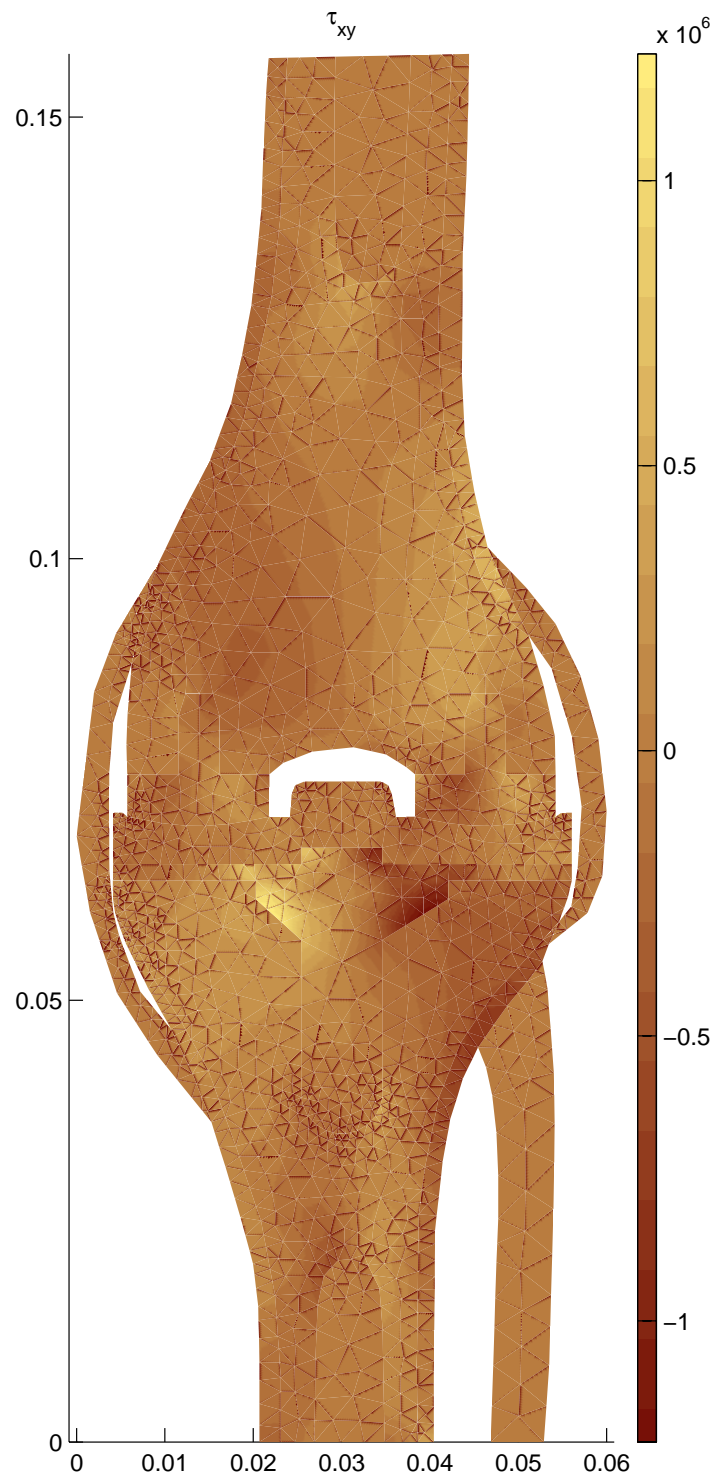
Obrázek 33: Model III - svislá složka posunutí



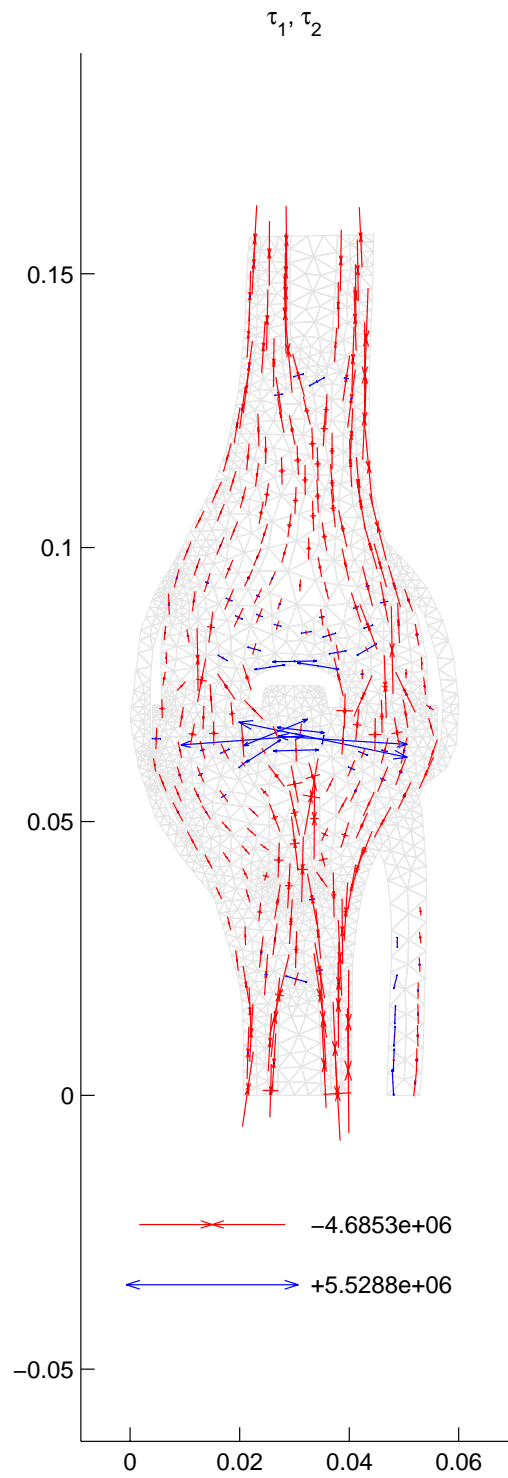
Obrázek 34: Model III - napětí τ_x



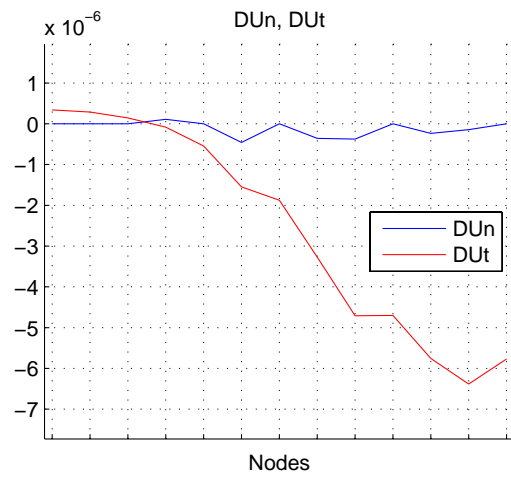
Obrázek 35: Model III - napětí τ_y



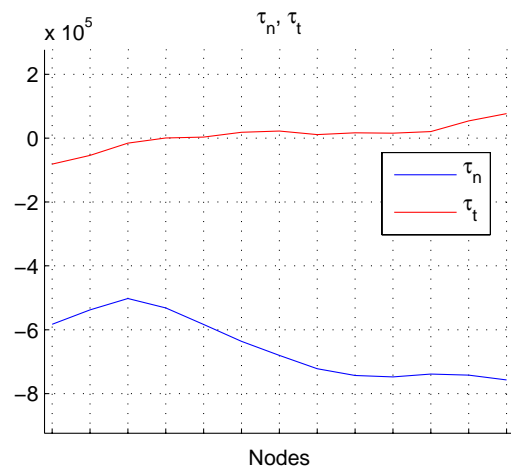
Obrázek 36: Model III - napětí τ_{xy}



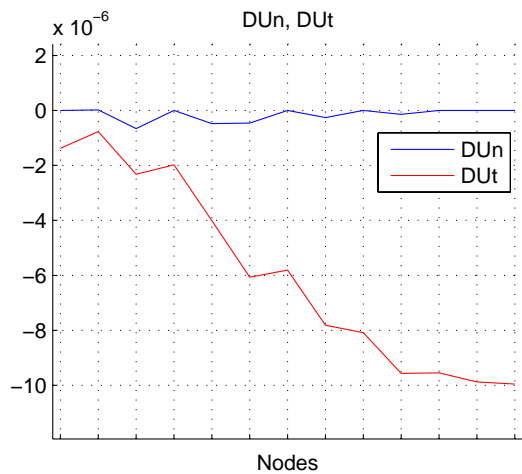
Obrázek 37: Model III - hlavní napětí



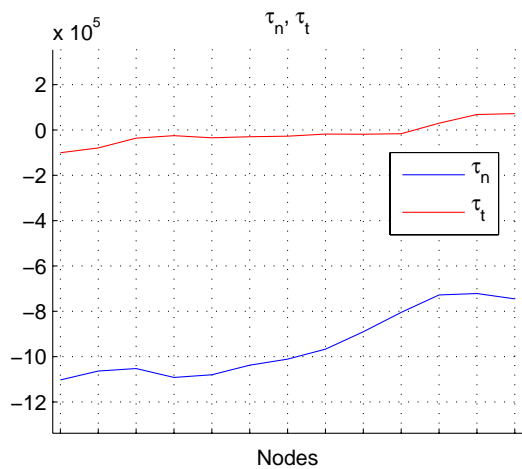
Obrázek 38: Model III - normálová a tečná složka posunutí na kontaktní hranici 5-6



