

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF SURGICAL CONNECTION OF ARTERIES

P. Ryšavý*, J. Burša*

Summary: *A computational model of surgical connection of two identical parts of arteries is presented in the paper as an example of stress-strain analysis of vascular anastomoses realized using finite element method. The axisymmetric model assumes homogeneous isotropic incompressible non-linear elastic material behaviour. The model is loaded by inner pressure and by axial prestretch in the range of normal physiologic values. In addition, it uses a fictive temperature field method to take residual stresses in the arterial wall into account. The extreme stress values in the connection of both parts are compared with compared to the stress components in the intact aorta. Although the model is rather simplified, it enables us to evaluate the risk of clinical complications related to mechanics (aneurysma initiation, leakage, wall rupture) by comparison of the stress increase in the individual types and geometries of anastomoses.*

1. Úvod

V příspěvku je provedeno výpočtové modelování spojení dvou identických částí lidské aorty koncem ke konci při tzv. koarktaci aorty. Při chirurgickém sešití takového spoje je působením stehů vytvořen ohnutý okraj obou částí, připomínající přírubu. Výrazný ohyb okraje tepny je přitom jednou z příčin zvýšených hodnot napětí v oblasti spoje oproti intaktní tepně. Pro jejich určení je používán konečnoprvkový model vytvořený v programovém systému ANSYS. Podobně jako v pracích Burša J., Knobloch T. (2002) Stress-strain analysis in a connection of artery and vascular graft a Burša J. (2002) Výpočtové modelování deformačně-napjatostních stavů tepen, je použitý model geometrie rotačně symetrický, bez uvažování zmenšování průměru v distálním směru (vnitřní průměr $\varnothing D = 20$ mm a tloušťka stěny $T = 1,2$ mm). Vliv okolních tkání je nepodstatný, model je vázán pouze v axiálním směru a to tak, aby v něm byly vyvolány různé hodnoty axiálního protažení odpovídající poměrům „in situ“. Toto axiální protažení představuje současně jeden ze zatěžovacích faktorů modelu, k němuž přistupuje ještě kvazistatické zatížení vnitřním tlakem až do hodnoty na horní hranici fyziologického rozmezí (20 kPa). Kromě těchto zatížení zohledňuje model i zbytková napětí v tepně, která jsou určována metodou fiktivní teploty z hodnot úhlu rozevření segmentu tepny publikovaných jako výsledky příslušných experimentů např. v Burša J. (1999) Výpočtové modelování zbytkové napjatosti v tepnách pomocí fiktivní teploty.

* Ing. Jiří Burša, PhD., Ing. Pavel Ryšavý.: VUT FSI Brno, Ústav mechaniky těles, Technická 2, 61669 Brno; tel.: +420.5.41142868, fax: +420.5.41142876; E-Mail:rysavy@email.cz, bursa@umt.fime.vutbr.c

Nejpodstatnější a současně také nejproblematictější částí výpočtového modelu je model konstitutivních vztahů. Technické programové systémy MKP jako je ANSYS nemají obvykle implementovány žádné speciální vztahy pro popis hyperelastického chování měkkých tkání, kterých byla již formulována celá řada. Z použitelných konstitutivních modelů se dá použít např. model multilineárně elastický (MELAS) který nahrazuje křivku napětí-přetvoření i pro velké deformace soustavou přímků mezi zvolenými body experimentální křivky; z hyperelastických modelů chování materiálu se jako nejschůdnější i vzhledem k omezenému rozsahu disponibilních materiálových údajů jevil model Arruda-Boyceův, který vyžaduje určení pouze dvou materiálových konstant. Je to model pro nelineárně elastickou závislost napětí a přetvoření v oblasti velkých přetvoření (desítky procent), který je ze své podstaty izotropní. Materiál je tedy považován za nestlačitelný a homogenní (vlastnosti konstantní v celém objemu).

