



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

## ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

## VLIV ZBYTKOVÝCH NAPĚTÍ A ROZVINUTÍ VZORKU TEPNY NA JEJÍ MECHANICKOU ODEZVU

IMPACT OF RESIDUAL STRESSES AND UNCOILING OF ARTERIAL SPECIMEN ON ITS MECHANICAL  
RESPONSE

### DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Ondřej Sochor

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Jiří Burša, Ph.D.

BRNO 2023



## Zadání diplomové práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	<b>Bc. Ondřej Sochor</b>
Studijní program:	Inženýrská mechanika a biomechanika
Studijní obor:	Biomechanika
Vedoucí práce:	<b>prof. Ing. Jiří Burša, Ph.D.</b>
Akademický rok:	2022/23

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

### **Vliv zbytkových napětí a rozvinutí vzorku tepny na její mechanickou odezvu**

#### **Stručná charakteristika problematiky úkolu:**

Práce se zaměřuje na analýzu dvou faktorů, které mohou ovlivňovat napjatost ve stěně tepny. V ní existují zbytková napětí, která se projevují rozevřením válcového vzorku při jeho podélném rozříznutí a k jejichž plnému uvolnění je třeba ještě vzorek rozdělit na vrstvy. Navíc se pro mechanické zkoušky tkání tepen (dvouosé, ale i jednoosé zkoušky v obvodovém směru) většinou používají vzorky, které jsou rozvinuté do roviny z původně válcového tvaru. Tím vznikne ve vzorku před uplatněním tahového zatížení jistá nehomogenní napjatost, která může ovlivnit naměřenou odezvu vzorku, především vzhledem k nehomogenitě a nelineárnímu chování tkáně. Kombinací experimentu a výpočtového modelování bude vyhodnocen vliv těchto faktorů na výslednou mechanickou odezvu cévní tkáně.

#### **Cíle diplomové práce:**

1. Na základě experimentů a jejich simulací vyhodnotit vliv zbytkových napětí ve stěně karotické tepny na její napjatost.
2. Vyhodnotit vliv rozvinutí vzorku na naměřenou mechanickou odezvu porovnáním simulací zkoušek na válcovém a rovinném vzorku.

#### **Seznam doporučené literatury:**

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

Mechanics of biological tissue. Ed. Holzapfel, Ogden, Springer, 2006.

Lisický O.: Deformačně-napěťová analýzy karotických tepen s atheromem. Disertační práce VUT v Brně, 2022.

Holzapfel, G. A. et al. (2007): Layer-specific 3D residual deformations of human aortas with non-atherosclerotic intimal thickening. *Annals of biomedical engineering* 35(4), pp. 530–545.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2022/23

V Brně, dne

L. S.

---

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.  
ředitel ústavu

---

doc. Ing. Jiří Hlinka, Ph.D.  
děkan fakulty

## Abstrakt

Tato práce se zabývá vlivem zbytkových napětí ve stěně krční tepny a rozvinutí vzorku krční tepny na její mechanickou odezvu. V rámci rešerše jsou shrnuty poznatky z anatomie a patologie cév. Dále jsou zde popsány nejčastěji používané mechanické zkoušky cévní tkáně.

Hlavní stať diplomové práce je rozdělena do dvou větších částí. První část se zabývá určením vlivu rozvinutí vzorku tepny na mechanickou odezvu během ekvibiaxiální tahové zkoušky rovinného vzorku. V úvodu je popsána metoda testování a postup pro určení materiálových konstant z naměřené odezvy. Dále je popsán postup modelování této zkoušky pomocí MKP pro idealizované modely tepny, kdy simulujeme rozvinutí vzorku do roviny a následný průběh zkoušky. Výsledky jsou porovnány se simulací zkoušky u beznapěťového rovinného modelu, čímž je vyhodnocen vliv rozvinutí na mechanickou odezvu.

V druhé části, zabývající se vlivem zbytkových napětí ve stěně tepny, jsou popsány experimentální přístupy, kterými lze určit projevy zbytkových napětí, na základě nichž jsou provedeny experimenty. Vyhodnocením experimentů na dvou oddělených vrstvách stěny tepny jsou určeny vstupní parametry, které slouží pro vytvoření idealizovaných modelů geometrie pro MKP výpočet. Porovnáním výsledků z třech úrovní modelů geometrie je vyhodnocen vliv zbytkových napětí na mechanickou odezvu.

## Klíčová slova

Zbytková napětí, krční tepna, tahová zkouška, metoda konečných prvků, rozvinutí vzorku

## Abstract

This thesis examines the impact of residual stresses in the carotid artery wall and the influence of specimen uncoiling on its mechanical response. The introductory part provides basic knowledge about the anatomy and the pathology of blood vessels, as well as overview of common methods used for testing artery samples.

The main body of the thesis is divided into two sections. The first section focuses on the impact of specimen uncoiling on its mechanical response during the equibiaxial tensile test. It begins by describing the method used for sample testing and the method used for obtaining material constants from the mechanical response. These constants are then used as input for FEM simulation of the uncoiling and subsequent equibiaxial tensile test simulation on idealized model of geometry. The mechanical behaviour of the uncoiled model is compared to behaviour of the stress-free planar model to determine the influence of uncoiling.

In the second section, the influence of residual stresses in the artery wall on its mechanical response is explored. This section includes a description of two methods used to show residual stress release, which are then used for specimen testing. The experiments are used to evaluate input parameters per layer for the model of geometry and subsequent FEM analysis. By comparing results from three levels of modelling, the impact of residual stresses on the artery's mechanical response is determined.

## Keywords

Residual stresses, carotid artery, tensile test, finite element method, specimen uncoiling

## Bibliografická citace

SOCHOR, Ondřej. *Vliv zbytkových napětí a rozvinutí vzorku tepny na její mechanickou odezvu*. Brno, 2023. Dostupné také z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/149838>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Jiří Burša.



# Poděkování

Na tomto místě bych chtěl poděkovat svému vedoucímu prof. Ing. Jiřímu Buršovi, Ph.D za cenné rady, připomínky, odbornou pomoc, vedení této práce a otevřenost k diskusi. Dále bych chtěl poděkovat Ing. Anně Hrubanové za veškerou pomoc, které se mi dostalo při vytváření této práce.

V neposlední řadě bych chtěl poděkovat rodině a kamarádům, za veškerou podporu v životě a při studiu. Na závěr bych chtěl poděkovat spolužákům, se kterými jsem zažil těžkosti i radost studia převážně skupině RzM.

# Prohlášení autora o původnosti práce

Prohlašuji, že diplomovou práci jsem vypracoval samostatně, pod odborným vedením prof. Ing. Jiřího Burši, Ph.D. Současně prohlašuji, že všechny zdroje obrazových a textových informací, ze kterých jsem čerpal, jsou řádně citovány v seznamu použitých zdrojů.

.....

Bc. Ondřej Sochor





# Obsah

<b>Obsah</b>	<b>10</b>
<b>1 Úvod</b>	<b>12</b>
1.1 Motivace .....	13
<b>2 Anatomie oběhové soustavy</b>	<b>14</b>
2.1 Oběhová soustava .....	14
2.2 Srdce .....	15
2.3 Krev .....	16
2.4 Cévní soustava .....	17
2.4.1 Tepny (arteriae).....	18
2.4.2 Tepénky (arteriolariae).....	18
2.4.3 Kapiláry (vasa capillaria).....	18
2.4.4 Žilky (venulae).....	18
2.4.5 Žíly (venae).....	19
2.5 Stavba tepenné stěny.....	20
<b>3 Patologie tepen</b>	<b>23</b>
3.1 Hypertenze .....	23
3.2 Ateroskleróza .....	23
3.3 Aneurysmata .....	24
3.4 Disekce aorty .....	25
3.5 Vaskulitida .....	26
<b>4 Mechanické zkoušky cévní tkáně</b>	<b>27</b>
4.1 Tahové zkoušky .....	27
4.1.1 Zkouška jednoosým tahem .....	27
4.1.2 Zkouška dvouosým tahem .....	28
4.1.3 Zkouška tahem při rovinné deformaci .....	29
<b>5 Zkouška vzorku tepny</b>	<b>30</b>
5.1 Příprava vzorku.....	30
5.2 Testovací zařízení .....	30
5.3 Vyhodnocení experimentu.....	31
<b>6 Výpočtové modelování vlivu rozvinutí vzorku</b>	<b>33</b>
6.1 Prokládání naměřených hodnot .....	33
6.2 Predikční schopnost modelu .....	35
6.3 Modelování ekvibiaxiální zkoušky.....	36
6.3.1 Velikost sítě .....	38
6.3.2 Vyhodnocení výsledků a diskuze.....	39

<b>7</b>	<b>Experimentální určení projevů zbytkových napětí</b>	<b>43</b>
7.1	Informace o vzorcích .....	43
7.2	Metodika testování.....	43
7.2.1	Testovací protokol .....	43
7.2.2	Příprava vzorků .....	43
7.2.3	Vyhodnocení snímků .....	45
7.3	Vyhodnocení výsledků .....	46
<b>8</b>	<b>Modelování zbytkových napětí ve stěně</b>	<b>52</b>
8.1	Model materiálu .....	52
8.2	Model geometrie .....	53
8.3	Nastavení modelu .....	54
8.3.1	Výpočetní síť.....	54
8.3.2	Okrajové podmínky .....	55
8.4	Určení vlivu zbytkových napětí na mechanickou odezvu, diskuze výsledků.....	56
<b>9</b>	<b>Závěr</b>	<b>61</b>
	<b>Bibliografie</b>	<b>63</b>
	<b>Seznam použitých zkratk a symbolů</b>	<b>67</b>
	<b>Seznam obrázků</b>	<b>69</b>
	<b>Seznam tabulek</b>	<b>71</b>

# 1 Úvod

Jedním z častých onemocnění vykazující vysokou míru mortality, je onemocnění srdce a oběhové soustavy. Podle dat zveřejněných světovou organizací WHO, zaměřujících se na úmrtnost v roce 2019 a příčiny úmrtí, zemřelo celosvětově 17,8 milionů lidí na onemocnění srdce a cévní soustavy, z celkového počtu případů se jedná o 32% případů úmrtí. Ze všech sledovaných příčin úmrtí, se ischemická choroba srdeční a mrtvice vyskytuje na prvních dvou místech. Ke zlepšení situace nepřispívá ani moderní styl života, neboť k vývoji onemocnění oběhové soustavy přispívá konzumace alkoholu, užívání tabáku, sedavý styl života a obezita. Včasná detekce onemocnění je důležitá pro určení vhodné léčby [1].

Onemocnění srdce a oběhové soustavy se vyvíjí v čase. Pokud není onemocnění včasně rozpoznáno, tak aby se úpravou návyků, medikací předešlo fatálním následkům, je potřeba provést invazivní operaci. Onemocnění srdce je spojeno s řadou projevů, jako je bolest na hrudi, dušnost, palpitace (citlivost na změnu srdečních stahů) [2]. Jelikož se onemocnění cévní soustavy vyvíjí v čase, nemusí nositel pociťovat žádné příznaky, což v konečné fázi onemocnění může mít fatální následky a vést ke smrti. Včasné rozpoznání onemocnění cévní soustavy je většinou spojeno s vyšetřením nesouvisející s daným onemocnění pomocí magnetické rezonance. Takovýto nález však může a nemusí vést ke komplikacím, proto je na rozhodnutí lékaře, zda stačí upravit návyky pacienta, předepsat medikamenty, nebo je potřeba operace.

Jelikož může dojít ke špatnému vyhodnocení situace začal se v posledních letech uskutečňovat výzkum, který se zabývá problematikou pevnostních výpočtů tepen. Pro výpočetní modelování je zapotřebné znát vstupní parametry, mezi které, mimo jiné, patří materiálové charakteristiky a zbytková napětí. V této práci se budu zabývat, jak tyto dvě vstupní veličiny ovlivňují napjatost ve stěně tepny.

## 1.1 Motivace

Vzhledem k vysoké míře mortality cévních onemocnění se v současné době přistupuje k modelování takto postižených tkání, aby výsledky z modelování posloužily lékařům, jako další podklad, podle kterého by stanovil další léčbu. Pro modelování je nutné znát podstatné veličiny, např. materiálové charakteristiky, geometrii tělesa, vazby, zatížení, zbytková napětí. Jako jednu ze vstupních veličin pro modelování musíme znát mechanické vlastnosti stěny tepny, které se určují pomocí mechanických zkoušek. Pro zkoušky tahem (dvouosé, jednoosé zkoušky v obvodovém směru) se většinou používají vzorky, které jsou rozvinuté do roviny z původně válcového tvaru. Tím vznikne ve vzorku před uplatněním tahového zatížení jistá nehomogenní napjatost, která může ovlivnit naměřenou odezvu vzorku, vzhledem k nehomogenitě a nelineárnímu chování tkáně. Druhým faktorem, který může ovlivnit samotné modelování odezvy tepen jsou zbytková napětí ve stěně tepny, které se projevují rozevřením válcového vzorku při jeho podélném rozříznutí. V případě modelování a predikce u důležité soustavy, jako je cévní, mohou při zanedbání těchto dvou jevů být výsledky značně zkreslené. V této práci se zaměřím konkrétně na krční tepnu, pro kterou nejsou tyto dva vlivy dostatečně objasněné, protože se jedná o tepnu s častým výskytem degenerativních onemocnění, která zásobuje mozek krví.

## Cíle práce

- Na základě experimentů a jejich simulací vyhodnoťte vliv zbytkových napětí ve stěně karotické tepny na její napjatost.
- Vyhodnoťte vliv rozvinutí vzorku na naměřenou mechanickou odezvu porovnáním simulací zkoušek na válcovém a rovinném vzorku.

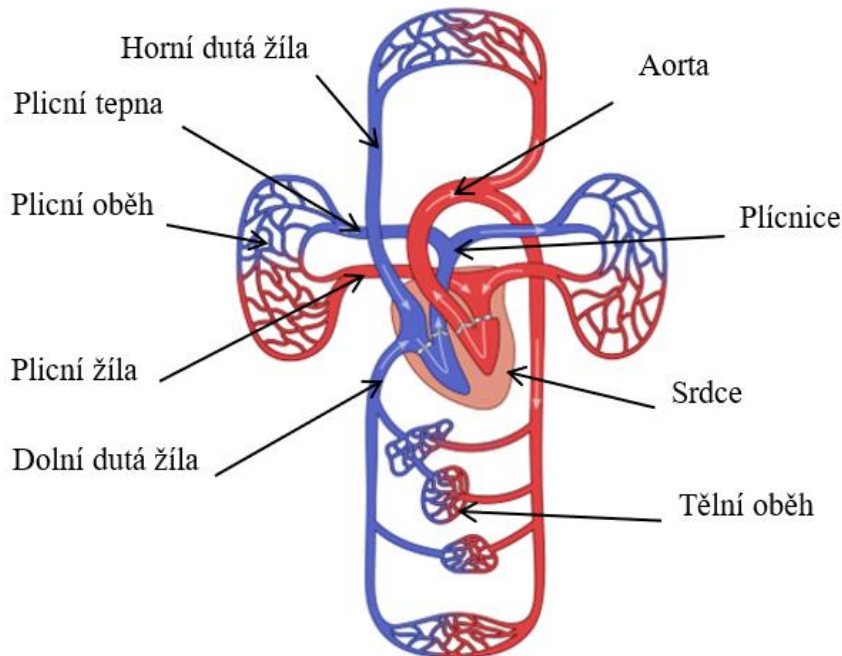
## 2 Anatomie oběhové soustavy

### 2.1 Oběhová soustava

Hlavním úkolem oběhové soustavy (schematicky znázorněna na Obr. 2.1) je vedení krve tělem, aby mohla probíhat chemická výměna. Touto soustavou jsou vedeny živiny a kyslík k orgánům a tkáním s krví jako mediátorem. Dále jsou z orgánů a tkání, pomocí krve, odváděny odpadní látky a oxid uhličitý, které tělo následně vyloučí. Soustava se skládá ze dvou hlavních částí, srdce a cév. Srdce slouží jako pumpa, která pohání krev skrz cévy které vedou krev ke tkáním. Tato soustava se dělí na dva oběhy: malý (plicní) oběh a velký (tělní) oběh.

**Malý (plicní) oběh** – úkolem tohoto oběhu je vedení odkysličené krve pomocí plicnice a plicních tepen ze srdce do plic. Tam krev přechází přes plicní sklípky, v nichž probíhá chemická výměna. Chemickou výměnou z krve odchází oxid uhličitý a krev je obohacena kyslíkem. Obohacená krev se vrací přes plicní žíly zpět do srdce, kde je vytlačována do velkého (tělního) oběhu.

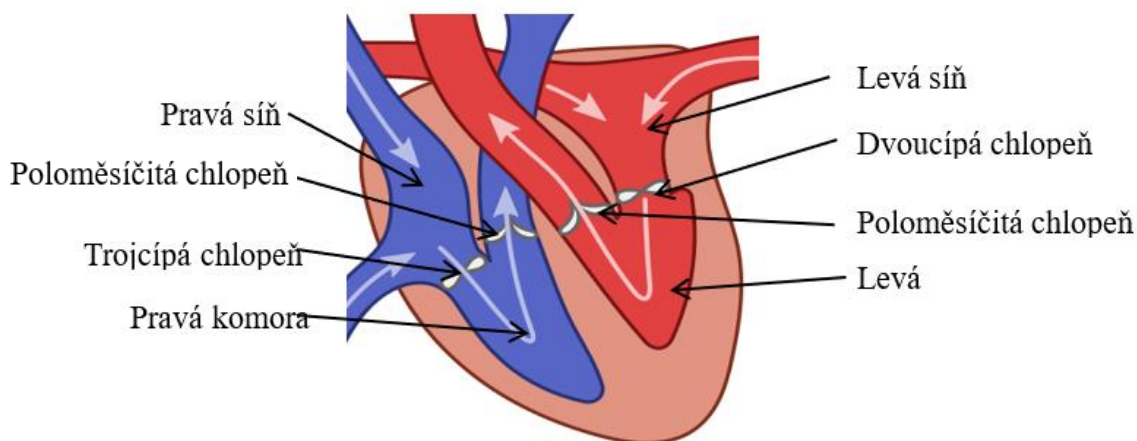
**Velký (tělní) oběh** – jeho hlavním úkolem je vedení okysličené krve ze srdce k orgánům a tkáním. Ze srdce je krev vedena vzestupnou aortou (lat. *aorta ascendens*), ze které vychází několik větví, zásobující horní část těla (hlava a horní končetiny). Následně aorta přechází v sestupnou (lat. *aorta descendens*), která zásobuje krví dolní část těla (orgány břišní dutiny, dolní končetiny). Odkysličená krev je pak vedena horní a dolní dutou žilou zpět do srdce.



Obr. 2.1 Schéma oběhové soustavy. Převzato a upraveno z [3]

## 2.2 Srdce

Jedná se o orgán který se skládá ze dvou komor a dvou síní, schematicky zobrazen na Obr. 2.2. Mezi komorami a síněmi jsou cípate chlopně (lat. *valva atrioventricularis*), zabráňující zpětnému toku krve z komor do síní. Mezi komorami a tepnami jsou poloměsíčité chlopně (lat. *valvulae semilunares*), zabráňující zpětnému toku krve z tepen do srdce. Již zmíněnou funkcí srdce je rozpořívání krve tělem. Tento pohyb je vyvolán rytmickým stahováním (systolou) a ochabováním (diastolou) srdeční stěny. Při diastole dochází k plnění komor resp. síní krví, která je následně vytlačována při systole z komor do tepen a krevního oběhu. Dále se srdce resp. síně a komory dělí na levou a pravou stranu. Do pravé síně se sbírá odkysličená krev z velkého krevního oběhu za pomoci horní a dolní duté žíly. Ze síní putuje krev při diastole přes trojcípou chlopeň do komor. Při systole se cípate chlopeň uzavře a krev je vytlačena přes poloměsíčité chlopně do plicnice. Odtud putuje krev do plicního oběhu, kde se krev okysličuje. Takto okysličená krev je sbírána za pomoci plicních žil do levé síně. Odtud je krev vytlačována přes dvojcípou chlopeň do komor při diastole. Při systole se cípate chlopeň uzavře a krev je vypuzena přes poloměsíčitou chlopeň do aorty, odkud putuje do velkého krevního oběhu. Rytmické střídání krevního cyklu je řízeno pomocí autonomní nervové soustavy tzv. převodním systémem srdečním (PSS), který řídí nejen střídání cyklů, ale také aby došlo ke kontrakci srdce jako celku [4].



Obr. 2.2 Schématické znázornění srdce s šipkami odpovídajícími toku krve. Převzato a upraveno z [3]

Srdeční stěna je tvořena ze tří vrstev:

**Endokard** – jedná se o tenkou blanku tvořenou z epitelových buněk, která vystýlá vnitřní stranu komor a síní a je v kontaktu s krví.

**Myokard** – jedná se o nejtlustší vrstvu srdeční stěny složenou ze specializovaných buněk srdeční svaloviny, jejichž hlavním úkolem je pomocí kontrakce vyvolat srdeční stah (systolu). Myokard je tvořen ze tří vrstev svalů, které po tloušťce probíhají od úhlu  $+60^\circ$  do úhlu  $-60^\circ$ .

**Epikard** – jedná se o zevní vrstvu která společně s perikardem tvoří dutinu vyplněnou serózní tekutinou, sloužící k minimalizaci tření při stazích srdce

**Perikard (osrdečník)** – jedná se o vakovitý obal, ve kterém je uloženo srdce, čímž je zabráněno kontaktu srdce s okolní tkání a orgány.

## 2.3 Krev

Mediátorem chemické a energetické výměny je krev. Mezi její hlavní funkce patří vedení kyslíku a živin k buňkám, následně pak odvádění oxidu uhličitého a odpadních látek (metabolitů), tak aby je tělo mohlo vyloučit. Mezi další funkce krve patří udržení homeostázy (udržení teploty, pH), obrana před patogeny a cizími tělesy, schopnost srážení a účast na řízení (přenášení hormonů). Krev můžeme rozdělit na dvě složky a to na plazmu a krevní tělíska. U dospělého jedince zaujímá krev zhruba 6% celkové hmotnosti tj. zhruba 5 litrů krve. Samotnou krev můžeme rozdělit do dvou fází, kapalnou fází krve je plazma, pevná fáze je tvořena krevními tělisky sestávajících z červených krvinek, bílých krvinek a krevních destiček.

### Plazma

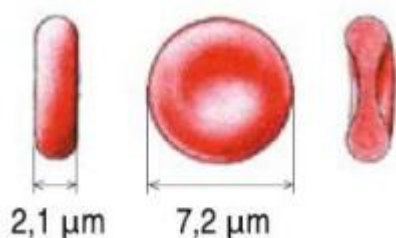
Jedná se o kapalnou složku krve, ve které jsou rozptýleny krevní tělíska. Z celkového objemu krve tvoří 56–54% u muže 59–58% u žen. Je složena z 92% vody, 7,1% bílkovinami a 0,8% podíl tvoří soli a další látky. Mezi nejdůležitější bílkoviny plazmy se řadí albumin, globulin a fibrinogen. Albumin a globulin mají transportní funkci. Při poranění se fibrinogen mění na fibrin, který vytváří prostorovou síť, do které se zachytávají krvinky, čímž vzniká krevní sraženina, která ucpe trhlinu v cévní stěně. Díky tomu se zpomalí resp. zastavení krvácení [4].

### Krevní tělíska

Jedná se o částice, které jsou rozptýleny v krevní plazmě. U muže tvoří 44–46% celkového objemu krve u žen 41–42% celkového objemu. Krevní tělíska můžeme rozdělit do tří skupin červené krvinky, bílé krvinky a krevní destičky.

### Červené krvinky (*erythrocyty*)

Nejpočetnější část krevních tělísek tvoří červené krvinky (4,3-5,3 milionů v  $1 \text{ mm}^3$  krve). Jedná se (u savců) o bezjaderné buňky s tvarem bikonkávní desky (Obr. 2.3). Poloměr krvinek je  $7,2 \mu\text{m}$ , tloušťka  $2,1 \mu\text{m}$ . Ve shlučích je jejich barva červená, což je zapříčiněno barvivem hemoglobinem, jehož funkce spočívá v navazování kyslíku a oxidu uhličitého. Tato schopnost umožňuje krvinekám, při kontaktu s buňkami, předávat kyslík a odvádět oxid uhličitý. Jelikož mají krvinky větší průměr, než je průsvit kapilár, mohou se krvinky při průchodu kapilárami dočasně deformovat. Červené krvinky se tvoří v kostní dřeni a jejich životnost je 100-120 dní, poté dochází k jejich odbourávání ve slezině.



Obr. 2.3 Červená krvinka. Převzato a upraveno z [4]



### **Krevní destičky (*trombocyty*)**

Druhou nejpočetnější skupinu krevních tělísek tvoří krevní destičky (150-400 tisíc v  $1 \text{ mm}^3$  krve). Jedná se o bezjaderné útvary o velikostech 2-4  $\mu\text{m}$ . Tvoří se odštěpováním výběžků buněk kostní dřeně (megakaryocytů). Při poranění zastávají důležitou funkci, neboť způsobují srážení krve, avšak nežádoucím shlukováním může dojít ke vzniku trombů.

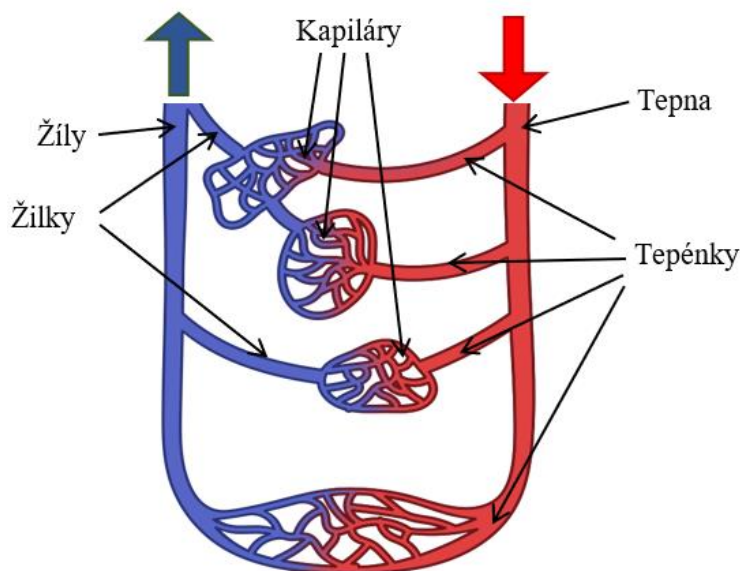
### **Bílé krvinky (*leukocyty*)**

Bílé krvinky jsou nejméně zastoupenou složkou krevních tělísek (4-10 tisíc v  $1 \text{ mm}^3$  krve). Jedná se o soubor buněk s jádrem se schopností pohybu. Mají imunitní funkci a chrání tělo před cizími patogeny a částicemi. Při transplantaci mohou vyvolat nežádoucí imunitní reakci, která se potlačuje užíváním imunosupresiv.