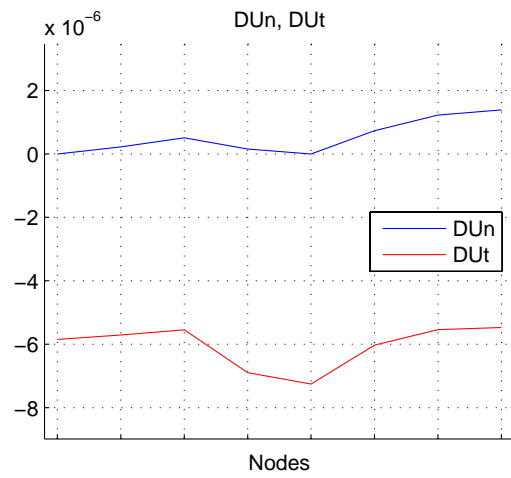
Obrázek 39: Model III - normálová a tečná složka napětí na kontaktní hranici 5-6



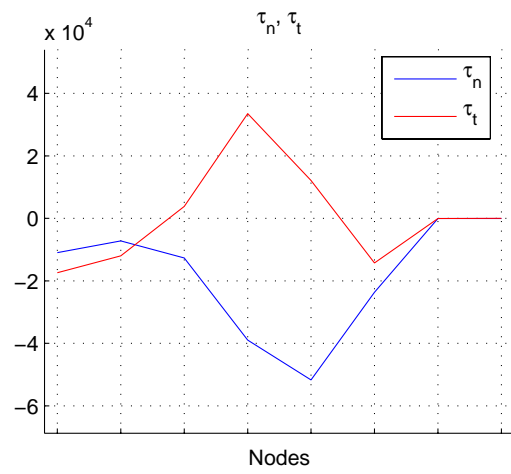
Obrázek 40: Model III - normálová a tečná složka posunutí na kontaktní hranici 7-8



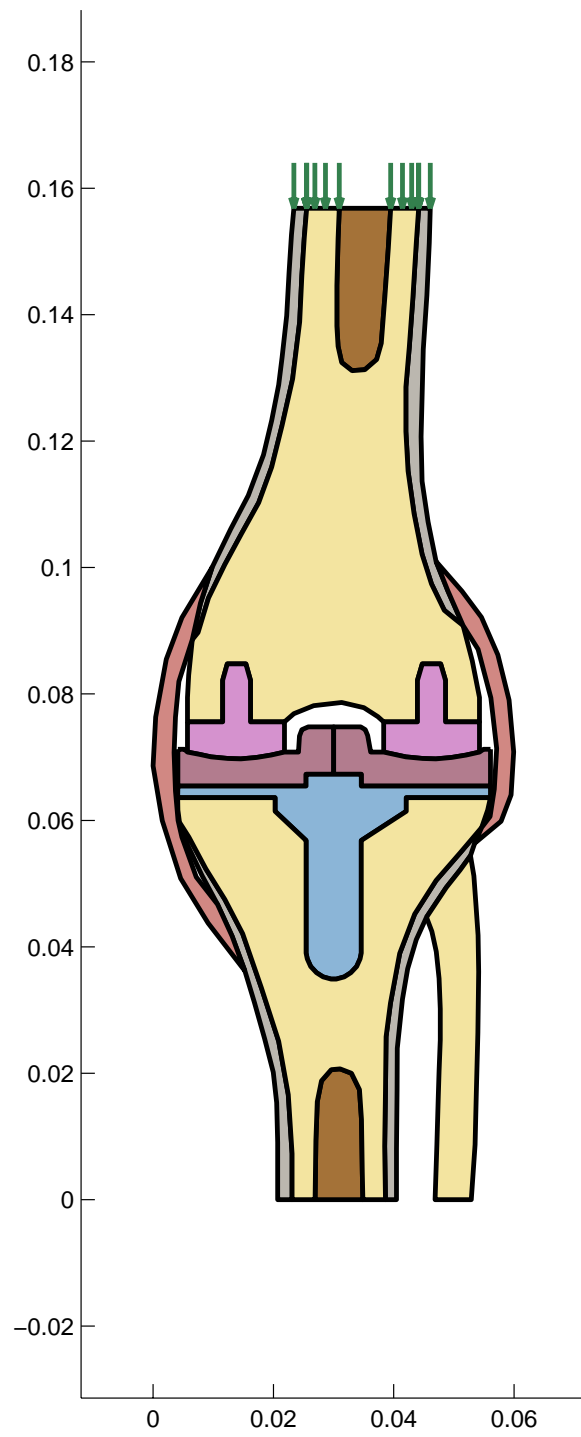
Obrázek 41: Model III - normálová a tečná složka napětí na kontaktní hranici 7-8



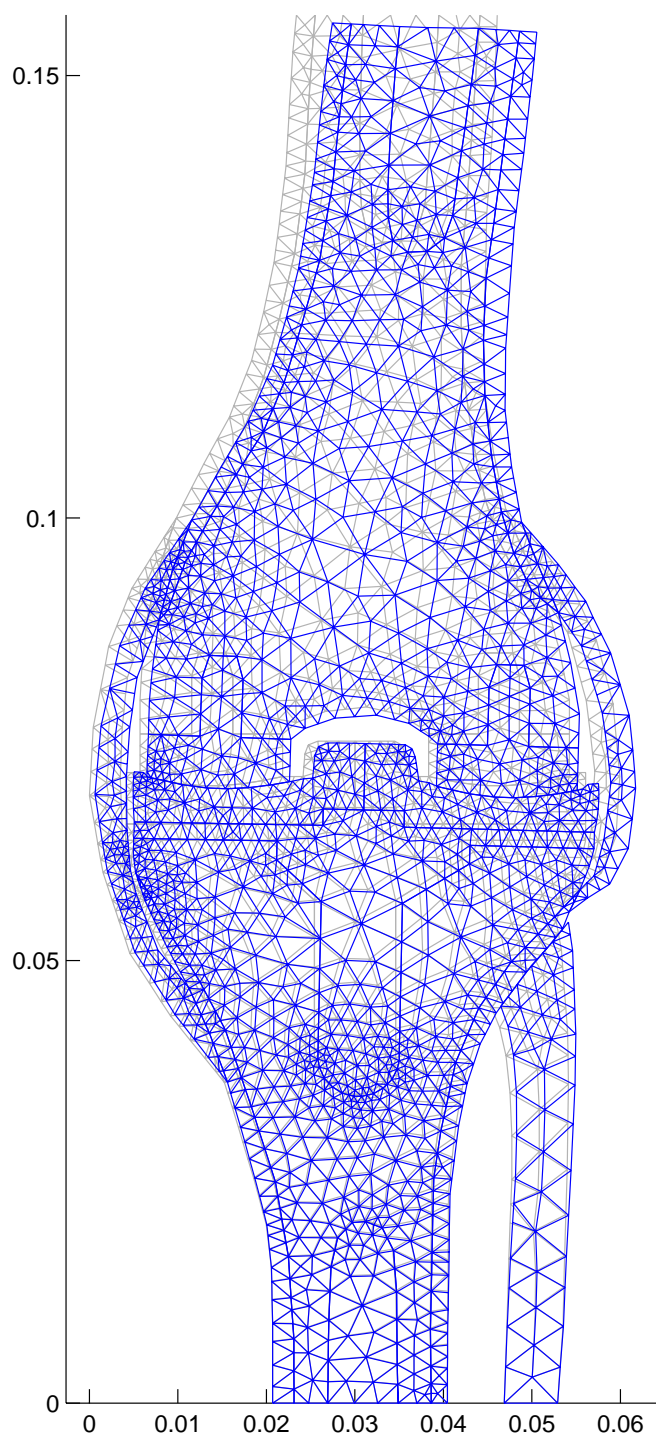
Obrázek 42: Model III - normálová a tečná složka posunutí na kontaktní hranici 9-10



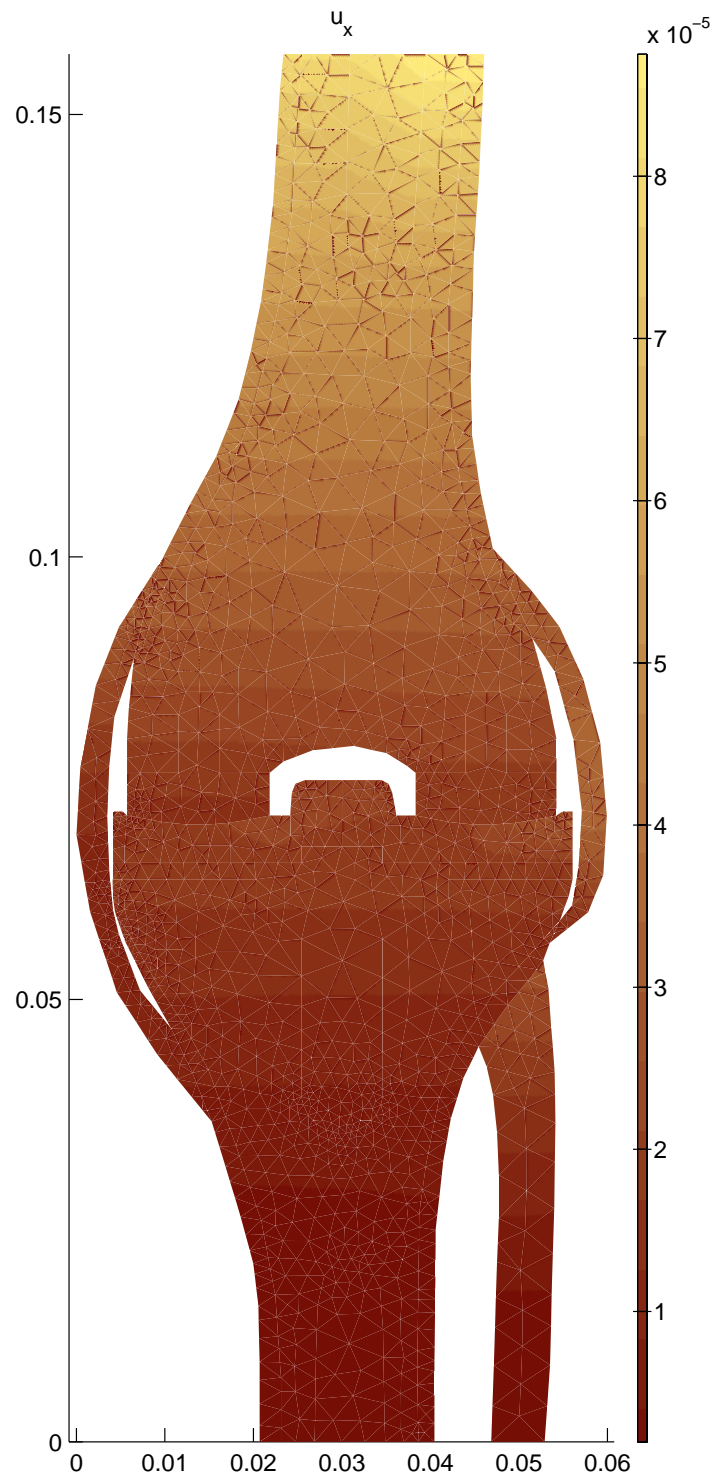
Obrázek 43: Model III - normálová a tečná složka napětí na kontaktní hranici 9-10



