



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA SPOJENÍ TEPNY S CÉVNÍ PROTÉZOU

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

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Anna Hrubanová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Jiří Burša, Ph.D.

BRNO 2019

Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Studentka:	Anna Hrubanová
Studijní program:	Strojírenství
Studijní obor:	Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce:	prof. Ing. Jiří Burša, Ph.D.
Akademický rok:	2018/19

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

Deformačně napěťová analýza spojení tepny s cévní protézou

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Cévní protézy jsou používány při chirurgických náhradách patologických tepen. Jejich spojení s tepnou představuje spojení dvou válcových trubic s různými průměry, tloušťkou stěny a různou tuhostí. Na základě literární rešerše budou zjištěny potřebné vlastnosti tepen a cévních protéz a pro zvolenou kombinaci bude proveden analytický výpočet napjatosti využívající teorie skořepin. Budou zhodnocena omezení použitého modelu.

Cíle bakalářské práce:

- Na základě literární rešerše zjistit vlastnosti tepen a cévních protéz potřebné pro modelování jejich mechanického chování.
- Na úrovni znalostí mechaniky z bakalářského studia provést výpočet napjatosti ve zvoleném idealizovaném spojení tepny s cévní protézou.
- Zhodnotit omezení použitého výpočtového modelu.

Seznam doporučené literatury:

JANÍČEK, ONDRÁČEK, VRBKA, BURŠA: Mechanika těles, Pružnost a pevnost II, skriptum VUT Brno, CERM, Brno 2006.

JANÍČEK, PETRUŠKA: Mechanika těles, Úlohy z pružnosti a pevnosti II, skriptum VUT Brno, CERM, Brno 200x.

BURŠA, J.: Biomechanika srdečně-cévní soustavy. Elektronické studijní opory VUT v Brně.

KRAJÍČEK, M., PEREGRIN, J. H., ROČEK, M.: Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění. Grada, 2007.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2018/19

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
děkan fakulty

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce pojednává o anatomii a patologii tepen a možnosti jejich nahrazení cévními protézami. Nejprve se práce zabývá složením tepenné stěny a jejími mechanickými vlastnostmi. V další části jsou popsány biologické a mechanické vlastnosti syntetických cévních náhrad a jejich vliv na vhojování. Druhá část práce začíná nelineárním výpočtem deformace stěny tepny za použití zobecněného Hookova zákona. Nakonec je proveden analytický výpočet spojení tepny a cévní protézy s využitím teorie geometricky válcových momentových skořepin. Součástí je také popis omezení daného výpočtového modelu.

KLÍČOVÁ SLOVA

Aorta, stěna tepny, cévní protéza, mechanické vlastnosti, teorie válcových momentových skořepin

ABSTRACT

This bachelor's thesis deals with anatomy and pathology of arteries and possibilities of their replacement with vascular grafts. The first part of the thesis describes structure and mechanical properties of arterial wall. Furthermore, the biological and mechanical properties of vascular grafts and their influence of healing process are described. The second part of this thesis starts with non-linear calculation of deformation of arterial wall using generalized Hooke's law. The analytical calculation of connection of artery and vascular graft using cylindrical momentum shell theory was made at the end of this thesis. Description of limitations of this method is also included.

KEYWORDS

Aorta, arterial wall, vascular graft, mechanical properties, cylindrical momentum shell theory

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Deformačně napět'ová analýza spojení tepny s cévní protézou“ jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Brno

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu prof. Ing. Jiřímu Buršovi, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady, čas a připomínky k této práci.

Dále bych chtěla poděkovat svým rodičům a prarodičům za podporu a motivaci během celého studia.

V neposlední řadě děkuji svým spolužákům a přátelům za pomoc a podporu během studia a potřebné odreagování.

Obsah

1	Cíle práce.....	14
2	Základní lékařské pojmy spojené s problematikou	15
2.1	Oběhový systém	15
2.2	Tepenný systém.....	16
	Stavba tepenné stěny.....	16
2.2.1	Základní mechanické vlastnosti tepenné stěny	17
	Proměnný modul pružnosti	17
	Visko-elasticita	18
	Poddajnost (<i>Compliance</i>).....	18
	Anizotropie	19
	Předpětí tepny	19
2.3	Patologie cév	19
2.3.1	Ateroskleróza	19
2.3.2	Disekce aorty	20
2.3.3	Výduť břišní aorty.....	20
2.4	Krev.....	20
2.4.1	Složení krve	20
2.4.2	Proudění krve	21
	Viskozita	21
	Průměr cévy	21
	Rychlost krve	21
3	Cévní náhrady.....	23
3.1	Dělení cévních náhrad.....	23
3.2	Typy spojení.....	23
3.3	Cévní protézy	24
3.3.1	Způsob výroby	24
3.3.2	Materiály	26
3.3.3	Vhojování.....	27
	Pseudointimální krevní koagulum	27
	Pseudointima.....	27
	Neointima.....	28

	Neoadventicie	28
	Význam vhojování	28
3.3.4	Vlastnosti cévních protéz	28
	Vlákno	28
	Radiální pružnost	29
	Podélná pružnost	30
	Porózita stěny	31
3.3.5	Kombinované cévní náhrady	31
	Kolagen	32
	Impregnace	32
	Samonosná trubice	32
3.4	Nové technologie	33
3.4.1	Biologicky rozložitelné náhrady	33
	Materiály	33
	Výroba scaffoldů pro tkáňové inženýrství	34
3.4.2	Biomimetika	34
4	Praktická část	36
4.1	Výpočet vstupního modulu pružnosti tepny	36
4.1.1	Deformace stěny tepny	36
4.2	Výpočet spojení tepny a cévní protézy	43
4.2.1	Zadání problému	43
	Vstupní parametry	43
4.2.2	Předpoklady a omezení	44
4.2.3	Analytické řešení s využitím teorie geometricky válcových momentových skořepin.	44
4.2.4	Omezení daného výpočtového modelu	54
5	Závěr	55
6	Seznam použité literatury	56
7	Seznam použitých zkratk a symbolů	59

Úvod

Onemocnění kardiovaskulárního systému patří k jedné z nejčastějších příčin úmrtí v České republice a ostatních vyspělých zemích. V dnešní době lidé žijí velmi hektickým způsobem života. To vede k nezdravému životnímu stylu, který se projevuje špatným stravováním, nedostatkem pohybu a také častou konzumací alkoholu nebo kouřením. Všechny tyto špatné návyky přispívají ke vzniku chorob kardiovaskulárního systému. Svou roli však hraje i dědičnost a zejména s přibývajícím věkem jsou rizika stále větší.

Patologie tepen lze rozdělit do dvou skupin. Prvním typem jsou onemocnění, která zužují průměr tepen a může tak dojít k ischemii (nedostatečné prokrvení tkání nebo orgánů). Hlavním představitelem je ateroskleróza. Druhá forma onemocnění způsobuje zvětšování průměru tepen a vznikají tzv. výdutě (aneurysmata). Tím je zhoršena funkce arterií a dochází také k oslabování jejich stěn. Pokud nejsou tyto problémy včas diagnostikovány, může dojít k ruptuře se všemi fatálními následky.

Takto postižené úseky tepen musí být v některých případech chirurgicky odstraněny a nahrazeny tzv. cévní náhradou. Těchto náhrad je více typů, nejčastěji se však jedná o tepenné a zejména žilní transplantáty daného jedince. Získání dostatečně dlouhého a vhodného úseku cévy je však poměrně náročné a navíc se jedná o další zásah do lidského organismu. Proto se začaly vyrábět náhrady ze syntetického materiálu, tzv. cévní protézy.

Implantace cévních protéz byla z počátku provázena mnohými komplikacemi. S postupným vývojem a pochopením principu vhojení však bylo dosaženo takových vlastností, že cévní protézy mohou být dnes již zcela běžně používány při rekonstrukčních operacích. Jejich hlavní výhodou je rychlá dostupnost, což může být v některých akutních případech rozhodujícím faktorem. Komerčně vyráběné protézy se však využívají pouze pro náhradu tepen větších průměrů, pro malé průměry tepen dochází k jejich předčasnému uzavření. Otázka využití protéz při onemocnění tepen malých průměrů tak zůstává předmětem výzkumu.

V první části této práce je pojednáno o fyziologii a patologii oběhového systému nutné pro pochopení dané problematiky. Důraz je kladen zejména na složení tepenné stěny a její mechanické vlastnosti. Další část práce se věnuje cévním protézám. Jsou zde rozebrány mechanické a biologické vlastnosti komerčně vyráběných protéz a jejich vliv na úspěšné vhojení. Ke konci této rešeršní části jsou zmíněny nové technologie, které se zabývají vývojem protéz z biologicky rozložitelných polymerů, představující potenciálně úspěšné využití cévních protéz v chirurgii malých cév. Poslední část práce nejprve popisuje postup zjištění vstupního modulu pružnosti tepny pro analytický výpočet. Využito je zobecněného Hookova zákona a je zohledněna nelineární deformačně napěťová odezva tepny. Pro vlastní analytický výpočet spojení tepny a cévní protézy je užitá teorie geometricky válcových momentových skořepin. Výpočet je proveden pro 5 stavů zatížení představující různé stavy srdečního cyklu. Závěrem je pojednáno o omezeních tohoto výpočtového modelu.

1 Cíle práce

Cíle práce byly stanoveny vedoucím práce v následujícím znění:

1. Na základě literární rešerše zjistit vlastnosti tepen a cévních protéz potřebné pro modelování jejich mechanického chování.
2. Na úrovni znalostí mechaniky z bakalářského studia provést výpočet napjatosti ve zvoleném idealizovaném spojení tepny s cévní protézou.
3. Zhodnotit omezení použitého výpočtového modelu.

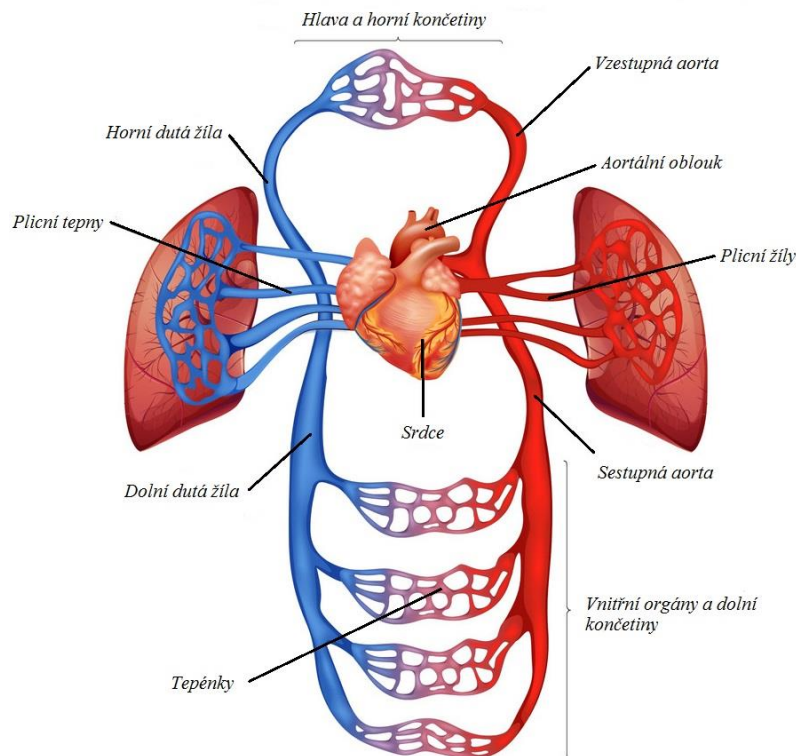
2 Základní lékařské pojmy spojené s problematikou

Pro správné fungování organismu je nezbytné, aby tkáně byly zásobovány živinami a kyslíkem a byl zajištěn odvod odpadních látek. Tuto funkci plní krev, která je po těle rozváděna oběhovým systémem [1].

2.1 Oběhový systém

Oběhový systém představuje uzavřenou trubicovou soustavu, jejímž hlavním úkolem je rozvádět krev do všech tkání [1]. Z hlediska funkce můžeme oběhy dělit na:

- **Vysokotlaký tělní systémový oběh** (velký oběh): Krev je z levé komory srdeční odváděna tepnami do všech tkáňových systémů, kde předá kyslík a živiny a vrací se žilami zpět do pravé síně, kde celý cyklus končí.
- **Nízkotlaký plicní oběh** (malý oběh): Začíná v pravé komoře srdce, odkud je odkysličená krev vypuzena plicními tepnami do plic, kde se obohatí o kyslík a plicními žilami se vrací do levé srdeční síně.



