

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY



FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA SPOJENÍ TEPNY S CÉVNÍ PROTÉZOU

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF ANASTOMOSIS BETWEEN ARTERY AND ARTIFICIAL VASCULAR
GRAFT

DIPLOMOVÁ PRÁCE
DIPLOMA THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

ŠÁRKA KUDOVÁ

VEDOUcí PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ BURŠA, Ph.D.

ABSTRAKT

V diplomové práci se zabývám napětí – deformační analýzou spojení tepny s cévní protézou. Modeluji spojení koncem ke konci přepletáním a spojení chirurgickým stehem s okrajem deformovaným do tvaru příruby.

Model geometrie jsem vytvořila v rotační symetrii. Materiál jsem modelovala jako hyperelastický, materiálové křivky stěny tepny jsem získala z měření provedených na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky VUT v Brně. Konstitutivní modely materiálu Arruda – Boyce a Delfino, který byl nově naprogramován do konečno prvkového programu ANSYS 11, využívám k porovnání modelovaných typů spojení. Tepnu i náhradu jsem zatěžovala vnitřním lehce zvýšeným systolickým konstantním tlakem.

Zvýšení napětí v tepně, vlivem spoje, jsem hodnotila pomocí podmínky pevnosti maximálního napětí, platné pro kompozitní materiály.

Klíčová slova

tepny, cévní protéza, hyperelastický materiál

ABSTRACT

This thesis concerns stress-strain analysis of attachments between artery and vascular replacement. I perform a simulation of end to end attachment by overlapping and attachment of surgery stitch with one end deformed to flange profile.

Model of geometry is created in axisymmetry. Material is simulated as hyperelastic, material stress-strain curves are obtained from measurements performed at Institut of Solid Mechanics, Mechatronics and Biomechanics at VUT Brno. Constitutive models Arruda – Boyce and Delfino newly programmed in finite element software package ANSYS 11, are used to compare the simulated types of attachments. Artery and also vascular replacement were loaded by inner, light increased constant systolic pressure.

Stress increase in artery influenced by attachment is evaluated by maximum stress condition, significant for composite materials.

Key words

artery, vascular replacement, hyperelastic material

KUDOVÁ, Š. *Deformačně-napěťová analýza spojení tepny s cévní protézou*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2008. 54 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.

Prohlášení

Prohlašuji, že předloženou diplomovou práci jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce doc. Ing. Jiřího Burši PhD. s uvedenou literaturou.

V Brně 23.5.2008

.....

Šárka Kudová

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucímu mé diplomové práce doc. Ing. Jiřímu Buršovi Ph.D. za ochotu, čas, rady a připomínky k této diplomové práci. Také bych ráda poděkovala všem kolegům, kteří mi pomohli drobnou, ale někdy velmi důležitou radou.

Největší poděkování patří mé rodině a přátelům, kteří mě podporovali a povzbuzovali po celou dobu studia.

OBSAH

Seznam použitých symbolů.....	13
1. Úvod.....	14
1.1 Cíle práce.....	15
2. Formulace problémové situace.....	15
2.1 Formulace problému.....	15
3. Základní pojmy vzhledem k řešenému problému.....	15
3.1 Oběhová soustava.....	15
3.2 Tepna.....	18
3.3 Cévní náhrada.....	20
3.4 Typy spojení.....	23
3.5 Použití cévních náhrad.....	24
4. Systém podstatných veličin.....	27
4.1 Geometrie.....	27
4.2 Materiál.....	27
4.3 Vazby.....	29
4.4 Zatížení.....	29
4.5 Ovlivnění.....	29
5. Řešení.....	30
5.1 Typ problému.....	30
5.2 Volba metody řešení.....	30
5.3 Vstupní údaje řešení.....	31
5.3.1 Model geometrie.....	31
5.3.2 Diskretizovaný model.....	33
5.3.3 Konstitutivní model materiálu.....	33
5.3.4 Model vazeb.....	37
5.3.5 Model zatížení.....	39
5.3.6 Model ovlivnění.....	39
5.4 Postup řešení.....	39
5.5 Metody vyhodnocení.....	41

5.5.1	Teorie maximálního napětí.....	41
5.5.2	Teorie maximálního přetvoření.....	42
5.5.3	Teorie maximální energie.....	42
5.5.4	Teorie tenzorová.....	42
5.6	Volba metody vyhodnocení výsledků.....	42
6.	Realizace výpočtu.....	43
6.1	Použitý software.....	43
6.2	Použitý hardware.....	43
6.3	Nastavení řešiče.....	43
7.	Prezentace a analýza výsledků.....	44
7.1	Velikost přeplátování u přeplátovaného spoje.....	44
7.2	Napjatost ve stěně tepny a náhrady.....	44
7.2.1	Varianta A (svázání posuvů odpovídajících si uzlů).....	44
7.2.2	Varianta B (lepený spoj).....	47
7.2.3	Porovnání přeplátovaných spojení (varianta A a varianta B).....	48
7.2.4	Varianta C (spojení chirurgickým stehem).....	49
7.2.5	Porovnání přeplátovaného spojení a spojení s chirurgickým stehem ...	51
8.	Závěr.....	52
9.	Použitá literatura.....	53

Seznam použitého označení

W	[Jm ⁻³]	měrná deformační energie
S_{ij}	[-]	2. Piola – Kirchhoffův tenzor napětí
E_{ij}	[-]	Green – Lagreangův tenzor přetvoření
σ	[Pa]	1. Piola – Kirchhoffův tenzor napětí
ε_{\log}	[-]	přirozené (logaritmické) přetvoření
σ_{Cauchy}	[Pa]	Cauchyho tenzor napětí
λ	[-]	poměrné přetvoření
G	[Pa]	modul pružnosti ve smyku
λ_L	[-]	mezní protažení strukturních řetězců
\bar{I}_1	[-]	modifikovaný první invariant pravého Cauchy – Greenova tenzoru deformace
J	[-]	třetí invariant tenzoru deformačního gradientu
$\lambda_{1,2,3}$	[-]	hodnoty hlavních poměrných protažení
d	[Pa ⁻¹]	parametr nestlačitelnosti materiálu
K	[Pa]	objemový modul pružnosti
σ_{PtL}	[Pa]	mez pevnosti v tahu v podélném směru
ε_{PtL}	[-]	mezní podélné tahové přetvoření
σ_{PdL}	[Pa]	mez pevnosti v tlaku v podélném směru
ε_{PdL}	[-]	mezní podélné tlakové přetvoření
σ_{PtT}	[Pa]	mez pevnosti v tahu v příčném směru
ε_{PtT}	[-]	mezní příčné tahové přetvoření
σ_{PdT}	[Pa]	mez pevnosti v tlaku v příčném směru
ε_{PdT}	[-]	mezní příčné tlakové přetvoření
τ_P	[Pa]	mez pevnosti ve smyku
γ_P	[-]	mezní úhlové přetvoření
σ_L	[Pa]	normálové napětí v podélném směru
σ_T	[Pa]	normálové napětí v příčném směru
τ_{LT}	[Pa]	smykové napětí v rovině rovnoběžné s podélným směrem
ε_L	[-]	délkové přetvoření v podélném směru
ε_T	[-]	délkové přetvoření v příčném směru
γ_{LT}	[-]	úhlové přetvoření v rovině rovnoběžné s podélným směrem
σ_r	[Pa]	radiální napětí
σ_a	[Pa]	axiální napětí
σ_t	[Pa]	obvodové napětí

1. ÚVOD

Často se vyskytujícími problémy hrudní aorty jsou výdutě aorty, poranění aorty a disekce, méně časté jsou pak zánětlivé vředy, nádory, nebo zúžení aorty. Tyto problémy je nutné dříve či později řešit operativně, vyjmutím postižené části a nahrazením cévní protézou.

Počátek úspěšného použití protéz byl na konci 19. století, kdy se používaly biologické náhrady jako náhrady cév. Rozvoj cévních protéz nastal za 2.světové války s množstvím válečných zranění. V této době byly vytvořeny metody konzervace a sterilizace cévních štěpů. U biologických náhrad ale začaly problémy se ztrátou elasticity tepny, kalcifikací tepen, výduťmi a rupturami. Tyto problémy byly způsobeny imunitní reakcí organismu, kterou v té době nebylo možné léky ovlivnit. S rostoucím počtem rekonstrukcí, nejen na aortách, ale i tepnách končetin, se objevil problém s nedostatkem biologických náhrad různých rozměrů. V 50. letech 20.století začaly první pokusy s průmyslově vyrobenými nebiologickými cévními náhradami. Prvními byly trubičky z metakrylátu, později pak textilní náhrady z Vinyonu N. Klinické testy ukázaly, že pro úspěšnost náhrady, tedy její dobré vhojení, je důležitá pórozita stěny náhrady. Postupem času se začaly vylepšovat materiály a technologie výroby. Objevil se nový netextilní způsob výroby cévních náhrad z polytetrafluoroethylenu (PTFE) litím, takto se vyrábí náhrady Goretex, Impra. V důsledku nutnosti použití náhrad i na místech s velkým úhlem ohnutím postižené tepny, jsou náhrady upravovány vrapováním. V dnešní době se používají hlavně pletené cévní protézy, které se na okrajích netřepí, oproti náhradám vyrobeným tkaním. Bývají impregnované kolagenem, který dočasně snižuje poróznost stěny, což je chirurgicky výhodné. Další vývoj se zabývá vylepšením chirurgického provedení spojení tepny s cévní protézou, lepené spoje jsou zatím ale jen ve fázi experimentů. Tyto spoje by byly výhodné z hlediska menšího vyztužení spojení tepny s cévní protézou.

Tato diplomová práce se zabývá zjištěním napětí a přetvoření ve spojení tepny a cévní protézy. Rozdíl napětí ve spoji a neovlivněné oblasti tepny, může být jedním z důvodů zarůstání tepen v oblasti spoje, nebo vzniku výdutí v těchto oblastech. Spoj tepny s náhradou tepnu vyztužuje, zvětšuje její tuhost. Řešení problému je obsáhlé, materiál tepny je viskoelastický, tepna je zatěžována pulsujícím tlakem a působí na ní okolní tkáň a také hormonální a chemické vlivy organismu. Ale ne všechny tyto parametry můžeme, s dostupnými prostředky a poznatky z medicíny, zahrnout do výpočtu.

1.1 Cíle práce

- Vytvoření výpočtového modelu spojení tepny s cévní protézou s využitím konečno prvkového programu ANSYS
- Provést analýzu napjatosti a deformace v okolí spojení tepny s cévní protézou
- Srovnat tři typy modelů spojení tepny s cévní protézou

2. POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

Deformačně napěťová analýza spojení tepny s cévní protézou se řešila jako 2D úloha. Nejprve jako spojení tepny s tepnou se shodnými vlastnostmi, později jako spojení tepny s umělou cévní protézou. Vždy s použitím konstitutivního modelu materiálu dostupného v komerčním konečno prvkovém programu.

Spojení tepny s cévní protézou řeším jako 2D úlohu v rotační symetrii s použitím nového konstitutivního modelu materiálu, naprogramovaného do programu ANSYS 11 speciálně pro výpočty aplikované na měkkých tkáních. Ověřuji použitelnost tohoto konstitutivního modelu pro výpočty spoje tepny s cévní protézou.