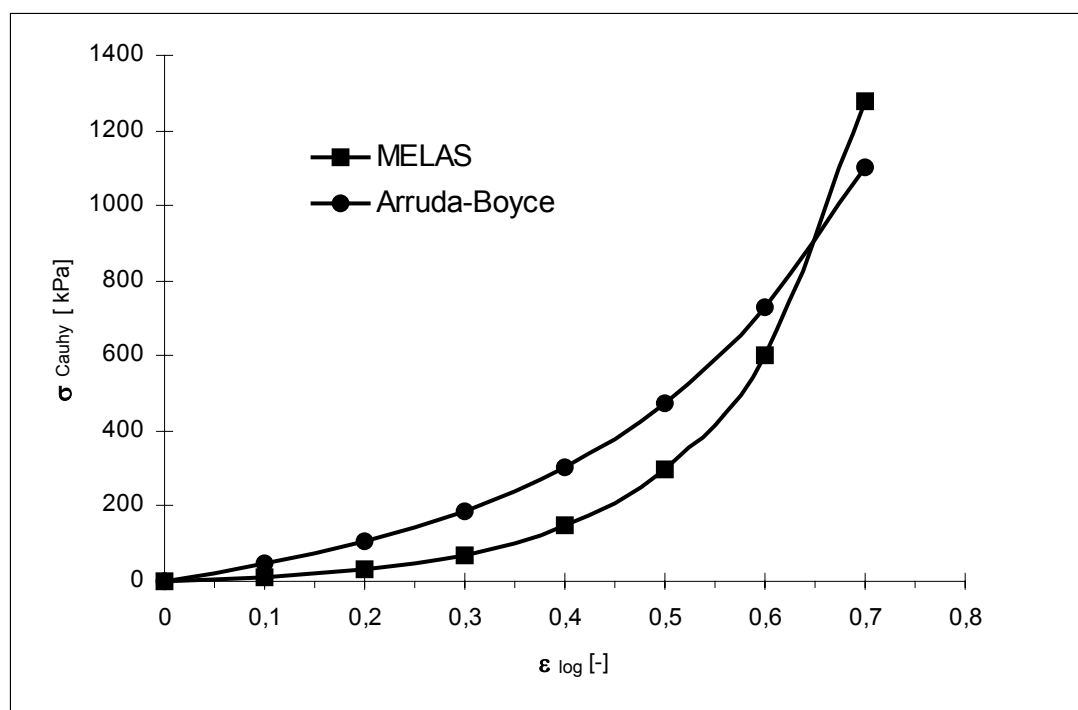
2.1 Porovnání materiálových modelů

V minulých letech byly prezentovány různé výpočtové modely, lišící se z hlediska použitého modelu konstitutivních vztahů. Rohan Z. (2002) např. používá kompozitní model jednotlivých vrstev cévní stěny. Práce Burša J., Knobloch T.: Stress-strain analysis in a connection of artery and vascular graft a Burša J.: Výpočtové modelování deformačně-napjatostních stavů tepen, na něž navazujeme, využívaly aproximaci závislosti napětí a přetvoření pomocí konečného počtu přímkových úseků. Konkrétně v ANSYSu se jedná o definici chování materiálu MELAS (Multilinear elasticity). Výhodou tohoto materiálového modelu je velmi přesné nahrazení spojitě závislosti mezi napětím a přetvořením. Tato definice materiálového chování má bohužel i své nevýhody. Zejména jde o tzv. „volumetrické zablokování prvku“, které se projevuje nadměrným vyztužením prvku a skokovými změnami napětí a hydrostatického tlaku na elementu. Zmíněný efekt se projevuje především u nestlačitelného materiálu (Poissonův poměr $\mu = 0,5$). Protože tkáň artérie obsahuje velké množství vody, je nutné ji modelovat jako téměř nestlačitelnou. Při snaze respektovat tento materiál a odstranit objemové zablokování je nutné použít jinou formulaci konstitutivního modelu. Jako nejvhodnější byl zvolen Arruda-Boyceův hyperelastický model spolu s konečným prvkem Solid 182. Model chování nestlačitelného materiálu lze popsat vztahem pro měrnou energii napjatosti ve tvaru dle rovnice (1).

$$W = G \left[\frac{1}{2} (\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{20 \lambda_L^2} (\bar{I}_1^2 - 9) + \frac{11}{1050 \lambda_L^4} (\bar{I}_1^3 - 27) + \frac{19}{7050 \lambda_L^6} (\bar{I}_1^4 - 81) + \frac{519}{673750 \lambda_L^8} (\bar{I}_1^5 - 243) \right] \quad (1)$$