Obr. 2.1: Schéma velkého a malého oběhu. Převzato a upraveno z [2].

Pro účely práce bude pozornost věnována hlavně velkému oběhu, konkrétně systému tepennému.

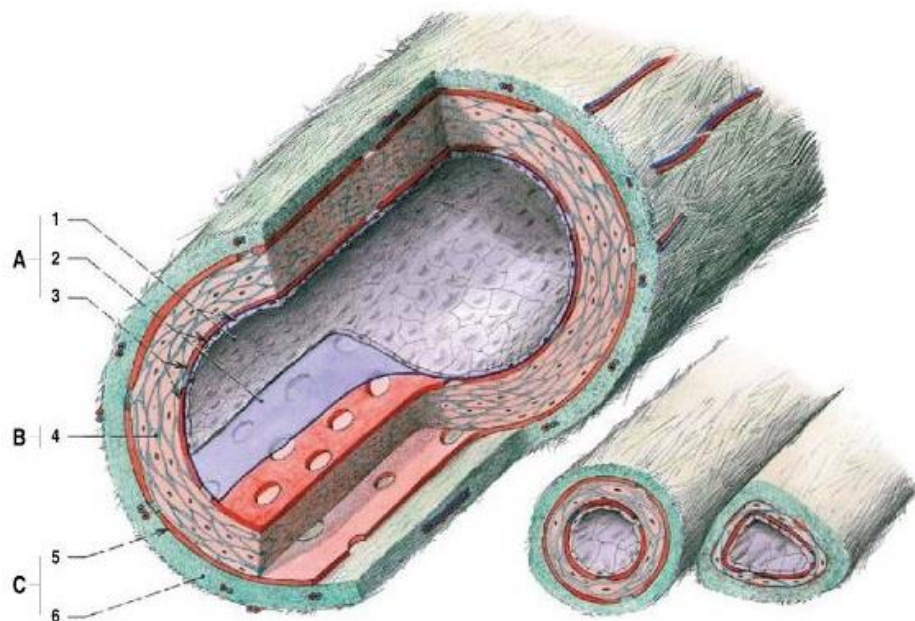
Tepenný systém začíná aortálním obloukem (*arcus aortae*), ze kterého vychází řada hlavních tepen, které se dále větví na úroveň tepének (*arterioly*) a ty se dále zužují až do kapilár, kde probíhá výměna kyslíku [3]. Směrem k periferii se tedy průměr tepen zmenšuje, avšak počet větví stoupá geometrickou řadou a proto celkový průřez kapilár je mnohonásobně vyšší, než průřez aorty.

2.2 Tepenný systém

Stavba tepenné stěny

Stěna tepny se skládá ze 3 základních vrstev [3]:

- **Tunica intima:** Vnitřní vrstva tepenné stěny, která přímo navazuje na lumen cévy a je tedy v přímém kontaktu s krví. Je tvořena jednovrstevnými plochými endoteliálními buňkami, pod nimiž může být vrstva buněk vazivových a svalových. Endotel tvoří hladký a nesmáčivý povrch, zajišťuje tak plynulé proudění krve. Tunica intima je od další vrstvy, tzv. medie oddělena tenkou vrstvičkou elastických vláken – *membrana elastica interna*.
- **Tunica media:** Střední a nejsilnější vrstva, která je tvořena převážně buňkami svalovými a elastickými strukturami, mezi kterými jsou vmezeřena kolagenní vlákna. Má za úkol odolávat zatížení, plní tedy převážně funkci mechanickou. Na vnější straně je koncentrace vazivových elementů – *membrana elastica externa*, které tvoří přechod mezi medií a adventicií.
- **Tunica adventicia:** Zevní vazivová vrstva tepenné stěny tvořená sítí elastických a kolagenních vláken. Prochází jí síť cévek (*vasa vasorum*), které vyživují kromě adventicie i zevní vrstvu medie a nervová vlákna inervující hladkou svalovinu medie. Vlákna adventicie prorůstají do okolí cévy a zajišťují tak ukotvení všech vrstev.



A ... tunica intima

1 ... endotel

2 ... vazivová vrstvička

3 ... membrana elastica interna

B ... tunica media

4 ... buňky hladké svaloviny

C ... tunica adventicia

5 ... membrana elastica externa

6 ... vazivo s vasa vasorum

Obr. 2.2: Stavba tepenné stěny. Převzato a upraveno z [4].

Na základě histologické stavby lze tepny dělit na elastické a svalové [3]. U tepen **elastického typu** převažují v medii struktury z elastinu, které udržují tlak a mění proudění pulzní na proudění plynulé. Typickým představitelem je aorta a její hlavní větve. Se zmenšujícím se průsvitem narůstá v medii počet buněk svalových, které mají vliv na změny periferního odporu. Tyto tepny nazýváme **tepny svalového typu**. U kapilár jsou střední vrstvy zcela redukovány, jejich stěna je tedy prakticky tvořena pouze jednovrstevným endotelem, který zajišťuje látkovou výměnu.

2.2.1 Základní mechanické vlastnosti tepenné stěny

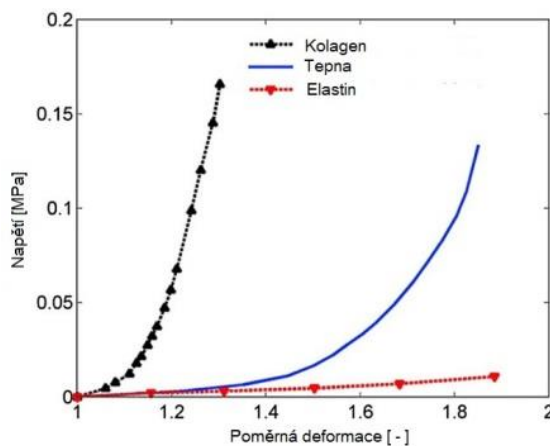
Mechanické vlastnosti tepenné stěny jsou velmi těžko matematicky popsatelné, jelikož je ovlivňuje řada faktorů [5]. K těmto faktorům patří např. nehomogenita a poškození stěny, nelineární závislost mezi napětím a deformací, anizotropie, visko-elastické chování, odlišné chování v tahu a v tlaku, teplotní závislost a také věk jedince.

Proměnný modul pružnosti

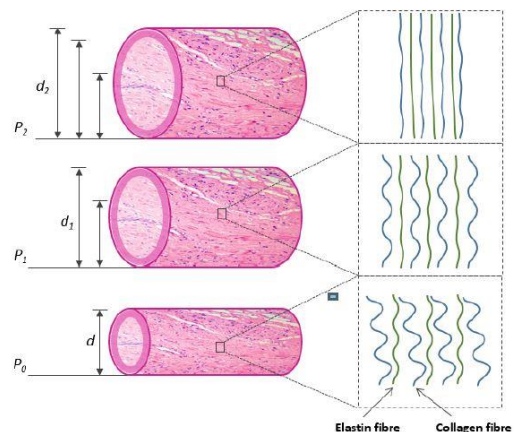
Základními stavebními prvky tepenné stěny jsou elastin, kolagen a hladké svalové buňky [6]. Hladké svalové buňky jsou více zastoupeny v malých tepnách, v tepnách s větším průsvitem jsou rozhodujícími mechanickými složkami elastin a kolagen.

Kolagen se v přírodě vyskytuje ve více než 20 typech, ve stěně tepny je však nejhojněji zastoupen kolagen typu I a III [7]. Tento protein je ve stěně tepny uspořádán ve formě vláken, která jsou různě prostorově orientována a navíc zvlněna [6]. Jeho modul pružnosti $E = 100 - 2000$ MPa, tažnost se pohybuje mezi 4 – 10% a pevnost se nachází v rozmezí 90 – 130 MPa [5].

Elastin je velmi poddajný protein, jehož objemové zastoupení ve stěně se pohybuje okolo 29%. Vykazuje téměř elastické chování, modul pružnosti $E = 200 - 400$ kPa, tažnost je rovna přibližně 130%.



Obr. 2.3: Role elastinu a kolagenu na deformačně napěťovou křivku tepny. Převzato a upraveno z [8], originál v [9].



Obr. 2.4: Vliv elastinových a kolagenních vláken na nelineární chování tepenné stěny [10].

Při zkoušce tahem tepny dostaneme charakteristickou křivku tvaru písmene „J“ [6]. V první části zatížení se projevuje pouze elastin, protože kolagenní vlákna se napřímují a natáčejí ve směru zatížení. Při zvyšování napětí se zapojují i kolagenní vlákna s výrazně

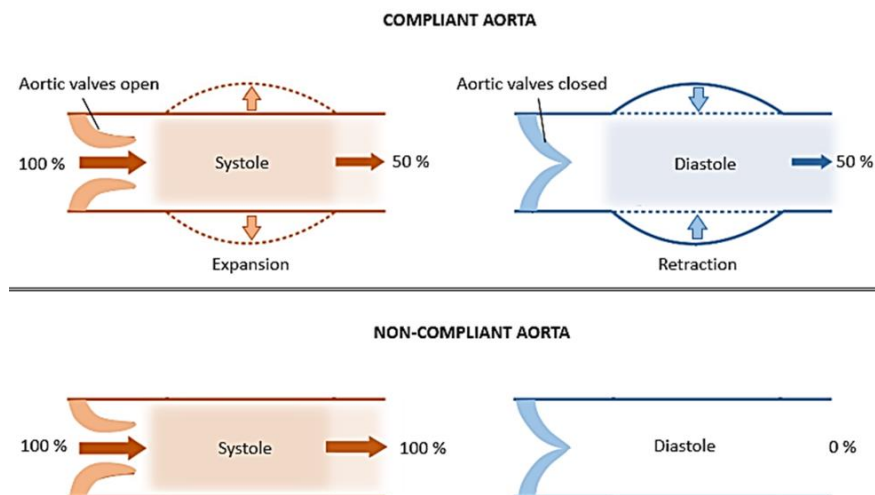
vyšším modulem pružnosti, než má elastin a dochází tak k napěťovému zpevnění. Se zvyšujícím se zatížením tedy roste inkrementální modul pružnosti E tepenné tkáně.

Visko-elasticita

Toto chování lze popsat pomocí viskoelastického modelu – Kelvinova tělesa [11]. Hlavními charakteristikami jsou časová závislost deformace při konstantním silovém zatížení (creep), závislost deformačně – napěťové odezvy na rychlosti zatěžování a relaxace materiálu, tedy snížení napětí při stejné hodnotě deformace [6]. Pokud zatížíme tepennou stěnu konstantní silou, deformační odezva není okamžitá, ale deformace postupně roste až k mezní hodnotě, přičemž rychlost jejího růstu s časem klesá. Po odlehčení nedochází ke skokové změně deformace, ale opět dochází k jejímu plynulému snižování ke konečné hodnotě. Při cyklickém zatěžování vzniká v napěťově deformačním diagramu typická hysterezní smyčka [11]. Plocha uzavřená hysterezní smyčkou pak odpovídá disipované energii. Závislost mechanických vlastností na rychlosti zatěžování má zásadní vliv například na prasknutí aorty při autonehodě.

Poddajnost (Compliance)

Poddajnost tepny může být charakterizována jako schopnost radiální roztažnosti tepny [10]. Tato vlastnost je opět závislá na složení tepenné stěny, při vyšším podílu elastinu je tedy tepna poddajnější. Vzhledem ke snižujícímu se podílu elastinu ve struktuře tepenné stěny směrem k periférii, se poddajnost tímto směrem snižuje. Vysoká poddajnost aorty umožňuje akumulaci krve během systoly, která je pak využita během diastoly, takže se udržuje trvalý krevní tok. Tato schopnost se nazývá pružnickový efekt (Windkessel effect).



Obr. 2.5: Pružnickový efekt ve stěně aorty. Převzato z [10].

Anizotropie

Vlákna kolagenu jsou v tepenné stěně uspořádána převážně obvodově, což vede k závislosti mechanických vlastností na směru – anizotropii [6]. Tepenná tkáň je v obvodovém směru výrazně tužší, než ve směru axiálním [12]. Toto chování je ještě zvýrazněno přítomností defektu, jako například aneurysmatu, jehož důsledkem je další snížení počáteční tuhosti a její zvýšený nárůst se zatížením.

