



**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 CÉVNÍCH PROTÉZ

STRESS-STRAIN ANALYSIS OF ARTIFICIAL VASCULAR GRAFTS

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**  
MASTER'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**  
AUTHOR

Bc. DIMITRIJ CHOMIČ

**VEDOUCÍ PRÁCE**  
SUPERVISOR

prof. Ing. JIŘÍ BURŠA, Ph.D.

BRNO 2012



Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2011/2012

## **ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE**

student(ka): Bc. Dimitrij Chomič

který/která studuje v **magisterském navazujícím studijním programu**

obor: **Inženýrská mechanika a biomechanika (3901T041)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem c.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

### **Deformačně napěťová analýza cévních protéz**

v anglickém jazyce:

### **Stress-strain analysis of vascular grafts**

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Jedním z mechanicky kritických míst při používání cévních protéz je spojení (anastomóza) této protézy s původní tepnou. Tento spoj je vlivem nestejné poddajnosti obou spojovaných součástí při zatížení pulzujícím tlakem krve silně namáhán, což může vést k porušení a netěsnosti anastomózy. Diplomová práce je zaměřena na výpočtové řešení deformačně napěťových stavů v okolí anastomózy.

Cíle diplomové práce:

- 1) Provést literární rešerši v oblasti výpočtového modelování anastomóz z hlediska hodnocení napěťové-deformačních stavů.
- 2) Vytvořit výpočtový model anastomózy tepny s pletenou cévní protézou a vyhodnotit nejdůležitější deformačně-napěťové veličiny.
- 3) Vyhodnotit vliv modelu materiálu obou součástí anastomózy na výsledky deformačně-napěťové analýzy.

Seznam odborné literatury:

Křen, Rosenberg, Janíček: Biomechanika. Vydavatelství ZČU Plzeň, 1997.

Fung: Biomechanics. Mechanical properties of living tissues. Springer, 1993.

Ethier, Simmons: Introductory Biomechanics, From Cells to Organisms. Cambridge University Press 2007.

Vedoucí diplomové práce: prof. Ing. Jiří Burša, Ph.D.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2011/2012.

V Brně, dne 19.11.2010

L.S.

---

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.  
Ředitel ústavu

---

doc. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.  
Děkan fakulty



## **ABSTRAKT**

Tato diplomová práce se zabývá výpočtovým řešením deformačně-napěťových stavů v okolí spojení (anastomózy) tepny s cévní náhradou. V práci je modelován spoj koncem ke konci zatížený konstantním lehce zvýšeným systolickým tlakem. Výsledné spojení je zde modelováno různými variantami lepeného spoje, tak i spojením chirurgickým stehem. K řešení deformačně-napěťových stavů bylo využito konstitutivních modelů dostupných v konečnoprvkovém programu ANSYS 13.0. Vlastnosti materiálu tepny i cévní protézy byly převzaty z měření provedených na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky VUT v Brně.

### **Klíčová slova**

cévní náhrada, tepna, metoda konečných prvků

## **ABSTRACT**

This thesis deals with the computational solution of stress-strain states in the vicinity of the connection (anastomosis) between artery and vascular replacement. An „end to end“ anastomosis loaded by inner light increased constant systolic blood pressure is modeled in the thesis. The connection is modeled by different variants of the bonded contact and attachment of a surgical stitch. To solve the stress-strain state constitutive models were used in the finite element software package ANSYS 13.0. Material properties of arteries and vascular grafts were taken from measurements made at the Institute of solid mechanics, mechatronics and biomechanics.

### **Key words**

vascular replacement, artery, finite element method

CHOMIČ, D. *Deformačně napěťová analýza cévních protéz*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 58 s. Vedoucí diplomové práce prof. Ing. Jiří Burša, Ph.D.

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že předloženou diplomovou práci na téma „Deformačně napěťová analýza cévních protéz“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce prof. Ing. Jiřího Burši, Ph.D. s literaturou, kterou uvádím v seznamu použité literatury.

V Brně 25.5.2012

.....  
Bc. Dimitrij Chomič

## **Poděkování**

*Rád bych poděkoval prof. Ing. Jiřímu Buršovi Ph.D. za odborné vedení, čas a připomínky k této diplomové práci. Dále bych chtěl poděkovat všem, kteří přispěli svými užitečnými radami k vypracování této diplomové práce.*

# OBSAH

<b>1</b>	<b>Úvod</b> .....	<b>11</b>
1.1	Cíle práce .....	11
1.2	Problémová situace .....	12
<b>2</b>	<b>Základní lékařské pojmy související s problematikou</b> .....	<b>13</b>
2.1	Kardiovaskulární soustava .....	13
2.2	Tepna.....	14
2.2.1	Vlastnosti stěny tepny.....	16
2.3	Patologie cév .....	16
2.3.1	Zúžení a uzávěry průsvitu .....	16
2.3.2	Výduť pravá (aneurysma verum) .....	17
2.3.3	Disekce .....	17
2.3.4	Porušení stěny .....	18
2.4	Spojování tepen .....	18
2.4.1	Spojení stehem .....	18
	Typy spojení stehem .....	19
2.4.2	Bezstehové spojení .....	19
2.5	Cévní náhrady .....	19
2.5.1	Biologické náhrady .....	21
	Tepenné autotransplantáty .....	21
	Žilní autotransplantáty .....	21
	Tepenné alotransplantáty .....	21
2.5.2	Umělé náhrady .....	22
	Porézní náhrady.....	22
<b>3</b>	<b>Konstitutivní modely materiálu</b> .....	<b>24</b>
3.1	Hyperelastický materiál .....	24
3.2	Konstitutivní model tepny.....	25
3.2.1	Konstitutivní model Raghavan-Vorp.....	25
3.3	Konstitutivní model protézy .....	26
3.3.1	Konstitutivní model Ogden.....	26
<b>4</b>	<b>Konečné prvky použité v analýze</b> .....	<b>27</b>
<b>5</b>	<b>Rešeršní část</b> .....	<b>29</b>

<b>6</b>	<b>Řešení problému.....</b>	<b>31</b>
6.1	Typ problému .....	31
6.2	Model geometrie .....	31
6.3	Volba konstitutivních modelů materiálu.....	34
6.3.1	Tepna.....	34
6.3.2	Cévní protéza.....	35
6.4	Model vazeb a zatížení .....	37
6.5	Postup řešení.....	38
6.5.1	1. varianta (lepený přeplátovaný spoj).....	38
6.5.2	2. varianta (lepený spoj) .....	38
6.5.3	3. varianta (spojení chirurgickým stehem) .....	39
6.6	Hodnocení rizika mezního stavu .....	40
6.6.1	Teorie maximálního napětí .....	40
<b>7</b>	<b>Analýza výsledků.....</b>	<b>41</b>
7.1	Nastavení ANSYS řešiče .....	41
7.2	Napjatost v okolí výsledné anastomózy .....	41
7.2.1	1. varianta (lepený přeplátovaný spoj).....	41
7.2.2	2. varianta (lepený spoj tvaru příruby).....	43
7.2.3	3. varianta (spojení chirurgickým stehem) .....	49
<b>8</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>54</b>
<b>9</b>	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>55</b>
<b>10</b>	<b>Seznam použitých zkratek a symbolů .....</b>	<b>58</b>

# 1 Úvod

Onemocnění srdce a cév v dnešní době patří mezi jednu z nejčastějších příčin úmrtí, které postihuje jak muže, tak ženy a řadí se mezi civilizační onemocnění především ve vyspělých zemích. Mezi tyto onemocnění pak můžeme řadit nemoci spojené se špatnou životosprávou, a to například aterosklerózu nebo také kornatění cév, jenž může vést k náhlému uzávěru některé z hlavních tepen a následnému infarktu myokardu, centrální mozkové příhodě, či uzávěru tepen dolních končetin. Těmto onemocněním lze často předcházet zlepšením životního stylu (sport, výživa, omezení kouření a pití alkoholu), pokud se však odhalí příliš pozdě, je nutný chirurgický zásah např. implantace bypassového štěpu.

Mezi další možná srdečně-cévní onemocnění můžeme řadit problémy spojené s hrudní, nebo břišní aortou, jako jsou například jejich výdutě (aneurysmata), nádory, poranění a disekce. Tyto problémy je pak nutno dříve nebo později řešit operací, náhradou postiženého místa cévní náhradou. K těmto případům lze použít tepenný popřípadě žilní autotransplantát nebo alotransplantát. Pokud je však zásobovaný orgán přímo ohrožen, je pro obnovení průtoku vhodné použít cévní protézu.

Snahy o vytvoření první umělé cévní náhrady (cévní protézy) sahají do 50. let 20. století, a to z důvodu nedostatku biologických náhrad různých rozměrů. Prvními průmyslově vyráběnými náhradami byly trubičky z metakrylátu. V průběhu let však cévní protézy prošly značným vývojem, kdy se jejich materiál a technologie výroby postupně vylepšovala tak, aby se jejich mechanické vlastnosti co nejvíce přiblížily mechanickým vlastnostem tepen. V dnešní době jsou protézy vyráběny převážně z polyesterového vlákna a bývají impregnovány kolagenem, což má příznivý vliv na chirurgickou implantaci protézy.

Kromě takto průmyslově vyráběných protéz se dnes objevují snahy vědeckých pracovišť o využití například obnaženého endotelu lidské pupeční žíly jako „lešení“ pro cévní tkáňové inženýrství v perfuzních bioreaktorech. Pupeční žíla se naočkuje kmenovými buňkami pacienta a v bioreaktorech se zatěžuje pulzujícím tlakem a smykovými silami, aby se remodelací zvýšila její tuhost a pevnost.

V této diplomové práci budu výhradně zabývat spojením (anastomózou) tepny s cévní náhradou tvaru „end-to-end“ koncem ke konci. Právě toto spojení je jedním z mechanicky kritických míst při použití cévních protéz související s různou poddajností spojovaných součástí, jež jsou silně namáhány pulzujícím tlakem krve. To může vést k porušení a netěsnosti anastomózy. Z různých studií je též známo, že se rozdílná poddajnost tepny a protézy může podílet na vzniku intimální hyperplasie (zmnožení buněk) v okolí anastomózy důsledkem místního narušení hemodynamiky krve.

Diplomová práce se zabývá problematikou deformačně-napětových stavů v okolí vzniklého spoje (anastomózy).

## 1.1 Cíle práce

- Provedení literární rešerše v oblasti výpočtového modelování anastomóz z hlediska hodnocení napětově-deformačních stavů.
- Vytvoření výpočtového modelu anastomózy tepny s cévní náhradou a vyhodnotit nejdůležitější deformačně-napětové veličiny.
- Vyhodnocení vlivu modelu materiálu obou součástí anastomózy na výsledky deformačně-napětové analýzy.

## 1.2 Problémová situace

Výpočtové řešení deformačně-napěťových stavů v okolí spojení (anastomózy) cévy a cévní náhrady s využitím konstitutivního modelu obsaženého v konečnoprvkovém programu ANSYS 13. Problémová situace byla řešena jako 2D úloha s využitím axisymetrie.

Nejprve byla anastomóza modelována jako spojení tepny s náhradou identickou tepnou se stejnou geometrií a stejnými mechanickými vlastnostmi a poté jako spojení tepny s umělou cévní náhradou (protézou).



## 2 Základní lékařské pojmy související s problematikou

### 2.1 Kardiovaskulární soustava

Informace zde použité jsem čerpal ze zdroje [1].

Hlavními úlohami kardiovaskulární soustavy jsou přenos plynů (kyslík, CO<sub>2</sub>) a živin, odvod odpadních látek a rozvádí také po těle hormony z endokrinních žláz a teplo, čímž řídí termoregulaci. Další úlohou oběhové soustavy je i obrana organismu proti choroboplodným zárodkům (bílé krvinky). [10]

Tvoří ji 3 hlavní části: srdce, cévy a krev.

Srdce a cévy vytváří krevní oběh, jenž prostřednictvím krve zajišťuje transport látek po těle.

**Krev** můžeme označit za tekutou tkáň, která má 2 hlavní složky:

- krevní plazma – obsahuje látky, které krev přenáší
- krevní buňky (červené krvinky, bílé krvinky, krevní destičky)

Krev je ne-newtonovská kapalina, která za fyziologických podmínek proudí v cévách, stejně jako kapalina v úzkých tuhých trubicích, laminárně. Jakýkoliv zásah do krevního řečiště může vést ke vzniku turbulentního proudění, jenž může vést k mechanickému poškození stěny cévy.

**Srdce** je dutý svalový orgán uložený v perikardu. Tvoří ho dvě poloviny (levou a pravou), které fungují jako dvě sériově uspořádané pumpy. Ty pak společně vhání krev do 2 cévních oběhů (Obr. 2.1):

- malý plicní oběh (pravá polovina srdce) – okysličení krve v plicích
- velký tělní oběh (levá polovina srdce) – rozvádí okysličenou krev do organismu

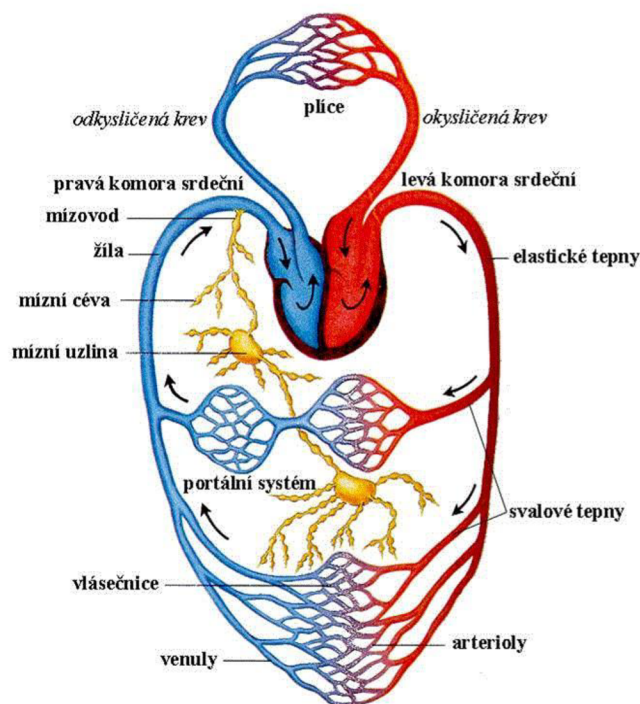
Oba oběhy jsou složeny z krevních cév, které jsou sériově zapojeny. Při transportu krve oběhovým systémem je od krve na stěny cév vyvíjen tlak. Rozlišujeme 2 druhy krevního tlaku:

- systolický – fáze vypuzování okysličené krve ze srdce při tlaku 16 kPa
- diastolický – fáze plnění srdeční komory neokysličenou krví při tlaku 10 kPa

**Krevní cévy** jsou živé a pružné trubice, které protkávají celé tělo člověka a tvoří hustý tubicový systém o celkové délce kolem 150 000 km.

Máme tři hlavní typy cév:

1. tepny (artérie) - vedou krev od srdce
2. žíly (vény) - vedou krev k srdci
3. vlasečnice (kapiláry) - propojují tepny s žilami a dopravují krev do tkání, tam krev odevzdá živiny a kyslík, a přijme odpadní látky, které následně odvádí pryč.



Obr. 2.1: Velký a malý krevní oběh podle [11]

## 2.2 Tepna

Informace zde použité jsem čerpal ze zdrojů [12], [13].

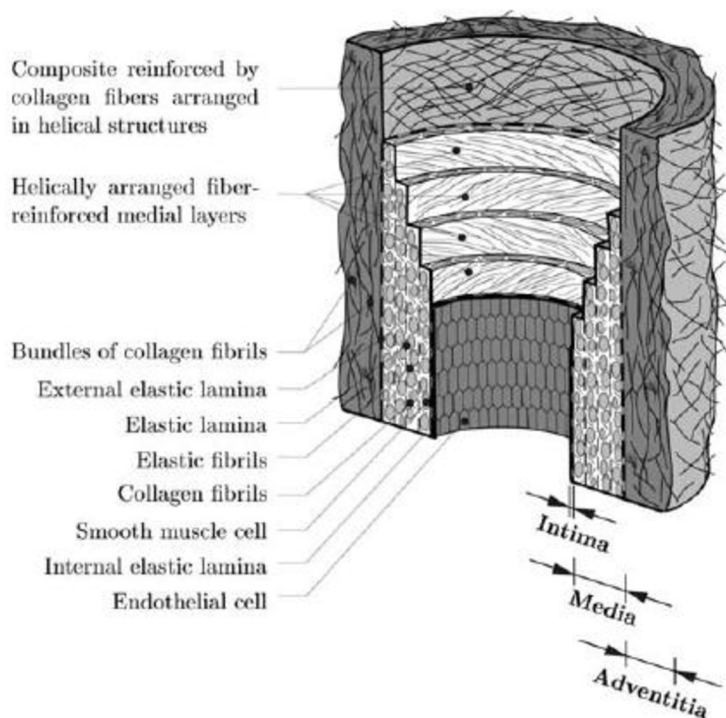
V této kapitole se budeme dále zabývat vlastnostmi tepen, které jsou důležité z hlediska modelování jejich výsledného spojení s cévními náhradami.

Z histologického hlediska můžeme tepny rozdělit na tři typy:

- elastické tepny – velké průměry, vyskytují se blíže k srdci (aorta, krční a kyčelní tepny)
- svalové tepny – menší průměry (stehenní tepna)
- arterioly – drobné tepénky o průměru 100 mikrometrů

Stěna tepny je složena ze tří základních vrstev (Obr. 2.2):

- tunica intima
- tunica media
- tunica adventitia



Obr. 2.2: Základní stavební části zdravé elastické tepny složené ze tří základních vrstev: tunica intima, tunica media, tunica adventitia podle [12]

### Tunica intima

Tunica intima je vnitřní vrstva stěny tepny složená z buněk endotelu a vazivové vrstvičky. U zdravých lidí je tato vrstva velice tenká a má velmi malý vliv na pevnostní mechanické vlastnosti tepenné stěny. V důsledku stárnutí (arterioskleróza) se intima zpevňuje a její vliv na mechanické vlastnosti, pak může být významný.

### Tunica media

Střední vrstva tunica media se skládá ze 40 až 60 elastických membrán, mezi nimiž jsou ve šroubovici svalová vlákna, omotaná vlákny kolagenními. Na vnější straně je oddělená od adventitie vrstvou složenou ze silných podélných elastinových vláken a kolagenních vláken ve tvaru spirály. Toto strukturální uspořádání poskytuje medii vysokou pevnost a schopnost odolávat velkému zatížení v osovém (axiálním) i obvodovém směru. Z mechanického hlediska je tak media nejdůležitější vrstvou zdravé tepny.