## 2.4 Cévní soustava

Cévní soustava slouží k rozvodu krve ke tkáním a orgánům ze srdce a k jejímu zpětnému návratu do srdce. Podle směru, kterým se vede krev vzhledem k srdci, rozdělujeme cévy na tepny (lat. *arteriae* – vedou krev ze srdce) a žíly (lat. *venae* – vedou krev do srdce). Postupně, jak je krev vedena ze srdce směrem k orgánům a tkáním, se začínají tepny dělit a zmenšuje se jejich průsvit (lumen). Zmenšující se tepny se dělí na tepénky (lat. *arterioli*) a kapiláry/vlásečnice (lat. *vasa capillaria*). Kapilárami končí část oběhové soustavy, která vede krev ze srdce k buňkám.

Na kapiláry se následně napojuje část oběhové soustavy, která vede krev do srdce pomocí žilek a žil. Opačně, jak je tomu u tepen, dochází u žilek ke sbíhání a zvětšování lumenu. Na kapiláry se napojují žilky (lat. *venulae*), ty se dále sbíhají v žíly (lat. *venae*), ty následně vstupují do srdce. Rozdělení cév je schematicky znázorněno na Obr. 2.4 se šipečkami, které znázorňují tok krve.



Obr. 2.4 Schématické rozdělení cév. Převzato a upraveno z [3]

Poté, co již bylo představeno základní rozdělení cév, se můžeme podrobně zabývat jejich anatomii. Svou stavbou jsou jednotlivé úseky cév uzpůsobeny funkčním nárokům, které jsou na ně kladeny. Níže se budu zabývat, funkcí jednotlivých cév, dále stavbou stěn jednotlivých úseků cév a podmínkami, jakým jsou vystaveny. Popis bude probíhat ve stejném pořadí cév, jaké již bylo popsáno výše, tj. podle toku krve.

### 2.4.1 Tepny (arteriae)

Tepny tvoří první úsek cév, který vede krev ze srdce. Mají velký průsvit, čímž je umožněn pohyb velkého množství krve a jejich stěny jsou pevné a pružné. Svou stavbou stěny jsou uzpůsobeny k tomu, aby odolávaly tlakovým rázům, které jsou způsobeny činností srdce. Pro představu tlak krve v aortě s kontrakcí levé komory dosahuje 140-150 mm Hg (18,7-20 kPa). Tlak zdravého jedince v pažní tepně (měření tlaku u lékaře) je 120 mm Hg (16 kPa) při kontrakci a 80 mm Hg (10,7 kPa) při ochabnutí levé komory. Postupně s tlakovou vlnou dochází k roztahování a stahování tepny, což je hmatatelné jako tep [4]. Z příkladu je patrné, že tepny tedy musejí být uzpůsobeny nejen k přenášení vysokého tlaku, ale i k tomu, aby odolávaly jeho změně.

### 2.4.2 Tepénky (arteriolae)

Jedná se o nejtenčí tepny, jejichž stěna se skládá z endotelu a tenké vrstvy cirkulárně probíhajících buněk z hladké svaloviny. Mezi vrstvou svalových buněk a endotelem je *membrana elastica interna*, která je složená ze sítě vláken. Na povrchu svalových buněk se nachází tenká fibroelastická vrstva. Stěna tepének je poměrně silná a dobře inervovaná, což umožňuje měnit průsvit tepének pomocí vzruchů, tím dochází k regulaci průtoku krve, která se dostane k orgánům a tkáním. Konečným úsekem tepének jsou tzv. prekapiláry, které následně pokračují do kapilár [4].

### 2.4.3 Kapiláry (vasa capillaria)

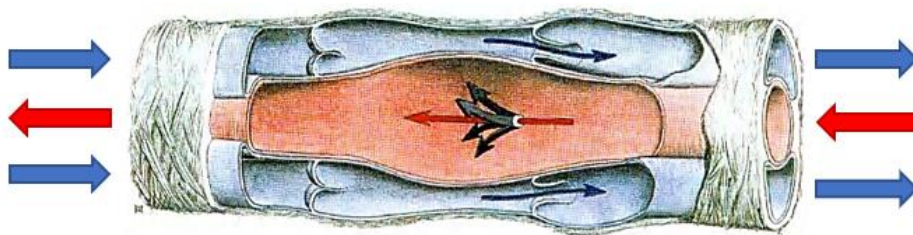
Kapiláry jsou nejtenčí cévy o průměru kolem 7-15  $\mu\text{m}$ , které jsou tvořeny stěnou z jedné vrstvy endotelových buněk, k nimž zvenčí přiléhá síť retikulárních vláken. Jejich tvar se liší s ohledem k jakému orgánu a tkáni jsou přivedeny. Nejčastějším tvarem jsou sítě, které přináší krev ke svalům, kolem žláz vytvářejí košíčkovité sítě, ve střevních klcích vytvářejí kličky v ledvinách pak klubíčka. Všechny tvary kapilár souvisí s jejich funkcí, kterou je látková výměna, kdy dochází k výměně potřebných látek, hormonů, kyslíku a metabolitů mezi krví, tkáněmi a orgány. Kapiláry následně pokračují jako tzv. postkapiláry, které následně pokračují do žilek [4].

### 2.4.4 Žilky (venulae)

První úsek, který vrací krev zpět do srdce, tvoří žilky, což jsou nejtenčí žili, jejichž stěna se skládá ze tří vrstev (*tunica intima*, *tunica media*, *tunica externa*). Tunica intima obsahuje endotel a tenkou vazivovou subendotelovou vrstvu, kde není vytvořena membrana elastica interna. Tunica media je tvořena z tenké vrstvy hladkých svalových buněk ta však neobsahuje elastická vlákna. Tunica externa je složená ze silné vrstvy vaziva s kolagenními vlákny, která jsou převážně orientována podélně. Žilky se dále sbíhají do žil [4].

## 2.4.5 Žíly (venae)

Jedná se o poslední úsek cévní soustavy, který vede krev do srdce. Jejich stěna je tenčí než stěna tepen o stejném průřezu. Tlak krve v žilách je poměrně malý kolem 5–20 mm Hg (0,667 - 2,67 kPa) a směrem k srdci klesá, takže při ochabnutí pravé síně je krev spíše nasávána. Tlak krve v některých úsecích žil může být menší než okolní atmosféra, při poranění těchto žil může dojít k nasátí vzduchu z atmosféry do žíly a tím ke vzduchové embolii. Dále nízký tlak krve při poranění způsobuje to, že krev nestříká (jako u tepen), ale pouze vytéká. Jelikož krev v žilách není poháněna srdcem, jako je to u krve v tepnách, je její pohyb podmíněn pohybem těla a jeho částí, například při dýchání, při chůzi ale i rozpínáním sousedících tepen. Poslední příklad je zobrazen na Obr. 2.5, kde můžeme vidět nejen uspořádání tepen a žil, ale také žilní chlopně (lat. *valvulae venosae*), které zabraňují zpětnému toku krve v žilách [4]. Proudění krve v žilách je vyvoláno roztahováním tepen, čímž dojde ke stlačení žil. Díky žilním chlopním nedochází ke zpětnému toku a krev proudí k srdci.



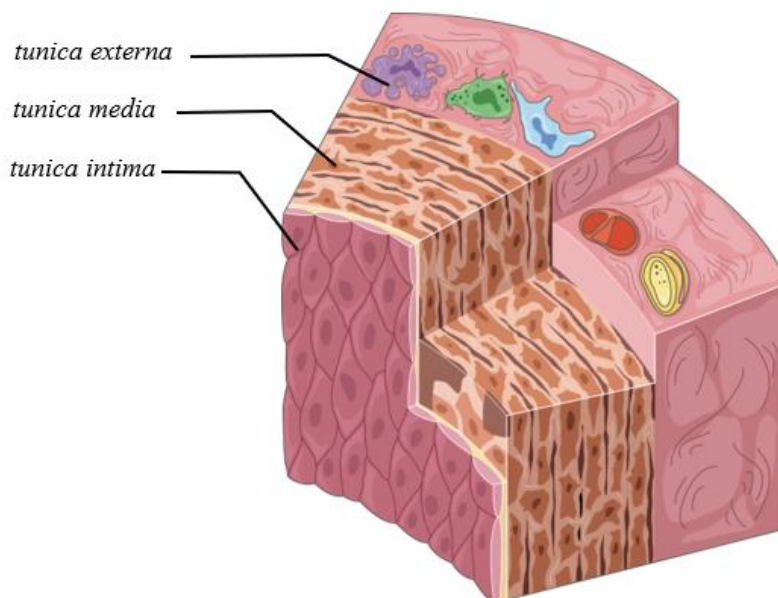
Obr. 2.5 Ukázka pohybu krve v žilách vyvolaný rozpínáním tepen [4].

Modře – žilní krev. Červeně – tepenná krev

Stejně jako u tepen i stěna žil se skládá ze tří vrstev. Od stěn tepen se však liší menší tloušťkou vrstev a poměrem v zastoupení jednotlivých tkáňových složek. V *tunica intima* se nachází *membrana elastica interna* pouze u žil středního a většího průměru. *Tunica media* je tenčí, než u tepen a nachází se v ní méně hladké svaloviny. *Tunica externa* je provázána s okolní tkání pomocí vaziva, které vytváří mřížové struktury. Mezi hlavní funkce žil patří dovedení krve z tkání a orgánů do srdce. Díky velkému objemu žilního řečiště a pomalému průtoku krve se žilní řečiště chová, jako rezervoár krve v případě úrazů [4].

## 2.5 Stavba tepenné stěny

Stěna většiny cév se skládá ze tří vrstev z vnitřní vrstvy lat. *tunica intima*, střední vrstvy lat. *tunica media* a z vnější vrstvy lat. *tunica externa (adventitia)* [4]. Jednotlivé vrstvy jsou zobrazeny na Obr. 2.6. Každá vrstva dodává stěně tepny jiné vlastnosti, proto si představíme jejich bližší popis.



Obr. 2.6 Průřez stěnou tepny. Převzato a upraveno z [5]

- **Tunica intima**

Tunica intima je vnitřní vrstva tepny, která je složena z jedné vrstvy plochých endotelových buněk. Jsou podloženy sítí elastických a kolagenních vláken, nebo elastickými blankami, které se souhrnně označují jako *membrana elastica interna* [4]. Její funkce spočívá ve vytvoření hladkého povrchu, aby nedocházelo k turbulencím při proudění krve.

- **Tunica media**

Nejsilnější vrstvu stěny tepny tvoří tunica media. Skládá se z hladké svaloviny, jejíž buňky probíhají v spirálových závitěch s malou roztečí, nebo cirkulárně, mezi nimiž jsou sítě tvořené kolagenními a elastickými vlákny, popřípadě elastika ve formě blanek. S velikostí tepen se mění poměr elastické a svalové složky obsažených v tunica media. Podle toho rozdělujeme tepny na tepny elastického typu (svalová vlákna téměř neobsahují) a tepny svalového typu. Větší tepny jsou převážně elastického typu (tj. v medii neobsahují svalovinu), postupně se zmenšujícím se průsvitem začíná převládat svalová složka a tepny přecházejí ve svalový typ. Tepny elastického typu se při kontrakci levé komory roztáhnou a při ochabnutí se vrací do původního stavu, čímž zachycují systolický tlak a zpětným stáhnutím pomáhají pohánět krev. Tepny svalového typu slouží převážně jako regulační aparát. Díky inervaci této vrstvy vegetativními nervy, může dojít ke kontrakci svaloviny, čímž se změnou průsvitu reguluje průtok krve [4]. Díky své skladbě dodává mezní vrstva tepně její pevnost a pružnost.

- **Tunica externa (adventitia)**

Jedná se o povrchovou vrstvu cévní stěny skládající se z fibrilárního vaziva s kolagenními i elastickými vlákny, které se navzájem síťově křížují a přecházejí do vaziva v nejbližším okolí cévy. Tímto spojením dochází k pružné fixaci cév s okolím. Mezi svalovou vrstvou a tunica externa se často vyskytuje tenká elastická vrstva zvaná *membrana elastica externa* [4].

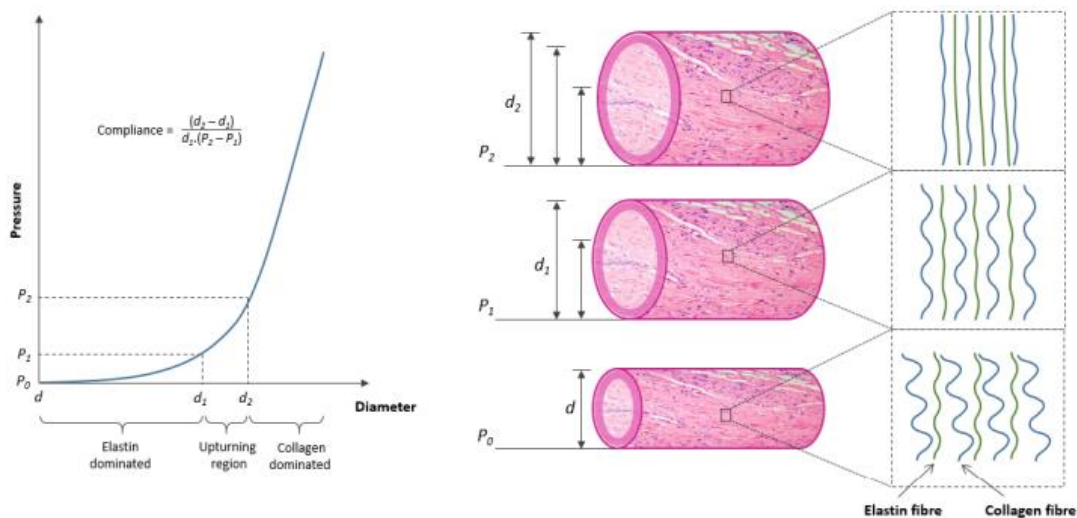
Jelikož jsou stěny tepen poměrně silné, nedochází všude k jejich výživě difuzí živin a kyslíku z krve, která v nich proudí. Výživu a kyslík pro stěny tepen zajišťují malé tepénky, a metabolity odvádí tenké žilky, které probíhají podélně v cévních stěnách. Souborně se tyto cévy označují jako *vasa vasorum* a vyskytují se převážně v tunica externa a ve vnějších vrstvách tunica media [4].

- **Elastin**

Již bylo zmíněno, že na mechanických vlastnostech tepen se dominantně podílí střední vrstva tepny tunica media. Tato vrstva je převážně tvořena ze dvou proteinů, které se podílejí na mechanických vlastnostech. Jedním z těchto proteinů je elastin. Jedná se o materiál s pružným chováním a úzkou hysterezní smyčkou. Modul pružnosti elastinu se pohybuje v rozsahu  $E = 300\text{--}400\text{ kPa}$ , s tažností až 130 % [6]. Další z důležitých vlastností elastinu je schopnost dlouhé životnosti při cyklickém zatěžování, při kterém dochází k natahování a smršťování vláken elastinu. Dochází-li k fyziologickým stavům zatěžování, podílí se na přenášení zátěže převážně elastin, oproti kolagenu, který se podílí na přenášení fyziologického zatížení asi kolem 10%. Nevýhodou elastinu je, že se v těle syntetizuje pouze do dospělosti a s přibývajícím věkem degraduje. Jeho funkce na přenášení zatížení je nahrazována kolagenem [7].

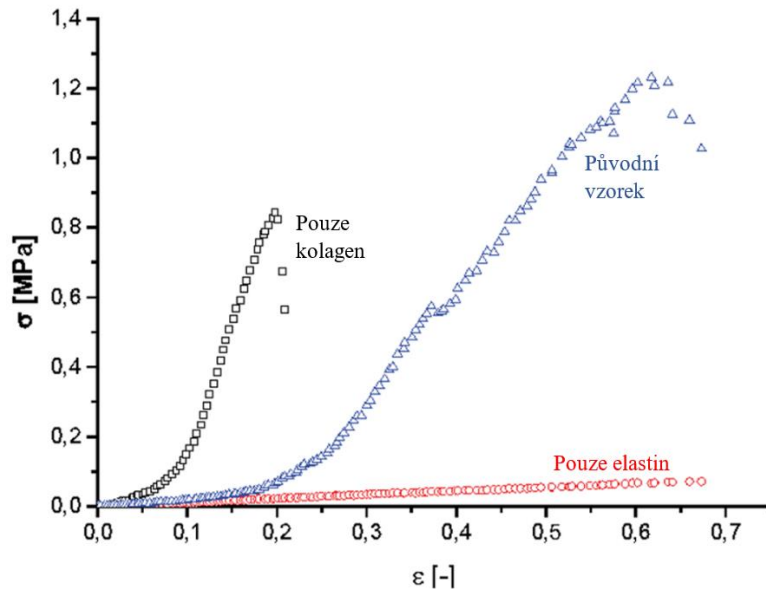
- **Kolagen**

Druhým proteinem, který se podílí na mechanických vlastnostech tepen je kolagen. V těle se vykytuje více než 20 typů kolagenu, ve stěně cév je nejvýznamněji zastoupen kolagen I a III typu. Z mechanického hlediska se jedná o elastický protein, jehož modul pružnosti je stanoven v rozsahu  $E = 100\text{--}10000\text{ MPa}$  s malou tažností 4–10 %. Již víme, že vlivem zatěžování tepen dochází k velkým deformacím, avšak při fyziologických stavech se kolagenní vlákna podílí na přenosu zatížení jen asi 10 %. Při zatíženích přesahujících fyziologické stavy se kolagenní vlákna napřimují, tím vzrůstá podíl kolagenu přenášející zatížení, čímž dochází ke zpevnění (Obr. 2.7).



Obr. 2.7 Změna průměru tepny při zatížení vnitřním tlakem. Vlevo – závislost průměru tepny na vnitřní tlak. Vpravo - schématické znázornění chování elastinových a kolagenních vláken při zatěžování. Převzato z [8]

Z grafu je patrné, že při zatěžování dochází překročením určité meze k nárůstu tuhosti. Tento proces je způsoben narovnáváním a protahováním kolagenních vláken, kdy pokud nedojde ke stavům, které nejsou fyziologické, je většina kolagenních vláken vlnitá. Až při překročení fyziologických namáhání (u tepny tlaků), dochází k narovnávání kolagenních vláken a jejich protažení. Vzhledem k malé tažnosti a vysokému modulu pružnosti dochází na zátěžné křivce ke zpevnění, čímž získáváme typickou J-křivku [8]. Tento efekt je patrnější na výsledcích experimentů (Obr. 2.8) provedených týmem pod vedením doktorky *M. Kobielarz* [9], který se zabýval odezvou vzorků tepny, ve kterých byly ponechány pouze kolagenní, nebo elastinová vlákna.



Obr. 2.8 Výsledky ze zkoušky jednoosým tahem. Vzorek původní tepny (modře), odezva vzorku pouze s elastinem (červeně), odezva vzorku pouze s kolagenními vlákny (černě). Převzato a upraveno z [9]

Na všech vzorcích byla provedena zkouška jednoosým tahem. K přípravě vzorku obsahující pouze jeden typ vláken byla použita metoda selektivní digesce. Pro získání vzorku obsahující elastinová vlákna byl vzorek arteriální tepny ponořen do 90% kyseliny mravenčí při teplotě 45 °C po dobu 12 hodin, následně byl vzorek uložen na čtyři cykly do autoklávu. Tím se dosáhlo rozpuštění kolagenních vláken a po provedení zkoušky tahem byla získána červená data. Pro přípravu vzorku obsahující kolagenní vlákna byl vzorek arteriální tepny ponořen do roztoku obsahující trypsin po dobu 22 hodin, čímž se dosáhlo rozkladu elastinových vláken. Poté byla provedena zkouška tahem a tím byla získána černá data [9].

Z Obr. 2.8 je tedy patrný rozdíl mezi odezvou při zatěžování pouze kolagenních a pouze elastinových vláken. Kolagenní vlákna vykazují malou tažnost a velké zpevnění, kdežto elastinová vlákna vykazují malý modul pružnosti a vysokou tažnost. Z modrých dat je patrné, že dokud při zatěžování tepny nedojde k natažení kolagenních vláken mají na chování tepny vliv hlavně elastinová vlákna (převládá elastinové chování tepny), tím můžeme definovat počáteční modul pružnosti (dominantní vliv na chování má tuhost elastinu) a koncový modul pružnosti (dominantní vliv na chování má vliv kolagenu).

## 3 Patologie tepen

### 3.1 Hypertenze

Pojem hypertenze představuje zvýšení krevního tlaku. Podle typu postiženého řečiště se rozděluje hypertenze na systémovou, plicní, nebo portální. Každý typ představuje jiné onemocnění, v této části se však zaměříme na systémovou hypertenzi. Jedná se o problém, který se spojuje s moderním stylem života. V České republice trpí tímto onemocněním 40% dospělé populace. Tato nemoc se projevuje zvýšeným krevním tlakem, který lze naměřit při lékařské prohlídce. Ke krátkodobým příznakům se řadí dušnost, únava, závratě, bušení srdce a bolest hlavy. Dlouhodobě zvýšený a neléčený krevní tlak může vést ke selhání srdce, ledvin, krvácení do mozku a jiným komplikacím. Dále pak představuje zvýšené riziko pro rozvoj aterosklerózy [2].

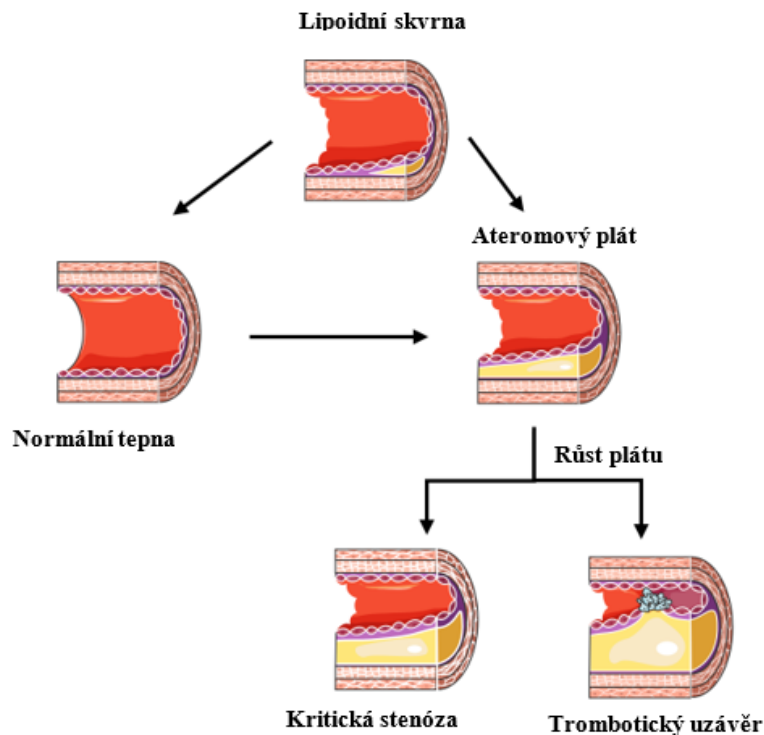
### 3.2 Ateroskleróza

Jedná se celosvětově o nejčastější cévní onemocnění, které se klinicky projevuje ischemickou chorobou srdeční, infarktem myokardu a onemocněním periferních tepen. Je charakterizovaná tvorbou ložisek v tunica intima tepen, kterým se říká aterosklerotické pláty. Pojem ateroskleróza pochází z řečtiny a skládá se ze slova ateros, což znamená ovesná kaše, neboť tak se opticky projevuje vzhled ložiska ve stěně. Druhá část slova skleróza znamená ztvrdnutí, či ztuhnutí, což vyplývá ze skutečnosti, že na dotek jsou tepny postižené aterosklerózou tvrdé a tuhé, neboť se do plátů ukládají vápenaté soli a v plátech se vytvářejí ložiska kalcifikací. Mechanismem rozvoje aterosklerózy je vytvoření aterosklerotických plátů, jejichž tvorbu lze shrnout do několika dále zjednodušených kroků. První krok sestává z průniku LDL (low density lipoproteins) pod endotel a jejich akumulace v tunica intima. Dále dochází k tvorbě oxidovaných LDL, které vyvolávají zánětlivou reakci, kvůli čemuž dojde k odezvě imunitního systému. Prozánětlivými procesy a fagocytózou lipoproteinů dochází k nárůstu ateromového plátu. Hromaděním nekrotické hmoty z rozpadlých buněk a lipidů dochází ke vzniku a růstu tzv. *ateromové hmoty* tj. k růstu plátu. Ateromové hmoty jsou kryty endotelem a tenkou vrstvou vaziva. Vývoj ateromu je zobrazen na Obr. 3.1[2].

Růstem ateromového plátu se zmenšuje průsvit tepen, dokonce může dojít k uzavření tepny a následnému odumírání tkáně, která není vyživována. Dále je toto vyvýšení vystaveno pulzujícím tlakovým silám, což může vést k vytvoření trhlinek na kraji plátu. Pokud dále dojde k prohloubení trhliny, může v daném úseku dojít až k ruptuře plátu. Při kontaktu krve s obsahem plátu dochází k tvorbě sraženin, které mohou ucpat menší tepny, což má za následek odumírání nevyživované tkáně (při ucpání tepen vedoucím k orgánům se může jednat o život ohrožující stav). Tento typ plátu se označuje jako nestabilní. Druhým typem plátu je tzv. „stabilní plát“, u kterého dochází k ukládání vápených solí, což mění vlastnosti stěn tepen, které ztrácí svou pružnost a pevnost.

V oblasti stabilního plátu může dojít k odbourávání endotelu nad plátem. Daný úsek je pak silně trombogenní a dochází k tvorbě trombu i bez ruptury plátu. Ateroskleróza obecně postihuje velké a střední tepny, což může mít v případě chronických změn fatální následky. Obecně jsou komplikace spojeny s postupnou ischemizací (nedokrevnost). V akutních případech může dojít k trombóze, krvácení do plátu, což ve výsledku vede k embolii tj. uzávěru tepny a nekróze nedokrvené tkáně [2]. Dalším problémem je, že při tvorbě plátu dochází ke změně v hemodynamice (proudění krve). Za plátem může dojít k tvorbě úplavu,

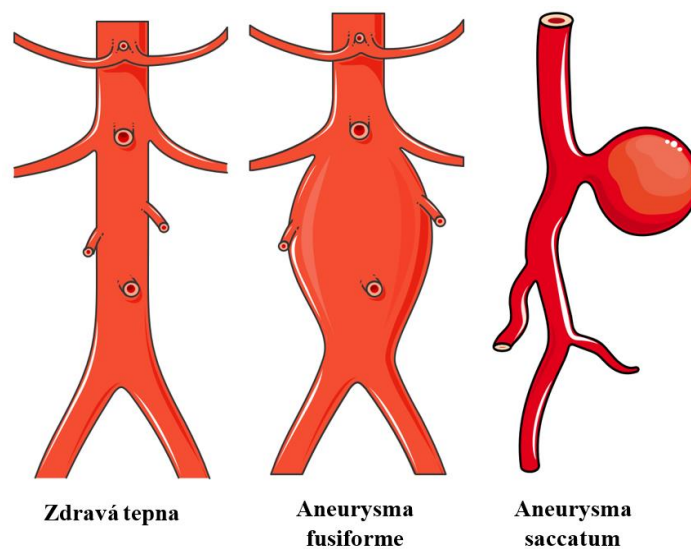
čímž může dojít ke shlukování krevních tělísek, které se taky mohou podílet na tvorbě trombu.