Předpětí tepny

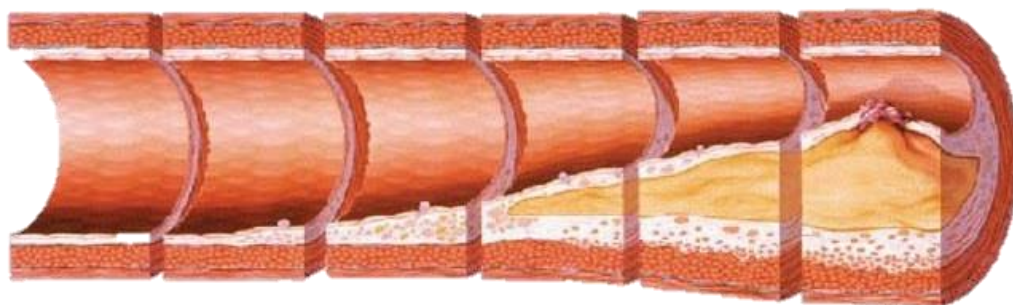
Tepna je v těle předepjatá, což ovlivňuje její chování jak v axiálním, tak v obvodovém směru [5]. Axiální předpětí chrání tepnu proti ztrátě tvarové stability při ohýbání a snižuje tak riziko zastavení průtoku v důsledku zaškrcení cévy. Je závislé na věku, u jedinců mladšího věku může dosahovat až 30%, s věkem však klesá k jednotkám procent. Obvodové předpětí pak snižuje rozdíly napětí podél cévní stěny a snižuje její namáhání [13]. Na vnitřní stěně tepny dochází ke zvýšení napětí způsobeného tlakem krve. Předpětí zvýší napětí na vnějším obvodu a sníží je na vnitřním, takže jsou rovnoměrněji zapojena i vlákna vnějších vrstev tepny, což vyrovnává rozdíly napětí po tloušťce stěny.

2.3 Patologie cév

2.3.1 Ateroskleróza

Ateroskleróza je jedním z nejčastějších onemocnění cévního systému [14]. Hlavními rizikovými faktory jsou zejména hypertenze, obezita, nevyvážená strava, kouření, ale také genetické predispozice.

Buňky hladkého svalstva ve stěnách cév potřebují k obměně struktury cholesterol. Hlavním zdrojem této látky jsou lipoproteiny s nízkou hustotou (*low density lipoproteins* – *LDL*), které prostupují do stěny z krve. Jejich přebytek je z cévní stěny odstraňován makrofágy, kteří jej pohlcují. Pokud dojde k příliš velké koncentraci LDL, dochází k hromadění makrofágů a mění se v tzv. pěnovou buňku, která je prvním základem aterogenního plátu. Ten postupně roste směrem do středu cévy, vytváří se aterosklerotický plát, až dojde k zúžení lumen, což má za následek nepříznivé hemodynamické podmínky. V extrémních případech může dojít k ruptuře léze, která má za následek vznik trombu. Tromb v cévním řečišti může vést až k infarktu myokardu nebo mozkové příhodě.



Obr. 2.6: Vznik a průběh aterosklerózy [15].

2.3.2 Disekce aorty

Aorta je hlavní a největší tepnou lidského těla [16]. Ze srdce stoupá vzestupná aorta (*aorta ascendens*), která přechází v aortální oblouk (*arcus aortae*) a pokračuje dále jako sestupná aorta (*aorta descendens*), která postupně přechází z hrudní (*aorta thoracica*) v břišní aortu (*aorta abdominalis*). Jak již bylo řečeno výše, je složena ze tří vrstev – intimy, medie a adventicie, řazeno od lumen směrem k povrchu tepny. Disekce aorty je život ohrožující stav, při němž dojde k odtržení intimy od medie a krev tak proudí jak přes lumen cévy, tak i nově vytvořenou trhlinou mezi těmito vrstvami. Snižuje se tak krevní průtok, což může mít za následek poškození orgánů. Může dojít až k prasknutí zúžené a namáhané stěny s fatálními následky. Hlavními příčinami vzniku disekce jsou především hypertenze potažmo ateroskleróza, případně vzácné genetické choroby oslabující cévní stěny, jako například Marfanův syndrom nebo Turnerův syndrom [17]. Rozlišujeme disekci typu A a typu B. První z uvedených značí poškození vzestupné větve aorty a představuje kritický stav s nutností okamžité operace. Pokud není tento typ zavčas diagnostikován, procento úmrtnosti vlivem ruptury se pohybuje okolo 50 % během prvních 48 hodin [16]. Disekce typu B je o něco méně závažná forma postihující sestupnou nebo břišní aortu. Nicméně i toto onemocnění vyžaduje okamžitý chirurgický zásah.

2.3.3 Výduť břišní aorty

Výduť břišní aorty – AAA (*aortic abdominal aneurysm*) může být definována jako lokální nenávratné zúžení její stěny [18]. Aneurysma vzniká pravděpodobně úbytkem elastinu ve střední vrstvy tepny – medii a působením proměnného tlaku pak může dojít k postupnému rozšíření průměru cévy. Rizikovými faktory jsou např. vysoký krevní tlak, záněty, kouření nebo genetické dispozice. Nutno podotknout, že kouření je jedním z nejvýznamnějších faktorů, protože přímo narušuje strukturu cévních stěn a tak s prodlužující se dobou kouření roste riziko vzniku a případné ruptury aneurysmatu se všemi následky [19].

2.4 Krev

2.4.1 Složení krve

Krev je červená, neprůhledná, viskózní, neneutonská, heterogenní tekutina [1]. Je tvořena dvěma hlavními složkami:

- **Krevní plazma:** Tekutá složka krve, která tvoří asi 55% jejího celkového objemu. Jedná se o nažloutlou, mírně zásaditou kapalinu (pH 7,35 – 7,45) tvořenou z 91% vodou a z 9% rozpuštěnými látkami, mezi které patří zejména bílkoviny (albumin, imunoglobulin), ionty anorganických solí (ionty sodíku, draslíku) a ostatní přenášené látky (hormony).
- **Krevní buňky:** Tvoří zbylých 45% krve. Nejhojněji zastoupenými krevními buňkami jsou červené krvinky (*erythrocyty*), jejichž hlavní funkcí je přenos kyslíku. Jsou to bezjaderné buňky bikonkávního tvaru, který zaručuje dobrou flexibilitu a zároveň dostatečně velký povrch. Zbylé krevní buňky jsou bílé krvinky (*leukocyty*) a krevní destičky (*trombocyty*), které ale nepřesahují 2% celkového objemu krevních tělísek.

Procentuální podíl celkového objemu erytrocytů v krvi se nazývá **hematokrit**.

2.4.2 Proudění krve

Viskozita

Jelikož krev je v podstatě suspenze tvořená krevními buňkami a plazmou, nelze ji považovat za newtonskou kapalinu, neřídí se tedy Newtonovým zákonem viskozity [6]. Viskozitu charakterizuje vnitřní tření tekutiny a závisí na přitažlivých silách mezi částicemi v heterogenní kapalině (směsi). Při nižších rychlostech proudění jsou přitažlivé síly vysoké a krevní buňky tvoří agregáty, viskozita je tedy velká [5]. Se zvyšující se rychlostí deformace dochází k rozrušování těchto seskupení a viskozita tak při vyšších rychlostech klesá, o krvi se dá tedy hovořit jako o pseudoplastické kapalině. Dalšími faktory ovlivňujícími viskozitu jsou také teplota a hematokrit.

Průměr cévy

Průsvit tepen se směrem k periférii zužuje, až k hodnotám v řádech mikrometrů [1]. U takto malých průměrů už nelezeme mluvit přímo o klasickém proudění, jelikož průměr erytrocytů se pohybuje okolo 7 – 8 μm . Ty se deformují a jsou protlačeny skrz kapiláry, kde proběhne látková výměna [6].

Rychlost krve

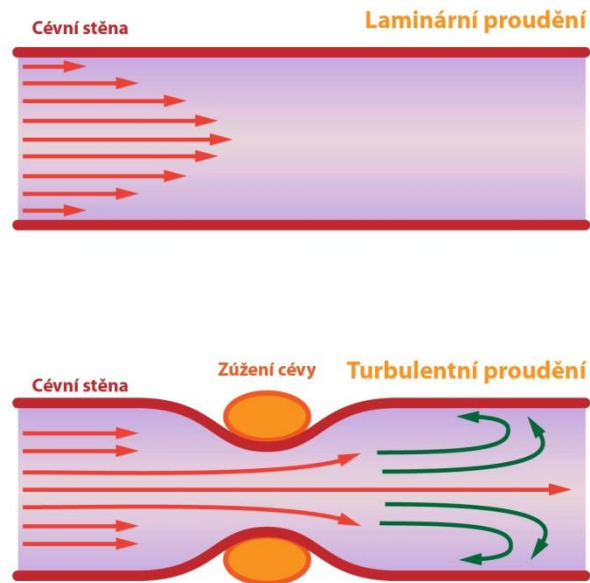
U newtonské kapaliny můžeme u krve pozorovat dva typy proudění – laminární a turbulentní [6].

Při **laminárním proudění** zůstávají vektory rychlostí jednotlivých vrstev kapaliny rovnoběžné s osou cévy, rozložení rychlostí napříč stěnou je parabolické, dochází k hromadění erytrocytů u osy cévy. Pohyby tekutiny při **turbulentním proudění** jsou velmi nepravidelné, složené z pohybů rovnoběžných a kolmých na osu cévy. Rozložení rychlostí přestává být parabolické, zvyšuje se rychlost částic u stěny cévy, což způsobuje větší namáhání intimy.

Pravděpodobnost vzniku turbulentního proudění lze pro ustálené proudění vyjádřit pomocí **Reynoldsova čísla**:

$$Re = \frac{v\rho D}{\eta} \quad (1)$$

Pokud je hodnota $Re < 2320$, nastává proudění laminární. Pro hodnoty $Re > 3000$ se jedná o proudění turbulentní, střední hodnoty reprezentují zónu nestability, kde se může režim proudění měnit z jednoho na druhý. Tyto hodnoty jsou však uvažovány pouze pro nekonečně dlouhý kanál konstantního průřezu, reálné odchylky od geometrie jako např. zúžení, kroucení cévy, poškození intimy nebo krevní usazenina výrazně favorizují proudění turbulentní. K přechodu laminárního proudění v turbulentní pak může dojít i při nižších hodnotách Re .



Obr. 2.7: Vliv geometrie cévy na vznik turbulentního proudění [20].

3 Cévní náhrady

Pojem cévní náhrada charakterizuje jakýkoliv samostatný prvek, který je implantován do cévního řečiště za účelem obnovení jeho souvislosti a funkce, bez ohledu na materiál a místo implantace, přičemž implantovaný prvek přímo nahrazuje cévní tkáň [3].

3.1 Dělení cévních náhrad

Z hlediska materiálu cévních náhrad rozlišujeme 3 základní typy [21]:

- **Biologické náhrady** jsou živočišného původu a lze je rozdělit do dalších podskupin. Štěpy odebrané a implantované stejnému organismu nazýváme *autotransplantáty*. Náhrada pocházející z jiného biologického druhu, než jakému je implantována, je označována jako *xenotransplantát*, při implantaci stejnému biologickému druhu hovoříme o *allotransplantátu*. Všechny náhrady biologické pak mohou být tepenné a žilní, ve vzácných případech odebrané z jiného orgánu.
- **Umělé náhrady (cévní protézy)** vyráběné z nebiologického materiálu musejí být pro zajištění funkčnosti *porézní*, jejich základní charakteristikou je permeabilita stěny.
- **Zvláštní druhy náhrad**, zastoupené zejména náhradami kombinovanými, slučují složku nevstřebatelnou a složku vstřebatelnou.