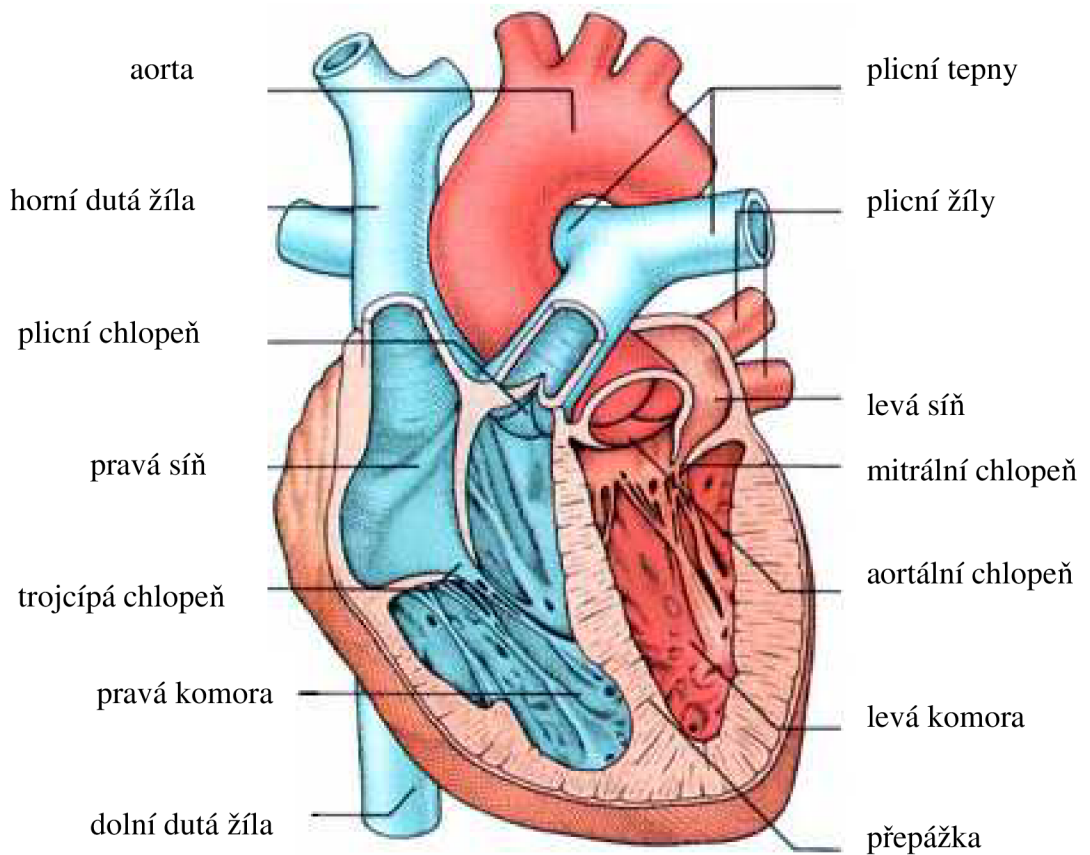
2.1 Formulace problému

Provedení napěťově deformační analýzy spojení tepny s cévní protézou v rotační symetrii s využitím nového konstitutivního modelu materiálu a porovnání vlivu způsobu provedení spoje (přeplátovaný lepený spoj, spoj chirurgicky sešitý) na zvýšení rizika porušení cévní stěny.

3. ZÁKLADNÍ POJMY VZHLEDEM K ŘEŠENÉMU PROBLÉMU

3.1 Oběhová soustava

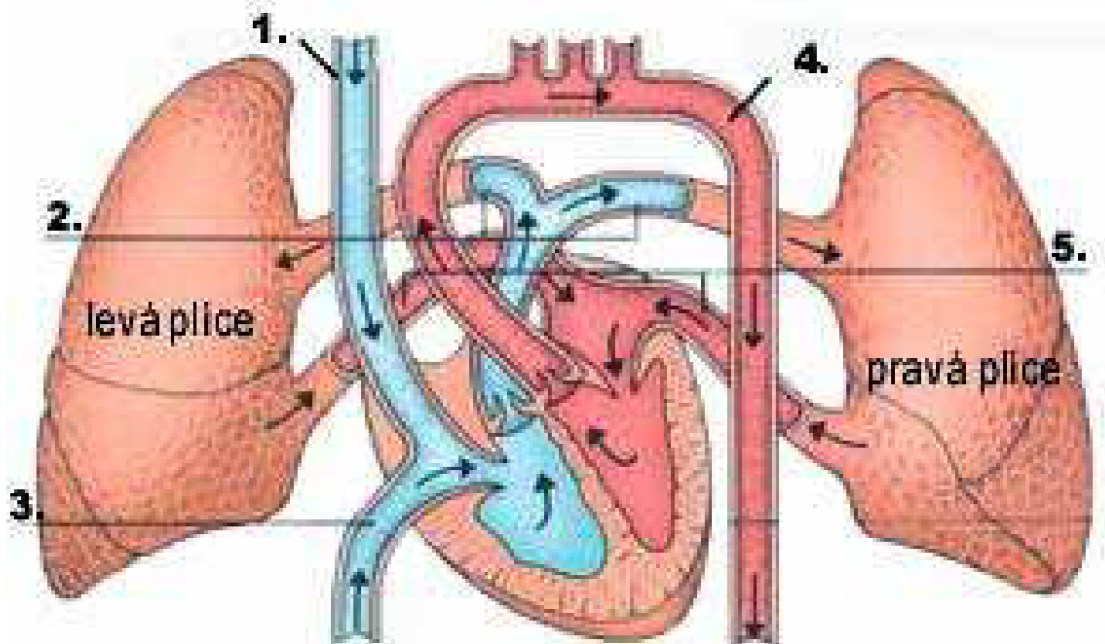
Kardiovaskulární soustava slouží k transportu živin, plynů (kyslík, CO₂) a odpadních látek z tkání nebo do tkání. Skládá se ze srdce (Obr.3.1) a krevních cév. Srdce je dutý svalový orgán, který svými pravidelnými kontrakcemi zajišťuje rozvod krve a mízy po těle.



Obr.3.1: Schéma srdce[6]

Srdce pohání dva oběhy:

- velký tělní oběh (srdce – orgány – srdce), který rozvádí okysličenou krev do orgánů a zajišťuje termoregulaci organismu
- malý plicní oběh (srdce – plíce – srdce), který okysličuje krev (Obr.3.2)



Obr.3.2: Schéma malého plicního oběhu[6]

1. Horní dutá žíla přivádí odkysličenou krev z horní části těla
2. Plicní tepny přivádějí odkysličenou krev do plic, kde se krev okysličuje
3. Dolní dutá žíla přivádí odkysličenou krev z dolní části těla
4. Aorta přivádí okysličenou krev ze srdce do těla
5. Plicní žíly přivádí do srdce okysličenou krev

Krevní cévy můžeme dělit podle různých hledisek.

1) velikost

- tepny (artérie) vedou krev od srdce
- žíly (vény) vedou krev do srdce
- vlásečnice (kapiláry) jsou tenké cévy s průměrem 5 - 20 μ m

2) histologická skladba

- elastické tepny
- svalové tepny
- arterioly

Cévní systém zásobuje všechny orgány v těle krví jak v klidu, tak při námaze, kdy omezí zásobení méně namáhaných částí těla. Cévy v lidském těle dosahují délky asi 150 000km. Srdce vypumpuje 5,5 litru krve za minutu v klidovém stavu a až 25 litrů krve za minutu při námaze[7].

Krev se skládá z krevní plazmy a krevních tělísek, to jsou červené krvinky (erythrocyty), bílé krvinky (leukocyty) a krevní destičky (trombocyty). Krev je tedy neneutronovská viskózní kapalina. Při jakémkoliv zásahu do krevního řečiště (např. cévní náhradou) jej nesmíme jakkoliv negativně ovlivnit.

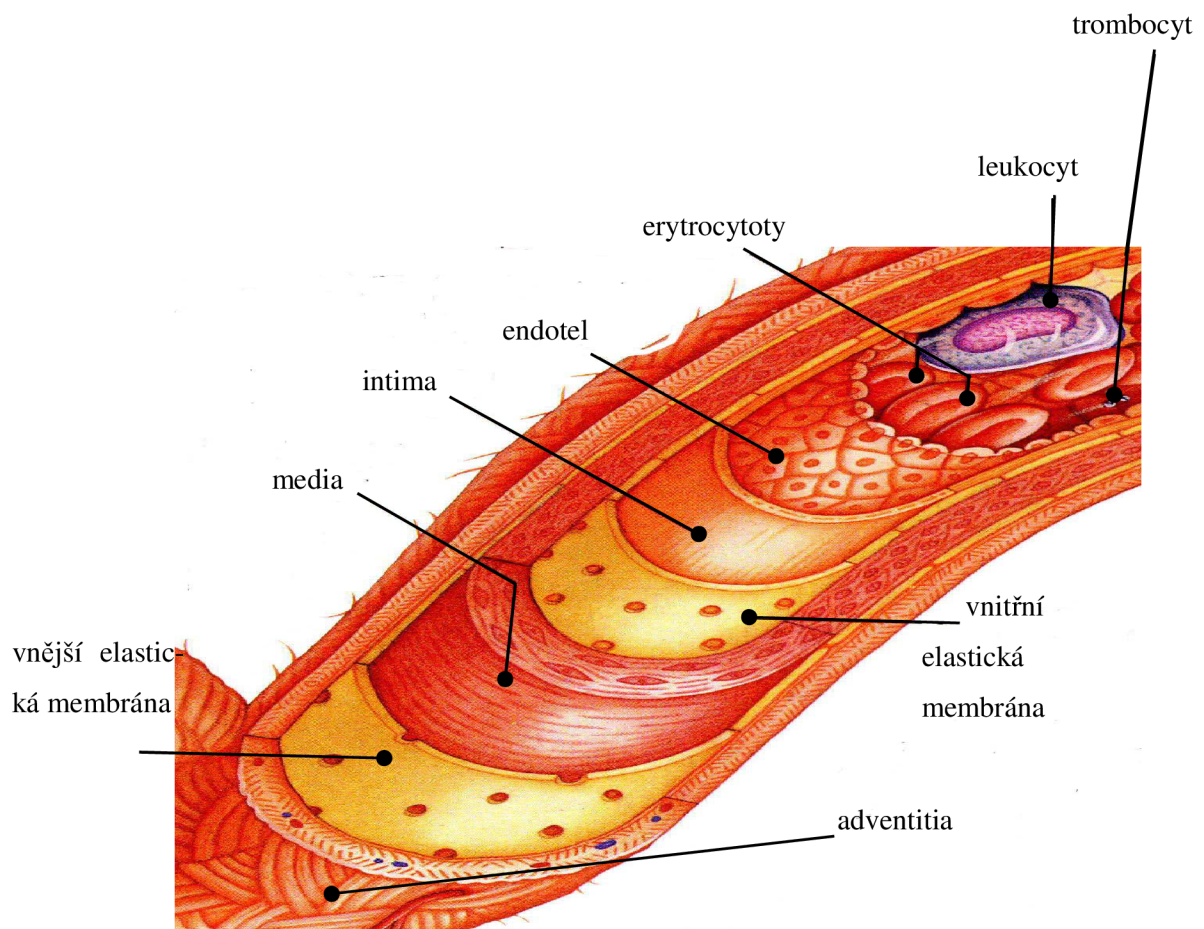
3.2 Tepna

Informace k této kapitole jsem čerpala ze studijních opor Biomechanika III [2]. Stěna tepny se skládá ze tří základních vrstev (Obr.3.3):

- tunica intima – skládá se z endotelu, vazivové vrstvičky a z elastických a kolagenních vláken
- tunica media – skládá se z elastických membrán mezi nimiž jsou do šroubovice svinuta svalová a kolagenní vlákna
- tunica adventitia – skládá se z kolagenních vláken a menšího množství elastických vláken. Vlákna jsou většinou uspořádána podélně.

Tyto vrstvy jsou vzájemně odděleny tenkými elastickými membránami:

- membrana elastica interna – mezi intimou a medií. Je tvořena tenkou vrstvou elastických vláken
- membrana elastica externa – mezi medií a adventií, často bývá považována za součást adventie



Obr 3.3: Základní stavební části tepny a krevní tělíska [2]

Vlastnosti tepny

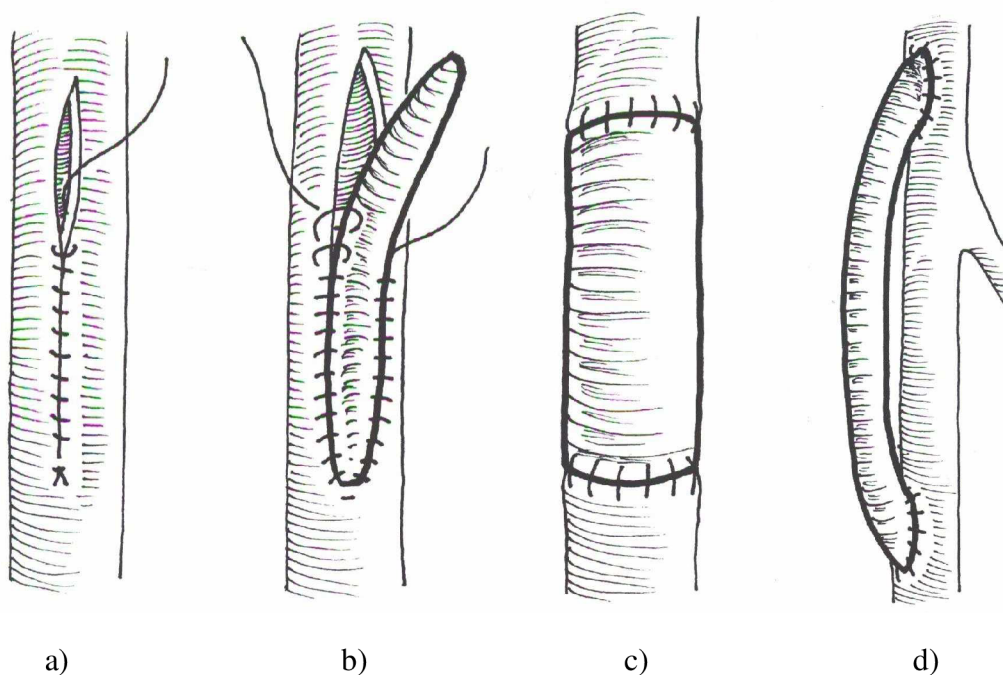
a) Materiálové charakteristiky tepny

- Struktura cévní stěny je nehomogenní
- Závislost mezi napětím a deformací je nelineární
- V jednotlivých vrstvách je odlišná anizotropie
- Viskoelastické chování
- Vykazuje odlišné hodnoty elastických parametrů v tahové a tlakové oblasti
- Velmi nepatrná stlačitelnost

