



České vysoké učení technické
v Praze

Fakulta strojní

Ústav mechaniky, biomechaniky a
mechatroniky

Bakalářská práce

Mechanické vlastnosti krčních tepen

Anotační list

Jméno autora:	Shchetinin Oleg
Název bakalářské práce:	Mechanické vlastnosti krčních tepen
Anglický název:	Mechanical properties of carotid arteries
Akademický rok:	2015/2016
Obor studia:	Bez oboru
Ústav/obor:	Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky Odbor biomechaniky
Vedoucí bakalářské práce:	doc. Ing. Lukáš Horný Ph.D.
Bibliografické údaje:	Počet stran: 39 Počet obrázků: 15 Počet tabulek: 3 Počet grafu: 6
Klíčová slova:	Krční tepna, axiální přepětí, matematický model.
Keywords:	Carotid aorta, axial prestretch, mathematical model.
Abstrakt:	Tato bakalářská práce se zabývá zjišťováním předpětí v krčních tepnách a následného porovnání naměřených dat. Na základě znalosti vlastností z anatomie, fyziologie a patofyziologie oběhového systému bylo objasněno mechanické chování krčních tepen. Tato práce zároveň prezentuje výsledky z jednotlivých tahových zkoušek.
Abstract:	This bachelor thesis deals with detection of prestretch in carotid arteries and subsequent comparison of measured data. Based on knowledge of anatomical, physiological and pathophysiological properties of the blood circulation system the mechanical behavior of carotid arteries was explained. This work also presents the results of uniaxial tensile test.

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Shchetin** Jméno: **Oleg** Osobní číslo: **424659**
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:

Mechanické vlastnosti krčních tepen

Název bakalářské práce anglicky:

Mechanical properties of carotid arteries

Pokyny pro vypracování:

- (1) Vypracujte anatomicko-fyziologický úvodník k biomechanice krčních tepen
- (2) Popište základní biomechanické projevy tepen
- (3) Experimentálně zjistište mechanickou odezvu krčních tepen na jednoosé tahové zatížení
- (4) Zhodnoťte pozorované chování a navrhněte způsob jeho modelování.

Očekávaný rozsah práce: cca 35 stran textu, cca 15 stran grafických prezentací

Seznam doporučené literatury:

- (1) Horný, L., Adamek, T. & Zitny, R. (2013). Age-related changes in longitudinal prestress in human abdominal aorta. Arch Appl Mech 83(6), 675-688.
- (2) Horný, L. (2014) Patobiomechanika srdečněcévního systému I. díl, skriptum ČVUT v Praze, ISBN 978-80-01-05473-4.
- (3) Valenta, J., Konvičková, S. (1997) Biomechanika srdečně cévního systému člověka, skriptum ČVUT v Praze, ISBN 80-01-03425-9

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

doc. Ing. Lukáš Horný, Ph.D.

Jméno a pracoviště konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **25.04.2016**

Termín odevzdání bakalářské práce: **12.08.2016**

Platnost zadání bakalářské práce: _____


Podpis vedoucí(ho) práce

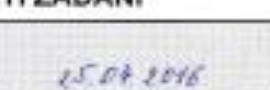

Podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry


Podpis děkana(ky)

Neodevzdá-li student bakalářskou nebo diplomovou práci v určeném termínu, tuto skutečnost předem písemně zdůvodní a omluva byla děkanem uznána, stanoví děkan studentovi náhradní termín odevzdání bakalářské nebo diplomové práce. Pokud se však student náhradě neomluví nebo omluva nebyla děkanem uznána, může si student započít 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


Datum převzetí zadání


Podpis studenta(ky)

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou bakalářskou práci vypracoval samostatně a použil jsem pouze literaturu uvedenou v příloženém seznamu.

Nemám závazný důvod proti tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Praze dne

.....

podpis

Poděkování

Rád bych poděkoval mému vedoucímu bakalářské práce, doc. Lukáši Hornému, Ph.D., za jeho trpělivost, prostor pro samostatnou činnost a za pomoc při zpracování a měření bakalářské práce.

Chtěl bych také poděkovat svým rodičům a přátelům, které byly se mnou celou tu dobu, a podporovali mě během tvorby této bakalářské práce.

Obsah

1. Seznam použitých zkratk a symbolů.....	6
2. Cíle bakalářské práce	7
3. Úvod.....	7
4. Krční tepny	8
3.1. Statické a dynamické viskoelastické vlastnosti tepny	11
3.2. Faktory ovlivňující mechanické vlastnosti cév	13
5. Popis deformace	15
5.1. Kinematika deformace.....	16
5.2. Deformační gradient.....	17
5.3. Tenzory deformace	18
5.4. Inlace a extenze válcové trubice.....	20
5.5. Napětí.....	23
6. Konstitutivní teorie	25
6.1. Hyperelasticita, Greenova elasticita	25
6.2. Nestlačitelný hyperelastický materiál	26
7. Experimentální měření mechanických vlastností krční tepny.....	28
6.2. Postup měření.....	29
6.3. Metoda vyhodnocení	30
6.3.1. Předpoklady vyhodnocení.....	31
6.4. Výsledky měření.....	31
6.4.1. Naměřené a vypočtené hodnoty	32
6.4.2. Grafická interpretace.....	32
8. Závěr	36
9. Seznam použité literatury a obrázků	38

1. Seznam použitých zkratek a symbolů

SCS - srdečně cévní soustava

VKT - vnitřní krční tepna

R - nezdeformovaný rádius

H - nezdeformovaná tloušťka

Z - nezdeformovaná axiální souřadnice

r - zdeformovaný rádius

h - zdeformovaná tloušťka

z - zdeformovaná axiální souřadnice

t - čas

σ - Cauchyho napětí

n - vektor vnější normály

p - Lagrangeův multiplikátor

F - deformační gradient

C - pravý Cauchyův-Greenův tenzor deformace

E - Lagrangeův tenzor deformace

I - jednotkový tenzor

W - hustota deformační energie

2. Cíle bakalářské práce

1. Zpracovat anatomicko-fyziologický úvodník k biomechanice krčních tepen.
2. Popsat základní biomechanické projevy tepen
3. Experimentálně zjistit mechanickou odezvu krčních tepen na jednoosé tahové zatížení
4. Zhodnotit pozorované chování a navrhnout způsob jeho modelování

3. Úvod

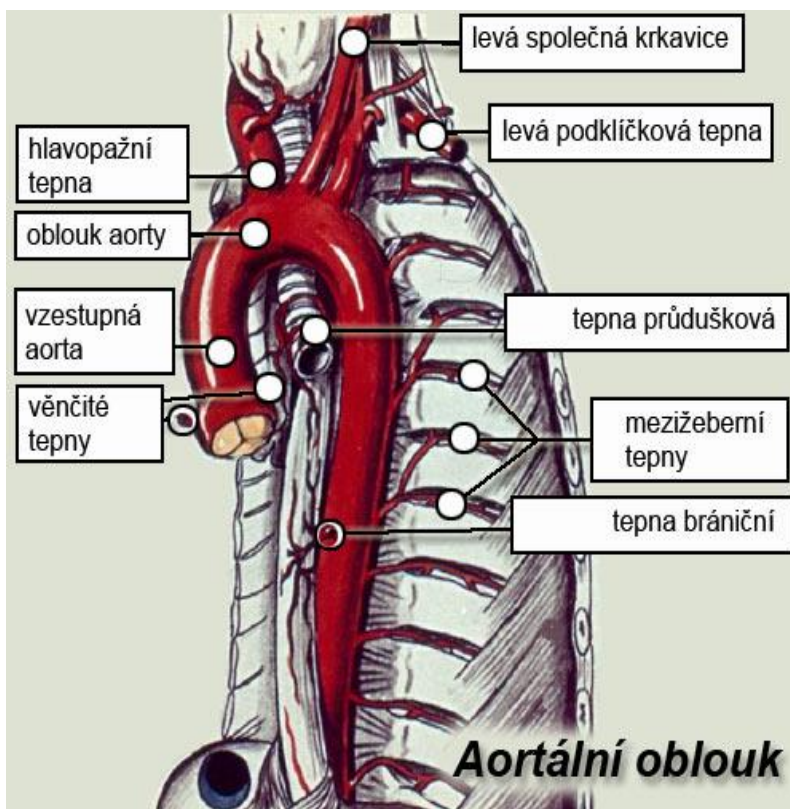
V této bakalářské práci se budeme zabývat studiem vlastností krčních tepen, resp. jejich předpětím. Předpětí krčních tepen samo o sobě hraje velmi důležitou roli ve fyziologii arterií. Jde o schopnost tepen přenášet tlakovou vlnu, která vzniká během systoly levé komory při relativně malé změně délky cév, a to pouze v idealizovaném případě. Takové chování však souvisí se stavovými veličinami jako deformace a napjatost. Samozřejmě musíme brát v úvahu také kompozitní materiál, ze kterého sestávají stěny tepen.

Vzhledem k charakteru onemocnění týkajících se srdečně cévního systému (SCS) je vyšetření závislosti předpětí krčních tepen na různých mechanických a biologických vlastnostech důležité pro včasnou a správnou diagnostiku zdravotního stavu. Výsledky analýzy mechanických vlastností budou záviset na řadě parametrů, jakož jsou věk, různá onemocnění apod.

Cílem této práce bude pomoci matematického aparátu a na základě získaných dat při měření předpětí vzorku krčních tepen v Laboratoři biomechaniky Fakulty strojní ČVUT získat přijatelné výsledky pro posouzení vlivu různých parametrů na chování stěn cév, jejich patologii a struktury.

První část práce byla vypracována na základě literární rešerše. Pojednává o cévní soustavě, tepnách, jejich mechanických vlastnostech, histologii cévní stěny o modelování mechanického chování tepen.

z hlavopažního kmene, který se dělí na pravou společnou karotidu a pravou tepnu podklíčkovou, a je delší než levá karotida o délku hlavopažního kmene. Poté každá z těchto společných krkavic se dělí na vnější a vnitřní krční tepnu. Vnitřní tepna končí v místě větvení do přední mozkové tepny a střední mozkové tepny. Toto rozdvojení je často označováno jako „carotid T“ kvůli jeho tvaru nebo „top-of-the karotidy“ vůči umístění. Vnější karotidy jsou blíž k povrchu těla než vnitřní.