### Tunica adventitia

Vnější vrstva tunica adventitia obsahuje převážně zvlněná kolagenní vlákna a z malé části i vlákna elastická. Tloušťka adventitie závisí hlavně na typu a fyziologické funkci tepen, u mozkových tepen prakticky neexistuje.

Tuhost adventitie je při nízkých tlacích mnohem menší než u medie. Nicméně, při vyšších tlacích se kolagenní vlákna napřímí, adventitie se stává vrstvou tuhou, a zabraňuje tak protřetí stěny tepny.

Tyto tři hlavní vrstvy jsou vzájemně odděleny tenkými elastickými membránami. Membrana elastica interna se nachází mezi intimou a medií a je tvořena tenkou vrstvou elastických vláken. Membrana elastica externa poté odděluje medii a adventitii a často bývá považována za součást právě adventitie.

## 2.2.1 Vlastnosti stěny tepny

1. Charakteristiky materiálu:
  - Nehomogenní struktura stěny (vrstvy stěny s různou strukturou a vlastnostmi)
  - Nelineární závislost mezi napětím a přetvořením
  - Odlišné hodnoty elastických parametrů v tahové a tlakové oblasti
  - Odlišná anizotropie v jednotlivých vrstvách (materiálové vlastnosti jsou závislé na směru)
  - Viskoelastické chování - závislé na čase
  - Malá objemová stlačitelnost
  - Vlastnosti závislé na historii zatěžování
  - Vlastnosti závislé na teplotě
  - Vlastnosti závislé na věku
2. Odchytky od rotační symetrie – z hlediska geometrie a materiálových vlastností
3. Zatížení tepny:
  - Zbytková napjatost
  - Podélné protažení
  - Zatížení pulzujícím neharmonickým vnitřním tlakem krve
4. Velké deformace a přetvoření
5. Nejednoznačně definovaný výchozí stav materiálu
6. Aktivní chování tkáně – inervace (změna podráždění svalových vláken)
7. Styk s okolní tkání – vlastnosti okolní tkáně jsou velmi různorodé

## 2.3 Patologie cév

Informace zde použité jsem čerpal ze zdroje [2].

Postižení cévního systému se může projevat 3 způsoby:

- zúžením až uzávěrem
- výdutí, která má vliv na kvalitu a odolnost cévní stěny
- porušením cévní stěny úrazem či onemocněním

Jedním ze způsobů jak tato postižení léčit je náhrada postižené části cévní náhradou.

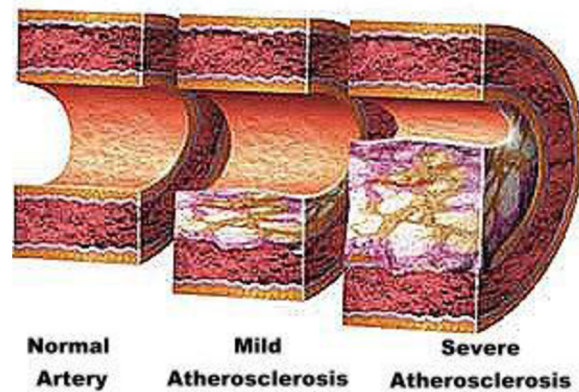
### 2.3.1 Zúžení a uzávěry průsvitu

Informace zde použité jsem čerpal ze zdroje [2].

**Ateroskleróza** je termín pro ztluštění a ztrátu elasticity arteriální stěny a patří mezi nejčastější příčiny onemocnění stěny tepny (Obr. 2.3).[5]

Vyskytuje se u tepen elastického typu, kde postihuje zvláště intimu → tvrdnutí a ztluštění stěny tepny. Dochází k postupnému zužování průsvitu tepny až k jejímu uzavření. Posledním stadiem zúženého úseku je trombóza.

Onemocnění u muskulárních tepen postihuje hlavně medii. Při delším trvání trpí i intima. Druhotně se zde také usazují lipidy a tím dochází k omezení průsvitu tepny.



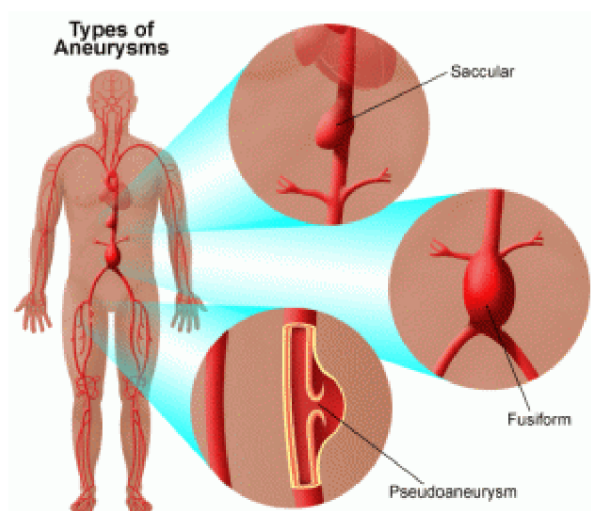
Obr. 2.3: Vývoj aterosklerózy podle [14]

### 2.3.2 Výduť pravá (aneurysma verum)

Informace zde použité jsem čerpal ze zdroje [2].

Jedná se o místní rozšíření průsvitu tepny, jehož následkem bývají patologicky změněné vrstvy tepny (Obr. 2.4). Mezi hlavní příčiny tohoto onemocnění patří:

- Arterioskleróza – ta postihuje nejprve intimu a následně pak i medii, která je u elastických tepen citlivá na zvýšený laterální tlak
- Zánětlivá – objevuje se hlavně v oblasti břišní aorty



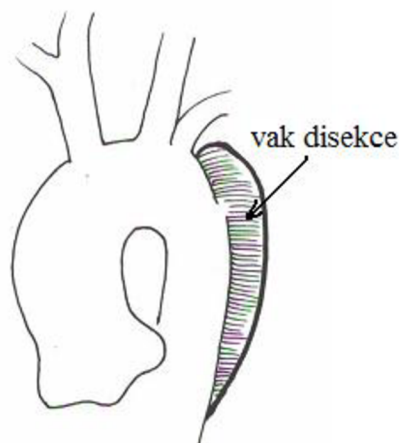
Obr. 2.4: Typy aneurysmat podle zdroje [15]

### 2.3.3 Disekce

Informace zde použité jsem čerpal ze zdroje [2].

Disekcí (Obr. 2.5) označujeme proniknutí krve do stěny tepny trhlinou v *intimně* a části *medie*. Krevní proud vnikne do stěny tepny a rozštěpí ji, v *medii* tak vzniká druhé *lumen*. Tlak krve roztláče vrstvy do různé vzdálenosti, ale nikdy nezaujímá celý obvod tepny. *Disekce* se obvykle vyskytuje v oblasti hrudní aorty. V aortě jsou tedy dvě *lumina* - pravé *lumen* a vak *disekce*.

Vznikem druhého *lumen* zbyl pouze zbytek *medie* a *adventicie*, které musí odolávat ohromnému tlaku krve.



Obr. 2.5: Disekce aorty – nepravý kanál na sestupné části aorty podle zdroje [2]

#### 2.3.4 Porušení stěny

Informace zde použité jsem čerpal ze zdroje [2].

Nejčastějšími příčinami porušení cév jsou ostrá poranění, a to buď přímá, což je typické pro bodná a střelná poranění, nebo nepřímá poranění, kde je tepna poškozena jinou částí těla např. zlomenou kostí.

Vzniklé krvácení lze řešit několika způsoby:

- Podvaz tepny
- Sešití tepny – provádí se, když je zachována kontinuita tepny a stěna není příliš poškozena
- Resekce a přímé spojení tepny
- Rekonstrukce pomocí cévní náhrady

### 2.4 Spojování tepen

Informace zde použité jsem čerpal ze zdroje [2].

Jedná se o spojování různých cévních úseků při zachování jejich průchodnosti. Toto spojení můžeme rozdělit na dva základní typy:

- Spojení stehem
- Bezstehové spojení

#### 2.4.1 Spojení stehem

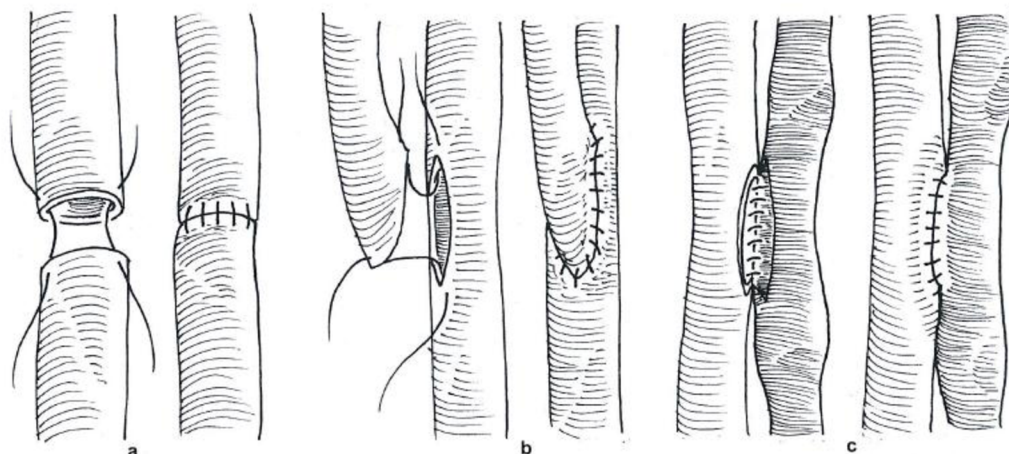
Informace zde použité jsem čerpal ze zdroje [2].

Steh je klasickou metodou spojení dvou cév nebo cévy a cévní náhrady. Toto spojení zaručuje dlouhodobý příznivý výsledek. Jako šicí materiál se dnes používá polypropylenové monofilové vlákno. U rostoucích organismů je však výhodné použít synteticky vstřebatelný materiál např. *polyglactin* nebo *polydioxanon*.

## Typy spojení stehem

Sešívá se pokračujícím, nebo jednotlivým stehem.

- Spojení end-to-end (koncem ke konci), (Obr. 2.6 - a)
- Spojení end-to-side (koncem ke straně), (Obr. 2.6 - b) – nejpoužívanější typ spojení v cévní chirurgii
- Spojení side-to-side (stranou ke straně), (Obr. 2.6. - c) – použití spíše v žilní chirurgii



Obr. 2.6: Základní typy spojení stehem: a) end-to-end, b) end-to-side, c) side-to-side podle [2]

### 2.4.2 Bezstehové spojení

Informace zde použité jsem čerpal ze zdroje [2].

Jedná se o typ spojení používaný zatím pro experimentální účely. Bezstehová spojení jsou založena například na tvarové paměti, použití biologického nebo syntetického lepidla, či použití laserového spojení samostatného, nebo v kombinaci s organickým lepidlem. Dalším takovýmto spojením může být např. použití intraluminální spojky pro spojení end-to-end nebo end-to-side.

## 2.5 Cévní náhrady

Informace zde použité jsem čerpal ze zdroje [2].

Jako cévní náhradu označujeme jakýkoliv samostatný útvar, který je implantován do cévního řečiště s cílem obnovit jeho funkci. Nezáleží přitom na konstrukci, materiálu, místě a způsobu implantace. Hlavním uplatněním cévních náhrad v praxi je jejich využití např. při chirurgickém odstranění výdutí, zneprůchodnění tepny, či při mechanickém porušení tepny. Základní typy těchto rekonstrukcí můžete vidět na Obr. 2.7.

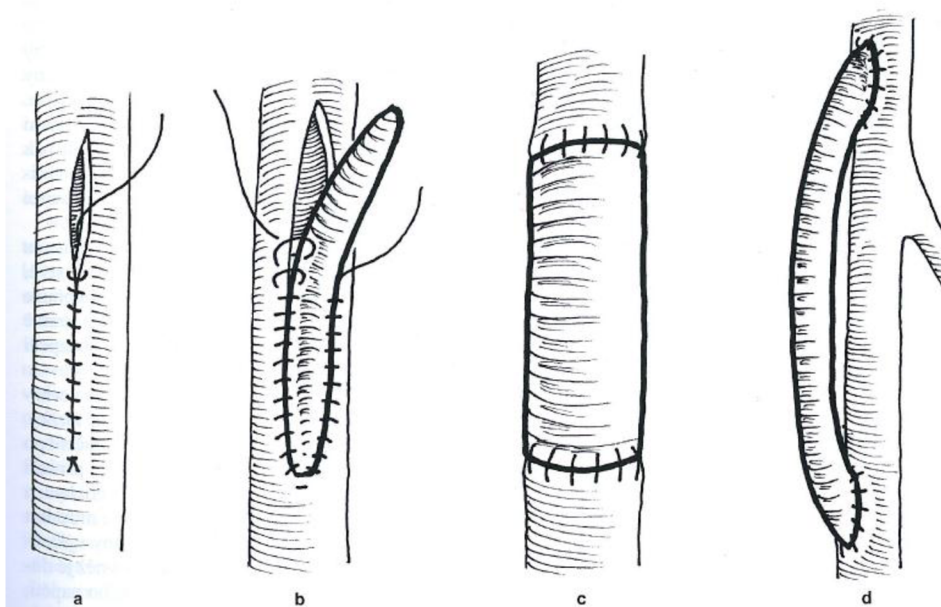
Cévní náhrady jsou vyráběny tak, aby se co nejvíce přiblížily mechanickým vlastnostem tepen, a tak co nejméně zasahovali do krevního řečiště.

Tyto náhrady můžeme rozdělit viz. Tab. 2.1:



Tab. 2.1. Podrobné rozdělení cévních náhrad podle [2]

BIOLOGICKÉ		
autotransplantáty	tepenné	
	žilní	
	jiná tkáň	
alotransplantáty	tepenné	
	žilní	
	jiná tkáň	
xenotransplantáty	tepenné	
	žilní	
	jiná tkáň	
UMĚLÉ		
neporézní	sklo, kov, guma, umělá hmota	
porézní (protézy)	textilní	pletené tkané
	netextilní	lité
ZVLÁŠTNÍ DRUHY		
kombinované	impregnace	
	samonosná trubice	
biotechnologické		



Obr. 2.7: Základní typy rekonstrukcí: a) prostá arterektomie b) arterektomie se záplatou, c) přímá náhrada, d) bypass podle [2]



### 2.5.1 Biologické náhrady

Informace zde použité jsem čerpal ze zdroje [2].

#### Tepenné autotransplantáty

Při šetrném zacházení se náhrada chová téměř jako původní tepna a z histologického hlediska se po dočasném zesílení intimy tento nálezný postupně přizpůsobí. Nevýhodami těchto náhrad jsou:

- Omezená možnost získávání štěpu
- U pacientů s aterosklerózou je postižen celý cévní systém → nahrazené cévy náchylné k tvorbě aterosklerotického plátu.

V dnešní době jsou tyto náhrady rovnocenně zastoupeny žilními autotransplantáty.

#### Žilní autotransplantáty

Téměř jedinou užívanou žilou pro tyto účely je *vena saphena magna*, díky své dobré přístupnosti. Tyto náhrady mají výrazně menší *tunicu mediu* a chybí jim také kompaktní uspořádání. Při změnách tlaku se žíly mění z histologického a mechanického hlediska a přizpůsobují se novým fyzikálním poměrům. Dochází k jejich rozšíření.

Žilní autotransplantáty se používají jako:

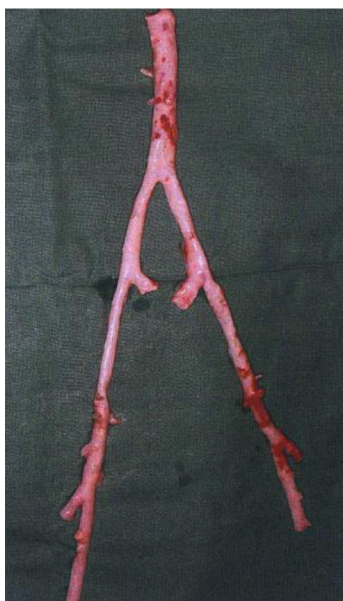
- Přímá náhrada tepenného úseku – při poranění cévy
- Bypass
- Plastika – jako materiál k záplatám
- Kombinace s cévní protézou – dnes málo používaný způsob

Jejich hlavními přednostmi jsou dlouhodobá průchodnost, výborná roztažitelnost a velká odolnost proti infekci.

#### Tepenné alotransplantáty

Jejich hlavním použitím je nahrazení infikovaných cévních protéz. V této oblasti jim konkurují pouze žilní autotransplantáty.

Z dárce se při transplantaci obecně odebírá celý hlavní tepenný kmen (Obr. 2.8). Takto odebrané cévy se konzervují a uchovávají v transplantačních bankách.



Obr. 2.8: Tepenný alotransplantát připravený k použití podle zdroje [2]

## 2.5.2 Umělé náhrady

Informace zde použité jsem čerpal ze zdroje [2].

Hlavní vlastností neporézních náhrad je jejich biologická neporéznost, což je však velmi důležitá vlastnost náhrady při vhojování. Z tohoto důvodu se tyto náhrady s nástupem porézních a kombinovaných náhrad přestaly používat.

### Porézní náhrady

Látky používané na výrobu vláken porézních náhrad:

- Dacron – jedná se o vlákna kruhového průřezu vyrobená z polyesteru. Vlastnosti vláken: pevná, odpuzující vodu, nemají karcinogenní účinky, odolná vůči slabým kyselinám, zásadám a tělesným tekutinám.
- Teflon – polytetrafluoretylen (PTFE). Vlastnosti vláken: pevná a odolná vůči tření. Tento materiál se také používá na výrobu litých mikroporézních protéz
- Elastomery – jedná se o polyuretany s různými vlastnostmi. Samotné elastomery mají nestabilní vlastnosti a bývají tak spíše součástí kombinovaných protéz.

### Dělení cévní protéz dle způsobu výroby:

- Tkané – touto metodou byla zhotovena první cévní protéza. Technologií lze zhotovit hustý úplet (nulová implantační porozita), tudíž u nich nedochází ke krvácení stěnou. Jejich vlákna se po přestřížení třepí.

V dnešní době se tyto protézy nepoužívají kvůli svým nevýhodám, proto bývají nahrazeny kvalitními impregnovanými pletenými protézami.[6]

- Pletené – jde o technologii spočívající v užití dvou a více nití k pletení pomocí sady jehliček. Jejich tloušťka určuje maximální dosažitelnou hustotu úpletu. Dle druhu jehliček a použitého vlákna lze měnit charakteristiky protézy. Jsou převážně vyráběny z polyesterových vláken.

