

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF SURGICAL CONNECTION BETWEEN TWO AORTIC PARTS WITH DIFFERENT GEOMETRY

Pavel RYŠAVÝ^{1*}, Jiří BURŠA^{*}, Radek LEBIŠ^{*}

Summary: *The paper presents an example of stress-strain analysis in vascular anastomoses. A computational model (based on finite element system ANSYS) of surgical connection between two aortic parts with different geometric parameters is presented. The model supposed axisymmetric homogeneous isotropic incompressible non-linear elastic material behaviour. The model is loaded by inner pressure and axial stretch, both being in the normal physiologic range. The extreme stress values in the connection of both parts are compared with the extreme values in the intact aorta. The results of computational modelling enable us to evaluate the risk of the clinical complications related to mechanics (aneurysm initiation, leakage, wall rupture) by comparison of the stress increase caused by the individual types and geometries of anastomoses.*

1. Úvod

Při chirurgickém řešení některých patologických stavů tepen je nutné vzájemné spojení úseků tepen, případně cévních náhrad. Tyto spoje (anastomózy) mohou být místem vzniku klinických komplikací spojených s mechanickými mezními stavy (netěsnost spoje, vznik výdutě, porušení stěny). Hodnocení rizika vzniku těchto mezních stavů vyžaduje jako nutnou podmínku znalost napětově deformačních stavů v anastomóze.

V příspěvku je prezentován výpočtový model spojení dvou tepen různých geometrických parametrů, odpovídající například chirurgické rekonstrukci koarktace aorty, kdy její zúžená část je chirurgicky odstraněna a zbylé části vzájemně spojeny koncem ke konci bez použití cévní náhrady. Oba spojované úseky tepny se pak poněkud liší svými geometrickými rozměry, což ovlivňuje namáhání spoje. Deformačně-napětová analýza tohoto spoje je provedena v konečnoprvkovém programovém systému ANSYS. Výpočtový model geometrie je rotačně symetrický, tvořený dvěma různými vrstvami materiálu. Model materiálového chování předpokládá izotropní, nestlačitelný materiál s nelineárně elastickými konstitutivními vztahy, který je homogenní v každé ze dvou základních nosných vrstev stěny – v medii a adventitii. Zatížení respektuje namáhání vnitřním tlakem a podélným protažením v rozmezí obvyklých fyziologických hodnot. K porovnání extrémních napětí v oblasti spojení obou částí tepny jsou využity výsledky získané výpočtovým modelováním intaktní aorty. Z poměru hodnot napětí ve spoji vůči napětím v nedotčené stěně tepny můžeme kvantifikovat míru

¹ Ing. Jiří Burša, PhD., Ing. Pavel Ryšavý., Ing. Radek Lebiš: VUT FSI Brno, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky Technická 2, 61669 Brno; tel.: +420.5.41142868, fax: +420.5.41142876; E-Mail:rysav@seznam.cz, bursa@umt.fme.vutbr.cz, lebis@umt.fme.vutbr.cz.

zvýšení napětí vlivem zákroku a tím jeho možný vliv na vznik klinických komplikací, spojených se vznikem mechanických mezních stavů ve spoji.

Cílem této práce je vytvoření výpočtového modelu s maximálním možným přiblížením ke skutečnosti, s omezeními danými možnostmi použitého programového systému ANSYS, verze 7.1. Tento software je určen pro řešení různých multioborových problémů, není však přímo určen pro řešení problémů biomechaniky. Z toho plynou některá nutná zjednodušení a nepřesnosti, např. použití hyperelastického modelu materiálového chování podle Arruda-Boyce, jehož odchylka od skutečných konstitutivních relací materiálu stěny tepny není zcela zanedbatelná. Také další použitá zjednodušení byla nutná pro dosažení řešitelnosti modelu a akceptovatelné výpočtové doby.