Obr. 3.1 Tvorba ateromového plátu převzato z [2], upraveno z [5]

### 3.3 Aneurysmata

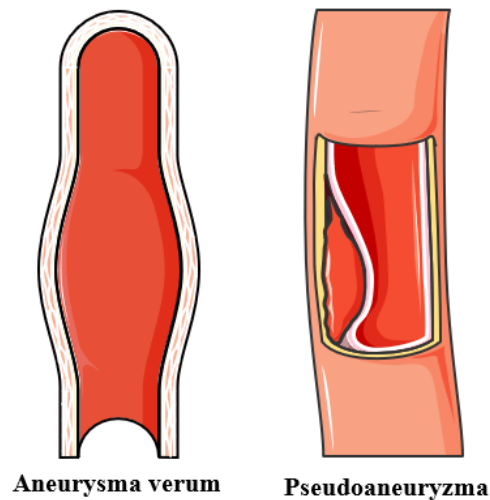
Aneurysma je označení pro vyklenutí všech vrstev stěny tepny, kdy se jedná o tzv. *aneurysma verum* (pravé aneurysma). Pro aneurysma je význačná převážně jejich lokace, zejména se vyskytují v aortě a v mozkových tepnách. Nejen, že jsou typické svou lokací, ale zároveň i tvarem, který může být vakovitý (lat. *saccatum*), člunkovitý (lat. *naviculare*), hadovitý (lat. *serpentinum*), nebo vřetenitý (lat. *fusiforme*). Níže na Obr. 3.2 je znázorněna normální tepna a tepna s některými z vyjmenovaných aneurysmat [2].



Obr. 3.2 Druhy aneurysmat převzato a upraveno z [5]



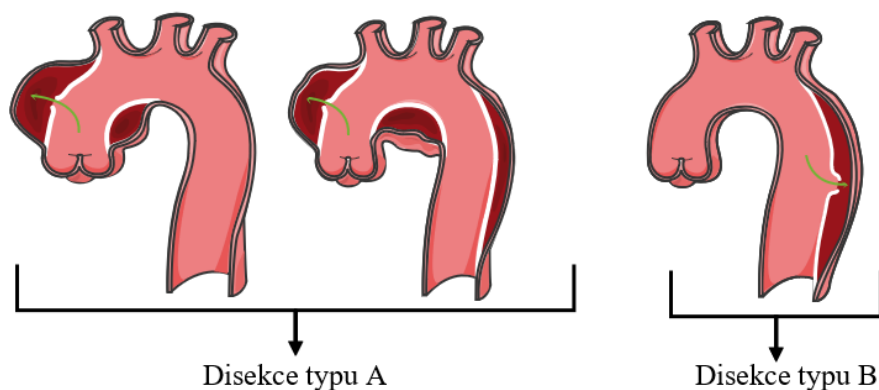
Pokud nedojde k vychlípení stěny jako celku, mohou být pozorovány tzv. pseudoaneurysma (aneurysma nepravé). Nejedná o vyklenutí všech tří stěn, ale následek ruptury tepenné stěny, kdy dochází k tvorbě hematomu, nebo dochází k disekci. Srovnání aneurysma verum a pseudoaneurysma je zobrazeno na Obr. 3.3. K nejzávažnějším stavům u aneurysmat dochází, pokud dojde k ruptuře a tepennému krvácení do postižené oblasti. Dále pak změnou proudění krve na turbulentní v místě aneurysmat může docházet k trombóze, kdy takto vzniklý trombus může způsobit embolizaci [2].



Obr. 3.3 Zobrazení typů aneurysmat. Převzato a upraveno z [5]

### 3.4 Disekce aorty

Jedná se o stav, kdy krevní proud pronikne trhlinou v tunica intima a tunica media do stěny cévy a vytvoří zde paralelní kanál (lat. *lumen*). Nejčastějším případem je disekce aorty Obr. 3.4. U aorty rozlišujeme dva typy disekce. Disekce typu A, kdy se vstupní trhlina nachází v ascendentní (vzestupné) části hrudní aorty, a typu B, kdy se vstupní trhlina nachází za aortálním obloukem [2].



Obr. 3.4 Srovnání typů disekce upraveno a převzato z [5]

Pro většinu disekcí typu A je vstupní trhlina v tunica intima vzdálená zhruba 10 cm od aortální chlopně. Z místa trhliny se může disekce rozšiřovat v obou směrech, jak ve směru toku krve, tak i v protisměru směrem k aortální chlopně. Ruptura disekce v místě blízkém srdeční chlopně aorty může způsobit tamponádu srdce, kdy dochází ke vzniku druhé trhliny

směrem ven a vylití krve z krevního řečiště do perikardiálního vaku (osrdečníku). Někdy může dojít k ruptuře ve vzdálenější části disekce v tunica intima, čímž se krev vrátí zpět do krevního řečiště. Disekce typu A je akutní život ohrožující stav a je vyžadován urgentní kardiokirurgický zákrok. Při disekci typu B bývají pacienti hemodynamicky stabilní a je zde více času na rozhodnutí, pokud ovšem nedochází k symptomům spojených s omezeným průtokem krve k orgánům [2].

### 3.5 Vaskulitida

Pod pojem vaskulitida spadá nepřeborné množství zdravotních problémů, které se souhrnně označují jako zánět cévní stěny. Jelikož vaskulitidou může být postižena céva jakéhokoli průsvitu a v kterékoliv oblasti, může mít onemocnění nepřeborné množství příznaků. Symptomy jsou důsledkem kombinace projevů spojených s chronickým zánětlivým onemocněním a nekrózou. Závažnost vaskulitidy u pacienta je dána několika faktory, jako je lokalizace, rozsah změn, průsvit a počet postižených cév společně s věkem a zdravotním stavem pacienta. Vaskulitida může být vyvolána mnoha jevy. K poškození cévní stěny může dojít imunitními mechanismy, infekcí, toxiny, mechanickým traumatem nebo i radiací. V současné době dělíme vaskulitidu do tří skupin vaskulitida velkých cév, vaskulitida středních cév a vaskulitida malých cév [2].

#### **Vaskulitida velkých tepen**

Zahrnuje dvě kategorie tzv. *Takayasuova arteritida*, která představuje granulomatózní zánět aorty a jejích hlavních větví. Obvykle postihuje ženy kolem třiceti let a mladé dívky, avšak v Evropě je onemocnění vzácné. Vyznačuje se nepravidelným zúžením průsvitu. Projevuje se oslabeným pulzem měřeným na ruce [2].

Druhá kategorie představuje *Obrovskobuněčnou arteritidu*, což je nemoc postihující osoby starší 50 let, s nejběžnějším výskytem mezi 75-85 lety. Incidence onemocnění je 15-25/100 000 u obyvatel starších 50 let. Obvykle dochází k postižení tepen hlavy, kdy se jedná o granulomatózní zánět, s fibrózou, která vede ke stenóze (zúžení) cévního kanálu [2].

#### **Vaskulitida středních tepen**

Zahrnuje také dvě kategorie tzv. *Polyarteritis nodosa (PAN)*, což je velmi vzácné, ale závažné onemocnění, kdy dochází ke nekrotizující vaskulitidě postihující tepny středního a malého průsvitu. Postižení cév u PAN má charakter fibrinoidní nekrózy cévní stěny.

Druhým onemocněním je *Kawasakihovo syndrom*. Jedná se o onemocnění dětí, které postihuje tepny středních průsvitů včetně koronárních cév zásobující srdce krví. U nás se jedná o vzácné onemocnění, které má za následky stenózy s rozvojem postižení srdce (infarkt, ischemická choroba srdeční) a rupturu aneurysmat v pozdějším věku [2].

#### **Vaskulitida malých cév**

Zahrnuje dvě velké skupiny chorob. První skupinou chorob je *ANCA pozitivní vaskulitida*. Jedná se o nejčastější a závažný typ vaskulitidy u dospělých, které jsou při včasné diagnóze léčitelné. Pojem zahrnuje podobné skupiny onemocnění, které se vyznačují podobnými symptomy a podobnou odezvou na léčbu. Termín ANCA označuje specifické protilátky. Nemoc způsobuje fibrózní nekrózu cévní stěny tepének a žilek [2].

*Ostatní vaskulitidy*, do této skupiny patří několik onemocnění, která jsou ovšem vzácná. Může se jednat například o Goodpastureův syndrom, Henoch-Schönleinova purpura, nebo vaskulitida při kryoglobulinemii [2].

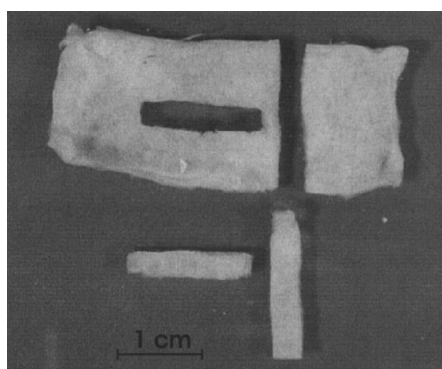
## 4 Mechanické zkoušky cévní tkáně

Stejně, jako u materiálů využívaných běžně v technické praxi, tak se i u měkkých tkání stanovuje jejich mechanická odezva na zatěžování. Touto problematikou se poprvé začalo zabývat v 80. letech minulého století. S postupem času se vytvořilo několik metod tetování cévní tkáně, které budou představeny v této kapitole.

### 4.1 Tahové zkoušky

#### 4.1.1 Zkouška jednoosým tahem

Jednou z nejzákladnějších zkoušek materiálu využívajících se v běžné technické praxi je zkouška jednoosým tahem. Pro svou jednoduchost se tato zkouška používá i u měkkých tkání. Získání vzorků pro zkoušku se liší, pro popis mechanické odezvy zdravé tepny, se nejčastěji získávají vzorky z pitvy [10]. Pro popis patologické tkáně se používají vzorky získané buď z pitvy, může se jednat o tepny vykazující kalcifikáty, nebo se vzorky mohou získat z nutného chirurgického zákroku, při kterém dochází k odstranění dané tkáně. Například vzorky aterosklerotických plátů se získávají při endarterektomii (vyjmutí plátu při operaci) [11; 12; 13]. V uvedené literatuře je postup přípravy vzorků a provedení experimentu obdobný (dále bude popsán postup dle [12]) s rozdílem, kdy ve studiích *Holzappel et al.* [10; 12] a *Teng et al.* [11] dochází k testování čerstvých vzorků do 24 hodin po získání tkáně. Jindy, např. ve studii *Lisický et al* [13], byla tkáň nejprve zmrazena na teplotu  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Tímto způsobem je tkáň uchována pro testování s časovým odstupem, avšak vliv zmrazení na mechanické účinky není dosud jednoznačně určen. Ve všech studiích je při přípravě vzorků snaha rozdělit stěnu tepny na jednotlivé vrstvy adventitie, medie a intimu, pro tepny s lipidovým jádrem, se ještě odděluje fibrózní vrstva. Následně jsou z těchto vrstev zhotoveny vzorky (proužky) z axiálního a obvodového směru (Obr. 4.1) o šířce 1-5 mm, kvůli anizotropii mechanické odezvy tepny a dominantním vlastnostem v těchto směrech.

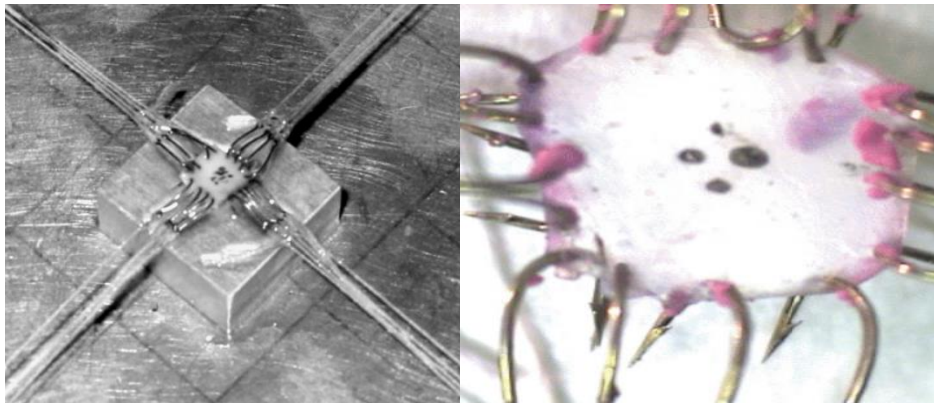


Obr. 4.1 Zhotovení vzorku z tepny v axiálním a obvodovém směru. Převzato z [12]

Na takto zhotoveném vzorku jsou vytvořeny markery, buď byly přilepeny dvě černé tyčinky umístěné rovnoběžně napříč vzorkem [10; 12], nebo černé tečky [11; 13], které jsou během experimentu snímány kamerou. Poté byl vzorek upnut do svorek, jejichž povrch je buď zdrsněn, upraven, nebo je aplikován brusný papír, aby nedošlo k vyklouznutí vzorku během testování. Před samotným měřením byl vzorek předcyklován pěti zátěžnými cykly. Následně byl vzorek zatěžován rychlostí 1 mm/min do jeho přetržení, čímž se obdrží typická J-křivka. Pro zabránění vysychání vzorků a eliminaci vlivu teploty, byly vzorky ponořeny do fyziologického roztoku ohřátého na teplotu  $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Je důležité, aby roztok neobsahoval ionty vápníku, neboť by mohlo dojít ke svalovému tonu.

#### 4.1.2 Zkouška dvouosým tahem

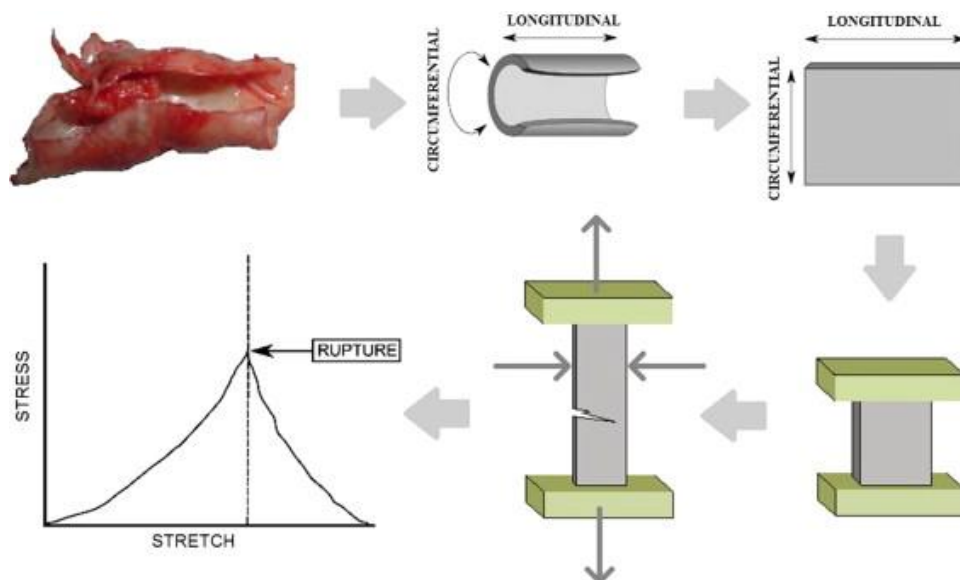
Zkouška jednoosým tahem je základní zkouškou, ale dokážeme podle ní určit pouze vlastnosti v jednom směru, čímž nedokážeme určit nožnou závislost přenášení napětí mezi osovým a obvodovým směrem. Proto se nejčastěji využívá zkouška dvojosým tahem. V literatuře neexistuje jednotná shoda, jak by zkouška měla probíhat. Existují různé variace co do tvaru vzorku, kdy se nejčastěji používá čtvercový vzorek, avšak existuje i návrh zkoušky se vzorkem do tvaru kříže [14]. Velikost hrany čtvercových vzorků se pohybuje v rozmezí 5-20 mm, tato variabilita závisí na velikosti získaného segmentu tepny, kdy mohou být použity zdravé vzorky tepen [15; 16], nebo tepen postižených nemocí, například tepny s aneurysmatem [17]. Avšak aby se eliminoval vliv uchycení na průběh zkoušky, měly by vzorky mít délku hrany v rozmezí 18-30 mm, dle typu uchycení [18]. Při přípravě vzorku dochází k podélnému rozříznutí tepny a následné úpravě na požadovaný tvar za pomoci vysekávacího nože. Na takto zhotovené vzorky jsou vytvořeny markery, které jsou snímány kamerou při testování. Nejčastější způsob uchycení vzorku je pomocí háčků (Obr. 4.2), kdy při upínání dochází k rozvinutí vzorku do roviny. Vzorek je uchycen tak, aby při zkoušce došlo k zatížení vzorku v obvodovém a axiálním směru. Před testováním se vzorky předepnou silou o velikosti setin Newtonu, aby došlo k jejich úplnému vyrovnání do roviny. Po předepnutí dochází k předcyklování vzorků, kdy se počet cyklů v literatuře pohybuje v rozmezí 5-10 cyklů, následně je vzorek rovnoměrně zatížen rychlostí řádově v jednotkách mm/min až do porušení vzorku. Jelikož k porušení dochází většinou v místě uchycení díky koncentrátoru napětí, neurčíme ze zkoušky mez pevnosti. V současné době se nejčastěji používá malá rychlost zatěžování, avšak některé zdroje uvádí, že by rychlost zatěžování měla být větší. Uvádí se rychlost 60% původní délky/min, neboť tento stav odpovídá dynamickému zatěžování stěny tepny krevním tlakem, čímž by se mělo dosáhnout výsledků podobným fyziologickému stavu [15]. Všechny vzorky byly při testování ponořeny do fyziologického roztoku při teplotě 37 °C, aby se předešlo vysychání a eliminoval vliv teploty.



Obr. 4.2 Upevnění vzorku pomocí háčků. Převzato z [15]

### 4.1.3 Zkouška tahem při rovinné deformaci

Poslední z využívaných tahových zkoušek je zkouška tahem při rovinné deformaci. Jako u všech zmíněných zkoušek je dostupná literatura dosti omezena. Za zmínku stojí skupiny *Mulvihill et al.* [18], *Barrett et al.* [19] a *Cunnane et al.* [20]. Blíže si popíšeme zkoušku používanou v práci *Mulvihill et al.*, která se zabývala zkouškami karotických plátů (Obr. 4.3) získaných z endarterektomie, které byly následně zmrazeny na teplotu  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Při rozmražení se vzorky nechaly ohřát na pokojovou teplotu a před provedením testu jsou ponořeny ve fyziologické lázni zahřáté na teplotu  $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Z endarterektomie (vyjmutí plátu při operaci) je vzorek již podélně rozříznut, čímž dochází k jeho rozevírání (uvolnění zbytkových napětí). Při upínání do svorek dochází k rozvinutí vzorku do roviny. Po upnutí byly vzorky zatíženy pěti zátěžnými cykly s odtižením a následně natahovány do porušení. Při většině testů je rychlost zatěžování malá, řádově v jednotkách mm/min [10; 11; 12; 13; 15], avšak *Mulvihill* zvolil rychlost zatěžování 30% mezery mezi čelistmi/s, neboť tato rychlost by měla odpovídat fyziologické zátěži plátu. Při přípravě vzorku je důležité zachovat poměr mezi délkou a šířkou vzorku. Ve zmíněných studiích je zachováván poměr stran vzorku 4:1. Zhotovený vzorek má délku hrany ve směru zatěžování čtvrtinovou oproti šířce, čímž je dosaženo čistého smyku („pure shear“) při zatěžování.



Obr. 4.3 Provedení zkoušky tahem při rovinné deformaci s typickou odezvou na zatížení. Převzato z [18]

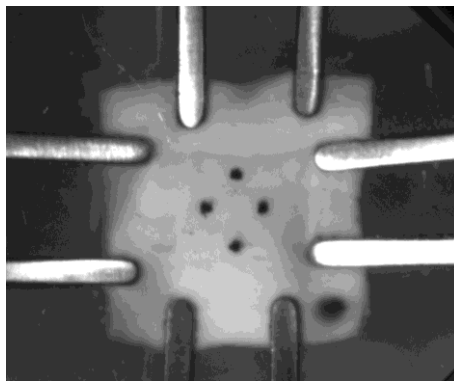
Skupina *Barrett et al.* [19] se zabývala problémem, jak ovlivňuje velikost a orientace kalcifikátu v karotických plátech jejich mechanickou odezvu. V této studii se snažily určit odezvu karotických plátů s rozřazením vzorků do čtyř skupin, podle velikost, tvaru a rozmístění kalcifikátů, které byly pozorovány pomocí počítačové tomografie (CT) nebo metody používající SEM (skenovací elektronový mikroskop). Práce používá obdobný postup, jako byl představen výše.

## 5 Zkouška vzorku tepny

V předchozích kapitolách byla popsána stavba stěny tepny a jaké mechanické zkoušky se používají pro testování cévní tkáně. Dále bylo podrobně vysvětleno, co zapříčiňuje typickou odezvu stěny cév na mechanické zatěžování. V další kapitole se již budeme zabývat prvním cílem této práce a to je vliv rozvinutí vzorku tepny na její mechanickou odezvu. Jako první si popíšeme, jak byl proveden experiment pro získání experimentálních dat, díky kterým určíme materiálové parametry pro konstitutivní modely.

### 5.1 Příprava vzorku

Pro testování byla použita karotida nevykazující známky onemocnění, tj. ve stěně tepny se nevyskytovaly kalcifikáty, ani známky aterosklerózy popř. nebyl pozorován výskyt lipidového jádra. Takto zhodnocená karotida byla očištěna od volné tkáně tak, aby zbyly jen vrstvy tunica intima, medie a externa (adventitie). Dále byla karotida rozstřížena podél osy a pomocí vysekávacího nože byl zhotoven čtvercový vzorek o velikosti hrany 18x18 mm. Následně byla zjištěna tloušťka vzorku, pomocí tloušťkoměru, který je upraveným úchylkoměrem se zvětšenou plochou a sníženou přitlačnou silou. Na třech různých místech bylo provedeno měření tloušťky. Aritmetickým průměrem byla získána původní tloušťka vzorku  $t_0 = 1,386$  mm. Jako poslední byly na vzorku vytvořeny čtyři černé markery (tečky) a takto vytvořený vzorek byl upnut do testovacího zařízení, čímž došlo k rozvinutí vzorku do roviny (Obr. 5.1) .



Obr. 5.1 Upnutí vzorku do testovacího zařízení

### 5.2 Testovací zařízení

Testovací zařízení, které bylo vyvinuto pro testování gumových vzorků a vzorků z měkkých tkání za pomoci firmy *Camea s.r.o.*, sestává ze dvou symetrických lineárních krokových motorů. Pomocí těchto motorů jsou rozpohybovány upínací svorky sloužící pro upnutí vzorku. Dále jsou na testovacím stroji umístěny dvě tenzometrické hlavy s maximálním rozsahem síly 20 N. Za pomoci svorek na hlavicích dochází k upevnění testovaného vzorku. Testovací zařízení je vybaveno nádobou, do které je vlit fyziologický roztok, který je zahříván pomocí topných těles. Nad nádrží (vodorovně s hladinou, resp. se vzorkem) je umístěna CCD kamera s rozlišením 0.02 mm/pixel, která snímá deformaci vzorku při testování.

Během zkoušky je vzorek upevněn v nádobě s fyziologickým roztokem, aby nedocházelo k vysychání vzorku. Tento roztok je zahřát na teplotu  $37 \pm 0,5$  °C, neboť mechanické

vlastnosti tepen jsou závislé na teplotě [21]. Vlivem posouvání svorek a vibracemi motorů dochází ke vlnění hladiny, proto byl nad vzorek umístěn skleněný kryt, tak aby došlo ke kontaktu s hladinou, tím se zabrání zkreslení obrazu, vlivem pohybu hladiny. Na vzorek bylo aplikováno předpětí v obou směrech o velikosti 0,02 N. Při testu byl vzorek deformačně zatěžován s rychlostí posuvu  $0,167 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$  až do porušení.