Jejich vlákna se po přestřížení netřepí a neprořezává se jim okraj, proto může být steh veden blíže u okraje. Neimpregnované protézy musí být před použitím předsražené krví pacienta, aby se dočasně potlačila porozita stěny. V dnešní době se setkáme zpravidla s protézami impregnovanými kolagenem, želatinou či albuminem (Obr. 2.9).



Obr. 2.9: Vrapovaná pletená cévní protéza z polyesterového hedvábi impregnovaná kolagenem podle [7]

- Lité – vyrábějí se z amorfního polytetrafluorethylenu, který je kombinací tlaku, expanze a vysoké teploty lisován do formy. Výsledná protéza je pak charakterizována mikroporézní stěnou houbových vlastností, která neumožňuje žádnou organizaci. [6]  
Mají téměř nulovou chirurgickou porozitu a problematickou biologickou porozitu, protože mikropóry neprostupují celou vrstvou a jsou podbuněčných rozměrů. Je nutné tyto protézy upravovat tak, aby se po obnovení krevního proudu neobjevilo v otvorech podél stehů krvácení. To se dá částečně omezit použitím speciálního šicího materiálu.

#### Vlastnosti cévních protéz [2], [13]:

- Biologické – ovlivňují způsob vhojení
  - Inertní
  - Netoxické
  - Nekarcinogenní – nevyvolávají vznik rakovinotvorných látek
  - Neantigenní – nevyvolávají tvorbu protilátek
  - Porozita – nutná pro fixaci a výživu neointimy, je trvalá, po vstřebání vstřebatelných složek. Optimální biologická porozita je kolem 6000 – 7000 ml/cm<sup>2</sup> a přijatelná kolem 3000 – 4000 ml/cm<sup>2</sup>
- Mechanické
  - Obvodová tuhost srovnatelná s tepnou – dá se ovlivnit změnou tloušťky a typem vlákna
  - Nízká podélná tuhost – dá se ovlivnit tzv. vrapováním (technika, kdy se vytváří spirálovité, nebo kruhové zřasení, takže se dá délka protézy natažením prodloužit)
  - Vysoká torzní tuhost
  - Snížení rizika ztráty tvarové stability pro tepny výrazně ohýbané – vrapování (udržuje průsvit náhrady i při ohnutí až do 90°)

### 3 Konstitutivní modely materiálu

#### 3.1 Hyperelastický materiál

Informace zde použité jsem čerpal ze zdroje [4].

Materiál můžeme považovat za 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 se dá vyjádřit např. vztahem (3.1):

$$S_{ij} = \frac{\partial W}{\partial E_{ij}} \quad (3.1)$$

Hyperelastický materiál je charakteristický svými velkými deformacemi, kdy jsou skutečné (deformované) rozměry odlišné od původních, na rozdíl od elastického materiálu, kde napětí vztahujeme k původní nedeformované geometrii. Tuto skutečnost je třeba zohlednit ve výpočtech zavedením nové definice tenzorů napětí i přetvoření. Pro jednoznačné určení energie napjatosti je třeba pracovat s energeticky konjugovanými tenzory napětí a přetvoření. Tyto tenzory mezi sebou nemůžeme libovolně kombinovat.

Příklady takto energeticky konjugovaných tenzorů:

- Green-Lagrangeův tenzor přetvoření a 2. Piola-Kirchhoffův tenzor napětí
- Cauchyho (logaritmický) tenzor přetvoření a Cauchyho tenzor (skutečných) napětí

#### Green-Lagrangeův tenzor přetvoření

Přetvoření je vztaženo k původním (nedeformovaným) rozměrům s respektováním natáčení elementu. Zobecnění na všechny složky tenzoru přetvoření je pak možné pomocí tenzorového zápisu (3.2):

$$E_{ij}^L = \frac{1}{2} \left[ \frac{\partial u_i}{\partial X_j} + \frac{\partial u_j}{\partial X_i} + \frac{\partial u_k}{\partial X_j} \frac{\partial u_k}{\partial X_i} \right] \quad (3.2)$$

#### 2. Piola-Kirchhoffův tenzor napětí

Tento tenzor nemá jasný fyzikální význam a je definován jako elementární síla  $dF_{0i}$  vztažená na původní (nedeformovanou) plochu elementu (3.3):

$$S_i = \frac{dF_{0i}}{dX_j \cdot dX_k} \quad (3.3)$$

Při přenášení na původní element je tato síla změněna oproti skutečné síle  $dF_i$  stejným poměrem jako elementární rozměr v odpovídajícím směru (3.4):

$$dx_i = \frac{\partial x_i}{\partial X_j} dX_j \quad (3.4)$$

### Cauchyho (logaritmický) tenzor přetvoření

Nekonečně malý přírůstek délky vztahuje vždy k aktuální délce v daném stadiu zatěžovacího procesu. Hlavní souřadnice tohoto tenzoru jsou rovny přirozeným logaritmům odpovídajících souřadnic  $\lambda_i$  tenzoru deformačního gradientu (3.5):

$$E_i^C = \int_{X_{i0}}^{x_{ik}} \frac{dx_i}{x_i} = \ln x \Big|_{X_{i0}}^{x_{ik}} = \ln x_{ik} - \ln X_{i0} = \ln \left( \frac{X_{ik}}{X_{i0}} \right) = \ln \lambda_i \quad (3.5)$$

### Cauchyho tenzor napětí

Je definován jako skutečná elementární síla  $dF_i$  vztažená na skutečnou (deformovanou) plochu elementu podle vztahu (3.6):

$$\sigma_i = \frac{dF_i}{dx_j \cdot dx_k} \quad (3.6)$$

Konečnoprvkový program ANSYS pracuje se skutečným napětím (Cauchyho) a logaritmickým (Cauchyho) přetvořením. Získané hodnoty napětí a přetvoření z tahových zkoušek však bývají většinou smluvní, proto je třeba zavést přepočtové vztahy mezi skutečnými a smluvními hodnotami (3.7), (3.8), (3.9):

$$\varepsilon_{\log} = \ln \lambda \quad (3.7)$$

$$\sigma_{sk} = \lambda \cdot \sigma_{sm} \quad (3.8)$$

$$\lambda = 1 + \varepsilon_{sm} \quad (3.9)$$

## **3.2 Konstitutivní model tepny**

Informace zde použité jsem čerpal ze zdroje [4].

U všech hyperelastických konstitutivních modelů je třeba odděleně modelovat objemovou a tvarovou (deviátorovou) složku deformace. Jelikož se tepna skládá z velké části z vody, můžeme ji považovat téměř za nestlačitelný materiál, a proto modelujeme objemovou složku deformace lineárně.

Pro modelování měkkých tkání však nemůžeme použít hyperelastické konstitutivní modely pro technické elastomery, jelikož tyto modely nejsou schopny zcela postihnout výrazně zpevňující charakter deformačně – napěťových křivek.

Konstitutivní model Raghavan-Vorp [28], kterým v této diplomové práci modeluji materiál tepny, byl vytvořen a otestován speciálně pro měkké tkáně cévní stěny. A pro naše výpočty byl zvolen proto, že vychází z modelu implementovaného do konečnoprvkového programu ANSYS 13.

### **3.2.1 Konstitutivní model Raghavan-Vorp**

Informace zde použité jsem čerpal ze zdrojů [13], [28].

Tento model vychází z 5 – parametrického Mooney-Rivlinova modelu, který zavádí měrnou energii napjatosti ve tvaru (3.10):

$$W = c_{10}(\bar{I}_1 - 3) + c_{01}(\bar{I}_2 - 3) + c_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 + c_{11}(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3) + c_{02}(\bar{I}_2 - 3)^2 + \frac{1}{d}(J - 1)^2 \quad (3.10)$$

Pokud v tomto modelu nastavíme parametry  $c_{01}$ ,  $c_{11}$ ,  $c_{02}$ ,  $c_{30}$ ,  $c_{21}$ ,  $c_{12}$ ,  $c_{03}$  jako nuly, dostaneme model *Raghavan-Vorp*. Při vynechání uvedených členů pak dostáváme rovnici měrné energie napjatosti ve tvaru (3.11):

$$W = c_{10}(\bar{I}_1 - 3) + c_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 \quad (3.11)$$

### 3.3 Konstitutivní model protězy

#### 3.3.1 Konstitutivní model Ogden

Informace zde použité jsem čerpal ze zdrojů [4]

Model Ogden zavádí energii napjatosti ve tvaru (3.12):

$$W = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} \left( \bar{\lambda}_1^{\alpha_p} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_p} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_p} - 3 \right) + \sum_{p=1}^N \frac{1}{d_p} (J - 1)^{2p} \quad (3.12)$$

kde:

$\bar{\lambda}_i$  ( $i=1,2,3$ ) - modifikovaná hlavní poměrná protažení, složky levého Cauchy-Greenova tenzoru deformace

$J = \lambda_1 \cdot \lambda_2 \cdot \lambda_3$  - třetí invariant tenzoru deformačního gradient

## 4 Konečné prvky použité v analýze

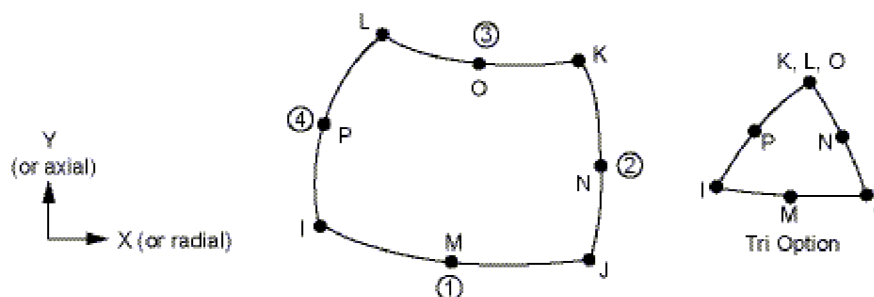
Informace zde použité jsem čerpal ze zdroje [3].

U všech provedených výpočtů byla tepna i protěza tvořena prvky PLANE183 (Obr. 4.1). Při modelování variant lepeného spoje i spoje šitého pak byly použity také prvky CONTA172 a TARGE169.

### Prvek PLANE183

Jedná se o prvek tvořený 8, či 6 uzly s dvěma stupni volnosti v každém z nich, a to posuvy v ose  $x$  a  $y$ .

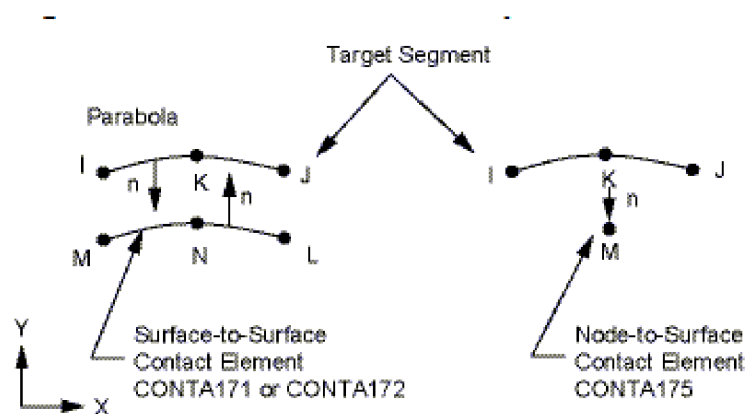
Může být použit jako rovinný prvek, nebo jako prvek axisymetrický. Tímto prvkem lze postihnout plasticitu, hyperelasticitu, creep, velké posuvy a přetvoření. Mají také schopnost, simulovat deformace téměř nestlačitelných elastoplastických materiálů a zcela nestlačitelných materiálů hyperelastických.



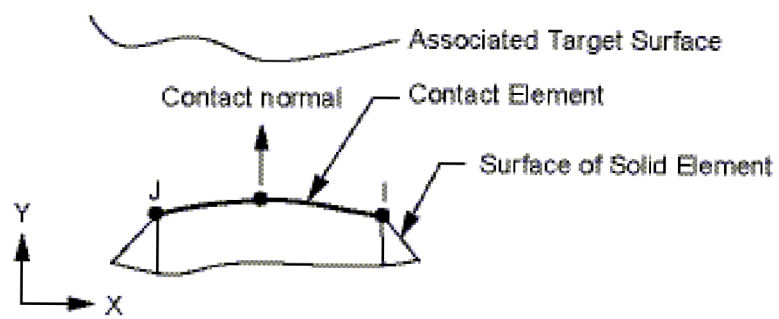
Obr. 4.1: Schéma geometrie prvku PLANE183 podle [3]

### Prvky CONTA172 a TARGE169

Kontaktní pár na stykových površích je tvořen prvky typu „cílový povrch“ (target surface) TARGE169 (Obr. 4.2) a „kontaktní povrch“ (contact surface) CONTA172 (Obr. 4.3). Oba prvky jsou používány u 2-D konstrukcí.



Obr. 4.2: Schéma geometrie prvku TARGE169 podle [3]



Obr. 4.3: Schéma geometrie prvku CONTACT172 podle [3]



## 5 Rešeršní část

V této části diplomové práce bude zmapován postupný vývoj výpočtového modelování anastomóz tepny s cévní protézou z hlediska deformačně-napěťových stavů, se zaměřením na spojení koncem ke konci (end-to-end). Spojení koncem ke konci bylo zvoleno z důvodu možnosti využití axisymetrie, a tím i snížení výpočtových časů. Tímto druhem spojení se však v minulosti i v dnešní době mnoho pracovišť nezabývá. Mnohem více studií se věnuje problematice spojení koncem ke straně (end-to-side), jehož se využití je především u srdečních bypasů.

Spojení koncem ke konci je typické pro spojování cévní protézy s velkými tepnami, využívané při léčbě např. hrudních nebo břišních aortálních aneurysmat, či při léčbě mechanického porušení (resekce) cév.

Nejvýznamnějším klinickým problémem je selhání náhrady kvůli vzniku intimální hyperplazie (zmnožení buněk kolem vzniklé anastomózy → ucpání lumen) v oblasti anastomózy, což je způsobeno místním narušením hemodynamiky krve, zhoršené rozdílnou poddajností spojovaných částí, kdy je cévní protéza výrazně tužší než původní tepna.

Chandran a kolektiv (1992) [16] se ve své práci zabývali právě problematikou vlivu rozdílné poddajnosti na napětí vzniklá vlivem působení konstantního tlaku krve 13,3 kPa. Výpočet byl proveden konečnoprvkovou metodou, v níž modeloval tepnu i cévní protézu lineárním izotropickým homogenním elastickým modelem s rozdílnými mechanickými charakteristikami. Další analýzu založenou na konečnoprvkové metodě přinesli Qiu a Tarbell (1996) [17], kde posuzovali vliv různé poddajnosti protézy a tepny na proudění krve u end-to-end anastomózy. Melbin a Ho (1997) [18] zkoumali vliv různých tvarů anastomóz na vzniklá maximální napětí.

Konečnoprvkovou analýzu s uvažováním velkých deformací ve stěně tepny přinesl Ballyk a kolektiv (1998) [19]. U spojení end-to-end a end-to-side také zohlednili vliv stehu na velikosti maximálních napětí v okolí anastomózy. Další analýzy cévních spojení end-to-end byly publikovány také např. v pracích Cavalcanti and Tura (1999) [20] a Rachev a kolektiv (2000) [21]. Ten ve své práci modeloval cévu pomocí hyperelastického ortotropního logaritmického konstitutivního modelu navrženého speciálně pro měkké tkáně Takamizawou a Hayashim. Mechanickou analýzu cévních protéz o malém průměru pak provedli Zidi a Cheref (2003) [22].

Problematikou výpočtového modelování end-to-end anastomóz z hlediska hodnocení napěťově-deformačních stavů se zabývali v minulosti i na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky Fakulty strojního inženýrství VUT Brno. V roce 2003 publikovali Burša, Ryšavý a Lebiš článek [23], ve kterém řešili deformačně napěťovou analýzu cévních náhrad, a to jak biologických, tak i umělých pomocí konečnoprvkového programu ANSYS. Jako konstitutivní model tepny byl použit hyperelastický model Arruda - Boyce a pro protézu pak lineárně elastický homogenní izotropický model s různými moduly pružnosti v tahu a tlaku. Dalším, kdo se zde této problematice věnoval, byla Š. Kudová (2008) [24], jež se zabývala ve své diplomové práci deformačně-napěťovou analýzou různých druhů end-to-end spojení dvou identických tepen. Jako konstitutivní modely tepny použila hyperelastické modely Arruda - Boyce a izotropní exponenciální model Delfino, který byl naprogramován na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky Fakulty strojního inženýrství VUT Brno do konečnoprvkového programu ANSYS 11.

Zmiňovaná diplomová práce byla také poslední prací, která se v poslední době věnovala typu spojení koncem ke konci.

Krom těchto prací se ve své práci odkazují na článek publikovaný Ngoepe a kolektivem (2010) [25]. V práci se snažili vytvořit komplexní výpočtový nástroj, pro popsání deformačně-napěťových stavů a proudění krve u end-to-side anastomózy. Jako konstitutivní

model tepny použil anizotropní exponenciální hyperelastický model Holzapfel [27] vytvořený speciálně pro měkké tkáně. Pro popis cévní protézy PTFE, pak použili konstitutivní model Ogden, vytvořený k popisu chování gumy s přetvořením až do 500%. Materiálové parametry nutné k realizaci výpočtu, pak převzali z práce Li a kolektivu (2005) [26]. Po prostudování zmiňované práce jsem zjistil, že zde prezentované parametry jsou rozporné a proto se jimi budu blíže zabývat v kapitole 6.3.2.

## 6 Řešení problému

### 6.1 Typ problému

V této práci se zabývám deformačně napěťovou analýzou anastomózy tepny s cévní náhradou se známými vstupními veličinami, tudíž se jedná o přímý problém a výsledkem budou hodnoty napětí a přetvoření.

Jelikož je řešený problém problémem nelineárním, případné analytické řešení by bylo velice náročné. Z tohoto důvodu bude problém řešen numericky pomocí konečnoprvkového programu ANSYS 13.