\bar{I}_1 je první invariant deviatoru tenzoru přetvoření, takže model je definován pouze dvěma materiálovými konstantami: počátečním modulem pružnosti ve smyku G a limitním prodloužením sítě λ_L . Jeho předností je relativní jednoduchost zadávání v MKP systému ANSYS a časově méně náročné řešení. Tato definice má oproti multilineárně elastickému (MELAS) modelu materiálového chování i nevýhody. Hlavním problémem je nemožnost přesného nahrazení křivky závislosti napětí na přetvoření. Z řady výpočtových simulací byly vybrány takové konstanty pro Arruda-Boyceův model konstitutivních vztahů, které nejlépe

aproximují skutečnou křivku (tj. multilineárně elastický (MELAS) model materiálového chování, viz obr. č. 1).



Obr. č. 1 - skutečná materiálová křivka (MELAS) a křivka použitá pro Artura-Boyceův model

Pro ověření možnosti nahrazení multilineárně elastického (MELAS) modelu konstitutivních vztahů Arruda-Boyceovým modelem byly provedeny srovnávací výpočty. Jednalo se o numerickou simulaci intaktní aorty za následujících podmínek výpočtu: geometrie je modelována jako trubice o konstantním vnitřním průměru $\varnothing D = 20$ mm a tloušťce stěny $T = 1,2$ mm. Okrajové podmínky respektují maximální tlak krve $p = 20$ kPa, axiální protažení o velikosti 30 % a zbytkovou napjatost odpovídající úhlu rozevření $\beta = 60^\circ$. Výsledky jsou shrnuty v tabulce č. 1.

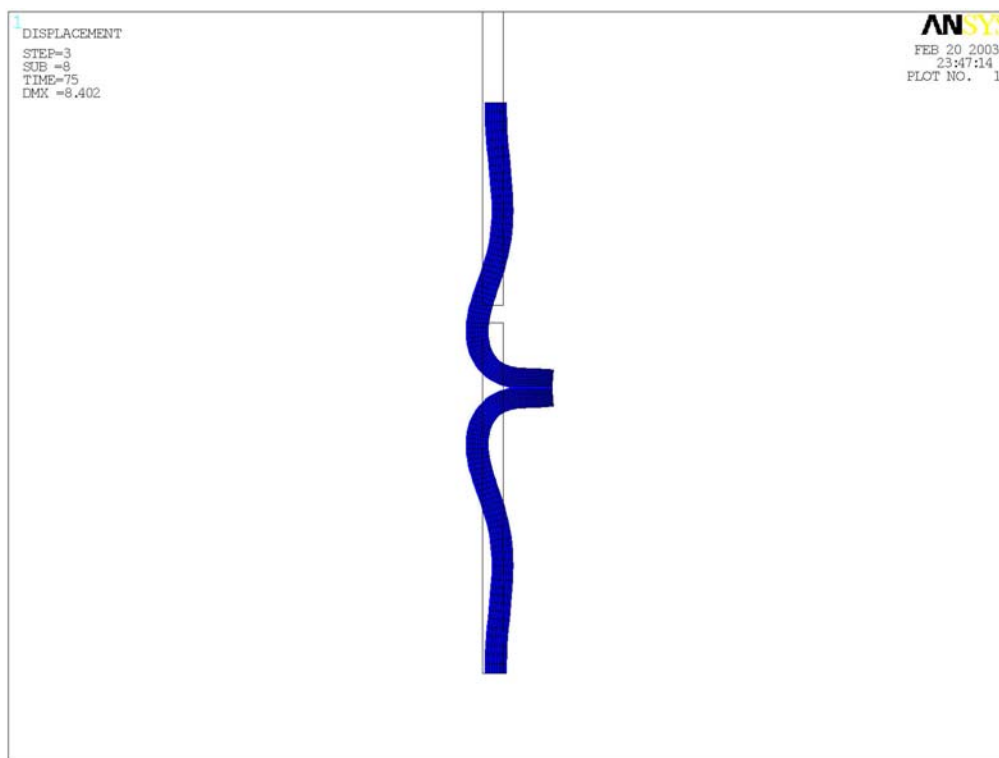
| | MELAS | Arruda-Boyce | rozdíl |
|------------------------------------|---------|--------------|--------|
| | minimum | minimum | |
| radiální napětí σ_r [kPa] | -20 | -20 | 0.0 % |
| axiální napětí σ_{ax} [kPa] | 313 | 363 | 14 % |
| obvodové napětí σ_o [kPa] | 296 | 272 | 9 % |
| | maximum | maximum | rozdíl |
| radiální napětí σ_r [kPa] | 0 | 0 | 0.0 % |
| axiální napětí σ_{ax} [kPa] | 364 | 443 | 18 % |
| obvodové napětí σ_o [kPa] | 319 | 379 | 16 % |