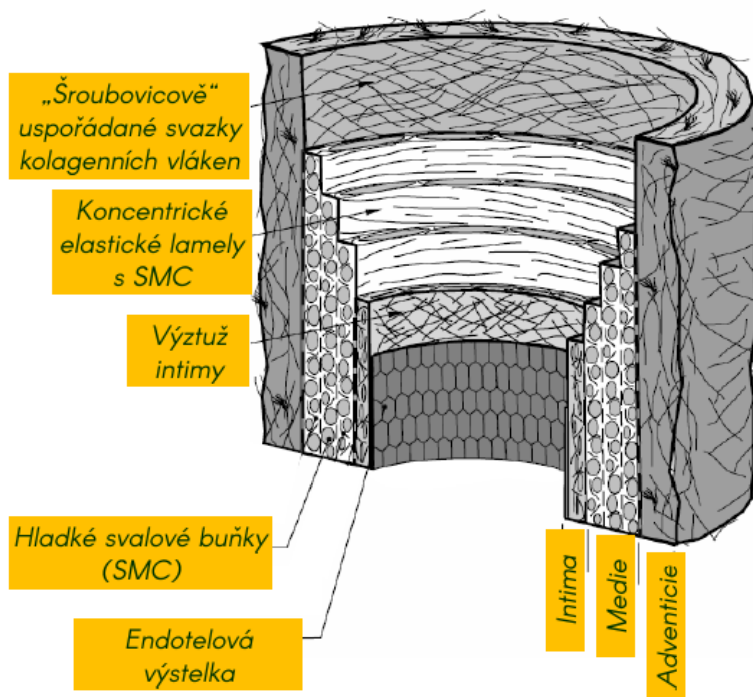


Obr. 2. Aortální oblouk [7]

Extrakraniální neboli mimolebeční segment vnitřní krční tepny (VKT) jde od počátku do spodiny lebeční, přičemž tento segment nemá žádné odvětvení. Intrakraniální čili nitrolebeční segment se dělí na skalní, kavernózní a supraclinoidní část.[4]

Zásobení mozku krví obohacenou kyslíkem probíhá prostřednictvím dvou vnitřních krkavic a bazilární tepnou, která je důsledkem spojení dvou vertebrálních arterií. Těto tepny dohromady tvoří Willisův okruh.[5]

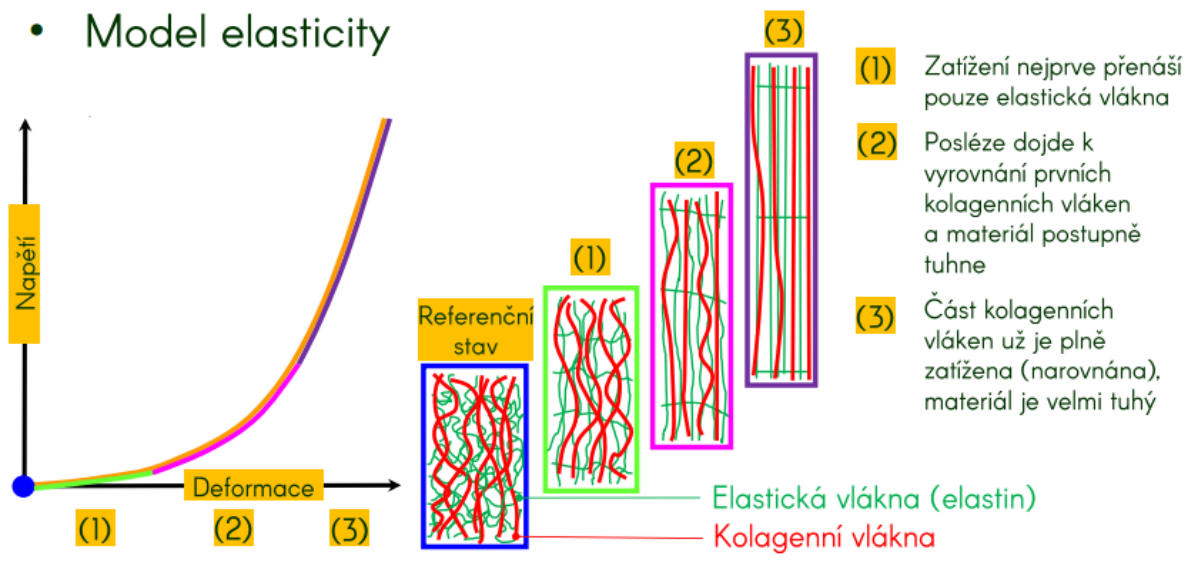
Struktura stěny každé tepny je tvořena 3 vrstvy, které jsou od sebe odděleny pružnými membránami: tunica intima, tunica media a tunicea adventitia. Tunica intima čili vnitřní vrstva je krycí a komunikační vrstva tvořena z endotelových buněk. Pod ní je tenká subendotelová vazivová vrstva a následující výrazná elastická membrána.



Obr. 3. Schéma stavby cévní stěny [9]

Tato membrána je tvořena elastickými vlákny. Další vrstva – tunica media je střední vrstvou a je zodpovědná za elastickou deformaci tepny. Podle typu tepny (svalová, svalově-pružná a pružná) zde najdeme jednu až cca 60 elastických membrán. Mezi membránami procházejí svalová vlákna orientována převážně obvodově. Podél svalových vláken se vinou vlákna kolagenní. Kromě toho je tato vrstva protkána sítí tenkých kolagenních i elastických vláken jdoucích všemi směry.[1] Vnější vrstva – tunica adventitia tvoří vazivové krytí cévy. Nalezneme zde zejména šroubovicově

orientované svazky kolagenních vláken a buňky zodpovědné za jejich syntézu (fibroblasty).[8]



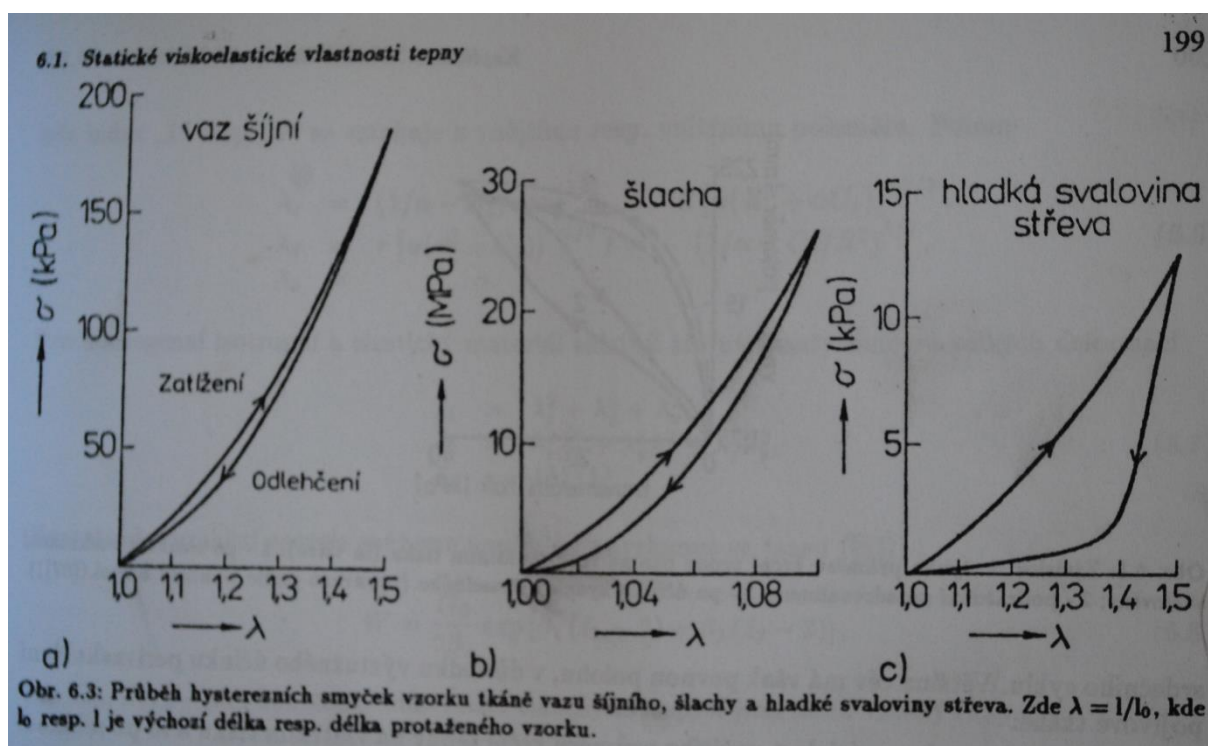
Obr. 4. Model elasticity, průběh zatížení stěny cévy – převzato z [8]

Mechanické vlastnosti tepen jsou určeny kombinací mechanických vlastností elastinu, kolagenu a hladké svaloviny. Podle modelu elasticity v první fázi deformace stěny cévy zatížení nejprve přenáší pouze elastin. Při velkých deformacích se projevuje pouze vliv kolagenních vláken. Dál dochází k vyrovnání prvních kolagenních vláken a postupnému tuhnutí materiálu. Ve finále část kolagenních vláken je plně zatížena, materiál je velmi tuhý.[8]

3.1. Statické a dynamické viskoelastické vlastnosti tepny

Elastin – elastomerní protein, převládající nosná komponenta při fyziologických zatíženích. Elastin je schopný se protahovat až o 130% své původní délky. Má modul pružnosti cca 0,4 MPa, poddajnější než kolagen. Oproti elastinu kolagen, který je také proteinem, je schopen se protahovat jenom o 2-4% a má modul pružnosti 1 až 2 GPa. Kolagen je syntetizován fibroblasty a syntetickým fenotypem buněk hladkého svalstva. Kolagen je základním stavebním prvkem, pojivem, pro biologické tkáně u obratlovců.[3]

Zástupcem elastinu může být vaz šjíní, který má úzkou hysterezní smyčku, nízký modul pružnosti a zanedbatelnou relaxaci. Příčná vazba v molekule kolagenu výrazně přispívá k mechanické pevnosti kolagenních vláken. Snížení počtu těchto příčných vazeb snižuje tahovou pevnost kolagenu, zvyšuje náchylnost vláken k degradaci a je příčinou různých chorob pojivové tkáně. Šlacha reprezentuje kolagen, který má zvýšenou disipaci při cyklickém zatěžování, klade zvýšený odpor vůči svému protažení a má jisté relaxační schopnosti, které vedou k vymezení napjatosti. Má o něco výraznější hysterezní smyčku než vaz šjíní. Hladké svalstvo má docela výraznou hysterezní smyčku jak při zatížení, tak i při odlehčení. Kvůli výrazným relaxačním schopnostem vlákna hladkého svalstva mají tendenci k rychlému vymizení napjatosti.[1]



Obr. 5. Průběh hysterezních smyček – převzato z [1]

Tepny in vivo podléhají deformaci ve všech směrech – podélném, obvodovém a radiálním. Hypotéza o základní funkci elastinu je v souladu s distálně se zvětšující velikostí prodloužení. Směrem dolů od hlavy (caudalis) snížení počtů elastinových

lamel, které udržují přibližně konstantní sílu v celé aortě, vede k zvýšení podílu síly na jednu lamelu, což je důsledkem zvětšení prodloužení.[6]

3.2. Faktory ovlivňující mechanické vlastnosti cév

Celá řada věcí může ovlivňovat mechanické vlastnosti cév: lokalizace, orientace vzorku, předpětí, věk, teploty a rychlosti zatěžování, různá onemocnění apod.