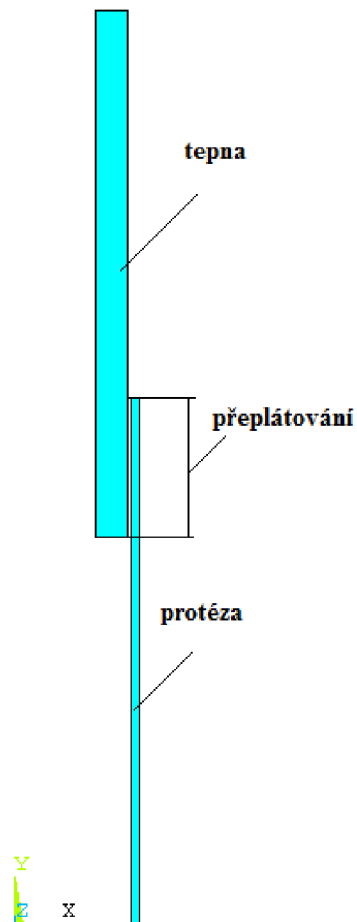
### 6.2 Model geometrie

Spojení end-to-end zde bude modelováno třemi různými variantami s využitím axisymetrie s rozměry tepny odpovídající rozměrům aorty. Cévní protézu vždy modeluji s větším vnitřním průměrem než je vnitřní průměr tepny a to proto, že se tepna při zatížení deformuje více než protéza. Tento fakt nám zaručí plynulejší přechod mezi spojovanými částmi, tudíž i menší přídavné ohybové namáhání a menší ovlivnění toku krve.

#### **1. varianta (lepený přeplátovaný spoj)**

První variantou spojení je přeplátovaný lepený spoj (Obr. 6.1) s použitím cévní protézy, tento spoj se však v praxi nepoužívá, jelikož lepidla určena k tomuto účelu jsou zatím pouze předmětem výzkumu.

Vnitřní průměr tepny	9,2 mm
Vnitřní průměr protézy	13,2 mm
Tloušťka stěny tepny	1,8 mm
Tloušťka stěny protézy	0,45 mm
Délka tepny a protézy	30 mm
Délka přeplátování	8 mm



Obr. 6.1: Model geometrie

## **2. varianta (lepený spoj tvaru příruby)**

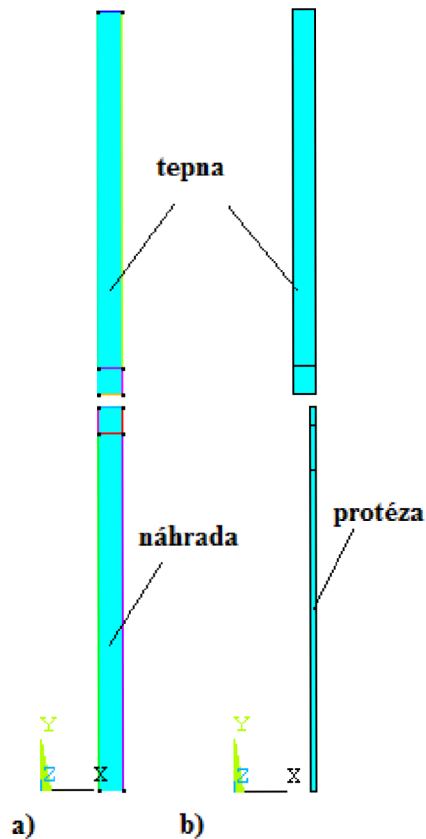
Tato varianta představuje lepený spoj spojující dvě stejné části tepny při chirurgickém řešení koarktace (zúžení) aorty a spojující tepnu s cévní protézou. Při operaci se spojované okraje ohnou a vytvoří tak tvar podobný tvaru příruby.

a) Náhrada identickou tepnou (Obr. 6.2 - a)

Vnitřní průměr tepny	9,2 mm
Vnitřní průměr náhrady	9,2 mm
Tloušťka stěny tepny	1,8 mm
Tloušťka stěny náhrady	1,8 mm
Délka tepny a náhrady	30 mm
Délka lepeného kontaktu	2 mm

b) Cévní protéza (Obr. 6.2 - b)

Vnitřní průměr tepny	9,2 mm
Vnitřní průměr protézy	12 mm
Tloušťka stěny tepny	1,8 mm
Tloušťka stěny protézy	0,45 mm
Délka tepny a protézy	30 mm
Délka lepeného kontaktu	1,5 mm



Obr. 6.2: Model geometrie: a) náhrada identickou tepnou, b) cévní protéza

**3. varianta (spojení chirurgickým stehem)**

Poslední variantou je spojení se simulovaným stehem. Při šití se spojované okraje ohnou a vytvoří tak tvar podobný tvaru příruby.

- a) Náhrada identickou tepnou
- b) Umělá cévní protéza

Model geometrie je v obou případech shodný s 2. variantou (Obr. 6.2), ale s použitím standard kontaktu.

## 6.3 Volba konstitutivních modelů materiálu

### 6.3.1 Tepna

Tepnu modeluji jako hyperelastický materiál izotropním hyperelastickým modelem Raghavan – Vorp [28], který byl vytvořen pro měkké tkáně. Tento model zavádí měrnou energii napjatosti ve tvaru (6.1):

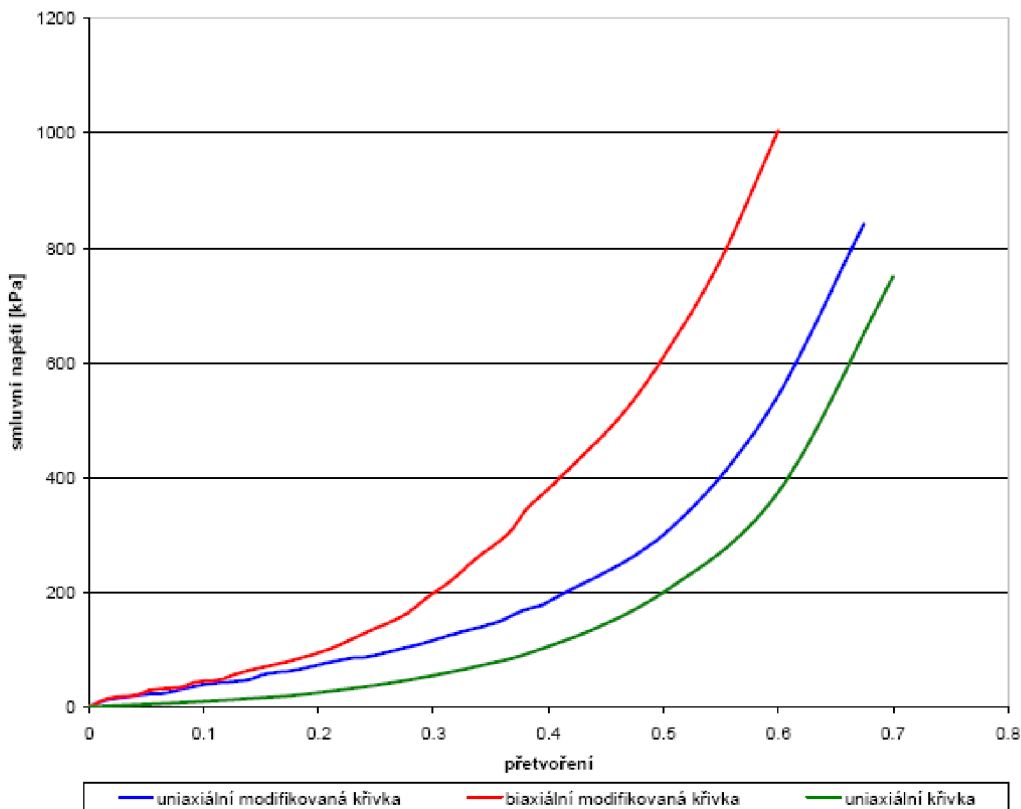
$$W = c_{10}(\bar{I}_1 - 3) + c_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 \quad (6.1)$$

V konečnoprvkovém programu ANSYS však nemůžeme potřebné parametry materiálu  $c_{10}$ ,  $c_{20}$  spočítat, proto je musíme předem určit z jednoosé (uniaxiální) a equibiaxiální tahové zkoušky. Potřebné materiálové křivky (Obr. 6.3) byly získány z diplomové práce Kudová [24], kde byla experimentální data získána ze zkoušek provedených na prasečích aortách.

Z těchto experimentálních dat jsem poté pomocí programu Hyperfit (software určený k identifikaci materiálových parametrů hyperelastických modelů) získal potřebné parametry materiálu:

$$c_{10} = 20,959 \text{ kPa}$$

$$c_{20} = 62,772 \text{ kPa}$$



Obr. 6.3: Materiálové křivky podle [24]

Tímto zvoleným modelem zanedbáme tyto vlastnosti tepny:

- Odlišnou anizotropie v jednotlivých vrstvách tepny – ta je však odlišná u každého jedinci
- Viskoelastické chování tepny – tímto se dopustím chyby asi 10%, ta je v biomechanice přípustná

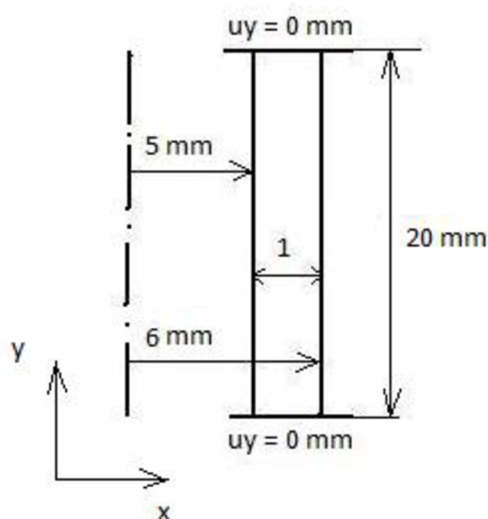
### 6.3.2 Cévní protéza

Při volbě vhodného konstitutivního modelu cévní protézy jsem zpočátku vycházel z práce Ngoepe a kolektivu (2010) [25]. Ti k popisu cévní protézy použili konstitutivní model Ogden 3. řádu, vytvořený k popisu chování gumy s přetvořením až do 500%. Materiálové parametry nutné k realizaci výpočtu, pak převzali z práce Li a kolektivu (2005) [26].

Materiálové parametry použité v práci [25]:

$$\begin{array}{lll} \mu_1 = -195 \text{ MPa} & \alpha_1 = 2 & \\ \mu_2 = 405 \text{ MPa} & \alpha_2 = 4 & d_{1,2,3} = 0 \\ \mu_3 = 191 \text{ MPa} & \alpha_3 = -2 & \end{array}$$

Při zkušebním zatížení vzorku (Obr. 6.4) modelovaným tímto modelem materiálu, s parametry materiálu a geometrickou konfigurací použitou v práci [25], byl výsledný maximální posuv v radiálním směru při zatížení vnitřním tlakem 20 kPa velmi malý  $u_x = 0,00039$  mm. Z toho vyplývá, že je model s těmito parametry velmi tuhý a neodpovídá reálným vlastnostem protézy.



Obr. 6.4: Schéma zatíženého vzorku modelovaného v axisymetrii prvky PLANE 183 s uvažováním velkých přetvoření

Následkem těchto zjištění jsem si dohledal a prostudoval práci Li a kolektivu (2005) [26], na kterou se autoři Ngoepe a kolektiv [25] odkazují a zjistil jsem, že se převzaté parametry materiálu liší v parametru  $\mu_1$ , který v práci [26] nabývá hodnoty  $\mu_1 = -595,9$  MPa. Jedná se tedy zřejmě o chybu při přebírání parametrů v článku [25]. Proto byl proveden stejný výpočet jako v předchozím případě (Obr. 6.4), ale s parametry uvedenými v [26], tedy:

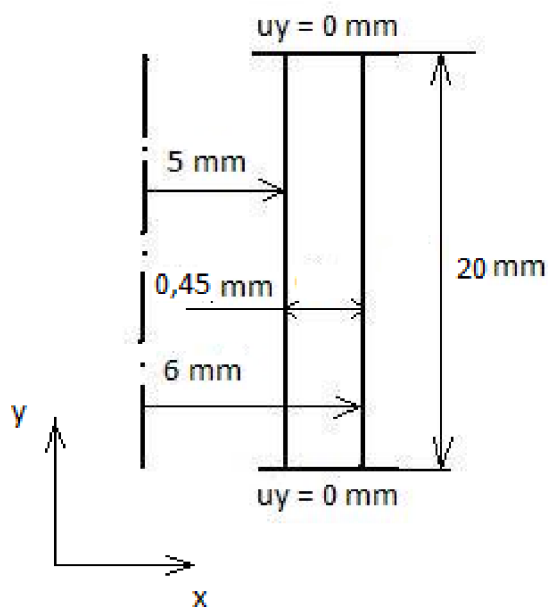
$$\begin{array}{lll} \mu_1 = -595,9 \text{ MPa} & \alpha_1 = 2 & \\ \mu_2 = 405 \text{ MPa} & \alpha_2 = 4 & d_{1,2,3} = 0 \\ \mu_3 = 191 \text{ MPa} & \alpha_3 = -2 & \end{array}$$

V tomto případě byla výsledná hodnota radiálního posuvu  $u_x = 0,0071$  mm, což je hodnota o jeden řád vyšší. Přesto jsou tyto hodnoty velmi nízké oproti realitě.

Po dosažení těchto výsledků jsem se rozhodl porovnat tyto modely materiálu s modelem použitým v práci Burša, Ryšavý a Lebiš [23], jedná se o lineárně elastický izotropní model materiálu s rozdílnými hodnotami materiálových parametrů v tahu  $E = 25\text{MPa}$ ,  $\mu = 0,48$  a tlaku  $E = 0,25\text{MPa}$ ,  $\mu = 0,48$  získaných z experimentů provedených na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky Fakulty strojního inženýrství VUT Brno [13].

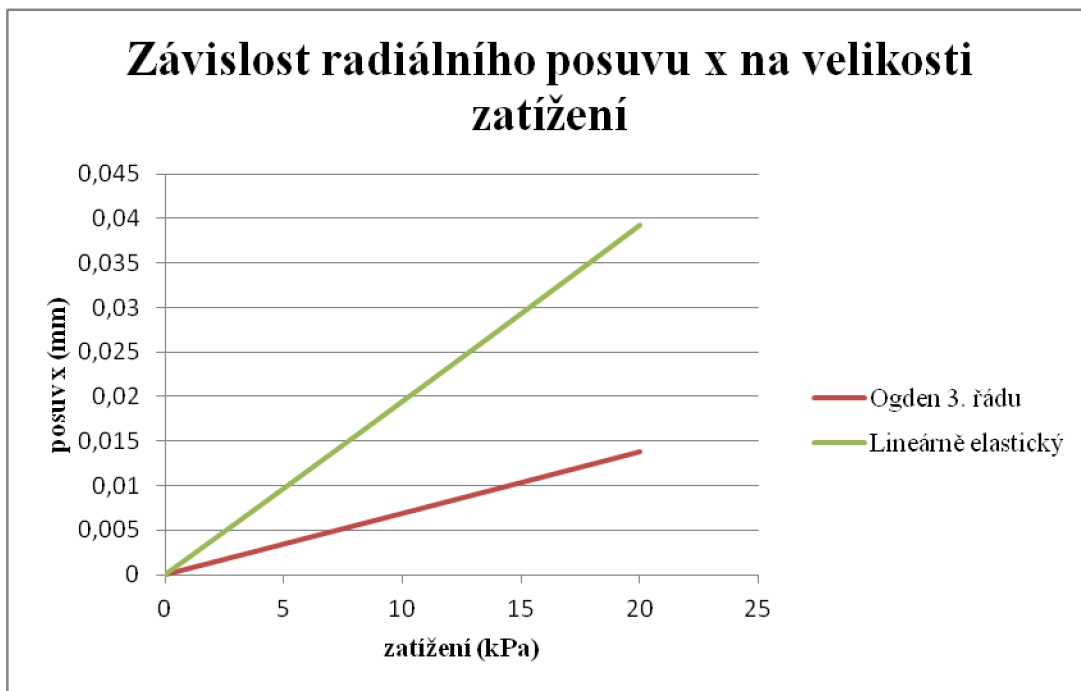
S použitím tohoto modelu byl proveden stejný výpočet jako v předchozích případech (Obr. 6.4) s výsledným radiálním posuvem  $u_x = 0,02\text{ mm}$ , který je několikanásobně větší než u Li a kolektivu [26].

Pro lineárně elastický model a model používaný Li a kolektivem [26] byla následně vykreslena závislost radiálního posuvu v ose  $x$  na zatížení vzorku (Obr. 6.5) vnitřním tlakem  $p = 20\text{ kPa}$  s tloušťkou vzorku  $t = 0,45\text{ mm}$  změřenou na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky Fakulty strojního inženýrství VUT Brno. Jedná se o axisymetrickou úlohu s uvažováním velkých deformací (*Large Displacement Static*). Vykreslení výsledné závislosti je na Obr. 6.6.



Obr. 6.5: Schéma zatíženého vzorku





Obr. 6.6: Graf závislosti radiálního posuvu  $x$  na velikosti zatížení

Z tohoto grafu je patrné, že u obou použitých modelů materiálu je závislost posuv  $x$  na velikosti zatížení téměř lineární a výsledná přetvoření se pohybují v řádu procenta (max. 0,8%). Není proto nutné použití hyperelastického modelu Ogden k popisu cévní protězy, tu budu tedy dále modelovat lineárně elastickým izotropním modelem s rozdílnými hodnotami parametrů materiálu v tahu  $E = 25\text{MPa}$ ,  $\mu = 0,48$  a tlaku  $E = 0,25\text{MPa}$ ,  $\mu = 0,48$ , jelikož protězy s těmito parametry jsou v praxi běžně užívány.

## 6.4 Model vazeb a zatížení

U všech tří modelovaných variant je na vzdálených koncích tepny a cévní náhrady předepsán nulový počáteční posuv v ose  $y$ .

Pro 1. variantu a 2. variantu byl na stykových plochách předepsán tzv. bonded kontakt (umožňující simulovat lepený spoj dvou materiálů), jelikož se jedná u obou anastomóz o spoj lepený.

U 3. varianty, kdy se jedná o simulaci spojení chirurgickým stehem, je na těchto plochách předepsán standard kontakt (umožňuje simulovat dotyk dvou materiálů, které po sobě mohou klouzat), protože je výsledného spojení dosaženo vzájemným svázáním posuvů v místě předpokládaného stehu.

Po dosažení výsledného tvaru spojení je tepna i náhrada zatížena vnitřním konstantním tlakem  $p = 20\text{kPa}$ .

## 6.5 Postup řešení

### 6.5.1 1. varianta (lepený přeplátovaný spoj)

Pro tento typ spojení je protéza modelovaná pouze jako lineárně elastický izotropní materiál s materiálovými parametry měřenými v tahu  $E = 25 \text{ MPa}$  a  $\mu = 0,48$ .

Postup řešení:

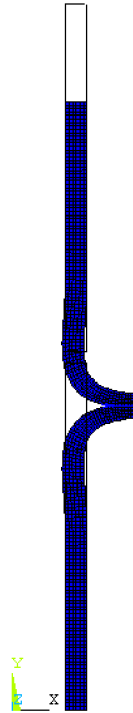
1. Vytvořím geometrii
2. Předepíši BONDED kontakt na stykové plochy
3. Zamezím y posuvům na vzdálených okrajích tepny a cévní protézy
4. V 1. loadstepu zatížím tepnu tlakem 1,8 kPa, aby došlo ke spojení stykových ploch
5. V 2. loadstepu tepnu i protézu zatížím vnitřním konstantním tlakem 20 kPa.