Tab. č. 1 - výsledky srovnávacích výpočtů

Z hodnot uvedených v tab. č. 1 vyplývá, že maximální odchylka obou řešení je 18 %. Použitá křivka pro Arruda-Boyceův model materiálového chování je určitým kompromisem. Cílem je maximální přiblížení se ke skutečné konstitutivní závislosti, a to zejména v oblasti hodnot odpovídajících extrémům příslušných napětí v modelu šitého spoje. Pro tento rozsah hodnot (v okolí průsečíku obou křivek v obr. č. 1) je přesnost Arruda-Boyceova modelu podstatně vyšší, pro biomechaniku měkkých tkání přijatelná.

2.2 Model spoje

Hlavním cílem práce je vytvoření numerického modelu pro deformačně-napěťovou analýzu šitého spoje koncem ke konci s následujícími okrajovými podmínkami: maximální tlak krve $p = 20$ kPa, axiální protažení o velikosti 30 % a zbytkovou napjatost odpovídající úhlu rozevření $\beta = 60^\circ$. Nedeformovaná konečnoprvková síť (obr. č. 2) představuje dvě trubice konstantního vnitřního průměru $\varnothing D = 20$ mm a tloušťky stěny $T = 1,2$ mm. Délka jednotlivých trubic je dostatečně velká, aby zahrnovala i intaktní část aorty neovlivněnou blízkostí spoje. První tři zátěžné kroky slouží k ohnutí okraje tepny a vytvoření „přírubového spoje“ z geometrie nedeformované sítě (obr. č. 2). V zátěžném kroku čtyři je předepsána pevná vzdálenost mezi uzly, které v reálném spoji odpovídají místu sešití; tímto způsobem je simulováno spojení obou částí chirurgickým stehem. Dále je v tomto kroku realizováno axiální protažení. V dalších krocích je provedeno zatížení vnitřním tlakem $p = 20$ kPa a zohlednění zbytkové napjatosti pomocí fiktivního teplotního pole. Poslední zátěžný krok slouží k eliminaci reakční síly v uzlech, ve kterých byl v prvním zátěžném kroku předepsán radiální posuv pro vytvoření příslušného tvaru spoje.



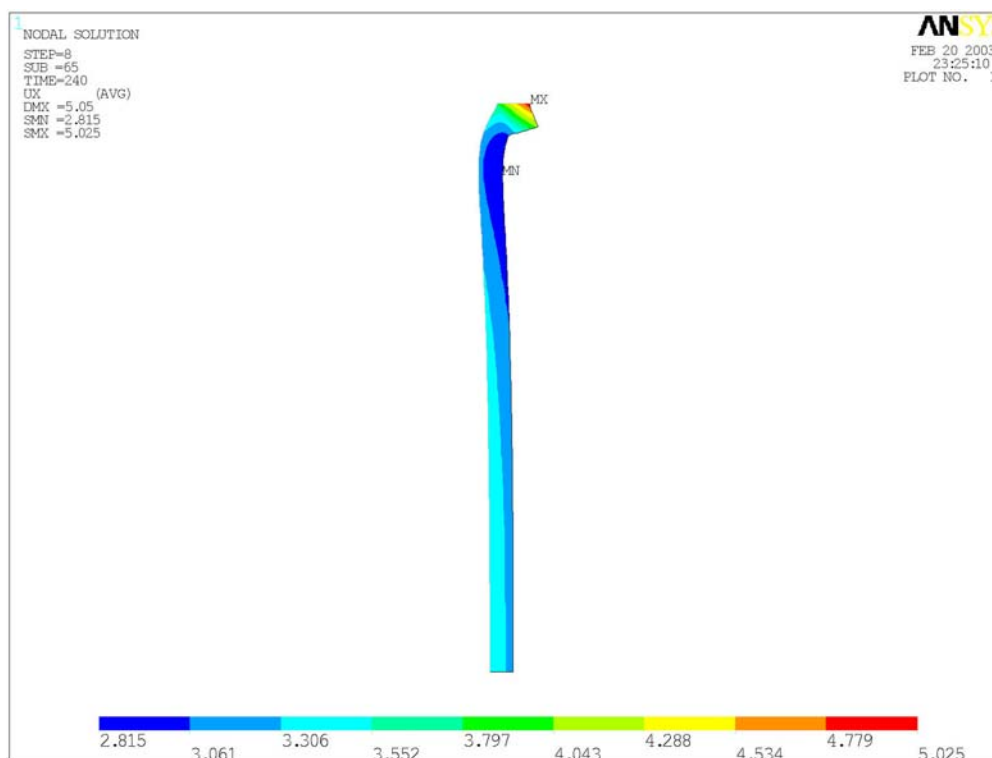
Obr. č. 2 - tvar nezatíženého spoje, tenca vyznačena výchozí geometrie modelu