Co se týče předpětí, tak ve fyziologickém stavu jsou tepny v lidském těle předepnuty. (Přirozená délka cévy je jednou z nejméně přesných veličin měření.) Stupeň zkrácení vzorků cév po vyjmutí z organismu je maximální u cév s převládající hladkou svalovinou.[1] Tepny pružného typu in vivo jsou značně nataženy v axiálním směru. Předpětí tepen v tomto směru má významnou fyziologickou funkci. V ideálním případě předpětí umožňuje tepnám přenášet tlakovou vlnu s minimálními odchylky své délky.[6]

Vliv lokalizace taky hraje podstatnou roli v popsání mechanických vlastností cév. Např. hodnota maximálního prodloužení v podélném směru u společné krční tepny je 124%, u břišní aorty - 148%.

Orientace vzorku má podstatný vliv na řadu vlastností cév, jako mez pevnosti v tahu a maximální deformace v obvodovém a podélném směrech. Podle tabulky 3. 7.[1] pro plicní tepny vyplývá taková souvislost, že mez pevnosti v tahu je vyšší ve směru obvodovém než ve směru podélném. Jedinou výjimkou je krkavice, u které klesá mez pevnosti v tahu rychleji pro směr obvodový než pro směr podélný. Taky je zřejmé, že mez pevnosti a věk jsou v nepřímo úměrné souvislosti, což znamená, že mez pevnosti v tahu klesá s rostoucím věkem.

Závislost meze pevnosti v tahu na věku pro břišní aortu a tepnu stehenní lze popsat rovnicí: $R_m^i = a^i + b^i T$, kde T je věk a a^i, b^i jsou koeficienty určené z experimentálních měření pomocí metody nejmenších čtverců. Určující komponentou, která má vliv na tuhostní charakteristiky cévní stěny, je obsah

kolagenních vláken. Čím větší je obsah, tím větší je tuhost. Co se týče elastických vláken, to je úplně naopak. [1]

Vliv teploty na cévy se může projevovat dvěma způsoby. Prvním je provedení termoregulace pomocí nervové soustavy, tak zvanou aktivní odezvu organismu na změnu vnějších podmínek. Druhým projevem teploty je změna mechanických vlastností jednotlivých komponent, ze kterých se skládá stěna cévy. V tomto případě jde o odezvu pasivní. Vlákná hladkého svalstva jsou jediným komponentem, který je schopen dynamicky reagovat na jakékoliv teplotní změny. Podle provedení vyšetření modulu pružnosti aorty psa na teplotě bylo stanoveno, že modul pružnosti se snižuje o 4% při zvýšení teploty o 1°C.[1] Takové chování je obdobné jako u viskoelastického materiálu. To znamená, že s klesající teplotou modul pružnosti stěny roste, který se mění na úkor deformovatelnosti stěny. Navíc stěny cév mají takovou vlastnost, že při nízkých teplotách se stávají křehkými.



Obr. 6. Aterosklerotický plát - převzato z [8]

Mezi velkou řadou onemocnění cév k jedné z nejvýznamnějších patří ateroskleróza. Vlastně jde o léze na vnitřním povrchu stěny (tunice intima) ve formě plátu, kde dochází k odtržení toku krve od stěny cévy, a také v případech anomálně malé vzdálenosti tepen od buď tvrdé tkáně, nebo jiné tepny. Ateroskleróza je charakterizována fokální akumulací lipidů, pomocných buněk a proteinů, vápníku a nekrotických nečistot ve vnitřní vrstvě tepen.[3] Tím se zvětšuje objem stěn, což je důsledkem zmenšení průsvitu tepny. Poté se můžou projevit sekundární změny ve

strukturu cév jako tromby, kalcifikace nebo krvácení. Nejhorším stadiem je tromboembolická fáze, při které může průsvit cévy být úplně zavřen. Názory na vznik aterosklerózy nejsou jednoznačné a existuje dvě populární hypotézy:

1. Jedná se o reakci na poraněné tkáně
2. Ateroskleróza je následek hromadění lipoproteinů ve stěně cévy. Lipoproteiny jsou bílkoviny, na nichž se v krvi přenáší tuk.[1]

Nejčastěji se ateroskleróza projevuje v aortě, věnčitých tepnách, tepnách přivádějících krev do mozku, kam patří krční tepny, a tepnách dolních končetin.

Většinu experimentů nelze provádět rovnou na člověku, proto se pro této účely využívají různá experimentální zvířata. Poté výsledky, získané z těchto měření lze extrapolovat na člověka. Při daných typech experimentů je nutno dodržovat celou řadu podmínek nutných pro další využití ve stanovení a porovnání výsledků. Jednou z takových podmínek je přesné určení hmotnosti pokusného zvířete či osoby. S hmotností těsně souvisejí různé mechanické vlastnosti: modul pružnosti v podélném a obvodovém směru, závislost napětí-deformace, tloušťka stěny apod. Vyšetřením závislosti těchto charakteristik cév na hmotnosti se zabývala celá řada vědců. Společným bodem pro vyšetření a zhodnocování dat pro všechny cévy je práce s průměrnými hodnotami. To znamená, že nelze pracovat s daty pouze jednoho jedince, což by vedlo v různých případech k velmi nejednoznačně definovaným výsledkům. Samozřejmě, finální výsledky slouží jako orientační hodnoty pro další vyšetření konkrétních případů.

5. Popis deformace

V této části se budeme zabývat teorií, která je nezbytně nutná pro další vyjádření matematického modelu výpočtu. V tomto případě analytický model je založen na představě protahující se válcové trubky. A proto popíšeme krční tepnu jako natahující se válcovou trubici. V dalších podkapitolách rozepíšeme jednotlivé pojmy a principy kinematiky deformaci.

5.1. Kinematika deformace

Deformace je kvantitativní mírou, která popisuje změny způsobené pohybem tohoto tělesa. Pod deformací lze představit, jak tvarovou, tak i objemovou změnu tělesa, způsobenou pohybem. Vyjádření těchto změn můžeme provádět vzhledem k počátečnímu stavu, tzv. materiálovému čili Lagrangeovskému popisu, tak i vzhledem k průběžnému stavu, tzv. v prostorovém čili Eulerovskému popisu.

Materiálový čili Lagrangeovský popis je používán nejčastěji pro mechaniku těles, což v našem případě nebude výjimkou také. Pro mechaniku těles je důležitá trajektorie jednotlivých bodů, kde podstatnou roli hraje spojitost.

Je potřeba dávat pozor na to, že všechny pohyby nemusí nutně vést k jeho deformaci. Těleso se může pohybovat jako tuhý celek. Pokud nás zajímá deformace, je zapotřebí informaci o tomto typu pohybu odečíst, abychom měli informaci pouze a jen o jeho tvarové a objemové změně.

Pro matematické vyjádření zavedeme těleso B , které zaujímá souvislou část $\Omega(0)$ geometrického prostoru (jedná se o euklidovský trojrozměrný prostor) v čase $t=0$. $\Omega(0)$ bude počáteční, neboli referenční konfigurací tělesa B . Těleso se fyzicky skládá z materiálových částic (bodů) P, Q, R, \dots , které leží v geometrických bodech X, Y, Z, \dots . Pro čas $t=s$ bude platit průběžná konfigurace $\Omega(s)$. Materiálové částice této konfigurace P, Q, R budou zaujímat geometrické body x, y, z, \dots .

Pohyb tělesa lze definovat jako zobrazení $\kappa(t) : \Omega(0) \rightarrow \Omega(s)$ navzájem jednoznačné a spojitě, které je spojitě diferencovatelné podle potřeby. Vzájemná jednoznačnost a spojitost zaručuje to, že můžeme pomocí κ^{-1} přemístit těleso zpět. Souřadnice částic tělesa můžeme vyjadřovat jak funkce geometrických bodů obou konfigurací: $x = x(X_1, X_2, X_3, t)$ a $X = X(x_1, x_2, x_3, t)$.

5.2. Deformační gradient

Deformační gradient F je mírou, která charakterizuje lokální důsledky a vlastnosti pohybu tělesa, které lze zapsat rovnicí

$$F(X, t) = \frac{\partial x(X, t)}{\partial X} \quad (1)$$

Pro zobrazení situace v nezdeformované a zdeformované konfiguraci lze využít obrázku 4, kde deformační gradient, který je buď zobrazením či operátorem, převádí diferenciální element referenční konfigurace dX na diferenciální element průběžné konfigurace dx :

$$dx = F(X, t)dX \quad (2)$$

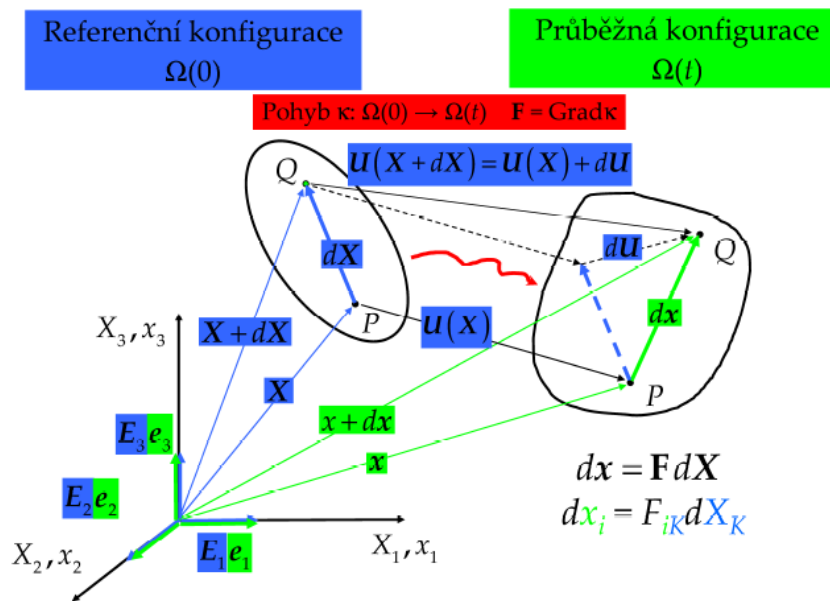
Ze vztahu (2) je vidět, že převádí vektor na vektor. Jde o lineární transformaci vektorů, která musí být vyjádřena maticí. Tato matice představuje zápis tenzoru druhého řádu definovaného nad vektorovými prostory $\{(dX_1, dX_2, dX_3)\}$ a $\{(dx_1, dx_2, dx_3)\}$ tak, že $F: \{(dX_1, dX_2, dX_3)\} \rightarrow \{(dx_1, dx_2, dx_3)\}$.