<i>Biologické</i>		<i>Umělé</i>		
<i>Autotransplantáty</i>	<i>tepenné</i>	<i>Neporézní</i>	<i>sklo, kov, umělá hmota</i>	
	<i>žilní</i>			
	<i>jiná tkáň (fascie, kůže)</i>	<i>Porézní (cévní protézy)</i>	<i>textilní</i>	<i>pletené</i>
<i>Allotransplantáty</i>	<i>tepenné</i>		<i>netextilní</i>	<i>tkané</i>
	<i>žilní</i>			<i>lité</i>
	<i>jiná tkáň</i>	<i>Zvláštní druhy</i>		
<i>Xenotransplantáty</i>	<i>tepenné</i>	<i>Kombinované</i>	<i>impregnace</i>	
	<i>žilní</i>		<i>samonosná trubice</i>	
	<i>jiná tkáň</i>	<i>Biotechnologické</i>		

Obr. 3.1: Dělení cévních náhrad [21].

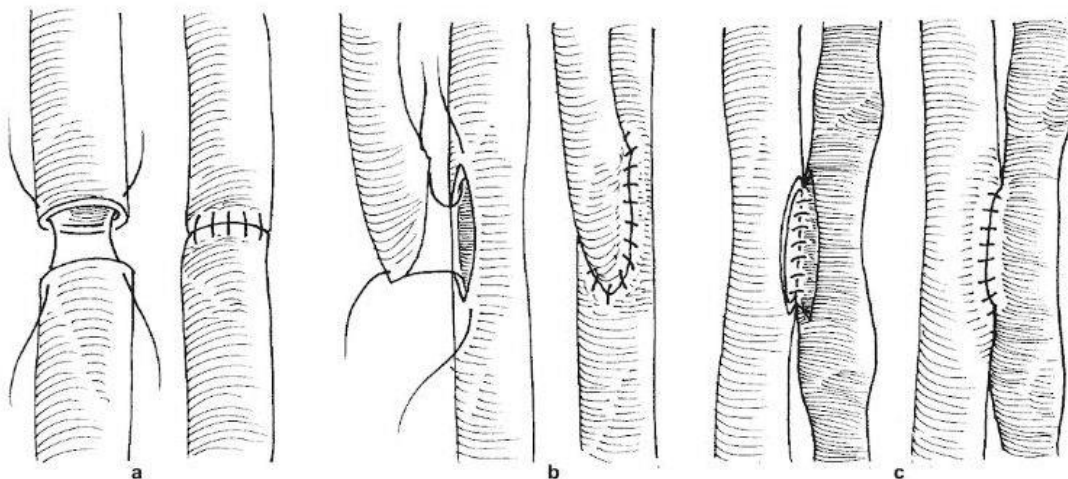
3.2 Typy spojení

V klinické praxi se setkáváme především se spojováním stehem [3]. Tyto typy spojování lze obecně rozlišit podle způsobu napojení na:

- **Koncem ke konci (end-to-end)**: Konec cévní náhrady je přímo spojen s koncem tepny.
- **Koncem ke straně (end-to-side)**: Nejčastější typ cévního spojení, využívaný především při tzv. přemostění (*by-pass*). Ve zvoleném místě je provedena incize

(řez), která přesahuje dvojnásobek průsvitu náhrady. Ta je pak sestřižena pod úhlem tak, aby její délka odpovídala délce incize. Takto je dosaženo spojení pod co nejostřejším úhlem, což je hemodynamicky nejprůzračnější.

- **Stranou ke straně** (*side-to-side*): Cévní náhrada je přiblížena k paralelně probíhající tepně, kde je provedeno spojení. Toto spojení bývá spíše doplňkové, zajišťující dostatečný přívod krve i do ostatních větví.



Obr. 3.2: Typy spojení cévních náhrad: a) koncem ke konci, b) koncem ke straně, c) stranou ke straně [3].

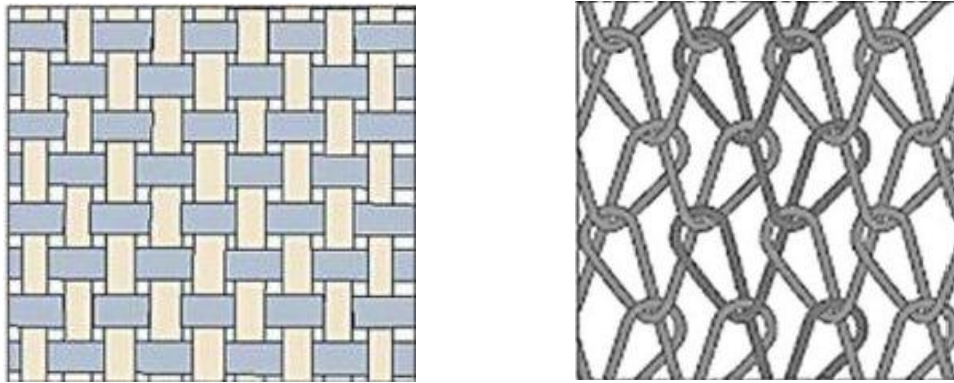
Při všech typech spojení je nutné dodržovat obecné zásady: obě vrstvy na sebe musí pevně naléhat, nesmí však dojít k zaškrcení a stehy je nezbytné zakládat přiměřeně daleko od okraje tak, aby nedošlo k protržení tepenné stěny, popřípadě protězy [21].

3.3 Cévní protězy

3.3.1 Způsob výroby

Tkaní je způsob výroby, kterým byly vyrobené první cévní protězy [21]. Jeho výhodou je především možnost jemného odstupňování porózy protězy, takže je možné vyrobit protězu zcela neprodyšnou, což velmi usnadňuje implantaci. Takto malá poróza je však zcela nežádoucí pro vhojování. Hlavní nevýhodou tohoto typu výroby je třepení okrajů tkaniny při podélném sestřižení a také vysoká šance prořezání stehů tkaninou.

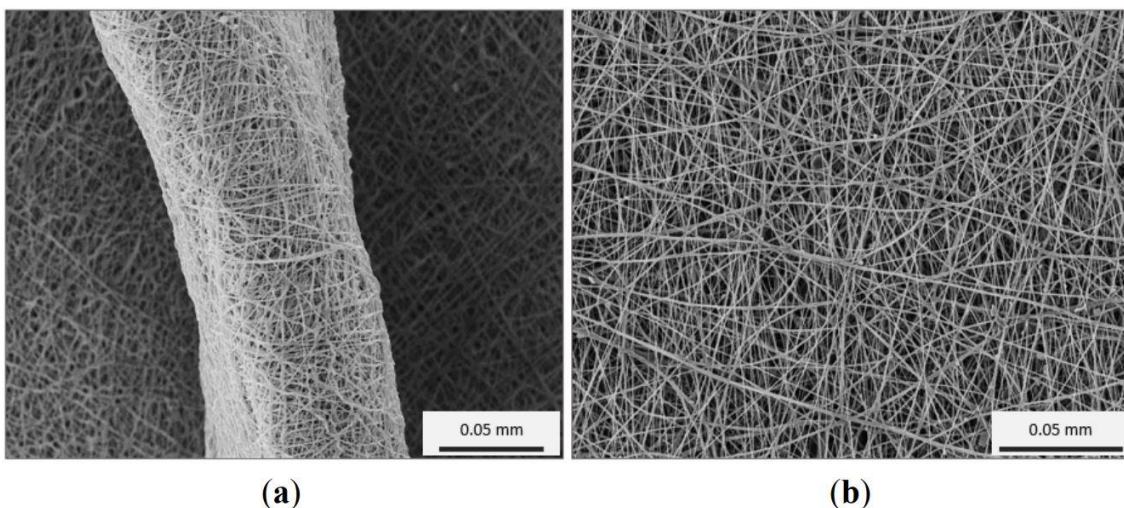
Pletení je technologie, která zároveň splétá více nití pomocí sady jehliček, jejichž rozměr určuje výsledné charakteristiky tkaniny. Ve srovnání s tkanými protézami je hlavní výhodou možnost zakládání stehu blíže k okraji, protězy lze také stříhat ve všech směrech bez třepení.



Obr. 3.3: Schéma způsobu výroby cévních protéz – tkaní (vlevo), pletení (vpravo) [10].

Technologie lití vychází z amorfního PTFE materiálu, který je za vysoké teploty a tlaku lisován do požadovaného tvaru [3]. Výsledná struktura má houbovitý charakter, avšak mikropóry nejsou většinou propojeny a nezajišťují dostatečnou prodyšnost stěny tak, aby se protéza mohla bez problémů vhojit.

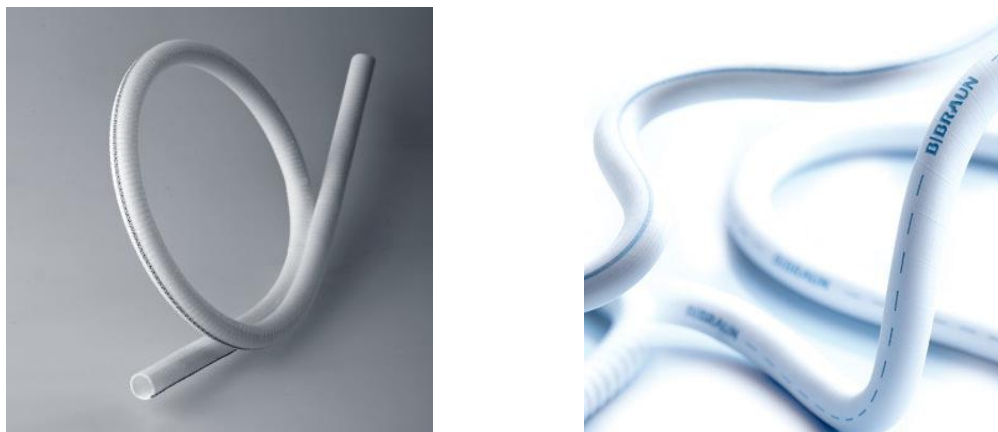
Elektrostatické zvlákňování (*electrospinning*) je nová metoda výroby vláken schopná vyrobit vlákna odpovídající velikosti elastických nebo kolagenních vláken, tedy v řádech nanometrů [10]. Technologie spočívá v principu vytvoření elektrického pole mezi zkapalněným polymerem přiváděným jehlou a kovovým sběračem. Když napětí překoná povrchové napětí kapaliny, polymer vytryskne a vytvoří proud. Než dopadne na kovový sběrač, přitažlivá síla generovaná elektrickým polem spojená s vypařováním rozpouštědla způsobí zmenšení průměru vlákna. Výsledná struktura lze pak popsat jako pletivo tvořené vlákny od velikosti mikrometrů až po velikost nanometrů. Tato metoda je výhodná zejména v možnosti použití řady jak syntetických, tak přírodních materiálů a možnost tak vytvořit vícevrstevnou strukturu, která by nejlépe imitovala chování cévní stěny.



Obr. 3.4: Tloušťka stěny (a) a povrch (b) pletiva vytvořeného elektrostatickým zvlákňováním [10].

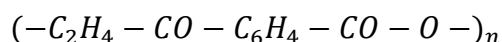
3.3.2 Materiály

Hlavními požadavky na materiály cévních protéz se ukázaly být zejména biologická inertnost a stálost mechanických vlastností i v prostředí tělesných tekutin [21]. Těmto požadavkům nejlépe vyhovují dacron a teflon.

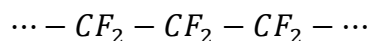


Obr. 3.5: Dacronová pletená protéza (vlevo), PTFE litá protéza (vpravo) [22][23].

Dacron je polymerizovaný polyester vyvinutý v roce 1939 [21]. Je velmi pevný, hydrofobní, odolný vůči slabým kyselinám i zásadám a organismem je dobře snášen. Vlákná z něj vyrobená mají dobré elastické i pevnostní vlastnosti. Jiné obchodní názvy: terylen, diolen.