### 5.3 Vyhodnocení experimentu

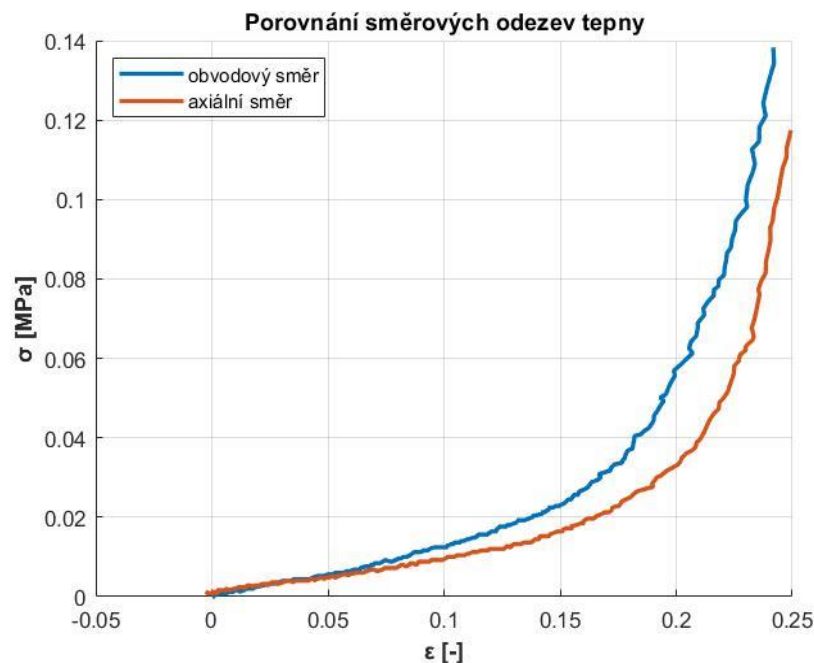
Pomocí sledování markerů vytvořených na vzorku a programu *Tibixus* [22] byla určena velikost protažení a z dat z tenzometrů byla vyhodnocena velikost síly. Ze znalosti protažení můžeme vypočítat smluvní přetvoření a díky znalostem původní délky a tloušťky vzorku můžeme vypočítat smluvní napětí dle vztahu:

$$\sigma = \frac{F_{\text{tenz}}}{w \cdot t_0} \quad (1)$$

, kde:

- $F_{\text{tenz}}$  - síla určena z tenzometrů [N]
- $w$  - původní šířka vzorku [mm]
- $t_0$  - původní tloušťka vzorku [mm]
- $\sigma$  - smluvní napětí [MP]

Jelikož zatěžujeme a snímáme odezvu vzorku ve dvou směrech a to v axiálním a obvodovém, můžeme vykreslit závislost mezi smluvním napětím a přetvoření v těchto směrech. Jednotlivé křivky jsou zobrazeny v Obr. 5.2 níže:



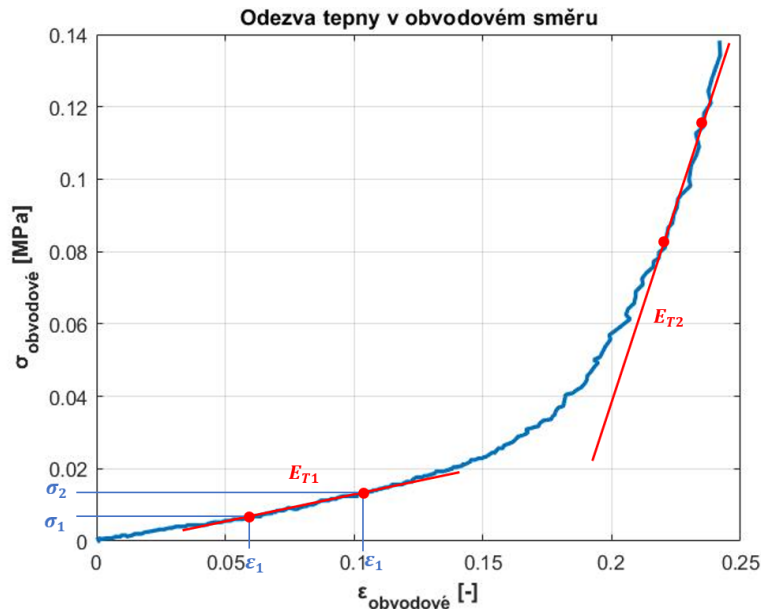
Obr. 5.2 Porovnání odezvy tepny v axiálním a obvodovém směru z ekvibiaxiální zkoušky

Z grafů je patrné, že obě závislosti mají stejný trend a jejich rozdíl není významný, vzhledem k velkému rozptylu mechanických odezvy tepen získaných ze zkoušek viz [13]. Proto si dále jen popíšeme vyhodnocení mechanické odezvy vzorku tepny zatěžovaném v obvodovém

směru. Tato závislost se nejčastěji vyhodnocuje pomocí sečných modulů pružnosti a to pomocí počátečního sečného modulu pružnosti  $E_{S1}$  a koncového sečného modulem pružnosti  $E_{S2}$ , pro které platí vztah:

$$E_S = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\varepsilon} = \frac{\sigma_2 - \sigma_1}{\varepsilon_2 - \varepsilon_1} \quad (2)$$

Postup pro určení hodnot napětí a přetvoření je zobrazen v Obr. 5.3.



Obr. 5.3 Vyhodnocení modulů pružnosti

Tímto způsobem byly stanoveny sečné moduly:

$$E_{S1} = \frac{13,6 - 6,8}{0,1052 - 0,0612} = 154,5 \text{ kPa}$$

$$E_{S2} = \frac{118,2 - 79,8}{0,2358 - 0,2183} = 2194 \text{ kPa}$$

Tato metoda je jedna z možných postupů, jak popsat chování tepen při zatěžování, neboť se jedná o jednoduchou a rychlou metodu. Avšak existují i postupy, které dokážou popsat celý průběh křivky. Obor který se tímto zabývá se jmenuje konstitutivní modelování. Proto se v následující kapitole budeme zabývat hledáním vhodných konstitutivních modelů, sloužící pro určení materiálových konstant, které se zadávají jako vstupní parametry při modelování pomocí metody konečných prvků.



# 6 Výpočtové modelování vlivu rozvinutí vzorku

## 6.1 Prokládání naměřených hodnot

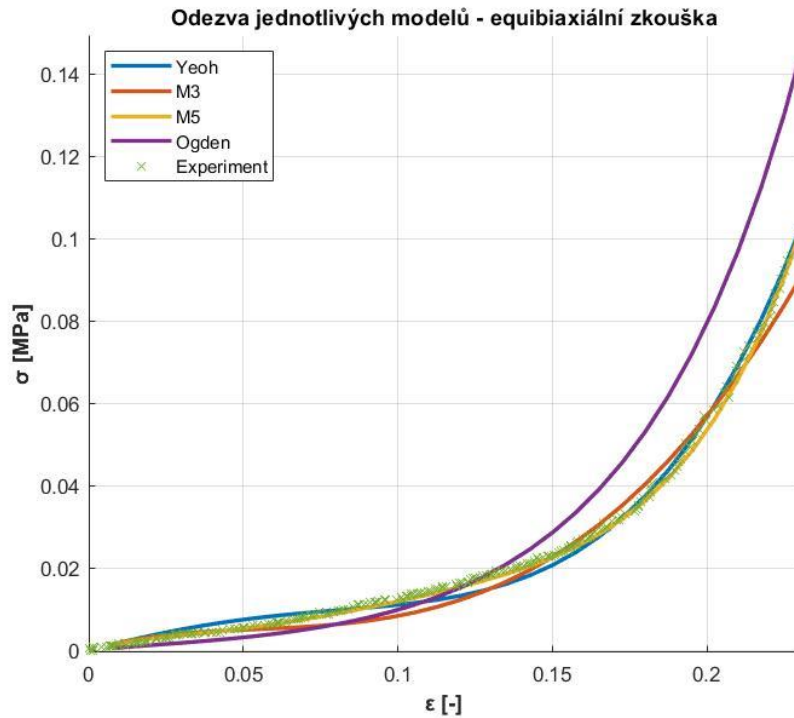
Nyní již budeme hledat vhodný konstitutivní model, kterým bychom mohli popsat chování zjištěné mechanickou zkouškou. Při hledání vhodného konstitutivního modelu byla přijata následující zjednodušení:

- **Izotropie** – nejčastěji se rozlišují dva dominantní směry chování tepen a to je směr obvodový a osový (axiální) [23]. Vzhledem k malému rozdílu odezev získaných z experimentu (viz Obr. 5.2) budeme uvažovat stěnu tepny za izotropní. Materiálové konstanty budeme určovat z odezvy v obvodovém směru, neboť se jedná o hlavní materiálový směr vzorku, ve kterém se vyskytují větší napětí.
- **Hyperelastická** – při cyklickém zatěžování tepny dochází k velkým deformacím s jistou mírou hystereze, což je způsobeno viskoelastickým chováním tepen [8]. Protože budeme modelovat průběh ekvibiaxiální zkoušky, kde dochází k rovnoměrnému zatížení až do porušení. Protože model materiálu bude určen na zatěžovací fázi odezvy z této zkoušky, která jistý vliv viskoelasticity zahrnuje, budeme předpokládat materiál tepny za hyperelastický a úlohu budeme řešit, jako statickou.
- **Nestlačitelnost** – vlastnost nestlačitelnosti stěny tepny je v současné době diskutované téma. V literatuře [24; 25; 26] se při modelování většinou předpokládá nestlačitelné chování materiálu, což zajišťuje lepší stabilitu výpočtu, avšak je nutno dodat, že existují experimenty které dokládají jistou stlačitelnost tepen [27; 28].

Tímto zjednodušením dostáváme několik vhodných konstitutivních modelů, kterými můžeme popsat mechanickou odezvu vzorku stěny. Mezi zvolené modely patří model Neo-Hooke, model Ogden, model Arruda-Boyce, model Yeoh, model Mooney-Rivlin. Avšak ne všechny modely se v literatuře používají, neboť nejsou například schopny popsat zpevnění, ke kterému dochází vlivem narovnání kolagenních vláken. Proto se v dostupné literatuře nejčastěji uvádějí:

- Model Yeoh tříparametrický [24]
- Model Ogden [29]
- Model Mooney-Rivlin pětiparametrický [30]
- Model Mooney-Rivlin tříparametrický [30]

Tyto modely byly vzaty a zjištěny materiálové charakteristiky proložením dat. Avšak aby byla data dobře proložena byla odmazána část dat, převážně ze začátku měření, protože obsahují největší podíl šumu a dále významně ovlivňují samotné prokládání dat, neboť dochází k jevu, že data ze začátku měření jsou lépe proložena, než data z konce měření, což je v rozporu s naším cílem. Naší snahou je nejlépe popsat data z konce měření, protože nás z hlediska bezpečnosti zajímají hodnoty napětí z konce měření (před dosažením porušení vzorku). Proložení dat se uskutečnilo pomocí programu *Hyperfit* (platí pouze pro model Yeoh a Ogden s ohledem na licenci), pro ostatní modely bylo použito prostředí Ansys Classic. Nejprve jsme určili materiálové parametry jednotlivých modelů, které byly vstupem pro modelování biaxiální zkoušky v prostředí Ansys Classic, čím jsme určili odezvy jednotlivých modelů. Jednotlivé odezvy jsou zobrazeny v Obr. 6.1 a materiálové charakteristiky jsou zapsány v Tab. 1.



Obr. 6.1 Proložení naměřených dat (závislost smluvních napětí na smluvních přetvoření)

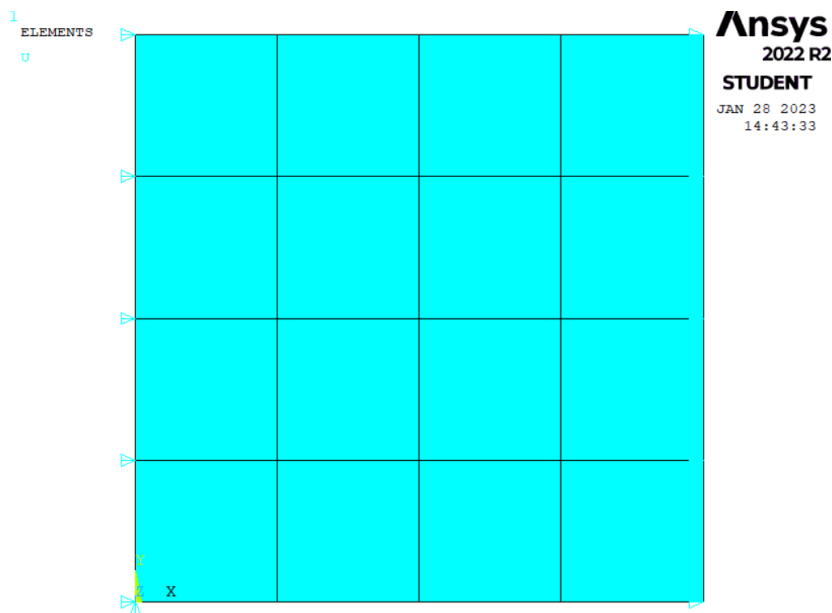
Tab. 1 Materiálové konstanty jednotlivých modelů

Konstanty modelu	<b>Yeoh 3 par.</b>	Konstanty modelu	<b>Mooney-Rivlin 5 par.</b>	<b>Mooney-Rivlin 3 par.</b>	Konstanty modelu	<b>Ogden</b>
C10 [MPa]	0,016	C10 [MPa]	0,227	0,160	$\mu_p$ [MPa]	0,001
C20 [MPa]	-0,041	C01 [MPa]	-0,209	-0,141	$\alpha_p$ [-]	25
C30 [MPa]	0,125	C20 [MPa]	3,070	0,080		
		C11 [MPa]	-4,445			
		C02 [MPa]	1,695			

Z grafu vyplývá, že všechny modely jsou vhodné pro popis odezvy z experimentu, neboť dobře popisují zpevnění. Nejlepšího popisu křivky bylo dosaženo za pomoci modelů Yeoh a Mooney-Rivlin. Proto představíme druhé kritérium pro výběr modelu a to je tzv. predikční schopnost modelu. Jelikož byla provedena pouze ekvibiaxiální zkouška neznáme chování tepny v případech jiné napjatosti, např. pokud dochází k jednoosému tahu, nebo smyku atd. Při vytváření modelu materiálu je lepší znát odezvy i z ostatních zkoušek, ale ne vždy je možné tyto zkoušky provést, např. kvůli nedostatku vzorků, cenovým nákladům, nedostatku vybavení. Proto se model musí chovat rozumně i v případech napjatostí, které nebyly popsány pomocí zkoušek. Přesnost s jakou dokáže model popsat tuto napjatost je predikční schopnost modelu. Proto otestujeme predikční schopnost modelů při modelování odhadu tahové zkoušky v prostředí Ansys.

## 6.2 Predikční schopnost modelu

Pro model geometrie byl zvolen prvek PLANE182, s nastavení rovinné napjatosti. Byl vytvořen model geometrie, tj. čtverec o velikosti hrany 1 mm a následně byla vytvořena síť konečných prvků (Obr. 6.2).



Obr. 6.2 Model geometrie

Jako okrajové podmínky byly nastaveny nulové posuvy v ose x na levou hranu ( $UX=0$ ), na pravou hranu byl nastaven posuv  $UX = 0,3$ . Aby nedošlo k pohybu tělesa v prostoru byl na bod v počátku souřadného systému zamezen posuv  $UY=0$ .

Pro jednotlivé modely byly vypočteny průběhy napětí v závislosti na přetvoření modelované zkoušky tahem. Jelikož máme experimentální data pouze z ekvibiaxiální zkoušky, provedeme dolní odhad napětí z tahové zkoušky, tím že získaná data z ekvibiaxiální zkoušky podělíme dvěma. Tento odhad platí pro malé deformace a nestlačitelný materiál. Skutečná napětí získaná z modelu byla přepočtena na smluvní napětí dle vztahu:

$$\sigma_i = \tau_i \cdot \lambda_i \Rightarrow \tau_i = \frac{\sigma_i}{\lambda_i} \quad (3)$$

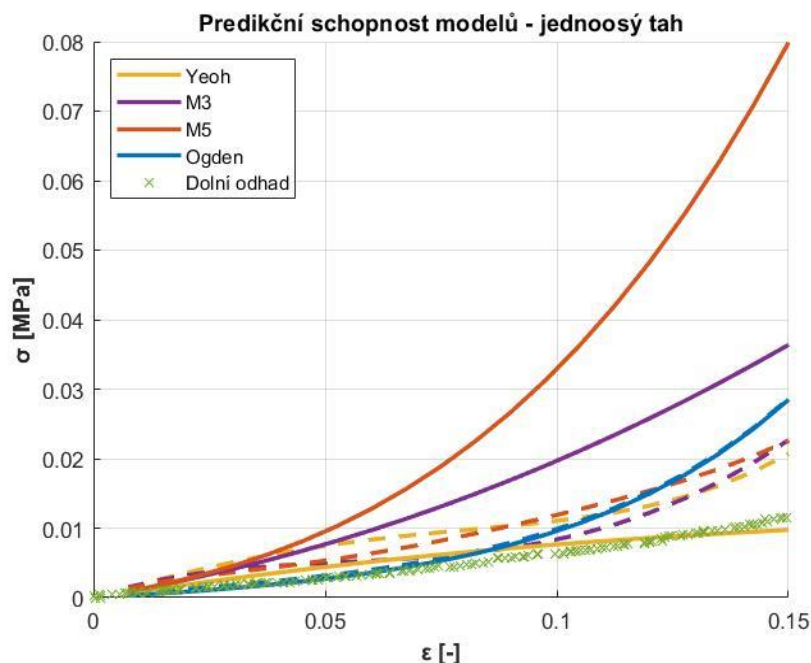
, kde

$\sigma_i$  – skutečná napětí [MPa]

$\tau_i$  – inženýrská napětí [MPa]

$\lambda_i$  – poměrná protažení [-]

Tyto hodnoty společně s odhadnutými hodnotami jsou vykresleny v Obr. 6.3



Obr. 6.3 Predikční schopnost modelu – model zkoušky jednoosým tahem.  
Plnou čarou – jednoosý tah, čárkovaně – dvuosý tah. Závislost smluvních napětí na smluvních přetvoření

Z grafu vyplývá, že z vybraných modelů má přijatelnou predikční schopností model Yeoh tříparametrický, neboť pouze u něj došlo ke snížení napětí oproti napětí ve dvuosém tahu. Proto budeme tento model s jeho zjištěnými parametry používat v dalším modelování ekvibiaxiální zkoušky. Parametry zvoleného modelu jsou zapsány v Tab. 2:

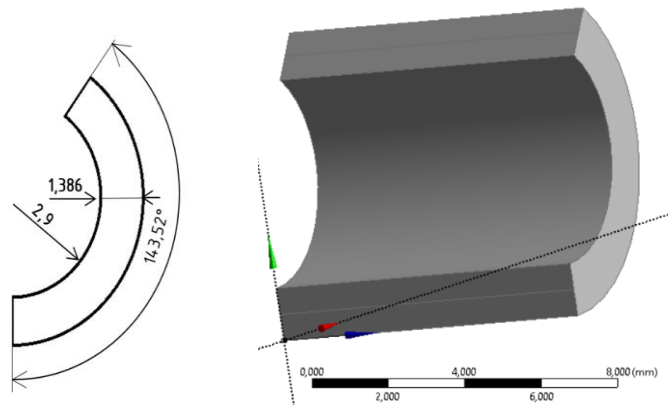
Tab. 2 Parametry modelu Yeoh

Konstanty modelu	Yeoh 3. parametrický
C10 [MPa]	0,016
C01 [MPa]	-0,041
C20 [MPa]	0,125

### 6.3 Modelování ekvibiaxiální zkoušky

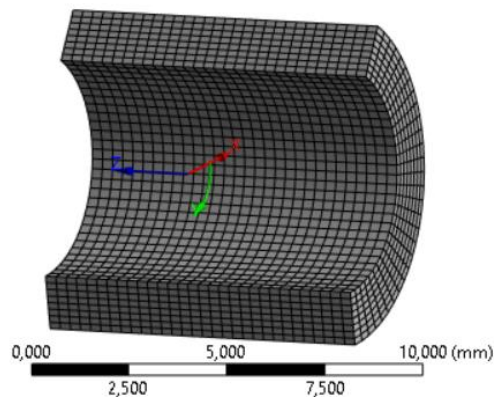
Modelování bylo provedeno pomocí programu Ansys Workbench 2022 R2. Byl zadán materiálový model Mooney-Rivlin 3 par. s materiálovými konstantami z Tab. 2. Následně byl vytvořen model geometrie stěny tepny. Tepna byla modelována pomocí ¼ symetrie (Obr. 6.4). Nebyla modelována celá (uzavřená) tepna, neboť jsme se snažili namodelovat průběh zkoušky, kde délka hrany vzorku byla 18 mm. Proto aby náš model měl stejnou délku hrany (resp. aby jeho střednicová plocha měla stejnou délku) vytvořili jsme část válce v rozmezí obloukového úhlu 0°-143,52° čímž jsme dosáhli toho, že oblouk reprezentující střednicovou plochu má délku hrany 9 mm. Pro model byl zvolen vnitřní průměr 2,9 mm a tloušťka stěny 1,386 mm, délka modelu byla 9 mm (hodnoty vycházejí z experimentu). Pro lepší zadávání okrajových podmínek byla plocha symetrie a plocha volného konce rozpůlena. Stěna tepny není modelována jako dvě vrstvy (media a adventitie),

protože při samotném experimentu nedošlo k separaci vrstev a stěna byla zatěžována jako celek.



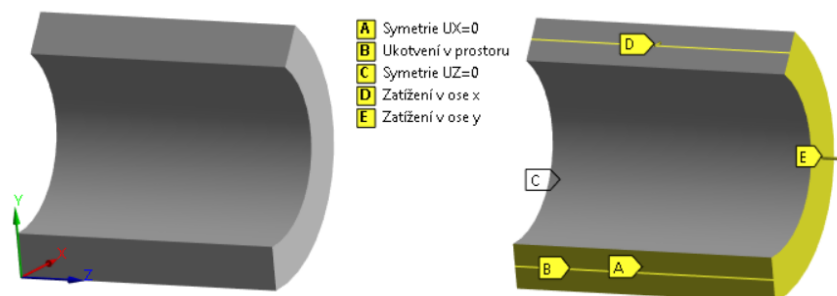
Obr. 6.4 Geometrie tepny, zelená osa splývá se středem vzorku

Po vytvoření modelu geometrie byla vytvořena síť konečných prvků (Obr. 6.5). Po tloušťce tělesa bylo vytvořeno 8 prvků, jednotlivé oblouky byly rozděleny na 30 prvků a po délce tělesa bylo vytvořeno 30 prvků (síť sestává z 2400 prvků). Dále byla použita metoda sweep kopírující síť přes délku tělesa. Souřadné systémy jednotlivých prvků byly natočeny tak, aby odpovídaly válcovému souřadnému systému.



Obr. 6.5 Síť konečných prvků

Výpočet byl proveden ve třech krocích, v prvním a druhém kroku bylo modelováno rozvinutí tepny do roviny a ve třetím kroku byl modelován samotný průběh zkoušky. Ve všech krocích byly nastaveny velikosti substepů s minimální hodnotou 40 a maximální hodnotou 400. Zadané okrajové podmínky jsou zobrazeny na Obr. 6.6.



Obr. 6.6 Zadání okrajových podmínek

Pro modelování  $\frac{1}{4}$  symetrie byly zadány nulové posuvy  $UX=0$  na plochu A, pro všechny kroky. Aby nedošlo k pohybu tělesa v prostoru byl na hraně B, představující průmět střednicové plochy do roviny symetrie, předepsán nulový posuv v ose y ( $UY=0$ ). Pro stranu symetrie C byl zadán nulový posuv v ose z ( $UZ=0$ ). Na boční stranu E byl v prvních dvou krocích výpočtu zadán posuv  $UZ=0$ , tato podmínka je nutná pro stabilitu výpočtu. Touto podmínkou předpokládáme, že při rozvinutí vzorku nedochází k posuvům v ose z, čímž by v tomto směru neměla působit žádná síla, tento předpoklad však musíme zpětně ověřit. Pro třetí krok byl zadán na stranu E posuv 2,1 mm, čímž již modelujeme průběh samotné zkoušky. Jako poslední byl na hranu D zadán v prvním kroku posuv  $UX=6,86$  mm, ve druhém kroku posuv  $UY=-0,32$ , čímž dojde k rozvinutí konce střednicové plochy do roviny. Hodnota posuvu  $UX$  byla stanovena z rozdílu konečné délky hrany a x-ové souřadnice hrany D uzavřené geometrie tj. rozdíl:

$$9 - 2,14 = 6,86 \text{ mm}$$

Hodnota posuvu  $UY$  byla stanovena iteračně. Tímto dosáhneme rozvinutí modelu geometrie do roviny. V třetím kroku byl zadán posuv o 2,1 mm větší (tj. konečný posuv 8,96 mm), čímž se modeluje průběh samotné zkoušky a dosáhne průměrného inženýrského přetvoření 0,21. V analysis setting byly povoleny velké deformace a chování materiálu bylo nastaveno na nelineární.

### 6.3.1 Velikost sítě

Jelikož se jedná o nelineární úlohu nemůžeme si být jisti hodnotou výsledků, resp. jestli výsledek existuje. Proto bylo zjištěno, jak se bude měnit hodnota průměrného napětí na ploše symetrie v závislosti na velikosti sítě. Pokud se výsledky od sebe nebudou moc lišit budeme brát, že tato síť je dostatečná a výsledky jsou správné. Pokud by nedošlo k ustálení výsledků, nemuselo by řešení modelu existovat, nebo by síť nebyla dostatečně jemná. Dílčí výsledky jsou zapsány v Tab. 3.

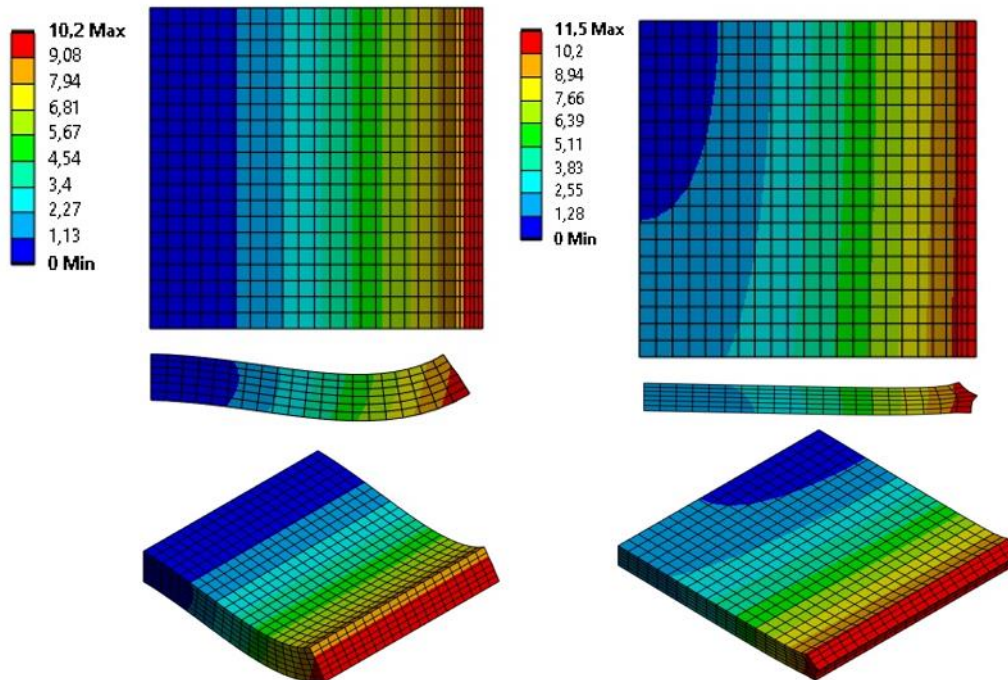
Tab. 3 Konvergence výsledků

Počet prvků sítě	Průměrné napětí [KPa]	Napětí po zaokrouhlení [KPa]
2400	292,0	292
2880	289,5	290
3480	286,9	287
4000	292,3	292
4800	289,9	290
5800	287,9	288

Z výsledků vyplývá, že změnou sítě nedochází ke významné změně výsledků, které se řádově pohybují ve stovkách KPa a jedná se o konkrétní hodnoty získané výpočtem. Jelikož nemá smysl znát tak „přesné“ hodnoty, protože byly získány numerickým řešením, bylo provedenou zaokrouhlení na jednotky, neboť i samotný model materiálu byl zadán s přesností na jednotky kilopascalů. I po zaokrouhlení jednotlivé výsledky od sebe neliší. Pokud aplikujeme přístup z minima maximum, tak dobré přesnosti dosáhneme již s 2400 prvky. Na takto velké síti budou interpretovány další výsledky.