Pro lepší porozumění lze vyjádřit se deformační gradient ve složkovém tvaru:

$$F_{il} = \frac{\partial x_i}{\partial X_l} \quad (3)$$

Za indexy je třeba dosazovat $i = a, b, c$ resp., $I = A, B, C$. V rovnici (3) přijímáme konvekci, že podle opakujících se indexů vždy sčítáme, čili platí pro $dx = (dx_a, dx_b, dx_c)$:

$$\begin{aligned} dx_a &= F_{aA}dX_A + F_{aB}dX_B + F_{aC}dX_C \\ dx_b &= F_{bA}dX_A + F_{bB}dX_B + F_{bC}dX_C \\ dx_c &= F_{cA}dX_A + F_{cB}dX_B + F_{cC}dX_C \end{aligned} \quad (4)$$



Obr. 7. Převod referenční konfiguraci na průběžnou [10]

Další důležitou veličinou je determinant deformačního gradientu. Je vyjádřen jako objem rovnoběžnostěnu a je dán třemi vektory pomocí vnějšího součinu. Pokud si představujeme F jako lineární transformaci vektorů (jako transformační matici) zjišťujeme, že determinant deformačního gradientu má význam změny objemu elementu kontinua J :

$$\det F = J, \quad \text{kde } dv = JdV \quad (5)$$

V našem případě uvažujeme stěnu krční tepny jako nestlačitelný materiál, což znamená, že využívají se vlastnosti izochronického děje (vůči velkému obsahu vody a) \rightarrow

$$dv = dV \Leftrightarrow J = \det F = 1 \quad (6)$$

5.3. Tenzory deformace

Deformační gradient F nese v sobě celou informaci o geometrických změnách a je prvotní a postačující měrou deformace. Deformační gradient není obecně symetrický a vyžaduje práci se všemi devíti složkami, což bývá v mnoha případech zbytečné. Navíc z geometrie vyplývá, že deformační gradient nese v sobě informaci nejen o

změně délek elementu kontinua, ale i o jeho natočení. Toto natočení většinou považujeme za projev pohybu elementu jako tuhého (nezdeformovaného) celku a nepřičítáme jemu žádnou deformační energii.

Je nutné definovat další míry přetvoření tělesa, kterým budeme říkat tenzory deformace. O tělese tvrdíme, že je zdeformované, když existuje alespoň jedna dvojice materiálových bodů PQ takových, že $|dx| \neq |dX|$. Z praktického hlediska bude vhodnější pracovat nikoli s absolutními hodnotami vektorů, ale s jejich druhými mocninami. Poté získáme vztah:

$$\begin{aligned} |dx| \neq |dX| &\Leftrightarrow (dx)^2 \neq (dX)^2 \Leftrightarrow dx \cdot dx \neq dX \cdot dX \Leftrightarrow (F \cdot dX) \cdot (F \cdot dX) \neq \\ &\neq dX \cdot dX \Leftrightarrow (F \cdot dX) \cdot (F \cdot dX) - dX \cdot dX \neq 0 \end{aligned} \quad (7)$$

Po té dospíváme k závěru, že těleso se deformuje právě tehdy, když je tenzor:

$$F^T F - 1 = 0. \quad (8)$$

K tomuto závěru lze dospět úpravou skalárního součinu vektorů

$$(F \cdot dX) \cdot (F \cdot dX) \quad (9)$$

maticového tvaru pomocí transpozice, pro kterou platí pravidlo

$$u \cdot (T \cdot v) = v \cdot (T \cdot u). \quad (10)$$

Člen $F^T F$ je jediným členem, který závisí na pohybu tělesa. Je nejpřirozenější mírou deformaci a nazývá se *pravý Cauchyův-Greenův tenzor deformace C*:

$$C = F^T F \quad (11)$$

Pro vztah mezi pravým Cauchyovo-Greenovým tenzorem C a Lagrangeovým tenzorem deformace E platí vztah [10]:

$$E = \frac{1}{2} (C - I) \quad (12)$$

, kde I je jednotkový tenzor.

5.4. Inlace a extenze válcové trubice

Na začátku jsme říkali o důležitosti příkladu deformace válcové trubice, resp. nafukování a protahování. Vzhledem k tomu, že krční tepna se dá popsat, pro jednodušší pracování zformulujeme tento případ ve válcových souřadnicích $X = (R, \Theta, Z)$, které jsou s kartézskými souřadnicemi $X = (X_1, X_2, X_3)$ jsou ve vztahu:

$$(X_1, X_2, X_3) = (R \cos(\Theta), R \sin(\Theta), Z)$$

resp. (13)

$$(R, \Theta, Z) = \left(\sqrt{X_1^2 + X_2^2}, \operatorname{arctg}\left(\frac{X_1}{X_2}\right), X_3 \right)$$

za podmíněk: $R \in \mathbb{R}^+$ $0 < \Theta < 2\pi$ $Z \in \mathbb{R}$

Budeme pracovat s vektory E_R, E_Θ, E_Z v ortogonální bázi. Pro polohový vektor X platí:

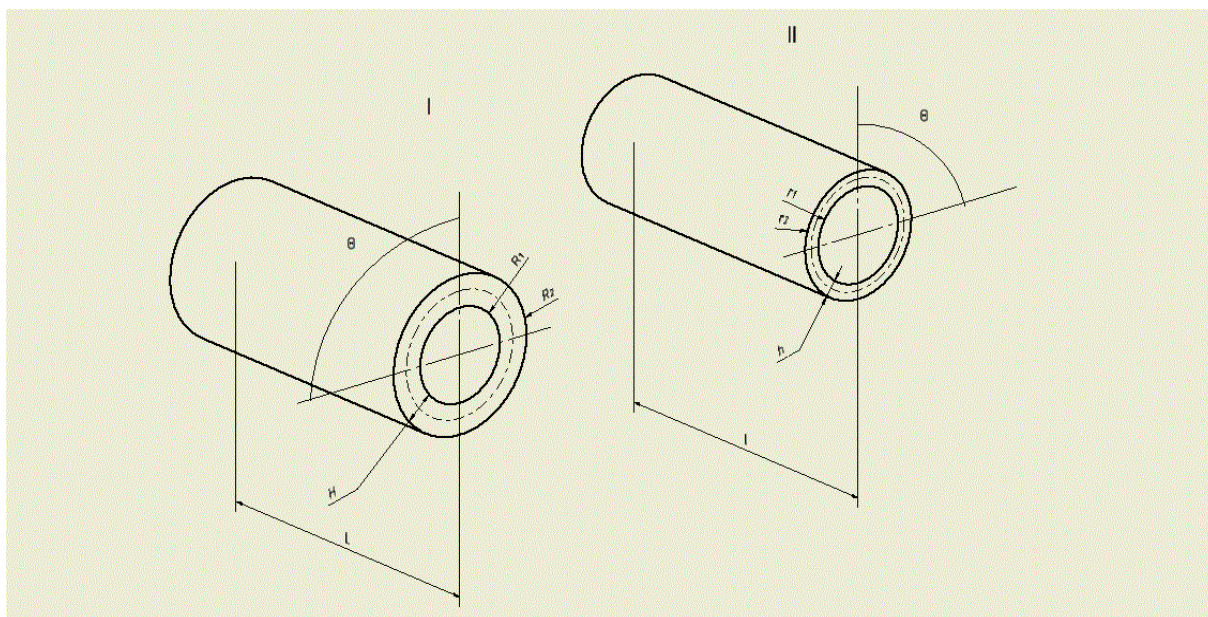
$$X = R \cos(\Theta)E_1 + R \sin(\Theta)E_2 + ZE_3 = RE_R(\Theta) + ZE_Z \quad (14)$$

Vztah mezi bázovými vektory je dan:

$$\begin{aligned} E_R &= \cos(\Theta)E_1 + \sin(\Theta)E_2 \\ E_\Theta &= -\sin(\Theta)E_1 + \cos(\Theta)E_2 \\ E_Z &= E_3 \end{aligned} \quad (15)$$

V kartézských souřadnicích na rozdíl od válcových souřadnic nejsou bázové vektory funkcemi polohy. Kromě toho válcové souřadnice kombinuje v sobě veličiny, které i když jsou matematické stále reálnými čísly ve fyzikální interpretaci, nabývají jiného rozměru. Této vlastnosti se projeví až při definování deformačního gradientu, ve kterém budeme muset vzít v úvahu tento rozpor.

Nafouknutí trubice, resp. její zjednodušený model můžeme představit jako obrázek 5, na kterém jsou zobrazené dva stavy: před (I) a po deformaci (II). Referenční stav před deformací je kótován R, H, Z , kde R se značí jako rádius, H - tloušťka stěny a Z - délka trubice. Pro stav po deformaci bud platit podobný systém označení jako r, h, z . Nafouknutí trubice bude homogenní a jejich průřezy se od sebe budou jenom vzdalovat či přibližovat. Nedojde ke zkrucování samotné trubici, proto $\Theta = 0$.