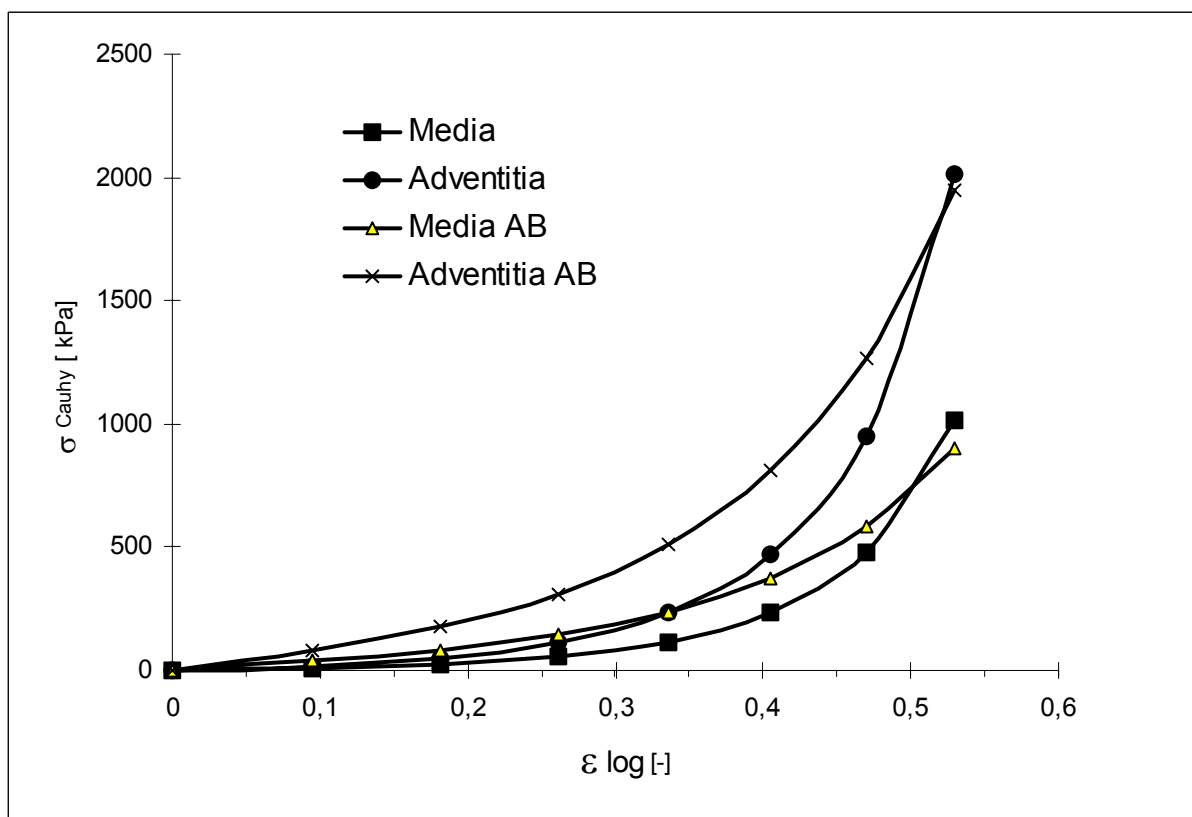
2.1 Volba modelu materiálového chování

Volba vhodného modelu materiálového chování je vzhledem k biomechanické povaze problému nejzásadnější částí celého řešení. Vstupní data pro námi řešený problém jsou jen velmi obtížně získávána. Materiálové charakteristiky technických látek získáváme prostřednictvím experimentálních zkoušek. V biomechanice je značným problémem získat zkušební vzorky a to nejen z důvodů etických. Běžná zkušební a experimentální zařízení jsou pro měkké tkáně nevhodná. Největším problémem je zcela neodpovídající rozsah měřených veličin u běžných zkušebních strojů. Tento fakt je dán tím, že měkké tkáně mají o několik řádů nižší tuhost, než běžně zkoušené materiály. Komplikaci představuje rovněž užití vhodných upínacích zařízení, která by nezkreslovala výsledky měření. Námi zvolený model materiálového chování si klade za nejdůležitější cíl co nejlépe respektovat základní rysy chování skutečné tkáně vzhledem k dostupným vstupním datům, Burša J. (1999) Analýza napjatosti a deformace ve stěně tepny a Rohan E., Cimrman R., Tonar Z. (2002) On modelling arteries using composite model of soft tissue. Jako nejpodstatnější vlastnost cévní stěny jsme zvolili nelineární závislost mezi přetvořením a napětím. Použitý konstitutivní model je možné charakterizovat jako nelineárně pružný, nestlačitelný a izotropní.