### 6.3.2 Vyhodnocení výsledků a diskuze

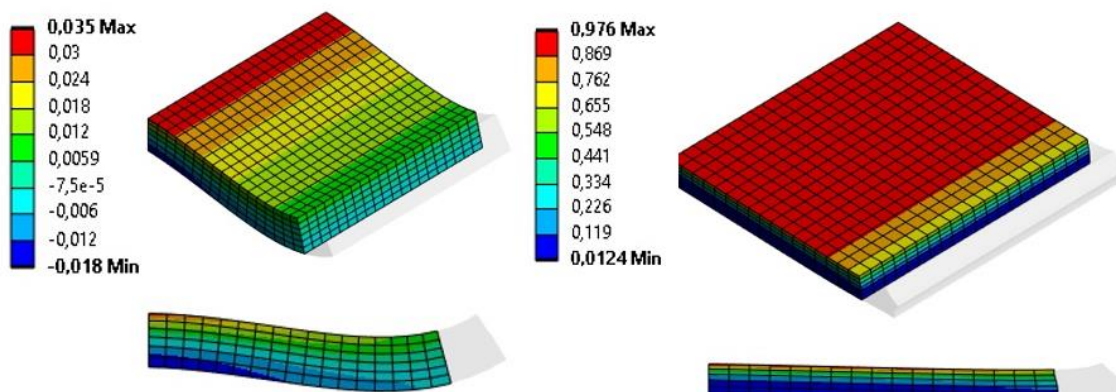
Jako první se podíváme na výsledky celkové deformace po rozvinutí a po konci zkoušky modelu (Obr. 6.7).



Obr. 6.7 Celková deformace modelu [mm]. Vlevo – rozvinutí do roviny, vpravo – konec zkoušky

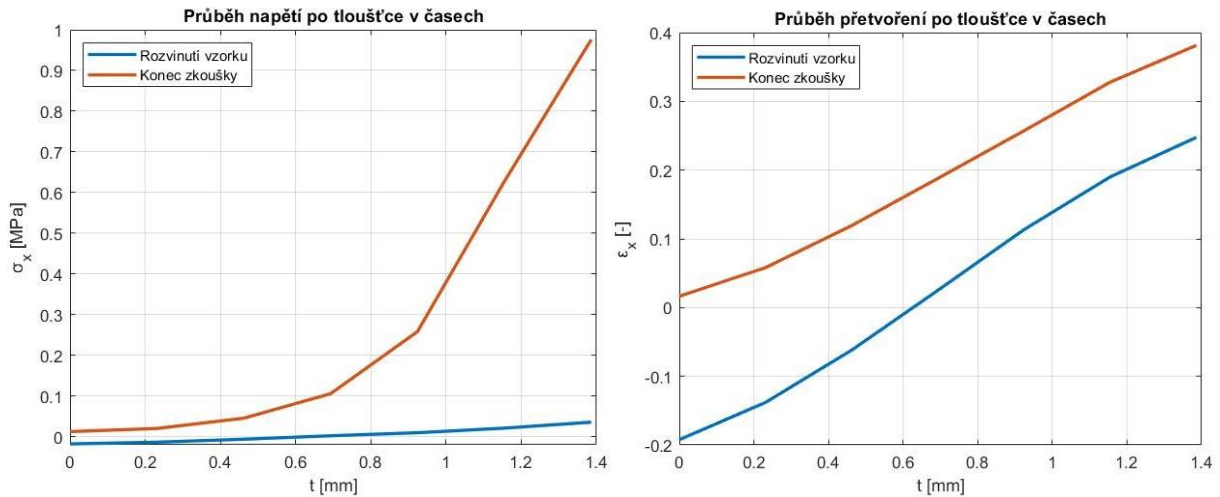
Na obrázku vidíme, že vlivem předepsání posuvů pouze na hranu D nám vzniká singularita, avšak takto předepsaná podmínka je nutná, aby docházelo k natáčení volného konce. Z hlediska modelování je vytvoření singularity nežádoucí, avšak jelikož se nachází na volném konci, který je dostatečně vzdálený od místa zájmu nemělo by dojít k ovlivnění výsledků. Oblast singularity a její blízké okolí budou vyřazeny z vyhodnocování.

Níže se podíváme na napětí v ose x (tj. napětí v obvodovém směru), neboť toto napětí bylo vyhodnoceno z reálné zkoušky. Vykreslená napětí budeme určovat v čase rozvinutí vzorku a v čase konce zkoušky (Obr. 6.8).



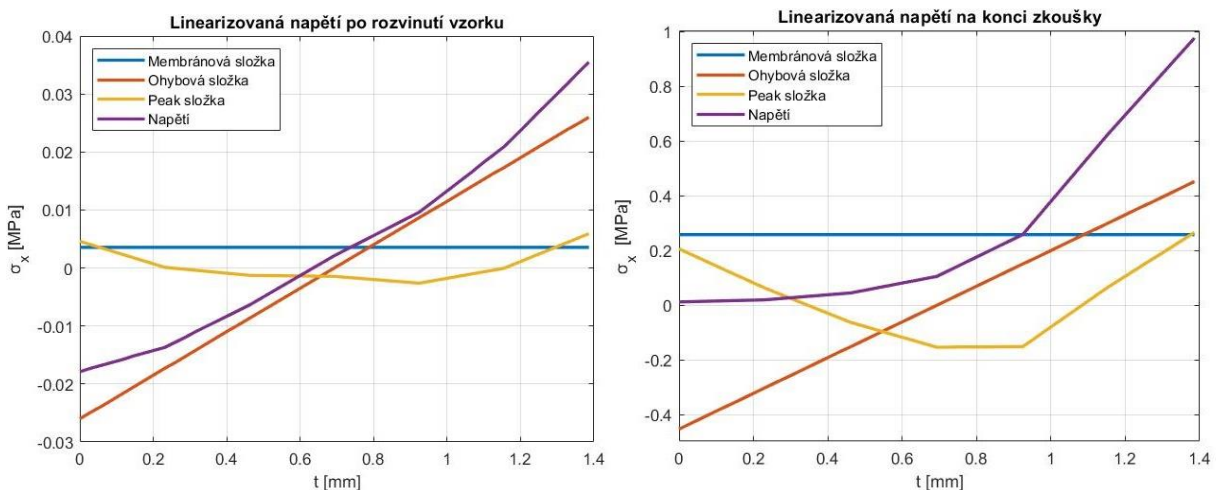
Obr. 6.8 Vykreslení napětí v ose x [MPa]. Vlevo – rozvinutí do roviny, vpravo – konec zkoušky

Z obrázku je patrné že po rozvinutí modelu do roviny dochází na vnitřní ploše k natahování vzorku a na vnější straně dochází k jeho stlačování, tím by se dalo očekávat, že na spodní straně dojde ke zvlnění vzorku. Po skončení modelování zkoušky dochází k natahování modelu, čímž nám roste přetvoření (následně napětí) v celém průřezu modelu. Dále si vykreslíme a porovnáme napětí a přetvoření po tloušťce ve středu vzorku (Obr. 6.9) po rozvinutí a po skončení zkoušky.



Obr. 6.9 Průběh napětí a přetvoření po tloušťce modelu.  $t_0$  – vnější strana,  $t_{1,38}$  – vnitřní strana (lumen)

Z grafu je patrné, že po rozvinutí modelu do roviny dochází k ohybovému namáhání s téměř lineárním průběhem napětí a přetvoření po tloušťce. Na konci zkoušky dochází vlivem nelinearity k prudkému zvětšování napětí na vnitřním povrchu. Abychom od sebe oddělili jednotlivé vlivy vykreslíme si linearizovaná napětí po rozvinutí vzorku do roviny a po konci zkoušky (Obr. 6.10).

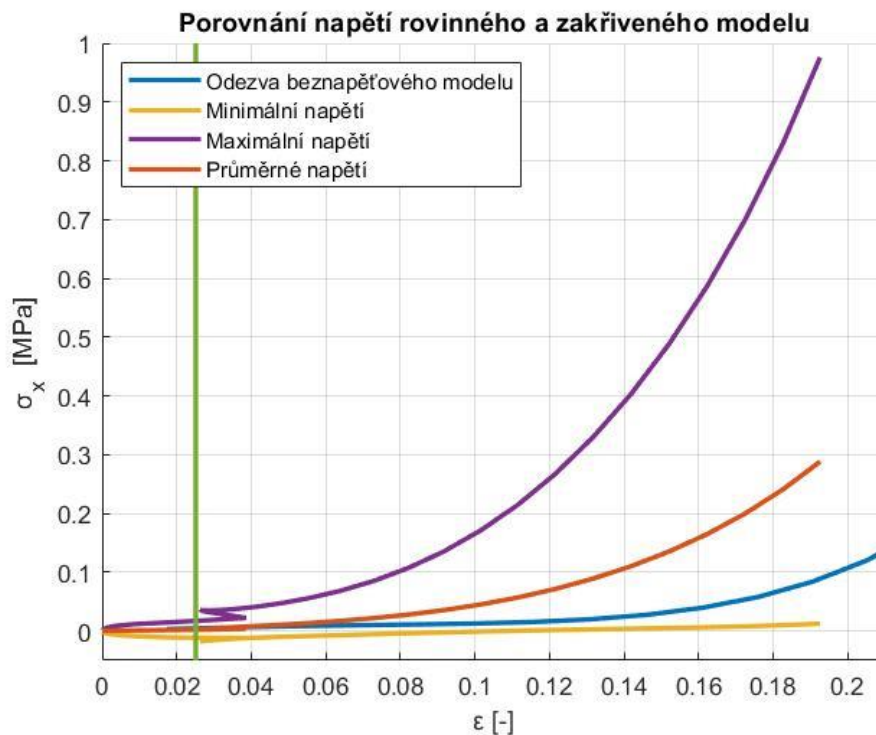


Obr. 6.10 Linearizovaná napětí po tloušťce

Z linearizovaných napětí vyplývá, že vlivem rozvinutí geometrie do roviny dochází převážně ke vzniku ohybové složky napětí. Po skončení simulace zkoušky se ohybová složka společně s membránovou složkou napětí nelineárně zvětšuje.



Z Obr. 6.9 vyplývá, že napětí se mění po průřezu, proto do srovnání obou zkoušek zahrneme do grafu maximální napětí, minimální napětí a napětí průměrné získané ze simulace vlivu rozvinutí stěny tepny do roviny. Tato napětí budou porovnána s napětím, které bylo určeno z rovinného (na začátku beznapěťového) modelu (Obr. 6.11).

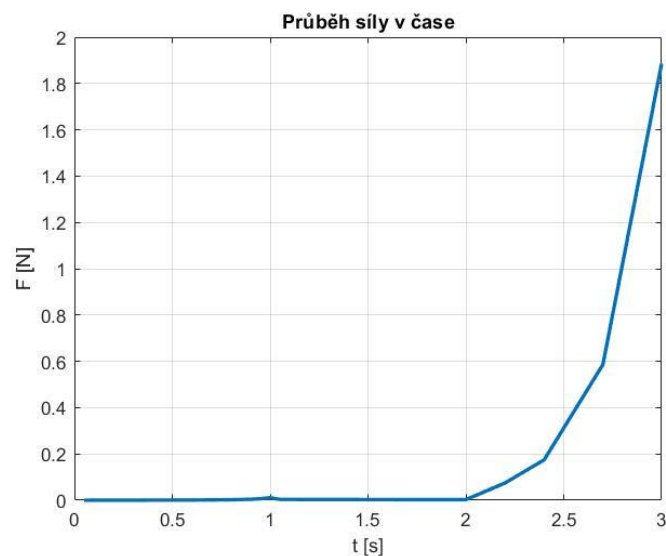


Obr. 6.11 Porovnání odezvy skutečného napětí-přetvoření rovinného (beznapěťového) a rozvinutého modelu. Zeleně odděleno rozvinutí a natahování zakřiveného modelu

Jako první je potřeba si uvědomit, že při rozvinutí vzorku do roviny dochází k velkému ohybu, takže napětí jsou po tloušťce proměnná. Porovnáním odezvy z vykresleného grafu bylo zjištěno, že i průměrná napětí (tj. napětí která by se určily při zkoušce) rovinného a rozvinutého modelu jsou jiná, čímž byl splněn první cíl této práce. Dále si můžeme v grafu povšimnout velké špičky napětí, která se nachází na vnitřním povrchu. Tato špička je způsobena ohybovým namáháním, kterého je dosaženo rozvinutím vzorku do roviny. Tento vliv je markantnější, neboť se jedná o tlustostěnné těleso s malým poloměrem (karotida je jedna z nejtlustostěnnějších tepen v těle) s materiálem vykazující deformační zpevnění. Z výpočtu vychází hodnota 1 MPa, která by vysvětlovala, že na vnitřní straně v průběhu experimentu dojde k ruptuře u svorek (vlivem koncentrace napětí), nebo v některé části vzorku. Na druhou stranu podíváme-li se na hodnotu přetvoření v Obr. 6.9, tak se jedná o hodnotu vycházející z velkých přetvoření. Protože je napětí závislou veličinou na přetvoření a experiment končí hodnotou přetvoření 0,21, jedná se tedy o vypočtené napětí, které je závislé na chování modelu materiálu a není podloženo experimentálními daty ze zkoušky. Toto maximální napětí poté zvětšuje průměrnou hodnotu napětí. Proto není číselně možné vyjádřit, jaký je rozdíl, mezi rovinným a rozvinutým modelem, pouze jsme schopni určit, jaký bude trend chování. Jako poslední se podíváme na hodnotu průměrných napětí. Toto napětí by mělo být napětí, které zaznamenáváme při zkoušce. Z grafu vyplývá, že průměrné napětí u rozvinutého modelu je větší, než napětí získané z modelování rovinného modelu, u kterého nepředpokládáme vnesené deformace vlivem rozvinutí, avšak z dříve popsaných důvodů není možné určit o kolik se tato napětí liší, ale můžeme vyvodit několik závěrů. Jako první by mělo

dojít k dřívějšímu meznímu stavu u rozvinutého modelu, než u rovinného, neboť vlivem velkých napětí na vnitřní straně dojde k dřívějšímu porušení. Dále z gradientu napětí u rozvinutého modelu vyplývá, že se vlákna po tloušťce nepodílejí rovnoměrně na přenosu napětí, vlákna na vnitřní straně budou aktivována dříve, než vlákna na vnější straně. Vlivem gradientu napětí po tloušťce by mělo dojít k dřívější aktivaci kolagenních vláken na vnitřní straně vzorku. Skutečnost, že by došlo k přenášení zatížení pomocí kolagenních vláken, které mají několikanásobně větší modul pružnosti, než elastin by znamenala, že dochází k ovlivnění počátečního modulu pružnosti resp. k jeho zvětšení. Jako poslední by se dalo předpokládat, že ke vzniku a růstu trhliny dojde na vnitřní straně. V této části tedy bylo dokázáno, že vlivem rozvinutí vzorku dojde k ovlivnění zkoušky. Při výpočtu byl použit model, který zanedbával rozlišení stěny tepny na vrstvy, tedy byla předpokládána homogenní stěna tepny. Do budoucna by se mohla zlepšit úroveň modelu, kdy by se již rozlišilo mezi jednotlivými vrstvami. Pro tento výpočet je však potřeba znát materiálová data z příslušných mechanických zkoušek.

Na závěr se musíme podívat na poslední kritérium a to stanovení síly, která vznikne zamezením posuvu v ose z na volné straně E (viz Obr. 6.6). Touto podmínkou byla zajištěna dobrá stabilita výpočtu, avšak na druhou stranu se ze vzorku tepny stal dlouhý válec. Proto musíme určit velikost působící síly v ose z Obr. 6.12, na kterém je zaznamenán průběh síly. Z obrázku je patrné, že do začátku modelování zkoušky tj. čas 2 sekundy je velikost síly zanedbatelně malá.



Obr. 6.12 Stanovení velikosti chyby při zadání okrajové podmínky

## 7 Experimentální určení projevů zbytkových napětí

V předchozí kapitole jsme se zabývali prvním problémem této diplomové práce. V následujících kapitolách se budeme zabývat druhou částí mé práce a to je určení vlivu zbytkových napětí ve stěně tepny na její mechanickou odezvu. Zbytková napětí budou modelovaná na základě výsledků z experimentu, který bude popsán, jako první.

### 7.1 Informace o vzorcích

Pro experimenty byly použity vzorky z krčních tepen, které byly získány během pitvy díky Anatomickému ústavu Masarykovy Univerzity v Brně. Takto se podařilo získat 12 segmentů (z 10 pacientů) krčních tepen (z pravé i z levé strany). Délka segmentů se pohybovala v rozmezí 1-2 cm. Pro vytvoření vzorků byly použity tepny, které vykazovaly minimální, nebo žádné známky aterosklerotického plátu. Vzorky byly testovány do 4 hodin od odebrání z autopsie (během toho času byly uchovány při teplotě 4 °C), nebo byly zmrazeny při teplotě -20 °C. Všechny vzorky byly uchovány ve fyziologickém roztoku (0,9% roztok NaCl ve vodě).

Z informací poskytnutých anatomickým ústavem byl zjištěn věk a pohlaví pacienta. Vzorek pacientů zahrnoval 6 žen s průměrným věkem  $83,7 \pm 6,9$  let (nejstarší 91 let, nejmladší 72 let), 4 muže s průměrným věkem  $78,3 \pm 10,5$  let (nejstarší 88 let, nejmladší 64 let).

### 7.2 Metodika testování

#### 7.2.1 Testovací protokol

Při testování byl vyplňován testovací protokol. Informace zapsané do protokolu sestávaly z:

- data experimentu,
- čísla pacienta,
- věku a pohlaví pacienta,
- času odebrání vzorku od smrti,
- zda byl vzorek zmražen, nebo čerstvý,
- 3 měřené tloušťky jednotlivých vrstev,
- informací o jednotlivých vzorcích.

Do posledního bodu patří informace o zdárnosti separace vrstev a jakou míru aterosklerózy tepna vykazovala.

#### 7.2.2 Příprava vzorků

Očištění segmentů a příprava vzorků probíhala pod dohledem odborné pracovnice laboratoře ÚMTMB Anny Hrubanové. Z povrchu adventitie byla s opatrností odstraněna volná tkáň, která váže tepnu ke svému okolí. Z takto očištěného segmentu se následně připravovaly vzorky. Během celé doby čištění a přípravy vzorku byly vzorky ponořeny, nebo namáčeny do fyziologického roztoku, aby se zabránilo jejich vysychání. Jelikož se velikost segmentů pohybovala v rozmezí 1-2 cm podařilo se vytvořit pouze vzorky z obvodového směru.

Ze segmentů se podařilo získat 19 vzorků pro metodu Holzapfel a 24 vzorků pro metodu Lisický. Obě metody budou popsány níže. Bohužel při experimentu došlo u některých vzorků k jejich znehodnocení (např. neúspěšné nalepení na tyčinku, odpadnutí vzorku během experimentu), proto tyto experimenty nebudou do výsledného hodnocení brány v potaz. Počet výsledných vzorků je shrnut v Tab. 4.

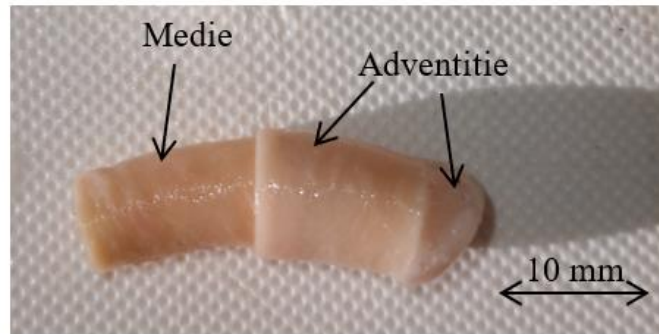
Tab. 4 Počet vzorků

<b>Metoda – Holzapfel</b>	<b>Počet vzorků</b>
Intakt	19
Adventitia	18
Media + intima	17
<b>Metoda – Lisický</b>	<b>Počet vzorků</b>
Adventitia	24
Media + intima	21
<b>Celkem intakt</b>	19
<b>Celkem adventitia</b>	42
<b>Celkem media + intima</b>	38

Při přípravě vzorků bylo postupováno dle dvou metod. První bude popsána metoda, která byla představena v článku Holzapfel et al. [31].

Jako první došlo k ohřátí segmentů na teplotu 37 °C ve vyhřívané lázni fyziologického roztoku. Pokud byly segmenty nezmražené, byly vloženy do vyhřáté lázně na dobu 30 min, aby došlo k ustálení teplot. Pokud byly segmenty zmražené, byly nejprve na dobu 30 minut vystaveny lázni o pokojové teplotě a následně byly po dobu 30 minut ohřívány v lázni, jejíž teplota se postupně zvedla na 37 °C. Vzorky pro testování jsou zhotoveny pomocí dvou příčných řezů segmentu tepny (pozn. v literatuře se tepna, u které nedošlo k separaci vrstev, označuje slovem „intakt“), čímž se obdrží intakt mezikruhový vzorek. Jednotlivé řezy byly provedeny tak, že se výsledná šířka vzorku pohybovala v rozmezí 1-2 mm. Takto zhotovený vzorek je pomocí kyanoakrylátového lepidla přilepen bodově k tyčce. Následně je vzorek ponořen do vyhřáté lázně fyziologického roztoku o teplotě 37 °C, po dobu 30 min, čímž dosáhneme ustálení a kalibrace vzorku, neboť teplota ovlivňuje mechanické vlastnosti tepen [21]. Po ustálení je vzorek rozstříhnut podélně v místě opačném, než je jeho přilepení k tyčince, čímž dojde k rozevření vzorku. Toto rozevření značí, že před rozstřížením by se na vnějším povrchu mělo vyskytovat tahové napětí a na vnitřním povrchu tlakové napětí. Následně byly vzorky ponechány ve vyhřívané lázni po dobu 16 h. Poté došlo k separaci vrstvy adventitie od vrstvy medie. Bohužel se nepodařilo odseparovat od sebe vrstvy media a intima, proto byly ponechány společně. Takto vytvořené vzorky byly nalepeny na tyčinky a ponechány v lázni po dobu 6 h. Ze všech kroků byly pořízeny snímky pomocí CCD kamery tj. byly pořízeny snímky po ustálení, po rozstřížení, po 16 h, po separaci a po 6 h. Aby nedošlo ke zkreslení obrazu je kamera umístěna rovnoběžně se vzorky.

Druhou metodu přípravy vzorků představil ve své práci Lisický [32]. V této práci představil postup, kdy dochází jako první k odseparování jednotlivých vrstev Obr. 7.1.



Obr. 7.1 Separace vrstev

Z těchto vrstev byly zhotoveny jednotlivé mezikruhové vzorky, které byly přilepeny na tyčinky. Následně je postup stejný, jako v předchozím případě, dochází k ustálení v lázni po dobu 30 min (snímek kruhového vzorku), následně k rozstřížení a pořízení snímku. Aby se zachovaly časy experimentu mezi metodami dochází dále ke pořízení dvou dalších snímků po 16 h a 22 h od rozstřížení.

Na konci experimentu byla u každého vzorku změřena ve třech místech tloušťka vzorku pomocí úchylkoměru.

Jelikož se předpokládalo, že mezi jednotlivými pacienty může docházet k variabilitě, co se zbytkových napětí týče, byly z každého segmentu zhotoveny vzorky dle obou metod. Tato skutečnost společně s malou délkou segmentů zabraňovala přípravě podélných vzorků.

### 7.2.3 Vyhodnocení snímků

Výsledkem experimentu je série snímků získaných z CCD kamery. Pro získání geometrických vstupů, které budou využity při modelování, byly obrázky zpracovány pomocí programu představeného v Lisický [32]. Jako první byly obrázky škálovány, aby se shodovaly s realitou pomocí známého rozměru tyčinky. Poté došlo k ruční segmentaci vnější a vnitřní hranice prostřednictvím bodů, které jsou následně proloženy B-spline křivkou. Křivka je následně rozdělena na stejné dílce pomocí stejného počtu bodů pro všechny vzorky. Pomocí sumy délek jednotlivých segmentů dokážeme určit délku vnitřní a vnější hranice. Následně byla v každém bodě vypočtena křivost [31] [32]:

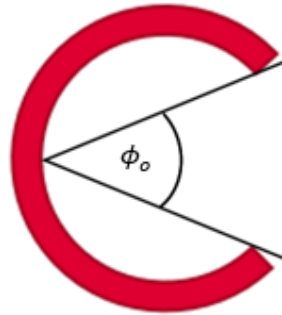
$$\kappa = \frac{x'y'' - y'x''}{(x'^2 + y'^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (4)$$

kde se vyskytují první a druhé derivace v bodech B-spline křivky, kterou jsme si nahradili vnější a vnitřní hranice. Po určení křivosti můžeme vypočítat první vstupní parametr pro model geometrie, kterým je poloměr křivosti dle:

$$r = \frac{1}{\kappa} \quad (5)$$

Tato veličina byla vypočtena ve všech vyšetřovacích bodech, výsledná hodnota poloměru křivosti byla vzata jako průměrná hodnota z lokálních poloměrů.

Dále byl vyhodnocen otevírací úhel  $\phi_o$ , zobrazen na Obr. 7.2. Ten byl stanoven, jako úhel mezi koncovými body vnitřní křivky s vrcholem úhlu v polovině délky této křivky. Takto stanovený úhel vychází z díla *Humphrey et al.*[33].



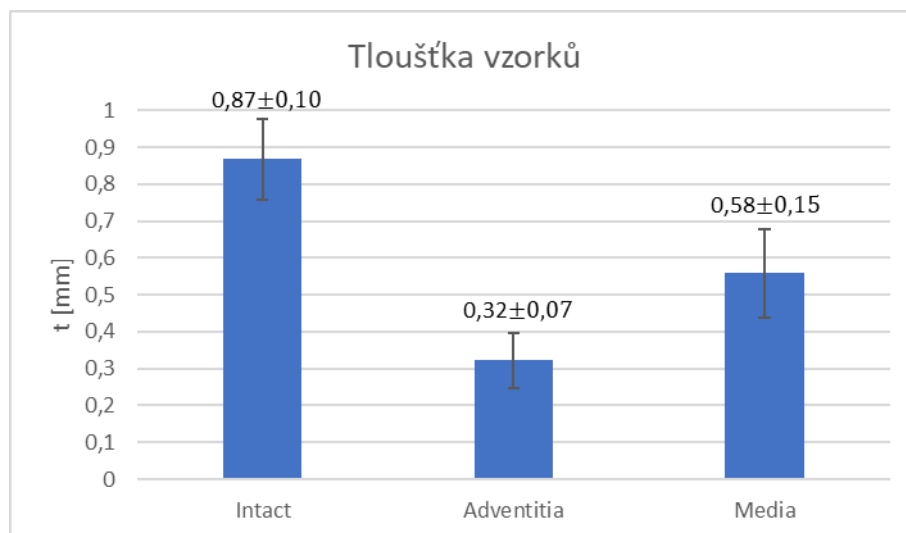
Obr. 7.2 Definice otevíracího úhlu. Převzato z [33]

### 7.3 Vyhodnocení výsledků

Postup vyhodnocení jednotlivých výsledků bude stejný jako se používá v práci Holzapfel [31], resp. v práci Lisický [32], která používá stejný postup.