Obr. 8. Válcová trubice před a po deformaci

Vztah mezi zdeformovanou a nezdeformovanou trubicí lze popsat vztahy:

$$\begin{aligned} h &= \lambda_{rR} \cdot H \\ r &= \lambda_{\theta\theta} \cdot R \\ z &= \lambda_{zZ} \cdot Z \end{aligned} \quad (16)$$

kde $\frac{r_1 + r_2}{2} = r$ je střední průměr trubice po deformaci, $\frac{R_1 + R_2}{2} = R$ je střední průměr trubici před deformací a λ se značí streč v příslušném směru:

$$\lambda_{rR} = \frac{h}{H}, \lambda_{\theta\theta} = \frac{r}{R}, \lambda_{zZ} = \frac{l}{L}.$$

Za předpokladu, že cévu představujeme jako nestlačitelnou, což znamená, že neuvažujeme objemové změny a bude platit vztah:

$$\lambda_{rR} \lambda_{\theta\Theta} \lambda_{zZ} = 1 \quad (17)$$

Ke kompletnímu principu výpočtu je zapotřebí pochopení problematiky, což vyžaduje znalost látky a znalost matematických příslušných matematických operací, které jsou nad rámec bakalářského studia. Proto budeme používat již vypočítaný deformační gradient F , který převezmeme ze skript Patobiomechanika srdečněcévního systému: I. Díl [10]. Pak pro jednotlivé složky dostaneme:

$$\begin{aligned} F_{rR} &= \frac{\partial r}{\partial R} & F_{r\Theta} &= \frac{1}{R} \frac{\partial r}{\partial \Theta} & F_{rZ} &= \frac{\partial r}{\partial Z} \\ F_{\theta R} &= r \frac{\partial \theta}{\partial R} & F_{\theta\Theta} &= \frac{r}{R} \frac{\partial \theta}{\partial \Theta} & F_{\theta Z} &= r \frac{\partial \theta}{\partial Z} \\ F_{zR} &= \frac{\partial z}{\partial R} & F_{z\Theta} &= \frac{1}{R} \frac{\partial z}{\partial \Theta} & F_{zZ} &= \frac{\partial z}{\partial Z} \end{aligned} \quad (18)$$

V našem případě je zbytečný pracovat se všemi 9 složkami, pokud uvažujeme jenom tloušťku stěny trubky, její poloměru a axiálního protažení. Pak pracujeme s:

- $F_{rR} = \frac{\partial r}{\partial R}$ - tento člen nám poskytuje informaci o diferenciální změně zdeformovaného poloměru vůči diferenciální změně nezdeformovaného poloměru trubici. V našem případě se jedná o gradient tloušťky během zatěžování $F_{rR} = \lambda_{rR}$. Za předpokladu zjednodušení, že válcovou trubici budeme považovat za tenkostěnnou ($h = \lambda_{rR} H$), dojdeme k vztahu

$$\frac{\partial r}{\partial R} = \frac{h}{H}$$

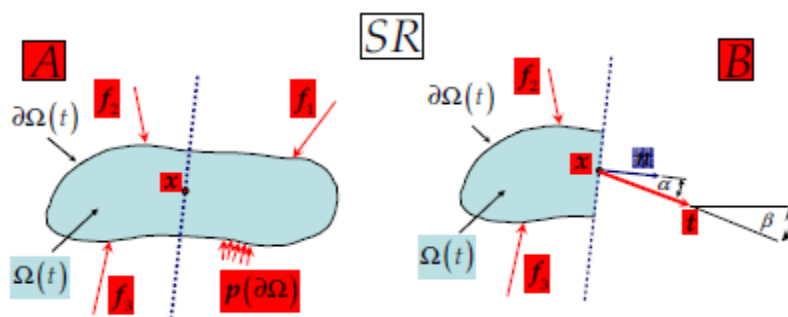
- $F_{\theta\Theta} = \frac{r}{R} \frac{\partial\theta}{\partial\Theta}$ - tento člen vyjadřuje poměr délek obvodů $\frac{r}{R}$ a derivace $\frac{\partial\theta}{\partial\Theta}$ by k němu dokázala přičíst efekt nerovnoměrnosti prodloužení obvodu podél úhlové souřadnice. Pro náš případ platí $F_{\theta\Theta} = \lambda_{\theta\Theta}$, pokud uvažujeme uniformní nafukování trubice podél celého obvodu tak, že $\theta = \Theta$. Pak platí $\frac{\partial\theta}{\partial\Theta} = 1$ a následuje vztah $F_{\theta\Theta} = \lambda_{\theta\Theta} = \frac{r}{R}$.
- $F_{zZ} = \frac{\partial z}{\partial Z}$ - tento člen měří axiální strečování trubky. Pro náš případ platí, že $F_{zZ} = \lambda_{zZ}$.

Ve výsledku máme deformační gradient F ve tvaru:

$$F = \begin{pmatrix} F_{rR} & 0 & 0 \\ 0 & F_{\theta\Theta} & 0 \\ 0 & 0 & F_{zZ} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{\partial r}{\partial R} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial\theta}{\partial\Theta} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial z}{\partial Z} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \lambda_{rR} & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_{\theta\Theta} & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_{zZ} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{h}{H} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{r}{R} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{l}{L} \end{pmatrix} \quad (19)$$

5.5. Napětí

Uvažujeme těleso B , které se v čase t nachází v konfiguraci $\Omega(t)$, ve které je vystaveno nějakému vnějšímu silovému působení za splnění podmínek statické rovnováhy. Provedeme myšlený řez pomocí nějaké roviny rozdělující toto těleso na dvě části. Pokud bylo těleso v rovnovážném stavu, tímto rozdělením docílíme ztráty části silového působení a rovněž i rovnováhu, pokud nepřipojíme silové působení do plochy řezu tak, aby jeho výsledný účinek nahradil silové působení odříznuté části.



Obr.9. Metoda řezu na tělese statické rovnováže – převzato z [10]

Vyberme libovolný konkrétní bod x roviny řezu, která má vnější normálový vektor n . Do toho bodu vložíme infinitesimální silovou výslednici vnitřních sil df pro zajištění statickou rovnováhu po myšleném odříznutí části tělesa. K silovému vektoru df zavádíme vektor intenzity vnitřních sil (tzv. napěťový vektor) t tak, aby v elementární plošce ds myšleného řezu vytvářel staticky ekvivalentní sílové působení, což znamená $df = tds$. Vektor intenzity vnitřních sil t budeme nazývat *Cauchyův* nebo *skutečný*. [10]

Pokud se těleso během pohybu \mathcal{K} deformovalo do konfigurace $\Omega(t)$, musí existovat deformační gradient F , který je určen tímto pohybem. Inverzní pohyb κ^{-1} generuje F^{-1} , který převede x na počáteční X , tak že sleduje konkrétní materiálovou částici nacházející se v x v čase t .

Pro vektor t bude platit $t = t(x, t, n)$. Tato rovnice říká, že vektory intenzity vnitřních sil závisí pouze na poloze, čase a vnější normále řezu. Nazýváme lineární transformaci σ jako tenzor Cauchyova napětí. Vektor intenzity vnitřních sil t získáme lineární transformací σ normálového vektoru n . Pro definování tenzoru napětí, bude platit vztah:

$$t(x, t, n) = \sigma(x, t)n \quad (20)$$

To, že se v případě napětí musí jednat o tenzor druhého řádu, ukazuje složkový zápis. V součinech na pravé straně rovnic se musí přes jeden index sčítat a současně musí jeden index zbýt, aby výsledkem byl vektor levé strany.

$$t_i = \sigma_{ij}n_j \quad (21)$$

Tenzor σ je tedy definován ve zdeformované konfiguraci, proto jsou jeho oba indexy malé.

6. Konstitutivní teorie

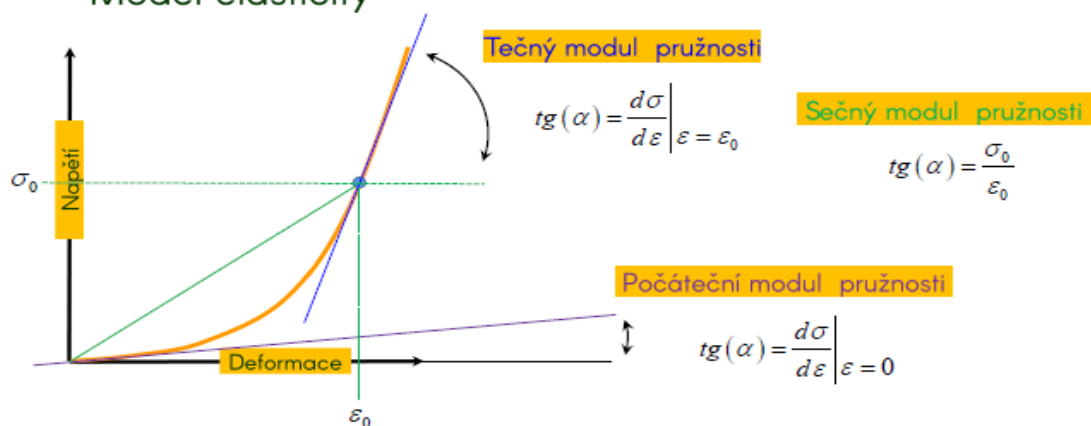
V konstitutivní teorii se jedná o formulaci vzájemných závislosti mezi veličinami, které popisují stav materiálu či prostředí. V případě pružných (elastických) materiálu se jedná o tenzory deformace a napětí. Tyto relace mají formu rovnic, které pak nazýváme konstitutivní rovnice. Veličiny vyjadřující příčiny stavů nikdy nevystupují. Veškerá část teorie ohledně problematiky konstitutivní teorie byla převzata ze skript Patobiomechanika srdečněcévního systému - [10].

6.1. Hyperelasticita, Greenova elasticita

Cauchyova metoda charakterizace materiálu, která je dobře známá z lineární pružnosti infinitesimálních deformací, kde se tímto způsobem zavádí zobecněný Hookeův zákon, tedy přímá relace $\sigma = \sigma(\varepsilon)$. Tento postup je docela složitý a vede ke hledání šesti nelineárních rovnic spojující mezi sebou šest nezávislých složek tenzorů deformace a napětí, tak aby vyhověly nelinearitám z experimentálního pozorování.

V současnosti je většina nelineárně pružných materiálů při konečných deformacích charakterizována pomocí tzv. Greenova přístupu, který dnes se nazývá hyperelasticita. Tento přístup je založen na existenci potenciálové funkce, elastický potenciál, které rozumíme jako volná energie. Jde o přírůstek hustoty vnitřní energie díky deformaci materiálu, čili jde o hustotu deformační energie, která je potenciálovou funkcí pro napětí a intenzitu vnitřních sil.