- Výrazné teplotní závislosti vlastností
 - Závislost vlastností na historii zatěžování
 - Závislost na věku jedince (stárnutí tkáně)
- b) Významné odchylky cévní stěny od rotační symetrie
 - c) Vícedruhové zatížení tepny – zbytková napjatost, podélné protažení, zatížení pulzujícím neharmonickým vnitřním tlakem
 - d) Různorodé vlastnosti okolí tepny a nenulová tuhost okolí tepny
 - e) Nejednoznačně definovaný výchozí stav materiálu
 - f) Aktivní chování tkáně
 - g) Velké deformace a přetvoření

3.3 Cévní náhrada

Jako zdroj informací pro tuto kapitolu jsem použila Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění[1]. Cévní náhrady se využívají při mechanickém porušení tepny, zneprůchodnění tepny nebo při chirurgickém odstranění výdutí. Cévní náhrady jsou vyrobeny tak, aby se co nejvíce mechanickými vlastnostmi blížili tepně. Jsou čtyři typy základních rekonstrukcí poškozené tepny. Prosté sešití bez použití cévní náhrady (Obr.3.4a). Další tři typy jsou s použitím cévní náhrady: Zaplátování poškozeného místa tepny (Obr.3.4b), náhrada tepny (Obr.3.4c) nebo tzv. bypass (Obr.3.4d).



Obr.3.4: Základní typy rekonstrukcí a)prostá arteriotomie b)arteriotomie se záplatou c)přímá náhrada d)bypass [1]

Hlavní dělení cévních náhrad je na biologické náhrady, kde je použit jako náhrada biologický materiál, a umělé, které jsou vyrobené z různých syntetických materiálů.

- biologické
 - autotranspláty (z vlastního organismu)
 - ✓ homologní – náhradou je tepna
 - ✓ analogní – náhradou je žíla
 - ✓ heterologní – náhradou je střevo
 - allotranspláty (z jiného člověka, mohou být i konzervované)
 - xenotranspláty (z jiného živočišného druhu, např. z prasete)
- umělé
 - neporézní (biologicky neporézní)
 - porézní – mohou být textilní nebo netextilní
 - ✓ tkané
 - ✓ pletené – mohou být hladké nebo vrapované
- zvláštní druhy

Umělé porézní náhrady se dnes vyrábí hlavně z materiálů Dacron (polyesterová vlákna) a Teflonu (PTFE), které jsou organizmem dobře snášeny a nejsou karcinogenní..

Vyrábí se:

- tkaním, tento způsob se již většinou nepoužívá, náhrady se po ustřížení hodně třepí, okraj se musí nechat širší
- pletením, zde je nutné vysrážení v krvi pacienta , aby byla dočasně zrušena poróznost náhrady
- litím, z amorfních PTFE materiálů

Některé protézy jsou upravovány vřapováním, aby byl udržen průsvit náhrady i při ohnutí až do úhlu 90°.

Vlastnosti cévních náhrad

a) Biologické

- Netoxické
- Neantigenní
- Nekarcinogenní
- Inertní
- Stálé mechanické vlastnosti

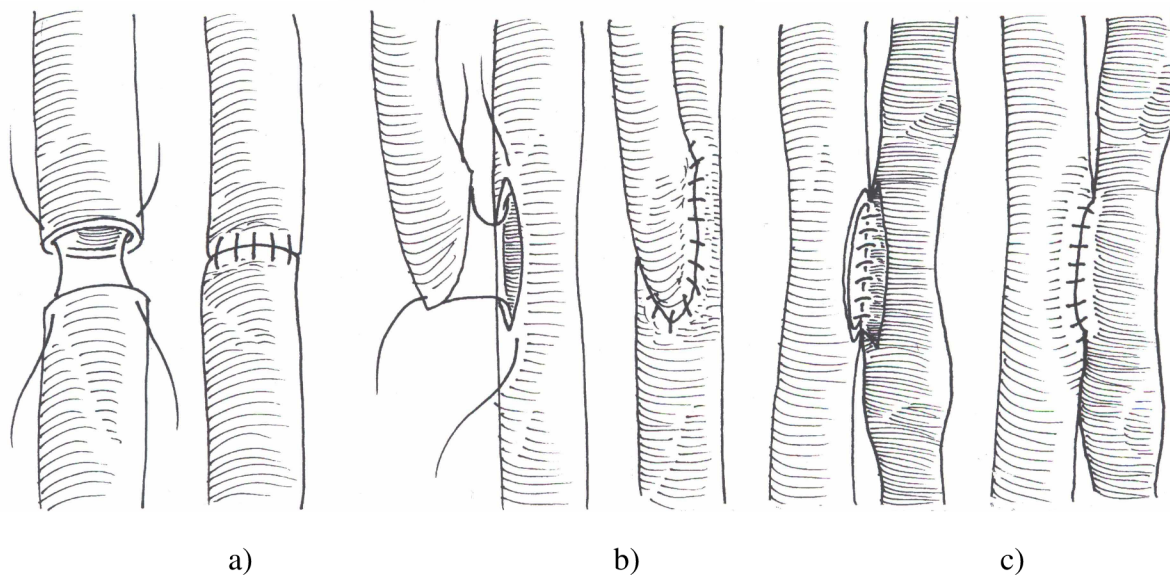
b) Technické

- Možnost průmyslové výroby se standardní jakostí
- Dostupnost v různých rozměrech
- Možnost dokonalé kontroly kvality
- Skladování za běžných podmínek
- Dlouhá doba po kterou je náhrada sterilní

3.4 Typy spojení

Spojení náhrady a tepny se provádí sešitím (Obr.3.5). Bezstehové spojení je zatím jenom předmětem experimentálního výzkumu.

- spojení end – to – end (koncem ke konci) (Obr.3.5a)
- spojení end – to – side (koncem ke straně) (Obr.3.5b)
- spojení side – to – side (stranou ke straně) (Obr.3.5c)



Obr.3.5: Typy spojení a) koncem ke konci, b) koncem ke straně, c) stranou ke straně [1]

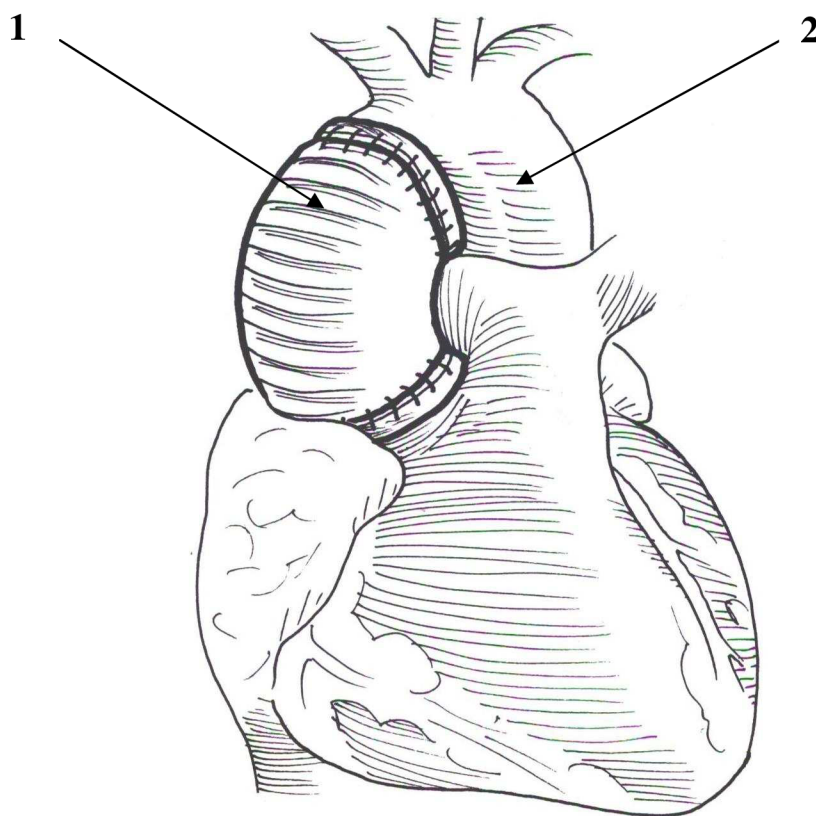
3.5 Použití cévních náhrad

Informace k této kapitole jsem čerpala z knihy Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění [1]

Výduť hrudní aorty

Výdutě hrudní aorty se vyskytují hlavně u starších pacientů (nad 60 let) a jsou obtížně vyšetřitelná běžnými lékařskými metodami. Výduť se s postupem času zvětšuje a vždy hrozí nebezpečí prasknutí (ruptury).

Jedním z možných chirurgických řešení je nahrazení postiženého úseku vhodnou cévní náhradou (Obr.3.6), stěna náhrady nesmí propouštět krev a toto splňují hlavně tkané cévní náhrady.

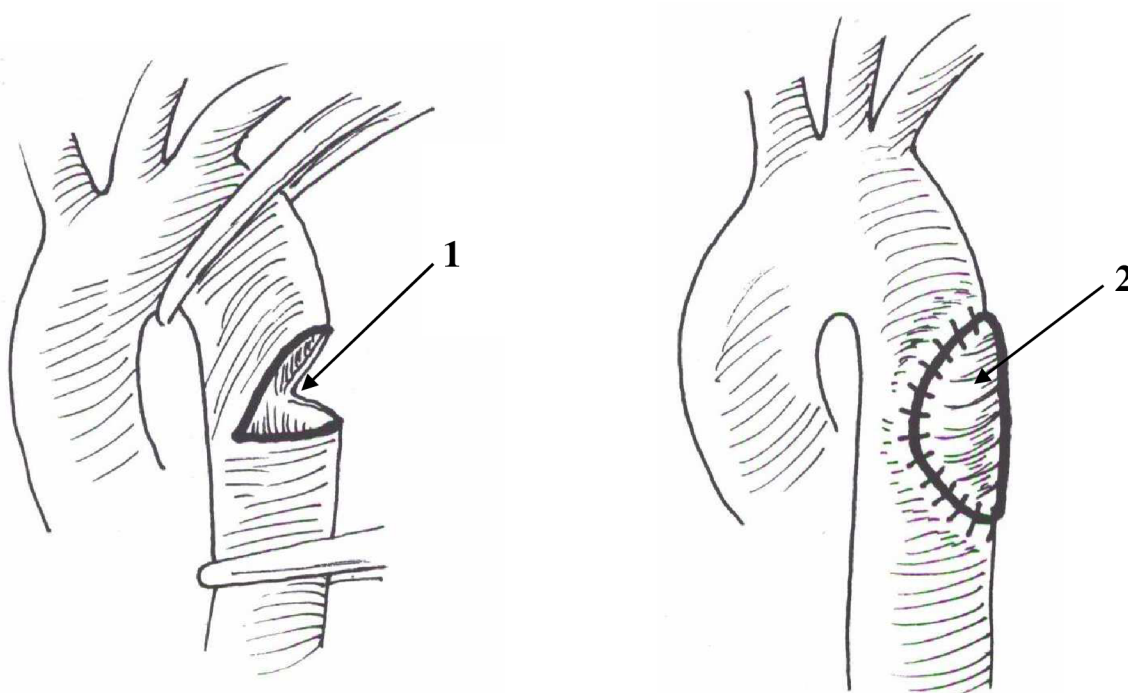


Obr.3.6: Prostá náhrada

- 1) náhrada
- 2) vzestupná aorta

Poranění hrudní aorty

Poranění hrudní aorty vznikají přímým kontaktem s předmětem (bodná poranění) nebo deceleračně (čelní srážky, pády z velkých výšek). Při náhlém zbrždění se tepenné struktury nadále pohybují a tepna nemůže mechanicky odolat působícím silám. Vrstvy cévní stěny se začínají trhat směrem od vnitřních k vnějším, někdy dochází až k úplnému protržení aorty, které je třeba operativně uzavřít (Obr.3.7).