### 6.5.2 2. varianta (lepený spoj)

a) Náhrada identickou tepnou

Postup řešení:

1. Vytvořím geometrii
2. Předepíši BONDED kontakt na stykové plochy a na vzdálených okrajích tepny a náhrady nulové posuvy ve směru osy y
3. Do uzlů předepíši deformační podmínku ve směru osy x tak, aby se vytvořil přírubový tvar
4. Do nedeformovaného (vzdáleného) konce tepny předepíši posuv v ose y, aby došlo k prvotnímu kontaktu stykových ploch (Obr. 6.7)
5. Tlakem zatížím dotýkající se části, aby se lepený kontakt rozšířil po celé ploše příruby
6. Odstráním tlakové zatížení na přírubové části
7. V uzlech s předepsanou deformační podmínkou v ose x, tuto podmínku přepíši na menší hodnoty (hodnoty, při kterých dojde ke konvergenci výpočtu)
8. V těchto uzlech zjistím reakční síly v ose x a tyto síly do těchto uzlů předepíši
9. Postupně odstráním předepsanou deformační podmínku v ose x
10. Postupně odstraňuji předepsané reakční síly, aby co nejméně ovlivňovaly výsledky výpočtu a zároveň došlo k jeho konvergenci
11. Tepnu i protézu zatížím vnitřním konstantním tlakem 20 kPa



Obr. 6.7: Deformovaný tvar po 2. loadstepu

#### b) Cévní protéza

Postup řešení u této varianty je stejný jako u předchozí varianty s použitím identické tepny. Jelikož však v cévní protéze vznikají jak tahová, tak i tlaková napětí nevystačíme si s lineárním modelem materiálu, který je schopný pracovat pouze s jedním modulem pružnosti stejným pro tah i tlak. Tento problém byl částečně vyřešen v několika iteračních krocích. V prvním kroku byl předepsán modul pružnosti v tahu pro celou protézu. V další iteraci je po provedení celého výpočtu (11 kroků podle 2. varianty s biologickou náhradou) v prvcích se zápornou objemovou změnou ( $e = \varepsilon_x + \varepsilon_y + \varepsilon_z < 0$ ) nahrazen modul pružnosti v tahu modulem pružnosti v tlaku. Toto následně opakujeme v několika dalších iteračních krocích. Iterační cyklus by měl skončit v okamžiku, kdy modul pružnosti v každém elementu odpovídá jeho znaménku objemové změny (tah nebo tlak). V našem případě po několika iteračních cyklech docházelo ke zborcení sítě vlivem velmi nízké tuhosti protézy v tlaku, takže byl výpočet ukončen v kroku, kdy ještě došlo ke konvergenci výpočtu.

### 6.5.3 3. varianta (spojení chirurgickým stehem)

#### a) Náhrada identickou tepnou

Postup řešení:

1. Vytvořím geometrii
2. Předepíši STANDARD kontakt na stykové plochy a na vzdálených okrajích tepny a náhrady nulové posuvy ve směru osy y
3. Do uzlů předepíši deformační podmínku ve směru osy x, aby se vytvořil přírubový tvar
4. Do nedeformovaného (vzdáleného) konce tepny předepíši posuv v ose y tak, aby došlo k prvotnímu kontaktu

5. Tlakem zatímím dotýkající se části, aby se kontakt rozšířil po celé ploše příruby
6. V místě předpokládaného stehu svázu posuvy příslušejících uzlů a odstraním tlakové zatížení na přírubové části
7. V uzlech s předepsanou deformační podmínkou v ose x tuto podmínku přepíši na menší hodnoty (hodnoty, při kterých dojde ke konvergenci výpočtu)
8. V těchto uzlech zjistím reakční síly v ose x a tyto síly do těchto uzlů předepíši
9. Postupně odstraním předepsanou deformační podmínku v ose x
10. Postupně odstraňuji předepsané reakční síly, aby co nejméně ovlivňovaly výsledky výpočtu a zároveň došlo ke konvergenci tohoto výpočtu
11. Tepnu i protézu zatímím vnitřním konstantním tlakem 20 kPa

#### b) Cévní protéza

Postup řešení je shodný jako u 2. varianty pouze s tím rozdílem, že modelujeme spojení chirurgickým stehem (svázáním posuvů příslušejících uzlů).

## 6.6 Hodnocení rizika mezního stavu

Informace zde použité jsem čerpal ze zdroje [8].

Protože se jedná o kompozitní materiál, musíme se zabývat nejen velikostí jednotlivých napětí, ale i směrem jejich působení. Pro vyhodnocení výsledků jsem zvolil kritérium maximálních hlavních napětí, které zohledňuje fakt, že jednotlivé složky tenzoru napětí působí v různých směrech a vyvolávají porušení odlišnými mechanismy.

### 6.6.1 Teorie maximálního napětí

K porušení materiálu dochází, když některá ze složek napětí v hlavních materiálových rovinách překročí příslušnou mezní hodnotu. K porušení nedochází, pokud platí tyto nerovnosti (6.2), (6.3), (6.4):

$$\sigma_{PdL} < \sigma_L < \sigma_{PtL} \quad (6.2); \quad \sigma_{PdT} < \sigma_T < \sigma_{PtT} \quad (6.3); \quad |\tau_{LT}| < \tau_P \quad (6.4)$$

Nejsou-li splněny všechny uvedené nerovnosti, nastane porušení materiálu. Z důvodu toho, že nebyla dohledatelná lepší data tepny, vyhodnocuji materiál tepny jako izotropní s mezními hodnotami napětí viz. (Tab. 6.1).

Tab. 6.1: Mezní hodnoty aorty podle [8]

Mezní hodnoty aorty	
Mez pevnosti	300-800 (kPa)
Max. přetvoření	50-100 (%)

Mezní hodnoty napětí cévních protéz se pohybují v řádech desítek MPa [13].

## 7 Analýza výsledků

### 7.1 Nastavení ANSYS řešiče

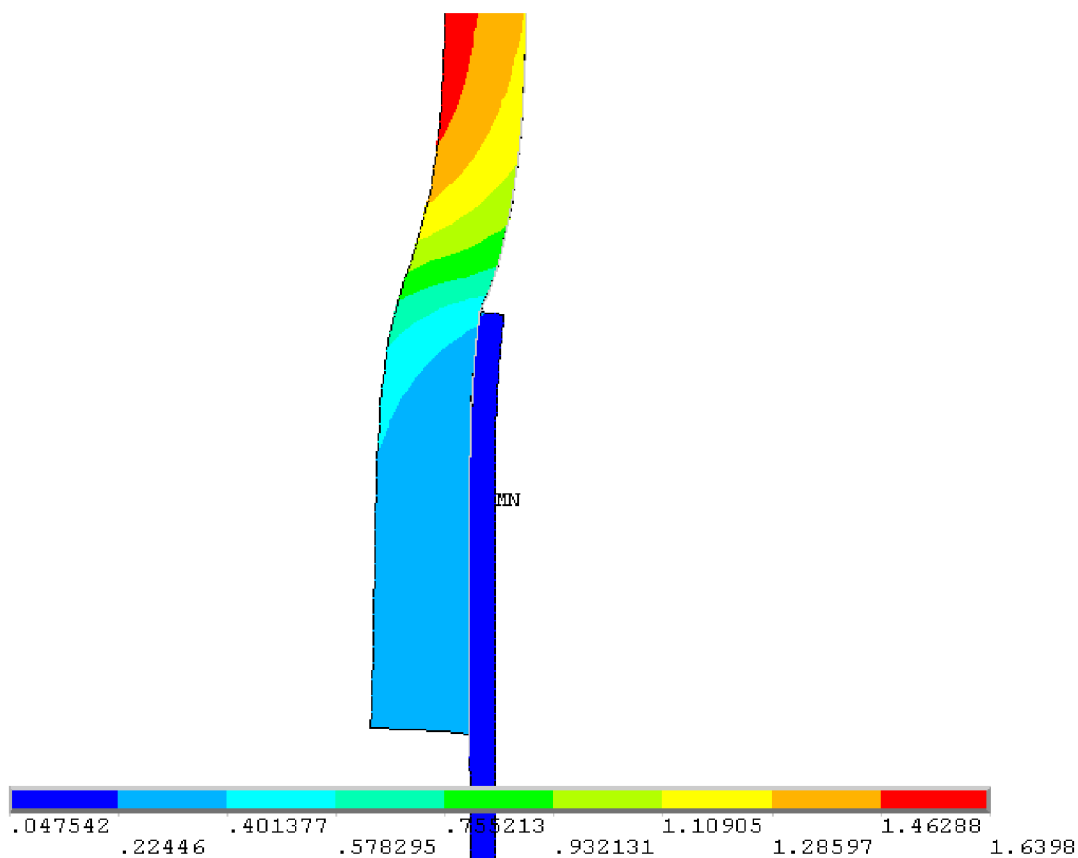
Z důvodu konvergence nelineární úlohy, byl pro výpočet výsledků použit iterační PCG řešič nabízený konečnoprvkovým programem ANSYS 13 a plná Newton Raphsonova procedura. Dále zde byly nastaveny velké deformace s automatickým krokováním s počtem kroků 10, minimálním počtem 5 a maximálním počtem 10000 kroků a s časem na konci zátěžného cyklu 10. Ostatní parametry byly ponechány na původních hodnotách.

### 7.2 Napjatost v okolí výsledné anastomózy

#### 7.2.1 1. varianta (lepený přeplátovaný spoj)

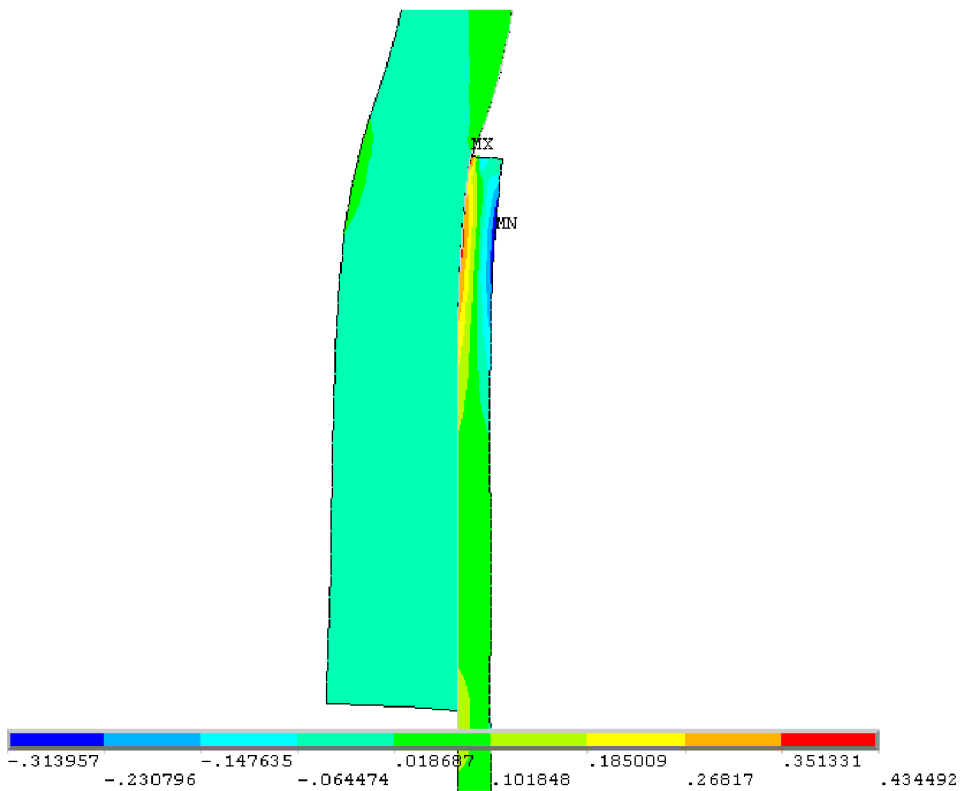
Tento spoj se v praxi nepoužívá, jelikož lepidla určená k tomuto účelu jsou zatím pouze předmětem výzkumu.

Na Obr. 7.1 jsou vykresleny radiální posuvy v oblasti řešené anastomózy. Z těchto výsledků je patrné, že se tepna deformuje vlivem svého materiálu až o dva řady víc než cévní protéza. Maximální radiální posuv tepny je 1,6 mm na vzdáleném konci a maximální posuv cévní protézy je 0,047 mm. Cévní protéza ovlivňuje posuv tepny v oblasti spoje, kde tepna dosahuje výsledného radiálního posuvu zhruba 0,22 mm.

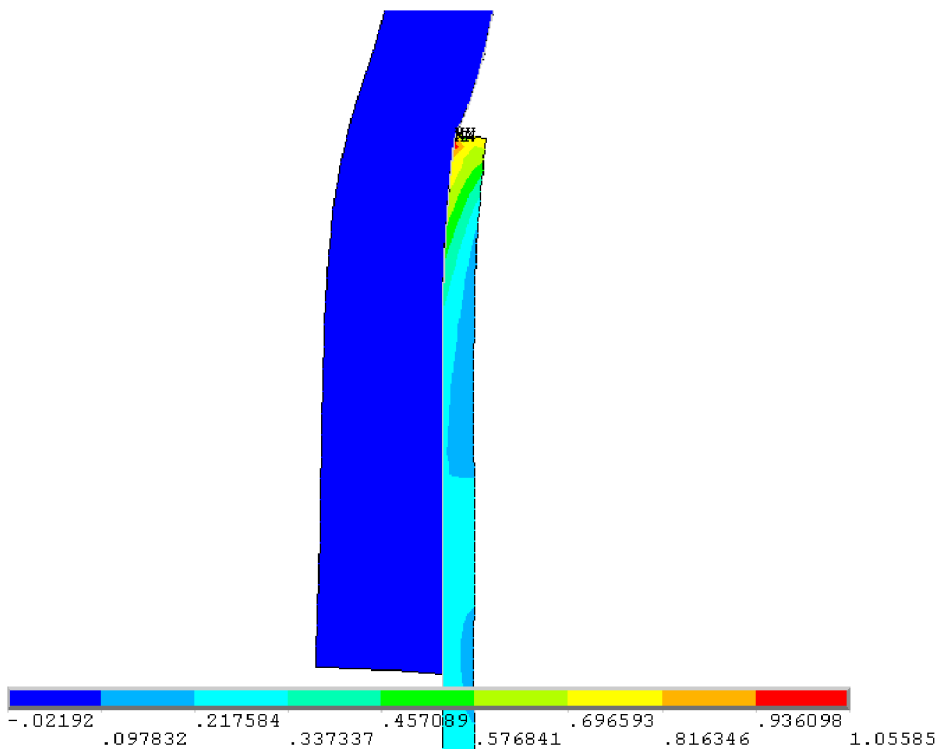


Obr. 7.1: Radiální posuv [mm] v místě spoje

Z Obr. 7.2 je patrné, že axiální napětí dosahují své největší hodnoty v cévní protéze 0,435 MPa, a to v oblasti styku s tepnou. V tepně se pak tato napětí pohybují v řádech desítek kPa v oblasti neovlivněné spojem.

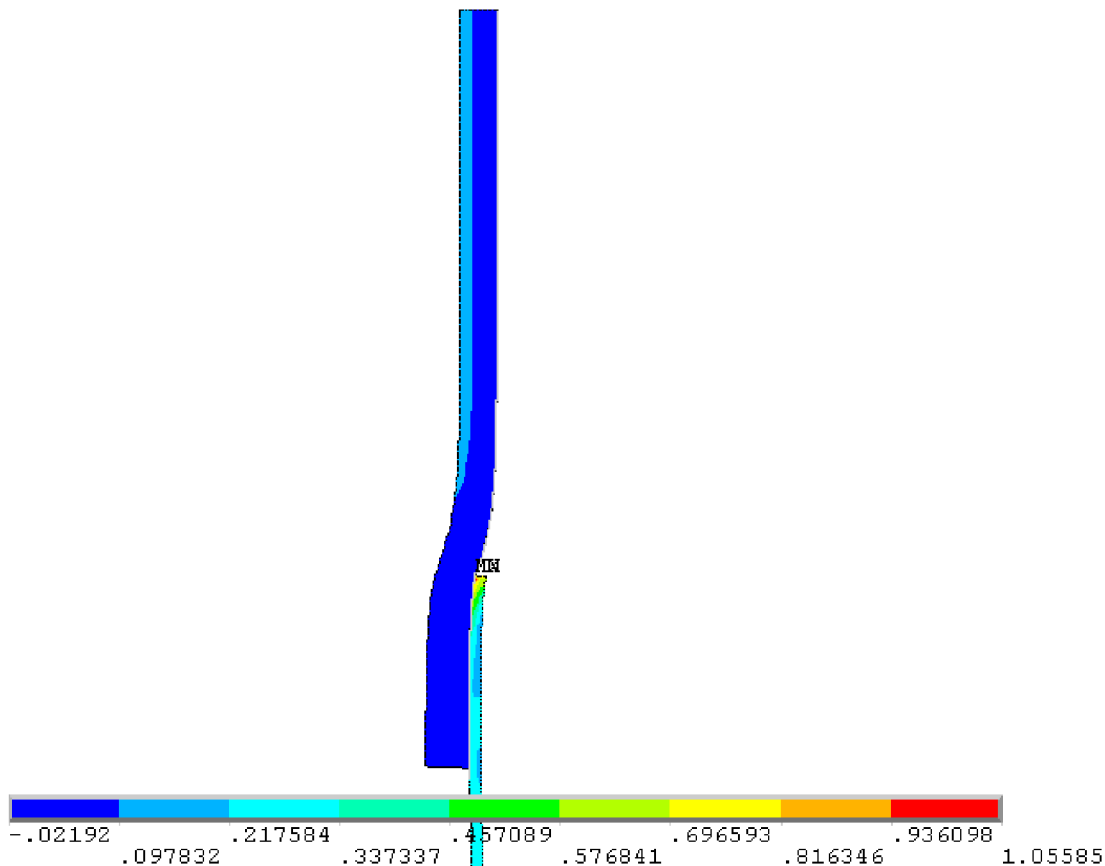


Obr. 7.2: Axiální napětí [MPa] v místě spoje



Obr. 7.3: Obvodová napětí [MPa] v místě spoje

Maximálních hodnot u tohoto spoje dosahuje u cévní protézy napětí obvodové (Obr. 7.3). Jeho hodnota je 1,05 MPa a je způsobena vlivem technologie vytvoření spoje. V tepně pak toto obvodové napětí dosahuje hodnot v řadech desítek kPa (Obr. 7.4). V obou případech se jedná o napětí hluboko pod limitními hodnotami příslušných materiálů, takže lze konstatovat, že takový typ spoje nevytváří riziko ruptury.