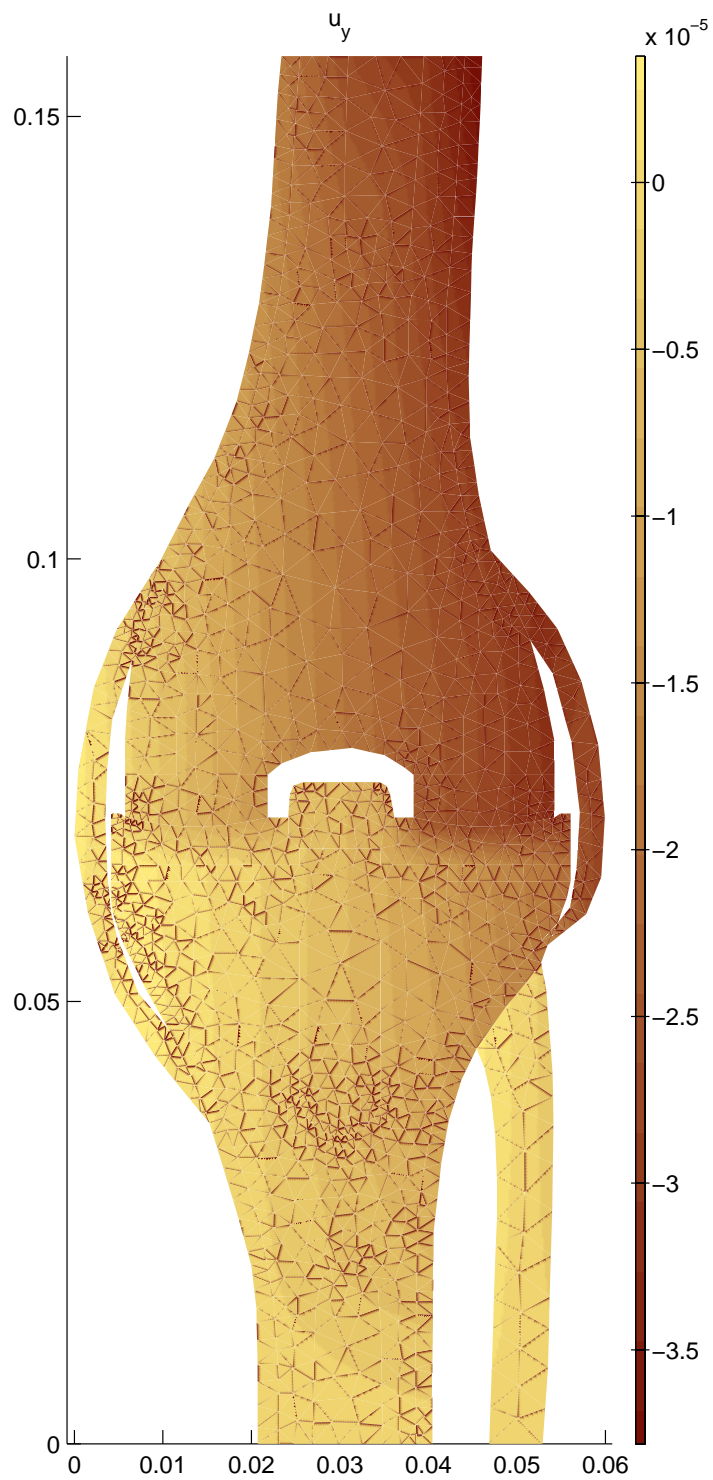
Obrázek 44: Model IV - geometrie



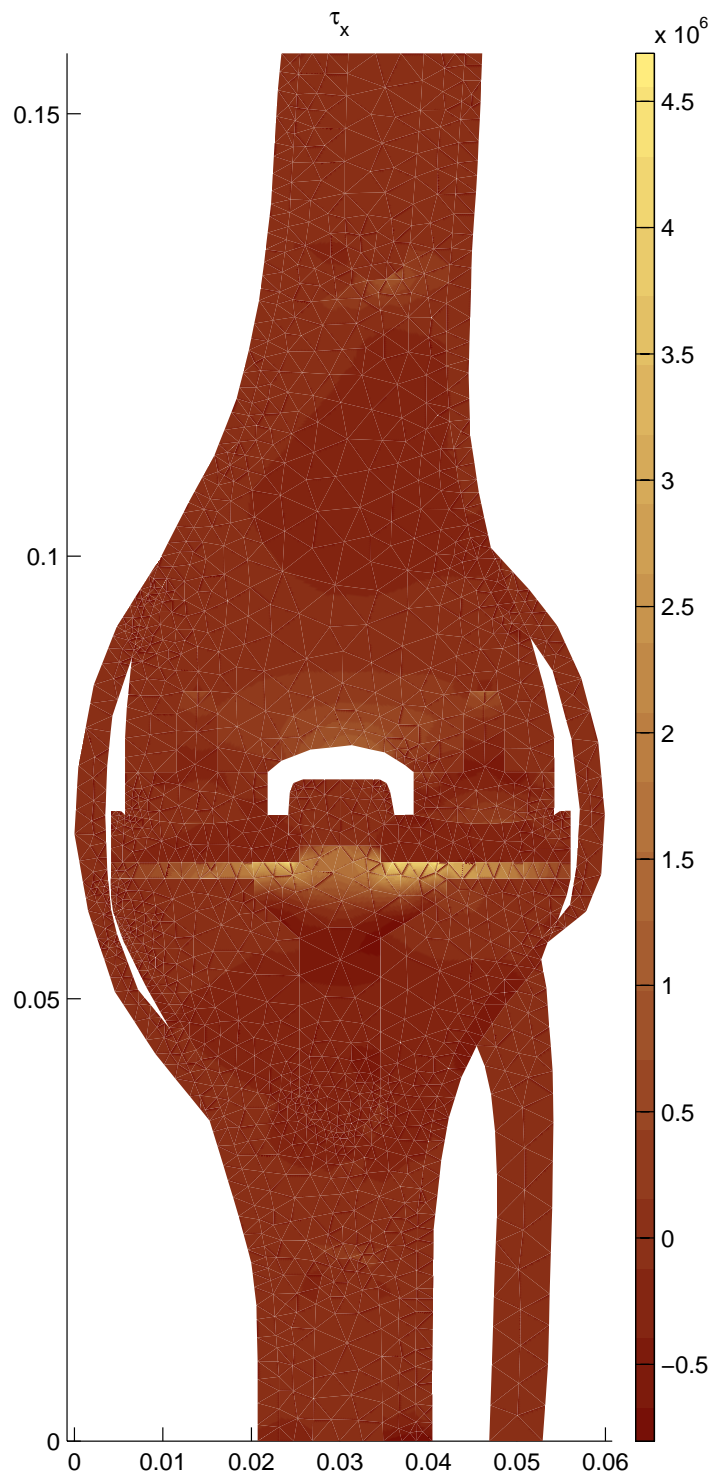
Obrázek 45: Model IV - deformace (zvětšení 50x)



