

NAPĚŤOVĚ-DEFORMAČNÍ ANALÝZA LOKETNÍHO SPOJENÍ

P. Hlavoň, V. Fuis, Z. Florian¹

Summary: *In traumatology demolition of elbow joint there are in many cases, where the surfaces of the joint are damaged. These parts of the joint have been removed during the operation. Function of the joint isn't away but it nevertheless causes a really strong pain in the patient's wrist. There is mentioned in the paper stress-strain analyze of the elbow joint in FEM and also geometric model of partial aloplastic for proximal part of radius.*

1. Úvod

Při traumatologických poškozeních loketního kloubu dochází k poškození nebo ulomení dosedacích ploch, které vedou k jejich chirurgickému odstranění. Tento zákrok nezpůsobí ztrátu jeho funkčnosti, ale zmenší délku vřetenní kosti, což způsobí pacientovi bolesti v zápěstí. Požadavkem lékařského týmu z Úrazové nemocnice v Brně, je navržení částečné radio-humerální aloplastiky odstraňující tyto nežádoucí účinky. V příspěvku je uvedena napětově-deformační analýza konečnoprvkového modelu loketního spojení a navržení geometrického modelu aloplastiky proximální části radia.

2. Materiálové charakteristiky

Kosti jsou tvořeny dvěma druhy kostní tkáně jejichž procentuální účast se liší pro různé kosti různého typu.

Kompaktu lze považovat za nehomogenní anizotropní vysokoelastický biomateriál s nelineárním chováním, jehož mechanické vlastnosti jsou ovlivněny momentálním fyziologickým stavem vzorku nebo jedince. Na současné modelovací úrovni se můžeme nejčastěji setkat s modely, které zjednodušují skutečnost na izotropní, případně ortotropní lineárně pružné kontinuum.

Spongiózní kost se skládá z trámečků a základní hmoty. Publikované studie prokázaly že spongiosa je heterogenní materiál. Má různou hustotu a uspořádání, proto jsou měřené materiálové charakteristiky získány s větším rozptylem než u kompaktní kostní tkáně.

¹ Centrum mechatroniky - Ústav termomechaniky AV ČR, pobočka Brno, Technická 2, 616 69
hlavon@fme.vutbr.cz

Centrum mechatroniky - Ústav termomechaniky AV ČR, pobočka Brno, Technická 2, 616 69
fujs@fme.vutbr.cz

Ústav mechaniky těles mechatroniky a biomechaniky, FSI VUT, Brno, Technická 2, 616 69, ČR
florian@fme.vutbr.cz

Obdobně jako u kompaktní kosti se setkáváme i u spongiózní kosti při výpočtech s izotropními materiálovými charakteristikami. V **tabulce 1.** jsou uvedeny vstupní hodnoty do MKP – modulu pružnosti v tahu a Poissonova čísla, pro jednotlivé typy kostních tkání a chrupavky.

3. Fáze výpočtového modelování

V první fázi výpočtového modelování byly kosti uvažovány jako kompaktní s průměrnou hodnotou modulu pružnosti kompakty a spongiosy (9000 MPa) a Poissonovou konstantou 0.3. Materiálová charakteristika modelu byla uvažována jako izotropní materiál s lineárním chováním po celé řešené oblasti, **obr.1.**

V druhé fázi výpočtového modelování byl zpřesněn geometrický model loketního spojení a také byly uvažovány obě struktury kostí – kostní tkáň tuhá i trámčitá. Materiálová charakteristika modelu zůstala uvažována jako izotropní materiál s lineárním chováním po celé řešené oblasti, **obr.2.**

Ve třetí fázi modelování byl geometrický model loketního spojení rozšířen o chrupavku. Chrupavka byla vytvořena na kontaktních plochách radio-humerálního spojení s materiálovými charakteristikami dle **tabulky 1, obr.3.**

Ve čtvrté fázi byl vytvořen geometrický model aloplastiky proximálního konce radia a pojivové cementační vrstvy mezi kostní tkání a titanovou náhradou, **obr.4.**

Tabulka 1. Materiálové charakteristiky kostních tkání a částí kloubní náhrady

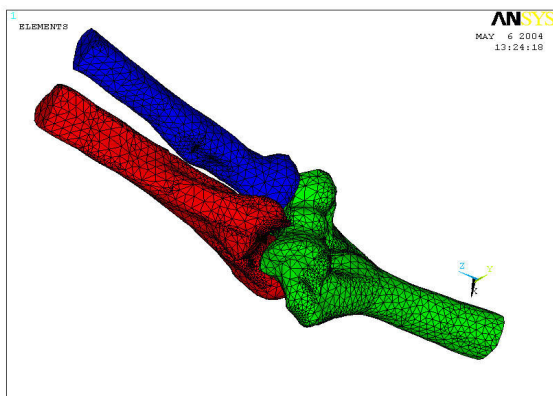
Materiál, tkáň	Modul pružnosti E [MPa]	Poissonovo číslo μ [-]	Literatura
Kompakta	18 000	0.30	[1]
Spongiosa – hrubší	600	0.30	[2]
Spongiosa – řidší	200	0.30	[2]
Chrupavka	50	0.45	[2],[3]
Titan	90 000	0.3	[2]
Cement	3000	0.3	[2]