2.3 Výsledky výpočtového modelování

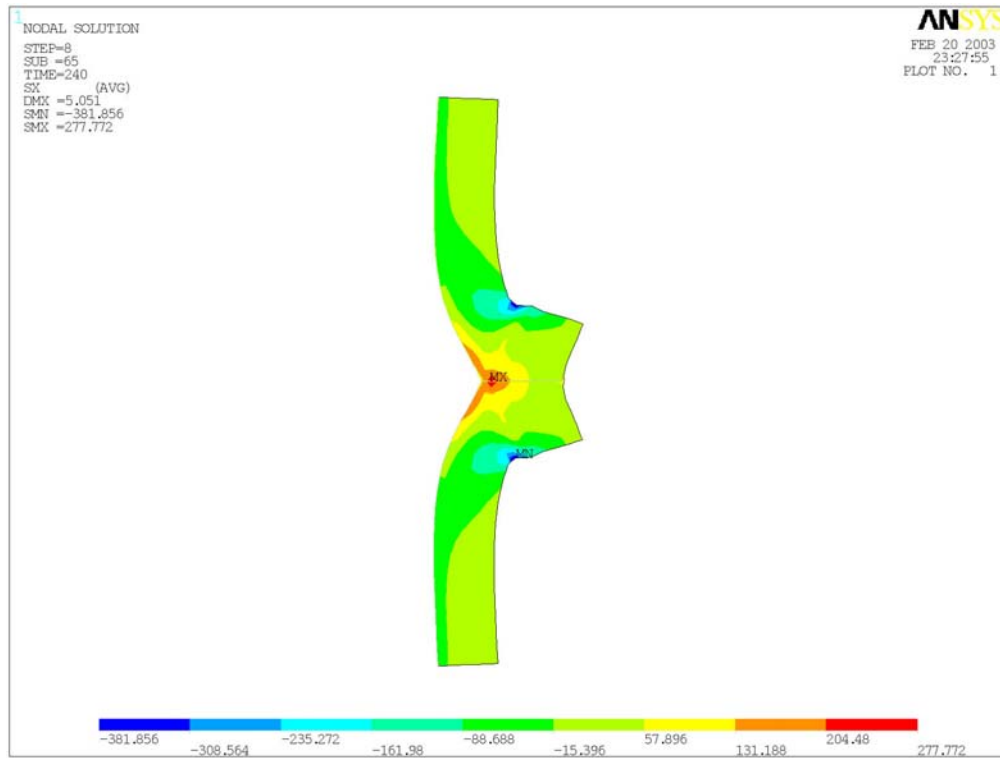
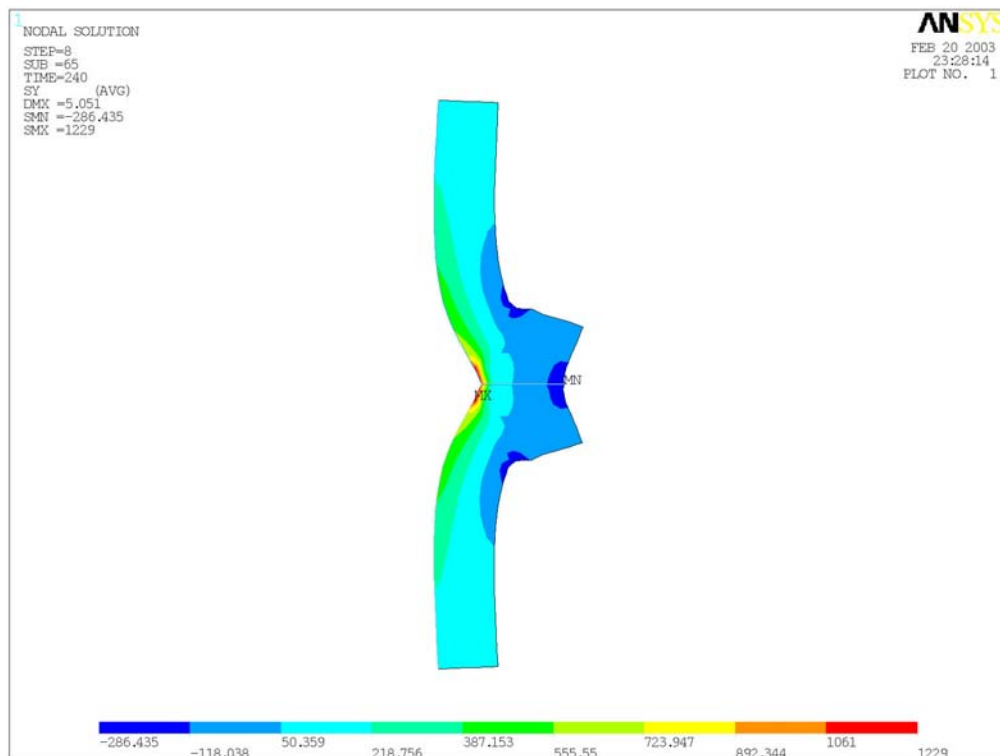
Obr. č. 3 zobrazuje velikosti radiálních posuvů, na němž je patrné určité vyztužení v místě spoje v porovnání s nedotčenou částí artérie. Dále je prezentováno rozložení napětí v radiálním, axiálním a obvodovém směru (obr. č. 4 - 6). V tabulce č. 2 je provedeno srovnání extrémních hodnot jednotlivých složek napětí mezi spojem a intaktní tepnou. Axiální a obvodové napětí vykazuje nárůst asi 3,5krát, oproti tomu radiální napětí vzroste 19krát. Příčinou tohoto výrazného zvýšení hodnoty radiálního napětí je změna okrajové podmínky v té oblasti deformované geometrie, kde dochází ke vzájemnému kontaktu mezi vnitřními povrchy obou trubic, v nedeformovaném stavu oddělených. Přitom dochází k tak výrazným natočením jednotlivých elementů, že napětí σ_r je vzhledem k hlavním materiálovým osám orientováno jinak - ve směru axiálních výtuzných kolagenních vláken reálné artérie. Protože toto napětí není výrazně vyšší než axiální napětí v intaktní tepně, není třeba ho z hlediska mezních stavů považovat za nebezpečné. Za rozhodující proto považujeme zvýšení obvodových a axiálních napětí.