Použitý model materiálového chování je jistým kompromisem. Vzhledem ke značně velkým deformacím v oblasti spoje je nutné použít takové prvky, které jsou i za těchto podmínek numericky stabilní. V minulých letech jsme používali takový model konstitutivních vztahů, pro který je typické nahrazení skutečné křivky pomocí souboru přímkových úseků. Tento model je v programovém systému označen MELAS (Multilinear elasticity). Tento model, jehož použití připouští např. rovinné 4-uzlové prvky SOLID42, může dosáhnout vysoké přesnosti nahrazení skutečné konstitutivní závislosti v případě jednoosé napjatosti. Problémem těchto prvků je však tzv. „volumetrické zablokování“. Jedná se o stav, kdy se prvek po velké deformaci extrémně vyztuží a tím zkreslí výsledek celého výpočtu. Z tohoto důvodu jsme zvolili použití prvku SOLID182, který používá numerickou formulaci s minimalizací efektu extrémního vyztužení, jako je např. smykové či volumetrické zablokování. Další důvod, proč zvolit kombinaci Arruda-Boyceova hyperelastického modelu a prvku SOLID182, je možnost modelovat materiál jako velmi nepatrně stlačitelný, tzn. $\mu \cong 0.5$; tento model se nejlépe přibližuje tkáni s velkým obsahem vody. Model chování hyperelastického nestlačitelného materiálu podle Arruda-Boyce lze popsat vztahem pro měrnou energii napjatosti ve tvaru dle rovnice (1).

