



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

**Fakulta strojní**

# **BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

Vliv rychlosti zatěžování na mechanickou odezvu  
cévní náhrady

**2016**

**Martin HERDA**

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Herda** Jméno: **Martin** Osobní číslo: **424765**  
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**  
Zadávající katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**  
Studijní program: **Teoretický základ strojního inženýrství**  
Studijní obor: **bez oboru**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Vliv rychlosti zatěžování na mechanickou odezvu cévní náhrady**

Název bakalářské práce anglicky:

**Effect of loading rate on the mechanical response of vascular graft**

Pokyny pro vypracování:

1. Stanovit hypotézu očekávané mechanické odezvy cévní náhrady při různých rychlostech zatěžování
  2. Zpracovat data získaná inflačně-extenzními testy cévní náhrady
  3. Analyzovat výsledky testů vzhledem k různým rychlostem zatěžování cévní náhrady
- Rozsah grafických prací: 15 stran. Rozsah průvodní zprávy: 30 stran.

Seznam doporučené literatury:

1. MICHALEC, Jiří. Pružnost a pevnost I. Vyd. 2. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2001.
2. Veselý, J. et al.: Constitutive modeling of human saphenous veins at overloading pressures. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2015, 45:101-108.
3. Veselý, J. - Horný, L. - Chlup, H. - Žitný, R.: Inflation Tests of Vena Saphena Mangna for Different Loading Rates. In XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013. Heidelberg: Springer, 2014, p. 1041-1044.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:


**Ing. Hynek Chlup**

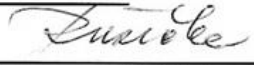
Jméno a pracoviště konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **08.04.2016**

Termín odevzdání bakalářské práce: **12.08.2016**

Platnost zadání bakalářské práce: \_\_\_\_\_

  
Podpis vedoucí(ho) práce

  
Podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

  
Podpis děkana(ky)

*Neodevzdá-li student bakalářskou nebo diplomovou práci v určeném termínu, tuto skutečnost předem písemně zdůvodnil a omluva byla děkanem uznána, stanoví děkan studentovi náhradní termín odevzdání bakalářské nebo diplomové práce. Pokud se však student řádně neomluvil nebo omluva nebyla děkanem uznána, může si student zapsat bakalářskou nebo diplomovou práci podruhé*

*Diplomant bere na vědomí, že je povinen vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.*

## III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

22. 4. 2016  
Datum převzetí zadání

Herda  
Podpis studenta(ky)

## Anotační list

|                       |  |
|-----------------------|--|
| Jméno autora:         | Martin HERDA   |
| Název BP:             | Vliv rychlosti zatěžování na mechanickou odezvu cévní náhrady                                  |
| Anglický název:       | Effect of loading rate on the mechanical response of vascular graft                            |
| Rok:                  | 2016   |
| Obor studia:          | TZSI   |
| Ústav/Odbor:          | Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky / Laboratoř kardiovaskulární biomechaniky člověka |
| Vedoucí:              | Ing. Hynek Chlup   |
| Konzultant:           | -  |
| Bibliografické údaje: | počet stran: 42<br>počet obrázků: 20<br>počet tabulek: 4<br>počet příloh: 5                    |
| Klíčová slova:        | Cévní náhrada, bovinní kolagen, inflační test, rychlost zatěžování, rychlost deformace         |
| Keywords:             | Vascular graft, bovine collagen, inflation test, loading rate, strain rate                     |

### **Anotace:**

Tato bakalářská práce se zabývá cévními náhradami a jejich mechanickou odezvou při zatěžování. Pozornost je soustředěna na analýzu mechanické odezvy kolagenní trubice, jako jedné ze složek cévní náhrady. K analýze je využit extenzně-inflační test. V závěru práce jsou pak diskutovány výsledky tohoto testu.

### **Abstract:**

This bachelor thesis deals with vascular grafts and their mechanical response during loading. It focuses on analyzing the mechanical response of the collagen tube, as one of the components of vascular graft. An extension-inflation test is used for the analysis. At the end the results of this test are discussed.

Prohlašuji, že jsem svojí práci vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury.

V Praze, dne 10. srpna 2016

Martin Herda

Za pomoc při tvorbě bakalářské práce, za cenné rady, za trpělivost a za věnovaný čas děkuji zejména vedoucímu této práce Ing. Hynku Chlupovi.

Za podporu děkuji také mé rodině a přátelům.

# Obsah

|       |  |    |
|-------|--|----|
| 1     | Seznam použitých zkratk a symbolů: ..... | 6  |
| 2     | Úvod.....                                | 9  |
| 2.1   | Cíle práce.....                          | 9  |
| 3     | Cévní náhrady .....                      | 11 |
| 3.1   | Požadavky na cévní náhrady .....         | 11 |
| 3.2   | Rozdělení náhrad.....                    | 13 |
| 3.2.1 | Biologické náhrady .....                 | 13 |
| 3.2.2 | Umělé náhrady .....                      | 14 |
| 3.3   | Testovaná náhrada.....                   | 16 |
| 4     | Výpočet napjatosti.....                  | 17 |
| 4.1   | Tenkostěnné nádoby.....                  | 17 |
| 4.2   | Tenkostěnná trubice .....                | 19 |
| 5     | Mechanické zkoušky cévních náhrad.....   | 21 |
| 5.1   | Planární vzorky .....                    | 21 |
| 5.2   | Tubulární vzorky .....                   | 23 |
| 6     | Experimentální měření: .....             | 24 |
| 6.1   | Měření vzorků .....                      | 25 |
| 6.2   | Průběh experimentu.....                  | 27 |
| 6.3   | Zpracování dat.....                      | 29 |
| 7     | Analýza získaných dat.....               | 32 |
| 8     | Závěr.....                               | 35 |
| 9     | Použitá literatura .....                 | 38 |

## 1 Seznam použitých zkratek a symbolů:

| Značka           | Jednotka | Název  |
|------------------|----------|--|
| $dF$             | [N]      | elementární síla, působící na nekonečně malý element vyjmutý ze skořepiny                    |
| $dk$             | [mm]     | délka hrany nekonečně malého elementu vyjmutého ze skořepiny ohraničeného dvěma rovnoběžkami |
| $dm$             | [mm]     | délka hrany nekonečně malého elementu vyjmutého ze skořepiny ohraničeného dvěma meridiány    |
| $dt$             | [s]      | změna času   |
| $d\alpha_i$      | [°]      | úhel zakřivení nekonečně malého elementu vyjmutého ze skořepiny                              |
| $d\varepsilon_t$ | [1]      | změna obvodové deformace   |
| $d\varepsilon_z$ | [1]      | změna podélné deformace  |
| $f$              | [Hz]     | frekvence zatěžování   |
| $f_k$            | [Hz]     | vzorkovací frekvence kamer   |
| $f_p$            | [Hz]     | vzorkovací frekvence tlakového snímače   |
| $F$              | [N]      | vnější síla působící na vzorek   |
| $h$              | [mm]     | okamžitá tloušťka stěny vzorku   |
| $H$              | [mm]     | tloušťka stěny nezatíženého vzorku   |
| $H_n$            | [mm]     | tloušťka stěny nezvláčněného vzorku  |
| $H_z$            | [mm]     | tloušťka stěny zvláčněného vzorku  |
| $l$              | [mm]     | okamžitá délka vzorku  |
| $l_i$            | [mm]     | okamžitá vzdálenost markerů na vzorku  |
| $L$              | [mm]     | volná délka nezatíženého vzorku  |
| $L_i$            | [mm]     | vzdálenost markerů na nezatíženém vzorku   |
| $L_n$            | [mm]     | volná délka nezvláčněného vzorku   |
| $L_z$            | [mm]     | volná délka zvláčněného vzorku   |
| $m$              | [g]      | hmotnost vzorku  |
| $m_n$            | [g]      | hmotnost nezvláčněného vzorku  |
| $m_z$            | [g]      | hmotnost zvláčněného vzorku  |
| $n$              | [ / ]    | Normála  |
| $O$              | [mm]     | střední délka obvodu trubice měřena na střednici   |
| $O_n$            | [mm]     | střední délka obvodu nezvláčněné trubice   |

|                       |                   |  |
|-----------------------|-------------------|--|
| $O_z$                 | [mm]              | střední délka obvodu zvláčené trubice            |
| $p$                   | [Pa]              | vnitřní tlak ve vzorku                           |
| $Q$                   | [N]               | síla od interního tlaku, působící na dno nádoby  |
| $r$                   | [mm]              | okamžitý střední poloměr                         |
| $R$                   | [mm]              | střední referenční poloměr trubice               |
| $R_n$                 | [mm]              | střední poloměr nezvláčené trubice               |
| $R_z$                 | [mm]              | střední poloměr zvláčené trubice                 |
| $R_i$                 | [mm]              | poloměr křivosti nádoby                          |
| $S$                   | [m <sup>2</sup> ] | plocha řezu stěny trubice                        |
| $t$                   | [s]               | čas  |
| $v$                   | [m/s]             | rychlost posuvu pístu stříkačky                  |
| $x$                   | [mm]              | délka posuvu pístu stříkačky                     |
| $\varepsilon$         | [1]               | deformace  |
| $\varepsilon_t$       | [1]               | obvodová deformace                               |
| $\varepsilon_z$       | [1]               | podélná deformace                                |
| $\dot{\varepsilon}_t$ | [1]               | rychlost obvodové deformace                      |
| $\dot{\varepsilon}_z$ | [1]               | rychlost podélné deformace                       |
| $\bar{\varepsilon}_t$ | [1]               | průměrná rychlost obvodové deformace             |
| $\lambda_r$           | [1]               | radiální streč                                   |
| $\lambda_t$           | [1]               | obvodový streč                                   |
| $\lambda_z$           | [1]               | podélný streč                                    |
| $\sigma_1$            | [Pa]              | napětí ve skořepině ve směru meridiánu           |
| $\sigma_2$            | [Pa]              | napětí ve skořepině ve směru rovnoběžky          |
| $\sigma_t$            | [Pa]              | obvodové napětí ve vzorku                        |
| $\sigma_z$            | [Pa]              | podélné napětí ve vzorku                         |
| $\Delta H$            | [%]               | změna tloušťky stěny vzorku po jeho zvláčení     |
| $\Delta L$            | [%]               | změna délky vzorku po jeho zvláčení              |
| $\Delta L_i$          | [1]               | prodloužení vzorku působením vnějších sil        |
| $\Delta m$            | [%]               | změna hmotnosti vzorku po jeho zvláčení          |
| $\Delta O$            | [%]               | změna středního obvodu vzorku po jeho zvláčení   |
| $\Delta R$            | [%]               | změna středního poloměru vzorku po jeho zvláčení |



## Označení vzorků

| <b>Značka</b> | <b>Význam</b>                        |
|---------------|--------------------------------------|
| C1            | první zatěžovací cyklus              |
| C6            | šestý zatěžovací cyklus              |
| N             | netvrzený vzorek                     |
| Tx            | tvrzený vzorek po dobu x minut       |
| _s            | sterilizovaný vzorek                 |
| _IG           | vzorek zvláčněný v roztoku glycerinu |

## 2 Úvod

Celý náš svět se neustále vyvíjí, pokrok jde kupředu. Není tomu jinak ani u medicíny. Díky moderním výzkumům se lidé na celé planetě dožívají stále více let, a co se týká zdraví, život je v tomto ohledu mnohem snazší, než kdy dřív.

V průběhu historie jde vývoj v oblasti medicíny ruku v ruce s vývojem v mnoha jiných oborech. Tyto obory, dříve nepojmenované, se v posledních několika staletích začaly rozlišovat, a tak vznikl i obor biomechanika. Ta má ale své počátky již ve 3. tisíciletí př. Kr. a díky mnoha významným osobnostem, mezi něž patří například Hippokrates, Leonardo da Vinci, Galileo Galilei, Hermann von Helmholtz (někdy nazývaný „otec bioinženýrství“) [1] či August Krogh (získal Nobelovu cenu za mechaniku mikrocirkulace) [1], se dnes nachází v bodě, kdy se může leckomu zdát, že není již mnoho, co zkoumat, objevovat a vyvíjet. Jak nás ale historie učí, v lidském bádání nebudeme nikdy na konci, a tak je ještě hodně oblastí, které je třeba prozkoumat. Vezměme si například biomechaniku cévního systému. Dříve bylo považováno srdce za centrum lidských emocí a poznání. Později se zjistilo, že jde „pouze“ o hlavní orgán v těle, na který navazuje složitá síť cév, do které není radno zasahovat. Statistika z roku 2010 pak říká, že v Americe se za jeden rok provede 450 tis. operací bypassu [2]. Co bylo tedy dříve považováno za nemožné, dnes je běžnou věcí. Ale abychom cévu nahradili dokonale, musíme stále ještě zkoumat a experimentovat.

Proto také probíhá i experimentální vývoj a výzkum na naší fakultě. Jeden z nedávných projektů vznikl po rozsáhlé diskusi a následné spolupráci s lékaři. Jde o vývoj alternativní cévní náhrady. Ta má být implantována do oblastí s malým průtokem krve (cca do 100ml/min). Zde byl lékaři při použití jiných náhrad pozorován zvýšený vznik stenóz. Tato skutečnost často vyžaduje další pooperační zákrok, a to pochopitelně omezuje komfort pacienta, ohrožuje jeho bezpečí a vytváří další ekonomickou zátěž pro zdravotnický systém. Konstrukce náhrady byla navržena jako kompozit se dvěma základními složkami. V první, matici z biologického materiálu (kolagenní hmota), je integrovaná druhá, polyesterová síťka. Předpokládá se, že tato cévní náhrada bude dostatečně funkční, tzn. po sledovanou dobu po implantaci nebude vykazovat známky stenózy a plně nahradí původní biologickou tkáň.

### 2.1 Cíle práce

Tato práce si klade za cíl analyzovat vliv rychlosti zatěžování na mechanickou odezvu matrice vyvíjené cévní náhrady. Tato matrice je tvořena kolagenní hmotou s 8% bovinního kolagenu. Experiment je prováděn pomocí inflačně-extenzního testu. Ten je pro požadovanou analýzu vhodný, neboť ve vzorku indukuje víceosou napjatost a blíží se skutečnému zatěžování cév v těle. Je třeba se seznámit s problematikou cévních náhrad a jejich

mechanickým zkoušením, aby bylo možno výsledky experimentu dobře analyzovat. Na závěr je potřeba ke správnému vyhodnocení výsledků zvolit vhodný výpočetní model cévní náhrady.