- Model elasticity



Obr. 10. Model elasticity [8]

Hyperelastický materiál je takový, který je elastický a negeneruje se vněm teplo. Zažívá tedy čistě vratné mechanické děje. Přírůstek materiálové hustoty jeho volné energie $\Delta\psi$ (hustota je tedy definována vzhledem k jednotkovému nezdeformovanému objemu) během mechanického děje dán pouze přírůstkem vnitřní energie pocházející z práce vnitřních sil. Místo o volné energii ψ hovoříme o deformační energii W . $\Delta\psi = \Delta E = W$. Pro funkci hustoty deformační energie $W(F)$ v referenční konfiguraci klademe $W(F = I) = 0$.

6.2. Nestlačitelný hyperelastický materiál

Z experimentů je známo, že cévy vykazují téměř nestlačitelné chování v určité oblasti mechanické odezvy. Což znamená, že probíhají isochorický. Když tuto skutečnost zavedeme do výpočtového modelu, docílíme zřejmého zjednodušení, neboť se tím omezí příslušné kinematiky, které může materiál zažít. Sníží se počet nezávisle proměnných složek tenzoru deformace.

Pokud materiál nemění svůj objem a složky tenzoru napětí jsou určovány z derivací hustoty deformační energie W , je třeba si uvědomit, že složky napjatosti, které se snaží změnit objem materiálu nelze z W získat derivací, neboť se na nich žádná práce nekoná a tak do W nepřispívají.

Tuto skutečnost obcházíme úpravou výrazu pro hustotu deformační energie o člen vystihující dané omezení, který je ovšem zpočátku neurčitý. Jeho konkrétní hodnota je určena až během řešení okrajové úlohy kombinací rovnic rovnováhy a okrajových podmínek. Metoda, kterou s ním v konstitutivní rovnici budeme pracovat při určování napjatosti, odpovídá metodě neurčitého Lagrangeova multiplikátoru.

Převědeme hustotu deformační energie do modifikovaného tvaru:

$$W = W(F) - p(J - 1) , \text{ kde } J = 1 \quad (22)$$

Konstitutivní rovnice pak mají tvar:

$$\sigma = \frac{\partial W(F)}{\partial F} F^T + pI = -pI + F \frac{\partial W(F)}{\partial F} = 2b \frac{\partial W(b)}{\partial b} - pI \quad (23)$$

, kde p je Lagrangeův multiplikátor. Po rozepsání do jednotlivých složek získáme:

$$\begin{aligned} \sigma_{rr} &= \lambda_{rR} \cdot \frac{\partial W}{\partial \lambda_{rR}} - p \\ \sigma_{\theta\theta} &= \lambda_{\theta\theta} \cdot \frac{\partial W}{\partial \lambda_{\theta\theta}} - p \\ \sigma_{zz} &= \lambda_{zZ} \cdot \frac{\partial W}{\partial \lambda_{zZ}} - p \end{aligned} \quad (24)$$

Podmínkou nestlačitelnosti je:

$$J = \sqrt{I_3} = \sqrt{\det(C)} = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1 \quad (25)$$

Základním modelem pro hustotu deformační energie je tzv. neo-hookeovský model založený na invariantech:

$$W = \frac{\mu}{2} (I_1 - 3) \quad (26)$$

, kde $I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 = 3$, což je první invarianta tenzoru \mathbf{C} a μ je počáteční smykový modul pružnosti (napěťový parametr).

Pro naše účely však budeme používat Gentův model:

$$W = -\frac{\mu J_m}{2} \ln\left(1 - \frac{I_1 - 3}{J_m}\right) \quad (27)$$

, kde J_m je parametr maximální průtažnosti. Pokud $J_m \rightarrow \infty$ pak platí rovnice (26)

7. Experimentální měření mechanických vlastností krční tepny

V rámci mé bakalářské práce byly provedeny jednoosé tahové zkoušky vzorků krční tepny. Všechny zkoušky proběhly v laboratoři kardiovaskulární biomechaniky, která je součástí Ústavu mechaniky, biomechaniky a mechatroniky na Fakultě strojní ČVUT v Praze. Měření, které bylo vedeno panem doc. Lukášem Horným, PhD., jsme uskutečnili pro ověření určitých informací o mechanických vlastnostech tepen.

Pro měření jsme měli tři vzorky krční tepny. Celý postup měření byl zdokumentován jak obrazově tak i softwarově.

Tahové zkoušky jsme provedli pomocí biaxiálního zatěžovacího stroje Messphysik (Zwick/Roell) pro tahové a tlakové zkoušky při víceosé napjatosti. Tento stroj byl vybaven silovými snímači U9B od výrobce HBM s rozsahem -50 N až +50 N a -250 N až +250 N



Obr. 11. Biaxiální zkušební stroj [11]

Nad místem, kde se provádí zkušební testy je umístěn videoextenzometr, který slouží k vyhodnocení deformace upnutých vzorků. Videoextenzometr se skládá z digitální kamery, snímky které jsou ukládány do řídicího systému ve stupních šedi od 0 do 255. V počítači, který řídí procesem je instalován program, který dokáže bitové mapě scény rozpoznat místa s velkou změnou jasu. Po kalibrování obrazu na skutečné rozměry lze vyhodnocovat příslušné vzdálenosti míst na obrazu, které jsou v kontrastu. Na povrchu vzorku musí být provedená černá značka – rovinná čára kolmá k ose tahu.

6.2. Postup měření

Z dostupných vzorků krčních tepen jsme vytvořili jednotlivé vzorky pro měření mechanických vlastností v axiálním směru. Každou tepnu jsme rozřízli na menší vzorky, tím od nich byly odebrané menší jednotlivé proužky. Poté byly rozříznuty a pomocí mikrometru bylo změřeno několik hodnot tlouštěk t_i , které byly pak zprůměrovány na hodnoty t . Upravené vzorky byly upnuty na biaxiálním stroji pro provedení následující jednoosé tahové zkoušky.



Obr. 12,13. Jednotlivé proužky vzorků tepen

Jednoosá tahová zkouška se skládala z postupného zatížení a odlehčení vzorku až do stavu přetržení. Výsledky měření byly zaznamenány pomocí PC a exportovány do Excelu. Byly změřeny síly vyvolané tahem a vzdálenosti dvou značek-čár na vzorcích.



Obr. 14. Ukázka jednoosé tahové zkoušky

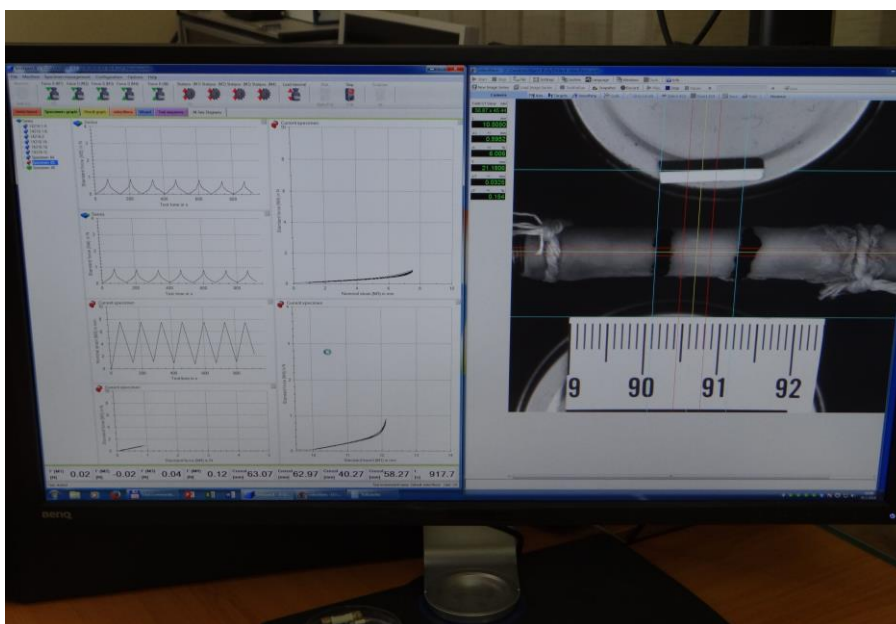
6.3. Metoda vyhodnocení

Pro tvorbu zátěžového diagramu využívám vzorců pro výpočet smluvního napětí σ a poměrné deformaci ε .

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

$$\varepsilon = \frac{l - L}{L} = \frac{\Delta l}{L}$$

F je měřená síla a A je počáteční plocha průřezu vzorku krční tepny. Délka l je aktuální délka, když L je počáteční délka vzorku. Pro výpočet plochy průřezu příslušných vzorku jsem odečetl délku $x = 2 \cdot \pi \cdot r_s$ z pořízených fotek a tloušťku t odříznutých proužků.



Obr. 15. Vizuální ukázka zpracování dat v reálném čase

6.3.1. Předpoklady vyhodnocení

Pro stanovení mechanických vlastností krčních tepen využiju definici modulu pružnosti v tahu E , který je roven poměru smluvního napětí a vyvolané deformace.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

6.4. Výsledky měření

Z dat, která byly získány během tahové zkoušky, jsem vytvořil několik typů grafů pro znázornění mechanických vlastností vzorků krčních tepen. Provedli jsme několik měření a vzorné výsledky byly dosazeny jenom u několika z nich: 14216 - 1, 14316.