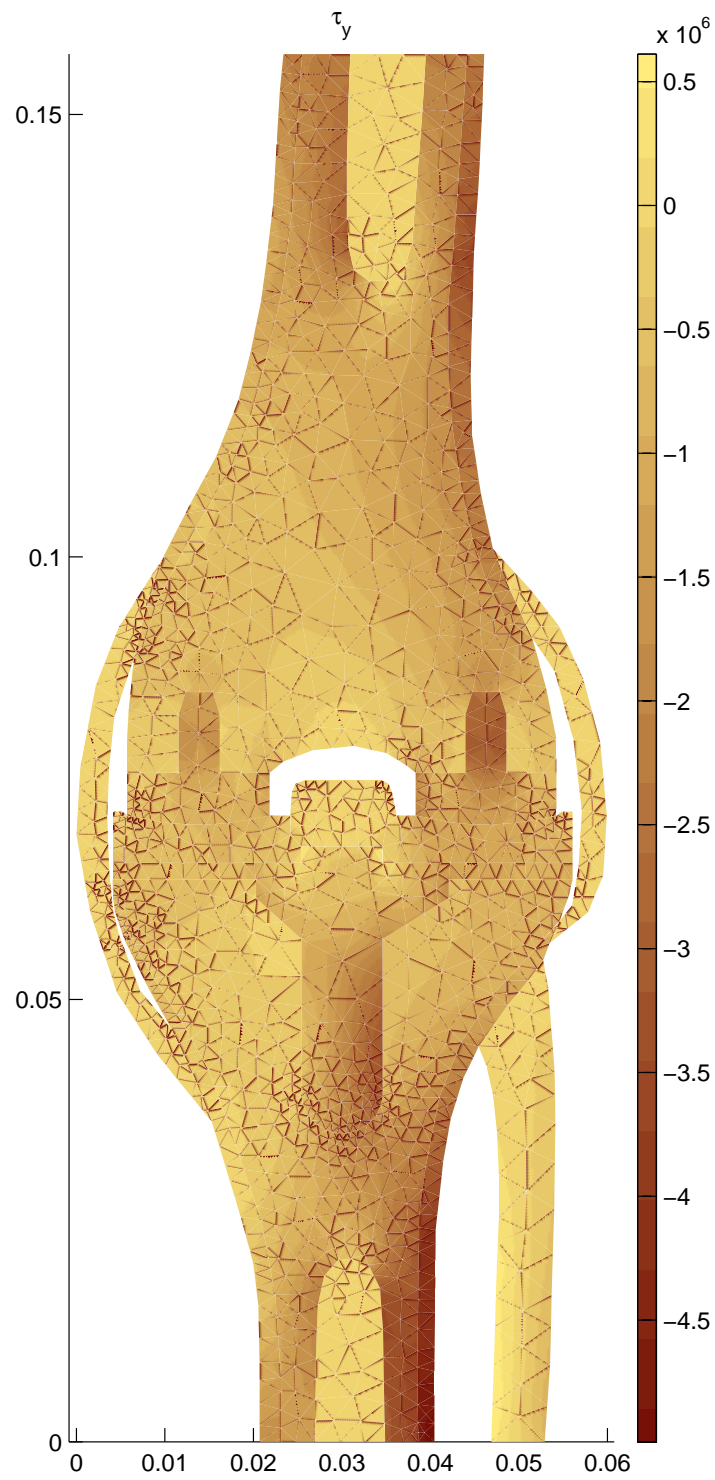
Obrázek 46: Model IV - vodorovná složka posunutí



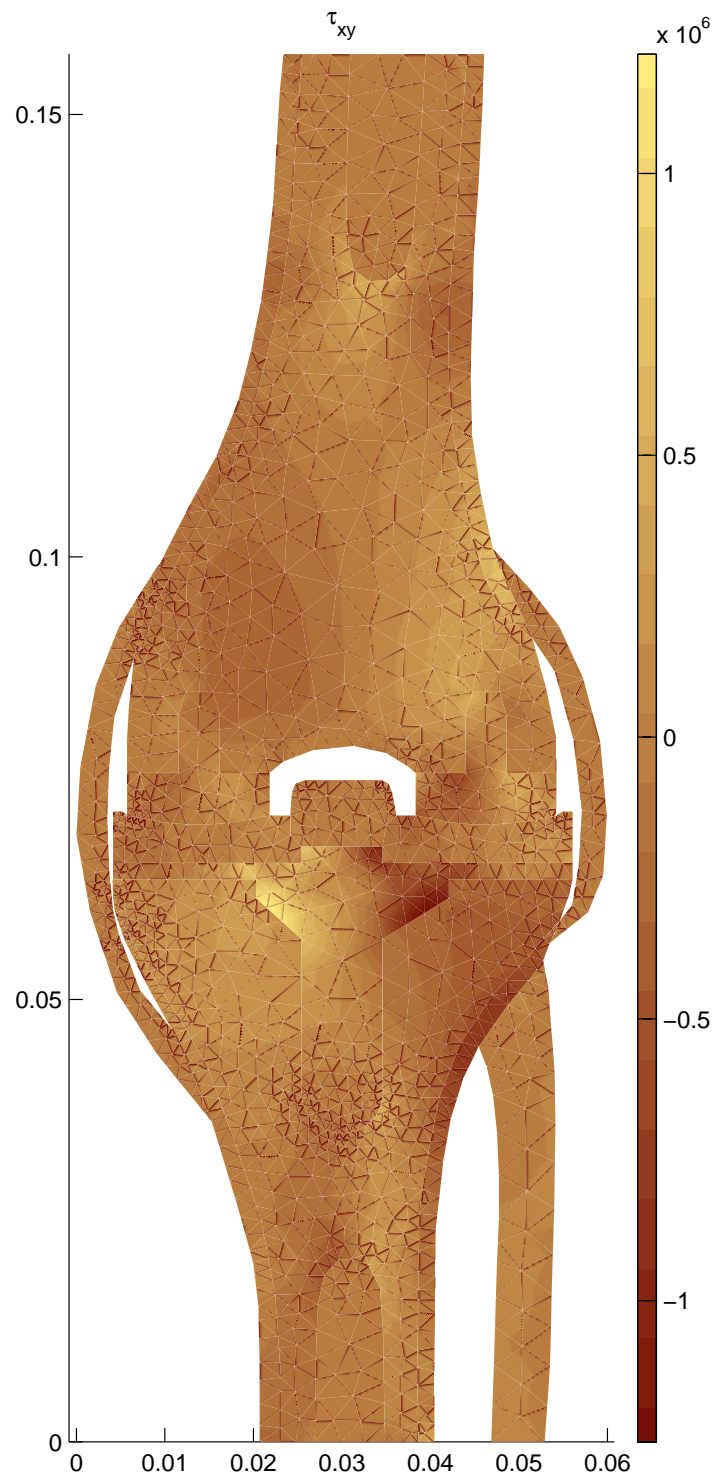
Obrázek 47: Model IV - svislá složka posunutí