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

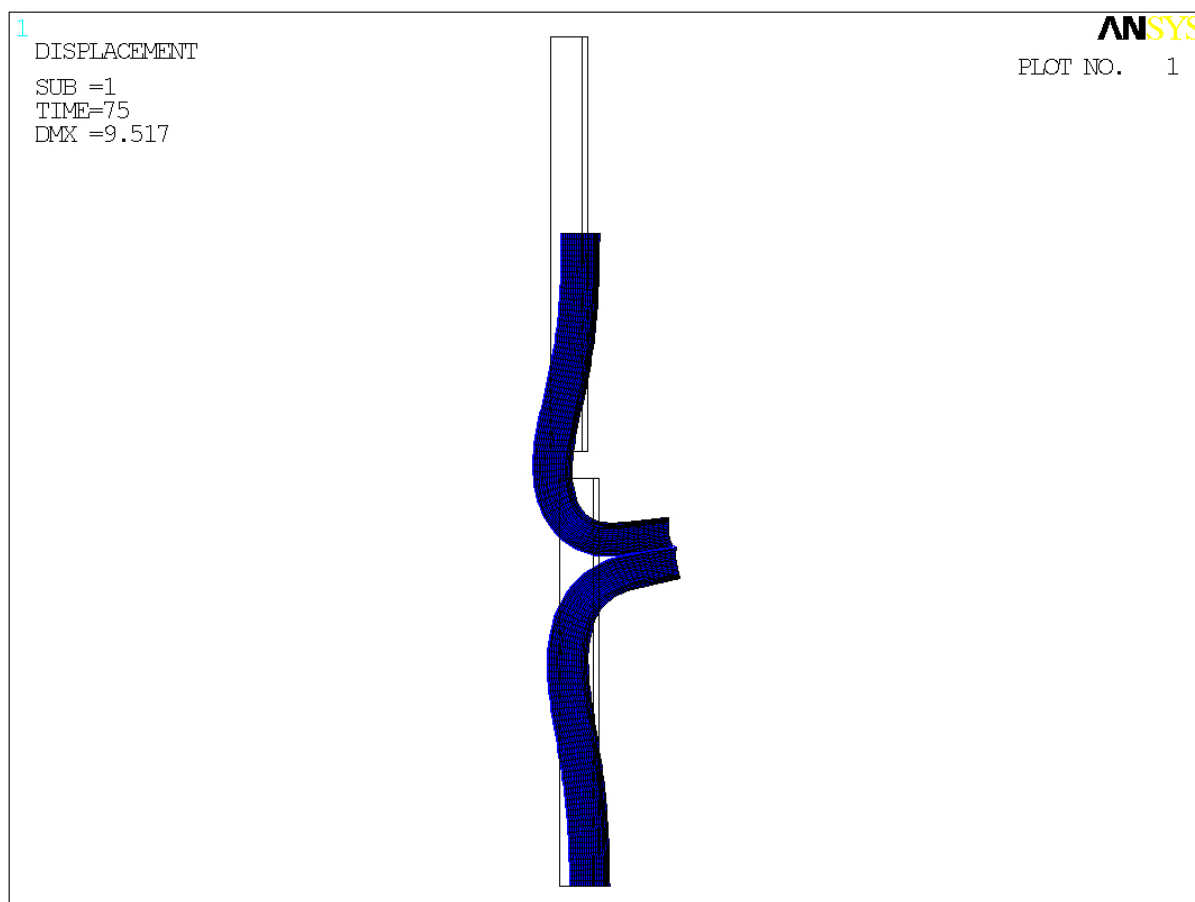
Zde \bar{I}_1 je první invariant deviátoru tenzoru přetvoření, elastické vlastnosti modelu jsou definovány pouze dvěma materiálovými konstantami: G - počátečním modulem pružnosti ve smyku a λ_L - limitním prodloužením sítě. Jeho výhodou je časově méně náročné řešení a poměrně snadné zadávání v MKP systému ANSYS. Největší nedostatkem tohoto modelu materiálového chování, daným jeho malým počtem konstitutivních parametrů, je nemožnost přesně aproximovat libovolnou křivku závislosti napětí na přetvoření. Proto je nutné volit jistý kompromis, jehož výsledkem je co nejlepší aproximace skutečné konstitutivní křivky materiálu v oblasti odpovídající extrémním napětím. Jako nejvhodnější byla zvolena aproximace pomocí Arruda-Boyceova modelu, znázorněná na obr. č. 1 pro obě uvažované vrstvy cévní stěny.



Obr. č. 1 – Porovnání skutečných deformačně-napěťových křivek s křivkami určenými za použití hyperelastického modelu podle Arruda-Boyce

2.2 Model spoje

Cílem práce je vytvoření numerického modelu pro deformačně-napěťovou analýzu šitého spoje. Při jeho vytváření jsme využili postupy a výsledky předcházejících studií a výpočtový model, jenž byl prezentován v minulých letech. Nedeformovaná konečnoprvková síť a tvar nezatíženého spoje (viz obr. č. 1) představuje dvě válcové trubice konstantní světlosti 20 mm a 19,1 mm. Stěna artérie je modelována jako dvouvrstvá, přičemž media je uvažována v tloušťce 1,6 mm a 1,53mm, adventitia má tloušťku 0,3 mm a 0,28 mm. Rozdíl v geometrických parametrech obou spojovaných částí tepny je dán zužováním tepny směrem k periferii po odstranění krátkého úseku tepny. Délka obou trubic je volena 200 mm, což je hodnota, jež by měla zaručit, že oblast sešití nebude ovlivněna okrajovou podmínkou - nulový axiální posuv na jednom volném konci, popřípadě axiální posuv odpovídající celkovému protažení na konci druhém. Axiální posuvy jsou definovány na volných koncích trubic. Model respektuje zatížení spoje na úrovni fyziologických hodnot, tj. vnitřní přetlak krve o hodnotě 20 kPa a axiální protažení o velikosti 30 %.