4. Třetí fáze geometrického modelu

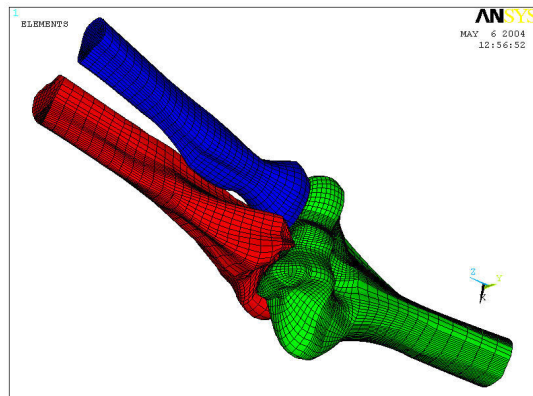
Jak bylo uvedeno výše, model loketního spojení byl na této úrovni rozšířen o geometrický model chrupavek na stykových plochách radia a humeru. Pro generování sítě na geometrickém modelu chrupavek byly opět použity prvky SOLID 95. Tyto elementy jsou vyšší verzí prostorových 8-uzlových elementů SOLID 45 mohou dobře vystihovat nepravidelnou geometrii modelu a také gradienty napětí bez ztráty přesnosti.

Těmito prvky, ve tvaru 6-ti-stěnů byla pokryta veškerá část spongiózních kostí, přičemž Youngův modul pružnosti a Poissonova konstanta byly zde uvažovány dle **tabulky 1**.

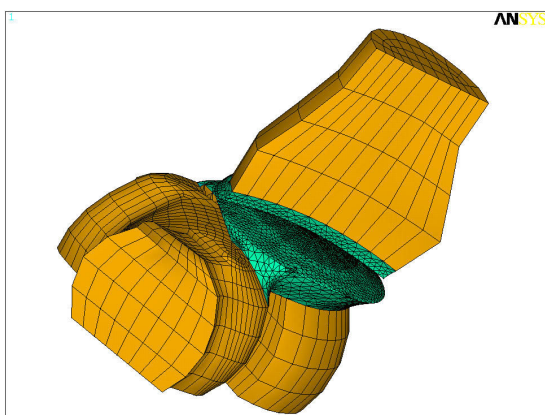
Sít' elementů spongiózních částí kostí byla vytvořena mapovaně, což se sice projevilo větší časovou náročností, ale v konečném důsledku byl tímto postupem výrazně zmenšen výsledný počet elementů, což má mj. i značný vliv na rychlost výpočtů. Sít' elementů na chrupávkách bylo nutné vytvořit volným mešováním. Tuhá kostní tkáň byla vytvořena na povrchu spongiózní kostní tkáně užitím skořepinových prvků SHELL 181 s průměrnou tloušťkou stěny 1 mm.



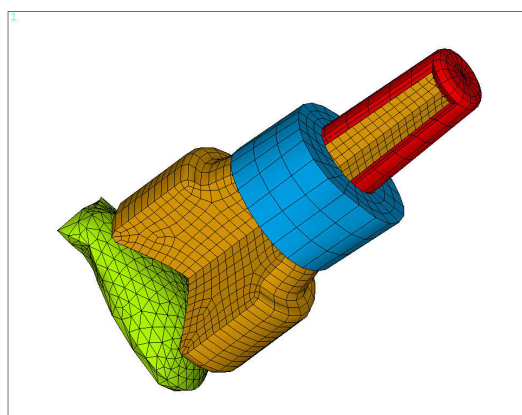
Obr. 1 - 1. fáze modelu



Obr. 2 - 2. fáze modelu



Obr. 3 - 3. fáze modelu



Obr. 4 - 4. fáze modelu

5. Kontaktní úloha pro třetí fázi geometrického modelu

Obecně lze říct, že kontaktní úloha je úlohou nelineární. Náročnost a délka výpočtu kontaktní analýzy je přímo závislá na počtu elementů generované sítě a na počtu oblastí, kde ke kontaktu dochází.