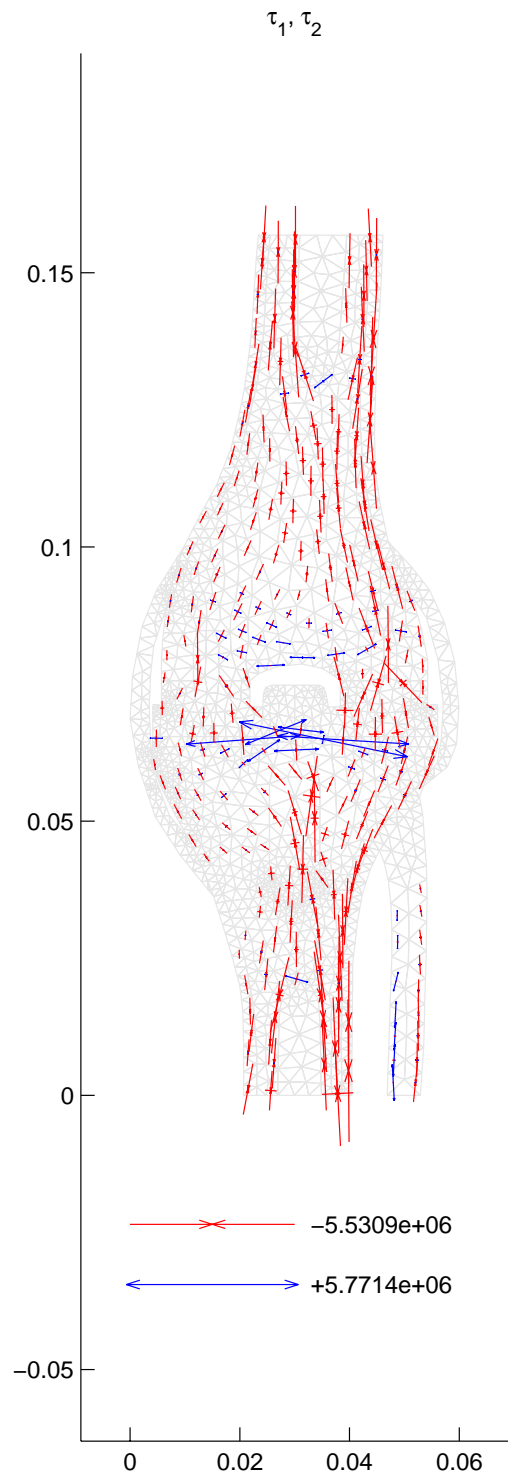
Obrázek 48: Model IV - napětí τ_x



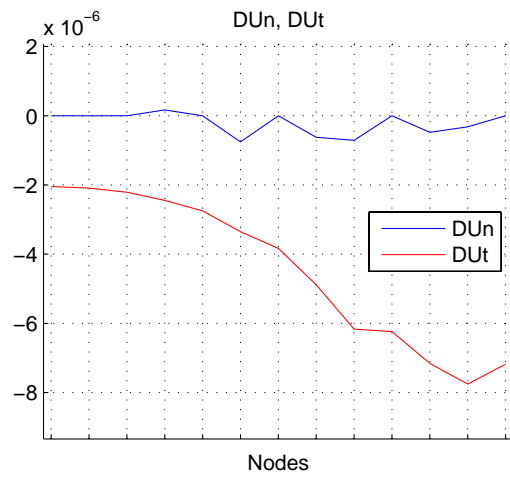
Obrázek 49: Model IV - napětí τ_y



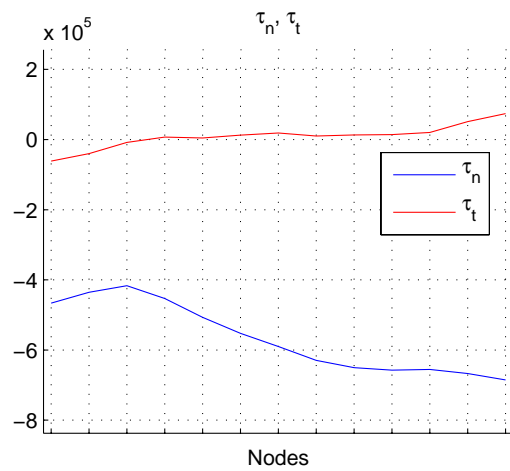
Obrázek 50: Model IV - napětí τ_{xy}



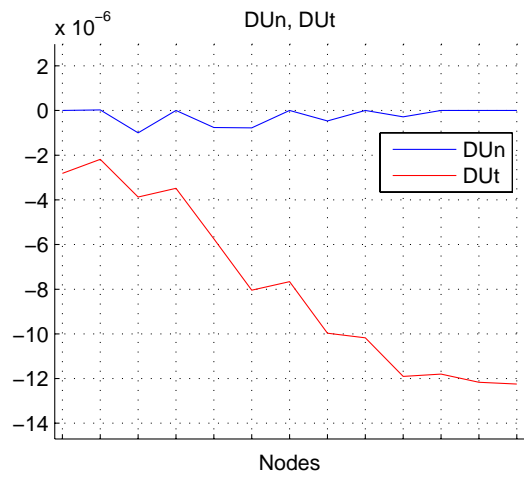
Obrázek 51: Model IV - hlavní napětí



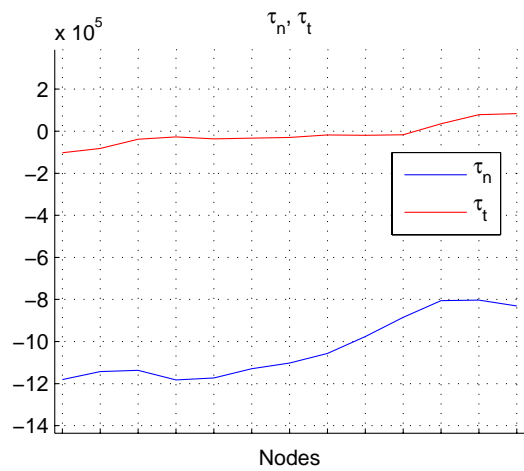
Obrázek 52: Model IV - normálová a tečná složka posunutí na kontaktní hranici 5-6



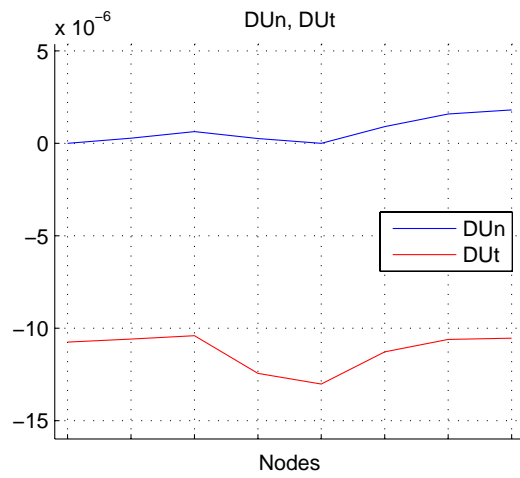
Obrázek 53: Model IV - normálová a tečná složka napětí na kontaktní hranici 5-6



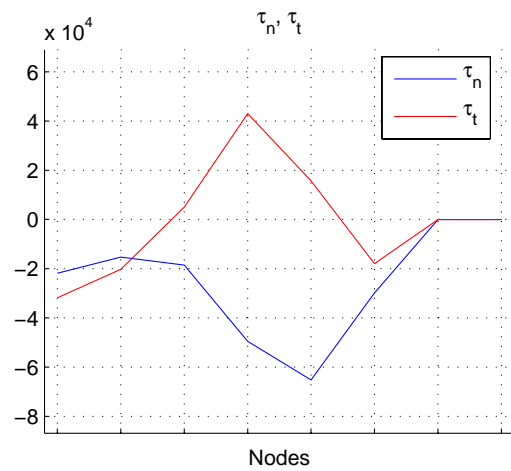
Obrázek 54: Model IV - normálová a tečná složka posunutí na kontaktní hranici 7-8



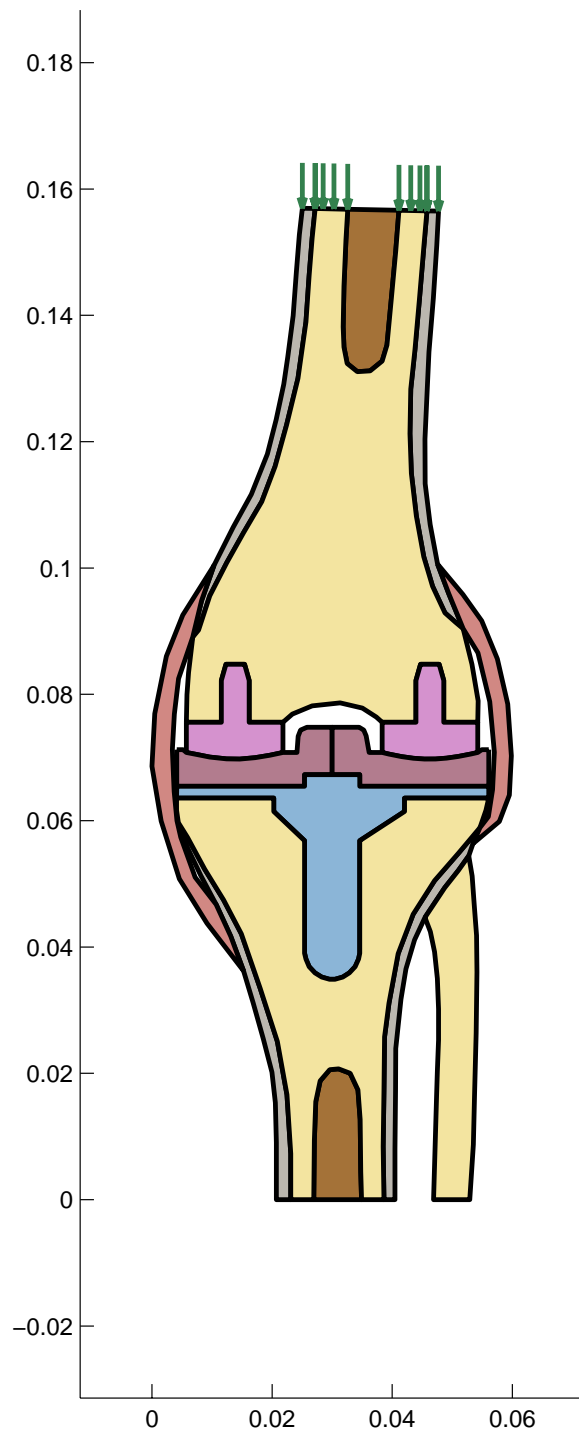
Obrázek 55: Model IV - normálová a tečná složka napětí na kontaktní hranici 7-8



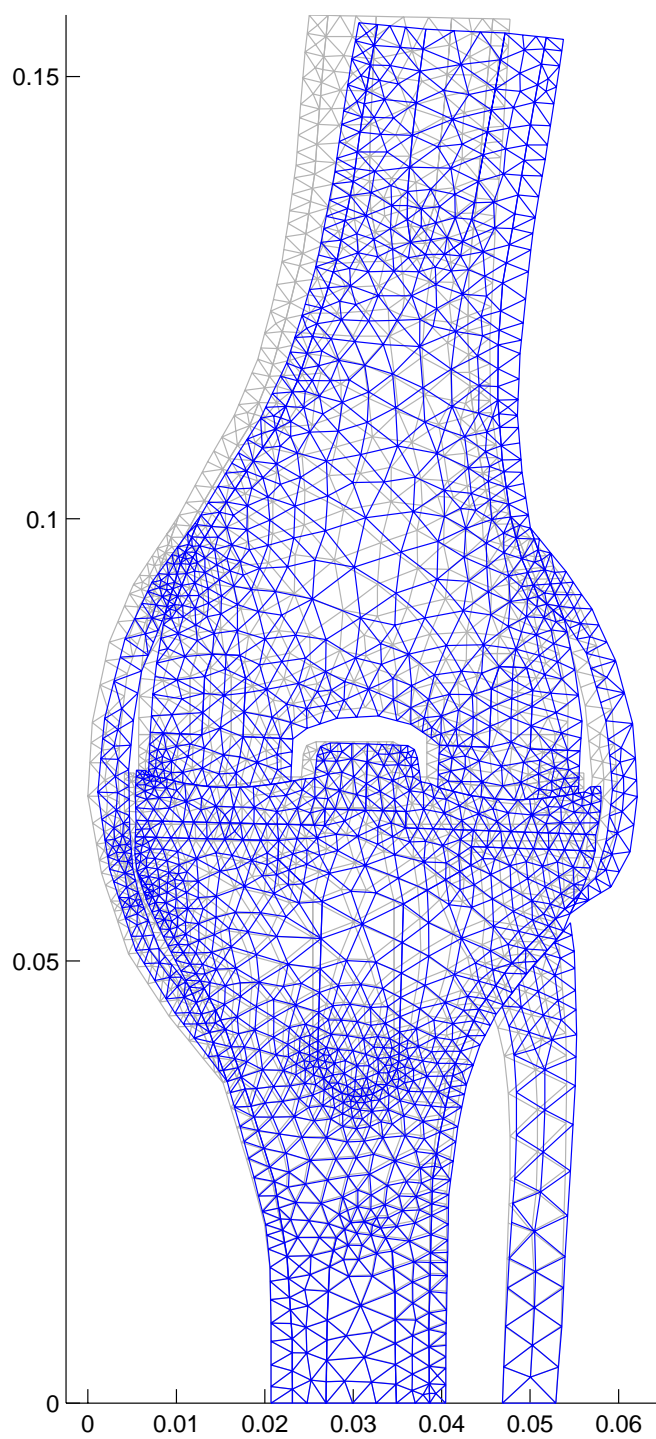
Obrázek 56: Model IV - normálová a tečná složka posunutí na kontaktní hranici 9-10