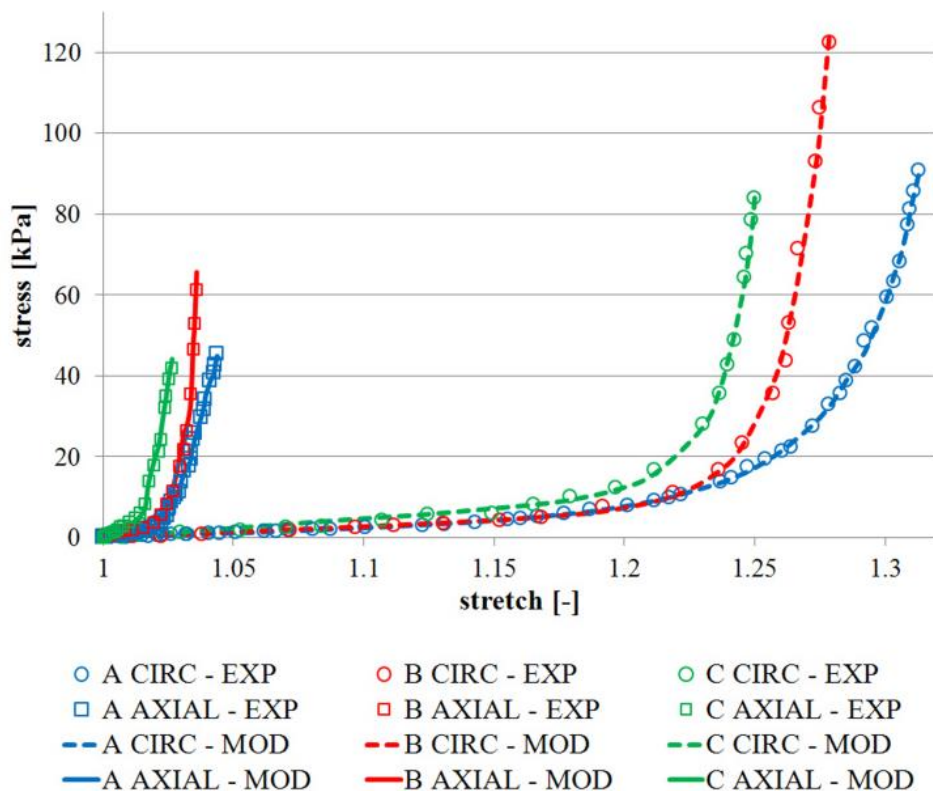
Předpokládá se, že všechny závislosti napětí na deformaci budou vykazovat nelineární průběh. Například jako při jiném experimentu, který proběhl na Fakultě strojní ČVUT [3]. Při inflačním testu zde byla cyklicky zatěžována *vena saphena magna*, a to při různých rychlostech zatěžování. Rychlosti zatěžování byly přepočteny na frekvence cyklického namáhání: 0.04 / 0.5 / 1 Hz (viz obr. 1).

Pro výpočet experimentálně zjištěných deformací z obr. 1 byly použity vzorce předpokládající tenkostěnnou geometrii trubice s uzavřenými konci [3]:

$$\sigma_t = p \frac{R \lambda_t^2 \lambda_z}{H} \quad (2.1)$$

$$\sigma_z = \frac{\sigma_t}{2} \quad (2.2)$$

Kde  $\sigma_t$  je obvodové napětí,  $\sigma_z$  podélné napětí,  $\lambda_t$  obvodový streč,  $\lambda_z$  podélný streč,  $p$  vnitřní tlak,  $R$  střední referenční poloměr trubice,  $H$  tloušťka stěny nezatíženého vzorku.

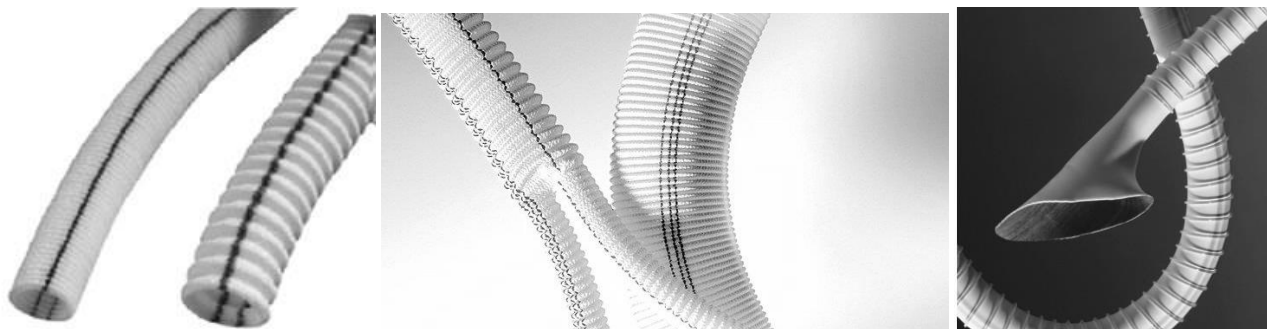


Obr. 1 Experimentální data a vypočtený model vzorku veny sapheny magny. Označení: A, B, C – typ vzorku rozlišen dle frekvence cyklického namáhání, kde A – 0.04 Hz, B – 0.5 Hz, C – 1 Hz. CIRC a AXIAL – obvodové a podélné zatížení, EXP a MOD – experimentální a modelová data. Převzato z [3].

Dále předpokládáme, že s vyšší rychlostí zatěžování poroste Youngův modul pružnosti. Materiál by měl být „tužší“ – měl by zpevňovat, tj. závislost napětí na deformaci bude mít strmější průběh v grafech  $\sigma - \varepsilon$ , popřípadě  $p - \varepsilon$ ,  $\dot{\varepsilon} - t$ .

### 3 Cévní náhrady

Cévní náhrady, nazývané též cévní grafty, slouží k nahrazení cévy, nebo k usměrnění krevního toku v lidském těle. Cévní náhrady mají podobu trubic, které se do těla implantují chirurgickým zákrokem. Tyto trubice mohou mít průřez buď kruhový, nebo eliptický. Mohou se rozvětňovat, nebo rozšiřovat. Některé ukázky je možno vidět na obr. 2.



Obr. 2 Ukázky možných tvarů cévních náhrad. Zleva AlboGraft, INTERGARD Woven Grafts, tkaná náhrada.

Nejčastější příčinou nutnosti upravení krevního toku je diagnostikovaná ischemie [4]. Tato ischemie, neboli nedokrevnost určité oblasti v těle, pak bývá způsobena stlačením tepny (komprese), ucpáním tepny (obstrukce), nebo křečí (spazmus). Nejvyšší stupeň ischemie může vést až k infarktu orgánů [5]. Implantace náhrady může být i součástí transplantace orgánů.

Náhrady se dnes vyskytují v mnoha podobách. Ty se pak liší svou funkcí, svými vlastnostmi, použitým materiálem a cenou.

#### 3.1 Požadavky na cévní náhrady

Požadavky na cévní náhrady nejsou jednoduché, neboť céva musí být nahrazena co nejlépe. Jedná se zde především o zdraví člověka a o lidské tělo samotné.

Požadavky se obecně dělí dle vlastností cévní náhrady:

- mechanické vlastnosti
- biologické vlastnosti
- další vlastnosti

## **Mechanické vlastnosti**

Co se týká mechanických vlastností, jedná se především o vlastnosti z oblasti pružnosti a pevnosti a hemodynamiky krevního oběhu. Jednotlivých požadovaných vlastností dnes není těžké dosáhnout. Spíše je těžké kombinovat různé vlastnosti (např. poróznost s pevností), protože zlepšení jedné bývá většinou na úkor druhé. Souhrn mechanických vlastností, jako poddajnost a elasticita, které céva potřebuje, můžeme nazvat „compliance“ - přizpůsobivost tepennému řečišti [1]. I kdyby se podařilo vyrobit protézu téměř dokonale přizpůsobenou tepennému řečišti zdravé cévy, problém bude, že cévy se u člověka „adaptují na okolní dlouho-trvající fyziologické podmínky“ [6]. Nemluvě o měnícím se cévním řečišti v průběhu života, např. při růstu a stárnutí. Je tedy jisté, že dokonalou náhradu vyrobit nemůžeme. Snažíme se alespoň o napodobení ideální cévy. Nejdůležitějšími mechanickými vlastnostmi jsou pružnost a pevnost cévy a pórozita stěny.

*Pružnost cévy* je důležitá zejména z hlediska regulace tlaku a přenosu tlakových pulzů. Můžeme ji rozdělit na příčnou, podélnou, či obvodovou. Literatura udává optimální hodnoty příčné, resp. podélné pružnosti 10 – 15%, resp. 10% [1]. Je - li tím myšleno prodloužení, pak z grafu experimentálního měření *veny sapheny magny* na obr. 1 můžeme vidět, že podélné prodloužení nedosahuje ani 5%. Stejně tak u jiného měření *veny sapheny* [7] bylo zjištěno, že podélné prodloužení při fyziologickém tlaku cca 16 kPa se pohybuje od 2 do 3%. Naopak obvodové prodloužení zde dosahuje hodnot mezi 15% až 30%. K obvodové pružnosti pak literatura říká, že „by měla vyrovnávat menší úchytky v podélné ose někdy značně dlouhých protéz“ [1]. Lepší podélné pružnosti lze docílit např. tzv. vrapováním. To má však řadu nevýhod v oblasti toku krve. Mohlo by tím dojít až k zalomení náhrady a ucpávání vrapů.

*Pevnost* zajišťuje, aby se stěna cévní náhrady neperforovala ani nedisekovala.

*Pórozita stěny* je důležitá při prorůstání buněčných elementů a k vyživování okolních tkání. Říká, kolik ml vody musí proniknout centimetrem čtverečním za jednu minutu při tlaku 120 mmHg, tj. cca 16 kPa. Optimální „biologická“ pórozita je 6000 – 7000 ml/min [1]. Při implantaci se tato pórozita stěny musí potlačit a být tzv. „chirurgicky“ neporézní. Chirurgický zákrok se totiž komplikuje, když stěnou protéká krev [1].

## **Biologické vlastnosti**

Z biologického hlediska by mělo být umělé vlákno, které bývá základní součástí náhrady, zcela inertní a odolné vůči tělním tekutinám. Musí být z materiálu netoxického, nekarcinogenního a nesmí vyvolávat tvorbu protilátek.

## **Další vlastnosti**

Dalším požadavkem kladeným na cévní náhradu je dlouhodobá průchodnost jejího lumen. Je to nejdůležitější kritérium při hodnocení náhrady [8, 10]. Což je zřejmé, neboť při uzavření cévy nastává nutnost dalšího operačního zákroku. To je jednak ekonomicky nevýhodné, zejména to však vystavuje pacienta dalším zbytečným rizikům reoperace.

## **3.2 Rozdělení náhrad**

Ve světě je používáno mnoho typů cévních náhrad. Dělit je tak můžeme z více hledisek. Dělení dle materiálu je tím nejzákladnějším. Můžeme tak mít cévní náhradu z materiálu biologického, umělého nebo kombinaci předchozích. Umělé náhrady pak dělíme například dle jejich výroby, nebo použití.

### **3.2.1 Biologické náhrady**

Tyto náhrady byly prvními, které byly již v roce 1898 testovány [1]. Rozmach pak nastal během druhé světové války, která jejich pokrok velmi urychlila. Můžeme je dále rozdělit dle jejich původu:

#### ***Autotransplantáty***

Tato náhrada je původem ze stejného organismu, jakému je implantována. Tepenný autotransplantát se zdá být z biologického pohledu dokonalou náhradou, problémem však je, že velká část cévních rekonstrukcí je způsobena aterosklerózou, která zasahuje celý tepenný systém. Z toho důvodu nemusí být náhrada ze stejného organismu nejlepší volbou. Žilní autotransplantát tento problém nemá a dalo by se říci, že je vynikající náhradou, často nenahraditelnou. Zásadní problémem u všech typů autotransplantátu je jejich získání, které je velmi omezené. Téměř všechny cévy jsou totiž životně důležité pro fungování celého organismu. Nejčastěji se používají žilní štěpy *veny sapheny magny* a *veny sapheny parvy* (povrchové žíly dolní končetiny).

Už od 50. let jsou zde také pokusy vytvořit cévní náhrady z jiné tkáně, než jsou cévy. Pokusy se prováděly na zvířatech a zkoušena byla např. kůže, perikard, bránice, či tenké střevo. Tyto pokusy však nebyly úspěšné. Náhrady skončily po několika dnech až měsících trombózou nebo rupturou. [1]

#### ***Alotransplantáty***

Alotransplantáty jsou do organismu transplantovány z jiného organismu stejného druhu. Ze zkušenosti se ale tyto náhrady po relativně krátkém čase uzavírají a jejich funkce je omezena. Tento problém lze řešit například imunosupresivní léčbou, ale to by bylo příliš ekonomicky

náročné, pro pacienta nekomfortní a dokonce i pro některé, vzhledem k podávaným farmakům, nemožné. Používají se tedy jen v případech pro akutní dočasné náhrady, kdy nejsou jiné metody vhodné či dostupné. [1]

### ***Xenotransplantáty***

Jedná se o náhrady z jiného živočišného druhu. Problém je zde hlavně imunologický, a i když ve světě probíhají snahy o mnohé úpravy těchto náhrad, zatím se dává přednost spíše dříve zmíněným transplantátům. Xenotransplantáty se používají například pro umělé chlopně získané z prasat. Zde jde však o dost rozdílnou problematiku. Chlopně jsou mnohem jednodušší z hlediska funkce, tvaru a složení a jejich úprava je také jednodušší. [1]

### **3.2.2 Umělé náhrady**

Umělé náhrady můžeme rozdělit z hlediska jejich výroby na tři základní typy.

- lité
- pletené
- tkané

Vlastnosti náhrad jsou pak dány jak způsobem výroby, tak materiálem, ze kterého jsou vyrobeny. Lité náhrady se vyrábí zejména z polytetrafluoretylenu, pletené a tkané pak z polyetylentereftalátu.

*Polytetrafluoretylen* (PTFE, Teflon) je nebiologický materiál používaný na lité cévní náhrady. Dále se tepelnou úpravou a expanzí vylepšuje na tzv. „expanded PTFE“ (ePTFE). V porovnání s dalším materiálem ze skupiny polyesterových vláken, Dacronem, je samotný ePTFE výhodnější. Od 70. let je nejpopulárnějším materiálem používaným na umělé náhrady [9]. Má lepší poróznost, získanou při expanzi PTFE za vhodných podmínek, dále má lepší přilnavost ke tkáni a poddajnost. Slabé stránky náhrad, vyrobených z tohoto materiálu jsou vysoký počet uzavření, výskyt infekcí, či ne tak dobrá průchodnost jejich lumen. Náhrady se vyrábí litím, díky čemuž dosahujeme minimální poróznosti. Stěna náhrady má tak mikroporézní houbovitou strukturu.

Dalším používaným materiálem je, jak již bylo řečeno, *polyetylentereftalát* (PET, Dacron). Vlákná z tohoto materiálu jsou kruhového průřezu, mají velkou pevnost, jsou hydrofobní a odolné vůči kyselinám. Náhrady z PET se vyrábí buď tkaním, nebo pletením. Náhrady tkané jsou na rozdíl od pletených méně prodyšné. Prodyšnost je u náhrad v jistých mezích potřebná, ne však při chirurgickém zákroku. Pletené náhrady se proto musí před implantací nejprve impregnovat (nejčastěji) kolagenem, želatinou nebo albuminem. Tyto náhrady pak označujeme jako náhrady kombinované, jejichž impregnovaná vrstva se v těle po nějakém

čase vstřebá. Porovnáme-li látky nanášené na náhradu, zjistíme, že z hlediska biologického je nejvhodnější kolagen [8].

*Kolagen* je vláknitá bílkovina. Získává se ze škáry, nebo Achillovy šlachy mladého hovězího dobytka. V lidském těle se vyskytuje v pojivě tkáni nejčastěji ve formě kolagenních vláken. Před ostatními látkami má tu výhodu, že má díky vláknité struktuře větší strukturální stabilitu. Dále je velmi ohebný a pevný, na druhou stranu málo pružný. [11]

Vrstvu, ať už je z jakéhokoliv materiálu, by mělo být možno sterilizovat a různě vytvrzovat, čímž se dosáhne požadovaných vlastností. Sterilizace kolagenu se provádí buď gama zářením, nebo etylenoxidem. Sterilizací a vytvrzováním vzniknou v kolagenní hmotě přídavné spoje, tzv. „crosslinky“, které mění mechanické vlastnosti náhrady.

Impregnace trubice kolagenem je výhodná v tom, že k potlačení pórů stačí jen malá vrstva. Je ale možná jen u trubic s porózitou menší než 4000 ml/min. To je škoda, protože biologicky výhodnější protézy mívají porózitu větší. Tento problém řeší tzv. samonosná trubice (kolagenní). Ta je buď zevně obklopena polyesterovou tkaninou, jež je jí trvalou oporou, nebo je sama kostrou pro jiné buňky, na kterých se vytvoří nová tepna. [1]

### **Umělé náhrady ve světě**

Dnes je na světě mnoho firem, které vyrábí cévní náhrady. Můžeme jmenovat například Gore Medical, Medtronic, Maquet, Shanghai Suokang, ATRIUM Medical Corporation, Bard PV. Distributory jsou např. B-Braun nebo Bard.