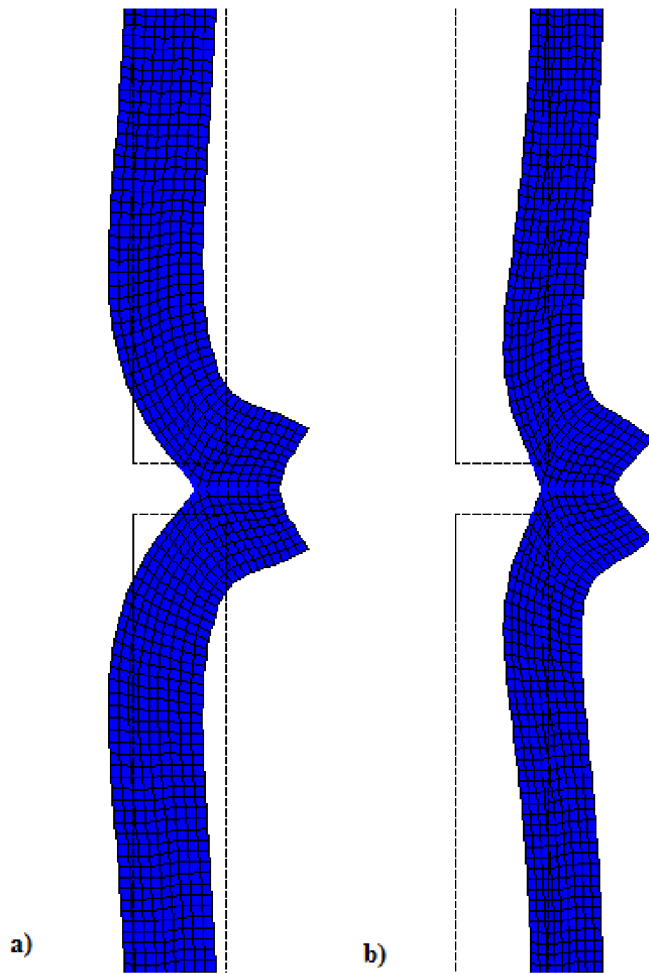


Obr. 7.4: Průběh obvodového napětí [MPa] v stěně tepny

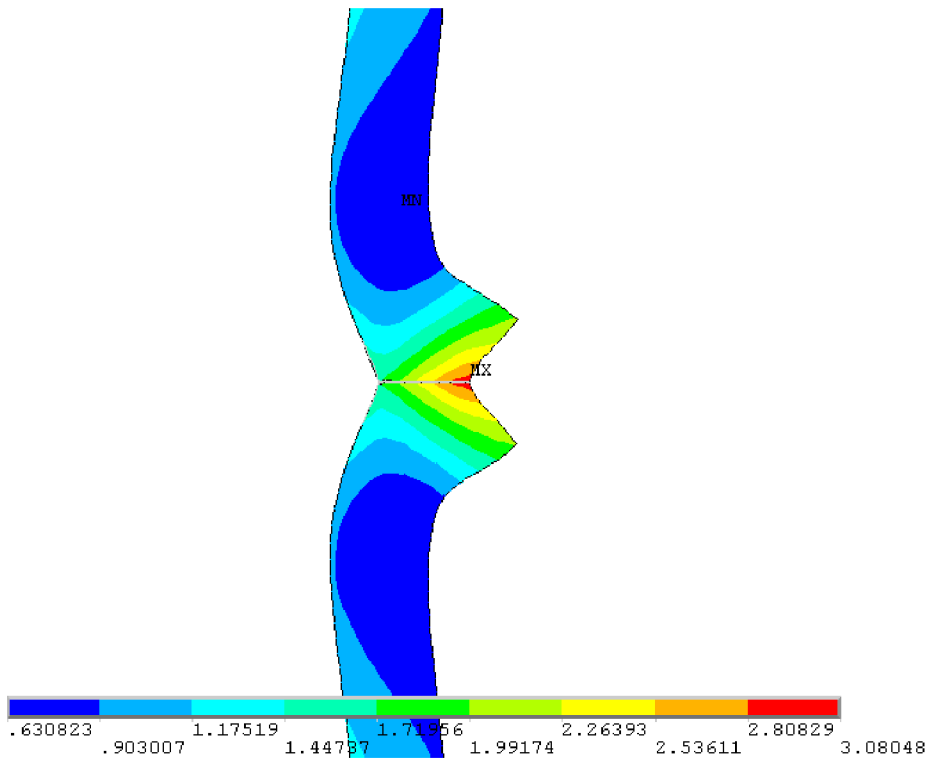
## 7.2.2 2. varianta (lepený spoj tvaru příruby)

### a) Náhrada identickou tepnou

U této varianty anastomózy se tepna i náhrada deformují stejně (Obr. 7.5) s maximálním radiálním posuvem  $u_x = 3$  mm (Obr. 7.6) v místě spoje, jelikož se jedná o dvě identické tepny se stejnou geometrií a modelem materiálu.



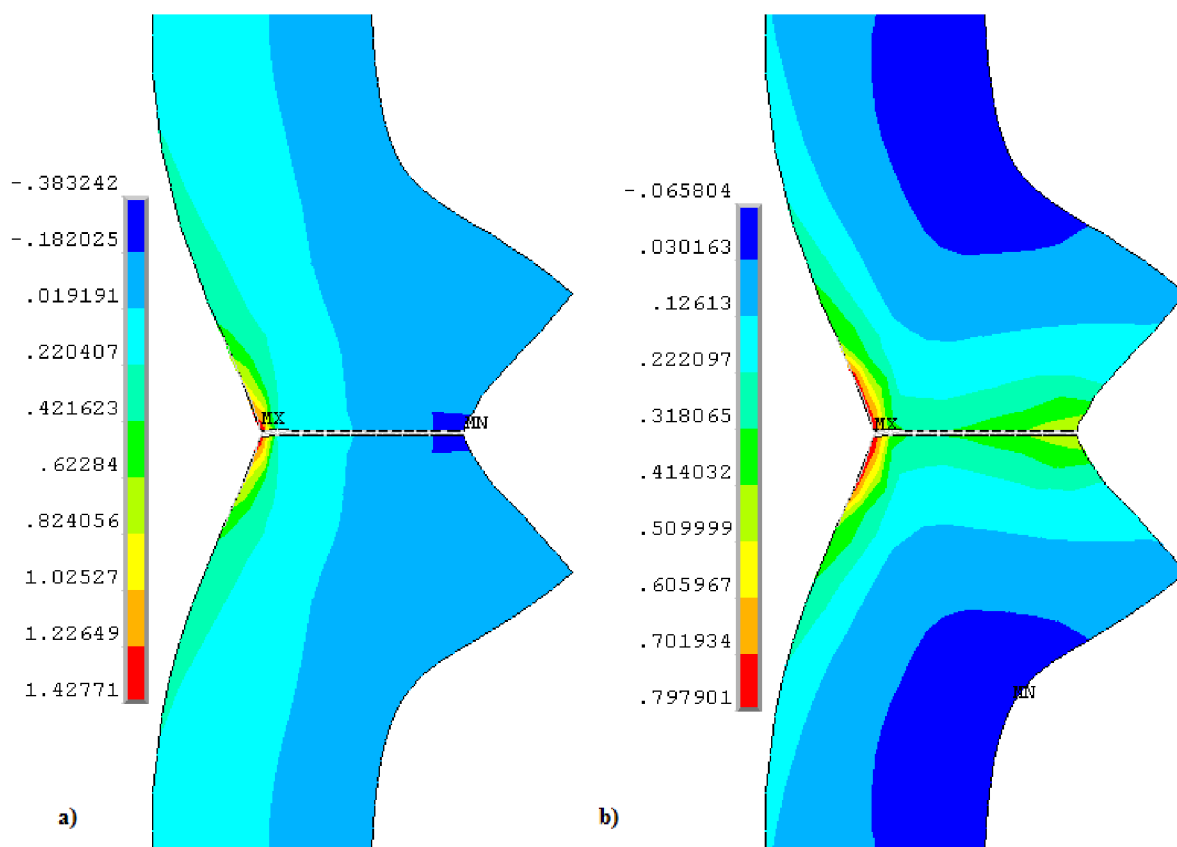
Obr. 7.5: Deformovaný a nedeformovaný tvar: a) před zatížením b) po zatížení tlakem 20 kPa



Obr. 7.6: Radiální posuv [mm] v místě spoje



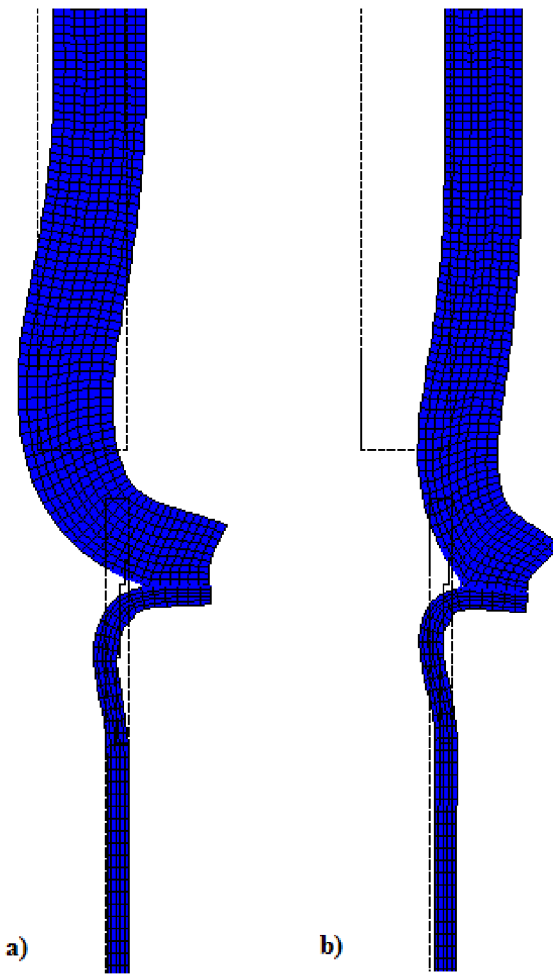
Vlivem lepeného spoje vznikají na vnitřní straně anastomózy velké koncentrace axiálních a obvodových napětí (Obr. 7.7), což není v souladu s reálným chirurgickým provedením spoje. Hodnota maximálního axiálního napětí je 1,42 MPa a obvodového napětí 0,798 MPa. Tyto hodnoty jsou již srovnatelné s obvyklou pevností cévní stěny, ale v důsledku nedokonalého modelu je nelze považovat za realistické.



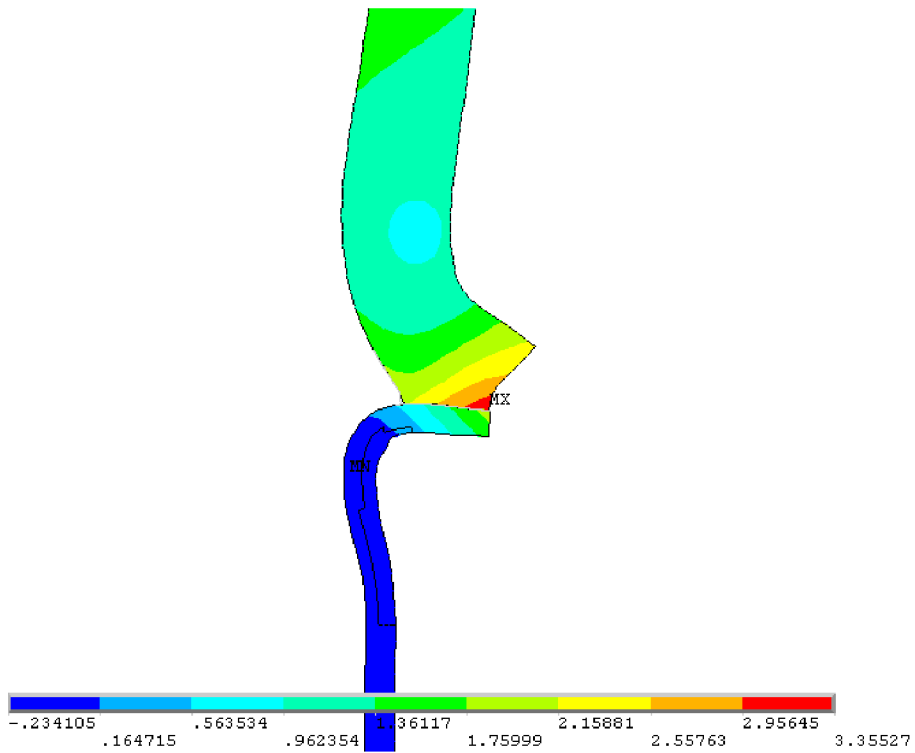
Obr. 7.7: Průběh napětí [MPa] v místě spoje: a) axiální napětí b) obvodové napětí

#### b) Cévní protéza

Na Obr. 7.8 je zobrazen deformovaný a nedeformovaný tvar výsledné anastomózy před a po zatížení tlakem 20 kPa, kde můžeme pozorovat, jak ovlivňují přeepsané hodnoty parametrů materiálu výsledný tvar anastomózy. Po zatížení dosahovaly hodnoty radiálního posuvu v tepně  $u_x = 3,4$  mm a v protéze hodnoty  $u_x = 1,8$  mm (Obr. 7.9), což jsou hodnoty nižší než u předchozí varianty s náhradou identickou tepnou.

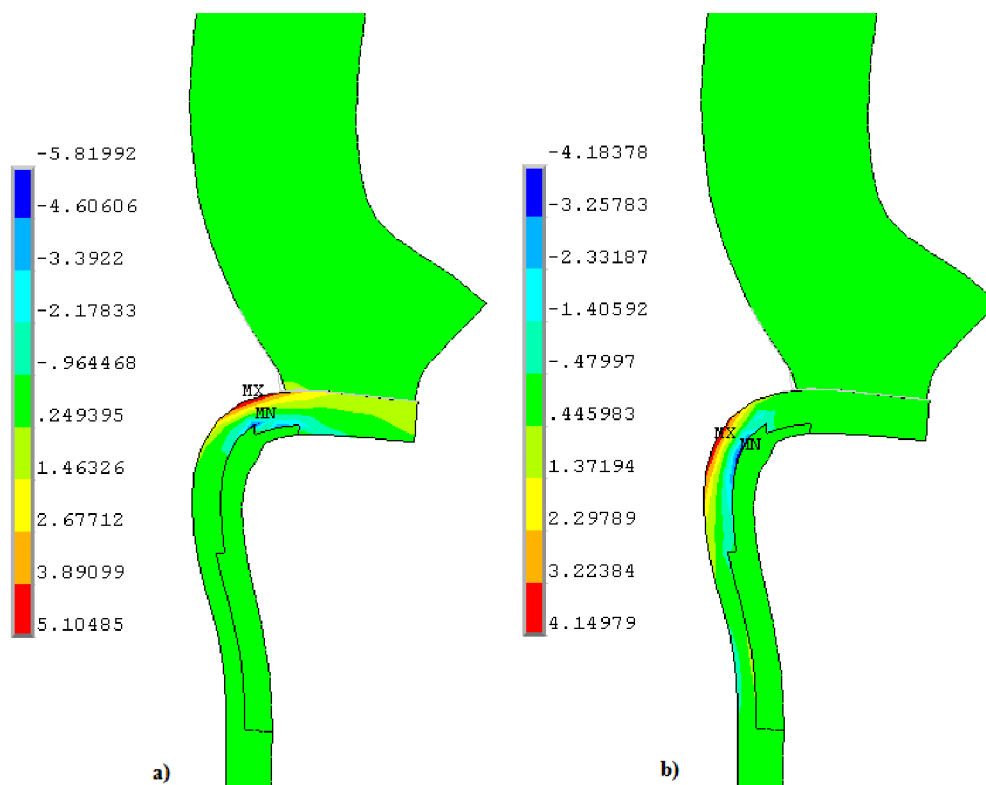


Obr. 7.8: Deformovaný a nedeformovaný tvar: a) před zatížením b) po zatížení tlakem 20 kPa



Obr. 7.9: Radiální posuv [mm] v místě spoje

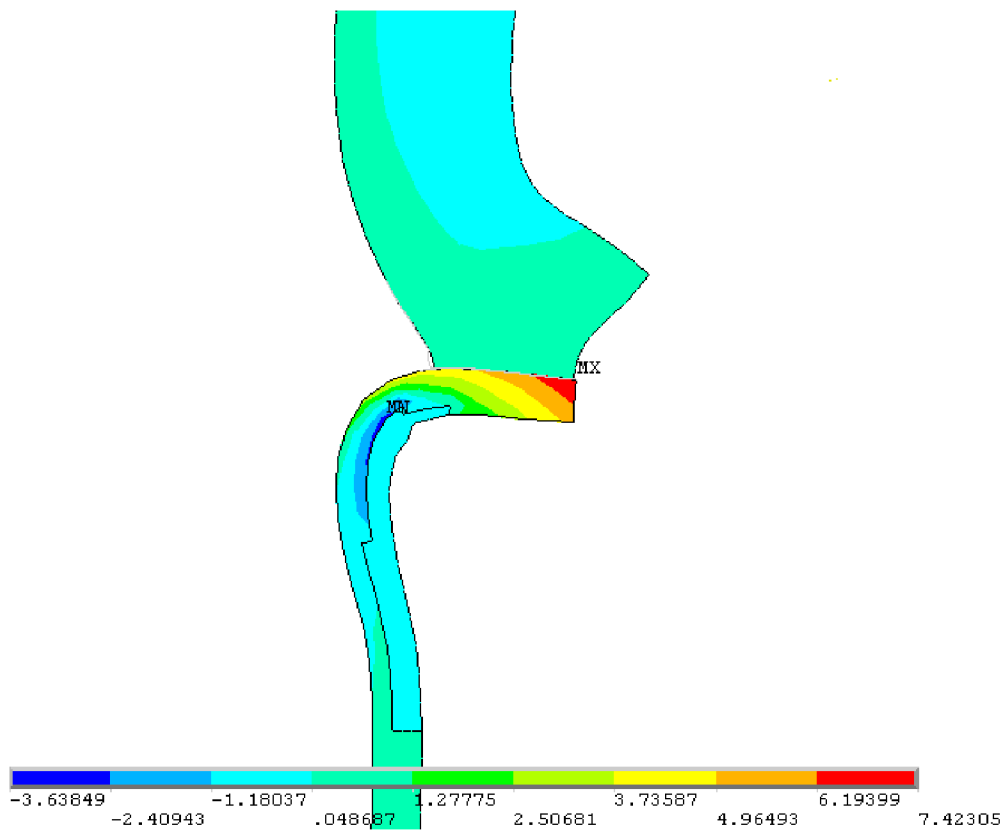
Z vykreslení průběhu napětí v místě spoje (Obr. 7.10) je patrné, že v protéze jsou velikosti radiálních napětí vyšší než hodnoty napětí axiálního. Maximální hodnota radiálního napětí je 5,1 MPa a obvodového napětí 4,1 MPa. Je to způsobeno z toho důvodu, že při deformaci těles se souřadné systémy uzlů nenatáčejí, proto se při vykreslení radiálního napětí zobrazují v deformované části napětí ve směru původních (nedeformovaných) axiálních vláken.