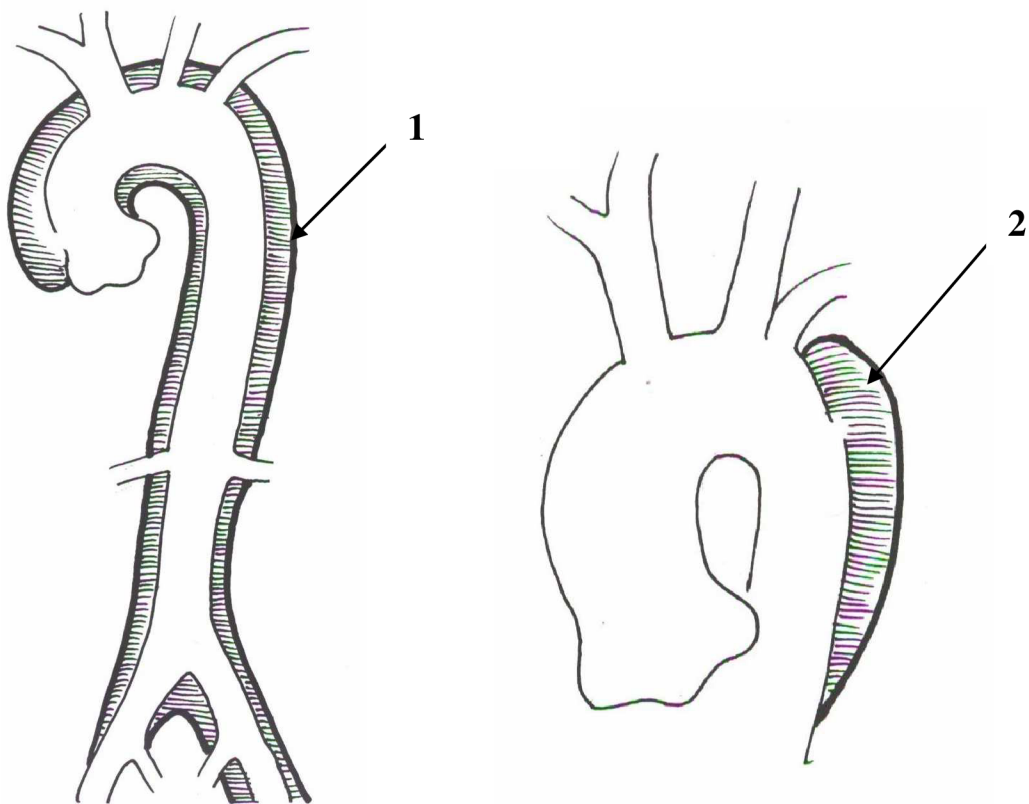
Obr.3.7: Poranění

- 1) protržení aorty
- 2) záplata

Pozn.: **deceleračně** - náhlým zbržděním rychle se pohybujícího organismu

Disekce hrudní aorty

Při tomto postižení dochází k rozdělení stěny aorty na rozhraní vnitřní a vnější vrstvy medie. Vlivem tlakového proudu krve se vytvoří nepravý kanál (Obr.3.8). Vstupem do kanálu je trhlina na vnitřní stěně aorty.



Obr.3.8: Disekce aorty

- 1) nepravý kanál kolem celé aorty
- 2) nepravý kanál na sestupné části aorty

4. SYSTÉM PODSTATNÝCH VELIČIN

Systém podstatných veličin podle prof. Ing. P. Janíčka obsahuje všechny podstatné veličiny, které se týkají mnou řešeného problému.

4.1 Geometrie

Tepna je válcové těleso, jehož rotační symetrie může být porušena rozdvojením (bifurkací), výdutěmi, zanášením tepny nebo patologickými změnami tkáně tepny. Tyto odchylky zanedbáváme, protože jsou silně závislé na konkrétním jedinci, dopustíme se tak jen malé chyby ve srovnání s odlišnostmi u jednotlivých pacientů. Pro postihnutí těchto nesymetrií by bylo nutné použít 3D model tepny.

4.2 Materiál

Rovnice a vztahy použité v této kapitole jsem čerpala ze studijních opor pro Nelineární mechaniku[3]. Tepnu i náhradu modeluji z hyperelastického materiálu. Materiál je hyperelastický, pokud existuje elastická potenciální funkce W (měrná deformační energie), která je skalární funkcí některého z tenzorů přetvoření a jejíž derivace podle některé složky přetvoření určuje odpovídající složku napětí. To můžeme vyjádřit např. takto:

$$S_{ij} = \frac{\partial W}{\partial E_{ij}}$$

Hyperelastický materiál vykazuje konečné (velké) deformace. U elastického materiálu jsou napětí vztahována k původní nedeformované geometrii. U hyperelastického materiálu jsou napětí vztahována k deformované geometrii, proto je potřeba zavést nové definice tenzorů napětí a tenzorů přetvoření. Tyto tenzory musí být navzájem energeticky konjugované, což znamená, že jejich skalární součin integrovaný přes odpovídající vztážnou geometrickou konfiguraci, musí dávat práci vnitřních sil. Tenzory přetvoření a tenzory napětí nelze kombinovat libovolně. Energeticky konjugované dvojice tenzorů jsou:

- Green – Lagrangeův tenzor přetvoření a 2. Piola – Kirchhoffův tenzor napětí
- Almansiho tenzor přetvoření a Cauchyho tenzor napětí

Green – Lagrangeův tenzor přetvoření

$$E_{ij}^L = \frac{1}{2} \left[\frac{\partial u_i}{\partial X_j} + \frac{\partial u_j}{\partial X_i} + \frac{\partial u_k}{\partial X_j} \frac{\partial u_k}{\partial X_i} \right]$$

2. Piola – Kirchhoffův tenzor napětí

$$S_i = \frac{dF_{0i}}{dX_j \cdot dX_k}$$

dF_{0i} ...elementární síla vztažená na nedeformovanou plochu elementu. Tato síla je však při přenášení na původní element změněna oproti skutečné síle dF_i stejným poměrem jako elementární rozměr v odpovídajícím směru.

Ten se mění při zatížení podle vztahu

$$dx_i = \frac{\partial x_i}{\partial X_j} dX_j$$

x_j, u_{ijk} ... deformovaná geometrie

X_j, X_k ... nedeformovaná výchozí geometrie

Almansiho tenzor přetvoření

$$E_{ij}^A = \frac{1}{2} \left[\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} - \frac{\partial u_k}{\partial x_j} \frac{\partial u_k}{\partial x_i} \right]$$

Cauchyho tenzor napětí

$$\sigma_i = \frac{dF_i}{dx_j \cdot dx_k}$$

F_i ... skutečná elementární síla vztažená na skutečnou deformovanou plochu elementu

x_j, x_k ... deformovaná geometrie

Výsledky zobrazované výpočtovým programem ANSYS jsou skutečné napětí (Cauchyho tenzor napětí) a přiřazené (logaritmické, Cauchyho) přetvoření, ale hodnoty napětí a přetvoření

získané měřením z tahové zkoušky jsou většinou hodnoty smluvního napětí (1.Piola – Kirchhoffův tenzor napětí) a smluvního přetvoření. Protože Green – Lagrangeův tenzor přetvoření je energeticky konjugovaný s 2.Piola – Kirchhoffovým tenzorem napětí je nutné znát vztah mezi 1.Piola – Kirchhoffovým tenzorem napětí a 2.Piola – Kirchhoffovým tenzorem napětí.

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{1}{\det(\mathbf{F})} \mathbf{F} \cdot \mathbf{S} \cdot \mathbf{F}^T$$

\mathbf{F} ... síla vztažená na nedeformovanou plochu tělesa

Přepočtové vztahy mezi smluvními a skutečnými hodnotami jsou:

$$\boldsymbol{\varepsilon}_{\log} = \ln \lambda$$

$$\boldsymbol{\sigma}_{Cauchy} = \lambda \cdot \boldsymbol{\sigma}$$

$$\lambda = 1 + E$$

4.3 Vazby

Tepna i náhrada jsou, podle umístění v těle, obklopovány různými typy svalstva a tkání. Vazba s okolím je tedy závislá na poloze v těle jedince.

4.4 Zatížení

Spojení zatěžují vnitřním statickým tlakem, kterým simulují fyziologické zatížení systolickým krevním tlakem.

4.5 Ovlivnění

Tepna i náhrada jsou ovlivňovány [4]:

- pulsací krevního tlaku – vlivem dynamického chování působí na tepnu i

náhradu dynamický tlak a setrvačná síla.

Velikost dynamického tlaku je podstatně menší než velikost statického tlaku, kterým zatěžujeme, proto můžeme vliv dynamického tlaku zanedbat.

Setrvačná síla je mnohem menší než síla tíhová a ta je zanedbatelná vůči vnitřnímu tlaku, s kterým počítáme. Můžeme ji tedy také zanedbat.

- odlišnou anizotropií v jednotlivých vrstvách tepny – tepna vykazuje ortotropní vlastnosti, ty jsou významné hlavně v jednotlivých vrstvách. Natočení ortotropních rovin je u každého jedince jiné. Ortotropie je tedy málo významná oproti rozdílům v tuhosti jednotlivých vrstev tepny a u různých jedinců, a proto ji můžeme zanedbat.
- nelineární závislosti mezi napětím a přetvořením materiálu – během zatěžování dochází ke zpevňování materiálu, vlivem napřimování dříve zvlněných vláken, toto nelineární chování zahrnujeme do výpočtu zadáním experimentálně zjištěných materiálových křivek.
- viskoelastickým chováním tepny – při zanedbání viskoelasticity materiálu tepny se dopustím chyby asi 10%, která je v biomechanice přípustná.
- inervací stěny tepny
- teplotou těla
- chemickými změnami v organismu

Poslední tři ovlivňující parametry zanedbáváme z důvodů významných závislostí těchto parametrů na stavu jedince.

Tepnu i náhradu také ovlivňuje spojení provedené mezi nimi navzájem.

5. ŘEŠENÍ

5.1 Typ problému

Vzhledem k tomu, že znám uvedené vstupní veličiny, budu řešit přímý problém, výsledkem budou napětí a přetvoření.

5.2 Volba metody řešení

Analyticky jsme schopni řešit pouze lineární problémy, rotační symetrii a velké deformace, u kterých je ale analytický výpočet velice náročný. Řešený problém je nelineární, rotačně symetrický s využitím velkých deformací, proto budu problém řešit numericky.

5.3 Vstupní údaje řešení

5.3.1 Model geometrie

Tepnu i náhradu modelují, jako válcové těleso v rotační symetrii.

Varianta A (svázání posuvů odpovídajících si uzlů) (Obr.5.2)

vnitřní průměr tepny $R_1 = 10\text{mm}$

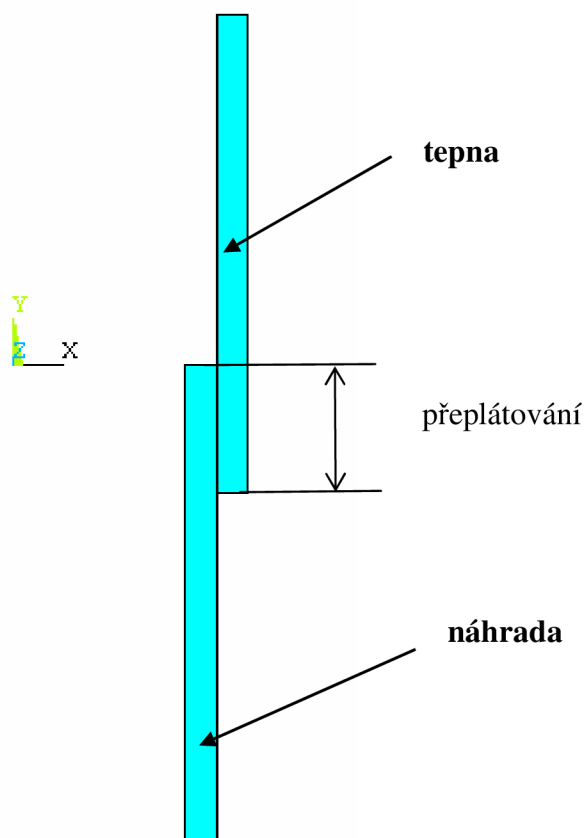
vnitřní průměr náhrady $R_2 = 11.8\text{mm}$

tloušťka stěny tepny i náhrady $t = 1.8\text{mm}$

délka přeplátování $h = 8\text{mm}$

délka tepny $l_1 = 30\text{mm}$

délka náhrady $l_2 = 30\text{mm}$



Obr.5.2: Model geometrie

Varianta B (lepený kontakt) (Obr.5.2)

vnitřní průměr tepny $R_1 = 10\text{mm}$

vnitřní průměr náhrady $R_2 = 11.8\text{mm}$

tloušťka stěny tepny i náhrady $t = 1.8\text{mm}$

délka přeplátování $h = 8\text{mm}$

délka tepny $l_1 = 30\text{mm}$

délka náhrady $l_2 = 30\text{mm}$

Varianta C (spojení chirurgickým stehem) (Obr.5.3)