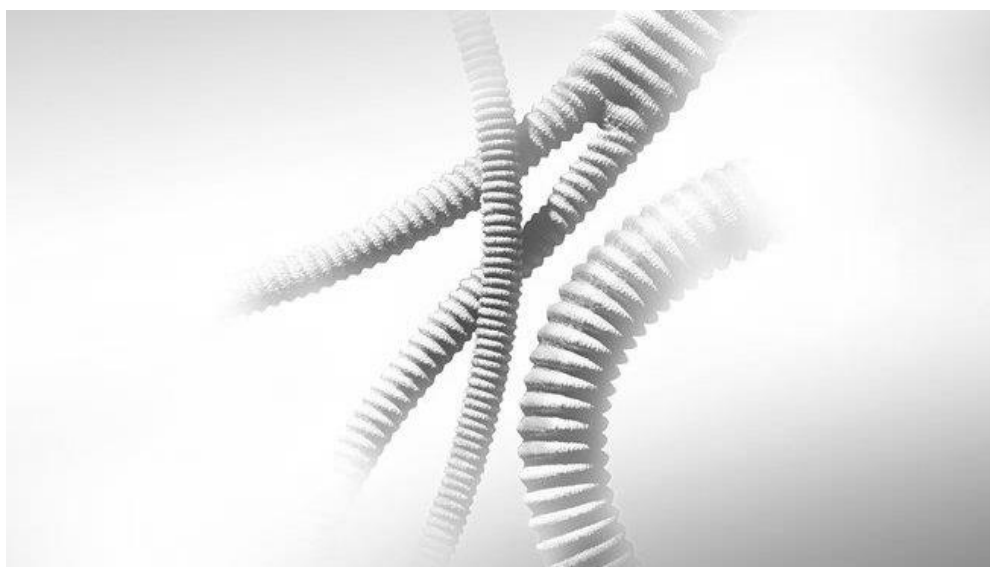
Z produktů, které tyto firmy vyrábí je zřejmé, že nejužívanějším typem protéz jsou dnes protézy kombinované. Například:

- CARDIOROOT – tkaná náhrada obalená bovinním kolagenem, viz obr. 3.
- Silver Graft – Pletená protéza z polyesteru, impregnovaná modifikovanou hovězí želatinou, její povrch v malé vrstvě postříben, aby nedocházelo k mikrobiální adhezi, viz obr. 4.
- Aortální oblouk Uni-Graft® W – tkaná velurová cévní protéza z tenkých polyesterových vláken, které jsou impregnovány vstřebatelnou modifikovanou želatinou.
- FUSION Vascular Graft – vnitřní vrstva z ePTFE a vnější pletená polyesterová tkanina (PET) spojené adhezivem polykarbonát-uretan.
- INTERGARD™ HEPARIN ULTRATHIN – pletená polyesterová protéza obalená kolagenem s heparinovým pojivem.





*Obr. 3 CARDIOROOT, zdroj: /www.maquet.com/*



*Obr. 4 Silver Graft, zdroj: /www.maquet.com/*

### **3.3 Testovaná náhrada**

Vyvíjená cévní náhrada je náhradou kombinovanou. Její matrice je z biologické hmoty, v které je 8% zastoupení bovinního kolagenu. Do této hmoty bude integrována pleteninová kostra z polyesterových vláken. Tato práce se zabývá testováním tubulárních vzorků vytvořených pouze z kolagenní hmoty, tj. jednou ze složek vyvíjené cévní náhrady. Kolagenní trubice byla vyráběna technologií extruze. Vzorky měly v průměru délku cca 70 mm, střední poloměr 3 mm a tloušťku stěny 0,15 mm.

Vlastnosti trubice se odvíjí zejména od její tepelné úpravy – délky vytvrzování a typu sterilizace. Vytvrzování způsobuje změnu vnitřní struktury, ve které vytváří přídavné spoje,

tzv. crosslinky. Pro experiment byly k dispozici vzorky matrice sterilizované pomocí gama záření a nesterilizované, které byly buď tepelně netvrzené, či tepelně tvrzené po dobu 2, 5 nebo 10 minut.

Podrobnější informace o technologii výroby umělé cévní náhrady není vhodné sdělovat z důvodu předpokládaného patentování této náhrady. Jakákoliv podrobnější zmínka o technologii zpracování náhrady uveřejněná ve veřejně přístupném dokumentu, a to bakalářská práce je, by tento budoucí cíl zmařila. Na hodnotu práce ale toto nemá vliv. Jde zde o sledování mechanické odezvy při zatěžování a popis pozorovaných fenoménů při různých rychlostech zatěžování. Tzn. komparativní měření, vyhodnocení, analýzy.

## 4 Výpočet napjatosti

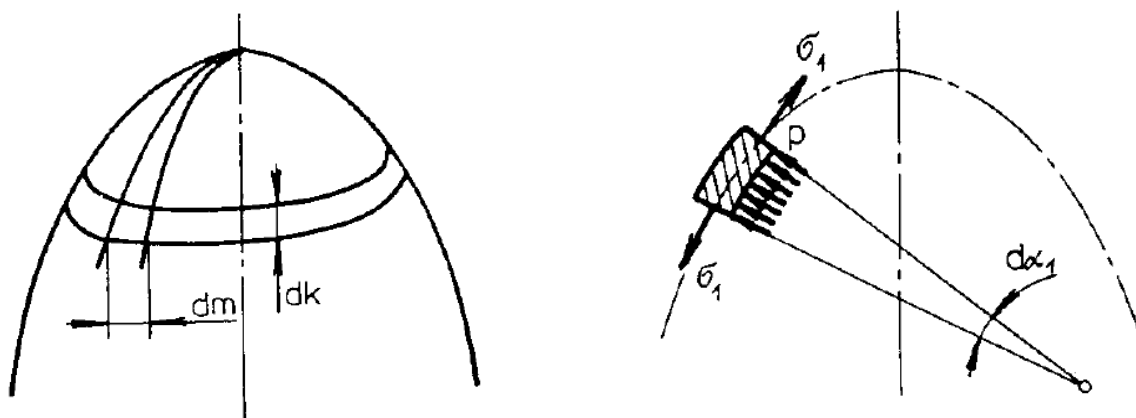
Napjatost ve stěně nádoby lze počítat podle teorie tlustostěnných nebo tenkostěnných nádob. Jak se dozvíme dále, měřená trubice se nachází na hraně jedné z podmínek tenkostěnných nádob – tloušťka její stěny má být v tomto případě o mnoho menší než její střední průměr. Poměr středního průměru k střední tloušťce je pro netvrzený vzorek cca 9, u tvrzených vzorků se tento poměr pohybuje okolo 30. Podle této podmínky lze tedy napjatost ve stěně trubice počítat jak dle teorie tlustostěnné, tak tenkostěnné. Mechanická odezva při zatěžování měřeného vzorku je ale nelineární a materiál anizotropní, proto bude pro zjednodušení počítána napjatost v trubici jako v tenkostěnné nádobě. To je možné, protože při porovnávání jednotlivých vlastností mezi vzorky se nedokonalosti tohoto zjednodušení téměř neprojeví.

### 4.1 Tenkostěnné nádoby

Tenkostěnné nádoby, nazývané též skořepiny, jsou takové nádoby, které mají jeden rozměr (např. tloušťka stěny) o mnoho menší, než ostatní rozměry. Skořepiny jsou dále ideální, pokud se vyskytují v *membránovém stavu*. Takový stav je popisován podmínkami, které cituji z [12]:

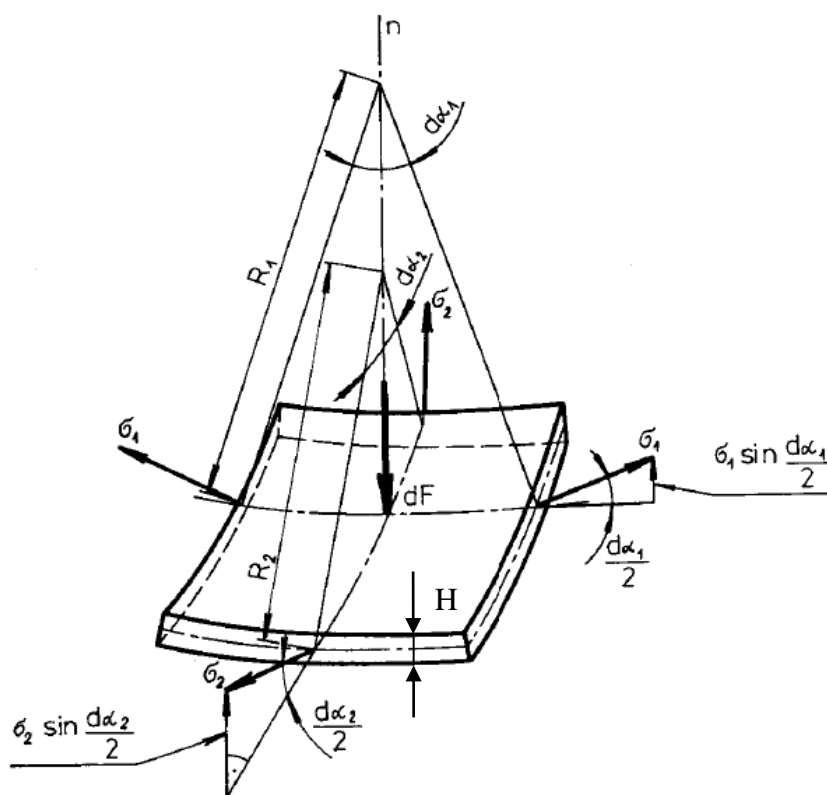
- Velikost spojitého zatížení skořepiny se nesmí měnit náhle.
- Tloušťka stěny skořepiny se nesmí měnit náhle.
- Vnější síly působící na skořepinu musí mít směr tečny k povrchu skořepiny.
- Poloměry křivosti a poloha středu křivosti se nesmí měnit náhle.

Napjatost v této skořepině se dle [12] nechá stanovit na základě vyjmutí nekonečně malého elementu o rozměrech  $dm$  a  $dk$ , jak je znázorněno na obr. 5.



Obr. 5 Znárodnění vyjmutého nekonečně malého elementu ze stěny skořepiny. Vlevo skořepina s elementem, ohraničeným rovnoběžkami a meridiány, vpravo vyňatý element v rovině meridiánu [12].

Na tento element působí vnitřní tlak  $p$  a ve směru meridiánu napětí  $\sigma_1$ . Ve směru rovnoběžky pak  $\sigma_2$ , které je vidět až na obr. 6. Chceme-li popsat napjatost v tomto elementu, vyznačíme si všechny sílové účinky na něj působící na obr. 6.



Obr. 6 Silové účinky působící na nekonečně malý element vyjmutý ze skořepiny [12]

Zde elementární síla  $dF$  znázorňuje výslednici tlaku  $p$ .  $R_1, R_2$  jsou poloměry křivosti nádoby ve směru meridiánu a rovnoběžky. Napětí  $\sigma_1$  a  $\sigma_2$  působí na stěny elementu o tloušťce  $H$ . Za pomoci schematicky uvolněného elementu vyjmutého ze skořepiny na obr. 6 můžeme sestavit rovnici rovnováhy ve směru normály  $n$ :

$$2\sigma_1 \sin \frac{d\alpha_1}{2} H dm + 2\sigma_2 \sin \frac{d\alpha_2}{2} H dk - dF = 0 \quad (4.1)$$

Protože uvažujeme úhly zakřivení elementu  $d\alpha_i$  velmi malé, můžeme psát:

$$\sin \frac{d\alpha_i}{2} \approx \frac{d\alpha_i}{2}, \quad \text{pro } i = 1,2 \quad (4.2)$$

Platí také:

$$dm = R_2 d\alpha_2 \quad a \quad dk = R_1 d\alpha_1 \quad (4.3)$$

$$dF = p dm dk = p R_2 d\alpha_2 R_1 d\alpha_1 \quad (4.4)$$

Po dosazení vztahů (4.2) a (4.4) do (4.1) a upravení výsledné rovnice dostáváme tzv. Laplaceovu rovnici popisující obecnou napjatost ve skořepině [12]:

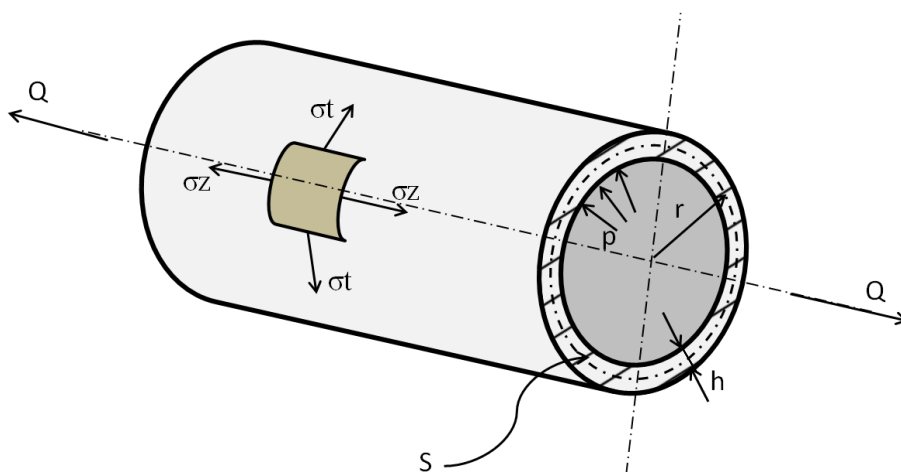
$$\frac{\sigma_1}{R_1} + \frac{\sigma_2}{R_2} = \frac{p}{H} \quad (4.5)$$

## 4.2 Tenkostěnná trubice

Cévní náhrada má tvar válcové nádoby – trubice. Uvažujme ji cele uzavřenou. Výsek střední části trubice je znázorněn na obr. 7. Protože je v tomto případě poloměr  $R_1 = \infty$ , přechází rovnice (4.5) do tvaru [13]:

$$\sigma_t = \frac{rp}{h} \quad (4.6)$$

Kde  $\sigma_t$  je obvodové napětí na okamžitém středním poloměru trubice  $r$  s okamžitou tloušťkou stěny trubice  $h$  při vnitřním tlaku  $p$ .