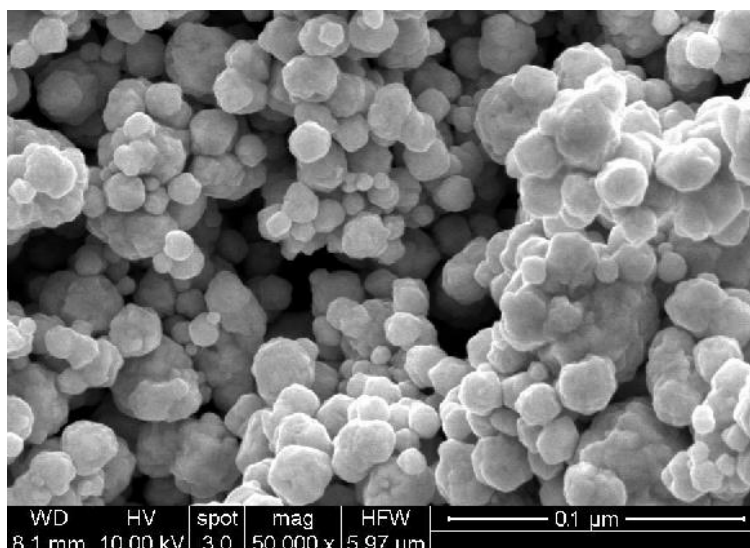


Teflon, je komerční název pro polytetrafluoretylen (PTFE), vyvinutý americkou firmou Du Pont. Je to inertní, tuhá látka, jejíž příprava do formy vláken byla provázena technologickými problémy. Tato vlákna jsou však velmi pevná, odolná vůči všem rozpouštědlům, odolná vůči tření a bez karcinogenních účinků. Teflon se objevuje i v jiné formě, a to v podobě litých mikroporézních protéz (PTFE protézy).



Další skupinou používaných materiálů jsou **elastomery** [24]. Používají se především různé typy polyuretanů, takže jejich vlastnosti se mohou lišit. Ve srovnání s ostatními materiály jsou elastomery poddajnější, náhrady z nich vyrobené jsou tedy také poddajné. Zásadním problémem však zůstává reaktivita polyuretanů v biologickém prostředí a jejich potenciální karcinogenní efekt, proto jsou tyto materiály stále klinicky testovány.

Jednou z nejčastějších komplikací při implantaci cévních protéz je infekce [25]. Vzhledem ke zvyšující se rezistenci bakterií proti antibiotikům, je třeba hledat alternativní cesty, jak této komplikaci zabránit. K potlačení infekcí a plísní je využíváno **stříbro**, které má vynikající antibakteriální účinky a zároveň je pro organismus netoxické. Do protéz je impregnováno především ve formě iontů nebo jako nanočástice.



Obr. 3.6 : Nanočástice stříbra [26].

3.3.3 Vhojování

Při implantaci cévní protézy je do těla vložen objekt z látky pro tělo zcela cizí [21]. Implantace této cizorodé hmoty vyvolá v organismu řadu změn, které vyústí v quasi-stacionární stav, kdy tkanina protézy slouží hlavně jako mechanická podpora, zatímco vnitřní i vnější povrch je tvořen biologickou tkání. Tento proces se souhrnně nazývá vhojování.

Vnitřní vrstva vzniká prvotně stykem tkaniny a proudící krve, nemá však charakteristické vlastnosti intimy jako je hladký, téměř nesmáčivý povrch a fyziologickou permeabilitu, je proto nazývána *pseudointimou*. Tato vrstva se však může organizovat a získat tak vlastnosti skutečné intimy, vzniká tak *neointima*. Analogicky je tomu u vnějšího povrchu, kdy prvotně vzniká *pseudoadventicie*, avšak procesem organizace může nabýt vlastností srovnatelných s adventicií, rozvíjí se tak *neoadventicie*.

Pseudointimální krevní koagulum

Tato vrstva vzniká bezprostředně po obnovení toku krve. Krevní sraženiny vnikají mezi vlákna cévní protézy, kde se usazují do té doby, než ustane krvácení stěnou tkaniny. Tromby zachycené ve stěně však většinou k zástavě krvácení nestačí, proto na vnitřním povrchu vzniká vrstva koagul, která už je schopná odolávat tlaku krve z lumen. Tato vrstva je základem pro vnik neointimy a je označována jako *pseudointimální krevní koagulum*. Tloušťka této vrstvy je však nekonstantní a povrch je nerovný. V dalších dnech v ní probíhají rozsáhlé změny, jejichž výsledkem je změna původního tvaru povrchu. V této fázi se mohou přichytávat další tromby a vzniká tak více vrstev koagula různého stáří, stavějící podklad pro vícevrstevnou pseudointimu.

Pseudointima

Z vnějších vrstev pronikají stěnou protézy kapilární pupeny, které přivádí endotelie a fibroblasty, pseudointimální koagulum se změní v nespecifickou granulační tkáň

organizující fibrin. Ten je poté zkapalňován a dochází tak k obnovení perfuzibility a hydratace pseudointimy. Fibrin je nahrazován zprvu řídkou, podélně skládanou vazivovou tkání. Tuto řídkou vazivovou pseudointimu lze nalézt u cévních protéz mezi 1. – 3. měsícem. Následně přibývá kolagenních vláken, až nakonec dojde k fibrózní přeměně, svalové buňky ani elastické struktury se však nevyvíjí.

Neointima

Vznik neointimy je v první řadě ovlivněn rozsahem operační traumatizace, ať už se jedná o nekrózu části pahýlu sevřeného stehem, poškození pahýlu přiložením svorek anebo prokrvácení a trombóza adventicie cévy. Tvorba hladké svaloviny je reparativní reakcí typickou pro cévní stěnu. V oblasti sutur se však objevuje tkáň s bohatou účastí hladkých svalových buněk již v prvních fázích vhojování. Endotelizace probíhá také přednostně přerůstáním endotelu z pahýlů cévy, proto je dobrý stav konce cévy po operaci nezbytný k úspěšnému vhojení protézy.

Neoadventicie

Po operaci je protéza obklopena traumatizovanou tkání lůžka hostitele – pseudoadventicií. Velmi rychle je produkována vazivová tkáň a dochází k novotvorbě kapilár. Kapilární pupeny si hledají místa v tkanině a prorůstají oky protézy v ideálním případě až do pseudointimy, kde vytvoří síť.

Význam vhojování

Nejdůležitější podmínkou dlouhodobé vitality tkáně je její normální metabolismus. V implantované protéze je metabolismus zajištěn do určité míry difúzí z lumen. Radiální perfuzní proudy přivádí látky do zevních vrstev, kde jsou následně odváděny adventicií. Vnitřní vrstva je tedy vyživována přímo z proudící krve, zatímco odvod látek z vnějších vrstev je realizován kapilárami adventicie. Cévní protézy tedy musí poskytovat takové podmínky, aby bylo možné tyto dva mechanismy propojit a zajistit tak dlouhodobou průchodnost a funkčnost.

3.3.4 Vlastnosti cévních protéz

Z hlediska dlouhodobé funkčnosti protézy je nezbytné, aby napodobovala mechanické chování tepenné stěny [21]. Samotná protéza by pak měla plnit funkci čistě mechanické opory, avšak její vlastnosti musí být vhodné pro implantaci. Tyto vlastnosti jsou ovlivněny následujícími faktory:

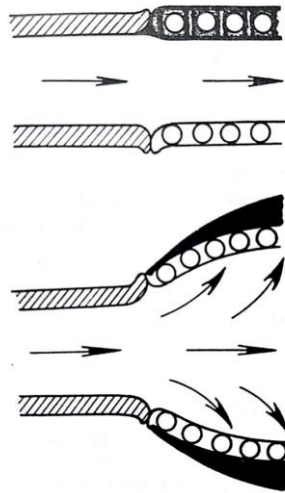
Vlákno

Na vlákno je kladeno více nároků, první a nejdůležitější z nich je **trvanlivost mechanických vlastností**. Pokud dojde ke snížení pevnosti, zvýší se riziko vzniku výdutě nebo ruptury. Neméně důležitá je **biologická a chemická inertnost**, která výrazně ovlivňuje vhojení protézy a zároveň vylučuje karcinogenní účinky. Při jakémkoliv dráždivém efektu dochází k tvorbě jizevnaté tkáně, která představuje překážku pro perfuzi a arteriogenezi. **Průměr a struktura vlákna** také výrazně ovlivňují proces vhojování. Příliš silný monofil má rušivý vliv na perfuzi, dochází tak ke vzniku tzv. perfuzních stínů. Polyfilamentózní vlákna spletená z velkého počtu

malých filament však také nejsou ideálním řešením. Příliš těsná vlákna tvoří perfuzní stíny stejně jako monofil, mezi volnějšími vlákny vznikají prostory, kam nemohou vnikat buňky a stanou se tak úložištěm metabolických produktů, což má opět dráždivý efekt. Optimální je tedy tenké vlákno volně spletené z menšího počtu filament.

Radiální pružnost

Ke správnému vhojení cévní protézy je nezbytná určitá příčná tuhost [3]. Při tuhosti menší, než je tuhost samotné tepny, dochází k dilataci protézy vlivem krevního tlaku. Proudění krve je zpomaleno a vzroste intraluminální tlak, což má za důsledek pozastavení růstu kapilár z adventicie a snížení její vaskularizace. Tato skutečnost vede k zesílení této vnější stěny, a tak k omezení odvodu odpadních látek. Pokud je však tuhost protézy příliš velká, dochází k utlačování pseudointimy, ta je zbavována tekutiny a perfuze je znemožněna.



Obr. 3.7: Přílišná radiální poddajnost protézy způsobující zbytnění adventicie [21].

Výpočet změny tlaku při dilataci protézy

Předpokládejme stacionární proudění a válcové trubky o rozdílných průměrech představující tepnu a rozšířenou protézu vlivem její nízké tuhosti. Vstupní parametry tlaku a rychlosti jsou převzaty z [1].

Vstupní parametry:

Průměr tepny: $D_{t1} = 20 \text{ mm}$

Průměr rozšířené protézy: $D_{t2} = 30 \text{ mm}$

Průměrná lineární rychlost: $v_{t1} = 0,2 \text{ m/s}$

Střední tlak: $p_{t1} = 12 \text{ kPa}$

Hustota krve uvažována stejná, jako hustota vody: $\rho_k = 1000 \text{ kg/m}^3$

Vyjděme z Bernoulliho rovnice pro stacionární proudění:

$$\frac{p_{t1}}{\rho_k} + \frac{v_{t1}^2}{2} + gh_1 = \frac{p_{t2}}{\rho_k} + \frac{v_{t2}^2}{2} + gh_2 \quad (2)$$

Z rovnice kontinuity musí platit:

$$S_1 v_{t1} = S_2 v_{t2} \quad (3)$$

kde S_1 a S_2 jsou příslušné průřezy trubek.

Rozdíly výšek uvažujeme nulové. Po dosazení rovnice (3) do rovnice (2) a úpravách dostaneme výraz:

$$\Delta p_t = p_{t2} - p_{t1} = \frac{\rho_k}{2} \left(v_{t1}^2 - \frac{D_{t1}^2 v_{t1}^2}{D_{t2}^2} \right) \quad (4)$$

Dosazením příslušných hodnot do rovnice (4):

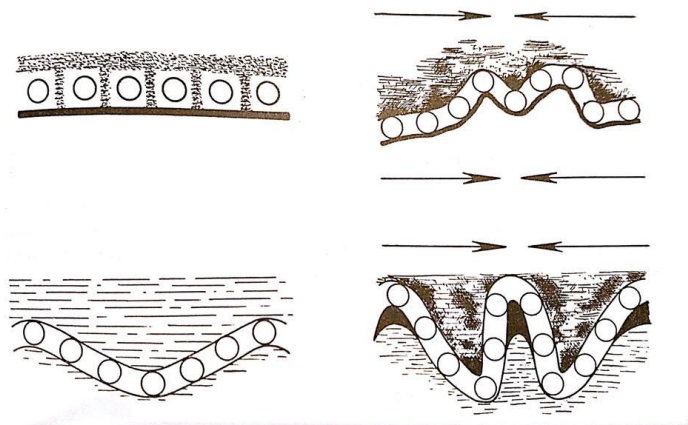
$$\Delta p_t = 11,1 \text{ Pa}$$

Tlak v rozšířené trubce vzrostl pouze o 11,1 Pa. Nutno brát v potaz, že hodnota tlaku při diastole se pohybuje kolem 16 kPa [1] a při fyzické zátěži může ještě růst. Z těchto výsledků je tedy zřejmé, že změna tlaku vlivem dilatace protézy je zanedbatelná a neměla by mít vliv na vhojování protézy.

Jelikož při vhojování dochází k vytvoření vnitřní výstelky, musí být průsvit cévní protézy o něco větší, než průsvit vlastní tepny [21]. Neúměrná odchylka od průsvitu tepny má však obdobné následky jako přílišná radiální pružnost, proto je vhodné volit poměr průměru protézy a tepny okolo 1,2 – 1,3.