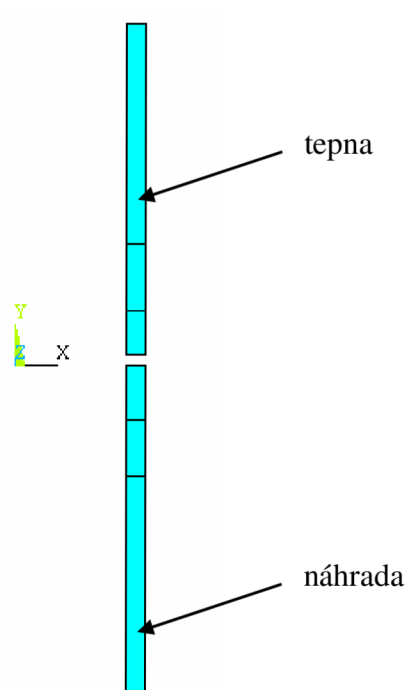
vnitřní průměr tepny $R_1 = 10\text{mm}$

vnitřní průměr náhrady $R_2 = 10\text{mm}$

tloušťka stěny tepny i náhrady $t = 1.8\text{mm}$

délka tepny $l_1 = 30\text{mm}$

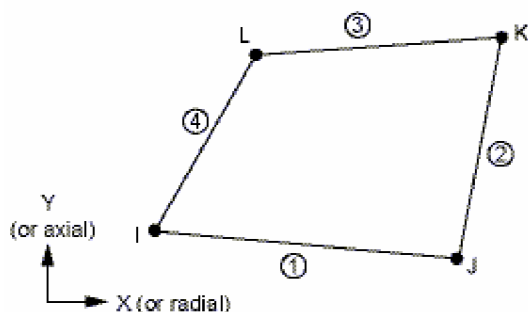
délka náhrady $l_2 = 30\text{mm}$



Obr.5.3: Model geometrie

5.3.2 Diskretizovaný model

Tepna i náhrada je tvořena prvky PLANE 182(Obr.5.1). PLANE 182 je lineární prvek používaný pro tvorbu sítě u dvourozměrných těles. Je tvořen čtyřmi uzly a každý z nich má dva stupně volnosti, posuvy v osách x,y .



Obr.5.1: Schéma prvku PLANE182

Prvek má schopnost zachytit plasticitu, hyperelasticitu, velké průhyby a velká přetvoření. Dokáže také spojit simulaci deformace elastoplastických téměř nestlačitelných materiálů a plně nestlačitelných hyperelastických materiálů.

Varianta B ,C (lepený kontakt, spojení chirurgickým stehem)

Na spoji tepny a náhrady jsem použila kontaktní prvky CONTA 172 a TARGE 169. CONTA172 je to kontaktní prvek, který se používá u 2D konstrukcí v kontaktu s prvkem TARGE 169.

5.3.3 Konstitutivní model materiálu

Materiál tepny i náhrady modelují jako jednovrstvý izotropní hyperelastický materiál.

U většiny konstitutivních modelů se konstitutivní vztahy skládají ze dvou částí, protože je nutné odděleně modelovat objemovou a tvarovou složku deformace. Toto oddělení složek deformace je zvláště nutné u konstitutivních modelů hyperelastického materiálu.

Materiál tepny považujeme za téměř nestlačitelný protože se skládá z velké části z vody a proto modelujeme objemovou složku deformace lineárně.

Model Arruda -Boyce

V programovém systému ANSYS jsou vytvořeny modely hyperelastického materiálu hlavně pro technické využití. Pro výpočet napětí v měkkých tkáních se používá hlavně *model Arruda – Boyce*, ale příliš se nehodí, protože byl vytvořen speciálně pro gumu, která má odlišnou charakteristiku $\sigma - \varepsilon$. Tento model vychází ze struktury materiálu a zavádí v energii napjatosti mezní protažení strukturních řetězců. Energie napjatosti je dána rovnicí:

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

$$J = \lambda_1 \cdot \lambda_2 \cdot \lambda_3$$

$$d = \frac{2}{K} \quad [3]$$

Exponenciální isotrovní model

Na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky Fakulty strojního inženýrství VUT Brno byl naprogramován model speciálně pro výpočty na měkkých tkáních. Je to *Exponenciální isotrovní model (Delfino)* [8].

Energie napjatosti pro tento model je definována:

$$W = \frac{a}{b} \left(e^{\frac{b}{2} (I_1 - 3)} - 1 \right) + \frac{1}{d} \ln^2 J$$

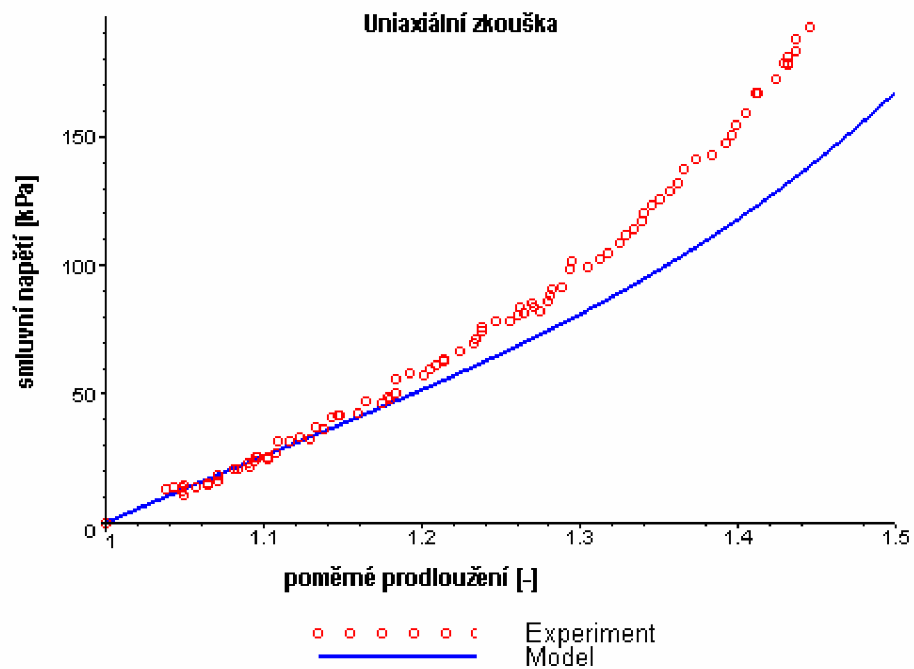
$a, b \dots$ jsou materiálové parametry

$$J = \lambda_1 \cdot \lambda_2 \cdot \lambda_3$$

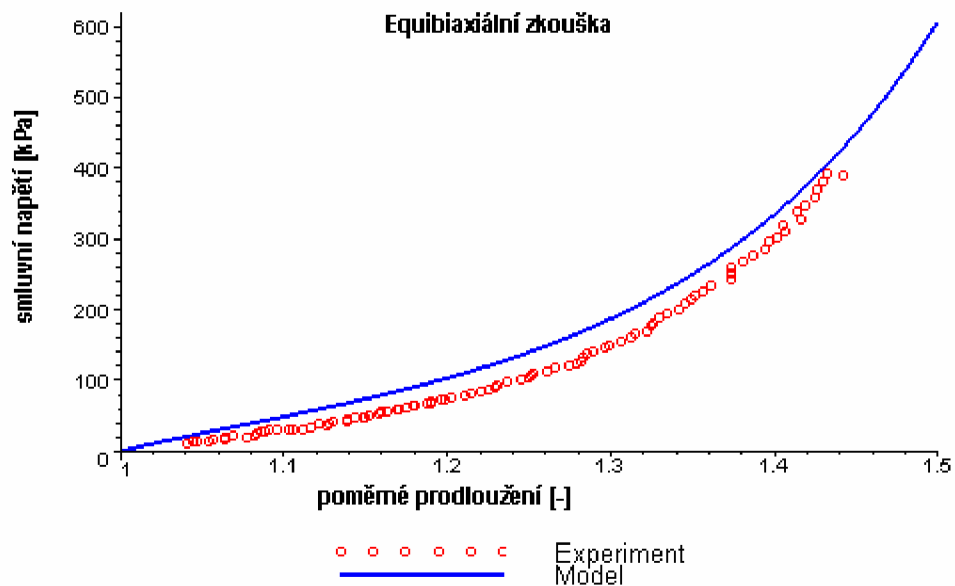
$$d = \frac{2}{K}$$

$I_1 \dots$ první invariant Cauchy – Greenova tenzoru deformace

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$$



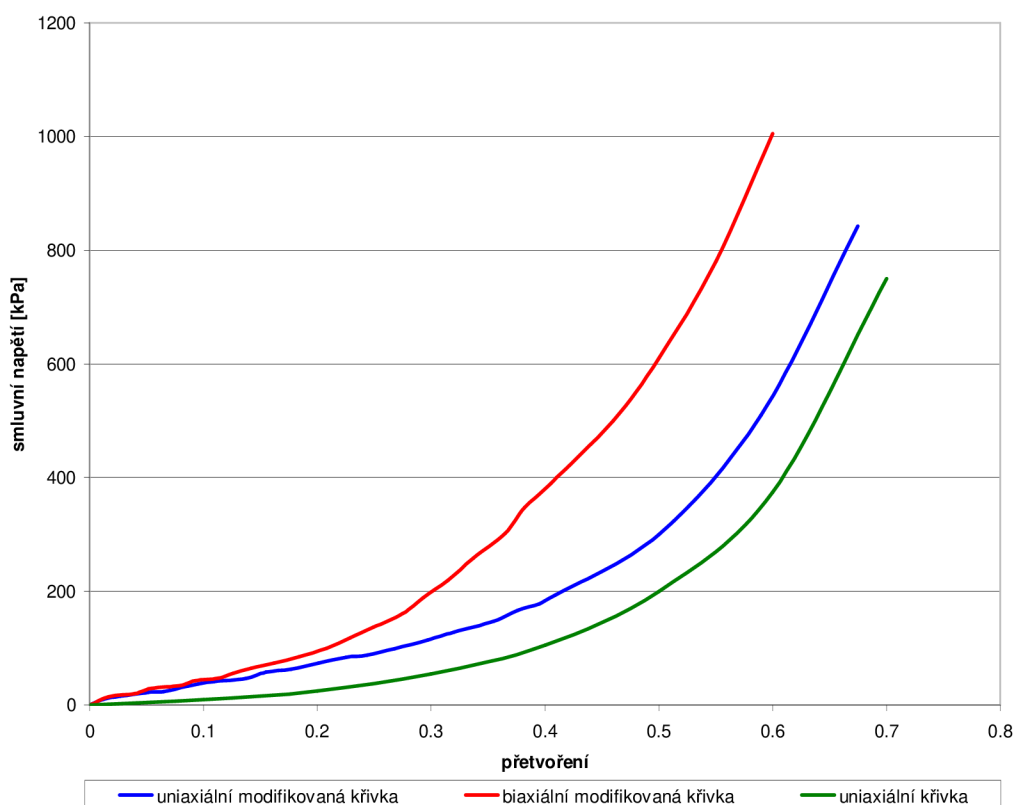
Obr.5.6: Proložení křivky exponenciálního isotropního modelu experimentálními daty u jednoosé zkoušky tahem



Obr.5.7: Proložení křivky exponenciálního isotropního modelu experimentálními daty při dvouosé zkoušce tahem

Experimentální data

Materiálová data byla získána ze dvou typů zkoušek na prasečích aortách. Z rovinného tahového testu a tahového testu s omezeným transversálním posunutím. Velikost vzorků byla 40x40 mm [9]. Tyto data nebyla schopná postihnout velikost přetvoření a proto jsem křivky modifikovala (Obr.5.8), podle dat z jednoosé tahové zkoušky (uniaxiální) s větším rozsahem [5].



Obr.5.8: Materiálové křivky

5.3.4 Model vazeb

Na vzdálené okraje tepny i náhrady jsem předepsala nulové posuvy ve směru y .