#### Tloušťka stěny

Bohužel ne pro všechny vzorky byly provedeny histologické rozbory, avšak pozorováním bylo zjištěno, že separace jednotlivých vrstev neproběhla vždy úspěšně, neboť jednotlivé vrstvy spolu musejí být vzájemně propojeny a určit jednoznačnou hranici mezi nimi je obtížný úkol sám osobě. Proto u všech vzorků budeme předpokládat, že k separaci došlo s různou mírou úspěšnosti. Tuto míru lze zhruba odhadnout ze změřené tloušťky adventitie. Ze všech vzorků byla určena tloušťka adventitie a medie, výsledná tloušťka intaktu, pak vznikla sečtením jednotlivých tlouštěk. Pro jednotlivé vrstvy byla učena střední hodnota a směrodatná odchylka (Obr. 7.3).

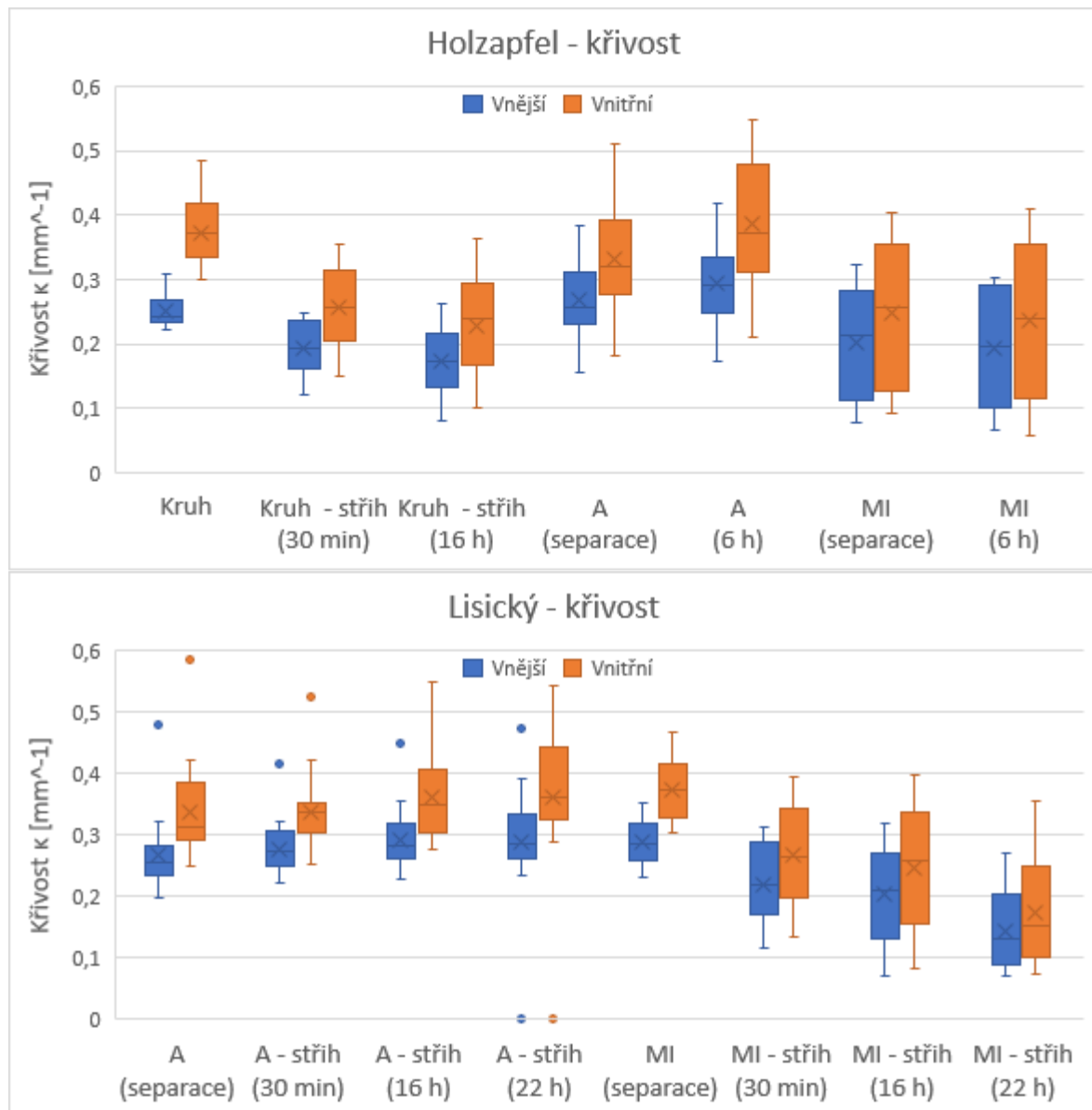


Obr. 7.3 Tloušťka stěny a vrstev, střední hodnota  $\pm$  směrodatná odchylka

Při znormování na jednotkovou tloušťku intaktu dostáváme poměr 1:0,37:0,64. Z tohoto poměru plyne, že poměr středních tloušťek jednotlivých vrstev je zhruba 2:1 (A:MI).

## Křivost

Jak již bylo zmíněno vnější a vnitřní hranice vzorku byly aproximovány pomocí B-spline křivek, které byly rozděleny na stejný počet bodů. V těchto bodech byly vypočteny lokální hodnoty křivosti dle rovnice (4). Výsledná křivost vzorku byla vzata, jako průměrná hodnota. Následně byl vykreslen box-plot pro křivosti vnitřní a vnější hranice Obr. 7.4.



Obr. 7.4 Průběh křivosti v závislosti na čase. Nahoře vyhodnocení metody Holzapfel. Dole vyhodnocení metody Lisický. Křížek – průměr, čára – medián

Z grafů je patrné, že s postupem času dochází k uvolnění zbytkových napětí (tj. dochází ke změně křivosti). Zaměříme-li se nejprve na výsledky získané metodou Holzapfel, tak můžeme pozorovat, že po podélném rozstřížení vzorku dochází k poklesu křivosti (tj. rozevření vzorku), v průběhu času se tato hodnota mírně zmenšuje (dochází k většímu rozevírání). Po separaci dochází u adventitie k nárůstu křivosti (tj. uzavírání), s postupem času tato hodnota

mírně roste. U medie se střední hodnota (vůči intakt vzorku) moc nemění, ale dochází ke zvětšení rozptylu.

Výsledky z metody Lisický ukazují obdobný trend. Podélným rozstřížením vzorku adventitie dochází k mírnému zvětšení křivosti (tj. uzavírání). Pro vzorky medie je trend výraznější, neboť z grafu je patrné, že dochází ke značnému zmenšení křivosti (tj. rozevření).

Všechny tyto zjištění se shodují se skutečným průběhem experimentu, kdy u adventitie docházelo dominantně k uzavírání a u medie docházelo dominantně k otevírání.

Na závěr budou srovnány křivosti obdržené jednotlivými metodami a bude zjištěno, zda se statisticky liší. Jako první byl proveden Anderson-Darling test normality v prostředí Matlab pro jednotlivé křivosti. Hladina významnosti byla zvolena  $\alpha = 5\%$ , a určené P-hodnoty jsou zapsány v Tab. 5.

Tab. 5 Test normality pro jednotlivé křivosti

Test normality - $\alpha = 0,05$			P-hodnota
Holzapfel	Adventitia	Vnitřní křivost	0,6822
		Vnější křivost	0,8601
	Media + intima	Vnitřní křivost	0,1178
		Vnější křivost	0,0421
Lisický	Adventitia	Vnitřní křivost	0,0546
		Vnější křivost	0,0371
	Media + intima	Vnitřní křivost	0,1293
		Vnější křivost	0,0232

Z tabulky vyplývá, že ne všechny veličiny mají normální rozdělení. Pro soubory s normálním rozdělením byl proveden v prostředí Matlab dvouvýběrový t-test (funkce *ttest2*), výsledky jsou zapsány v Tab. 6

Tab. 6 Porovnání pomocí t-testu

Test porovnání - $\alpha = 0,05$			P-hodnota
Holzapfel X	Adventitia (A)	Vnitřní křivost	0,2351
		Vnější křivost	-
Lisický	Media + intima (MI)	Vnitřní křivost	0,7281
		Vnější křivost	-

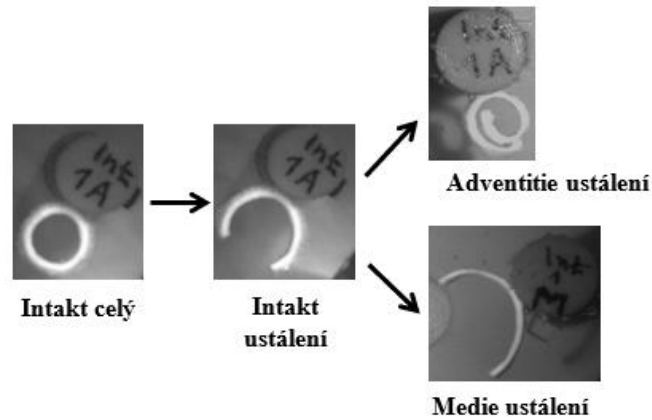
Z tabulky vyplývá, že mezi zkoumanými soubory dat není statisticky významný rozdíl. Přepočtem hodnot křivosti pro nerozstřížené vzorky dle vztahu (5), určíme vnitřní poloměr celkové A  $3,527 \pm 0,67$  mm, MI  $2,889 \pm 0,366$  mm, intakt  $2,939 \pm 0,397$  mm.

## Otevírací úhel

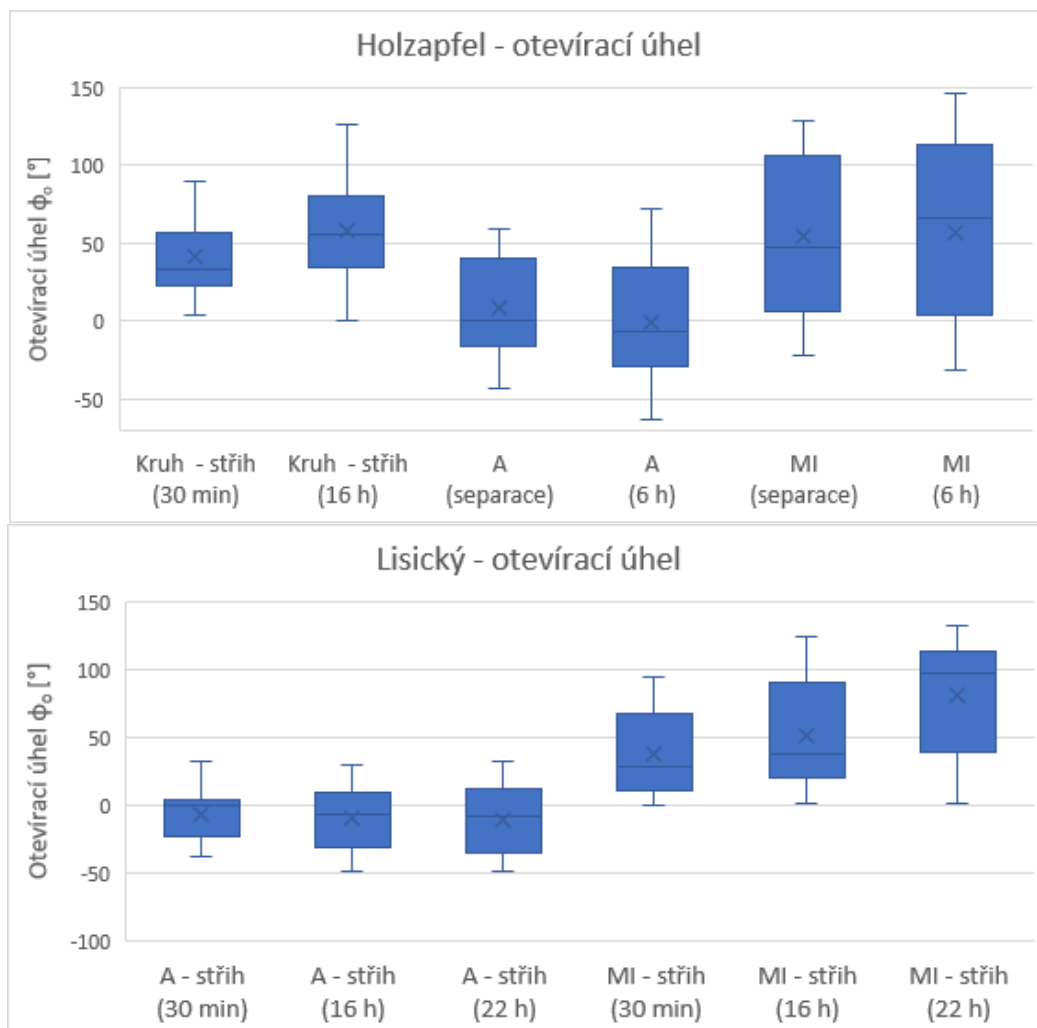
Posledním důležitým parametrem pro sestavení modelu geometrie je otevírací úhel jednotlivých vrstev Obr. 7.2. Pozorování otevíracího úhlu intaktu/medie se shoduje s literaturou, neboť ve většině případů, dochází k otevírání. Míra otevírání se různí, v některých případech došlo k minimálnímu otevření, ve většině případů je otevření markantnější.



Na druhou stranu u adventite dochází ke širšímu spektru výsledků. Zhruba v polovině případů dochází u vzorků k rozevření adventitie, v druhé polovině případů dochází k uzavírání adventitie, čímž je ve výsledku hodnota otevíracího úhlu záporná. Typický projev otevíracího úhlu pro jednotlivé vzorky je zobrazen na Obr. 7.5 a závislost otevíracího úhlu na čase je zobrazena v Obr. 7.6 pro jednotlivé metody zvlášť.

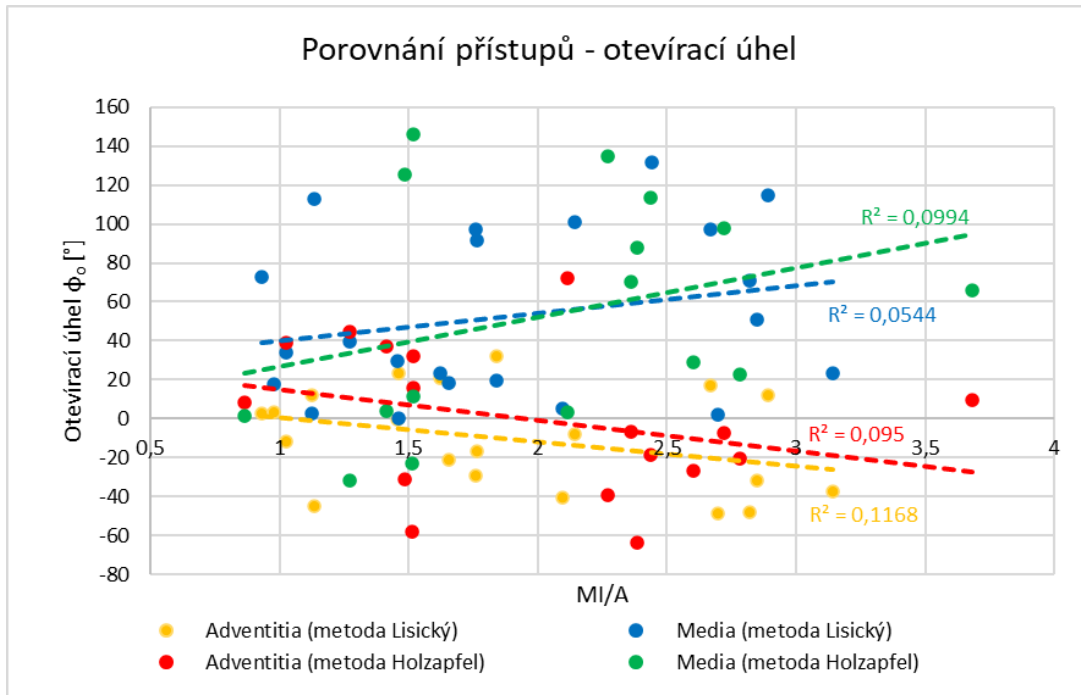


Obr. 7.5 Typická deformace jednotlivých vrstev



Obr. 7.6 Vyhodnocení otevíracího úhlu. Nahoře metoda Holzapfel. Dole metoda Lisický. Křížek – průměr, čára – medián

Dle pozorování došlo k otevírání adventitie dominantně u vzorků, u kterých došlo k nedokonalé separaci vrstev a část medie zůstala na adventitii. Tímto by se dalo předpokládat, že i malé množství zbytkové medie na adventitii má významný vliv na uvolnění zbytkových napětí, stejná hypotéza je vyřčena v [32]. Proto byl ze změřených tloušťek vypočten poměr MI/A. Pro jednotlivé případy byla vykreslena závislost otevíracího úhlu na poměru MI/A v Obr. 7.7 pro jednotlivé metody zvlášť a body byly proloženy lineární závislostí.



Obr. 7.7 Velikost otevíracího úhlu v závislosti na poměru tloušťek MI/A. K příslušným datům byla vytvořena lineární aproximace, zobrazena čárkovaně

Z grafického znázornění je patrné, že jednotlivé hodnoty otevíracího úhlu mají velký rozptyl. Pro jednotlivé otevírací úhly byly vytvořeny aproximace s lineární závislostí a vyznačenou hodnotou koeficientu determinace. Jak je z grafu a hodnot koeficientu determinace patrné, tak nelze říct, že by existovala lineární závislost mezi otevíracím úhlem a poměrem tloušťek MI/A (tj. Pearsonův korelační koeficient je blízký nule). Avšak nemůžeme s obecností říct že tomu tak není, neboť vzorky, na kterých se určoval otevírací úhel pocházely z 10 pacientů, čímž se samotné zbytkové napětí ve stěně tepny může značně lišit. Velký rozptyl výsledků není v biomechanice nic neobvyklým. Například v práci [34] je patrný velký rozptyl naměřených odezev při tahové zkoušce. Z grafu je však pozitivní, že jednotlivé lineární závislosti se od sebe moc neliší a dokázaly zachytit pozorovaný a předpokládaný trend, že čím větší bude podíl MI/A tím došlo k lepšímu uvolnění napětí (resp. lepší separaci vrstev). U medie dochází k většímu rozevření a u adventitie dochází k většímu uzavírání s rostoucím podílem tloušťek. Dále budou ještě porovnány jednotlivé statistické soubory za pomoci prostředí Matlab. Jako první byl pro jednotlivé soubory proveden Anderson Darling test normality na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ . Pro všechny soubory vyšla  $P_{\text{hodnota}}$  větší než hladina významnosti, tj. nebyla zamítnuta hypotéza, že data mají normální rozdělení. Pro porovnání výsledků z jednotlivých metod byl proveden dvouvýběrový t-test (pomocí funkce *ttest2*) na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ , abychom určili, zda jsou výsledky otevíracích úhlů příslušných vrstev stejné. Nulová hypotéza tohoto testu zní: „ Střední hodnoty otevíracích úhlů vzorků adventitie (medie) získaných pomocí dvou metod jsou stejné.“ Výsledkem tohoto testu vyšla

pro adventitie  $P_{\text{hodnota}} = 0,3475$ , pro medie vyšla  $P_{\text{hodnota}} = 0,9445$ . Jelikož je P hodnota větší než hladina významnosti, vyplývá z výsledků, že střední hodnoty otevíracích úhlů příslušných vrstev určené oběma metodami se významně statisticky neliší (nebyla zamítnuta nulová hypotéza). Výsledkem z těchto a předešlých testů lze vyvodit, že jsou metody rovnocenné a výsledky mohou být vyhodnocovány spolu. Pro poslední test byla testována hypotéza: „Otevírací úhly adventitie jsou menší, než otevírací úhly medie.“ Výsledná  $P_{\text{hodnota}} = 1$ , proto jsou zamítnuty alternativní hypotézy. Tato hodnota není moc překvapující, neboť střední hodnota (průměr) otevíracích úhlů u adventitie je roven  $-6,22^\circ$  a střední hodnota otevíracích úhlů u medie je rovna  $53,8^\circ$ .

K vyhodnoceným výsledkům je nutno dodat, že v průběhu experimentu dochází u adventitie k uzavírání, dokonce byly určeny záporné otevírací úhly. Avšak při takovémto uzavření se již nejedná o část kruhového oblouku, čímž se komplikuje vyhodnocení otevíracího úhlu, pro který by mělo platit, že je nezávislý na zvoleném vrcholu úhlu. Pro otevřenou medii, kdy je výsledná geometrie po uvolnění zbytkových napětí blízka části kruhového oblouku, by vyhodnocení v jednom bodě mělo být dostačující, avšak pro adventitii toto neplatí, neboť malým posunutím vrcholu úhlu může dojít k velkým změnám ve velikostech vrcholového úhlu. Proto do budoucna zůstává otázkou, zda je tento popis dostačující.

Z vyhodnocených výsledků vyplývá, že jsou metody pro určení otevíracího úhlu jednotlivých vrstev shodné a dávají stejné výsledky, avšak obě metody mají své výhody a nevýhody. Díky metodě Holzapfel můžeme určit relaxaci zbytkových napětí na intakt vzorku, díky čemuž dostáváme výsledky pro porovnání. Nevýhodou této metody je značná časová náročnost, kdy experiment probíhá po dobu 22 hodin, pokud započítáme čas na přípravu experimentu, rozmražení a kalibraci dostáváme se k času lehce přesahujícímu 24 hodin. Metoda Lisický zachovává stanovené časy z metody Holzapfel, avšak ty slouží pouze proto, aby mohly být metody mezi sebou porovnány. Pro průběh experimentu je dostačující čas 16 hodin, tj. zkrácení doby experimentu o 6 hodin. Pokud bychom dokázali určit čas, po jakém dojde k relaxaci napětí, mohla by se doba experimentu ještě zkrátit. Nevýhodou této metody je, že nezískáme data relaxace intaktního vzorku.

# 8 Modelování zbytkových napětí ve stěně

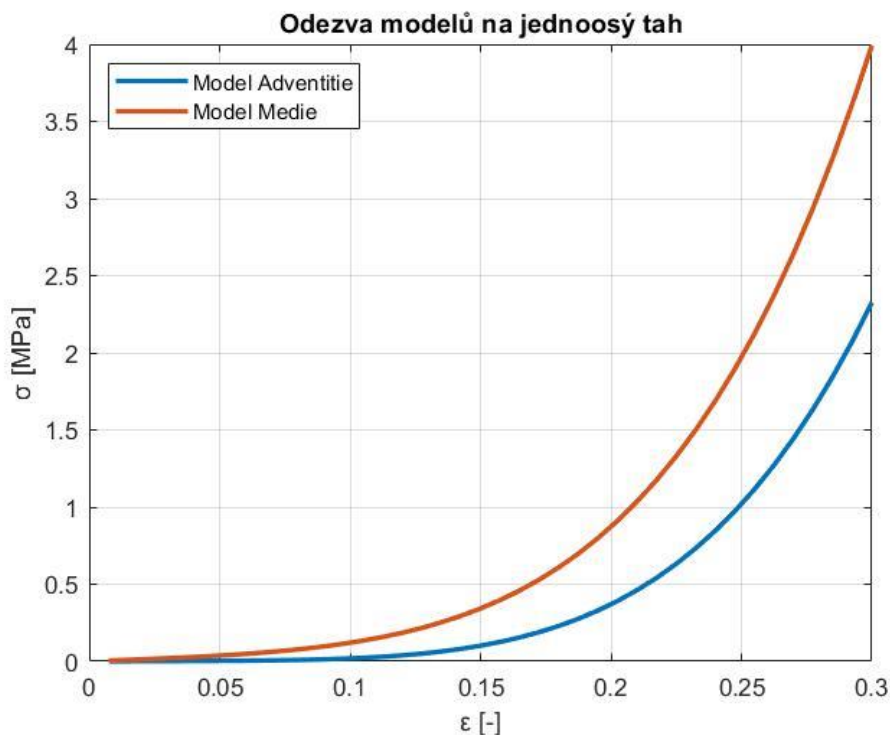
## 8.1 Model materiálu

Druhým cílem této diplomové práce je určit, jak zbytková napětí ve stěně tepny ovlivňují její napjatost, při fyziologickém zatížení. V kapitole 7, kde jsme se zabývali modelováním zkoušky tahem již byly představeny modely materiálu a vstupní materiálová data. Avšak tyto data sloužily pouze pro popis intakt vzorku, proto pro jednotlivé vrstvy musíme hledat materiálové konstanty v dostupné literatuře. Pro adventitii byly použity materiálová data z práce [35], pro medii byly použity materiálová data z práce [34] jednotlivé konstanty jsou zapsány v tabulce 7.

Tab. 7 Materiálové konstanty

Tkáň	Materiálový model	Mat. konstanty	Hodnota [kPa]	Publikace
Adventitie	Yeoh 3. par	C10 [MPa]	10	[35]
		C01 [MPa]	0	
		C20 [MPa]	10 422	
Medie + intima	Yeoh 3. par	C10 [MPa]	108	[34]
		C01 [MPa]	1 441	
		C20 [MPa]	13 102	

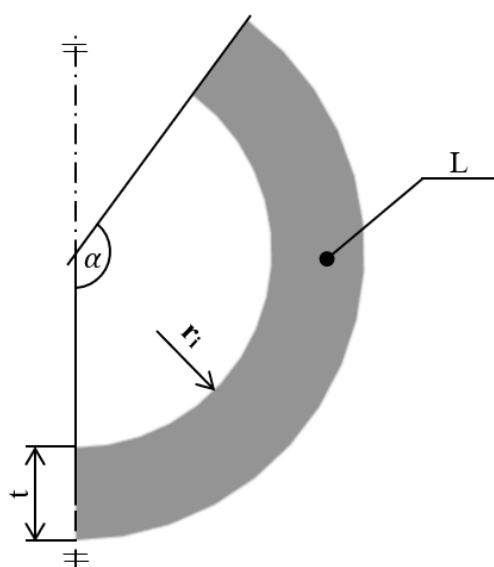
Pro lepší představu byla na těchto datech modelována příslušná (tahová) zkouška, stejným postupem, jaký byl použit v kapitole 7. Výsledky z modelování tahové zkoušky rovinného vzorku jsou vyneseny na Obr. 8.1.