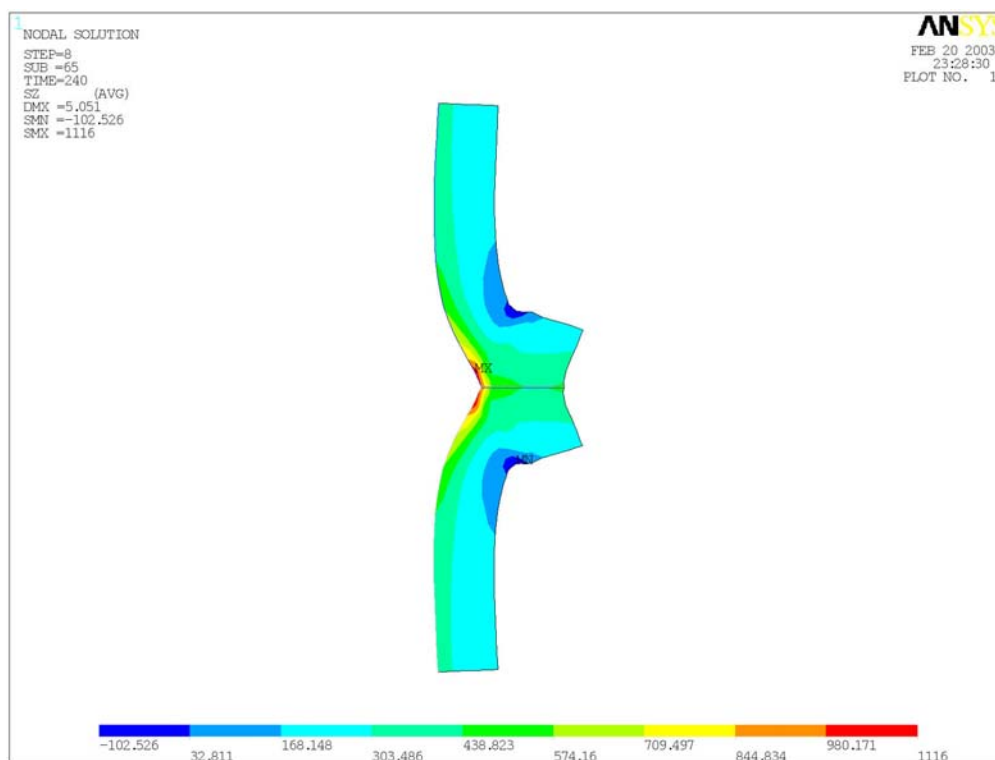
| | intaktní oblast (extrémní hodnoty) | oblast sešití (extrémní hodnoty) | poměr |
|--------------------------------------|---------------------------------------|-------------------------------------|-------|
| radiální napětí σ_r [kPa] | -20 | -382 | 19 |
| axiální napětí σ_{ax} [kPa] | 364 | 1229 | 3.4 |
| obvodové napětí σ_o [kPa] | 319 | 1116 | 3.5 |

Tab. č. 2 - srovnání extrémních hodnot složek napětí mezi spojem a intaktní tepnou



Obr. č. 3 - radiální posuv, vyztužení v oblasti spoje

Obr. č. 4 - rozložení radiálního napětí σ_r [kPa]Obr. č. 5 - rozložení axiálního napětí σ_{ax} [kPa]

Obr. č.6 - rozložení obvodového napětí σ_o [kPa]

3. Závěr

Přínosem této práce je vytvoření výpočtového modelu spojení tepen koncem ke konci, který je kromě zatížení vnitřním tlakem a axiálním předpětím schopen zohlednit i vliv zbytkových napětí ve stěně tepny. Výsledky ukazují, že sešitý spoj má z mechanického hlediska charakter koncentrátoru napětí, kde špičky napětí dosahují 3,5krát vyšších hodnot oproti nedotčené cévní stěně. Další práce v této oblasti se mohou zaměřit na vylepšování modelu materiálového chování, případně geometrie modelu. Současný výpočtový model však již umožňuje provést hodnocení vlivu délky sešití a jiných geometrických parametrů spoje na napjatost ve spoji; umožňuje také řešit na jinak stejné úrovni (se zahrnutím zbytkových napětí) i plně trojrozměrné úlohy.

4. Poděkování

Práce byla provedena v rámci Výzkumného záměru MŠMT č.CEZ:322/98:262100001

5. Literatura

Burša J. (1999) Analýza napjatosti a deformace ve stěně tepny. *Disertační práce pro obor Inženýrská mechanika*, VUT Brno, FSI.

Burša J. (1999) Výpočtové modelování zbytkové napjatosti v tepnách pomocí fiktivní teploty. *Sborník konference Inženýrská mechanika 99*, Svatka, Svazek 2, s.487-492.

Burša J., Knobloch T. (2002) Stress-strain analysis in a connection of artery and vascular graft. *Proceedings of the Conference Biomechanics of Man 2002*, Čejkovice, pp.173.

Rohan E., Cimrman R., Tonar Z. (2002) On modelling arteries using composite model of soft tissue. *Proceedings of Conference on Biomechanics of Man*, Čejkovice, ČR, pp. 275-278.

Burša J. (2002) Výpočtové modelování deformačně-napjatostních stavů tepen. *Acta Mechanica Slovaca*, p.140.