Varianta A (svázání posuvů odpovídajících si uzlů)

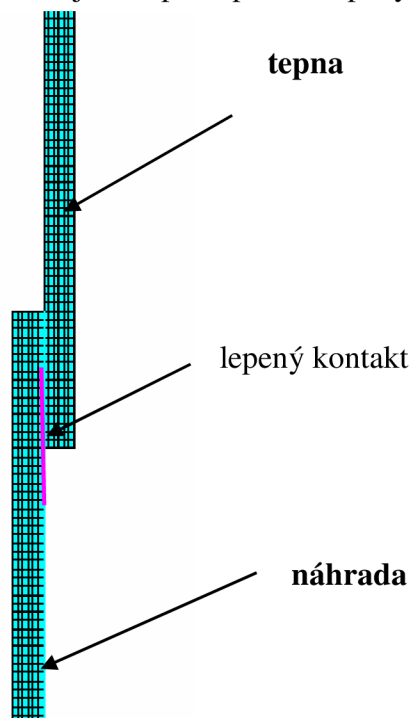
Na dotýkajících se částech tepny a náhrady jsem vzájemně svázala posuvy ve všech směrech, sobě příslušejícím uzlům (Obr.5.9).



Obr.5.9: Model vazeb varianta A

Varianta B (lepený spoj)

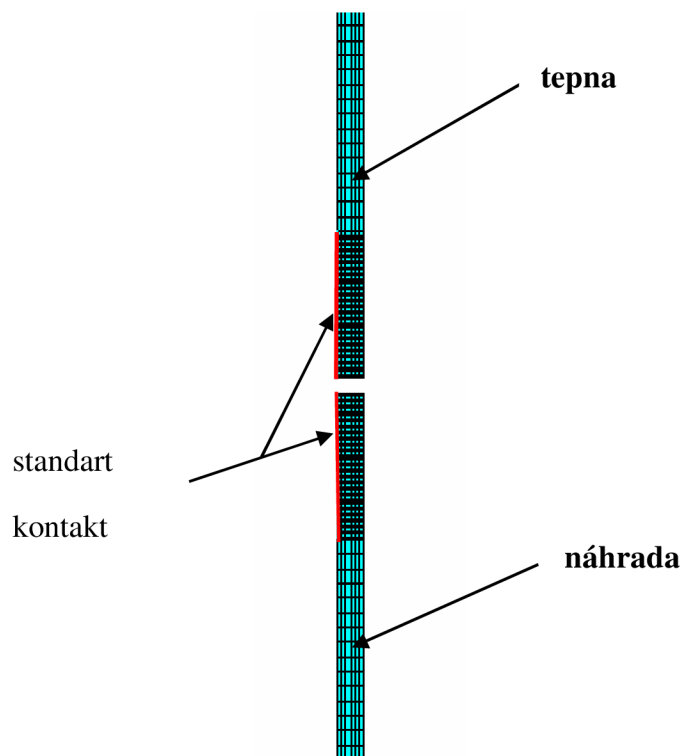
Na dotýkajících se částech jsem předepsala lepený (BONDED) kontakt (Obr.5.10).



Obr.5.10: Model vazeb varianta B

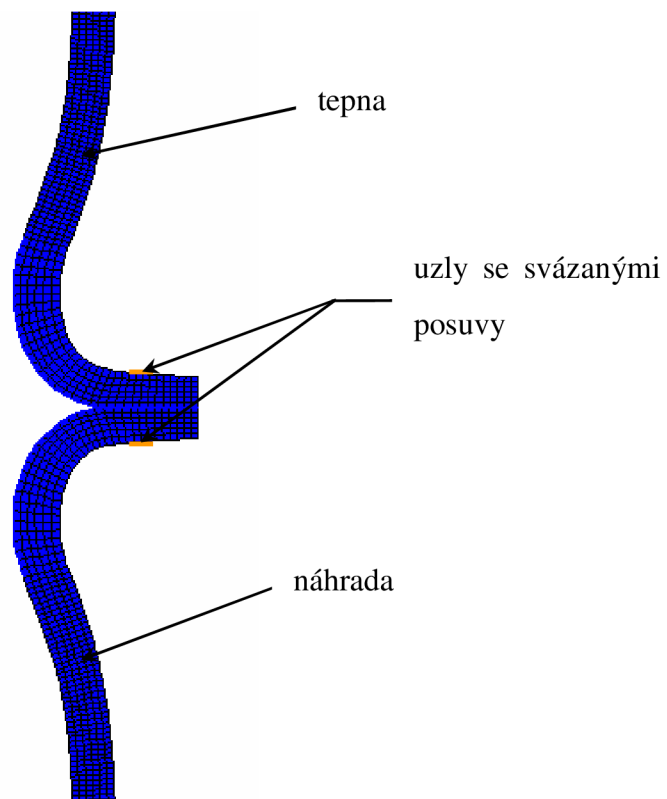
Varianta C (spojení chirurgickým stehem)

Na částech, které se budou po deformaci dotýkat, jsem předeepsala standart kontakt (Obr.5.11).



Obr.5.11: Model vazeb varianta C

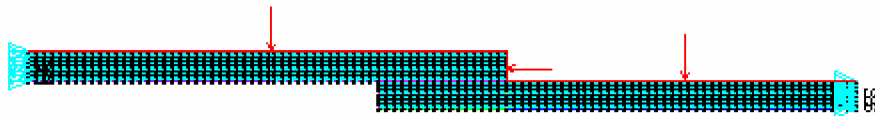
Na deformovaném spoji tepny s cévní náhradou jsem svázala vzájemně posuvy vyznačeným uzlům na Obr.5.12. Tato podmínka simuluje chirurgický steh, který je veden skrz okraj tepny a náhrady.



Obr.5.12: Deformovaný tvar se stehem simulovaným svázanými posuvy uzlů v místě stehu

5.3.5 Model zatížení

Tepnu i náhradu zatěžují vnitřním tlakem 20kPa (Obr.5.13).



Obr.5.13: Zatížení vnitřním tlakem

5.3.6 Model ovlivnění

Nelineární závislostí mezi napětím a přetvořením materiálu.

5.4 Postup řešení

Pro ověření použitelnosti **exponenciálního isotropního modelu** pro výpočet napětí a přetvoření spoje tepny s cévní protézou, jsem začala od nejjednoduššího případu spojení.

Prvním typem spojení (varianta A) je simulace přeplátovaného spoje, bez použití kontaktních prvků. Spojení tepny s náhradou jsem simulovala svázáním posuvů, vzájemně si odpovídajících uzlů, na dotýkajících se částech.

Druhým typem spojení (varianta B) je také simulace přeplátovaného spoje, tentokrát s použitím kontaktních prvků na dotýkajících se částech.

Tyto typy spojení přeplátováním se v praxi nepoužívají, my je využíváme jako jednoduchý způsob spojení k ověření konstitutivního modelu.

Třetím typem spojení (varianta C) je spojení koncem ke konci se simulovaným stehem, kde se tepna a náhrada dostávají do kontaktu až po deformaci spojovaných částí.

Varianta A (svázání posuvů odpovídajících si uzlů)

Vytvořím geometrii. Předepíši nulové posuvy ve směru y na volné okraje tepny i náhrady a svážu posuvy náležících si uzlů na dotýkajících se částech (Obr.5.9). Tepnu i náhradu zatížím vnitřním tlakem 20kPa.

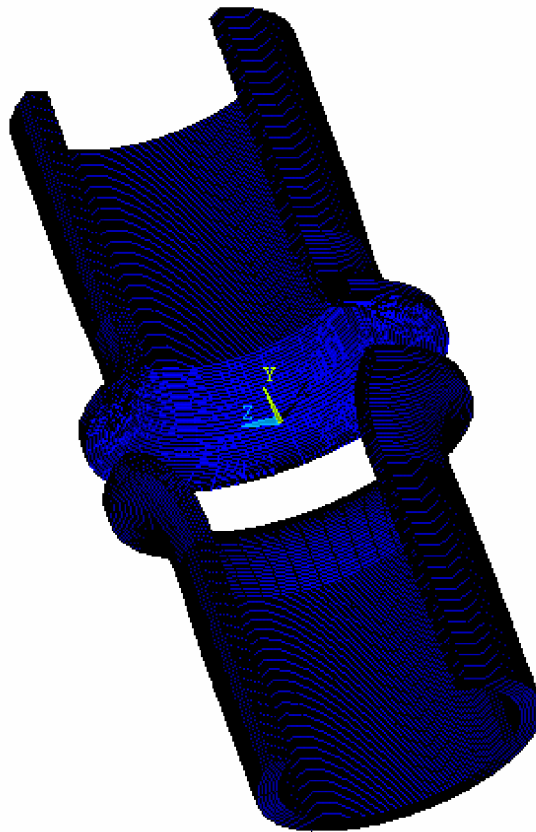
Varianta B (lepený spoj)

Vytvořím geometrii. Na volné okraje tepny a náhrady předepíši nulové posuvy ve směru y a na dotýkající se části předepíši lepený (bonded) kontakt na čáry (Obr.5.10). Tepnu i náhradu zatížím vnitřním tlakem 20kPa.

Varianta C (spojení chirurgickým stehem)

1. Vytvořím geometrii a předepíši nulové posuvy ve směru y na okraje tepny i náhrady.
2. Do uzlů spojovaných částí předepíši deformační podmínku tak, abych vytvořila přírubový tvar spoje (Obr.5.14).

3. Do nedeformovaného konce tepny předepíši posuv ve směru y , abych přiblížila tepnu k náhradě a vytvořil se tak první kontakt.
4. Dotýkající se části zatížím tlakem, aby se kontakt rozšířil po celé ploše přírubové části a části zůstaly v kontaktu i poodlehčení. V našem případě je to tlak 40kPa.
5. V místě předpokládaného stehu vzájemně sváží posuvy příslušejících uzlů a spojované části odlehčím, odstraněním tlakového zatížení na přírubové části.
6. Tepnu i náhradu zatížím vnitřním tlakem 20kPa



Obr.5.14: Deformovaný tvar tepny a náhrady

5.5 Metody vyhodnocení

Informace k této kapitole jsem čerpala z habilitační práce J. Burši [5]. Hodnocení ortotropního materiálu mohou provádět podle následujících čtyř podmínek. Podmínky jsou vztaheny k mezním hodnotám, které jsou u technických materiálů materiálovými charakte-

istikami. V biomechanice nejsou dány mezní hodnoty přesnými čísly, ale intervalem hodnot. Vždy totiž závisí na konkrétním jedinci a jediná hodnota nemůže odpovídat všem.

5.5.1 Teorie maximálního napětí

Překročí-li některá ze složek napětí v hlavních materiálových rovinách příslušnou mezní hodnotu, dojde k porušení materiálu. K porušení nedojde pokud budou splněny tyto nerovnosti.

$$\sigma_{PdL} < \sigma_L < \sigma_{PtL}; \quad \sigma_{PdT} < \sigma_T < \sigma_{PtT}; \quad |\tau_{LT}| < \tau_P$$

Není-li splněna některá z podmínek, nastane porušení materiálů. Tato teorie neuvažuje vzájemné interakce mezi jednotlivými podmínkami.

5.5.2 Teorie maximálních přetvoření

Překročí-li některá ze složek přetvoření v hlavních materiálových rovinách příslušnou mezní hodnotu, dojde k porušení materiálu. K porušení nedojde pokud budou splněny tyto nerovnosti.

$$\varepsilon_{PdL} < \varepsilon_L < \varepsilon_{PtL}; \quad \varepsilon_{PdT} < \varepsilon_T < \varepsilon_{PtT}; \quad |\gamma_{LT}| < \gamma_P$$

5.5.3 Teorie maximální energie (Tsai – Hill)

Tato teorie vychází z Misesovy podmínky plasticity, kterou zobecňuje na ortotropní materiály a používá jako podmínku pevnosti. Místo mezních hodnot pružnosti jsou v ní pro jednotlivé směry použity odpovídající hodnoty pevnosti ortotropního materiálu. Její výhodou oproti teoriím maximálního napětí a přetvoření je zohlednění vzájemné interakce mezi napětími v různých směrech.

5.5.4 Teorie tenzorová (Tsai – Wu)

Tato teorie zavádí některé další materiálové charakteristiky související s víceosou napatostí a byla formulována pro lepší zohlednění interakcí mezi napětími v různých směrech. Tato podmínka je obecnější než podmínka maximální energie.

5.6 Volba metody vyhodnocení výsledků

Pro vyhodnocení výsledků jsem zvolila **metodu maximálního napětí**, protože napětí ve stěně tepny a náhrady je pro nás významné. Jako mezní hodnoty napětí použiji mezní hodnoty z Tab.1

Mezní hodnoty aorty	
Mez pevnosti [kPa]	300 – 800
Maximální přetvoření [%]	50 - 100

Tab.1: Mezní hodnoty aorty [5]

6. REALIZACE VÝPOČTU

6.2 Použitý hardware

Výpočty byly realizovány na počítačích na ÚMT FSI VUT v Brně. Jedná se o dvouprocesorové výpočetní stanice s 2GB RAM, procesory intel Core 2 Duo inside s frekvencí 2GHz a s 300 GB harddiskem.