Obr. 8.1 Odezva modelů na jednoosý tah

## 8.2 Model geometrie

Při modelování bylo využito prostředí Mechanical APDL, které umožňuje parametrizaci úlohy. Jelikož se sledovalo několik parametrů, které budou tvořit počáteční geometrii, bylo vytvořeno makro, které jako vstupní veličiny používá vnitřní poloměry, tloušťky a úhel otevření jednotlivých vrstev. Vnitřní poloměr byl zvolen z důvodu jednoznačného segmentování hranice v obrázku (viz Obr. 7.5). Pro medii byl zvolen vnitřní poloměr, neboť na vnitřní straně nedochází k separaci (roztřepání hranice), a díky hladké výstelce lumenu je vnitřní hranice jednoznačně určitelná. U adventitie dochází na vnitřní straně vlivem separace také k roztřepání vrstev, avšak jak je patrné z Obr. 7.5 je vnější hranice adventitie nejednoznačně určitelná. Dále byl použit předpoklad symetrie, neboť z podstaty vstupních dat nejsme schopni určit, jestli se například jedna strana otevírá více než druhá atd. Použitá geometrie je zobrazena na Obr. 8.2 s parametry zapsanými v Tab. 8.



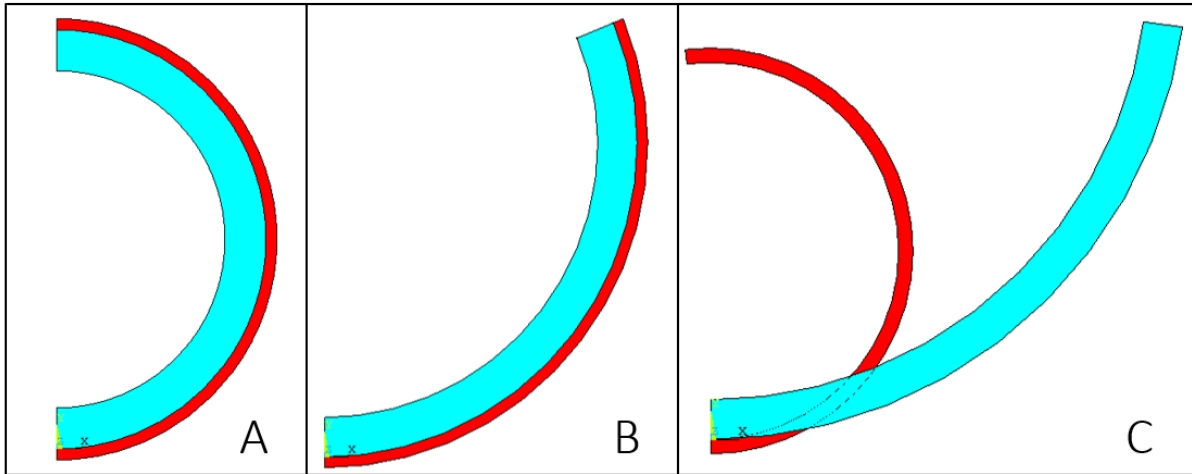
Obr. 8.2 Model geometrie

Tab. 8 Parametry modelu

Název veličiny	Označení	Jednotky
Vnitřní poloměr	$r_i$	[mm]
Tloušťka vrstvy	$t$	[mm]
Délka modelu	$L$	[mm]
Obloukový úhel	$\alpha$	[°]

Zde je úhel  $\alpha$  dopočten z rovnoramenného trojúhelníku, jehož úhel mezi odvěsnami je roven úhlu  $\alpha$  a úhel mezi odvěsnou a přeponou je poloviční úhel  $\phi_0$ .

Pro srovnání vlivu zbytkových napětí byly použity tři výchozí modely geometrie využívající roviny symetrie. První model neuvažoval vliv zbytkových napětí, tj. byla modelována dvouvrstvá stěna tepny v uzavřeném tvaru. Dále byl modelován vliv zbytkových napětí, které se uvolní při rozstřížení intaktního kroužku tepny. Byl vytvořen dvouvrstvý model geometrie v otevřeném stavu, ale bez separace vrstev. Jako poslední byl uvažován vliv zbytkových napětí vrstev, tj. výchozí model geometrie sestával ze dvou otevřených separátních vrstev. Výchozí modely geometrie jsou zobrazeny na Obr. 8.3.

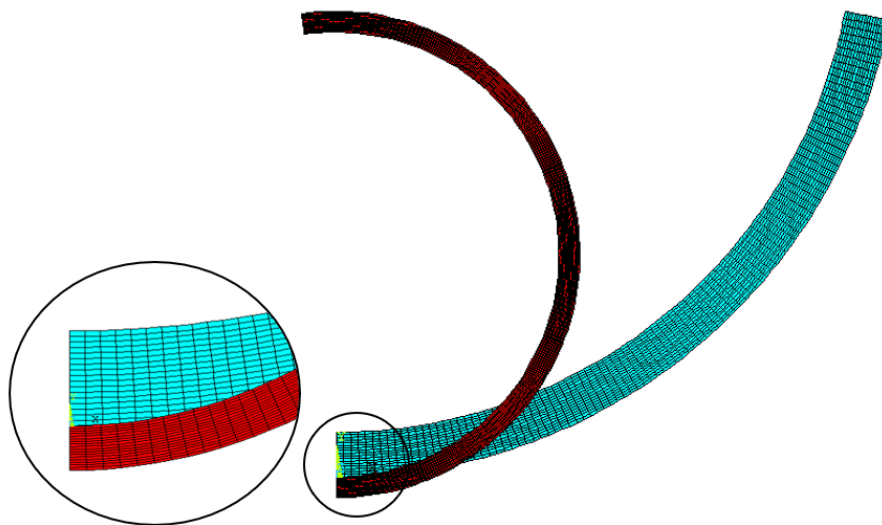


Obr. 8.3 Výchozí modely geometrie. A – uzavřený model bez zahrnutí zbytkových napětí, B – model intaktu, se zahrnutím zbytkových napětí bez separace vrstev, C – model se zahrnutím zbytkových napětí separovaných vrstev. Modře – medie, červeně – adventitie

## 8.3 Nastavení modelu

### 8.3.1 Výpočetní síť

Z modelu geometrie vyplývá, že se jedná o model 2D, proto pro síť byly zvoleny prvky SOLID 182, s nastavením rovinné napjatosti, neboť samotný experiment je prováděn na krátkých vzorcích, čímž deformace ve směru podélném je volná a podélná napětí můžeme zanedbat. Po tloušťce je geometrie rozdělena na 7 prvků u obou vrstev. Po délce oblouku jsou plochy rozděleny na 40 prvků. Důležité je zachovat stejný počet prvků na rozhraní, kde se budou jednotlivé plochy stýkat, čímž si usnadníme modelování. Jelikož jsou obě vrstvy částmi mezikruhového oblouku, byla vytvořena mapovaná síť zobrazena na Obr. 8.4. Pro vykreslení výsledků byly souřadné systémy jednotlivých prvků nastaveny tak, aby se lokální souřadné systémy jednotlivých prvků shodovaly s globálním válcovým souřadným systémem umístěným ve středu křivosti jednotlivých ploch.



Obr. 8.4 Síť konečných prvků se zvětšeným detailem

### 8.3.2 Okrajové podmínky

Zadávání okrajových podmínek sestávalo z několika kroků výpočtu.

#### První krok

Jelikož se jedná o 2D symetrickou úlohu, první okrajová podmínka byla zadaná na uzlech roviny symetrie medie, jako nulové posuvy v ose x (tj.  $UX = 0$ ), pro zamezení pohybu v prostoru byl na jeden uzel zadána krajová podmínka  $UY = 0$ . Na uzlech otevřeného konce medie byla zadána podmínka posuvu  $UX$  tak, že byla zjištěna jejich poloha  $x_{global}$  v globálním souřadném systému a na jednotlivé uzly byla zadána podmínka  $UX = -x_{global}$ , čímž dojde k posunutí uzlů volného konce na rovinu symetrie. Před započnutím výpočtu byla zjištěna poloha x a y všech uzlů, které leží na vnitřní hranici plochy adventitie.

#### Druhý krok

Po ukončení výpočtu nastává druhý krok. V tomto kroku byla zjištěna poloha uzlů deformované medie, ležících na vnější hranici. Díky odečtu polohy uzlů nedeformované adventitie od polohy totožných uzlů medie dle vztahu:

$$UX = X_{M_{def}} - X_{A_{původní}} \quad (6)$$

byl zjištěn posuv, v ose x. Aby došlo k ztotožnění příslušných uzlů byl proveden obdobný výpočet pro určení posuvu  $UY$ . Tyto vypočtené posuvy byly zadány na jednotlivé vnitřní uzly adventitie, aby po výpočtu došlo ke ztotožnění vnitřních uzlů adventitie s vnějšími uzly deformované medie. Následně byl zadán posuv v ose x na volné konce adventitie, stejně jako tomu bylo u medie ( $UX = -x_{global}$ ), čímž dojde ke ztotožnění uzlu na volných koncích s rovinou symetrie. Následně se spustí výpočet. Tímto krokem dojde ke ztotožnění hranic jednotlivých vrstev tak, že adventitie bude ležet na medii. Takto bylo ukončeno modelování zbytkové napětí v jednotlivých vrstvách.

#### Třetí krok

Ve třetím kroku byl na překrývající se uzly zadán coupling v obou osách, tím dojde k pevnému spojení jednotlivých vrstev a nyní se budou deformovat společně. Poslední okrajová podmínka byla zadána na vnitřní hranici medie, jako tlak 12 kPa, což odpovídá fyziologické hodnotě středního krevního tlaku v krčních tepnách. Tím se dostáváme ke konečnému kroku výpočtu.

Ve všech krocích byl nastaven výpočet na minimální počet substepů 10 a maximální počet substepů na 100.

Výše zmíněný postup byl použit u modelu s rozevřením separovaných vrstev. Pro model rozevření intaktní tepny byl postup obdobný, jelikož mají vrstvy společnou hranici o stejném počtu prvků došlo k jejich spojení pomocí příkazu NUMMRG,NODE. Následně byly předepsány takové okrajové podmínky, aby byla zachována symetrie a nedošlo k pohybu tělesa jako celku. Poté byly na uzly volného konce předepsány posuvy, aby došlo k jeho uzavření. V druhém kroku výpočtu byl předepsán vnitřní tlak a po ukončení výpočtu byly zhodnoceny výsledky. U modelu bez zahrnutí zbytkových napětí bylo na koncích zamezeno

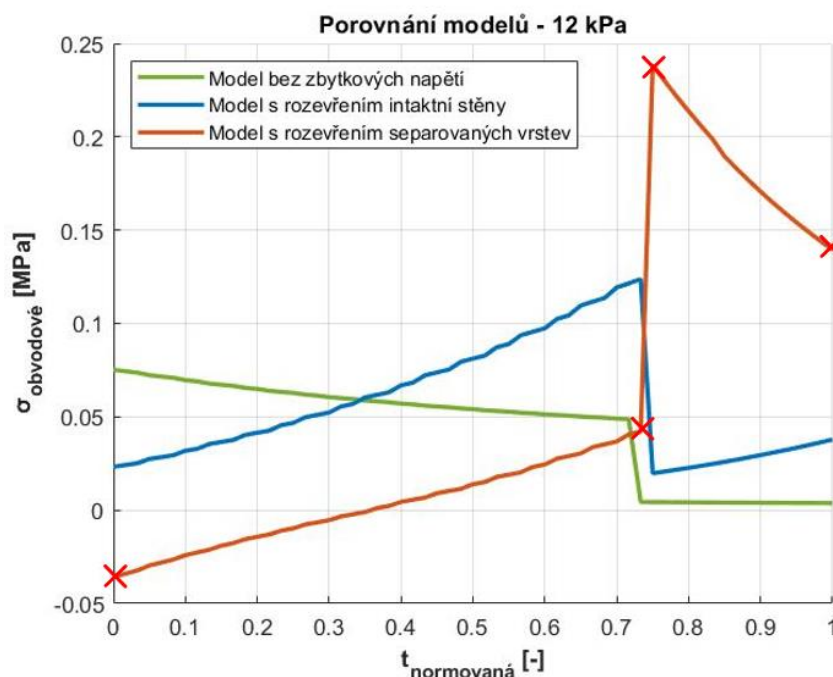
posuvu v ose x ( $UX=0$ ), čímž byla modelována symetrie a dále byla nastavena podmínka, aby nedošlo k pohybu tělesa jako celku. Následně byl na vnitřní hranici předepsán tlak a poté byl spuštěn výpočet.

## 8.4 Určení vlivu zbytkových napětí na mechanickou odezvu, diskuze výsledků

Každý model geometrie je vytvořen pomocí tří parametrů, otevíracího úhlu, tloušťky stěny a vnitřního poloměru. Jedná se o idealizovaný model geometrie, proto byla zavedena podmínka, že se vypočtená délka vnitřního oblouku modelu nesmí lišit od poloviční délky příslušného oblouku vyhodnocené z experimentu více než dvacet procent. Touto podmínkou se vyřadily vzorky, které se výrazně lišily od kruhového tvaru, pro které je metodika zatížena největší chybou. Délka vnitřního oblouku byla vypočtena dle:

$$L_i = \frac{\alpha}{180} \cdot \pi \cdot r_i \quad (7)$$

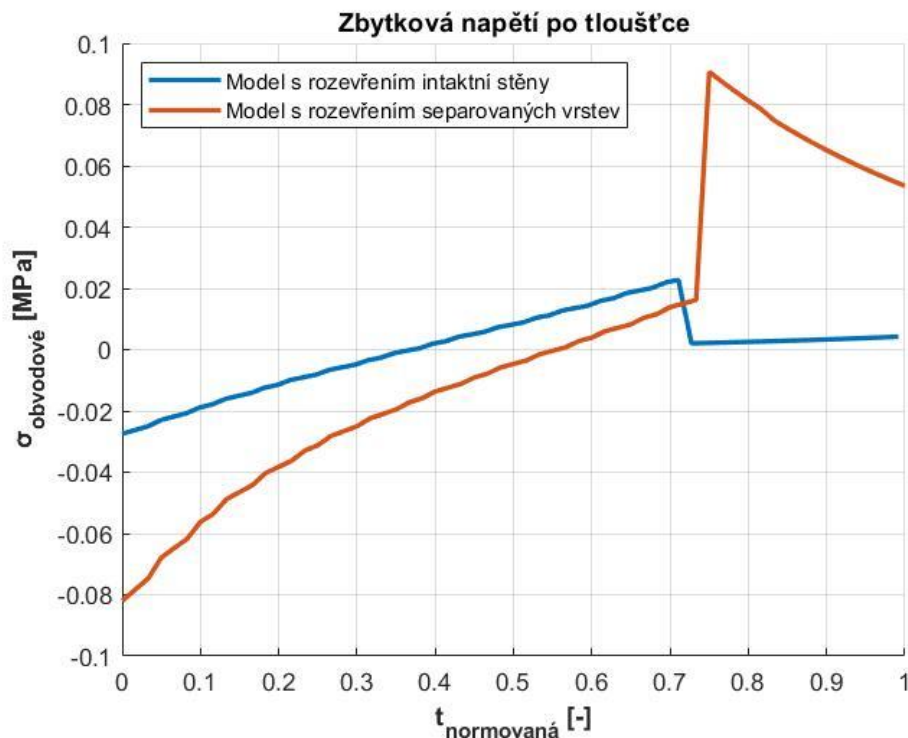
Zavedením této podmínky a konečným počtem vypočtených řešení bylo obdrženo 26 výsledků, které budou dále vyhodnoceny (11 výsledků metody Holzapfel, 15 výsledků metody Lisický). Pro získání napětí v obvodovém směru byla vytvořena cesta vedoucí přes tloušťku modelu. Do hodnocení bylo vzato obvodové napětí, neboť se jedná o největší hlavní napětí, které by zapříčinilo vznik ruptury ve stěně tepny. Byl vybrán jeden reprezentativní výsledek, pro který bude v jednom grafu (Obr. 8.5) vykreslen průběh napětí po tloušťce pro model nezahrnující zbytková napětí, model zahrnující zbytková napětí intaktní stěny a model se zahrnutím zbytkových napětí separovaných vrstev. Aby byly jednotlivé výsledky mezi sebou porovnatelné, bude tloušťka znormována, kde 0 značí vnitřní stranu medie (lumen) a 1 značí vnější stranu adventitie.



Obr. 8.5 Vliv zbytkových napětí na mechanickou odezvu při zatížení vnitřním středním tlakem 12 kPa, porovnání modelů geometrie viz Obr. 8.3. Ukázka vyhodnocovaných bodů, zleva – vnitřní povrch medie, medie hranice, adventitie hranice, vnější povrch adventitie



Jako první je z grafu patrné, že v určitém místě dochází ke skokové změně napětí. Tento skok je zapříčiněn přechodem mezi vrstvou medie a adventitie. Podíváme-li se na výsledek modelu geometrie (zeleně) bez vlivu zbytkových napětí, určíme, že na přenášení napětí se podílí pouze medie a adventitie je prakticky nezatížena. Průběh napětí souhlasí s teorií namáhání tlustostěnných válcových nádob, kdy se maximální přetvoření i napětí nachází na vnitřní straně a postupně klesá. U modelu, který zahrnoval zbytková napětí intaktní stěny (modře) dochází k otočení gradientu napětí, kdy se nejnebezpečnější místo přesouvá v medii na rozhraní medie a adventitie. Na vnitřní straně medie je minimální napětí, s postupující tloušťkou napětí roste. Dále je patrné, že na přenosu napětí se podílí i adventitie. Jako poslední se podíváme na výsledky modelu, u kterého byl zahrnut vliv zbytkových napětí obou vrstev (oranžově), tj zbytková napětí adventitie a medie. Z grafu je patrné, že se část medie dostává do tlakového namáhání. Dále je patrná velká špička napětí, kterou je namáhána adventitie. Jev tlakového namáhání medie a výrazné špičky napětí na adventitii je způsoben skutečností, že délka vnitřní hranice adventitie je menší, než délka vnější hranice medie, což je potvrzeno z experimentů, kdy je průměrný rozdíl 2,8 mm. V technické praxi by se jednalo o dva válce, které jsou na sebe lisovány s přesahem, což je běžnou praxí předcházení mezních stavů u tlakových nádob. Z toho plyne, že zbytková napětí v adventitii jsou nejen ohybová (vyvolaná uzavřením vrstvy), ale i tahová (vyvolaná sjednocením hranic). Vykreslíme-li si zbytková napětí ve stěně tepny (Obr. 8.6) a porovnáme výsledná napětí s napětími při vnitřním tlaku 12 kPa, zjistíme, že u modelu, který zahrnoval vliv zbytkových napětí obou vrstev, není rozdíl mezi namáháním medie velký a u adventitie dojde k výraznému nárůstu napětí. Z toho lze usoudit, že na přenášení napětí se dominantně podílí vrstva adventitie. Tento jev by dával smysl, pokud by adventitie měla větší mez pevnosti než medie.



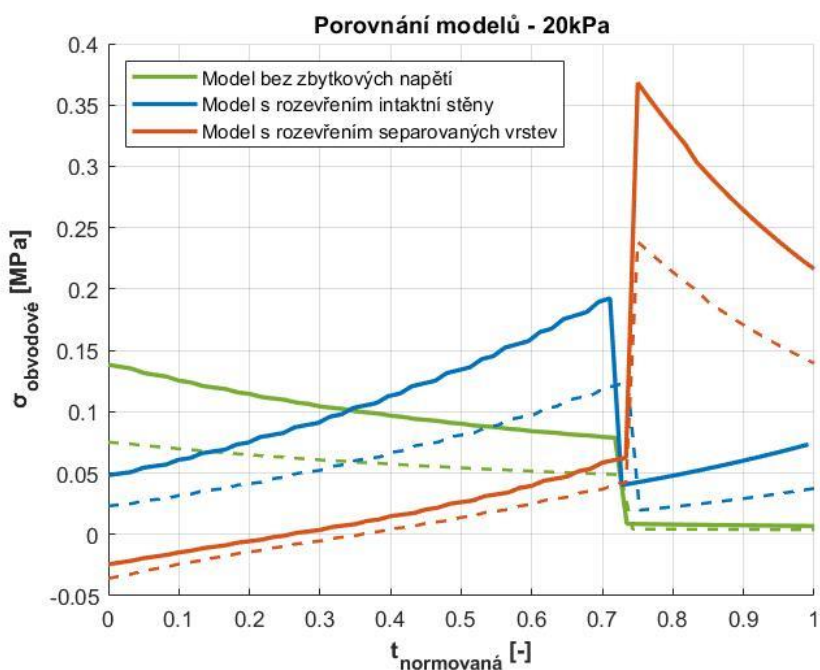
Obr. 8.6 Zbytková napětí po tloušťce

V grafech je zaznamenám pouze jeden příklad, pro zhodnocení všech výsledků byly vytvořeny body, ve kterých se bude určovat hodnota napětí viz Obr. 8.5. Ze všech výsledků byly vyhodnoceny hodnoty maximálního a minimálního napětí ve zvolených bodech a byla vypočtena hodnota průměrného napětí v každém z nich pro všechny vzorky. Výsledná napětí jsou zapsána v Tab. 9.

Tab. 9 Napětí vyhodnocené v bodech pro různé modely geometrie

Model geometrie	Vyhodnocovaný bod	$\sigma_{\min} / \sigma_{\max}$ [MPa]	$\sigma_{\text{průměr}}$ [MPa]
Uzavřený model (A)	M vnitřní	0,045 / 0,157	0,087
	M hranice	0,031 / 0,117	0,059
	A hranice	-0,080 / 0,069	0,005
	A vnější	-0,057 / 0,042	0,003
Model intaktu (B)	M vnitřní	0,012 / 0,109	0,054
	M hranice	0,066 / 0,130	0,097
	A hranice	0,007 / 0,021	0,013
	A vnější	0,005 / 0,047	0,020
Model separovaných vrstev (C)	M vnitřní	-1,642 / 0,089	-0,115
	M hranice	-0,165 / 0,162	0,024
	A hranice	-0,242 / 2,909	0,383
	A vnější	-0,002 / 1,834	0,232

Z průměrných hodnot napětí v tabulce vyplývá, že je trend stejný, jako byl popsán pomocí Obr. 8.5. Jako poslední bude porovnán vliv zbytkových napětí na mechanickou odezvu reprezentativního výsledku při namáhání zvýšeným vnitřním tlakem 20 kPa. Důvodem je, že právě extrémní napětí při nejvyšším zatížení jsou rozhodující z hlediska mezních stavů. Výsledná obvodová napětí (pro jednotlivé úrovně modelu) jsou porovnána s předchozími výsledky za pomoci grafu (Obr. 8.7).



Obr. 8.7 Vliv zbytkových napětí na mechanickou odezvu při namáhání vnitřním tlakem 20 kPa pro jednotlivé modely. Přerušovanou čarou jsou vyznačena obvodová napětí při vnitřním tlaku 12 kPa

Při zatížení zvýšeným vnitřním tlakem 20 kPa, mají zbytková napětí u jednotlivých modelů stejný vliv na odezvu, jaký byl popsán výše, resp. všechny odezvové křivky vykazují stejný trend v průběhu napětí po tloušťce. Zvýšením vnitřního tlaku na uzavřený model nezahrnující zbytková napětí se zvýšilo napětí přenášené vrstvou medie (na vnitřní straně o 84 % tj. 0,063 MPa). Stejně jako v předchozím případě i zde se vrstva adventitie nepodílí na přenášení napětí. U modelu zahrnujícího vliv zbytkových napětí intaktního modelu došlo k výraznému nárůstu obvodového napětí obou vrstev. Jako v předchozím případě také zde se na přenosu namáhání podílí dominantně vrstva medie. Nejnebezpečnější místo (místo s největším napětím) se opět nachází v medii a to na hranici medie a adventitie (maximální napětí se zvětšilo o 56 % tj. o 0,069 MPa). Dále se zvětšilo napětí na adventitii, čímž je potvrzen předpoklad, že se na přenosu napětí částečně podílí i vrstva adventitie. U modelu zahrnujícího zbytková napětí obou vrstev se napětí na medii zvětšilo (zhruba o 0,016 MPa), avšak výraznější je nárůst napětí přenášeného pomocí vrstvy adventitie (maximální napětí na vnitřní straně se zvětšilo o 54 % tj. o 0,129 MPa). Z toho plyne, že i při zvýšeném vnitřním tlaku je dominantní část namáhání přenášena pomocí adventitie. Dalším zjištěním je, že i při zvýšeném vnitřním tlaku se část medie stále nachází v tlakové oblasti namáhání. Pro srovnání vlivu zvýšení vnitřního tlaku byly ve vyhodnocovaných bodech (viz Obr. 8.5) určeny hodnoty napětí, které jsou porovnány s hodnotami ve stejných bodech reprezentativního výsledku při zatížení vnitřním tlakem 12 kPa. Pro maximální napětí jednotlivých modelů byl vypočten procentuální nárůst před a po zvýšení tlaku. Výsledná napětí a jejich procentuální nárůsty jsou zapsány v Tab. 10. Vyznačené hodnoty v tabulce jsou maximální hodnoty napětí v daném modelu.

Tab. 10 Porovnání obvodových napětí ve vyhodnocovaných bodech při vnitřním tlaku 12 kPa a 20 kPa, se zvýrazněným maximálním napětím v modelu

Model geometrie	Vyhodnocovaný bod	$\sigma_{12kPa}$ [MPa]	$\sigma_{20kPa}$ [MPa]	Nárůst
Uzavřený model (A)	<b>M vnitřní</b>	<b>0,075</b>	<b>0,138</b>	<b>84 %</b>
	M hranice	0,049	0,079	
	A hranice	0,004	0,009	
	A vnější	0,004	0,008	
Model intaktu (B)	M vnitřní	0,023	0,048	
	<b>M hranice</b>	<b>0,123</b>	<b>0,192</b>	<b>56 %</b>
	A hranice	0,020	0,040	
	A vnější	0,036	0,073	
Model separovaných vrstev (C)	M vnitřní	-0,036	-0,024	
	M hranice	0,042	0,062	
	<b>A hranice</b>	<b>0,239</b>	<b>0,368</b>	<b>54 %</b>
	A vnější	0,140	0,216	

Díky výsledkům z této kapitoly byl určen vliv zbytkových napětí na mechanickou odezvu tepny a to za pomoci tří úrovní modelu geometrie, resp. bez uvažování zbytkových napětí, s uvažováním zbytkových napětí intaktu a uvažováním zbytkových napětí separovaných vrstev. Tímto vyhodnocením byl splněn druhý cíl této práce.