Obr. 7 Výsek střední části trubice se znázorněnými silovými účinky působícími na stěnu této trubice

Síla  $Q$ , působící na celé dno nádoby se přenáší do její stěny přes plochu řezu stěny trubice  $S$ . Tato plocha je vymezena tloušťkou stěny trubice  $h$ . Dostáváme tak podélné napětí [8]:

$$\sigma_z = \frac{Q}{S} = \frac{p\pi r^2}{2\pi r h} = \frac{rp}{2h} = \frac{\sigma_t}{2} \quad (4.7)$$

Z podmínky nestlačitelnosti

$$\lambda_t \cdot \lambda_z \cdot \lambda_r = 1, \quad (4.8)$$

vyplývá, že radiální streč  $\lambda_r$  závisí jak na streči podélném  $\lambda_z$ , tak streči obvodovém  $\lambda_t$ . Streče jsou pak definovány jako [3]:

$$\lambda_t = \frac{r}{R} \quad (4.9)$$

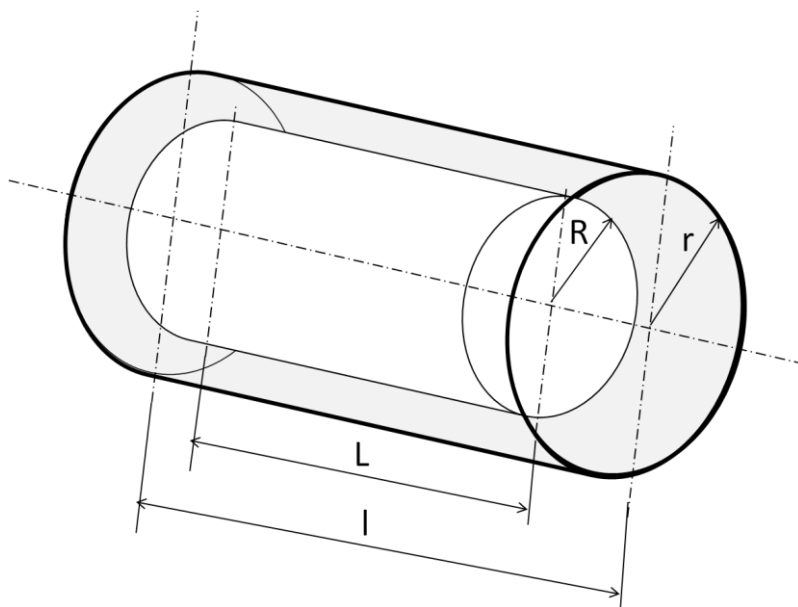
$$\lambda_z = \frac{l}{L} \quad (4.10)$$

$$\lambda_r = \frac{h}{H} = \frac{1}{\lambda_t \lambda_z} \quad (4.11)$$

Dosazením vztahů (4.9) a (4.11) do (4.6) dostáváme výsledné obvodové napětí ve tvaru [3]

$$\sigma_t = p \frac{R \lambda_t^2 \lambda_z}{H}, \quad (4.12)$$

které odpovídá též rovnici (2.1).



Obr. 8 Referenční a zdeformovaná konfigurace tubulárního vzorku

## 5 Mechanické zkoušky cévních náhrad

Ke zjištění mechanických vlastností cévních náhrad je třeba provést mechanickou zkoušku určitého druhu. Vzorek, na kterém se provádí mechanická zkouška, může být ve dvou formách. Pro uniaxiální, nebo biaxiální test ve formě planární, pro statický nebo dynamický inflační test ve formě tubulární. Jakou formu zvolit záleží na technických možnostech pracoviště, či na možnostech vzorku (např. jeho velikosti). S ohledem na typ testu a geometrii vzorku pak záleží, jaké výpočtové vztahy se pro získání požadovaných závislostí použijí, popřípadě jak se chtějí výsledky využít.

Je třeba dobře rozmyslet, jakou zkoušku a jaké parametry zvolit. Zvolený druh zkoušky totiž významně ovlivňuje výsledky, jak ostatně ukazuje i skupina autorů, porovnávající zkoušení vzorků ve formě planární a tubulární [14]. Autoři nejdříve měřili obvodovou deformaci tubulárního vzorku pomocí inflačního testu. Poté pomocí modelu přepočítali obvodovou deformaci z měření planárního vzorku v biaxiální tahové zkoušce. Došli k výsledkům lišícím se o 50%.

### 5.1 Planární vzorky

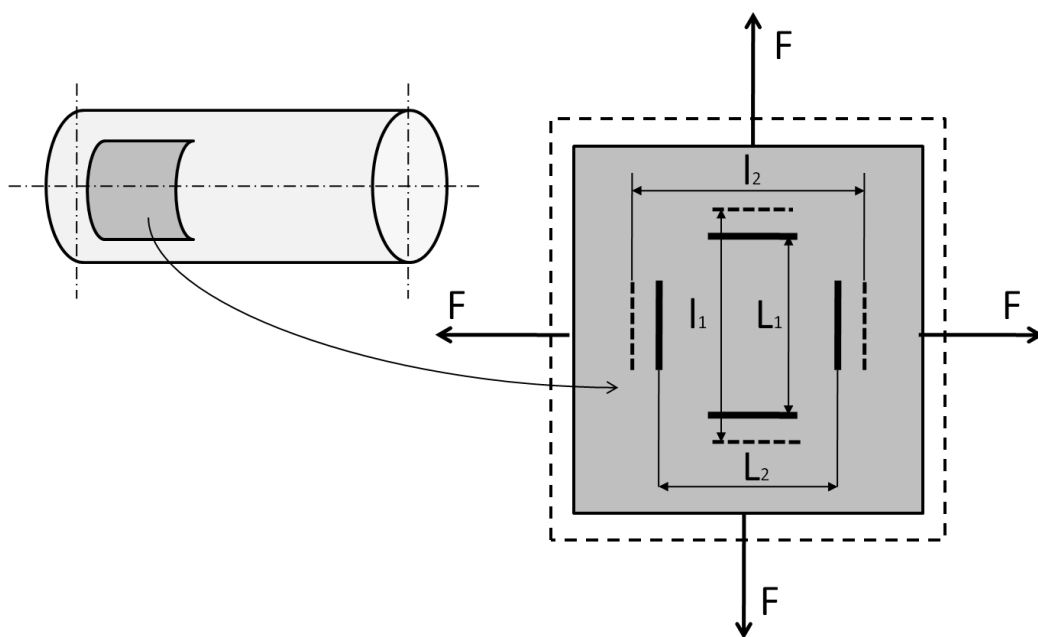
Testování planárních vzorků se provádí pomocí jednoosé, popřípadě dvouosé tahové zkoušky. Protože je cévní náhrada, v našem případě její část – matrice, tvořena zejména anizotropním materiálem, je vhodné použít dvouosou tahovou zkoušku. Ta spočívá v zatěžování planárního vzorku současně ve dvou osách na sebe kolmých. Vyjmutý planární vzorek z trubice je znázorněn na obr. 9. Vzorek se zatěžuje silou  $F$  působící ve čtyřech směrech. Měříme prodloužení vzorku v těchto směrech  $\Delta L_1$ , resp.  $\Delta L_2$ , definované jako:

$$\Delta L_i = l_i - L_i, \quad \text{kde } i = 1,2 \quad (5.1)$$

a kde  $l_i$  je okamžitá vzdálenost markerů,  $L_i$  vzdálenost těchto markerů na nezatíženém vzorku. Získáme výsledné deformace  $\varepsilon_1$ , resp.  $\varepsilon_2$ :

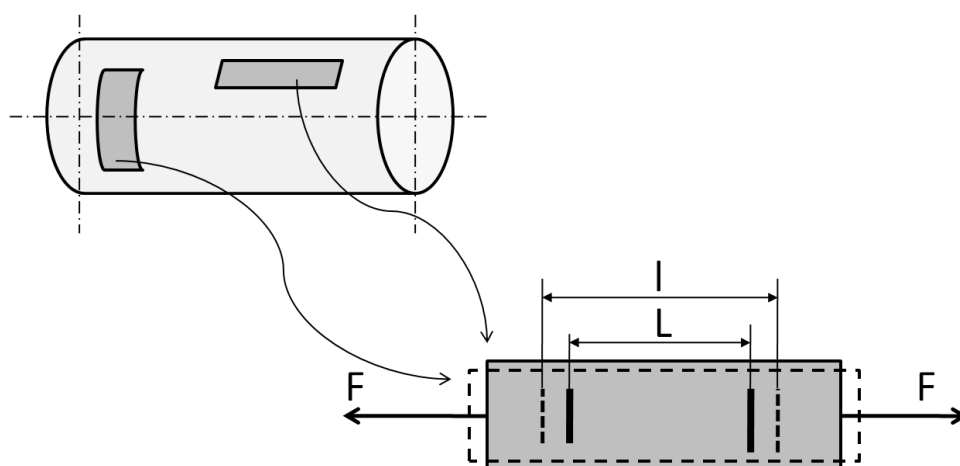
$$\varepsilon_i = \frac{\Delta L_i}{L_i} \quad (5.2)$$

Z těchto pak můžeme vypočítat výsledné napětí v požadovaném směru.



Obr. 9 Znárodnění vyjmutého planárního vzorku z trubice, použitého k dvouosé tahové zkoušce. Plnou čarou je vyznačen okraj referenčního vzorku, čárkovanou pak okraj zdeformovaného vzorku. Markery jsou vyznačeny obdobně.

Pro anizotropní materiál je možné použít i jednoosou tahovou zkoušku. V takovém případě se odeberou z trubice dva vzorky, znázorněné na obr. 10. Každý z nich je testován jednoosou tahovou zkouškou a pomocí vzorců (5.1) a (5.2) je vypočteno prodloužení a deformace.



Obr. 10 Znárodnění dvou vyjmutých planárních vzorků k jednoosé tahové zkoušce. Plnou čarou je vyznačen okraj referenčního vzorku, čárkovanou pak okraj zdeformovaného vzorku. Markery jsou vyznačeny obdobně.

## 5.2 Tubulární vzorky

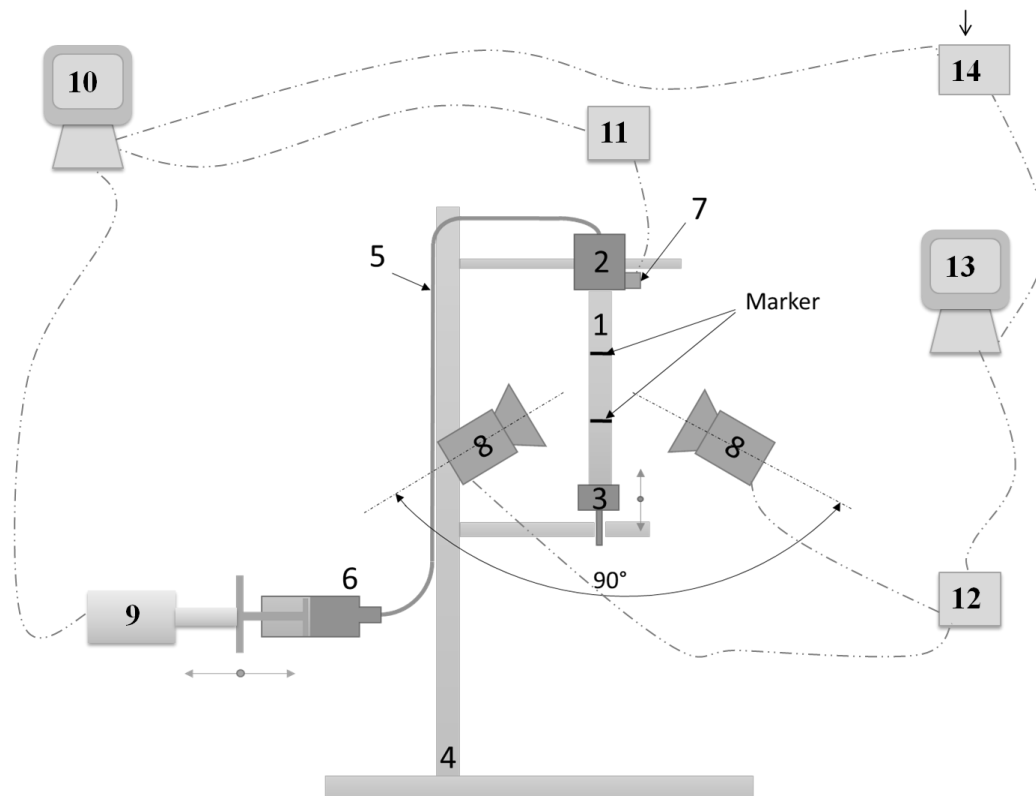
Pro zjištění mechanické odezvy stěny tubulárního vzorku při zatěžování se používá extenzně-inflační test. Test je založen na zatěžování vzorku vnitřním tlakem při sledování jeho deformace v obvodovém a podélném (axiálním) směru. K samotnému tlakování může být přidána i osová síla, jako v jednoosé tahové zkoušce, a ve výsledku počítáme i s ní.

Otázkou u tohoto testu je, jak nejlépe deformaci monitorovat. Ve světě se v současné době vyvíjejí mnohé systémy. Existuje například optický systém, využívající vydutá kuželová zrcadla, který umožňuje měření deformace ve 3D prostoru, v plném úhlu 360 stupňů [15]. Jinde zase 3D měření deformace řešili použitím dvou kamer, natočených o úhel asi 30 stupňů a postupným otáčením vzorku po 90 stupních [16].



## 6 Experimentální měření:

Náš experiment se odehrál na fakultě stojní ČVUT v Laboratoři kardiovaskulární biomechaniky. Zde byla připravena měřící sestava pro extenzně-inflační test, schematicky znázorněna na obr. 11.



Obr. 11 Schéma měřící soustavy: tubulární vzorek (1), horní pevný trn (2), spodní pohyblivý trn (3), stojan (4), trubice (5), stříkačka (6), tlakový senzor (7), dvě vysokofrekvenční kamery (8), lineární motor (9), měřící PC (10), AD převodník (11), sběrnice (12), PC (13), trigger tlačítko (14)

Tubulární vzorek (1) je upnut do upínacích trnů (2) a (3). Horní trn (2) je nepohyblivý, pevně spojený se stojanem (4). Spodní trn (3) se může volně pohybovat ve směru svislé osy zatěžovaného vzorku. Upínací trny jsou ke stojanu připevněny pomocí speciálních konzol vyrobených z ABS platu technikou rapid prototyping. Do horního trnu (2) ústí trubice (5), která přivádí tlakové médium do vzorku. V našem případě vodu. Na druhém konci této trubice je stříkačka (6). Její píst je poháněn lineárním motorem typu 8MT295 series (9) se zdvihem 640 mm, který je řízen měřícím PC (10). Definován je krok lineárního motoru, rychlost posuvu příčnicku, na kterém byla pístnice stříkačky uchycena a absolutní vzdálenosti pro dolní a horní úvrať pozicování lineárního motoru, tj. velikost zdvihu pístu stříkačky. Součástí horního upínacího trnu (2) je tlakový senzor (7). Jedná se o modul KTS od firmy Cressto o tlakovém rozsahu 0-200 kPa. Senzor sleduje aktuální vnitřní tlak kapaliny ve vzorku. Je dále pomocí AD převodníku NI USB-6289 (11) připojen k měřicímu PC (10). Deformace vzorku jsou jak v obvodovém, tak podélném směru sledovány 2

vysokofrekvenčními kamerami Nonosense Mk III (8) sloužícími jako videoextenzometry. Postavení kamer vůči sobě svírá cca 90°. Kamery jsou přes sběrnici (12) připojeny k PC (13). Mezi oběma počítači (10) a (13) je dále tzv. trigger tlačítko (14), které po zmáčknutí vysílá spouštěcí signál pro měření tlaku na měřicím PC (10) a obrazu na druhém PC (13). K získání obvodové a podélné deformace vzorku je stěžejní mít na získaných snímcích z kamer konstantní pozadí a vytvořené značky (markery) na vzorku.

Uspořádání kamer dle schématu je zvoleno proto, neboť předpokládaná obvodová deformace není ve všech směrech stejná – vzorek se z počátku nedeformuje jako ideální válec. Nejdříve je průřez vzorku eliptický a až po dosažení určitého tlaku se stává kruhovým. Pak se vzorek deformuje jako válec. Tímto nastavením kamer se tak získají dvě různé obvodové deformace, které se zprůměrují. Dále se pak pracuje pouze s touto průměrnou hodnotou deformace. Kamery jsou přes počítač synchronizovány se snímačem tlaku tak, abychom v jeden čas získaly výstupy ze všech tří přístrojů naráz.

V této práci jsou uvedeny výsledky získané ze čtyř vzorků kolagenní trubice. Tab. 1 ukazuje, jak byly různé vzorky upraveny (označení vzorků a vysvětlení symbolů).

|       |                                 |
|-------|---------------------------------|
| N_s   | Netvrzený, sterilizovaný        |
| T2_s  | Tvrzený 2 minuty, sterilizovaný |
| T5_s  | Tvrzený 5 minut, sterilizovaný  |
| T10_s | Tvrzený 10 minut, sterilizovaný |

*Tab. 1 Popis a značení vzorků*

Všechny vzorky byly sterilizovány radiačně pomocí gama záření. Před měřením byly vloženy do lázně s 42% roztokem glycerinu po dobu 25 minut. Vzorky poté nesou další označení \_IG (například T2\_s\_IG). Po vyjmutí z lázně se před samotným měřením dle požadavků lékařů 50 minut sušily.