6.1 Použitý software

Na počítačích je nainstalován operační systém Windows XP se Service Packem 2, výpočetní program ANSYS ve verzi 11 s naprogramovaným novým konstitutivním modelem materiálu.

6.3 Nastavení řešiče

Výpočtový systém ANSYS nabízí řadu řešičů. Protože je řešena nelineární problém je třeba vybrat vhodný řešič aby úloha konvergovala. Proto byl použit iterační PCG řešič a plná Newton Raphsonova procedura. PCG řešič pracuje se symetrickými a řídkými maticemi a vyžaduje velké množství operační paměti RAM počítače, ale nemá již velké nároky na harddisk počítače. Defaultně je přesnost PCG řešiče nastavena na hodnotu $1,0 \cdot 10^{-8}$.

V běžných výpočtech je dostačující přesnost $1,0 \cdot 10^{-5}$. Dále byly nastaveny velké deformace (*Large Displacement Static*) a nastaveno automatické krokování s počtem kroků 10, maximálním počtem kroků 10 000 a minimálním počtem kroků 5. Pro lepší konvergenci nelineární úlohy byl nastavena dodatečná lokální linearizace (*Line search*). Ostatní parametry byly ponechány na defaultních hodnotách. Doba trvání je závislá na použitém typu řešiče, na použitém hardwaru na kterém byl výpočet uskutečněn a také na rozsahu a velikosti řešené úlohy.

7. PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ

V této kapitole shrnu, formou obrázků a grafů, výsledky, kterých jsem dosáhla.

7.1 Velikost překlátování u překlátovaného spoje (varianta A a B)

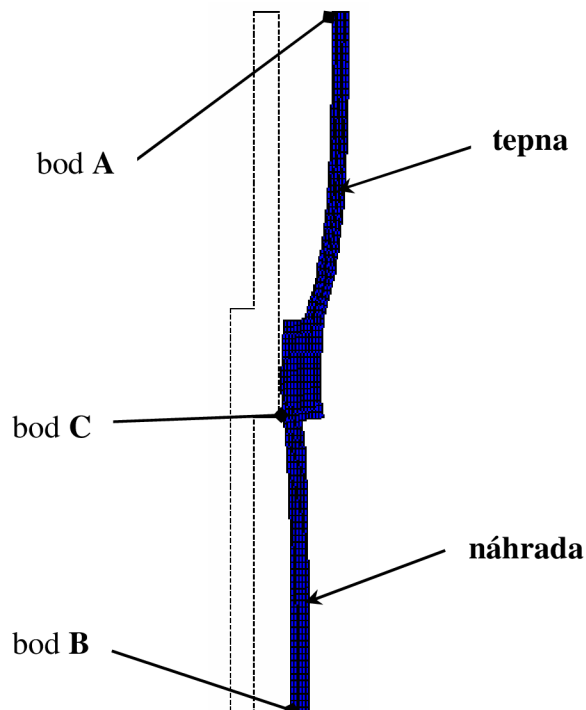
Předběžnými výpočty pro různou délku překlátování, jsem zjistila, že velikost napětí ani přetvoření se nemění, pro délku překlátování 5 – 10 mm. Pro další výpočty jsem zvolila velikost překlátování 8 mm.

7.2 Napjatost ve stěně tepny a náhrady

7.2.1 VARIANTA A (svázání posuvů odpovídajících si uzlů)

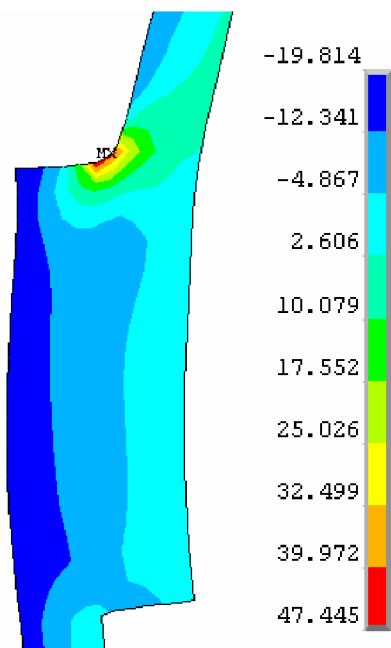
Model Arruda - Boyce

Tepna i náhrada se nedeformují stejně (Obr.7.1) i když jsou ze stejného materiálu, je to způsobeno odlišnými průměry tepny a náhrady. Vnitřní průměr tepny je menší než vnitřní průměr náhrady. Maximální radiální posuv tepny je 6 mm, v bodě A, maximální radiální posuv náhrady je 4,5 mm, v bodě B, spoj tepnu vyztužuje a proto radiální posuv v místě spoje, bod C, je 4 mm.

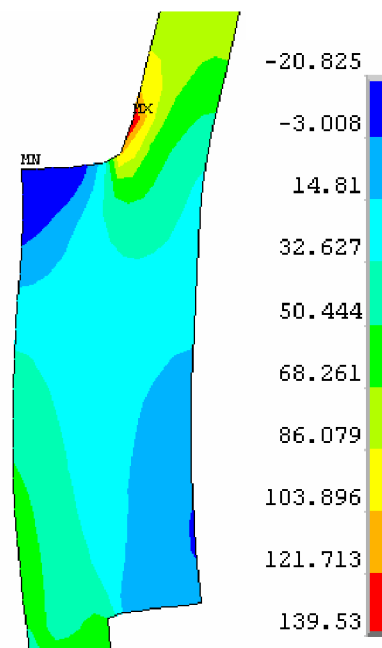


Obr.7.1: Deformovaný a nedeformovaný tvar s vyznačenými radiálními posuvy

Maximálních hodnot napětí v místě spoje dosahuje radiální napětí (Obr.7.2) a axiální napětí (Obr.7.3). Maximální hodnota radiálního napětí v místě spoje je způsobena typem spojení. Přelátováním je vytvořen ostrý vrub, který je koncentrátorem napětí.

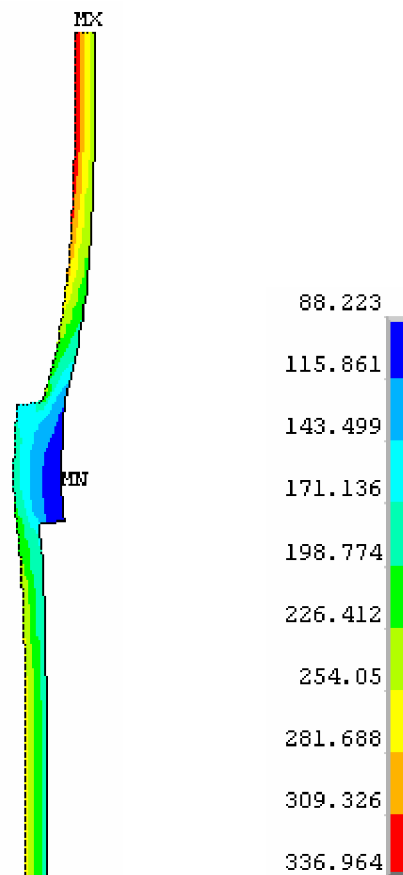


Obr.7.2: Průběh radiálního napětí
v místě spoje



Obr.7.3: Průběh axiálního napětí
v místě spoje

Obvodové napětí dosahuje největší hodnoty na vnitřní straně tepny v oblasti neovlivněné spojem (Obr.7.4). Jeho maximální hodnota je 337 kPa. Ve spoji vznikají, v důsledku technologie vytvoření spoje, axiální přetvoření $\varepsilon_{\log} = 0,1$ po přepočtení na smluvní přetvoření $\varepsilon = 0,105$. Vliv tohoto přetvoření na axiální napětí můžeme zanedbat.



Obr.7.4: Průběh obvodového napětí

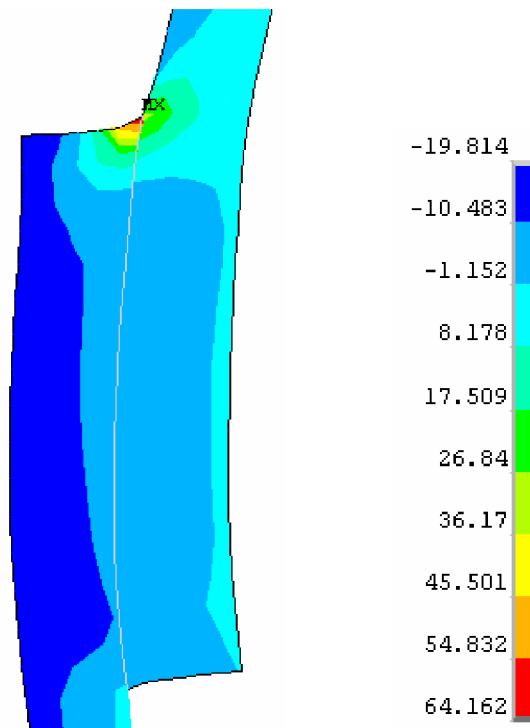
Exponenciální isotropní model

Radiální posuvy tepny a náhrady jsou (body viz. Obr.7.1) na koncích $u_{xA} = 6,5$ mm, $u_{xB} = 5$ mm, v místě spoje $u_{xC} = 4,5$ mm. Průběhy napětí se nezměnily se změnou modelu materiálu a maximální hodnota radiálního napětí je 49kPa, maximální hodnota axiálního napětí je 144kPa, maximální hodnota obvodového napětí je 373 kPa, napětí vzrostly maximálně o 10 %, což je považováno za chybu modelu.

7.2.2 VARIANTA B (lepený spoj)

Model Arruda – Boyce

Radiální posuvy tepny a náhrady jsou na koncích a v místě spoje tepny s náhradou stejné, jako u varianty A. S přidáním lepeného kontaktu v místě přelátování se zvýšilo maximální radiální napětí v místě spoje o 26% (Obr.7.5). Toto napětí bychom mohli považovat za pevnost, v radiálním směru, lepidla, použitého na slepení přelátovaného spoje tepny s náhradou. Průběhy i hodnoty obvodového a axiálního napětí jsou shodné s variantou A, tedy maximální hodnota obvodového napětí je 337kPa a maximální hodnota axiálního napětí je 140 kPa.



Obr.7.5: Průběh radiálního napětí v místě lepeného spoje

Exponenciální isotropaní model

Radiální posuvy tepny a náhrady na koncích a v místě spoje tepny s náhradou jsou shodné s variantou A. Průběhy axiálního a obvodového napětí se s přidáním kontaktních prvků nezměnily. Maximální hodnota obvodového napětí (373 kPa) a maximální hodnota axiálního napětí (144 kPa) jsou stejně velké, jako u varianty A. Maximální hodnota radiálního napětí je 67 kPa, oproti variantě A vzrostlo napětí o 36 %, z důvodů podílení se vnitřního tlaku

na oddělování tepny od náhrady v místě spoje. Průběh radiálního napětí je shodný s Modelem Arruda – Boyce (Obr.7.5).

7.2.3 Porovnání přepřátovaných spojení (varianta A a varianta B)

K porovnání typů spojení jsem zvolila poměry mezi maximálním napětím v místě spoje (σ_{\max}) a napětím na konci tepny (σ_A) (bod A viz. Obr.7.1).

Jak je vidět v Tab.2 a Tab.3. přidáním kontaktních prvků do přepřátovaného modelu spoje se radiální napětí zvýšilo jedenkrát oproti přepřátovanému spoji se svázanými posuvy uzlů. Zvýšení není nijak velké (asi o 35%) a je způsobeno jiným typem modelování spojení.

Obvodová napětí mají maximální hodnoty na vnitřní stěně, na spojem neovlivněných okrajích tepny a náhrady, spojení tepnu vyztužuje a tím jsou napětí ve spoji snížena oproti napětím na neovlivněných koncích.

Axiální napětí dosahují stejné maximální hodnoty v obou variantách spoje.