Obr. č. 1 - nedeformovaná konečnoprvková síť a tvar nezatíženého spoje

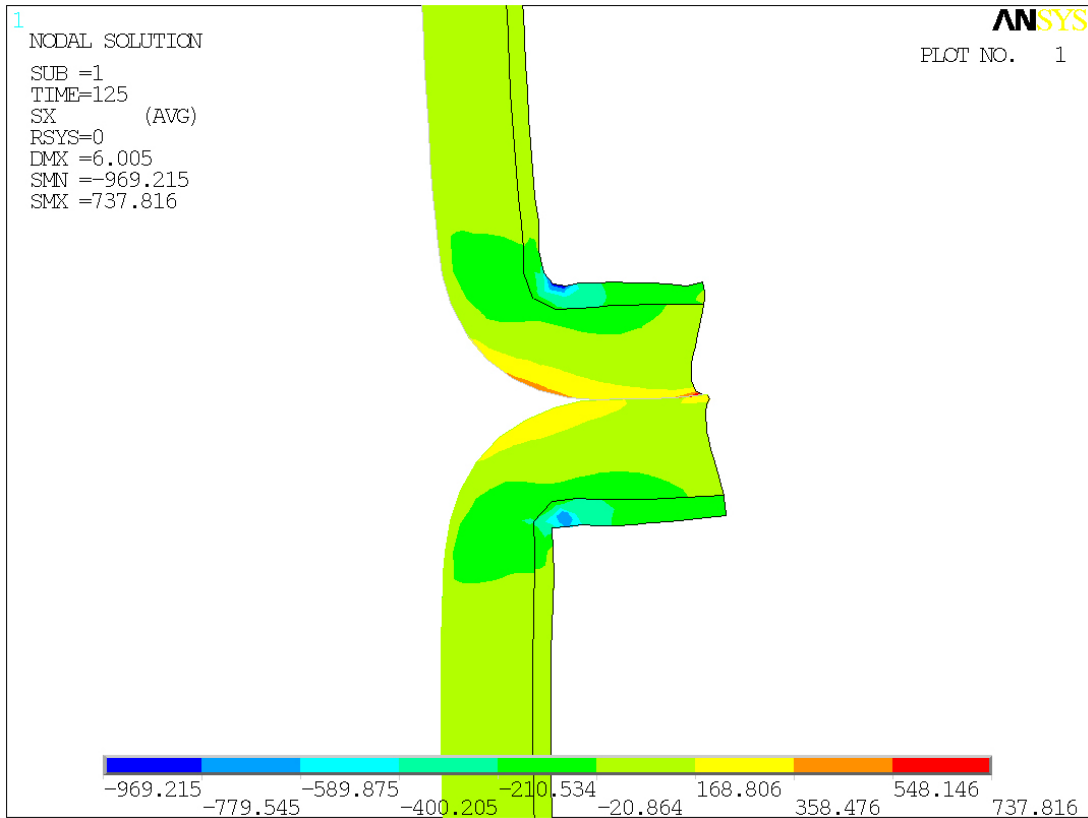
2.3 Výsledky výpočtového modelování

Výsledky prezentované na obrázcích č. 3 až 6 odpovídají řešení po posledním zátěžném kroku. První tři zátěžné kroky slouží k vytvoření tvaru „přírubového spoje“ z geometrie nedeformované sítě (viz obrázek č. 2), tak jak se tento tvar vytvoří při operačním zákroku sešitím obou tepen. V zátěžném kroku č. 4 (tj. po dosažení kontaktu na příslušných plochách modelu) jsou aktivovány prutové prvky typu LINK8; tyto prvky simulují spojení obou částí chirurgickým stehem. Kromě toho je v tomto kroku předepsáno axiální protažení. V následujícím kroku je realizováno zatížení vnitřním přetlakem o velikosti 20 kPa.