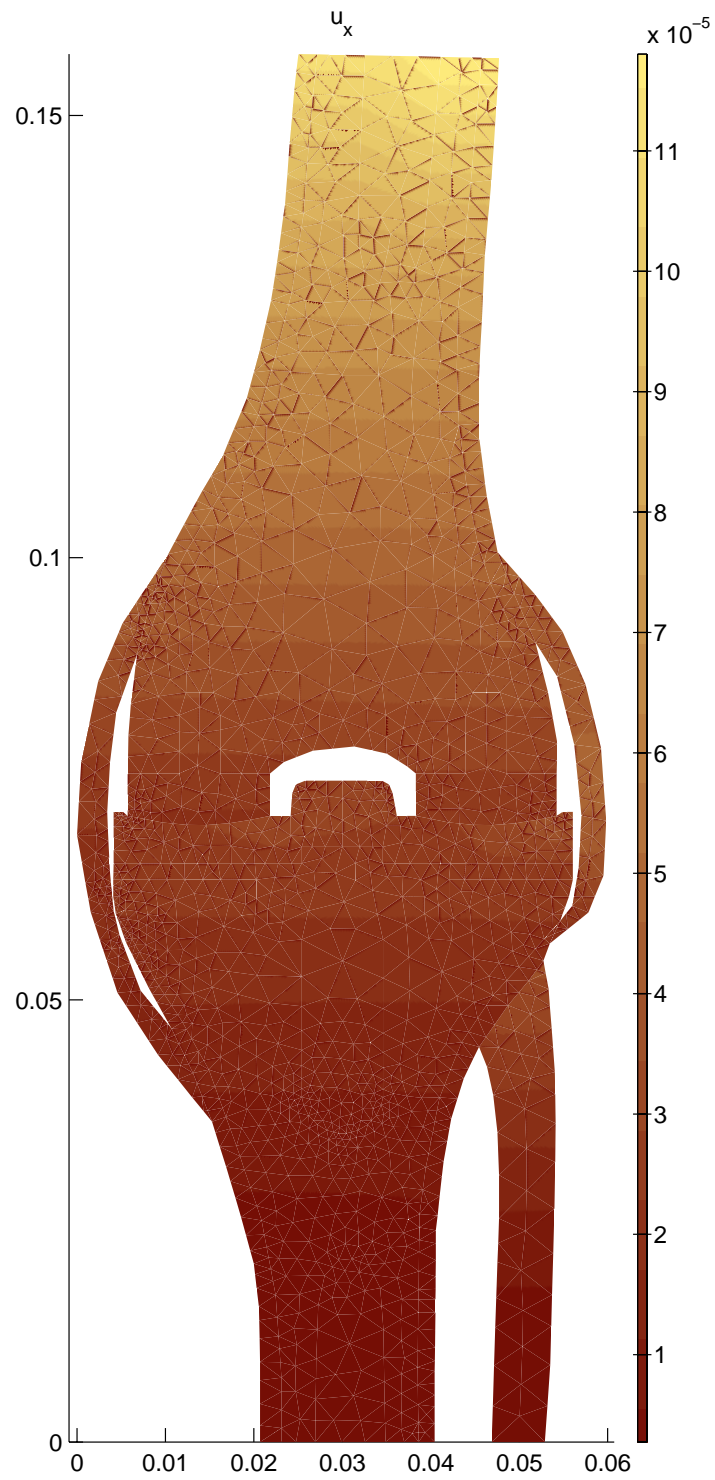
Obrázek 57: Model IV - normálová a tečná složka napětí na kontaktní hranici 9-10



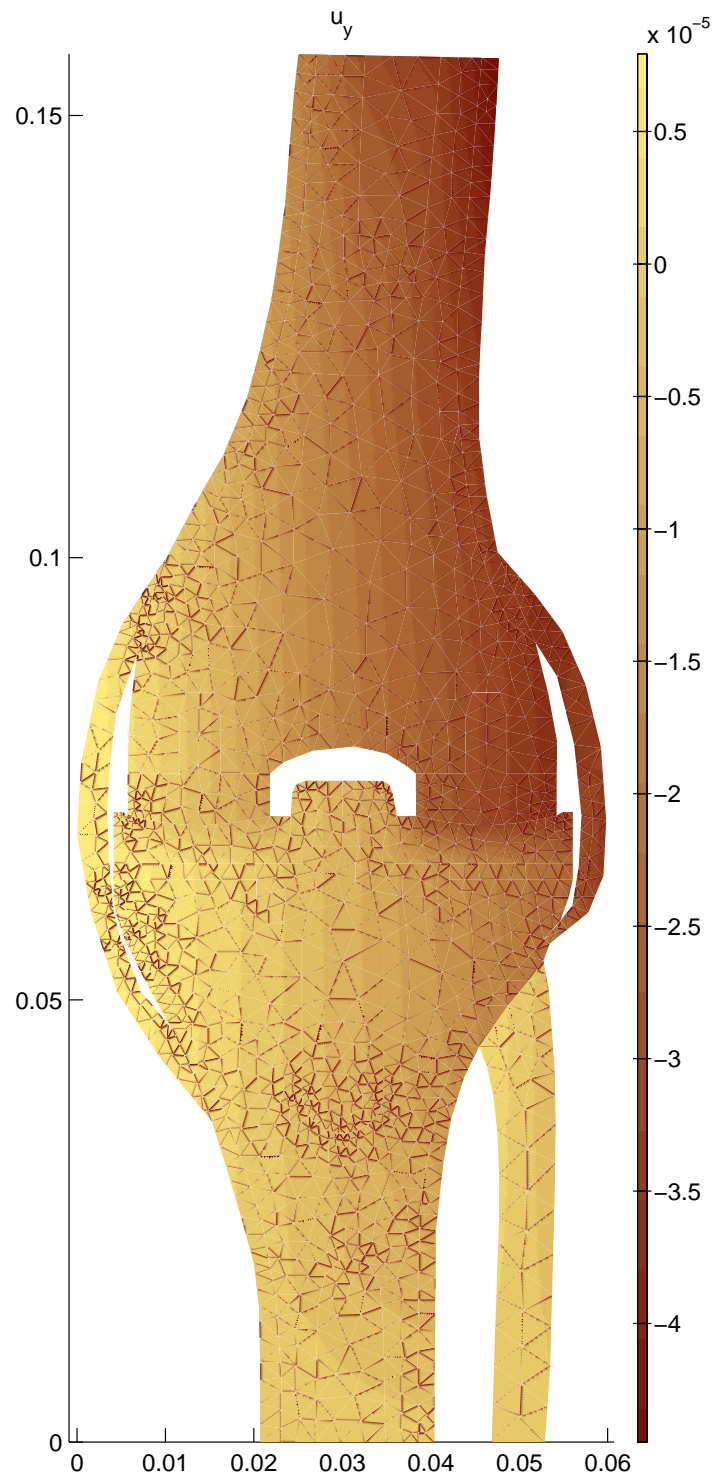
Obrázek 58: Model V - geometrie



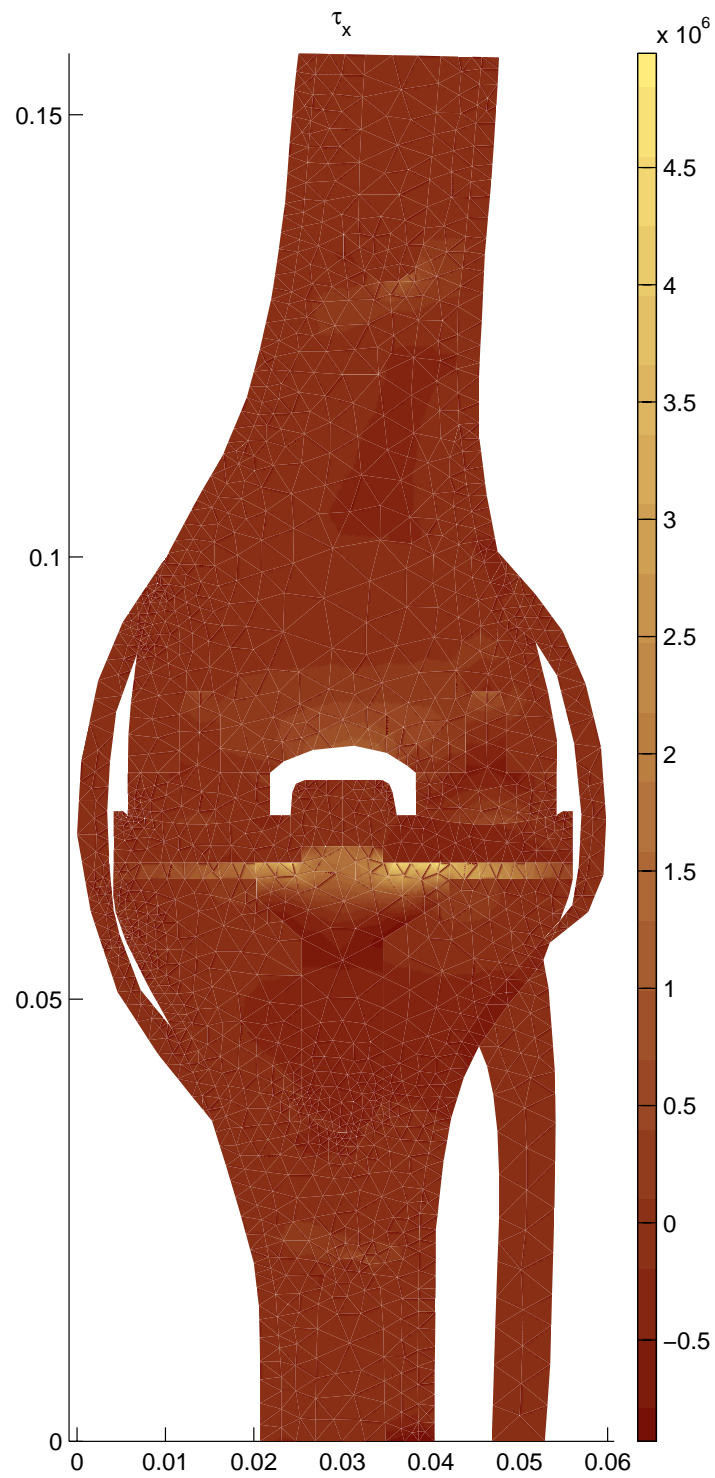
Obrázek 59: Model V - deformace (zvětšení 50x)