## 6.1 Měření vzorků

Nejdříve ze všeho je třeba zmíněné vzorky proměřit. Při tomto procesu je vhodné dodržovat několik nepsaných, ale doporučených zásad. Vše je třeba zdokumentovat a to jak písemnou, tak fotografickou formou. Je totiž dosti pravděpodobné, že se budou v budoucnu při vyhodnocování výsledků muset potřebné informace zpětně dohledat. Např. měření posuvným měřítkem by měl provádět jen jeden člověk, který má poměrně stále stejnou metodu a cit v rukách, či oku. Tak se vyvaruje větším odchylkám a případná vnesená systematická chyba bude u všech dat pořád stejná. Vzorek, pokud je před měřením v jiných než atmosférických podmínkách, by měl být na vzduchu co nejkratší dobu. Jinak by mohlo

dojít k vysychání vzorku, k přijímání vzdušné vlhkosti nebo degradací vlivem teploty, či záření.

U každého vzorku byly měřeny tyto základní veličiny:

1. Volná délka vzorku  $L$ , měřená posuvným měřítkem Mahr 16EW 150 mm.
2. Hmotnost  $m$ , měřená laboratorními vahami PGE 753e s přesností vážení na 0,001 g.
3. Střední délka obvodu trubice  $O$ , měřená rozvinutím kruhového prstence vzorku též výše zmíněným posuvným měřítkem.
4. Tloušťka stěny trubice  $H$ , kterou měříme raději na více místech opět stejným měřítkem.

Vzorky se měřily dvakrát a to před zvláčněním a po zvláčnění (namočení v roztoku glycerinu). Teplota při měření byla vždy 23°C. Naměřené i dopočtené hodnoty ukazuje následující tab. 2:

| <b>Před zvláčněním</b> | <b>H<sub>n</sub></b><br>[mm] | <b>O<sub>n</sub></b><br>[mm] | <b>m<sub>n</sub></b><br>[g] | <b>L<sub>n</sub></b><br>[mm] | <b>R<sub>n</sub></b><br>[mm] |
|------------------------|------------------------------|------------------------------|-----------------------------|------------------------------|------------------------------|
| <b>N_s</b>             | 0.14                         | 18.63                        | 0.133                       | 72.20                        | 2.97                         |
| <b>T2_s</b>            | 0.13                         | 18.69                        | 0.132                       | 71.30                        | 2.97                         |
| <b>T5_s</b>            | 0.16                         | 19.03                        | 0.143                       | 71.60                        | 3.03                         |
| <b>T10_s</b>           | 0.13                         | 18.83                        | 0.136                       | 71.40                        | 3.00                         |

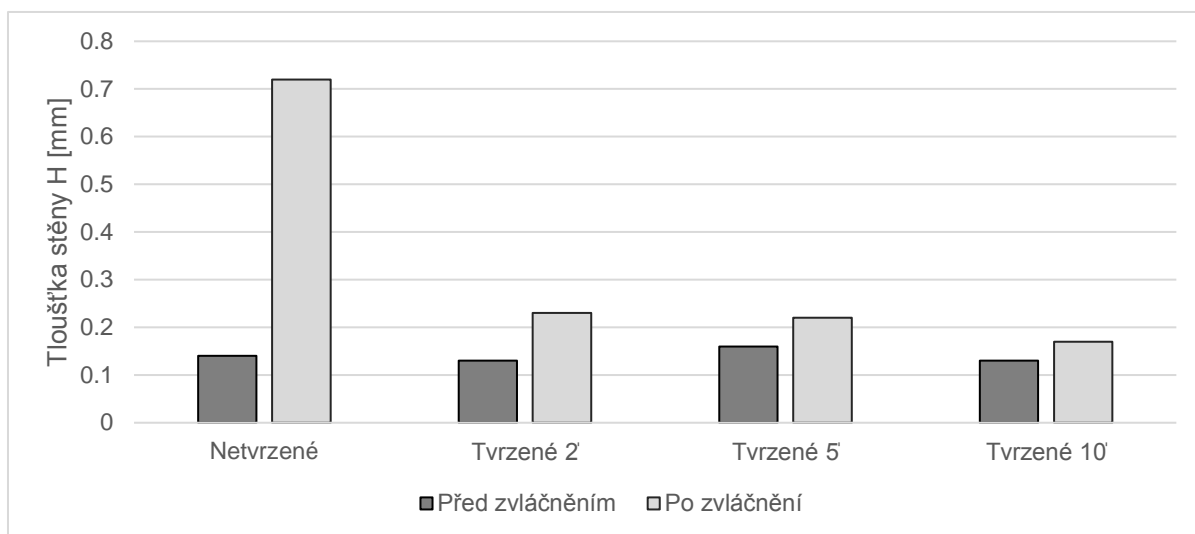
  

| <b>Po zvláčnění</b> | <b>H<sub>z</sub></b><br>[mm] | <b>O<sub>z</sub></b><br>[mm] | <b>m<sub>z</sub></b><br>[g] | <b>L<sub>z</sub></b><br>[mm] | <b>R<sub>z</sub></b><br>[mm] |
|---------------------|------------------------------|------------------------------|-----------------------------|------------------------------|------------------------------|
| <b>N_s_IG</b>       | 0.72                         | 20.24                        | 1.226                       | 72.15                        | 3.22                         |
| <b>T2_s_IG</b>      | 0.23                         | 18.95                        | 0.324                       | 72.09                        | 3.02                         |
| <b>T5_s_IG</b>      | 0.22                         | 19.73                        | 0.309                       | 68.25                        | 3.14                         |
| <b>T10_s_IG</b>     | 0.17                         | 19.1                         | 0.251                       | 71.75                        | 3.04                         |

Tab. 2 Naměřené geometrické hodnoty testovaných vzorků a jejich hmotnost před zvláčněním a po zvláčnění roztokem 42% glycerinu.

Na příkladu tloušťky stěny vzorku (a tím i hmotnosti; viz obr. 12) kde je rozdíl nejpatrnější si lze hned všimnout, že tvrzené vzorky po zvláčnění vykazují mnohem menší změny oproti netvrzenému vzorku. Je také vidět, že i s dobou vytvrzování tato změna, která se může označit jako schopnost absorpce tekutiny, klesá. Rozdíl jednotlivých geometrických hodnot zvláčněných vzorků oproti nezvláčněným je vidět v tab. 3. Vzorec pro výpočet změny tloušťky (obdobně pro ostatní rozměry):

$$\Delta H = \frac{H_z - H_n}{H_n} * 100 [\%] \quad (6.1)$$



Obr. 12 Porovnání tloušťek stěn vzorků před zvláčením a po zvláčením

| Po zvláčením | $\Delta H$<br>[%] | $\Delta O$<br>[%] | $\Delta m$<br>[%] | $\Delta L$<br>[%] | $\Delta R$<br>[%] |
|--------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| <b>N_s</b>   | 414.3             | 8.6               | 821.8             | -0.1              | 8.6               |
| <b>T2_s</b>  | 76.9              | 1.4               | 145.5             | 1.1               | 1.4               |
| <b>T5_s</b>  | 37.5              | 3.7               | 116.1             | -4.7              | 3.7               |
| <b>T10_s</b> | 30.8              | 1.4               | 84.6              | 0.5               | 1.4               |

Tab. 3 Rozdíl geometrických hodnot měřených zvláčených vzorků oproti nezvláčeným.

Zkoumáme – li dále tab. 3, vidíme, že změna délky, obvodu a středního poloměru trubice vzorku není u tvrzených vzorků téměř patrná na rozdíl od netvrzeného vzorku. Je také vidět, že změna objemu hmoty vzorků se po zvláčením projevuje téměř výhradně na tloušťce stěny trubice vzorku.

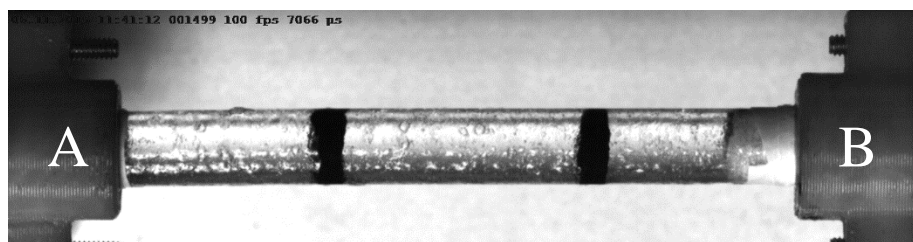
Schopnost vstřebat tekutinu má vliv na funkčnost náhrady. Souvisí se vstřebatelností biologické matrice, v našem případě bovinního kolagenu, v těle příjemce náhrady. Dobou tvrzením kolagenní trubice pak můžeme vstřebatelnost ovlivňovat. Z tab. 3 je patrné, že nejlépe přijímá tekutinu vzorek netvrzený, nejhůře vzorek tvrzený nejdéle – 10 minut.

## 6.2 Průběh experimentu

Poté, co byly vzorky proměřeny, upnuly se do upínacích trnů, viz obr. 13. Jeden z nich byl pohyblivý, druhý ne. K takto upnutému vzorku se následně zavedla trubice s vodou a připevnil se tlakový senzor, viz obr. 11. Bylo třeba dbát, aby při zavodňování trubice a vzorku přivádějící tlakovou kapalinou nebyl v trubici, ve vzorku ani v celém systému uvězněn žádný vzduch, tj. vzduchové bubliny. Ten je totiž stlačitelný a to by mohlo ovlivnit výsledky měření.

Když byl vzorek upnut, byly na něm vyznačeny dva černé pruhy, viz obr. 13. Tyto tzv. markery slouží k měření podélné deformace. Vymezuji přibližně prostřední třetinu vzorku.

To z toho důvodu, že v této oblasti předpokládáme homogenní deformaci neovlivněnou vazbami na koncích vzorku. Ve stejné oblasti se ze stejného důvodu měří také obvodová deformace.



Obr. 13 Detail vzorku s vyznačenými markery pro měření podélné deformace. Vzorek je upnut v upínacích trnech. A – pohyblivý trn, B – nepohyblivý trn.

Vzorek byl dále natlakován do počáteční konfigurace, tj. byl v něm vytvořen vnitřní měřený tlak blízký 0 kPa. Tento tlak odpovídal tlaku atmosférickému. Ke vzorku v počátečním nezátíženém stavu bylo přiloženo měřítko tak, aby bylo dobře čitelné na obou kamerách sledujících vzorek ze dvou pozic. S tímto měřítkem byly vytvořeny snímky vzorku. Tím byla provedena kalibrace snímku nutná pro další zpracování.

Následně probíhalo zatěžování trubice. Při něm se měřila obvodová i podélná deformace trubice. Pro měření každého vzorku byly zvoleny 4 různé rychlosti zatěžování. Tyto rychlosti byly rozlišeny pohybem pístu stříkačky  $v$ . Délka posuvu pístu stříkačky  $x$  byla u tvrzených vzorků 2 mm. Můžeme tak vypočítat frekvenci zatěžování vzorku dle vzorce:

$$f = \frac{1}{2 \frac{v}{x}} \quad (6.2)$$

Hodnoty jednotlivých frekvencí zatěžování pro tvrzené vzorky jsou uvedeny v tab. 4. Netvrzený vzorek se během prvního cyklu nastaveného cyklického zatěžování vzorku poškodil. Vznikly malé praskliny a byl zaznamenán únik tlakové kapaliny. Pro zvýšení tlaku kvůli unikající kapalině se tak u něho během měření měnila délka posuvu stříkačky až na 4 mm. Měření vzorku při jednotlivých rychlostech zatěžování snímaly kamery stanovenou vzorkovací frekvencí  $f_k$ , viz tab. 4. Vzorkovací frekvence tlakového snímače  $f_p$  pak byla vždy 500 Hz.

|       |        |       |     |     |     |
|-------|--------|-------|-----|-----|-----|
| $v$   | [mm/s] | 0.1   | 2   | 4   | 8   |
| $f$   | [Hz]   | 0.025 | 0.5 | 1   | 2   |
| $f_k$ | [Hz]   | 10    | 50  | 100 | 250 |

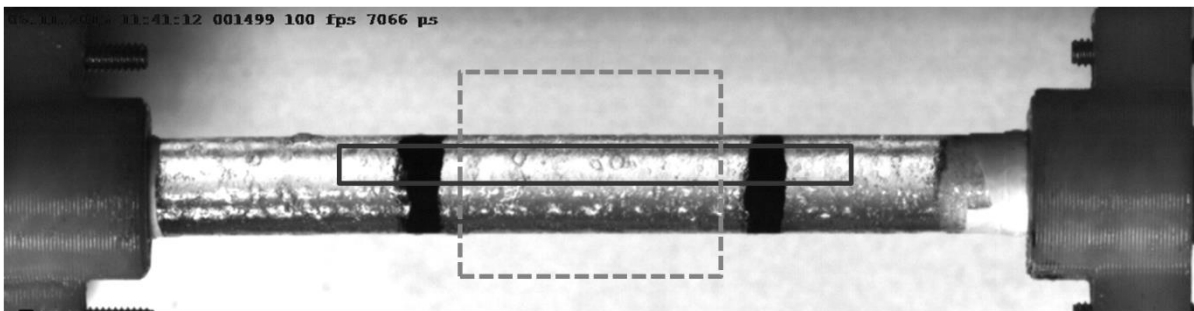
Tab. 4 Čtyři rychlosti posuvu pístu stříkačky  $v$ , frekvence zatěžování  $f$  a příslušné vzorkovací frekvence kamer  $f_k$

Píst vpravoval vodu pomocí propojovacích trubic z injekční stříkačky do vzorku. Tímto způsobem byl v cévní náhradě zvyšován vnitřní tlak z hodnoty 0 až do maximálního tlaku

mezi 140 – 160 kPa u tvrzených trubic. U netvrzených trubic kvůli trhlině a unikající kapalině pouze do cca 20 kPa.

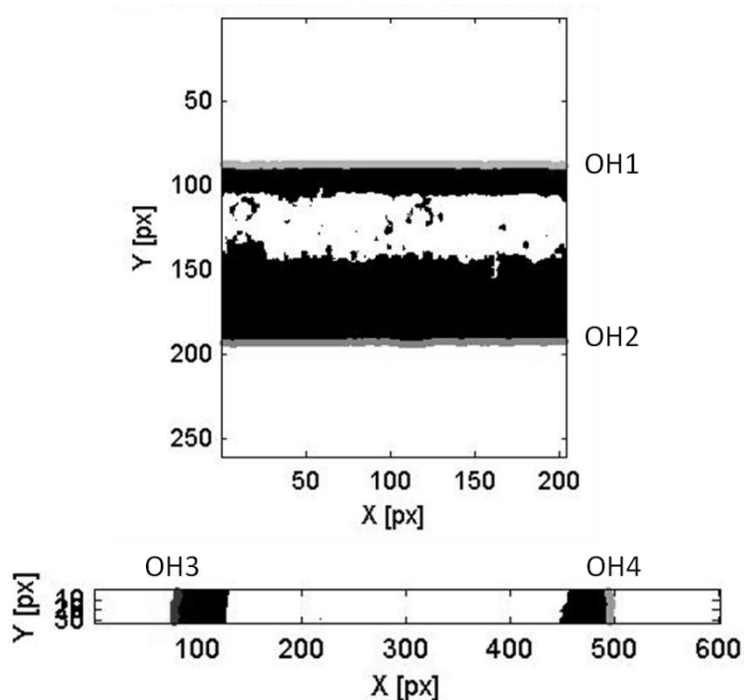
### 6.3 Zpracování dat

Videozáznam získaný z kamer – obrázky – se musel následně zpracovat. To umožnil program *TestIma*, vytvořený v Laboratoři kardiovaskulární biomechaniky na Fakultě strojní ČVUT. Nás zajímá deformace v obvodovém, resp. podélném směru. K zpracování těchto deformací byly ze získaných obrazů vybrány oblasti, označené v obr. 14 čárkovanou čarou, resp. plnou čarou – tzv. ROI, tj. „region of interest“. V těchto oblastech byla provedena detekce hran na rozhraní vzorku a pozadí, resp. na rozhraní vyznačených markerů a vzorku.