Podélná pružnost

Tato vlastnost je nezbytná jak pro snadnou implantaci, tak pro prevenci tzv. kolínkového zalomení [21]. Cévní protéza bývá často implantována v místech kloubů, musí mít tedy dostatečnou podélnou pružnost a předpětí, aby se mohla přizpůsobit pohybům kloubu a nedošlo k jejímu zalomení. Této schopnosti bývá často dosaženo vrapováním. Zmíněná úprava nabízí velký rozsah podélné pružnosti, je však provázena řadou nevýhod. Tvořená neointima kopíruje vrapovaný povrch protézy, vnitřní vrstva je tak značně zvlněná, což má nepříznivé hemodynamické účinky. Skutečností je, že při tvorbě neoadventicie dochází ke svrašťování kolagenu (*self-crimping*). S tímto faktem vyvstává další problém vrapování, protože tato úprava podporuje proces smršťování a povrch se stává ještě členitějším. Navíc se v prohlubních vrapů usazuje buněčná drť, při jejímž uvolnění hrozí odtrhnutí částí intimy. Proto se podélné pružnosti dosahuje i jinými způsoby, například pomocí kadeřených vláken, která jsou uspořádána v axiálním směru. Z principu lze tohoto způsobu využít jen u tkaných protéz a jsou pak označovány jako „Helanca“.



Obr. 3.8: Vliv vrapování na kvalitu povrchu cévní protézy [21].

Poróznost stěny

Pod tímto termínem lze chápat schopnost protézy propouštět tekutinu, častěji se tedy označuje jako permeabilita [3]. Poróznost stěny musí být minimálně taková, aby umožňovala prorůstání tkáně stěnou a mohlo tak dojít k propojení vnějších a vnitřních vrstev. Bez fixace může dojít k odloupení nedokonalé vnitřní výstelky, nejsou splněny podmínky pro vývoj neointimy. Syntetická vlákna jsou pro tekutiny nepropustná, poróznost tak má zásadní vliv na možnou existenci perfuzních proudů. Při nedostatečné poróznosti je perfuzibilita prakticky nulová a arteriogeneze je značně omezena.

Je tedy zřejmé, že poróznost má zásadní vliv na dlouhodobou průchodnost protézy. Při implantaci se však tato vlastnost ukazuje jako velmi nežádoucí, je třeba zabránit krvácení skrz stěnu, proto je třeba ji dočasně omezit, čehož se dosahuje předsrážením.

Předsrážení je proces, při kterém je protéza před implantací ponořena do krve pacienta, oka tkániny jsou vyplněna krevními tromby a protéza se tak stává dočasně nepropustnou. Je nezbytné, aby vnitřní povrch byl dokonale očištěn a vrstva koaguly byla co nejtenčí. Tyto sraženiny musí být absorbovány v prvních fázích vhojování, celý proces je tudíž zpomalen. Z tohoto důvodu se začaly hledat alternativy k předsrážení, což vedlo k vývoji kombinovaných protéz.

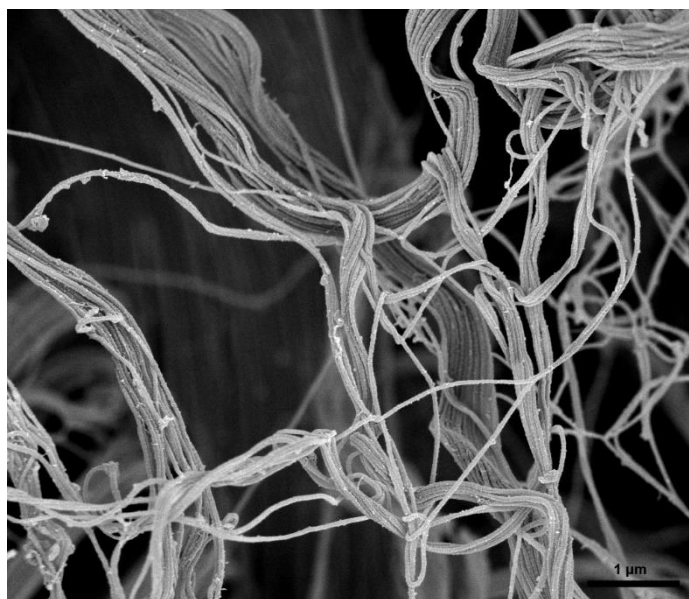
3.3.5 Kombinované cévní náhrady

Jak bylo vysvětleno v předchozích kapitolách, poróznost stěny je nutnou podmínkou úspěšného vhojení cévní protézy [21]. Během implantace je však tato skutečnost velmi nežádoucí a musí být dočasně potlačena. Kombinované protézy nabízí efektivnější přístup řešení daného problému, než jakým je předsrážení.

Princip tohoto typu protéz spočívá v sloučení syntetické a vstřebatelné biologické části [3]. Biologická složka může být nanášena impregnací nebo se vyskytuje ve formě samonosné trubice. Na vstřebatelnou složku je kladeno více nároků: nízká antigenita (schopnost vyvolat odpověď imunitního systému tvorbou protilátek), inertnost, dostatečná pevnost po dobu vstřebávání, možnost ovlivnění délky vstřebávání a malá botnavost.

Kolagen

Jedná se o ve vodě nerozpustný skleroprotein (bílkovina vláknitého tvaru), který tvoří až 25% všech bílkovin savců a je také jedním z hlavních stavebních materiálů cévní stěny [5]. Pro účely cévní chirurgie je nejčastěji využíván chemicky upravený bovinní kolagen získávaný ze škáry nebo Achillovy šlachy mladého dobytka [3]. Struktura této bílkoviny by se dala popsat jako množství řetězců spojené jednotlivými vlákénky a má zásadní vliv na vysokou pevnost kolagenu. Právě díky svému vláknitému charakteru je kolagen ideální látkou k dočasné výplni porézní stěny protézy. Má mírně antigenní sklony, toho však může být odstraněno vytvrzením. Doba vstřebávání se pohybuje okolo tří měsíců, po čtyřech měsících se stav stabilizuje a histologický obraz je obdobný jako u obyčejné tkaninové protézy.



Obr. 3.9: Vláknitá struktura kolagenu [27].

Impregnace

Prvním způsobem nanášení kolagenu je impregnace [3]. Tato metoda je však omezena porózní tkaninovou protézy, protože při větší propustnosti se mechanická odolnost přesouvá na vstřebatelnou část, jejíž pevnost se v impregnované formě stává nedostatečnou. Proto je kolagen nutné chemicky upravit a vytvrdit. Množství nanášené látky je však podstatně menší, než u koncepce se samonosnou trubicí, což je z hlediska vhojení výhodnější.

Samonosná trubice

Pro řešení problému s omezenou porózní byla navržena koncepce samonosné kolagenní trubice, která je zevně obalena tkaninovou vysoce porézní protézy. Výroba této trubice sestává z několika kroků. V první řadě je nutné vytáhnout rovnoměrnou kolagenní trubičku, následuje její vytvrzení tak, aby se prodloužila doba vstřebatelnosti.

Pokračuje se vymytím přebytečného ředidla, navlečením syntetické části a sterilizace. Ta se nejčastěji provádí radiačním ozářením.

Kolagen - tkaninové protézy přinášejí výhody v podobě snadné implantace, možnosti ovlivnění mechanických vlastností úpravami kolagenu a snadno standardizované průmyslové výroby.

3.4 Nové technologie

S postupným vývojem byly vyřešeny základní otázky implantace cévních protéz a jejich úspěšného vhojení do takové míry, že protézy mohou být bezpečně využívány v klinické praxi.

Komerčně vyráběné pletené protézy z dacronu nebo PTFE však mají ve srovnání s tepnami velmi odlišné mechanické vlastnosti (modul pružnosti o řád vyšší). Právě tento rozdíl může být příčinou selhání operace, ať už v důsledku zvýšené tvorby trombů nebo hromadění buněk v místě spojení. Nedořešenou komplikací také zůstávají náhrady menších průměrů, u kterých dojde ve významném procentu případů k předčasnému uzavření. Klíčem k řešení těchto problémů mohou být právě nové biotechnologie.

3.4.1 Biologicky rozložitelné náhrady

Pro lidský organismus je velmi obtížné přijmout jakýkoliv cizí, nebiologický materiál [24]. Biologicky rozložitelné materiály však postupem času ztrácí svou integritu a nestimulují tak tělo k jeho vypuzení. Cílem je postupné vytvoření nové cévní tkáně s dostatečnými mechanickými vlastnostmi tak, aby byla po rozkladu umělého materiálu schopna odolávat vnitřnímu tlaku krve a nedošlo k vytvoření aneurysmatu. Tímto způsobem je tak možné vyrobit náhrady menších průměrů.

Materiály

K výrobě protéz byly vybrány materiály již nyní hojně používané v medicíně, například jako vstřebatelné stehy [24]. Jedná se zejména o polymer kyseliny glykolové (PGA – *polyglycolic acid*) a polymer kyseliny mléčné (PLA – *polylactic acid*). Oba materiály ztrácí po čase svoji mechanickou pevnost kvůli hydrolytické degradaci uvnitř těla. Testy však prokázaly, že tkáň vytvořená po vstřebání těchto polymerů není dostatečně pevná, aby odolávala vnitřnímu tlakovému zatížení, proto se přistoupilo k použití dalších, pomaleji vstřebatelných nebo nevstřebatelných materiálů. Jedním z vhodných kandidátů je například polymer polydioxanon (PDS), který se rozkládá výrazně pomaleji ve srovnání s PGA a PLA. Problémem však zůstávají kyselé produkty vzniklé degradací polymeru, které mohou nepříznivě ovlivnit vhojení protézy nebo zanášet lymfatický systém. Novým objektem výzkumu se tak staly polymery na bázi proteinů, jako například GVGVPV (*polyethylene glycol - modified elastin - like peptides*) vyráběné modifikovanou DNA technologií. Mohou dosáhnout modulu pružnosti srovnatelného s modulem pružnosti tepny, dobu jejich rozkladu je navíc možné do určité míry řídit.

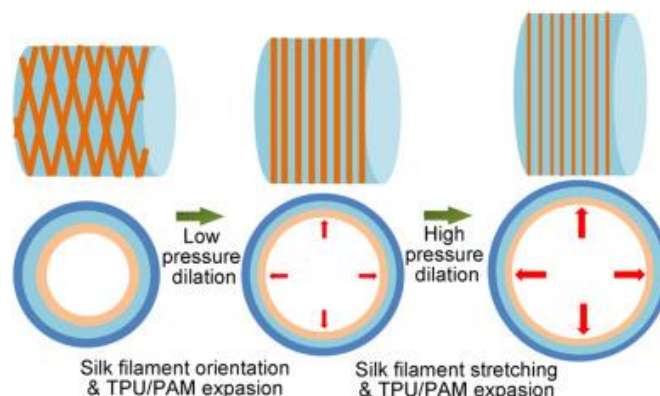
Výroba scaffoldů pro tkáňové inženýrství

Další technologie spočívá ve výrobě nosné sítě (scaffoldu) z umělého či biologického materiálu, do které jsou vsazeny buňky, které jsou mimotělně pěstovány, dokud nevznikne tkáň vhodná k implantaci [24]. Neogeneze cévy tak neprobíhá pouze in vivo, ale je možné ji ovlivnit již před implantací. Pro optimální tvorbu struktury nové cévní stěny je nutné simulovat podmínky uvnitř těla, buňky jsou tedy pěstovány v bioreaktoru zatížené pulsujícím tlakem a vzniká tak vícevrstvá strukturovaná tkáň s orientovaným kolagenem a elastinem. Tento způsob přislíbujee lepší průchodnost a metabolismus implantované náhrady.

3.4.2 Biomimetika

Zcela novou výzvou ve vývoji cévních náhrad je vytvoření protézy schopné napodobovat nelineární chování tepenné stěny [28]. Trojvrstvá struktura tepenné stěny společně s funkcí kolagenu a elastinu uvnitř ní dala vzniknout novému typu TLVG protézy (*triple – layered vascular graft*).