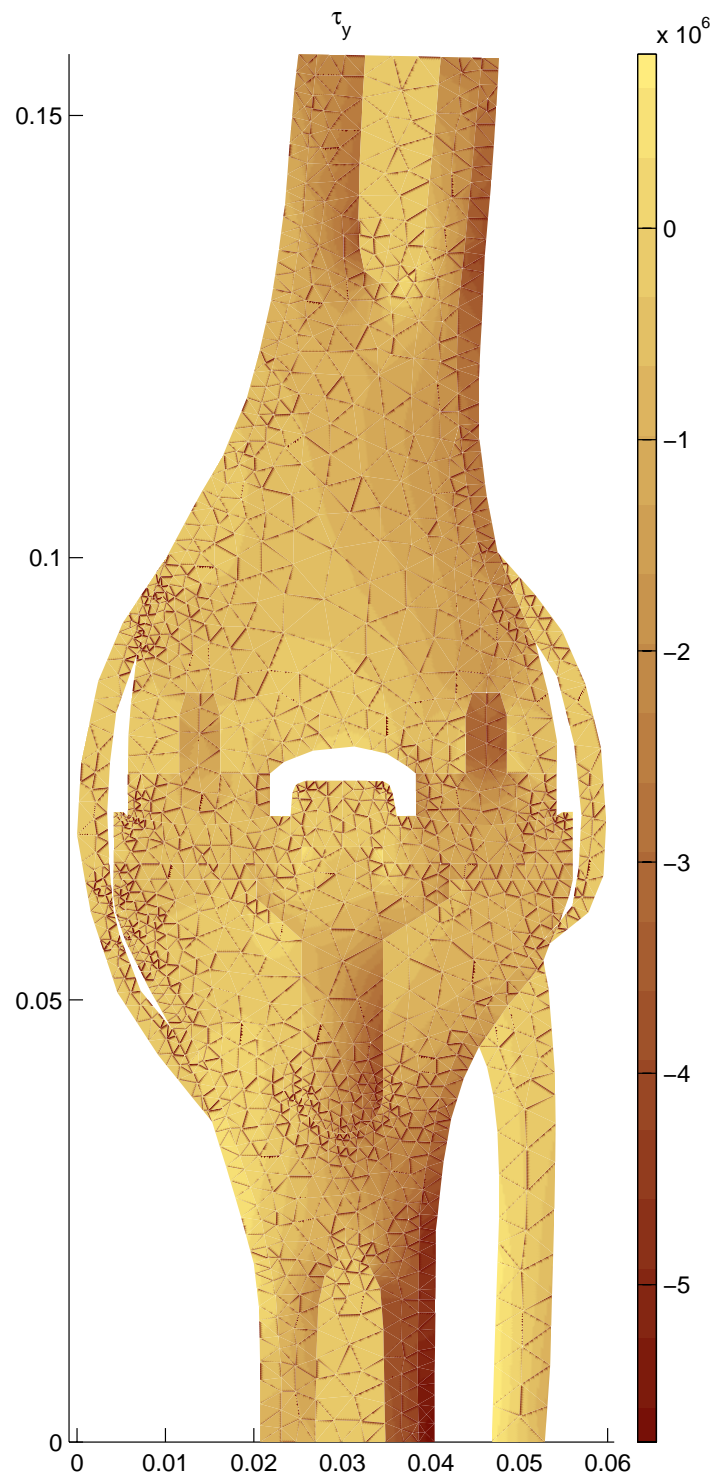
Obrázek 60: Model V - vodorovná složka posunutí



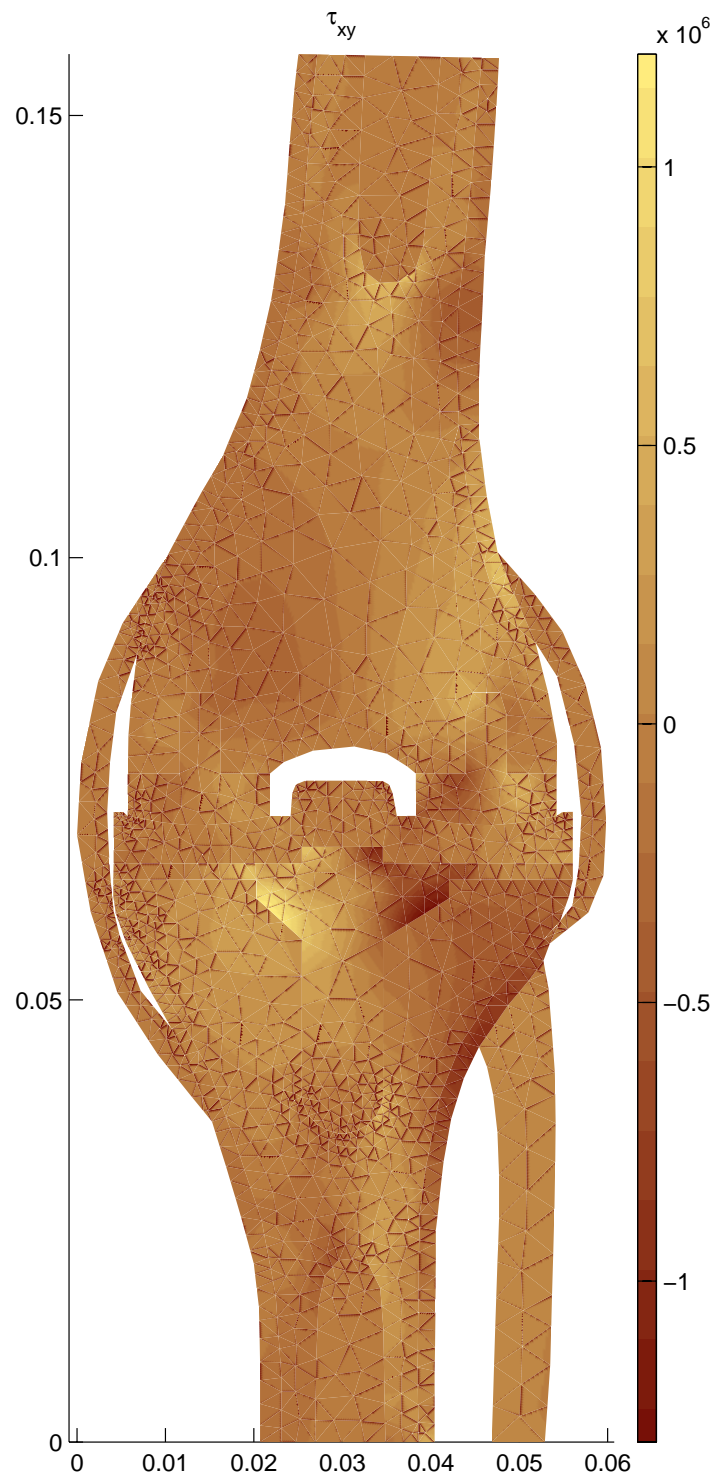
Obrázek 61: Model V - svislá složka posunutí