*Obr. 14 Vybrané úseky v programu „TestIma“. Zpracování podélné deformace – ROI plné (vyznačeno plnou čarou), zpracování obvodové deformace – ROI čárkované.*

Deformace ve směru podélném se měřila z pohybu vnějších okrajů markerů. Obvodová deformace z pohybu obvodových hran trubice (na obr. 14 horizontálních hran této trubice). Abychom mohli tento pohyb v získaných obrazech a ROI dobře pozorovat a příslušné hrany (přechody) dobře detekovat, byl obraz převeden na binární mapu pomocí metody prahování obrazu, viz obr 15.



Obr. 15 Naprahované oblasti trubice pro detekci hran a pro následné pozorování obvodové deformace (nahore) – ROI čárkované a podélné deformace (dole) – ROI plné.

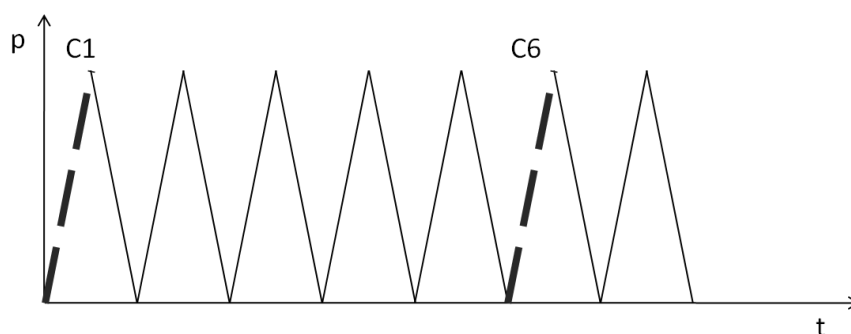
Výsledky velmi závisí na přesnosti zvolených parametrů prahování, proto se vybraný úsek i poměr černá-bílá musely vhodně volit. Postup zpracování bude ukázán na příkladu pohybu hran vzorku (ROI čárkované; v obr. 15 nahore).

Nejdříve je třeba detekovat v obrázku, tj. binární mapě, okrajové hrany vzorku OH1 a OH2, viz obr. 15 nahore. Program k tomu využívá souřadnicový systém, určený počtem pixelů obrázku. Hrany jsou tvořeny rozhraním pixelů černé a bílé barvy, které program rozpozná jako 1 a 0. Necht' program hledá nejdříve první hranu OH1. Začne zkoumat mapu z levého horního rohu, tj. ze souřadnice  $x=0$  a  $y=0$ . Dále prochází mapou ve směru osy  $y$ . Jakmile narazí na pixel černé barvy, uloží si do paměti jeho souřadnice a vrátí se k hornímu okraji obrázku na souřadnici  $x=1$ ,  $y=0$ . Odtud znovu prochází mapu ve směru osy  $y$ , dokud neobjeví další černý pixel, jehož souřadnice si uloží. Tímto postupem projde program mapu až na konec osy  $x$ , takže nalezne všechny body hrany OH1. Obdobně pak nalezne hranu OH2, výchozím bodem mu ale bude levý spodní okraj.

Následně se  $y$ -nové souřadnice jednotlivých hran zprůměrují, čímž dostaneme dvě čísla, každé reprezentující  $y$ -novou souřadnici jedné hrany. Odečteme-li od sebe tato dvě čísla, dostaneme vnější průměr trubice v daném obrázku, tj. v jeden časový okamžik. Porovnání vnějších průměrů trubic v jednotlivých obrázcích s referenčním vnějším průměrem trubice při nulovém tlaku nakonec poslouží k určení obvodové deformace vzorku v jednotlivých obrázcích, tj. v průběhu tlakování. Podobný postup se využije k určení podélné deformace z obr. 15 dole.

K získání jednotlivých dat z obrázků byl využit program nazvaný *Tlak2kamery*, vytvořený v prostředí Matlab, používaný též v Laboratoři kardiovaskulární mechaniky. Tento program nejprve upraví synchronizaci záznamu tlaku se spuštěním kamer podle synchronizačního TTL signálu generovaného synchronizačním tlačítkem. Také sjednotí vzorkovací frekvenci tlakového záznamu s frekvencí snímání obrazu. Vždy tak přiřadí správný obrázek k určité hodnotě tlaku, oboje pořízené ve stejný čas.

Dále je třeba vybrat data ke zpracování. Protože se každé měření provádělo při jiném počtu cyklů, byly vybrány vždy jen dva cykly, z nich jejich stoupající charakteristika (obr. 16) a z těchto pak program vybral příslušná data. Aby se mohli relevantně srovnávat deformace různých vzorků, vybrané cykly u každého vzorku byly vždy stejné. Byl to cyklus první a šestý. Toto neplatí pouze u vzorku netvrzeného, neboť z něho po prvním cyklu začala unikat tlaková kapalina.

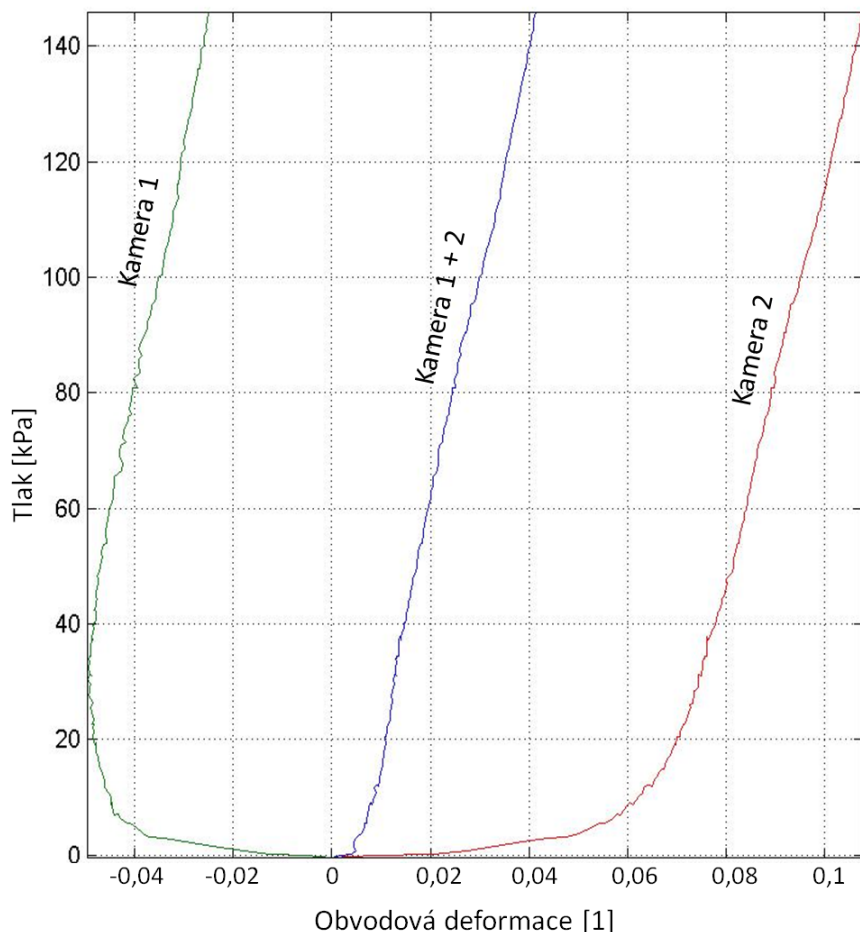


*Obr. 16 Schematické znázornění cyklického zatěžování a vybraných stoupajících charakteristik k hodnocení. Čárkovaná čára C1, resp. C6 je vybraným úsekem cyklu 1, resp. cyklu 6.*

Protože se při experimentu používají dvě kamery, dostanou se vždy dvě různé deformace v závislosti na tlaku. Na obr. 17 je vidět, že součtem těchto deformací z obou kamer se získá jedna výsledná deformace. Z té se následně zpracovávají výsledné závislosti.

Před začátkem tlakování trubice, tedy při nulovém tlaku, až do jistého vnitřního tlaku není průřez trubice kruhový. To dokazuje obr. 17, kde počáteční deformace z kamery 1 a kamery 2 mají v průběhu tlakování do tlaku cca 30 kPa opačný smysl. Tedy až teprve od této hodnoty se může považovat průřez trubice vzorku z obr. 17 za kruhový. Křivky deformací jsou dále z obou kamer rovnoběžné, tj. trubice se dle naší přijaté hypotézy deformuje jako válcová nádoba – trubice. Zmíněná nekruhovitost průřezu je dána částečně výrobou, technologií zpracování po výrobě, uskladněním a přepravou. Na pracoviště byly vzorky v této geometrii již dodány.





Obr. 17 Příklad závislosti obvodové deformace na tlaku v prvním cyklu vzorku T2-s\_IG\_A získaných ze dvou kamer.

## 7 Analýza získaných dat

Aby mohly být výsledky analyzovány, je třeba dopočítat výsledné napětí a vytvořit grafické závislosti. Z hodnot získaných programem *Tlak2kamery* a za použití již odvozených vzorců (4.12) a (4.7) bylo tedy dále v programu Excel vypočítáno obvodové a podélné napětí v průběhu tlakování. Protože nás zajímá i rychlost deformace v obvodovém  $\dot{\varepsilon}_t$ , resp. podélném  $\dot{\varepsilon}_z$  směru, byly vypočteny tyto rychlosti dle vzorců:

$$\dot{\varepsilon}_t = \frac{d\varepsilon_t}{dt} \quad (7.1)$$

$$\dot{\varepsilon}_z = \frac{d\varepsilon_z}{dt} \quad (7.2)$$

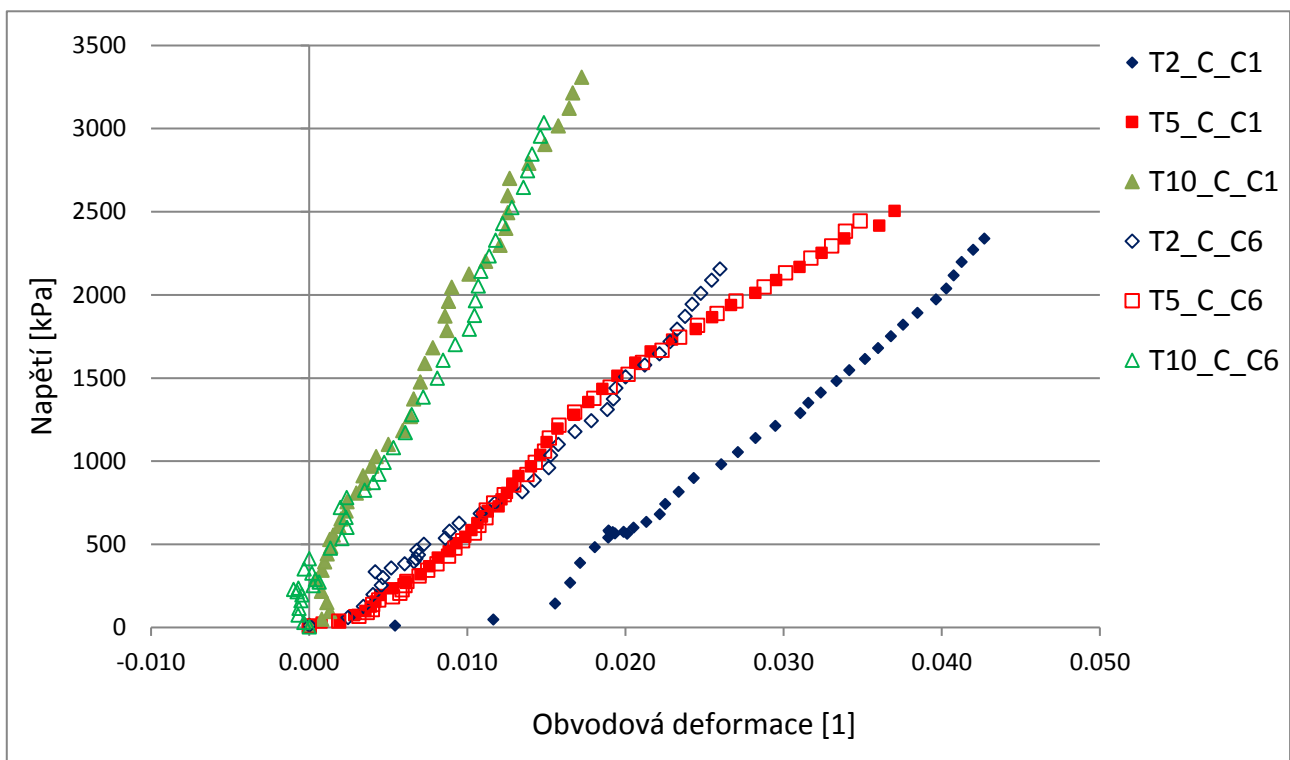
Kde  $d\varepsilon_t$ , resp.  $d\varepsilon_z$  jsou změny deformací v obvodovém, resp. podélném směru za změnu času  $dt$ . Z vypočítaných napětí, rychlostí deformací a dalších hodnot lze pak již snadno zobrazit potřebné závislosti.

Pro nás jsou zajímavé zejména závislosti při rychlosti zatěžování  $v = 4 \text{ mm/s}$  (vzorek označen velkým písmenem C, např. T2\_C\_). Z tabulky 4 si totiž můžeme všimnout, že tato rychlost zatěžování odpovídá frekvenci zatěžování  $f = 1 \text{ Hz}$ , která se blíží tepové frekvenci zdravého člověka v klidovém stavu, jež je v rozmezí mezi 60 a 80 tepy za minutu. To odpovídá frekvenci od 1 do 1,33 Hz a nám tak dává přibližné srovnání s reálnou situací v lidském těle.

Dále se bude text zabývat pouze srovnáním vzorků tvrzených. Jak již bylo řečeno, netvrzený vzorek se při tlakování perforoval, a tak jsou hodnoty z měření jeho deformací relevantní jen pro první cyklus.

Měřena byla podélná i obvodová deformace. Jak je ale vidět z obr. 19, podélná deformace je o mnoho menší, než obvodová deformace, a tak má tato deformace na celkovou mechanickou odezvu jen nepatrný vliv. Pozornost bude detailněji zaměřena tedy pouze na obvodovou deformaci.

První co může být vyčteno z výsledných grafů závislostí napětí na obvodové deformaci (viz obr. 18 a 19) je, že lze tyto závislosti u všech tvrzených vzorků od hodnoty napětí cca 500 kPa považovat za téměř lineární. Všechny zbylé grafy jsou uvedeny v příloze.