Jako vnitřní vrstva protézy bylo použito pletené hedvábí, které s úspěchem kopírovalo chování kolagenu. Kolagenní vlákna se při nízkých tlacích zvlíní a nastavují se převážně do směru zatížení, k pevnosti stěny tak přispívají až při dosažení většího zatížení. Podobné chování vykazují i spletená hedvábná vlákna. Střední vrstva byla vytvořena z PAM (*polyacrylamid*) hydrogelu a vnější vrstva z TPU (*thermoplastic polyurethane*) technologií elektrospiningu. Obě tyto vrstvy vykazují vysoce elastické chování, které napodobuje funkci elastinu. Střední hydrogelová vrstva navíc zaručuje odolnost protézy vůči protrhnutí pod tlakem a zároveň je vhodným prostředím pro endotelizaci. Vnější TPU nanovlákná pak zaručují vysokou poróznost protézy, nutnou pro správné vhojení a udržují mechanické vlastnosti a celkovou rozměrovou stabilitu protézy. Všechny materiály jsou navíc biologicky rozložitelné, takže je předpokládáno, že celá náhrada bude nahrazena regenerovanou cévní tkání.



Obr. 3.10: Schématická ilustrace mechanismu nelineárního chování TLVG protéz [28].

Hlavní výhodou TLVG protéz je skutečnost, že dokáží úspěšně kopírovat nelineární chování tepenné tkáně, to znamená lépe odolávat změnám tlaku a efektivněji rozvádět krev po celém těle. Navíc je možné sestrojít protézu o průsvitu 2 mm, což umožňuje použití protéz i směrem k periférii. Díky vysoké hodnotě kritického tlaku nutného k protržení jsou TLVG protézy vhodným kandidátem pro klinické využití. Všechny tyto skutečnosti poukazují na slibnou budoucnost vývoje a použití biomimetických protéz.

4 Praktická část

4.1 Výpočet vstupního modulu pružnosti tepny

Vzhledem k proměnnému modulu pružnosti tepny během jejího zatěžování bylo nutno určit jeho vstupní hodnotu pro analytický výpočet pomocí zobecněného Hookova zákona s využitím membránové teorie skořepin.

4.1.1 Deformace stěny tepny

a) Lineární výpočet

Předpokládejme břišní aortu o tloušťce stěny 2 mm a průměru 20 mm, zatíženou postupně tlakem 25 kPa. Výpočtový modul pružnosti byl pro tento přístup zvolen konstantní. Při konstantním modulu pružnosti neuvažujeme vliv zpevnování stěny tepny zapojením kolagenních vláken, na přenášení zatížení by se tak podílel pouze elastin. Modul pružnosti elastinu je dle [5] 200 - 400 kPa, pro výpočet byla tedy zvolena hodnota výpočtového modulu pružnosti $E = 200$ kPa.

Vyjděme z Laplaceovy rovnice a zobecněného Hookova zákona [29]:

$$\frac{\sigma_t}{R_t} + \frac{\sigma_m}{R_m} = \frac{p}{h} \quad (5)$$

$$\varepsilon_t = \frac{1}{E}(\sigma_t - \mu\sigma_m) \quad (6)$$

$$\varepsilon_m = \frac{1}{E}(\sigma_m - \mu\sigma_t)$$

Předpokládejme axiálně fixovanou tenkostěnnou válcovou skořepinu, tedy s nulovou axiální deformací a tedy i s nulovým axiálním předpětím:

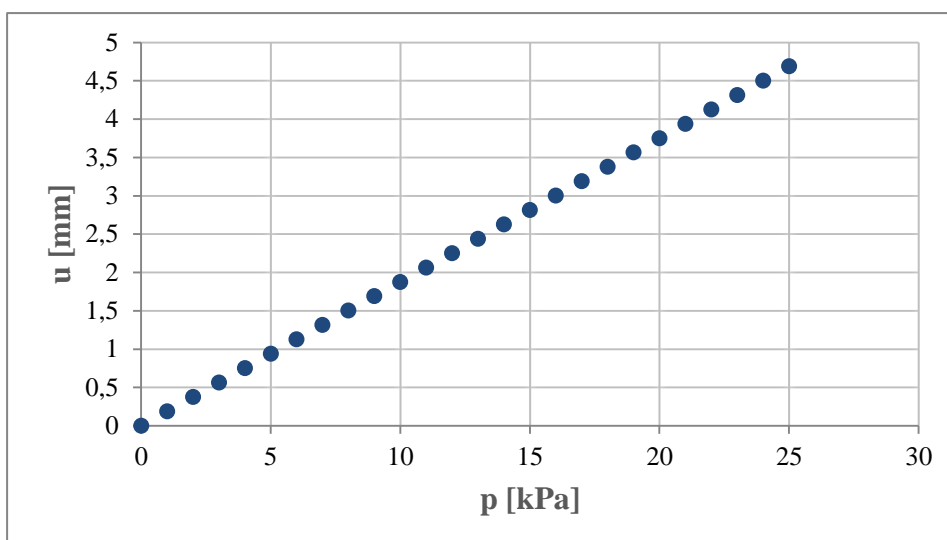
$$R_t = R \quad R_m = \infty \quad \varepsilon_m = 0$$

Pro radiální posuv platí [29]:

$$u = \varepsilon_t R_t \quad (7)$$

Numerický výpočet byl proveden pro zatížení tlakem 0 – 25 kPa.

Závislost radiálního posuvu na tlaku pro lineární výpočet a konstantním modulem pružnosti je znázorněna na obr. 4.1.



Obr. 4.1: Lineární závislost radiálního posuvu na tlaku při konstantním modulu pružnosti.

Laplaceova rovnice je odvozena z rovnice rovnováhy uvolněného prvku [29], platí tedy i pro deformovaný stav. Při odvození rovnice je však brán předpoklad malých přetvoření. Z grafu lze odvodit, že již při hodnotě tlaku 5 kPa je hodnota poměrného přetvoření rovna téměř 10%, to znamená, že podmínka malých přetvoření byla porušena. Pro přesnější výpočet je tedy nutné vzít v potaz tuto geometrickou nelinearitu a výpočet modifikovat jako přírůstkový.

b) Nelineární výpočet s konstantním modulem pružnosti

Uvažujme tepnu o stejných parametrech a stejném konstantním modulem pružnosti, nyní však modifikujeme výpočet jako přírůstkový.

Za použití rovnic (5) - (7) sestavíme algoritmus výpočtu modulu pružnosti se zahrnutím geometrické nelinearity:

$$\sigma_{ti} = \frac{p_i R_{i-1}}{h_{i-1}}$$

$$\sigma_{mi} = \mu \sigma_{ti}$$

$$\varepsilon_{ti} = \frac{1}{E} (\sigma_{ti} - \sigma_{ti-1} - \mu (\sigma_{mi} - \sigma_{mi-1})) + \varepsilon_{ti-1}$$

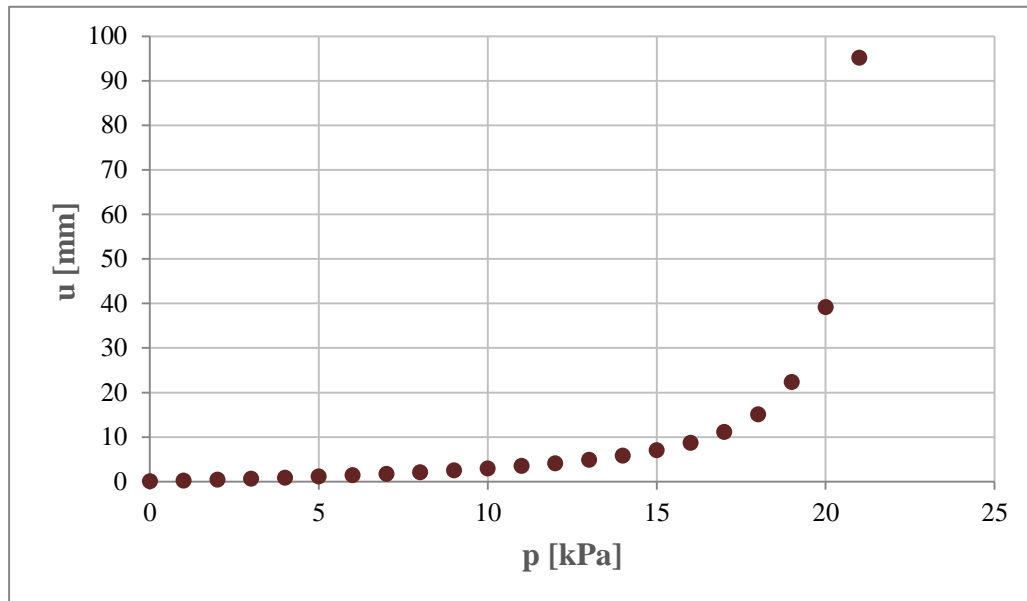
$$u_i = \varepsilon_{ti} R_0$$

$$R_i = R_0 + u_i$$

$$h_i = \frac{h_0 R_0}{R_i}$$

přičemž uvažujeme objemově nestlačitelný materiál.

Numerický výpočet byl proveden s přírůstkovým krokem tlaku $\Delta p = 1$ kPa. Výsledná závislost radiálního posuvu na tlaku vypočtená přírůstkovým mechanismem s neproměnným modulem pružnosti je znázorněna na obrázku č. 4.2.



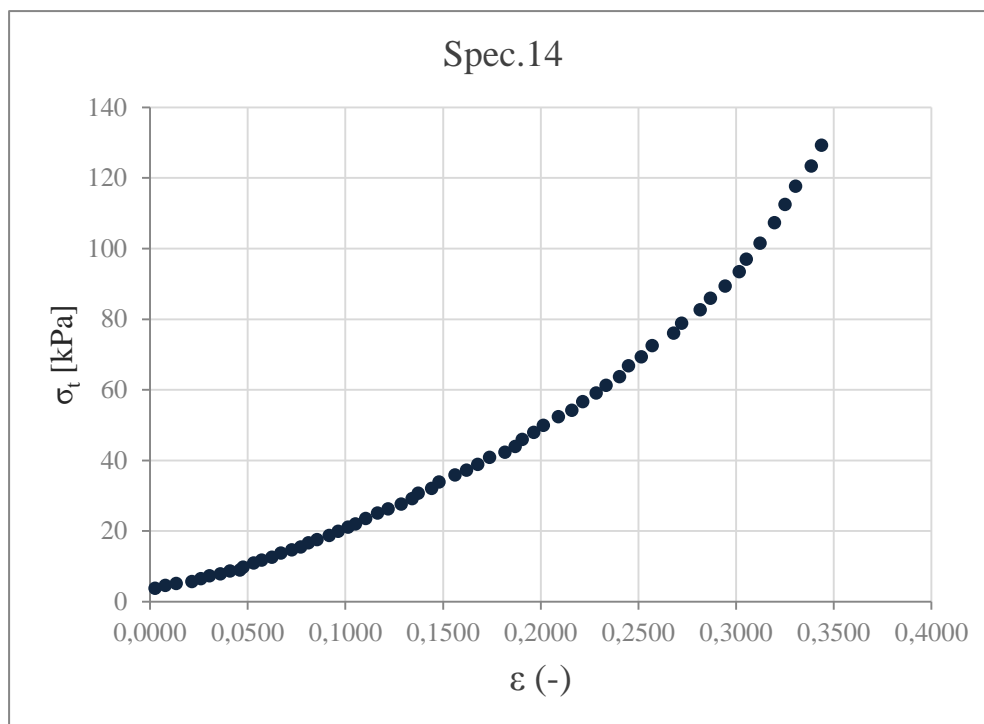
Obr. 4.2: Závislost radiálního posuvu na tlaku při zahrnutí geometrické nelinearity.

Z výsledků přírůstkového modelu výpočtu, který respektuje pouze geometrickou nelinearitu, vyplývá, že by deformace tepny při zatížení krevním tlakem, které se pohybuje mezi 10 – 25 kPa, vzrostla do nereálných hodnot. Při tomto výpočtu byl však uvažován konstantní modul pružnosti. V realitě dochází ke zpevnění tepenné stěny při větších deformacích, protože už se na přenesení zatížení podílejí i kolagenní vlákna. Poslední výpočet tedy bude zahrnovat jak vliv nelinearity geometrie, tak nelineární odezvu materiálu.

c) Nelineární výpočet s proměnným modulem pružnosti

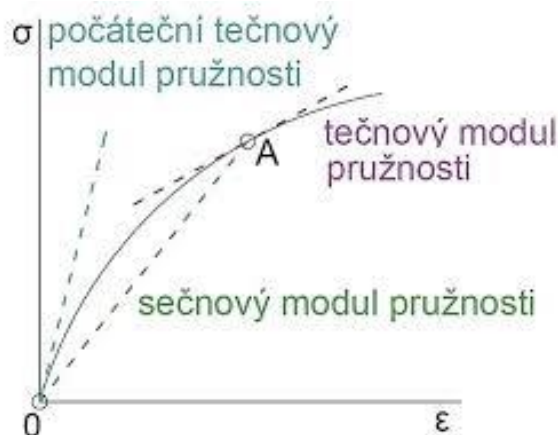
Původní rozměry tepny opět zůstanou beze změny. Tentokrát je však nutné určit závislost modulu pružnosti na deformaci tak, aby bylo možné zahrnout změnu modulu pružnosti do přírůstkového algoritmu.