		$\sigma_{r,\max} / \sigma_{r,A}$	$\sigma_{r,\max}$	$\sigma_{a,\max} / \sigma_{a,A}$	$\sigma_{a,\max}$	$\sigma_{t,\max} / \sigma_{t,A}$	$\sigma_{t,\max}$
<i>Arruda</i>	varianta A	3,4	48 kPa	1,3	140 kPa	–	337 kPa
<i>Boyce</i>	varianta B	4,2	64 kPa	1,3	140 kPa	–	337 kPa

Tab.2: Porovnání zvýšení napětí ve spoji pro variantu A (spoj se svázaním posuvů uzlů) a pro variantu B (lepený spoj) pro model Arruda - Boyce

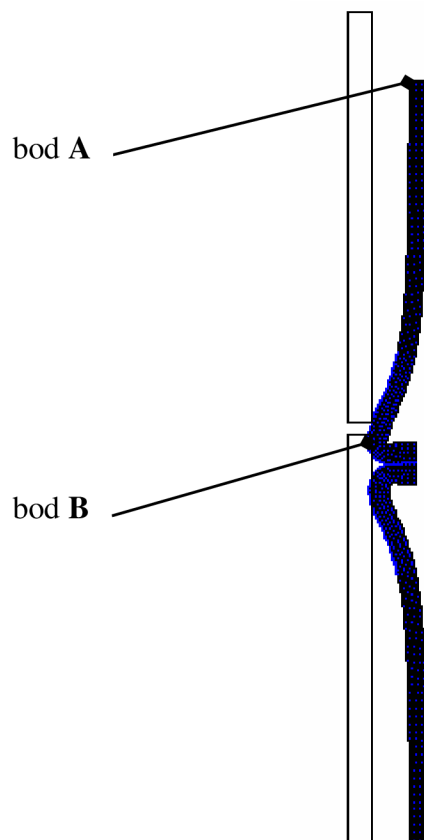
		$\sigma_{r,\max} / \sigma_{r,A}$	$\sigma_{r,\max}$	$\sigma_{a,\max} / \sigma_{a,A}$	$\sigma_{a,\max}$	$\sigma_{t,\max} / \sigma_{t,A}$	$\sigma_{t,\max}$
<i>Delfino</i>	varianta A	3,5	49 kPa	1,3	144 kPa	–	373 kPa
	varianta B	4,4	67 kPa	1,3	144 kPa	–	373 kPa

Tab.3: Porovnání zvýšení napětí ve spoji pro variantu A (spoj se svázaním posuvů uzlů) a pro variantu B (lepený spoj) pro model Delfino

7.2.4 VARIANTA C (spojení chirurgickým stehem)

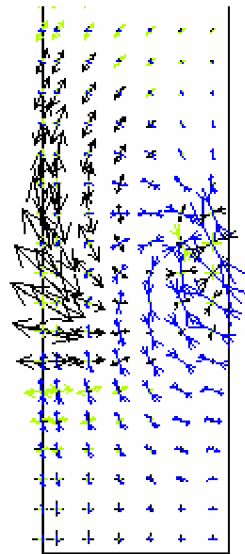
Model Arruda – Boyce

Tepna i náhrada se při zatížení vnitřním tlakem deformují stejně, protože mají stejný vnitřní průměr (Obr.7.6). Radiální posuv tepny v místě A je $u_x = 4,5$ mm. V místě B je radiální posuv $u_x = 1,5$ mm, je to způsobeno vyztužením místa spojem.



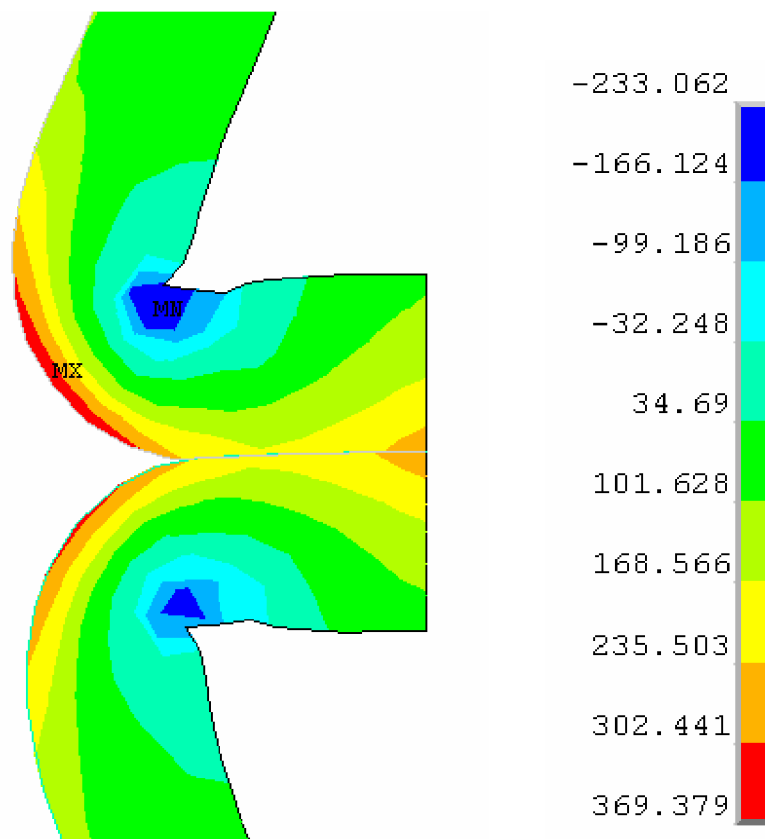
Obr.7.6: Deformovaný a nedeformovaný tvar spojení

Při deformaci těles se souřadné systémy uzlů nenatáčejí, proto se při vykreslování radiálního napětí zobrazují v deformované části napětí ve směru původních axiálních (nedeformovaných) vláken (Obr.7.7).



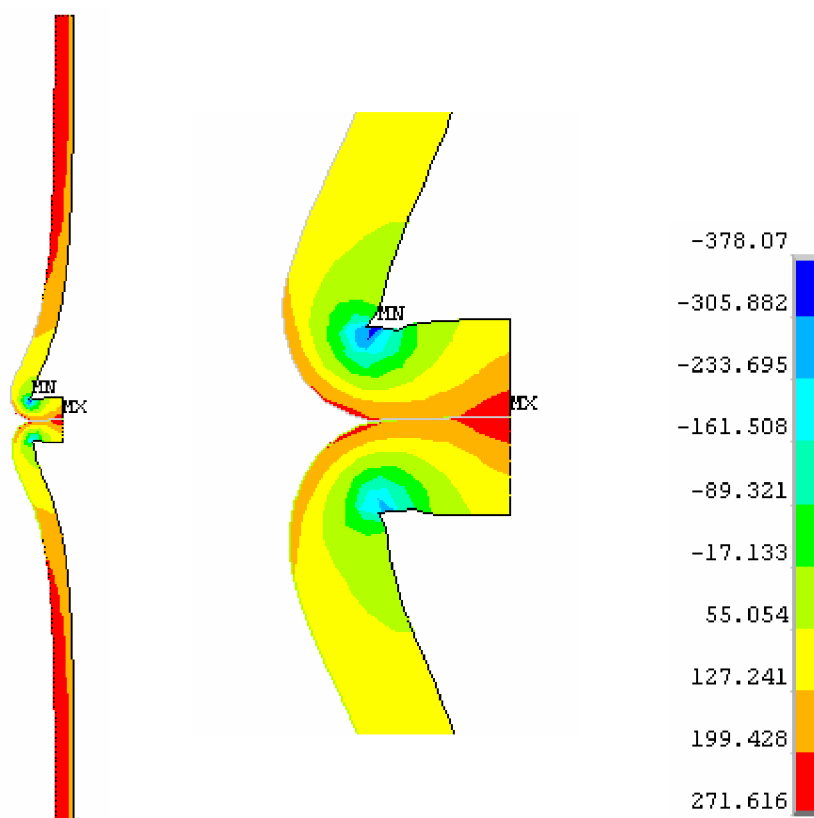
Obr.7.7: Vektory největších hlavních napětí v deformovaném konci tepny

V nedeformované oblasti jsou směry hlavních napětí stejné jakou u válcových tlakových nádob. Z těchto důvodů vykresluji místo axiálních napětí, první hlavní napětí, které v místě spoje, představuje napětí axiální(Obr.7.8).



Obr.7.8: Průběh největšího hlavního napětí v místě spojení dvou identických tepen se stehem simulovaným svázáním posuvů uzlů v místě stehu

V důsledku technologie vytvoření spoje vzniká ve spoji axiální přetvoření $\varepsilon_{\log} = 0,01$ po přepočtení na smluvní přetvoření $\varepsilon = 0,009$. Vliv tohoto přetvoření na axiální napětí můžeme zanedbat.



Obr.7.9: Průběhy obvodového napětí s detailním zobrazením místa spojení dvou identických tepen se stehem simulovaným svázáním posuvů uzlů v místě stehu

Exponenciální isotropní model

Pro tento konstitutivní model se mi nepodařilo po deformaci těles vytvořit mezi nimi kontakt, příčinou by mohlo být použití nevyzkoušeného konstitutivního modelu materiálu.

7.2.5 Porovnání přeplátovaného spojení a spojení s chirurgickým stehem (varianta B a varianta C)

Porovnávám napětí v místě spojení pouze pro konstitutivní model materiálu Arruda – Boyce (Tab.4).

		$\sigma_{r,max} / \sigma_{r,A}$	$\sigma_{r,max}$	$\sigma_{a,max} / \sigma_{a,A}$	$\sigma_{a,max}$	$\sigma_{t,max} / \sigma_{t,A}$	$\sigma_{t,max}$
Arruda	varianta B	4,2	64 kPa	1,3	140 kPa	–	337 kPa
Boyce	varianta C	–	–	5,2	369 kPa	2,4	-378 kPa

Tab.4: Porovnání zvýšení napětí ve spoji pro variantu B (lepený spoj) a pro variantu C (spoj s chirurgickým stehem) pro model Arruda – Boyce

Z Tab.4 vyplývá že se výrazně zvýšila axiální napětí v místě spoje a dosahuje největší hodnoty z posuzovaných napětí. Axiální napětí v místě spoje vzrostlo čtyřikrát u spojení s chirurgickým stehem (varianta C) oproti axiálnímu napětí u lepeného přeplátovaného spoje (varianta B).

Maximální hodnota obvodového napětí u spoje s chirurgickým stehem (varianta C) klesla, ale objevilo se maximum obvodového napětí v místě spoje (Obr.7.9). Jednak jsou to maximální tahová napětí na okraji rovna 271 kPa (místo MX v Obr.7.9) a potom tlaková napětí v místě zařezání stehu o maximální hodnotě 378 kPa (místo MN v Obr.7.9)

Maximální hodnoty napětí ve všech směrech vyhovují mezní podmínce (Tab.1), jsou menší než maximální mezní hodnota napětí 800 kPa.

8. ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce byla deformačně napěťová spojení tepny s cévní protézou. Porovnávala jsem tři varianty spojení, přeplátovaný spoj se svázanými posuvy uzlů, přeplátovaný lepený spoj a spoj s chirurgickým stehem. Tato spojení jsem porovnávala pro dva typy konstitutivních modelů materiálu.

Analýza výsledků ukázala že největších hodnot napětí je dosaženo v místě spoje. U varianty spoje s chirurgickým stehem vznikla jak vysoká napětí tahová, tak vysoká napětí tlaková. Tlaková napětí jsou způsobena zařezáváním spoje do tepny.

Přeplátovaný spoj vykazuje celkově menší hodnoty napětí. Zdá se být tedy lepší variantou pro spojení tepny s cévní protézou. V dnešní době je lepený spoj zatím jenom předmětem výzkumu.

9. POUŽITÁ LITERATURA

- [1] Krajíček M., Perengrin J.H., Roček M., Šebesta P. a kol.: Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění, Grada Publishing 2007
- [2] Burša J.: Studijní opory VUT FSI UMT Biomechanika III
www.umt.fme.vutbr.cz
- [3] Petruška J.: Studijní opory VUT Nelineární mechanika kontinua – Hyperelasticita
www.umt.fme.vutbr.cz
- [4] Burša J.: Analýza napjatosti a deformace ve stěně tepny
Disertační práce pro obor Inženýrská mechanika VUT Brno 1999
- [5] Burša J.: Výpočtové modelování problémů mechaniky živých a neživých těles z kompozitních materiálů umožňujících velké deformace
Habilitační práce, Brno 2005
- [6] obrázky srdce a malého krevního oběhu
http://zdravi.medicentrum.com/ed/0/pi/human_body/?page=1024
- [7] Wikipedia – Céva <http://cs.wikipedia.org/wiki/C%C3%A9va>
- [8] Delfino A., Stergiopoulos N., J.E. Moore & J.-J.Meister, Residual strain effects on the stress field in a thick wall finite element model of the human karotid bifurcation., Journal of Biomechanics, 18, 1997, 777-786.
- [9] Burša J., Skácel P., Zemánek M., Kreuter D., Implementation of hyperelastic models for soft tissues in FE program and identification of their parameters.,