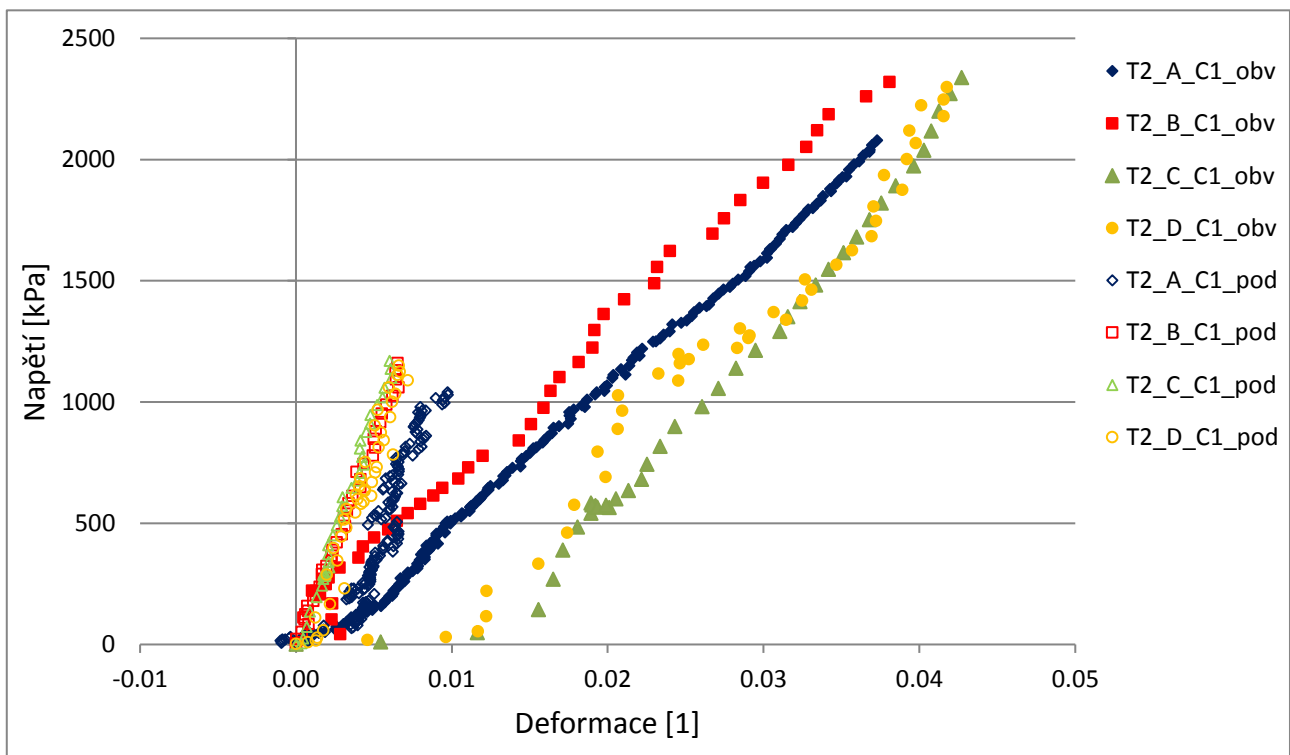


Obr. 18 Graf závislosti napětí na obvodové deformaci tvrzených vzorků při rychlosti zatěžování „C“, tj. 4 mm/s.

Porovná-li se mezi sebou tvrzené vzorky (obr. 18) při jedné rychlosti zatěžování, je vidět, že doba vytvrzování má vliv na tuhost trubice. S rostoucí dobou vytvrzování roste tuhost – roste sklon křivky závislosti napětí na deformaci. Je také vidět, že vzorek tvrzený 10 minut (označen T10) je jistě tužší, tj. při stejném napětí se deformuje méně než zbylé dva vzorky, tvrzené 2 a 5 minut. Rozdíl v tuhosti těchto dvou vzorků je zřejmý zejména v oblasti napětí mezi 500 a 1500 kPa.

Pokud bychom pozorovali změnu této závislosti mezi cyklem prvním a šestým na obr. 18, vidíme, že změna tuhosti, tj. sklon křivek, není v tomto případě příliš odlišná.

V grafu na obr. 19 je znázorněna závislost napětí na obvodové deformaci pro jeden vzorek (T2) při různých rychlostech zatěžování. Sklon křivek se zde s rostoucí rychlostí zatěžování zvětšuje, což je zřejmé zejména v rozmezí napětí od 500 do 2000 kPa. To znamená, že se zvyšuje i tuhost vzorku.



Obr. 19 Graf závislosti napětí na obvodové (obv) a podélné (pod) deformaci vzorku T2 při různých rychlostech zatěžování v prvním cyklu

Dále si z výše uvedených grafů jistě všimneme nelineárních závislostí a kolísajících hodnot na počátku tlakování. Například, že s rostoucím napětím klesá deformace dokonce i do záporných hodnot, jako je tomu na obr. 18 u vzorku T10. Tento jev je způsoben vyrovnáváním nekruhového průřezu trubice do kruhového. Je zde vidět, že dvě kamery pod úhlem 90° jsou sice na určení deformací nezbytné, ale na zcela přesné snímání deformace

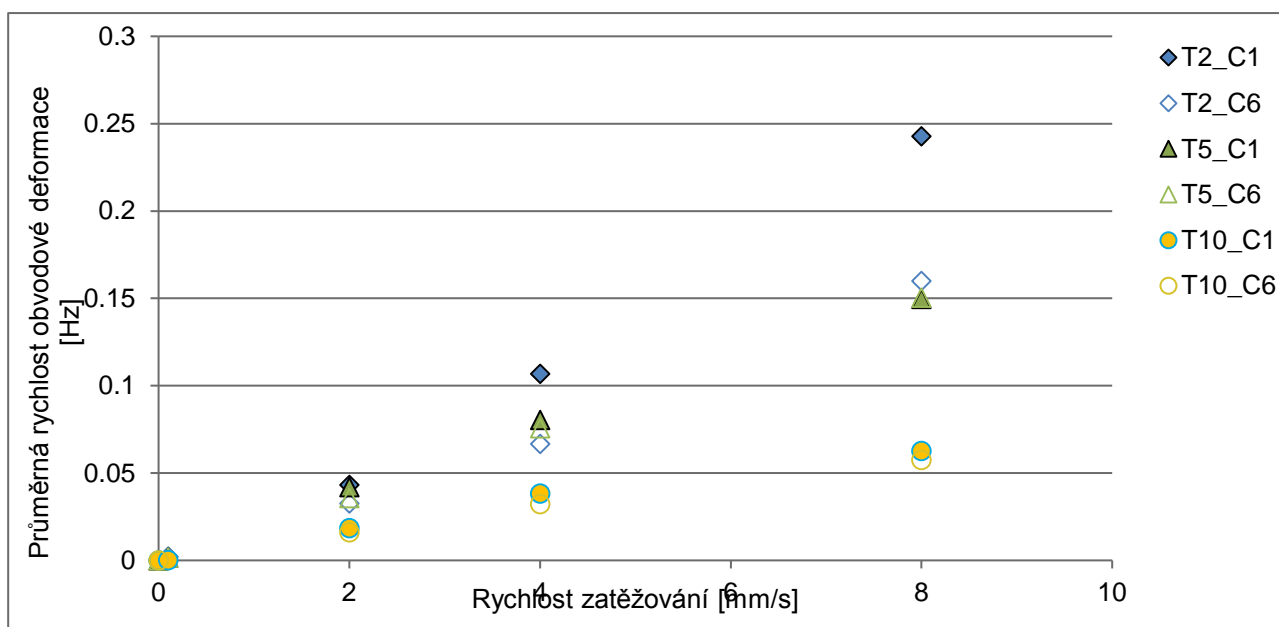
nestačí. Průměrné hodnoty vypočtených deformací z těchto dvou kamer, dvou směrů snímání, jsou tedy do napětí cca 500 kPa ukázkou vyrovnávání eliptického průřezu na kruhový.

Spočítáme-li si u každého vzorku jeho průměrnou hodnotu rychlosti obvodové deformace (která nás zajímá nejvíce – viz výše) v průběhu tlakování podle vzorce:

$$\bar{\dot{\epsilon}}_t = \frac{\sum_{i=1}^n \dot{\epsilon}_{t_i}}{n}, \quad (7.2)$$

můžeme vynést graf, jak je na obr. 20. Z grafu této závislosti je vidět, že s rostoucí dobou vytvrzování klesá rychlost deformace, a to při všech rychlostech zatěžování.

Je také vidět, že rychlost deformace šestého cyklu je vždy menší, než rychlost deformace prvního cyklu. A tento rozdíl je nejmarkantnější u vzorku tvrzeého 2 minuty.



Obr. 20 Graf závislosti rychlosti deformace na rychlosti zatěžování pro tvrzeé vzorky

## 8 Závěr

Cévní náhrady se dnes vyrábějí v mnoha variacích. Jejich vlastnosti se odvíjejí od toho, z jakého materiálu (popřípadě více materiálů) jsou vyrobeny, jak je tento materiál upraven a z celkové konstrukce náhrady. Požadavky na cévní náhrady jsou velmi vysoké a to jak z hlediska biologického, tak mechanického. Důležitou roli hraje také to, pro jaké průtoky krve jsou určeny. Testovaná náhrada, kterou se tato práce zabývá, je určena do oblastí s nízkým průtokem krve, který běžně nepřesahuje hodnotu 100 ml/min (max. do 200 ml/min). Vnitřní světlost náhrady je v řádu jednotek mm, většinou 4 až 5 mm. Právě v těchto místech se

objevuje zvýšený výskyt cévních stenóz. Jde o náhradu kombinovanou, složenou z pleteninové kostry a matrice z biologické hmoty obsahující 8 % bovinního kolagenu.

V práci je zkoumán vliv rychlosti zatěžování na mechanickou odezvu kolagenní trubice tvořené bovinním kolagenem, která je jednou ze složek cévní náhrady. Experiment proběhl v Laboratoři kardiovaskulární biomechaniky v Praze na fakultě strojní ČVUT, kde byl k získání výsledků použit extenzně-inflační test. Byly testovány tři různě tepelně tvrzené vzorky kolagenní trubice. Pro výpočet napětí a následného vzájemného porovnání dosažených výsledků mechanických testů byl použit model tenkostěnné nádoby. Jeho aplikace na samotné tubulární vzorky není ideální, protože zkoumané vzorky se pohybují na hranici podmínek pro tenkostěnné nádoby. Tento model je však jednodušší než model tlustostěnných nádob a k porovnávání vlastností mezi jednotlivými vzorky zcela postačuje.

Dále byla také sledována závislost vlivu doby tepelného vytvrzování vzorku na jeho zvládnění. Na základě pozorování veličin, souhrnně uvedených v tab. 2 a 3, zejména pak zvětšení tloušťky stěny trubice, byl učiněn závěr, že čím déle je kolagenní trubice tvrzena, tím méně je zvládněna, tj. tím méně tekutiny vstřebá. Tato schopnost vstřebat tekutinu je pak důležitá při fungování cévní náhrady v těle člověka. Především má vliv na vstřebatelnost biologické matrice, v našem případě bovinního kolagenu. Ten se tak u déle tvrzených vzorků v těle vstřebá po delším čase.

Po vynesení závislostí napětí na obvodové deformaci bylo zjištěno, že tato závislost, až na oblast blízko počátku, je téměř lineární, což vyvrátilo prvotní předpoklad silné nelinearity, viz charakteristiky cév na obr. 1. Je ovšem možné, že pokud bychom se zabývali charakteristikami zkoumané kolagenní trubice ne v celém jejím rozsahu, ale zaměřili se např. na úsek do tlakování 50 kPa, pak by se možná nelinearita získaných charakteristik projevila více.

Bylo dále pozorováno, že vytvrzování má vliv i na tuhost kolagenní trubice. Toho si můžeme všimnout v rozdílné strmosti křivek na obr. 18. Kolagenní trubice je tedy tím tužší, čím je déle vytvrzována. Toto zjištění potvrzuje fakt, že vytvrzování zpevňuje trubici. Napomáhá tomu zřejmě změna vnitřní struktury materiálu, ve které se tvoří přídatné spoje, tzv. crosslinky. Proto se doba vytvrzování trubice musí vhodně volit, a to tak, aby vyhovovala potřebě implantované náhrady.

Byl stanoven předpoklad, že při vyšších rychlostech zatěžování bude trubice vykazovat větší tuhost. Tento předpoklad se potvrdil, jak je vidět ze zvětšujícího se sklonu křivek se zvyšující se rychlostí zatěžování na obr. 19. Větší tuhost by měla mít za následek menší roztažení, tj. deformaci trubice. Toto nelze s jistotou potvrdit z důvodu nekruhového průřezu trubice v nezatíženém stavu a nepřesného snímání testu pouze ze dvou pohledů, a tím možných odchylek pozorování na počátku charakteristik, viz obr. 19.

Na závěr bylo zjištěno, že se zvětšující se rychlostí zatěžování roste rychlost deformace trubice, viz obr. 20. Toto zjištění není jistě překvapující. Zásadním zjištěním ze stejné závislosti ale bylo, že s dobou vytvrzování klesá rychlost deformace. Rychlost deformace také klesá s rostoucím počtem cyklů testovaného vzorku. Rozdíl mezi cyklem prvním C1 a cyklem šestým C6, viz obr. 20.

## 9 Použitá literatura

[1] Krajíček, Milan, et al. Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění, 1. vydání. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-0607-8.

[2] Kumar VA, et al. Tissue Engineering of Blood Vessels: Functional Requirements, Progress, and Future Challenges. Cardiovascular Engineering and Technology, 2011, Volume 2, Number 3, p. 137-148.

[3] Veselý, J. - Horný, L. - Chlup, H. - Žitný, R.: Inflation Tests of Vena Saphena Mangna for Different Loading Rates. XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013. Heidelberg: Springer, 2014, p. 1041-1044.

[4] [https://en.wikipedia.org/wiki/Vascular\\_bypass](https://en.wikipedia.org/wiki/Vascular_bypass) [vid. 15. 5. 2016]

[5] <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Isch%C3%A9mie> [vid. 15. 5. 2016]

[6] Juan C. Lasheras. The biomechanics of arterial aneurysms. Annu. Rev. Fluid Mech. 39, 293-319

[7] Veselý, J. - Horný, L. - Chlup, H. - Adámek, T. - Krajíček, M. - et al.: Constitutive modeling of human saphenous veins at overloading pressures. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2015, vol. 45, p. 101-108. ISSN 1751-6161.

[8] <http://www.tribune.cz/clanek/11776> [vid. 10. 4. 2016]

[9] Berardinelli L. Grafts and Graft Materials as Vascular Substitutes for Haemodialysis Access Construction. European Journal of Vascular and Endovascular Surgery, 2006, 32, p. 203–211

[10] Krška, Zdeněk. Techniky a technologie v chirurgických oborech: vybrané kapitoly. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3815-4.

[11] Vajner, Luděk, et al. Lékařská histologie I.: cytologie a obecná histologie. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2010. ISBN 978-80-246-1860-9.

[12] Michalec, Jiří. Pružnost a pevnost I. Vyd. 2. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2001.