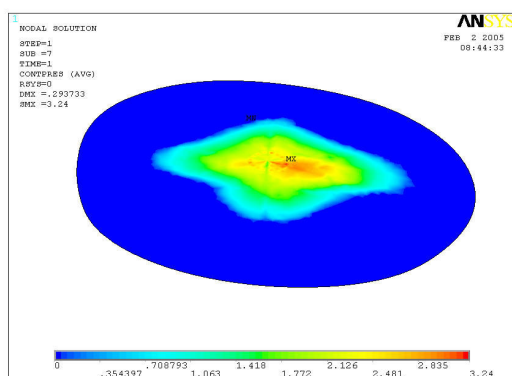
V této úloze byl řešen kontakt humero-radiálního spojení. Pro všechny řešené nelineární úlohy byly pro kontaktní plochy zvoleny elementy TARGET170 a CONTA174, kde je nutná zpětná kontrola směru normál všech elementů které jsou v kontaktu. Normály elementů na plochách „TARGET“ a „CONTACT“ by měly z povrchů směřovat proti sobě.

Rovněž bylo pro některé navazující úlohy uvažováno také tření na stykových plochách chrupavek - se součinitelem tření 0,05 (lit.3).

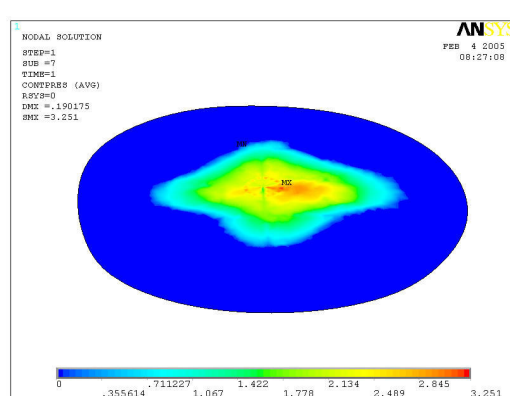
Okrajové podmínky byly zvoleny na spodní části humeru – nulové posuvy ve všech třech souřadných osách i nulová natočení. Protože v tomto případě kontaktní úlohy byl na začátku řešení kontakt uzavřený, byly předepsány také silové podmínky v příslušném z-tovém směru pevného souřadného systému na horních plochách řezu radia a nulové posuvy ve směru x a y.

Kontaktní úloha byla řešena s nesymetrickým kontaktem i se symetrickým zadáním kontaktních ploch. Silové zatížení ve všech uzlech selektovaných ploch na horní části řezu radia zhruba odpovídalo statickému zatížení asi 100kg vážícího jedince při dopadu na jednu ruku.

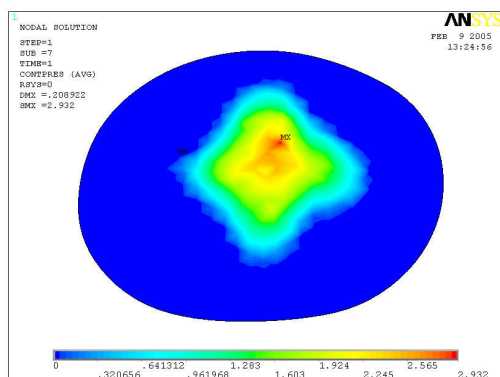
Maximální hodnoty kontaktních tlaků se pohybují okolo 3MPa. Rozptýl kontaktních tlaků jednotlivých úloh je patrně způsoben volbou typu a hustoty generované sítě v místě kontaktních ploch. Ukázalo se, že typ kontaktní úlohy výrazně neovlivní velikosti kontaktních tlaků, viz **obr.5** – **obr.8**. Rovněž vliv tření, **obr.6** mezi chrupavkou radia a humeru nezpůsobilo větší odchylku kontaktních tlaků.



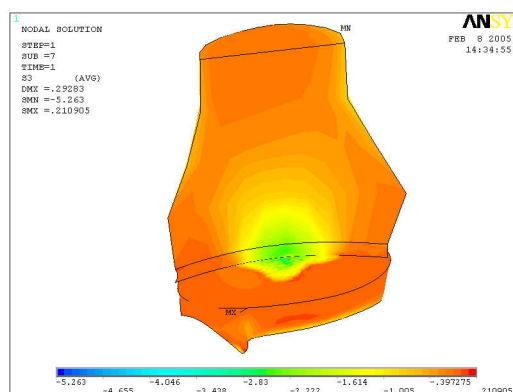
Obr.5 Kontaktní tlak pro jednostranný kontakt



Obr.6 Kontaktní tlak pro jed. kontakt + tření



Obr.7 Kontaktní tlak pro převrácené kontaktní plochy (TARGET vs. CONTACT)