6.4.1. Naměřené a vypočtené hodnoty

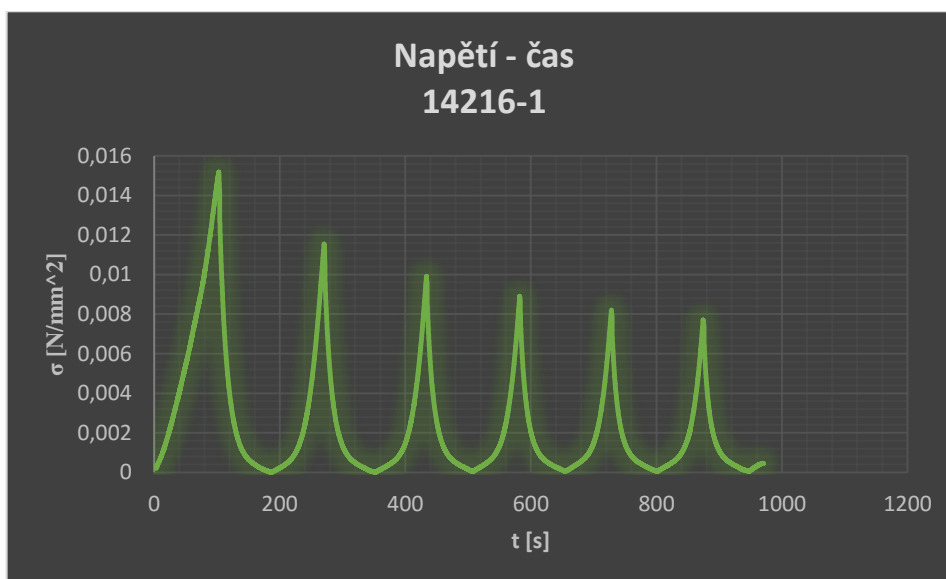
Následující tabulky uvádějí hodnoty měřených rozměrů krčních tepen

	t_i	t
14216 I	1,402;1,389;1,409;1,399;1,402	1,400
14216 II	1,034;1,032;1,038;1,034;1,032	1,034
14216 III	0,625;0,644;0,742	0,670
14216 IV	0,680;0,864;1,465	1,003
14316 I	0,872;1,119;1,072	1,021
14316 II	0,803;1,213;1,001	1,006
14316 III	1,181;0,977;1,099	1,086
14316 IV	1,222;1,315;1,175	1,237

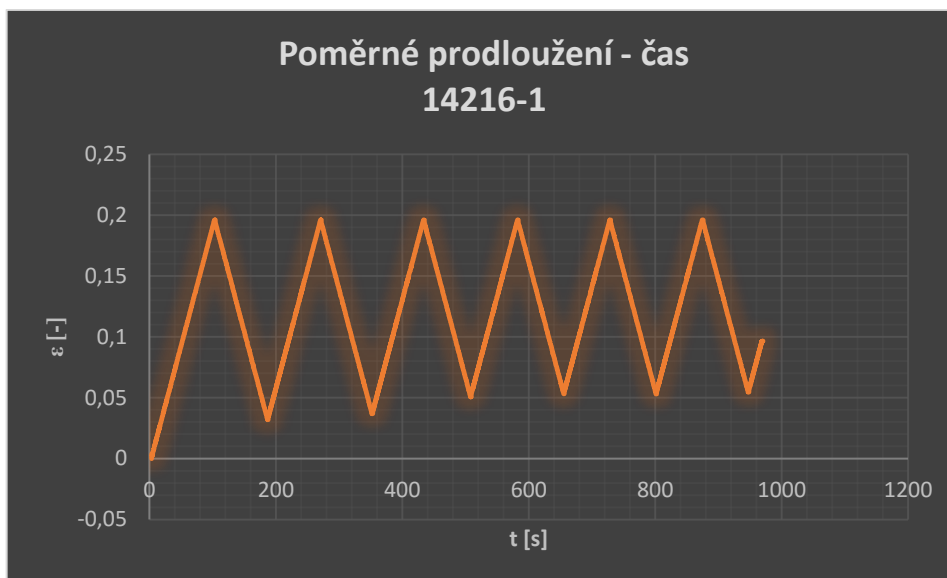
Tab. 1. Naměřené tloušťky jednotlivých vzorku

6.4.2. Grafická interpretace

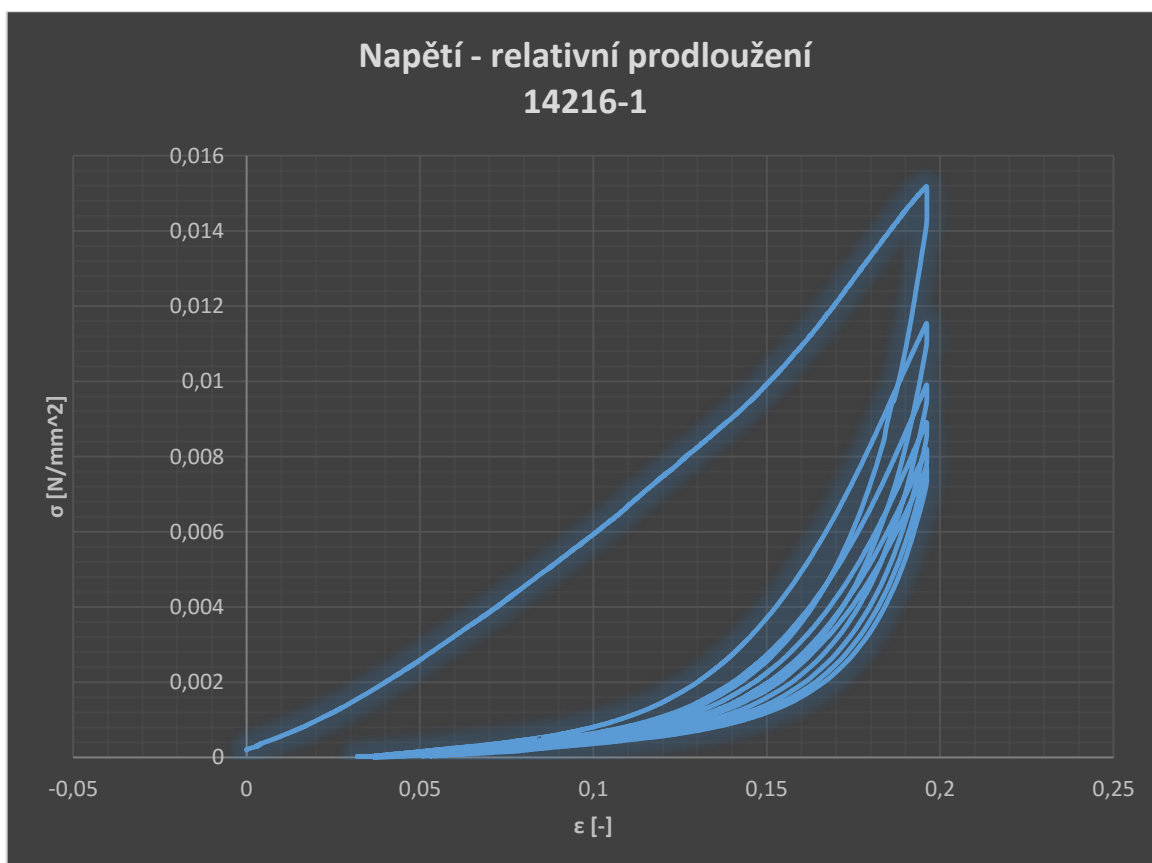
Dole jsou uvedeny průběhy smluvního napětí a poměrného prodloužení v závislosti na čase, závislosti napětí na deformaci.



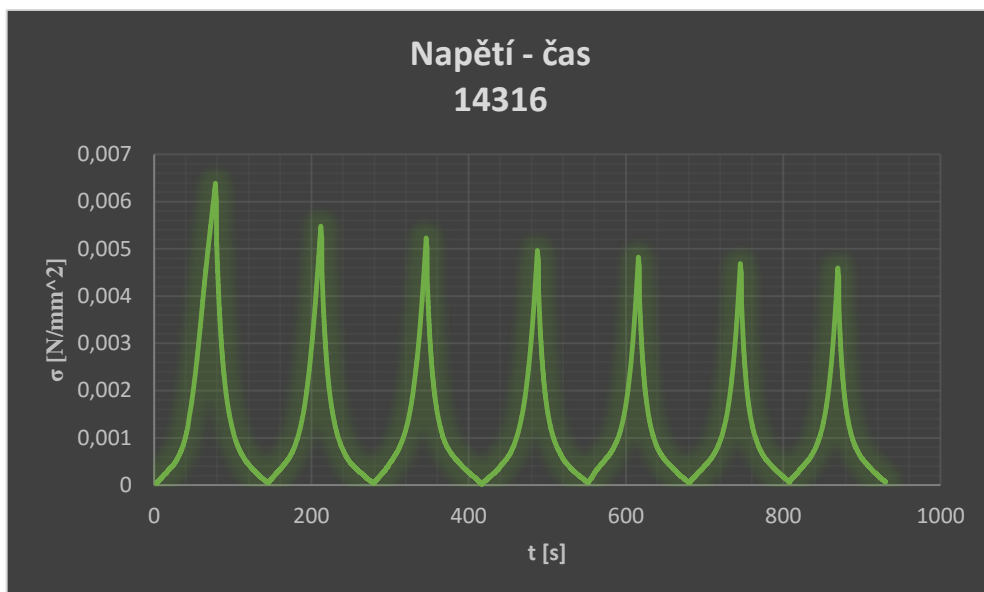
Graf 1. Smluvní napětí v závislosti na čase, vzorek 14216-1.



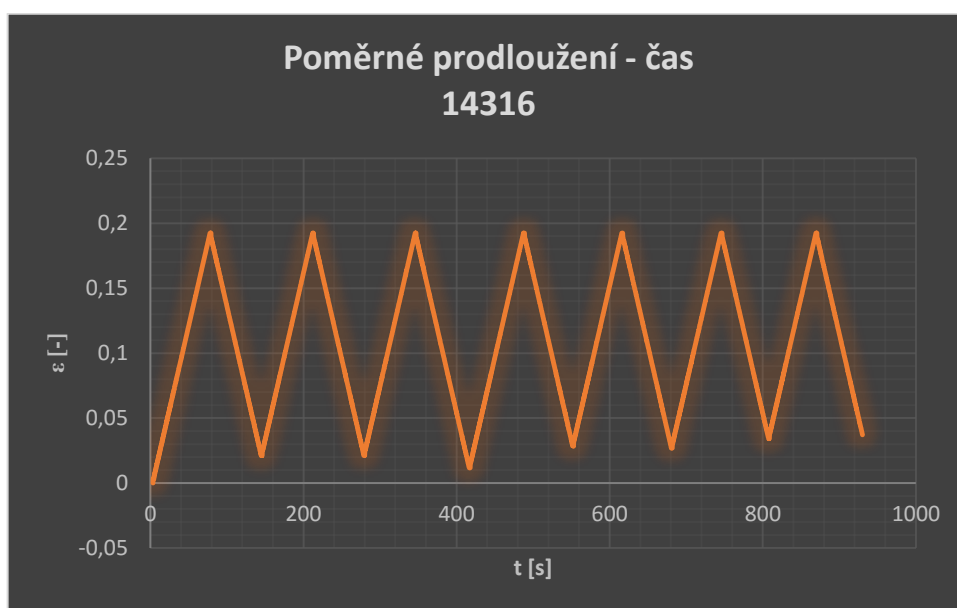
Graf 2. Poměrné prodloužení v závislosti na čase, vzorek 14216-1.