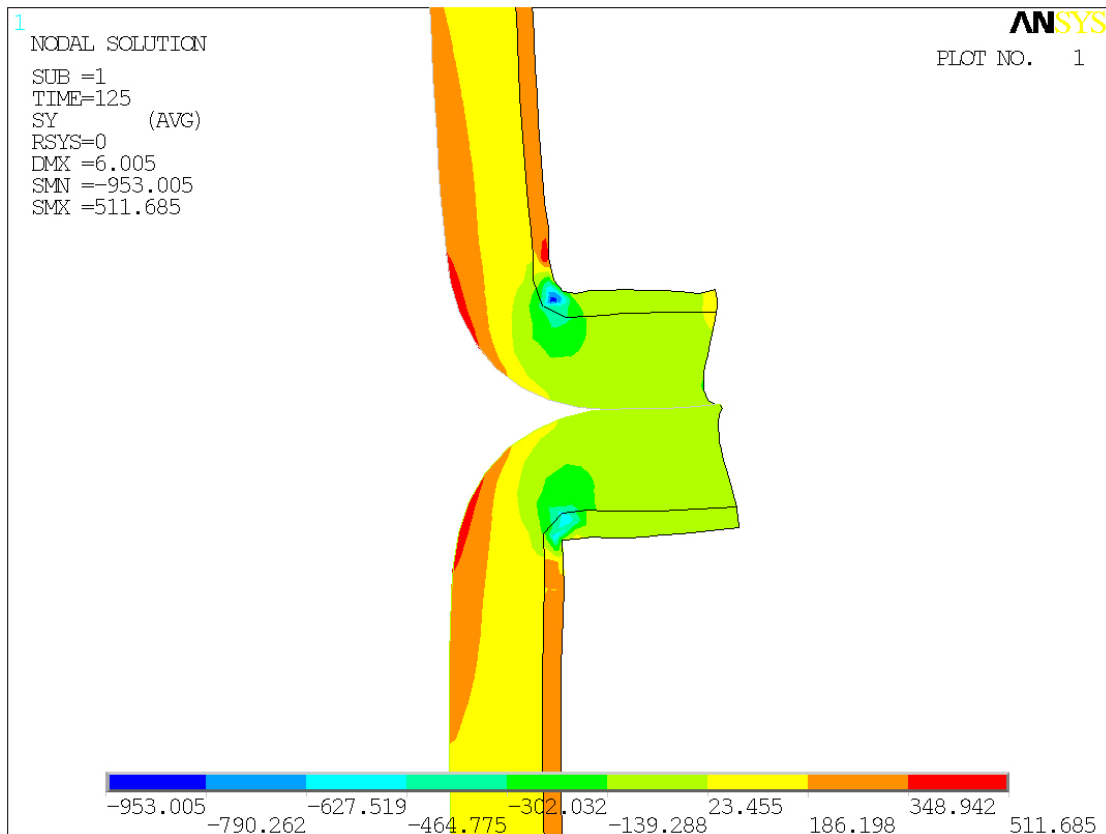
Obr. č. 3 znázorňuje velikost radiálního napětí σ_r [kPa], obr. č. 4 odpovídá rozložení axiálního napětí σ_{ax} [kPa], obr. č. 5 odpovídá rozložení obvodového napětí σ_o [kPa]. Obr. č. 6 – představuje průběh hlavních napětí po vnitřním povrchu. Obvodové napětí vykazuje nárůst asi 1,9krát ve srovnání s nedotčenou artérií, avšak radiální napětí dosahuje v tomto srovnání 20-krát vyšších hodnot. Toto výrazné zvýšení napětí však lze vysvětlit na základě velkých změn geometrie modelu. Má zřejmě příčinu ve významné změně geometrie modelu v místě, kde dochází ke kontaktu mezi vnitřními povrchy obou trubic. Při deformaci dochází k tak výrazným natočením jednotlivých elementů, že napětí σ_r je vzhledem k hlavním materiálovým osám orientováno jinak - ve směru axiálních výztužných kolagenních vláken reálné artérie. (Tato vlákna se vlivem ohybu konců tepny natočila do radiálního směru). 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 obvodového napětí.

	intaktní oblast (extrémní hodnoty)	oblast sešití (extrémní hodnoty)	poměr
radiální napětí σ_r [kPa]	20	406	20
axiální napětí σ_{ax} [kPa]	471	512	1.1
obvodové napětí σ_o [kPa]	306	587	1.9

Tab. č. 1 - srovnání extrémních hodnot složek napětí mezi spojem a intaktní tepnou