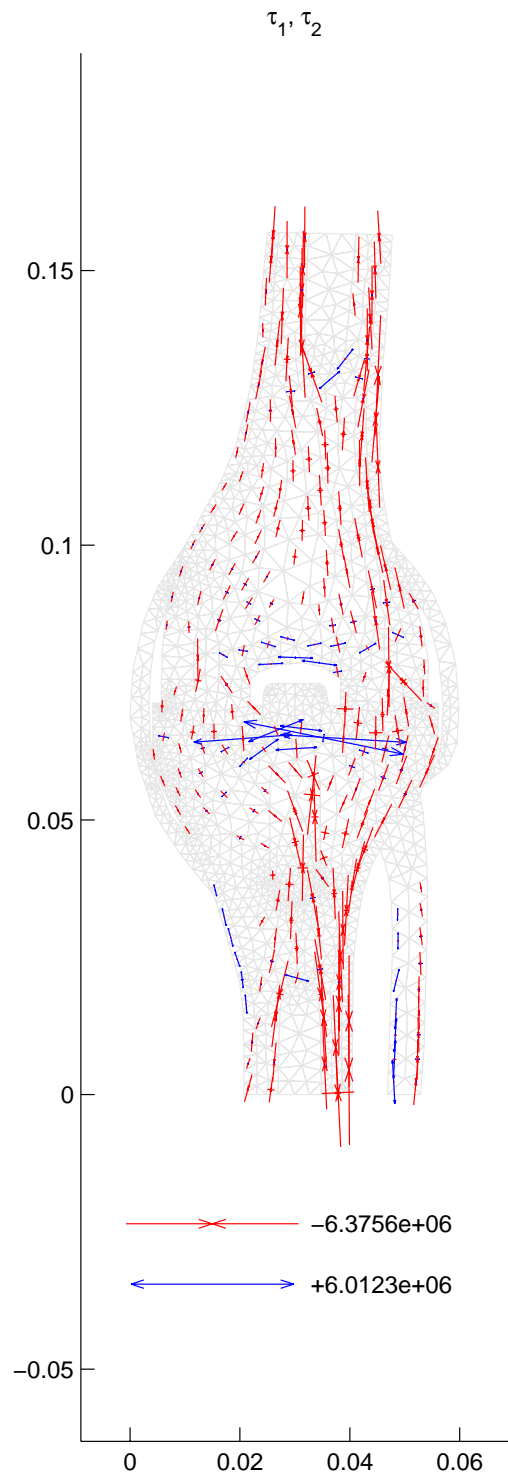
Obrázek 62: Model V - napětí τ_x



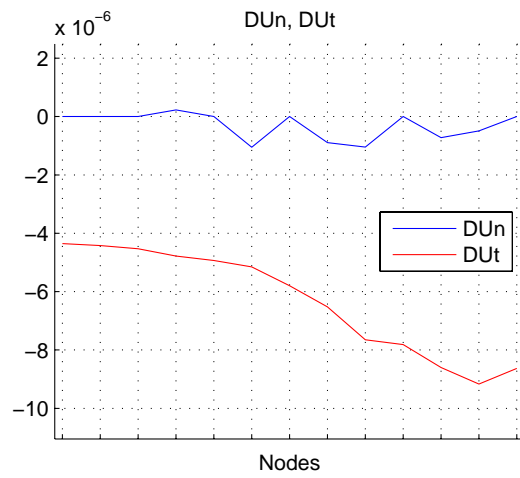
Obrázek 63: Model V - napětí τ_y



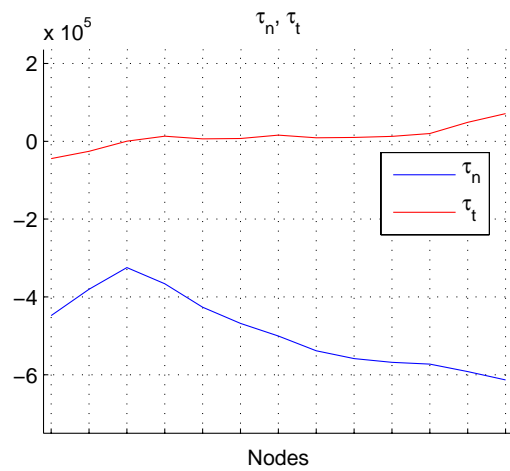
Obrázek 64: Model V - napětí τ_{xy}



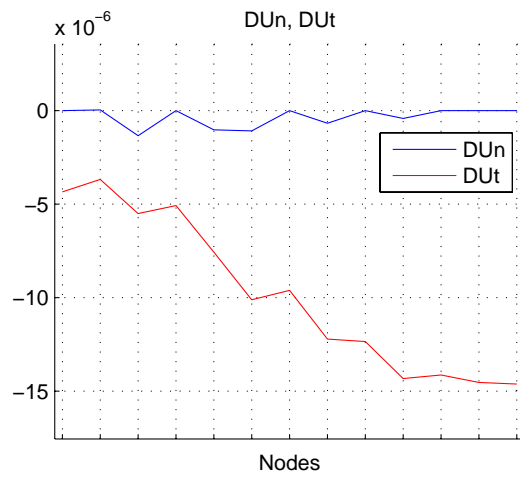
Obrázek 65: Model V - hlavní napětí



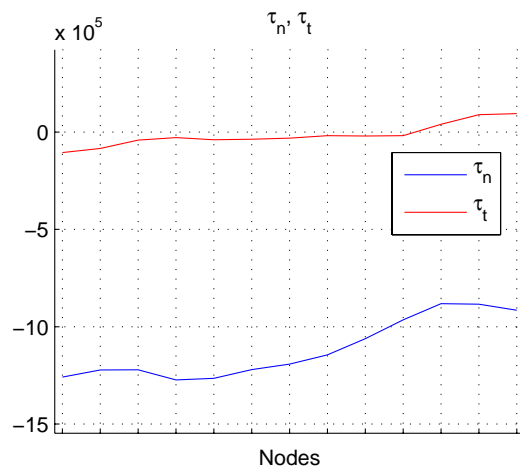
Obrázek 66: Model V - normálová a tečná složka posunutí na kontaktní hranici 5-6



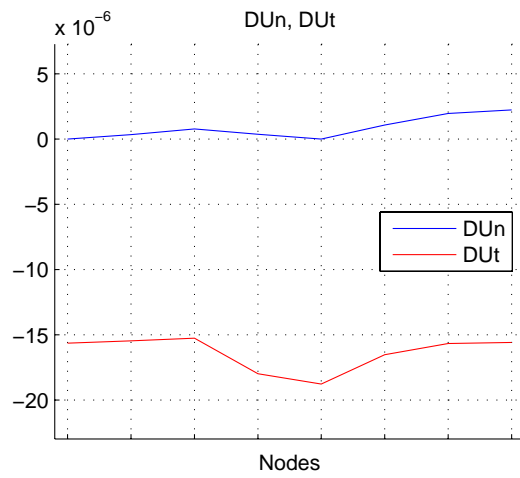
Obrázek 67: Model V - normálová a tečná složka napětí na kontaktní hranici 5-6



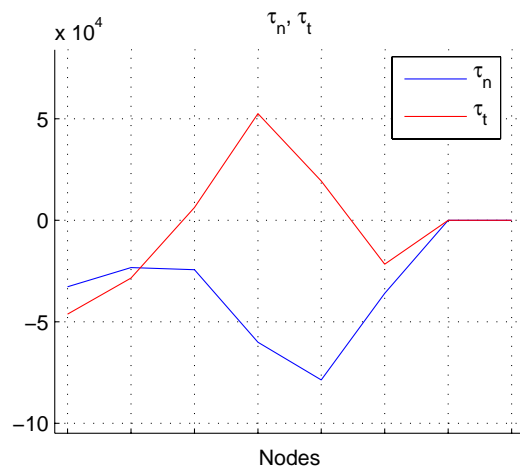
Obrázek 68: Model V - normálová a tečná složka posunutí na kontaktní hranici 7-8



Obrázek 69: Model V - normálová a tečná složka napětí na kontaktní hranici 7-8



Obrázek 70: Model V - normálová a tečná složka posunutí na kontaktní hranici 9-10



Obrázek 71: Model V - normálová a tečná složka napětí na kontaktní hranici 9-10

Literatura

- [1] Daněk, J., Hlaváček, I., Nedoma, J.: Domain decomposition for generalized unilateral semi-coercive contact problem with given friction in elasticity. *Mathematics and Computers in Simulation* 68/3, pp. 271-300, Elsevier Science Ltd., North-Holland 2005.
- [2] Daněk, J., Denk, F., Hlaváček, I., Nedoma, J., Stehlík, J., Vavřík, P.: On the stress-strain analysis of the knee replacement. In: Lagana et al. (Eds). *ICCSA 2004, LNCS 3044*, pp. 456-466., Springer Vlg. 2004.
- [3] Nedoma, J., Hlaváček, I., Daněk, J., Vavřík, P., Stehlík, J., Denk, F.: Some recent result on a domain decomposition method in biomechanics of human joints. *LNCS I-III*, vol. 2667-2669, Springer Vlg. 2003.
- [4] Vavřík, P., Denk, F., Nedoma, J., Daněk, J., Hlaváček, I.: Numerical Analysis of the Weight-Bearing Total Knee Joint Replacement. Realization in Practice – WALTER UNIVERSAL (WU) and WALTER MODULAR (WM). In: *Proc. of the 17th IMACS Congress, Paris, 2005*.
- [5] Daněk, J., Stehlík, J., Vavřík, P., Nedoma, J., Hlaváček, I., Denk, F.: On the Effect of Axial Angle Changes on the Weight-Bearing Total Knee Replacements. In: *Proc. of the 17th IMACS Congress, Session Mathematical Biomechanics, Paris, 2005*.
- [6] Stehlík, J., Vavřík, P., Daněk, J., Nedoma, J., Hlaváček, I., Denk, F.: Biomechanical analysis of the effect of axial angle changes on the weight-bearing total knee replacements. Technical report No. TR 958, Ústav informatiky AV ČR, Praha 2006.
- [7] Stehlík, J., Vavřík, P., Nedoma, J., Daněk, J., Hlaváček, I., Denk, F.: Analysis of axial angle changes on the weight-bearing total knee replacements. Technical report No. TR 959, Ústav informatiky AV ČR, Praha 2006.
- [8] Nedoma, J., Hlaváček, I., Daněk, J., Lanzendörfer, M.: Matematické modely umělých náhrad kloubů ve vazbě na navigované operační techniky s využitím CT a MRI. - II. Algoritmy umožňující numerickou analýzu umělých náhrad kloubů ve vazbě na CT, MRI a navigovanou operační techniku. Technical Report No. TR 950, Ústav informatiky AV ČR, Praha 2005.
- [9] Stehlík, J., Vavřík, P., Daněk, J., Nedoma, J., Hlaváček, I., Denk, F.: Numerical modelling of knee joint and its replacement. *Human Biomechanics 2006*, Hrotovice, Czech Republic 2006.
- [10] Daněk, J., Stehlík, J., Nedoma, J., Hlaváček, I.: Výsledky numerického modelování zatíženého kolenního kloubu a jeho náhrady s uvažováním kloubního pouzdra. Technical report No. TR 983, Ústav informatiky AV ČR, Praha 2006.