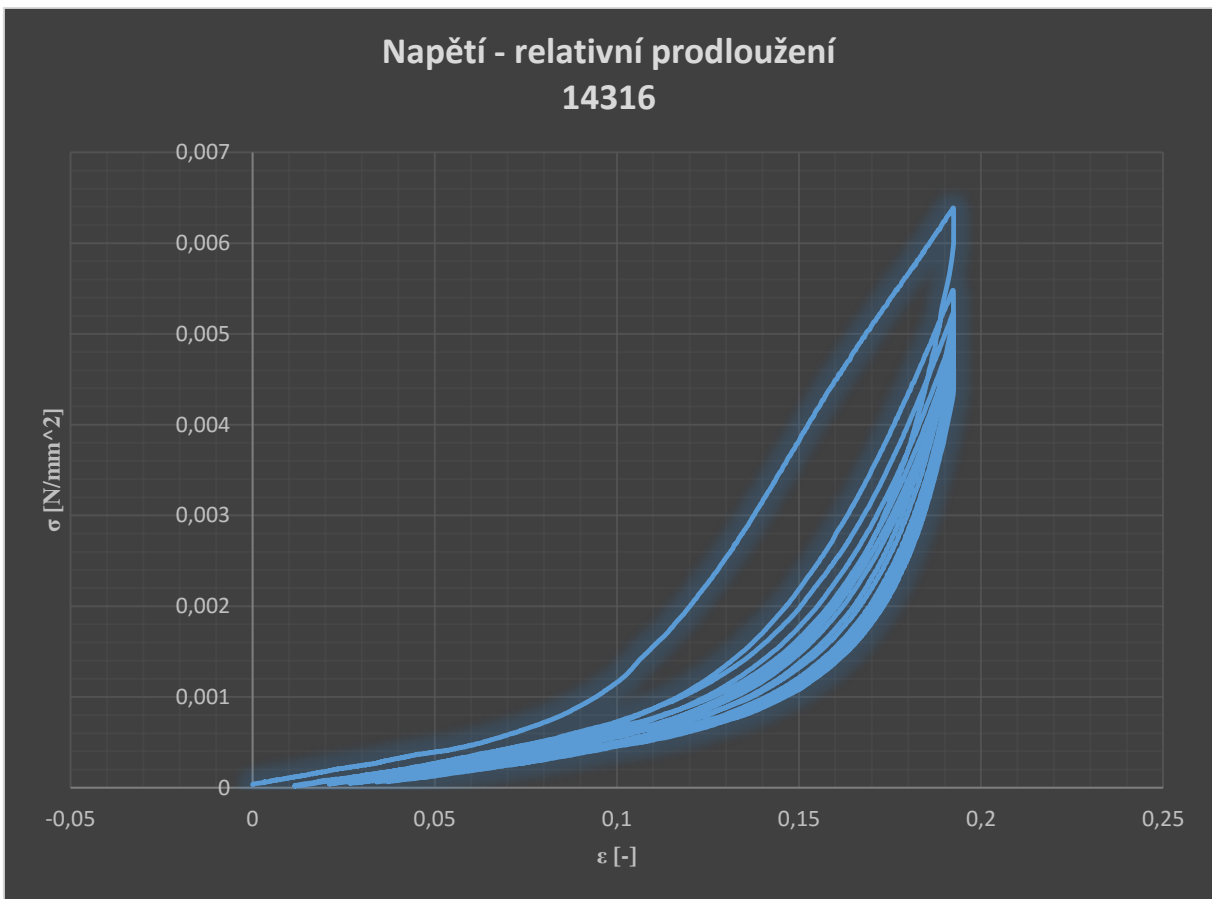
Graf 3. Závislost smluvního napětí na relativním prodloužení, vzorek 14216-1



Graf 4. Smluvní napětí v závislosti na čase, vzorek 14316.



Graf 5. Poměrné prodloužení v závislosti na čase, vzorek 14316.



Graf 6. Závislost smluvního napětí na relativním prodloužení, vzorek 14316

Dále je uvedena srovnávací tabulka hodnot napětí vzorků:

Cyklus	Napětí 14216-1 [$N.mm^{-2}$]	Síla [N]	Napětí 14316 [$N.mm^{-2}$]	Síla [N]
1	0,0147	2,5	0,0064	5
2	0,0113	2,5	0,0052	5
3	0,0096	2,5	0,0051	5
4	0,0085	2,5	0,0048	5
5	0,0077	2,5	0,0045	5
6	0,0074	2,5	0,0044	5
7	-		0,0044	5

Tab. 2. Hodnoty napětí jednotlivých vzorků tepen

Z tabulek a grafů lze vyhodnotit, že napěťová špička jak vzorku 14216-1 tak i vzorku 14316 klesá se zvětšením počtů cyklu při zachování stejného relativního prodloužení u každého z jednotlivých vzorků. Během experimentu každý vzorek byl zatížen určitou maximální silou: 2,5 N - vzorek 14216-1 a 5 N - vzorek 14316. Při stálém relativním prodloužení vzorků lze spočítat sečný modul pružnosti:

	Relativní prodloužení ε [-]	Modul pružnosti E [$N.mm^{-2}$]
14216-1	0,1935	0,076
14316	0,1875	0,034

Tab. 3. Hodnoty relativního prodloužení a sečného modulu pružnosti

8. Závěr

Krční tepny jsou tkáně tvořené viskoelastickým kompozitním materiálem odolávajícím vysokocyklovému zatěžování během lidského života. Předpětí v těchto tepnách existuje kvůli tomu, aby byly schopny přenášet tlakovou vlnu způsobenou prací srdce.

Při systole dochází k prudkému nárůstu tlaku, který působí na stěny krční tepny a vyvolává tahové, smykové a ohybové napětí, což vede ke vzniku deformaci. Nejprve zatížení přenáší pouze elastin. Ale při velkých deformacích se projevuje vliv kolagenních vláken. Poté dochází k vyrovnání kolagenních vláken a postupnému tuhnutí materiálu. Ve finální fázi část kolagenních vláken je plně zatížena a materiál je velmi tuhý. Redukování napětí je umožněno strukturou tepen. Tato struktura je tvořena 3 vrstvy. První - tunica intima se skládá z endotelových buněk a pod ní je tenká subendotelová vazivová vrstva a elastická membrána, která je tvořena elastickými vlákny. Tunica media je zodpovědná za elastickou deformaci. Může obsahovat cca 60 elastických membrán, mezi kterými procházejí svalová vlákna kolagenní. Je protkána sítí tenkých elastických a taky kolagenních vláken, které jdou všemi směry. Tunica adventitia je vazivové krytí, které je tvořeno šroubovicově

orientovanými svazky kolagenních vláken. Jsou v této vrstvě taky buňky zodpovědné za syntézu kolagenních vláken – fibroblasty.

V průběhu života dochází k postupné degeneraci tkáně tepny díky určitým biologickému, fyzikálnímu a chemickému porušování struktury. Snižuje se koncentrace kolagenních vláken a tím se zhoršuje pevnostní vlastnost tepny.

V první části bakalářské práce byla zpracována rešerše znalosti o mechanických vlastnostech a konstitutivním modelování tepen. Pro určení napjatosti v průběhu zatěžování byl vybrán model válcové trubici.

Poté bylo provedeno několik jednoosých tahových zkoušek pro zjištění mechanické odezvy krčních tepen. K dispozici byly dva vzorky. Jak vzorek 14216-1 tak i vzorek 14316 vykazovali stejné chování, které lze sledovat na grafech 3 a 6. Ale u vzorku 14316 bylo dosaženo menšího napětí při stejném relativním prodloužení. Jedním z faktorů odlišného chování může být doba po vystřížení tepny. Taky musím brát v úvahu, že relativní prodloužení před a po vystřížení u vzorku 14216 bylo 5 procent, a u vzorku 14316 až 20 procent.

Pro zhodnocení chování vzorků krčních tepen během jednoosé tahové zkoušky lze říct, že při mnohocyklovém zatěžování napětí v krčních tepnách se postupně snižuje na určitou ustálenou hodnotu. Tatková vlastnost umožňuje normální práci cévní soustavy a možnost přenašet namáhání vyvolané tlakovou vlnou během pracovního cyklu srdce. Jako způsob modelování byl zvolen model elasticity resp. model nestlačitelného hyperelastického materiálu, který byl využívan v souladu s obsahem znalosti látky bakalářského studia.

Cíle bakalářské práce byly splněny.

9. Seznam použité literatury a obrázků

- [1] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika srdečně cévního systému člověka*. Vyd. 2. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2006. ISBN 80-01-03425-9.
- [2] [online] Dostupné z: http://vyuka.zsjarose.cz/index.php?action=lesson_detail&id=432
- [3] *Biomechanics of soft tissue in cardiovascular systems*. Wien: Springer, c2003. ISBN 3-211-00455-6.
- [4] Arteries to the Brain and Meninges [online]. [cit. 2016-03-18]. Dostupné z: <http://emedicine.medscape.com/article/1922921-overview#showall>
- [5] Circle of Willis Anatomy [online]. [cit. 2016-03-18]. Dostupné z: <http://emedicine.medscape.com/article/1877617-overview>
- [6] Horny L, Adamek T, Zitny R (2013) *Age-related changes in longitudinal prestress in human abdominal aorta*. Arch Appl Mech 83(6):875-88. doi: 10.1007/s00419-012-0723-4
MANUSCRIPT VERSION
- [7] [online] Dostupné z: http://pro1.szs-tabor.cz/projekt/som/Obrazovy_pruvodce/tema/t07/718.jpg
- [8] HORNÝ, Lukáš. Biomechanika I. Mechanické vlastnosti cév [online] [cit. 2016-03-18] Dostupné z: <http://users.fs.cvut.cz/~hornyluk/files/Biomechanika-I-Krevni-obeh-a-mechanika-cev.pdf>
- [9] HORNÝ, Lukáš. Biomechanika I. Stručná anatomie oběhové soustavy [online] [cit. 2016-03-18] Dostupné z: <http://users.fs.cvut.cz/~hornyluk/files/Biomechanika-I-Krevni-obeh-a-mechanika-cev.pdf>
- [10] HORNÝ, Lukáš. Patobiomechanika srdečněcévního systému: I. Díl. Vydavatel: České vysoké učení v Praze, 2014. ISBN 978-80-01-05473-4
- [11] <http://www.biomechanika.cz/pictures/446.png>