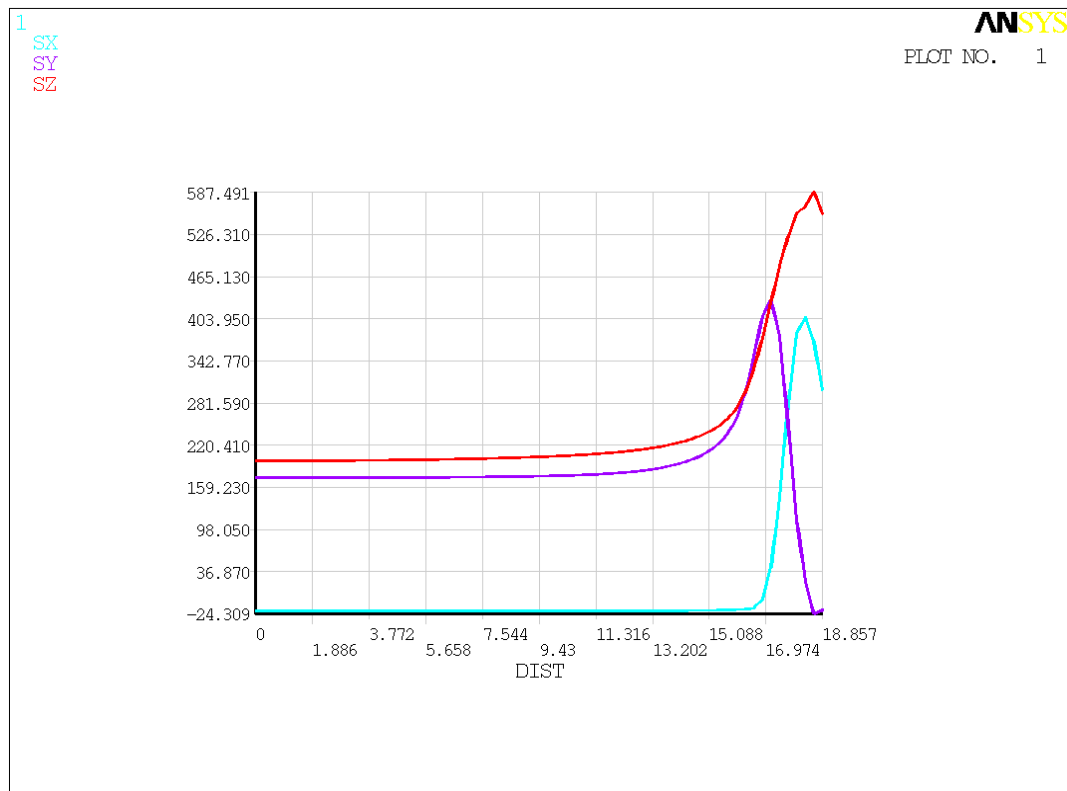
Obr. č. 3 - rozložení radiálního napětí σ_r [kPa]



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



Obr. č. 5 - rozložení obvodového napětí σ_0 [kPa]



Obr. č. 6 – průběh hlavních napětí po vnitřním povrchu [kPa]

3. Závěr

Přínosem této práce je vytvoření výpočtového modelu dvou tepen různých geometrických parametrů, které jsou spojeny koncem ke konci. Model je schopen zohlednit vnitřní tlak v tepně a axiální předpětí ve stěně tepny. Z porovnání výsledků napjatostí ve spoji a v intaktní stěně vychází cca. dvojnásobný nárůst obvodového napětí v důsledku spojení. Z toho je zřejmé, že spoj má charakter koncentrátoru napětí. Další práce v této oblasti se mohou zaměřit na zdokonalování modelu materiálového chování, zohlednění zbytkových napětí ve stěně tepny, případně reálnější geometrie modelu. Současný výpočtový model však již umožňuje provést kvalitativní hodnocení vlivu délky sešití a jiných geometrických parametrů spoje na napjatost ve spoji; umožňuje také řešit na jinak stejné úrovni modelování 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*, Svratka, 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.

Ryšavý P., Burša J. (2003) Stress-Strain Analysis of Surgical Connection of Arteries. *Inženýrská mechanika 2003*