[13] <http://nptel.ac.in/courses/Webcourse-contents/IIT-ROORKEE/strength%20of%20materials/lects%20&%20pics/image/lect15/lecture15.htm>  
[vid. 20. 5. 2016]

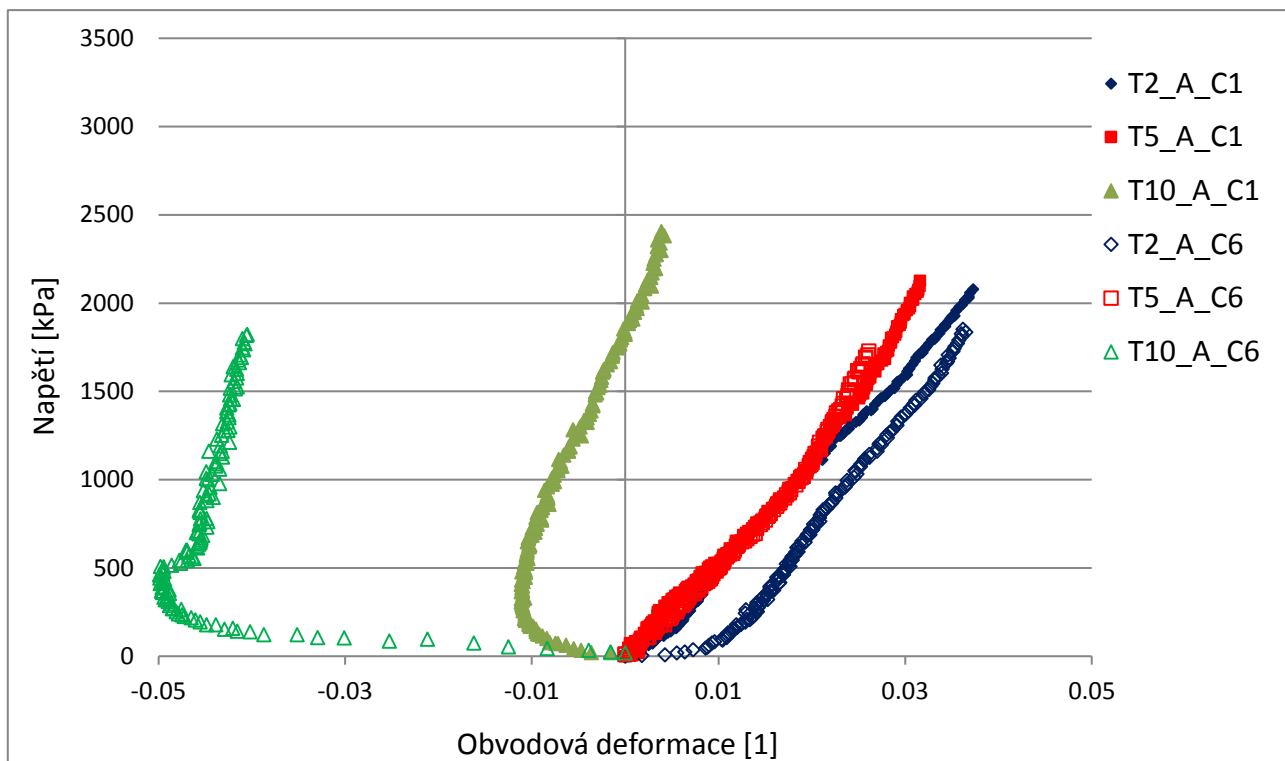
[14] Keyes JT, et al. Comparisons of planar and tubular biaxial tensile testing protocols of the same porcine coronary arteries. *Ann Biomed Eng.* 2013;41:1579–1591

[15] Zhu, Zhongkai. *Computer vision research progress*. New York: Nova Science Publishers, c2008. ISBN 1600219926.

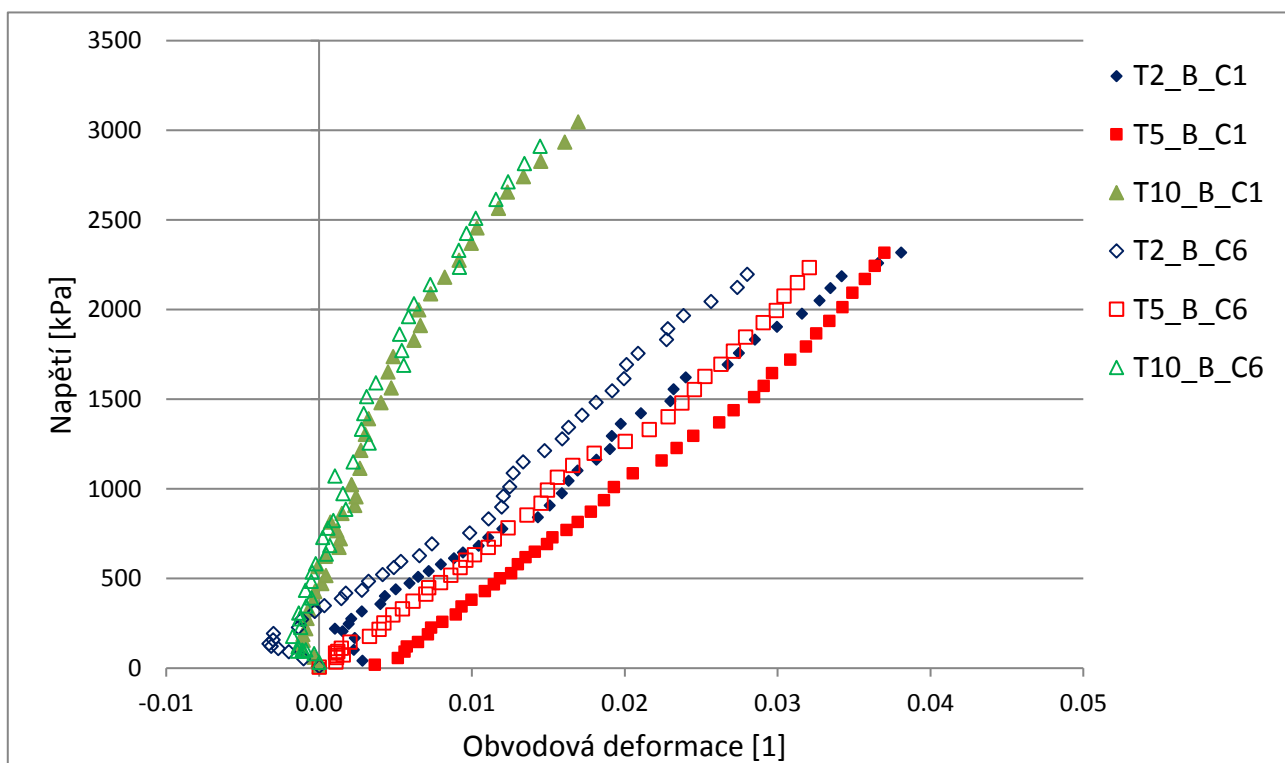
[16] Kim, J., Baek, S., Circumferential variations of mechanical behavior of the porcine thoracic aorta during the inflation test. *Journal of Biomechanics* (2011)



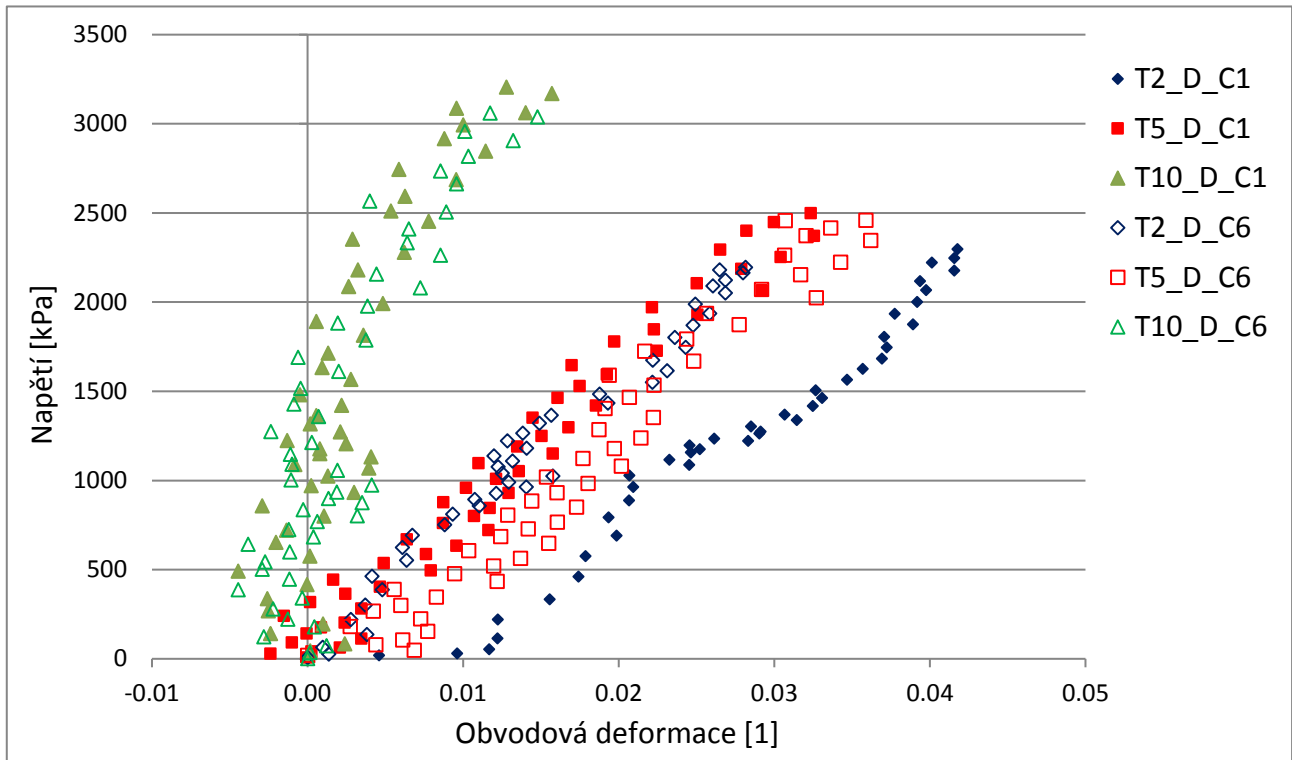
## Přílohy



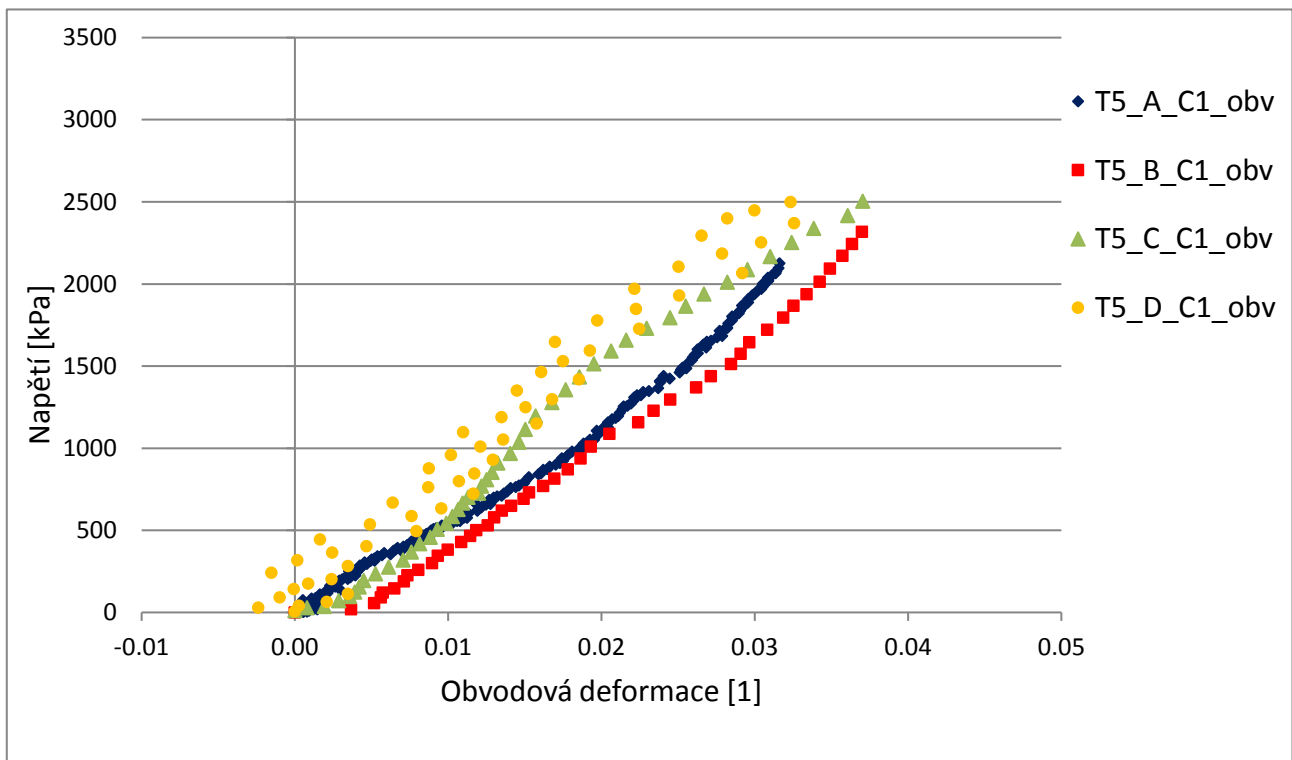
Příloha 1 Graf závislost napětí na obvodové deformaci tvrzených vzorků při rychlosti zatěžování „A“, tj. 0,1 mm/s.



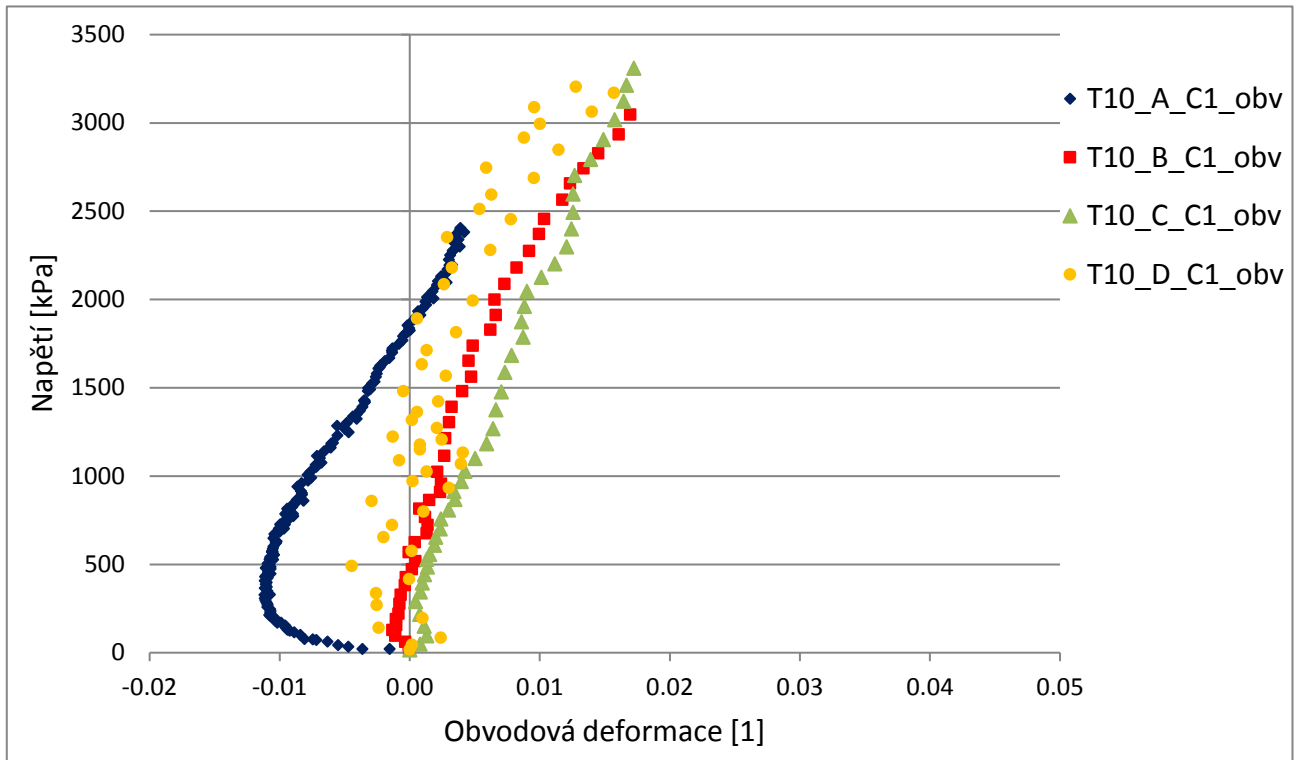
Příloha 2 Graf závislost napětí na obvodové deformaci tvrzených vzorků při rychlosti zatěžování „B“, tj. 2 mm/s.



Příloha 3 Graf závislost napětí na obvodové deformaci tvrzených vzorků při rychlosti zatěžování „D“, tj. 8 mm/s



Příloha 4 Graf závislosti napětí na obvodové deformaci vzorku T5 při různých rychlostech zatěžování v prvním cyklu



*Příloha 5 Graf závislosti napětí na obvodové deformaci vzorku T10 při různých rychlostech zatěžování v prvním cyklu*