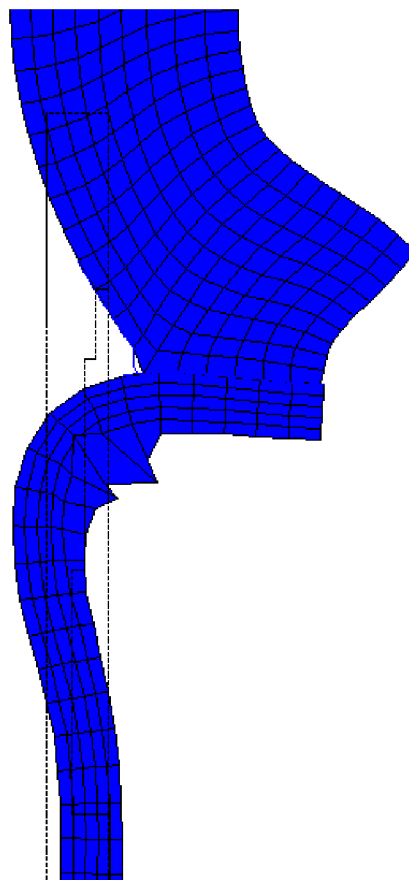
Obr. 7.10: Průběh napětí [MPa] v místě spoje: a) radiální napětí b) axiální napětí

U použité cévní protézy bylo dosaženo na jejím konci velmi vysokých hodnot obvodového napětí (Obr. 7.11). Tento fakt je způsoben vysokými radiálními posuvy a velkými reakčními silami, které zde byly ponechány z důvodu konvergence výpočtu. Při odstraňování těchto sil totiž docházelo k borcení sítě vlivem velmi nízké tuhosti protézy v tlaku (Obr. 7.12).

V tepně nabývají hodnoty obvodových napětí v místě spoje velikosti kolem 50 kPa, což jsou hodnoty několikanásobně nižší než je její maximální mezní hodnota (Tab. 6.1).



*Obr. 7.11: Průběh obvodových napětí [MPa] v místě spoje*

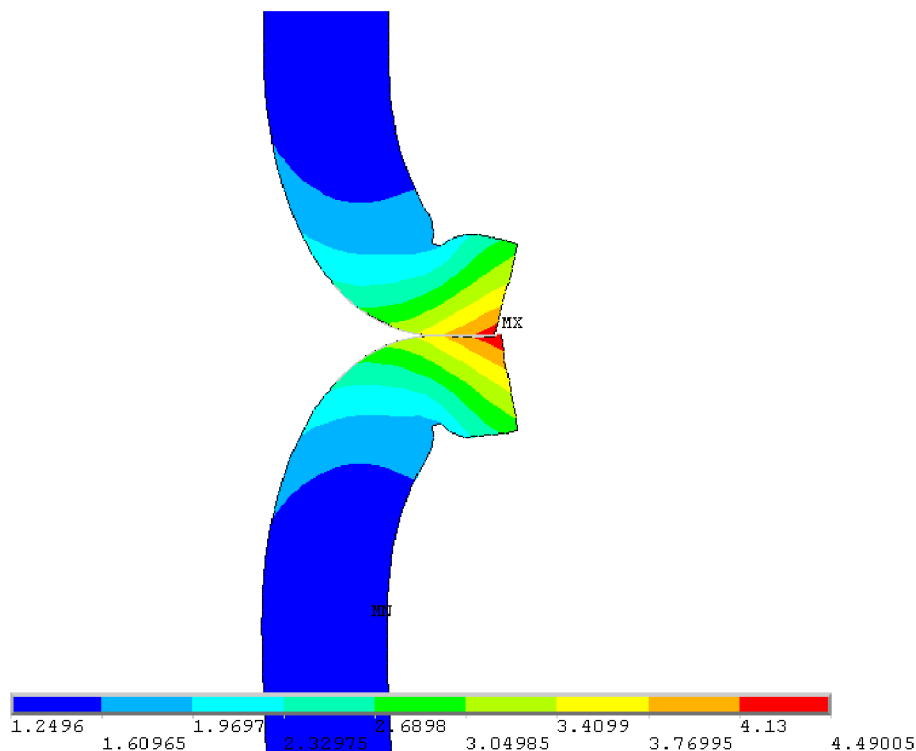


*Obr. 7.12: Zborcení sítě*

### 7.2.3 3. varianta (spojení chirurgickým stehem)

#### a) Náhrada identickou tepnou

Výsledného tvaru spojení bylo dosaženo svázáním posuvů příslušejících uzlů, bez užití lepeného (bonded) kontaktu, který značně nepříznivě ovlivňoval oblast v okolí řešené anastomózy. Hodnoty radiálního posuvu byly jak u tepny tak náhrady přibližně shodné  $u_x \approx 4$  mm (Obr. 7.13).

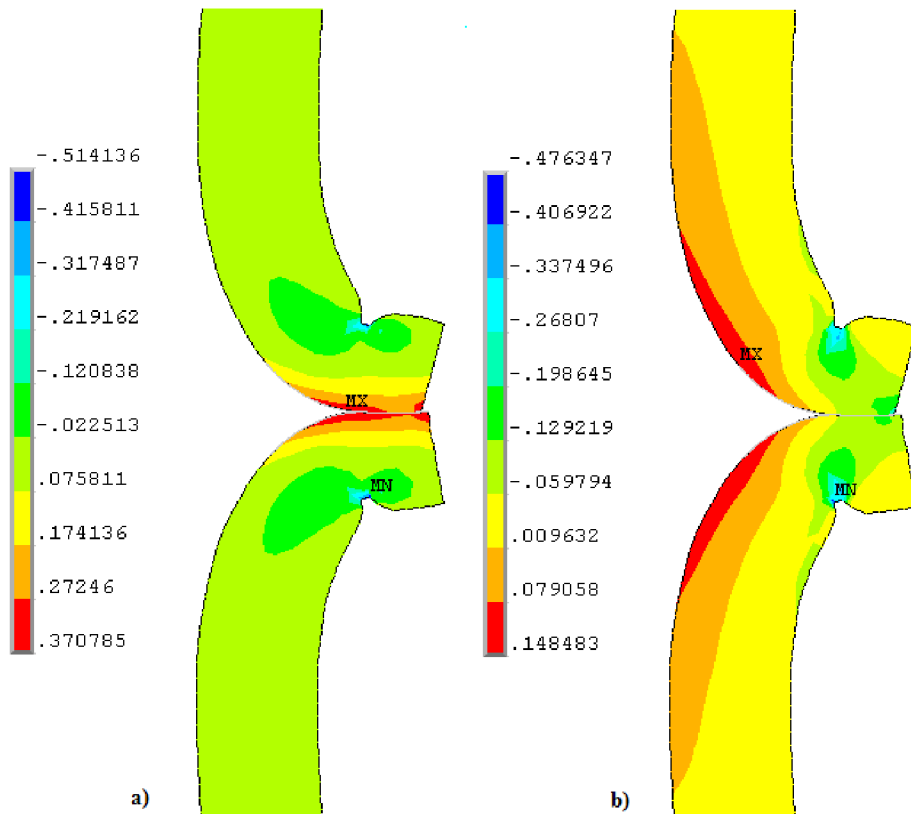


Obr. 7.13: Radiální posuv [mm] v místě spoje

Vykreslením průběhu napětí v místě spoje (Obr. 7.14) je patrné, že tepna i náhrada jsou namáhány téměř stejnými hodnotami napětí, protože se jedná o identické tepny se stejnými geometrickými a materiálovými parametry. Maximální hodnota radiálního napětí je 370 kPa a axiálního napětí 150 kPa. Je to opět způsobeno tím, že při deformaci těles se souřadné systémy uzlů nenatáčejí, proto se při vykreslení radiálního napětí zobrazují v deformované části napětí ve směru původních (nedeformovaných) axiálních vláken.

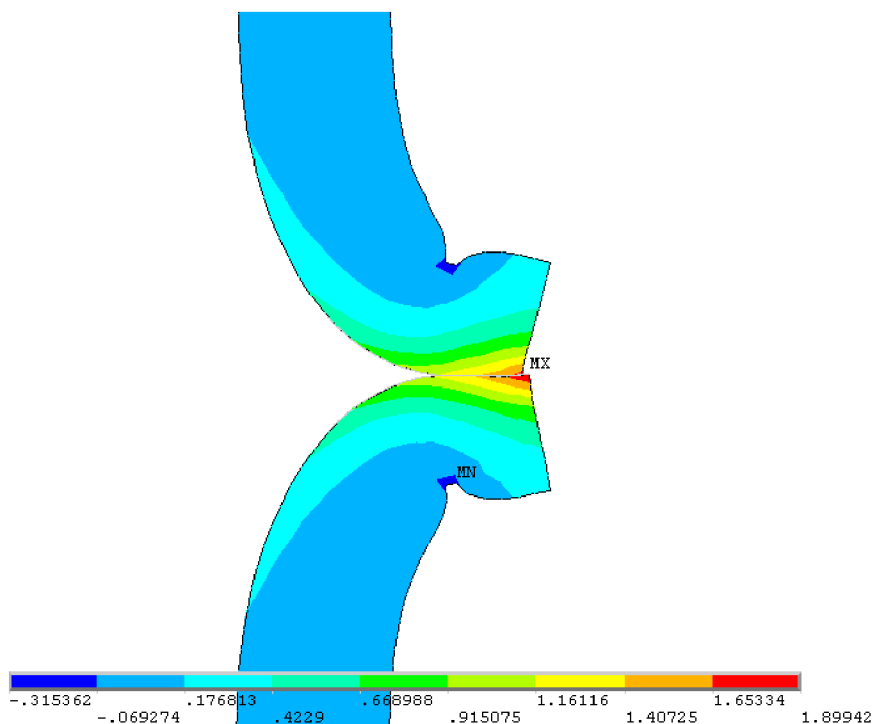
Na Obr. 7.14 a) je vidět i ta skutečnost, že se ohyb lokalizuje především pod simulovaným stehem. Můžeme zde také pozorovat, že se vlivem stehu v místě jeho zařezání objevila tlaková napětí o maximální hodnotě 500 kPa.

Zmíněná výsledná napětí tedy nabývají nižších hodnot než je maximální mezní hodnota tepny (Tab. 6.1).



Obr. 7.14: Průběh napětí [MPa] v místě spoje: a) radiální napětí b) axiální napětí

Největších hodnot v místě anastomózy nabývá napětí obvodové, a to hodnoty 1,8 MPa (Obr. 7.15). Je to způsobeno velkými radiálními posuvy na vnější části anastomózy, ve zbytku řešené anastomózy však obvodová napětí nabývají hodnot pohybujeících se pod úrovní mezní hodnoty tepny (Tab. 6.1).

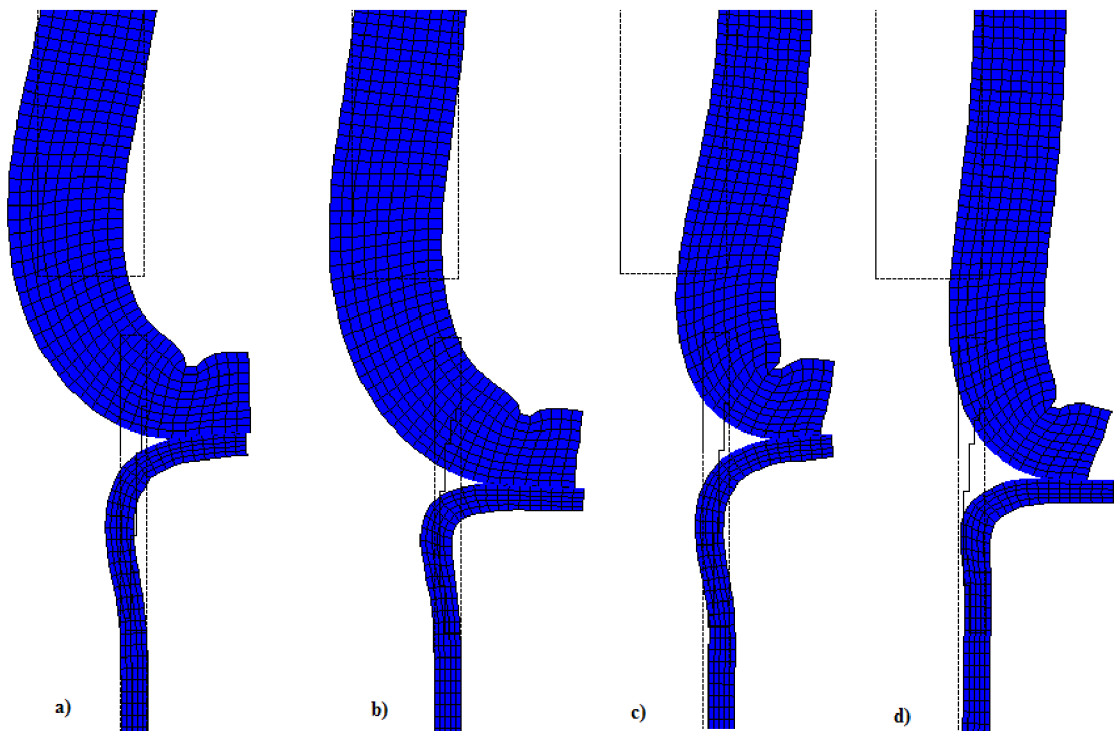


Obr. 7.15: Průběh obvodových napětí [MPa] v místě spoje

a) Cévní protéza

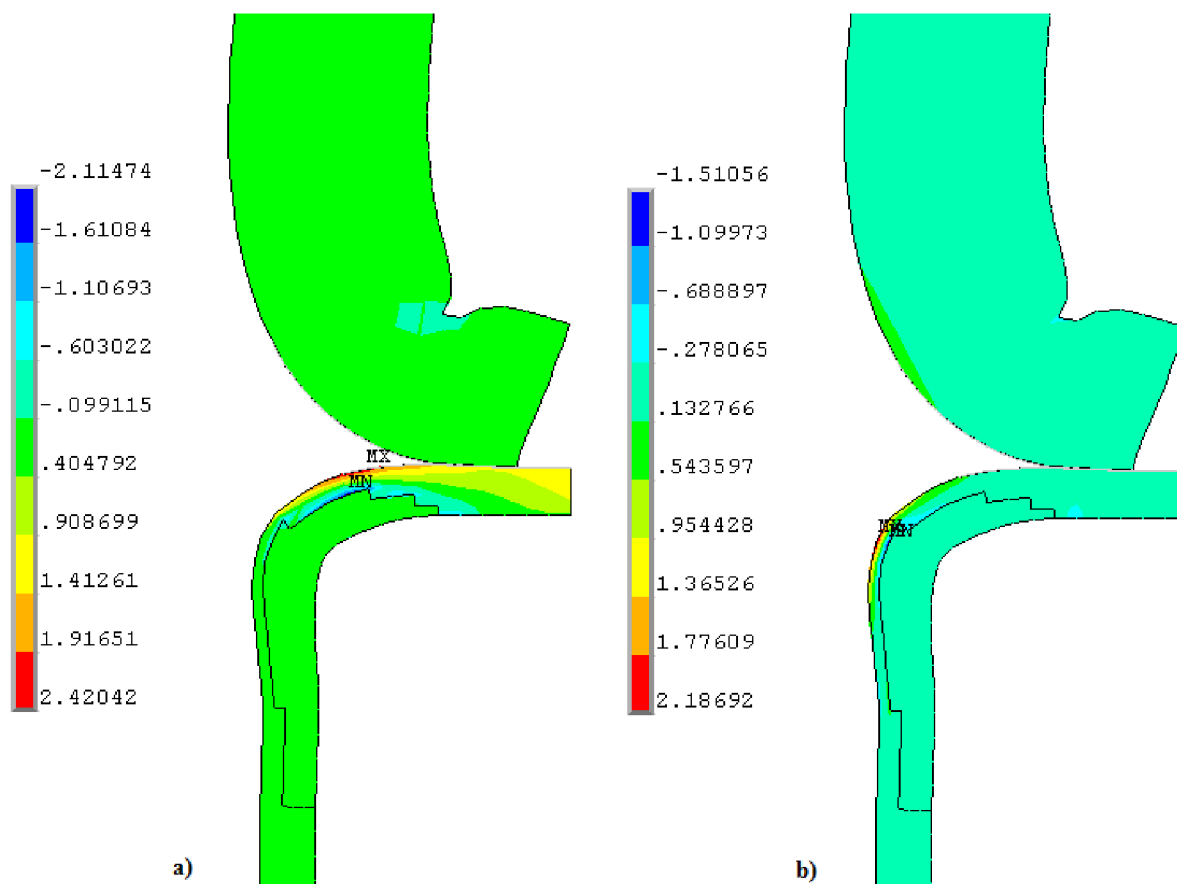
Tohoto typu spojení bylo dosaženo svázáním posuvů příslušejících uzlů. Z Obr. 7.16 je patrné, že vlivem svázání posuvů příslušejících uzlů bylo sice dosaženo potřebného efektu spojení obou částí anastomózy, ale současně zabráněno natáčení spojených částí tepny i protézy za simulovaným stehem. Na rozdíl od spojení dvou identických tepen v příp. a) je zde tento efekt významný, především při iteračním přepisování parametrů materiálu v prvcích se zápornou objemovou změnou, kdy se protéza stává mnohem poddajnější. Tím se výsledný tvar anastomózy nemůže shodovat s realitou a tato odlišnost představuje omezení daného modelu.

Radiální posuvy v místě spoje u tohoto typu spojení nabývaly hodnot u tepny  $u_x = 3,5$  mm a v protéze  $u_x = 2,5$  mm.