Na závěr je nutno dodat, že při vytváření idealizovaného modelu geometrie došlo k zjednodušení, kdy byl výchozí model geometrie závislý na třech parametrech (otevírací úhel, poloměr křivosti, tloušťka). Do budoucna by se mohla provést parametrická studie, jak přesnost těchto vstupů ovlivňuje výsledky. Z výsledků modelu geometrie vlivu zbytkových napětí separovaných vrstev vyplývá, že vlivem menší délky vnitřní hranice adventitie, vůči délce vnější hranice medie, dochází ve výsledku ke stavu, kdy vrstva adventitie přenáší většinu namáhání. Jelikož se jedná o dosti podstatnou skutečnost a výsledky by mohly být závislé na rozdílu délek, mohl by se změnit model geometrie, kdy by nezávislými vstupními parametry byla délka vnitřní hranice, tloušťka a otevírací úhel (nebo vnitřní poloměr křivosti) se závislým parametrem vnitřním poloměrem křivosti (nebo otevíracím úhlem). Výsledná napětí by byla porovnána s dosavadními hodnotami. Jelikož se jedná o idealizovaný model geometrie, do budoucna by mohly být dosavadní výsledky porovnány s modelem geometrie získaného přímo ze snímků, tj. jednalo by se o reálný model geometrie. Takto by se určil vliv zjednodušení a možná chyba, která by mohla vzniknout.

## 9 Závěr

V této práci byl vyhodnocen vliv zbytkových napětí a vliv rozvinutí vzorku krční tepny na její mechanickou odezvu. Jako první byla provedena rešerše na téma patologie a anatomie cévní soustavy, se zvýšeným důrazem na popis cévní stěny. Dále byly popsány používané mechanické zkoušky cévní tkáně. Tyto znalosti posloužily při řešení cílů této práce.

Jako první byl řešen vliv rozvinutí vzorku tepny na mechanickou odezvu během ekvibiáxiální zkoušky tahem. Tato zkouška byla provedena na jednom vzorku a určená odezva posloužila pro vytvoření konstitutivních modelů materiálů (pro další modelování byl zvolen model Yeoh tříparametricky). Pro určení vlivu rozvinutí byla provedena simulace ekvibiáxiální zkoušky s porovnáním výsledků dvou modelů geometrie. První rovinný model neuvažoval vliv rozvinutí, druhý rozvinutý model uvažoval vliv rozvinutí na mechanickou odezvu. Porovnáním výsledků bylo zjištěno, že rozvinutí tepny do roviny může značně ovlivnit její odezvu, neboť průměrná napětí (tj. napětí, která by byla určena při zkoušce) na rozvinutém modelu byla větší, než příslušná napětí u rovinného modelu. Efekt rozvinutí do roviny je markantnější neboť krční tepna má velkou tloušťku v kombinaci s malým vnitřním poloměrem (průsvitem). Posledním zjištěním bylo, že vlivem rozvinutí by mělo dojít k dřívějšímu meznímu stavu, dále dochází k nerovnoměrné aktivaci kolagenních vláken po tloušťce, čímž by se měl zvětšit počáteční modul pružnosti. Protože jsou vypočtená napětí silně závislá na použitém konstitutivním modelu, nebyly tyto rozdíly číselně vyhodnocovány.

Při vyhodnocení vlivu zbytkových napětí na mechanickou odezvu byly vytvořeny tři idealizované modely geometrie, jejichž vstupní parametry (tloušťka stěny, otevírací úhel, vnitřní poloměr) byly získány za pomoci dvou experimentů, které vyhodnocují uvolnění zbytkových napětí. První metoda byla navržena v článku Holzapfel [31], druhá metoda byla navržena v práci Lisický [32]. Při přípravě vzorků z jednoho segmentu bylo postupováno dle obou metod kdy bylo zhotoveno 19 vzorků metodou Holzapfel, 24 vzorků metodou Lisický. Z porovnání výsledků experimentů bylo zjištěno, že obě metody dávají statisticky stejné výsledky, tj. jsou si rovnoceny. Pro výsledné porovnání vlivu zbytkových napětí byly vytvořeny tři úrovně modelů geometrie. První model neuvažoval vliv zbytkových napětí (tj. beznapěťový, uzavřený, dvouvrstvý model geometrie). Druhý model uvažoval vliv zbytkových napětí intaktního vzorku. Poslední model uvažoval vliv zbytkových napětí jednotlivých vrstev. Porovnáním obvodových napětí bylo zjištěno, že se jednotlivé odezvy výrazně liší. U beznapěťového modelu došlo k přenosu napětí pouze pomocí vrstvy medie (s maximálním napětím na vnitřní straně medie). U modelu intaktu došlo k otočení gradientu napětí s maximálním napětím na hranici medie/adventitie, kdy dochází k částečnému přenosu napětí i pomocí adventitie. U modelu, který zahrnoval vliv zbytkových napětí jednotlivých vrstev došlo také k otočení gradientu napětí na medii, avšak napětí bylo přenášeno dominantně za pomoci vrstvy adventitie (s maximálním napětím na rozhraní M/A). Z výsledků modelování plyne, že model zahrnující zbytková napětí intaktní stěny a model zahrnující zbytková napětí jednotlivých vrstev se výrazně liší. Tento rozdíl je způsoben tím, že při rozevření intaktní stěny nedochází k úplnému uvolnění všech zbytkových napětí, neboť při separaci vrstev dochází dominantně k délkovému smrštění vrstvy adventitie a k jejímu uzavírání (tj. k zápornému úhlu rozevření). Tyto jevy (stejně tak i rozdílné vlastnosti jednotlivých vrstev)

zásadně mění rozložení napětí ve stěně tepny. Jednovrstvé modely stěny tepny tedy nemohou postihnout reálné rozložení napětí.

Oba stanovené cíle této práce byly splněny a z výše popsaného shrnutí je patrné, že jak vliv rozvinutí vzorku tepny, tak vliv zbytkových napětí ovlivňuje mechanickou odezvu krční tepny. Zjištěné vlivy jsou dominantně dány tlustostěnností dané tepny, neboť se jedná o tepnu s velkou tloušťkou stěny a malým vnitřním poloměrem, avšak dá se očekávat, že u jiných tepen nebudou uvedené rozdíly tak významné.

Při vytváření této práce se přistoupilo k několika zjednodušením a kompromisům, jejichž vliv na výsledky není znám. Například se jedná o idealizaci modelu geometrie, modelu materiálu. Pro zvýšení přesnosti výsledků by také bylo potřeba separovat vrstvy podél jejich skutečné hranice, což by se muselo ověřovat histologicky. V průběhu experimentu se také ukázalo, že u adventitie dochází k uzavírání, čímž výsledná geometrie nepředstavuje ani přibližně část kruhového oblouku. Proto vyvstává otázka, zda jsme dostatečně schopni takovouto geometrii popsat pomocí dvou parametrů. Dosažené výsledky významně mění dosavadní představy o roli zbytkových napětí ve stěně karotidy. Výsledky z modelování a experimentů, kdy došlo k separaci obou vrstev stěny, ukazují, že i rozříznutý segment tepny, běžně považovaný za beznapětový, má v sobě ještě stále významná zbytková napětí, která se uvolní teprve po separaci vrstev. Z výše popsaných důvodů je zřejmé, že má smysl se problémy této práce zabývat do budoucna, neboť zodpovězením dvou původních otázek vyvstalo několik otázek nových.

# Bibliografie

- [1] Cardiovascular diseases (CVDs). In: *World Health Organization (WHO)* [online]. Ženeva: WHO, 2021 [cit. 2021-29-12]. Dostupné z: [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))
- [2] CHROBÁK, Ladislav. *Propedeutika vnitřního lékařství*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2003. ISBN isbn80-247-0609-1.
- [3] KEBERT, Tomáš. Schematic drawing of pulmonary & systemic circulation. In: *Wikipedia.org* [online]. [cit. 2023-04-17]. Dostupné z: [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Human\\_circulatory\\_system.svg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Human_circulatory_system.svg)
- [4] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Vyd. 2. Ilustroval Ivan HELEKAL. Praha: Grada, 2002. ISBN isbn807169-140-2.
- [5] Free medical images. In: *SERVIER MEDICAL ART* [online]. [cit. 2021-12-29]. Dostupné z: <https://smart.servier.com/category/anatomy-and-the-human-body/cardiovascular-system/>
- [6] MIRANDA-NIEVES, David a Elliot L. CHAIKOF. Collagen and Elastin Biomaterials for the Fabrication of Engineered Living Tissues. *ACS Biomaterials Science & Engineering* [online]. 2017, **3**(5), 694-711 [cit. 2023-01-19]. ISSN 2373-9878. Dostupné z: doi:10.1021/acsbiomaterials.6b00250
- [7] WAGENSEIL, Jessica E. a Robert P. MECHAM. Elastin in Large Artery Stiffness and Hypertension. *Journal of cardiovascular translational research* [online]. Boston: Springer US, 2012, **5**(3), 264-273 [cit. 2023-01-19]. ISSN 1937-5387. Dostupné z: doi:10.1007/s12265-012-9349-8
- [8] SINGH, Charanpreet, Cynthia S WONG a Xungai WANG. Medical Textiles as Vascular Implants and Their Success to Mimic Natural Arteries. *Journal of Functional Biomaterials* [online]. Switzerland: MDPI AG, 2015, **6**(3), 500-525 [cit. 2023-01-20]. ISSN 2079-4983. Dostupné z: doi:10.3390/jfb6030500
- [9] KOBIELARZ, Magdalena, Agnieszka CHWIŃKOWSKA, Artur TUREK, Krzysztof MAKSYMOWICZ a Monika MARCINIAK. Influence of selective digestion of elastin and collagen on mechanical properties of human aortas. *Acta of bioengineering and biomechanics* [online]. WROCLAW: WROCLAW UNIV TECHNOLOGY, 2015, **17**(2), 55-62 [cit. 2023-01-20]. ISSN 1509-409X. Dostupné z: doi:10.5277/ABB-00184-2014-02
- [10] HOLZAPFEL, Gerhard A. Determination of material models for arterial walls from uniaxial extension tests and histological structure. *Journal of theoretical biology* [online]. LONDON: Elsevier Ltd, 2006, **238**(2), 290-302 [cit. 2023-01-26]. ISSN 0022-5193. Dostupné z: doi:10.1016/j.jtbi.2005.05.006

- [11] TENG, Zhongzhao, Yongxue ZHANG, Yuan HUANG et al. Material properties of components in human carotid atherosclerotic plaques: A uniaxial extension study. *Acta biomaterialia* [online]. OXFORD: Elsevier Ltd, 2014, **10**(12), 5055-5063 [cit. 2023-01-26]. ISSN 1742-7061. Dostupné z: doi:10.1016/j.actbio.2014.09.001
- [12] HOLZAPFEL, Gerhard A, Gerhard SOMMER a Peter REGITNIG. Anisotropic Mechanical Properties of Tissue Components in Human Atherosclerotic Plaques. *Journal of biomechanical engineering* [online]. NEW YORK: ASME, 2004, **126**(5), 657-665 [cit. 2023-01-26]. ISSN 0148-0731. Dostupné z: doi:10.1115/1.1800557
- [13] LISICKÝ, Ondřej, Anna HRUBANOVÁ, Robert STAFFA, Robert VLACHOVSKÝ a Jiří BURŠA. Constitutive models and failure properties of fibrous tissues of carotid artery atheroma based on their uniaxial testing. *Journal of biomechanics* [online]. United States: Elsevier Ltd, 2021, **129**, 110861-110861 [cit. 2023-01-26]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2021.110861
- [14] G., A.I. Arroyave, R.G. LIMA, P.A.L.S. MARTINS, N. RAMIÃO a R.M.N. JORGE. Methodology for Mechanical Characterization of Soft Biological Tissues: Arteries. *Procedia Engineering* [online]. Elsevier Ltd, 2015, **110**, 74-81 [cit. 2023-01-26]. ISSN 1877-7058. Dostupné z: doi:10.1016/j.proeng.2015.07.012
- [15] LALLY, C., A.J. REID a Patrick J. PRENDERGAST. Elastic behavior of porcine coronary artery tissue under uniaxial and equibiaxial tension. *Annals of biomedical engineering* [online]. NEW YORK: Springer Nature, 2004, **32**(10), 1355-1364 [cit. 2023-01-26]. ISSN 0090-6964. Dostupné z: doi:10.1114/B:ABME.0000042224.23927.ce
- [16] CHOW, Ming-jay a Yanhang ZHANG. Changes in the Mechanical and Biochemical Properties of Aortic Tissue due to Cold Storage. *The Journal of surgical research* [online]. New York, NY: Elsevier Inc, 2010, **171**(2), 434-442 [cit. 2023-01-26]. ISSN 0022-4804. Dostupné z: doi:10.1016/j.jss.2010.04.007
- [17] O'LEARY, Siobhan A, Eamon G KAVANAGH, Pierce A GRACE, Tim M MCGLOUGHLIN a Barry J DOYLE. The biaxial mechanical behaviour of abdominal aortic aneurysm intraluminal thrombus: Classification of morphology and the determination of layer and region specific properties. *Journal of biomechanics* [online]. OXFORD: Elsevier Ltd, 2014, **47**(6), 1430-1437 [cit. 2023-01-26]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2014.01.041



- [18] MULVIHILL, J.J., E.M. CUNNANE, S.M. MCHUGH, E.G. KAVANAGH, S.R. WALSH a M.T. WALSH. Mechanical, biological and structural characterization of in vitro ruptured human carotid plaque tissue. *Acta biomaterialia* [online]. OXFORD: Elsevier Ltd, 2013, **9**(11), 9027-9035 [cit. 2023-01-27]. ISSN 1742-7061. Dostupné z: doi:10.1016/j.actbio.2013.07.012
- [19] BARRETT, H.E., E.M. CUNNANE, E.G. KAVANAGH a M.T. WALSH. On the effect of calcification volume and configuration on the mechanical behaviour of carotid plaque tissue. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* [online]. AMSTERDAM: Elsevier Ltd, 2016, **56**, 45-56 [cit. 2023-01-27]. ISSN 1751-6161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2015.11.001
- [20] CUNNANE, Eoghan M, John J.E MULVIHILL, Hilary E BARRETT, Mairead M HENNESSY, Eamon G KAVANAGH a Michael T WALSH. Mechanical properties and composition of carotid and femoral atherosclerotic plaques: A comparative study. *Journal of biomechanics* [online]. OXFORD: Elsevier Ltd, 2016, **49**(15), 3697-3704 [cit. 2023-01-27]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2016.09.036
- [21] ATIENZA, José M., Gustavo V. GUINEA, Francisco J. ROJO, Raúl J. BURGOS, Carlos GARCÍA-MONTERO, Francisco J. GOICOLEA, Paloma ARAGONCILLO a Manuel ELICESA. The Influence of Pressure and Temperature on the Behavior of the Human Aorta and Carotid Arteries. *REVISTA ESPANOLA DE CARDIOLOGIA* [online]. BARCELONA: Elsevier Espana, 2007, **60**(3), 259-267 [cit. 2023-01-21]. ISSN 1885-5857. Dostupné z: doi:10.1016/S1885-5857(07)60150-9
- [22] SKÁCEL, Pavel. Vysoké učení technické v Brně. *Tibixus*. [softwareC]. 2010.
- [23] 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* [online]. DORDRECHT: Springer Nature, 2000, **61**(1-3), 1-48 [cit. 2023-01-22]. ISSN 0374-3535. Dostupné z: doi:10.1023/A:1010835316564
- [24] SLAZANSKY, M., S. POLZER, V. MAN a J. BURSA. Analysis of Accuracy of Biaxial Tests Based on their Computational Simulations. *Strain* [online]. 2016, **52**(5), 424-435 [cit. 2023-01-22]. ISSN 00392103. Dostupné z: doi:10.1111/str.12205
- [25] CARDOSO, Luis, Adreanne KELLY-ARNOLD, Natalia MALDONADO, Damien LAUDIER a Sheldon WEINBAUM. Effect of tissue properties, shape and orientation of microcalcifications on vulnerable cap stability using different hyperelastic constitutive models. *Journal of biomechanics* [online]. OXFORD: Elsevier Ltd, 2014, **47**(4), 870-877 [cit. 2023-01-23]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2014.01.010
- [26] VERSLUIS, Antheunis, Alan J. BANK a William H. DOUGLAS. Fatigue and plaque rupture in myocardial infarction. *Journal of biomechanics* [online]. OXFORD: Elsevier Ltd, 2006, **39**(2), 339-347 [cit. 2023-01-22]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2004.10.041

- [27] SKACEL, Pavel a Jiri BURSA. Compressibility of arterial wall – Direct measurement and predictions of compressible constitutive models. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* [online]. AMSTERDAM: Elsevier, 2019, **90**, 538-546 [cit. 2023-01-23]. ISSN 1751-6161. Dostupné z: doi:10.1016/j.jmbbm.2018.11.004
- [28] NOLAN, D. R. a J. P. MCGARRY. On the Compressibility of Arterial Tissue. *Annals of biomedical engineering* [online]. New York: Springer US, 2016, **44**(4), 993-1007 [cit. 2023-01-23]. ISSN 0090-6964. Dostupné z: doi:10.1007/s10439-015-1417-1
- [29] UMER, Muhammad, Murtaza NAJABAT ALI, Aamir MUBASHAR a Mariam MIR. Computational modeling of balloon-expandable stent deployment in coronary artery using the finite element method. *Research reports in clinical cardiology* [online]. Macclesfield: Taylor & Francis Ltd, 2019, **10**, 43-56 [cit. 2023-01-24]. ISSN 1179-8475. Dostupné z: doi:10.2147/RRCC.S173086
- [30] WU, Wei, Min QI, Xiao-peng LIU, Da-zhi YANG a Wei-qiang WANG. Delivery and release of nitinol stent in carotid artery and their interactions: A finite element analysis. *Journal of biomechanics* [online]. OXFORD: Elsevier Ltd, 2007, **40**(13), 3034-3040 [cit. 2023-01-24]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2007.02.024
- [31] HOLZAPFEL, Gerhard A., Gerhard SOMMER, Martin AUER, Peter REGITNIG a Ray W. OGDEN. Layer-specific 3D residual deformations of human aortas with non-atherosclerotic intimal thickening. *Annals of biomedical engineering* [online]. NEW YORK: Springer Nature, 2007, **35**(4), 530-545 [cit. 2023-04-20]. ISSN 0090-6964. Dostupné z: doi:10.1007/s10439-006-9252-z
- [32] LISICKÝ, Ondřej. *Deformačně-napěťová analýza karotických tepen s ateromem*. Brno, 2022. 94 s. Dizertační práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Jiří BURŠA.
- [33] HUMPHREY, Jay D. *Cardiovascular Solid Mechanics: Cells, Tissues, and organs*. New York: Springer, 2002. ISBN 0-387-95168-7.
- [34] HRUBANOVÁ, A. *Vliv mechanických vlastností tkání na napětí v patologické krční tepně*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2021. 70 s. Diplomová práce. Vedoucí práce Ing. Burša, Ph.D.
- [35] POLIŠENSKÁ, A. *Analýza současného stavu modelování aterosklerózy – rešerše a výpočet*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2017. 57 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce Ing. Kamil Novák.

# Seznam použitých zkratk a symbolů

MKP	Metoda konečných prvků
FEM	<i>Finite element method</i>
PSS	Převodní systém srdeční
E	Modul pružnosti
LDL	<i>Low density lipoproteins</i>
CT	Počítačová tomografie
SEM	Rastrovací elektronový mikroskop
$t_0$	Počáteční tloušťka
CCD	<i>Charge-coupled device</i>
$\sigma$	Napětí
$F_{tenz}$	Síla působící na tenzometr
w	Šířka
t	Tloušťka
$E_s$	Sečný modul pružnosti
$\Delta\sigma$	Rozdíl napětí
$\Delta\varepsilon$	Rozdíl přetvoření
$C_{ij}$	Materiálové konstanty
$\mu_p$	Materiálová konstanta modelu Ogden
$\alpha_p$	Materiálová konstanta modelu Ogden
UX, UY, UZ	Posuv v ose x, y, z
X,Y	Souřadnice v osách
$\tau_i$	Inženýrská napětí
$\lambda_i$	Poměrná protažení

ÚMTMB	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
$\kappa$	Křivost
$x,y$	Poloha
$r$	Poloměr křivosti
$\Phi_o$	Otevírací úhel
A	Adventitia
MI	Media + intima
$\alpha$	Hladina významnosti
APDL	ANSYS Parametric Design Language
$r_i$	Vnitřní poloměr křivosti
$L$	Tloušťka modelu
$\alpha$	Obloukový úhel
$L_i$	Vnitřní délka oblouku

# Seznam obrázků

Obr. 2.1	Schéma oběhové soustavy. Převzato a upraveno z [3].....	14
Obr. 2.2	Schématické znázornění srdce s šipkami odpovídajícími toku krve. Převzato a upraveno z [3].....	15
Obr. 2.3	Červená krvinka. Převzato a upraveno z [4] .....	16
Obr. 2.4	Schématické rozdělení cév. Převzato a upraveno z [3] .....	17
Obr. 2.5	Ukázka pohybu krve v žilách vyvolaný rozpínáním tepen [4]. Modře – žilní krev. Červeně – tepenná krev .....	19
Obr. 2.6	Průřez stěnou tepny. Převzato a upraveno z [5] .....	20
Obr. 2.7	Změna průměru tepny při zatížení vnitřním tlakem. Vlevo – závislost průměru tepny na vnitřní tlak. Vpravo - schématické znázornění chování elastinových a kolagenních vláken při zatěžování. Převzato z [8].....	21
Obr. 2.8	Výsledky ze zkoušky jednoosým tahem. Vzorek původní tepny (modře), odezva vzorku pouze s elastinem (červeně), odezva vzorku pouze s kolagenními vlákny (černě). Převzato a upraveno z [9].....	22
Obr. 3.1	Tvorba ateromového plátu převzato z [2], upraveno z [5] .....	24
Obr. 3.2	Druhy aneurysmat převzato a upraveno z [5] .....	24
Obr. 3.3	Zobrazení typů aneurysmat. Převzato a upraveno z [5] .....	25
Obr. 3.4	Srovnání typů disekce upraveno a převzato z [5].....	25
Obr. 4.1	Zhotovení vzorku z tepny v axiálním a obvodovém směru. Převzato z [12] .....	27
Obr. 4.2	Upevnění vzorku pomocí háčků. Převzato z [15] .....	28
Obr. 4.3	Provedení zkoušky tahem při rovinné deformaci s typickou odezvou na zatížení. Převzato z [18].....	29
Obr. 5.1	Upnutí vzorku do testovacího zařízení .....	30
Obr. 5.2	Porovnání odezvy tepny v axiálním a obvodovém směru z ekvibiaxiální zkoušky.....	31
Obr. 5.3	Vyhodnocení modulů pružnosti .....	32
Obr. 6.1	Proložení naměřených dat (závislost smluvních napětí na smluvních přetvoření) .....	34
Obr. 6.2	Model geometrie.....	35
Obr. 6.3	Predikční schopnost modelu – model zkoušky jednoosým tahem. Plnou čarou – jednoosý tah, čárkovaně – dvouosý tah. Závislost smluvních napětí na smluvních přetvoření.....	36
Obr. 6.4	Geometrie tepny, zelená osa splývá se středem vzorku .....	37
Obr. 6.5	Síť konečných prvků .....	37
Obr. 6.6	Zadání okrajových podmínek .....	37
Obr. 6.7	Celková deformace modelu [mm]. Vlevo – rozvinutí do roviny, vpravo – konec zkoušky.....	39

Obr. 6.8	Vykreslení napětí v ose x [MPa]. Vlevo – rozvinutí do roviny, vpravo – konec zkoušky.....	39
Obr. 6.9	Průběh napětí a přetvoření po tloušťce modelu. $t_0$ – vnější strana, $t_{1,38}$ – vnitřní strana (lumen).....	40
Obr. 6.10	Linearizovaná napětí po tloušťce .....	40
Obr. 6.11	Porovnání odezev skutečného napětí-přetvoření rovinného (beznapětového) a rozvinutého modelu. Zeleně odděleno rozvinutí a natahování zakřiveného modelu .....	41
Obr. 6.12	Stanovení velikosti chyby při zadání okrajové podmínky .....	42
Obr. 7.1	Separace vrstev .....	45
Obr. 7.2	Definice otevíracího úhlu. Převzato z [33].....	46
Obr. 7.3	Tloušťka stěny a vrstev, střední hodnota $\pm$ směrodatná odchylka .....	46
Obr. 7.4	Průběh křivostí v závislosti na čase. Nahoře vyhodnocení metody Holzapfel. Dole vyhodnocení metody Lisický. Křížek – průměr, čára – medián.....	47
Obr. 7.5	Typická deformace jednotlivých vrstev .....	49
Obr. 7.6	Vyhodnocení otevíracího úhlu. Nahoře metoda Holzapfel. Dole metoda Lisický. Křížek – průměr, čára – medián .....	49
Obr. 7.7	Velikost otevíracího úhlu v závislosti na poměru tlouštěk MI/A. K příslušným datům byla vytvořena lineární aproximace, zobrazena čárkovaně.....	50
Obr. 8.1	Odezva modelů na jednoosý tah.....	52
Obr. 8.2	Model geometrie.....	53
Obr. 8.3	Výchozí modely geometrie. A – uzavřený model bez zahrnutí zbytkových napětí, B – model intaktu, se zahrnutím zbytkových napětí bez separace vrstev, C – model se zahrnutím zbytkových napětí separovaných vrstev. Modře – medie, červeně – adventitie .....	54
Obr. 8.4	Sít' konečných prvků se zvětšeným detailem .....	54
Obr. 8.5	Vliv zbytkových napětí na mechanickou odezvu při zatížení vnitřním středním tlakem 12 kPa, porovnání modelů geometrie viz Obr. 8.3. Ukázka vyhodnocovaných bodů, zleva – vnitřní povrch medie, medie hranice, adventitie hranice, vnější povrch adventitie .....	56
Obr. 8.6	Zbytková napětí po tloušťce .....	57
Obr. 8.7	Vliv zbytkových napětí na mechanickou odezvu při namáhání vnitřním tlakem 20 kPa pro jednotlivé modely. Přerušovanou čarou jsou vyznačena obvodová napětí při vnitřním tlaku 12 kPa.....	58

# Seznam tabulek

Tab. 1	Materiálové konstanty jednotlivých modelů .....	34
Tab. 2	Parametry modelu Yeoh .....	36
Tab. 3	Konvergence výsledků.....	38
Tab. 4	Počet vzorků .....	44
Tab. 5	Test normality pro jednotlivé křivosti .....	48
Tab. 6	Porovnání pomocí t-testu .....	48
Tab. 7	Materiálové konstanty .....	52
Tab. 8	Parametry modelu .....	53
Tab. 9	Napětí vyhodnocené v bodech pro různé modely geometrie.....	58
Tab. 10	Porovnání obvodových napětí ve vyhodnocovaných bodech při vnitřním tlaku 12 kPa a 20 kPa, se zvýrazněným maximálním napětím v modelu.....	59