Obr.8 Tlakové napětí u symetrické kontaktní úlohy

6. geometrický model částečné kloubní náhrady

Po kontaktních úlohách humero-radiálního spojení, které proběhly

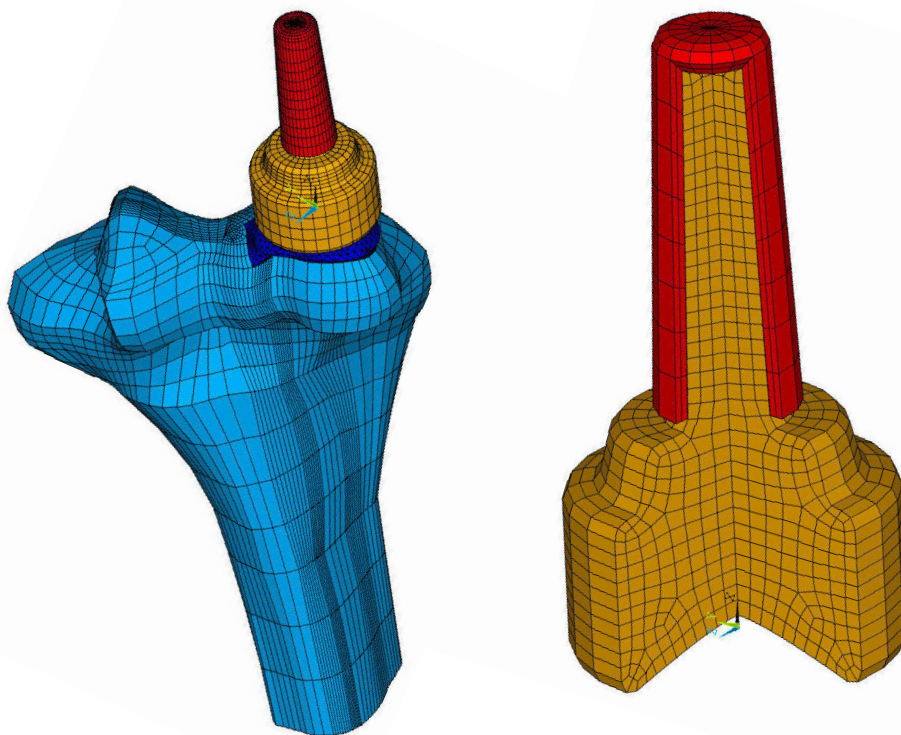
- pro variantu bez chrupavek – kontakt dvou kortikálních kostí
- pro variantu s chrupavkou na radiu i na humeru

byl geometrický model loketního spojení pro výpočtovou napěťově-deformační analýzu dále upraven.

Při traumatologických poškozeních dosedacích ploch proximální části radia jsou operativně odstraněny zbytky hlavice radia a poškozené tkáně. Chybějící kostní tkáň nebyla nahrazena a tato distance se projevila posunem vřetení kosti a tím došlo k následnému uvolnění zápěstních kůstek. Tento posun vřetení kosti má za následek značné bolesti v zápěstí pacienta.

Na podnět lékařského týmu, z Úrazové nemocnice v Brně, je snahou vytvořit takovou částečnou kloubní náhradu proximálního konce vřetení kosti aby byla vhodným způsobem nahrazena chybějící kostní tkáň u pacienta a přitom aby se zachovala stejná funkčnost humero-radiálního spojení, **obr.9 – obr.10**.

Ke geometrickému modelu částečné kloubní náhrady byl vytvořen i geometrický model cementační vrstvy, která upevňuje kloubní náhradu v porézní kostní tkáni. Pro vytvoření konečnoprvkové sítě na geometrických modelech aloplastiky i cementační vrstvy bylo opět použito šestistěnnů SOLID 95 s materiálovými charakteristikami dle **tabulky 1**.



Obr.9 Výpočtový model částečné aloplastiky s cementační vrstvou

V další analýze bude projekt směřován na řešení kontaktní úlohy částečné kloubní náhrady na radiu s chrupavkou na kosti pažní.

7. Poděkování

Tento příspěvek navazuje na řešení Pilotního projektu 52023 jež byl součástí Výzkumného záměru Ústavu termomechaniky Akademie věd ČR č. **AVOZ2076919**.

V současné době je tento projekt podporován a řešen v rámci grantu GAČR 101/05/0136 – **Klinické biomechanické problémy velkých kloubů člověka**, na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky na FSI v Brně za spoluúčasti ÚTAVČR.

8. Literatura

- [1] Valenta, J.: Biomechanika – *Academica Praha* - 1985
- [2] O'Brien, W. J.: <http://www.lib.umich.edu/dentlib/toc.html> - *Michigan* - 1997
- [3] <http://www.sulzer.orthopedics.cz/>: - *Sulzer Orthopedics* – 2002