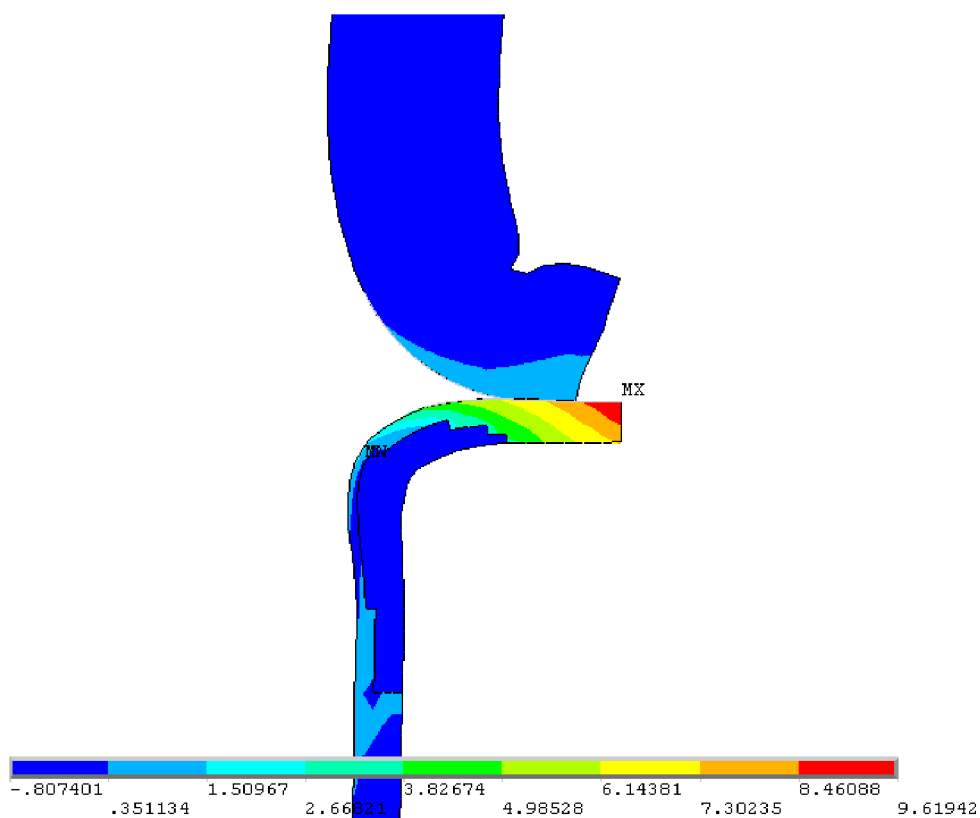


Obr. 7.16: Deformovaný a nedeformovaný tvar: a) před zatížením 1. iterace b) před zatížením poslední iterace c) po zatížení vnitřním tlakem 1. Iterace d) po zatížení vnitřním tlakem poslední iterace

Z vykreslení průběhu napětí v místě spoje (Obr. 7.17) je patrné, že v protéze jsou velikosti radiálních napětí vyšší než hodnoty napětí axiálního. Maximální hodnota radiálního napětí je 2,4 MPa a obvodového napětí 2,2 MPa. Je to způsobeno ze stejného důvodu, jako u 2. varianty lepeného spoje s použitím protézy. Tam však nabývaly radiální a axiální napětí dvojnásobných hodnot (Obr. 7.10) než jsou u varianty se simulovaným chirurgickým stehem. Můžeme také pozorovat vznik tlakových napětí v místě zařezání stehu do tepny.



Obr. 7.17: Průběh napětí [MPa] v místě spoje: a) radiální napětí b) axiální napětí



Obr. 7.18: Průběh obvodových napětí [MPa] v místě spoje



Na konci protézy se opět vyskytují, stejně jako u lepeného spoje (Obr. 7.11) vysoké hodnoty obvodových napětí, a to až o velikosti 9,5 MPa (Obr. 7.18). Tento fakt je způsoben vysokými radiálními posuvy a velkými reakčními silami, které zde byly ponechány z důvodu konvergence výpočtu. Tyto síly jsou v tomto případě větší než u 2. varianty, což se odrazilo i na velikosti maximální hodnoty obvodového napětí, které je větší o 2 MPa. V teple nabývají hodnoty obvodových napětí v místě spoje velikosti kolem 350 kPa. Vzhledem k uvedeným omezením daného modelu však tato napětí nejsou reálná a nelze je proto hodnotit z hlediska rizika mezního stavu.

## 8 Závěr

V této diplomové práci jsem se zabýval deformačně-napěťovou analýzou anastomóz, což je jedním z mechanicky kritických míst při používání cévních protéz.

Jedním z cílů práce bylo vypracování literární rešerše v oblasti výpočtového modelování výsledné anastomózy. Tato rešerše byla zpracována v kapitole 5 a mapuje postupný vývoj výpočtového modelování anastomóz tepny s cévní protézou z hlediska deformačně-napěťových stavů, se zaměřením na spojení koncem ke konci (end-to-end), které bylo v této práci modelováno. Tato rešeršní část sloužila k pochopení dané problematiky a poskytla dostatek vstupních dat důležitých při realizaci řešeného problému. Na základě těchto dat byly zvoleny konstitutivní modely tepny a cévní protézy. Oba modely jsou dostupné v konečnoprvkovém programu ANSYS 13. Vlastnosti materiálu potřebné k realizaci výpočtu byly převzaty z měření provedených na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky VUT v Brně. Tvorbou této rešerše se mi podařilo nalézt chybu při přebírání parametrů v práci *Ngoepe a kolektiv [25]*, kteří parametry materiálu protézy přebírali z práce *Li a kolektivu [26]*.

V další části práce jsem se zabýval vytvořením výpočtového modelu anastomózy tepny s cévní náhradou. Výsledkem byly tři modely geometrie: lepený přeplátovaný spoj, lepený spoj tvaru příruby a spoj chirurgickým stehem, řešené jak pro spojení identických tepen, tak pro pletenou cévní protézu.

Varianta lepeného přeplátovaného spoje je variantou nejjednodušší a vykazuje nejmenší hodnoty napětí. Tento spoj se však v praxi nepoužívá, jelikož lepidla určena k tomuto účelu jsou zatím pouze předmětem výzkumu.

Druhou variantou byl lepený spoj tvaru příruby. Tento typ spoje vykazoval u náhrady identickou tepnou na vnitřní straně anastomózy nerealistických velikostí napětí, které jsou způsobeny nedokonalostí tohoto modelu. U použité cévní protézy bylo dosaženo, na jejím konci, velmi vysokých hodnot obvodového napětí. Tento fakt je vyvolán vysokými radiálními posuvy, jež byly způsobeny velkými reakčními silami, které zde byly ponechány z důvodu konvergence výpočtu. Při odstraňování těchto sil totiž docházelo k borcení sítě vlivem velmi nízké tuhosti protézy v tlaku.

Třetí variantou spojení bylo spojení chirurgickým stehem. Tohoto spojení bylo dosaženo svázáním posuvů příslušejících uzlů. Vlivem toho se objevila tlaková napětí v místě zařezání stehu o maximální hodnotě 500 kPa. Při použití cévní protézy svázání posuvů zabránilo projevům ohybových účinků na konci protézy v části za simulovaným stehem. Proto se na konci protézy opět vyskytují nereálně vysoké hodnoty obvodových napětí, a to až velikosti 9,5 MPa.

Při spojení dvou identických tepen bez užití lepeného (bonded) kontaktu, který značně nepříznivě ovlivňoval oblast v okolí řešené anastomózy, bylo dosaženo nejrealističtějších výsledků. Podařilo se zde totiž odstranit předepsanou deformační podmínku v ose  $x$  a téměř všechny reakční síly, které byly v předcházejících případech v uzlech ponechány z důvodu konvergence výpočtu a nepříznivě tak ovlivňovaly výsledná napětí. Ta se pak pohybovala pod mezními hodnotami materiálu, což je v souladu s klinickou zkušeností.

## 9 Seznam použité literatury

- [1] McCRACKEN, Thomas O.; WALKER, Richard; GRIFITHS, Martin. *New Atlas of Human Anatomy*. Lucie Ryšavá, Jana Moravcová. Praha: Columbus, spol. s.r.o., 2002. 239 s.
- [2] KRAJÍČEK, Milan, et al., *Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007. 436 s. ISBN 978-80-247-0607-8.
- [3] Kxcad: ANSYS. *Kxcad* [online]. [cit. 2012-05-19]. Dostupné z: <http://www.kxcad.net/ansys/index.htm>
- [4] Petruška J.: Studijní opory VUT FSI UMT. *Nelineární úlohy mechanika v MKP*. Dostupné z: <http://www.umt.fme.vutbr.cz/cz/studium/studijni-materialy.html>
- [5] Šiklův ústav patologie LF UK a FN Plzeň. [online]. 2009/2010 [cit. 2012-05-10]. Přednášky: Přehled patologie krevních cév kromě aterosklerózy, Patologie aterosklerózy. Dostupné z WWW: <<http://www.sikluv-ustav-patologie.patologie.cz/vyuka/prednasky-vseob.html>>.
- [6] KRAJÍČEK, Milan. Filosofie a praxe cévních náhrad. *Medical Tribune* [online]. 2008, č. 9, [cit. 2012-05-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.tribune.cz/clanek/11776>>.
- [7] Výzkumný ústav pletářský [online]. 2007 [cit. 2010-05-24]. Dostupný z WWW: <<http://www.vup.cz/>>.
- [8] BURŠA, Jiří. *Výpočtové modelování problémů mechaniky živých a neživých těles z kompozitních materiálů umožňujících velké deformace*. Brno, 2005 [cit. 2012-05-10]. Habilitační práce. VUT Brno
- [9] JANÍČEK, Přemysl; PETRUŠKA, Jindřich. *Pružnost a pevnost II: Úlohy do cvičení*. 3. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2007. 182 s. ISBN 978-80-214-3441-7.
- [10] Oběhová soustava: Oběhová soustava člověka. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. [cit. 2012-05-08]. Dostupné z: [http://cs.wikipedia.org/wiki/Ob%C4%9Bhov%C3%A1\\_soustava](http://cs.wikipedia.org/wiki/Ob%C4%9Bhov%C3%A1_soustava)
- [11] Didaktická pomůcka (oběhová soustava). [online]. [cit. 2012-05-08]. Dostupné z: <http://didsom.webnode.cz/obehova-soustava/velky-a-maly-obeh/>
- [12] HOLZAPFEL, Gerhard A., Thomas C. GASSER a Ray W. OGDEN. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. *Journal of Elasticity*. roč. 61, 1/3, s. 1-48. ISSN 03743535. DOI: 10.1023/A:1010835316564. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/openurl.asp?id=doi:10.1023/A:1010835316564>
- [13] BURŠA, J.: Studijní opory VUT FSI UMT. *Biomechanika III*. Dostupné z: <http://www.umt.fme.vutbr.cz/cz/studium/studijni-materialy.html>
- [14] Vitalia: Hodný a zlý cholesterol. *Vitalia.cz* [online]. [cit. 2012-05-10]. Dostupné z: <http://www.vitalia.cz/clanky/hodny-a-zly-cholesterol/>

- [15] Medical-journal: Aneurysm and its symptoms. *Http://www.medical-journal.net* [online]. 2010 [cit. 2012-05-10]. Dostupné z: <http://www.medical-journal.net/diseases/aneurysm-and-its-symptoms/>
- [16] CHANDRAN, Krishnan B., et al. *Finite-element analysis of arterial anastomoses with vein, Dacron and PTFE grafts*. [online]. 1992 [cit. 2012-05-18]
- [17] QIU, Y. a J.M. TARBELL. *Computational Simulation of Flow in the End-to-End Anastomosis of a Rigid Graft and a Compliant Artery*. [online]. 1996, s. 702-709 [cit. 2012-05-10]. Dostupné z: [http://journals.lww.com/asaiojournal/Abstract/1996/09000/Computational\\_Simulation\\_of\\_Flow\\_in\\_the\\_End\\_to\\_End.78.aspx](http://journals.lww.com/asaiojournal/Abstract/1996/09000/Computational_Simulation_of_Flow_in_the_End_to_End.78.aspx)
- [18] MELBIN, J. a Paul C. HO. *Stress reduction by geometric compliance matching at vascular graft anastomoses*. [online]. 1997, s. 874-881 [cit. 2012-05-10]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9300112>
- [19] BALLYK, P.D., C. WALSH, J BUTANY a M OJHA. Compliance mismatch may promote graft-artery intimal hyperplasia by altering suture-line stresses. *Journal of Biomechanics* [online]. 1998, volume: 31, s. 229-237 [cit. 2012-05-18]. Dostupné z: <http://www.mendeley.com/research/compliance-mismatch-promote-graftartery-intimal-hyperplasia-altering-sutureline-stresses/>
- [20] CAVALCANTI, S. a A. TURA. *Hemodynamic and mechanical performance of arterial grafts assessed by numerical simulation: a design oriented study*. [online]. 1999, s. 175-185 [cit. 2012-05-18]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10027888>
- [21] RACHEV, A, E MANOACH, J BERRY a J.E MOORE. A Model of Stress-induced Geometrical Remodeling of Vessel Segments Adjacent to Stents and Artery/Graft Anastomoses. *Journal of Theoretical Biology* [online]. 2000, roč. 206, č. 3, s. 429-443 [cit. 2012-05-18]. ISSN 00225193. DOI: 10.1006/jtbi.2000.2143. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002251930092143X>
- [22] ZIDI, M. a M. CHEREF. Mechanical analysis of a prototype of small diameter vascular prosthesis: numerical simulations. *Computers in Biology and Medicine* [online]. 2003, roč. 33, č. 1, s. 65-75 [cit. 2012-05-18]. ISSN 00104825. DOI: 10.1016/S0010-4825(02)00059-8. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0010482502000598>
- [23] BURŠA, J., RYŠAVÝ, P., LEBIŠ, R. Stress- Strain Analysis in Anastomoses of Arteries with Vascular Grafts. In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. Sydney, Australia: International Federation of Medical and Biological Engineering, 2003. s. 223:15. 07B ( s.) ISBN: 1-877040-14- 2
- [24] KUDOVÁ, Š. *Deformačně-napětíová 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.
- [25] NGOEPE, M. N., B. D. REDDY, D. KAHN, C. MEYER, P. ZILLA a T. FRANZ. A Numerical Tool for the Coupled Mechanical Assessment of Anastomoses of PTFE Arterio-

venous Access Grafts. *Cardiovascular Engineering and Technology* [online]. 2011, roč. 2, č. 3, s. 160-172 [cit. 2012-05-18]. ISSN 1869-408x. DOI: 10.1007/s13239-011-0045-7. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/s13239-011-0045-7>

[26] LI, X-M, SE RITTGERS, D. KAHN, C. MEYER, P. ZILLA a T. FRANZ. Computational simulation of biomechanics in e-PTFE and venous Miller's cuffs: Implications for intimal hyperplasia. *Journal of Medical Engineering* [online]. 2005, roč. 29, č. 4, s. 187-196 [cit. 2012-05-18]. ISSN 0309-1902. DOI: 10.1080/03091900412331286387. Dostupné z: <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.1080/03091900412331286387>

[27] HOLZAPFEL, Gerhard A., Thomas C. GASSER a Ray W. OGDEN. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and comparative study of material models. *Journal of Elasticity* [online]. roč. 61, 1/3, s. 1-48 [cit. 2012-05-19]. ISSN 03743535. DOI: 10.1023/A:1010835316564. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/openurl.asp?id=doi:10.1023/A:1010835316564>

[28] RAGHAVAN, M. L. a David A. VORP. Toward a biomechanical tool to evaluate rupture potential of abdominal aortic aneurysm: identification of a finite strain constitutive model and evaluation of its applicability. *Journal of Biomechanics* [online]. 2000, č. 33, s. 475-482 [cit. 2012-05-10]. Dostupné z: <http://www.mendeley.com/research/toward-a-biomechanical-tool-to-evaluate-rupture-potential-of-abdominal-aortic-aneurysm-identification-of-a-finite-strain-constitutive-model-and-evaluation-of-its-applicability/>

## 10 Seznam použitých zkratk a symbolů

MKP		metoda konečných prvků
CO <sub>2</sub>	[-]	oxid uhličitý
W	[Jm <sup>-3</sup> ]	měrná deformační energie
S <sub>ij</sub>	[-]	složky 2. Piola-Kirchhoffova tenzoru napětí
E <sub>ij</sub>	[-]	složky Green-Lagrangeova tenzoru přetvoření
dF <sub>0i</sub>	[N]	elementární síla vztažena na nedeformovanou plochu
x <sub>j</sub>	[m]	deformovaná geometrie
u <sub>ijk</sub>	[m]	deformovaná geometrie
X <sub>jk</sub>	[m]	nedeformovaná výchozí geometrie
λ <sub>123</sub>	[-]	poměrná protažení
ε <sub>log</sub>	[-]	logaritmické přetvoření
ε <sub>sm</sub>	[-]	smluvní přetvoření
σ <sub>sk</sub>	[Pa]	skutečné napětí
σ <sub>sm</sub>	[Pa]	smluvní napětí
$\bar{I}_1$	[-]	modifikovaný první invariant pravého Cauchy-Greenova tenzoru deformace
$\bar{I}_2$	[-]	modifikovaný druhý invariant pravého Cauchy-Greenova tenzoru deformace
d	[Pa <sup>-1</sup> ]	parametr nestlačitelnosti materiálu
J	[Pa]	třetí invariant tenzoru deformačního gradientu
c <sub>10</sub>	[Pa]	materiálový parametr
c <sub>01</sub>	[Pa]	materiálový parametr
c <sub>20</sub>	[Pa]	materiálový parametr
c <sub>11</sub>	[Pa]	materiálový parametr
c <sub>02</sub>	[Pa]	materiálový parametr
K	[Pa]	objemový modul pružnosti
μ <sub>123</sub>	[Pa]	materiálový parametr
α <sub>123</sub>	[-]	materiálový parametr
e	[-]	objemová změna
ε <sub>xyz</sub>	[-]	přetvoření v ose x, y a z
σ <sub>PdL</sub>	[Pa]	mez pevnosti v tlaku v podélném směru
σ <sub>L</sub>	[Pa]	normálové napětí v podélném směru
σ <sub>PtL</sub>	[Pa]	mez pevnosti v tahu v podélném směru
σ <sub>PdT</sub>	[Pa]	mez pevnosti v tlaku v příčném směru
σ <sub>T</sub>	[Pa]	normálové napětí v příčném směru
σ <sub>PtT</sub>	[Pa]	mez pevnosti v tahu v příčném směru
τ <sub>LT</sub>	[Pa]	smykové napětí v rovině rovnoběžné s podélným směrem
τ <sub>P</sub>	[Pa]	mez pevnosti ve smyku