K výpočtu byla použita naměřená data tahových zkoušek prasečích aort [30], zvolen byl vzorek č. 14. Závislost napětí a deformace v obvodovém směru je znázorněna na obrázku č. 4.3.



Obr. 4.3: Závislost napětí na deformaci v obvodovém směru [30].

U nelineárních materiálů rozlišujeme 2 typy modulu pružnosti v tahu – sečnový a tečnový. Tyto moduly jsou zobrazeny na následujícím obrázku.



Obr. 4.4: Typy modulů pružnosti u nelineárních materiálů [31].

Sečnový modul pružnosti vypočítáme dle následujícího vztahu:

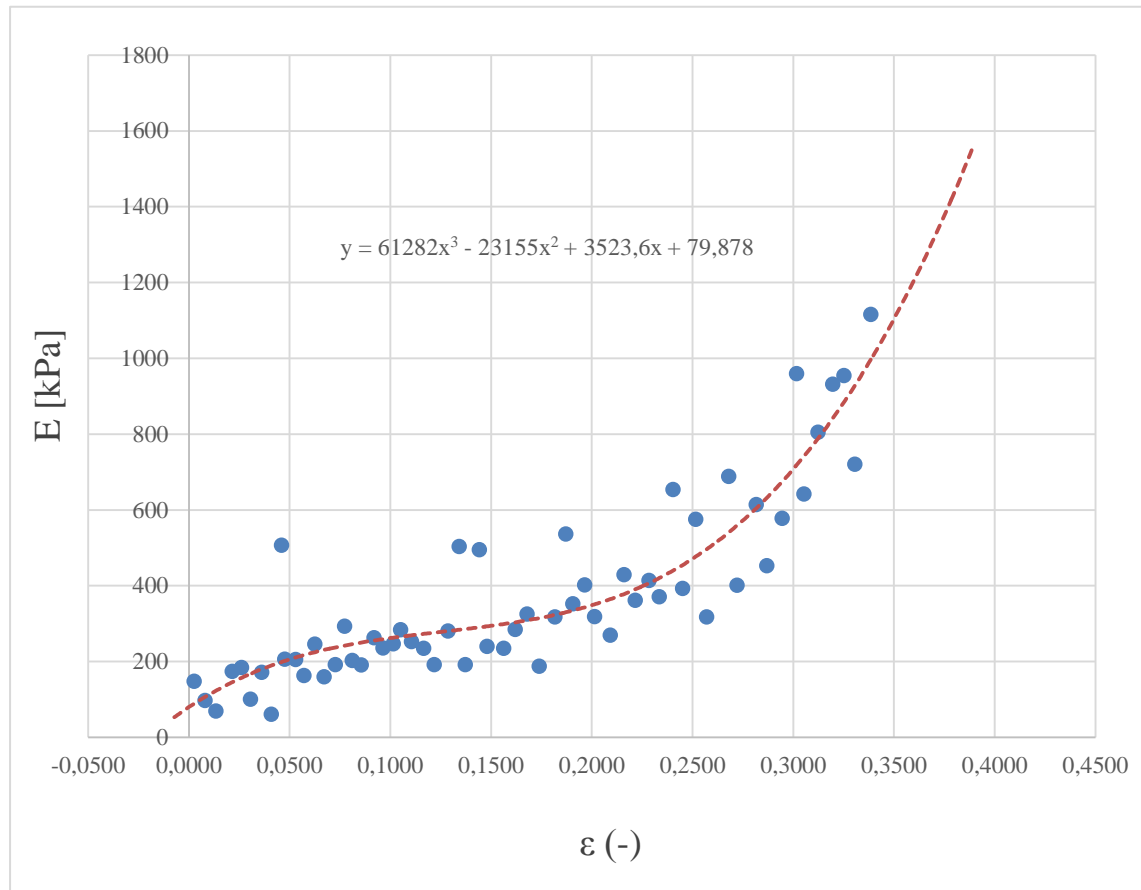
$$E_{si} = \frac{\sigma_{ti} - \sigma_{t0}}{\varepsilon_{ti} - \varepsilon_{t0}} \quad (8)$$

Hodnoty σ_{t0} a ε_{t0} by měly být nulové a korigovat tak nepřesnost měření nízkých hodnot.

Pro výpočet z naměřených dat byl zvolen druhý typ modulu pružnosti - tečnový (inkrementální). Pro něj platí:

$$E_{ti} = \frac{\sigma_{ti+1} - \sigma_{ti}}{\varepsilon_{ti+1} - \varepsilon_{ti}} \quad (9)$$

Sestavíme závislost tečného modulu pružnosti E na deformaci ε_t . Naměřená data proložíme aproximačním polynomem, který představuje funkci $E = f(\varepsilon_t)$ vstupující do přírůstkového algoritmu. Závislost modulu pružnosti tepny na deformaci je zobrazena na obr. 4.5.



Obr. 4.5: Závislost tečného modulu pružnosti na deformaci.

Výpočet deformace tepny zůstává stejný, jako u předchozího přírůstkového výpočtu, jedinou změnou je zahrnutí proměnného modulu pružnosti a tím i zpevnění tepny během zatěžování.

Výsledný přírůstkový mechanismus je následující:

$$\sigma_{ti} = \frac{p_i R_{i-1}}{h_{i-1}}$$

$$\sigma_{mi} = \mu \sigma_{ti}$$

$$\varepsilon_{ti} = \frac{1}{E_{i-1}} (\sigma_{ti} - \sigma_{ti-1} - \mu(\sigma_{mi} - \sigma_{mi-1})) + \varepsilon_{ti-1}$$

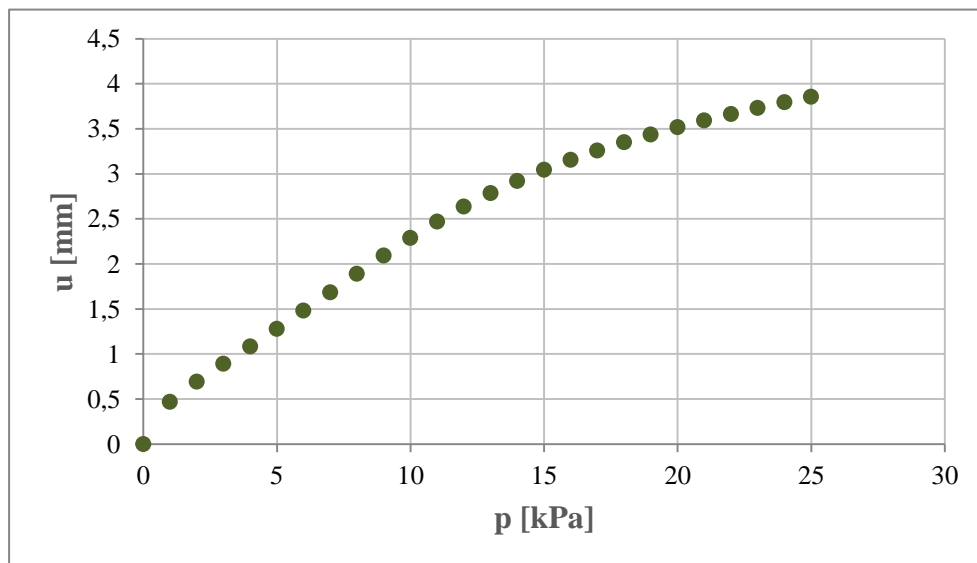
$$u_i = \varepsilon_{ti} R_0$$

$$R_i = R_0 + u_i$$

$$h_i = \frac{h_0 R_0}{R_i}$$

$$E_i = f(\varepsilon_{ti})$$

Závislost radiálního posuvu na tlaku pro nelineární výpočet s proměnným modulem pružnosti je zobrazena na obr. 4.6.

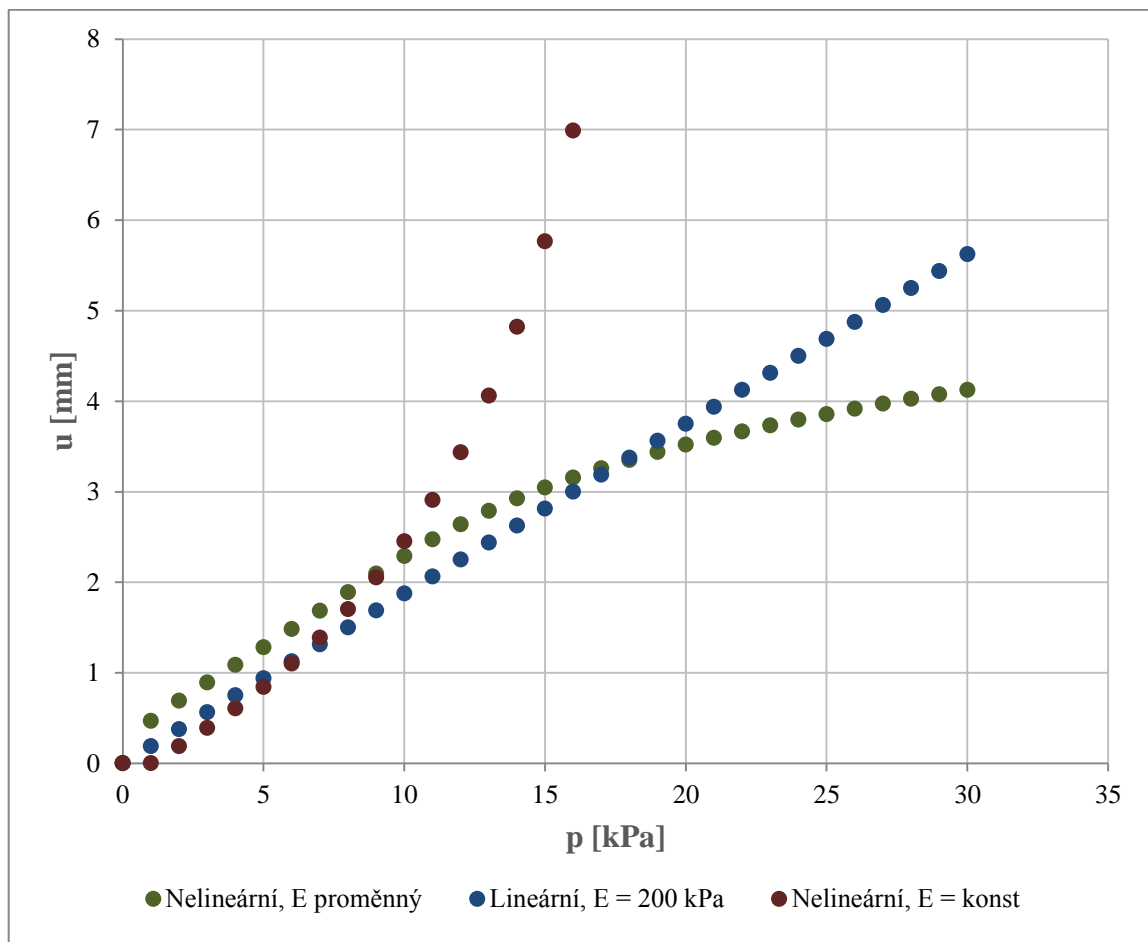


Obr. 4.6: Závislost radiálního posuvu při nelineárním výpočtu s proměnným modulem pružnosti.

Daný výpočet potvrdil důležitost zpevnění tepenné stěny při zatěžování. Radiální posuv již nevzroste do nereálných hodnot, ale se zvětšujícím zatížením se jeho nárůst zpomaluje.

Tento typ výpočtu respektující geometrickou i materiálovou nelinearitu již umožňuje určit hodnotu vstupního modulu pružnosti pro analytický výpočet srovnatelnou s realitou.

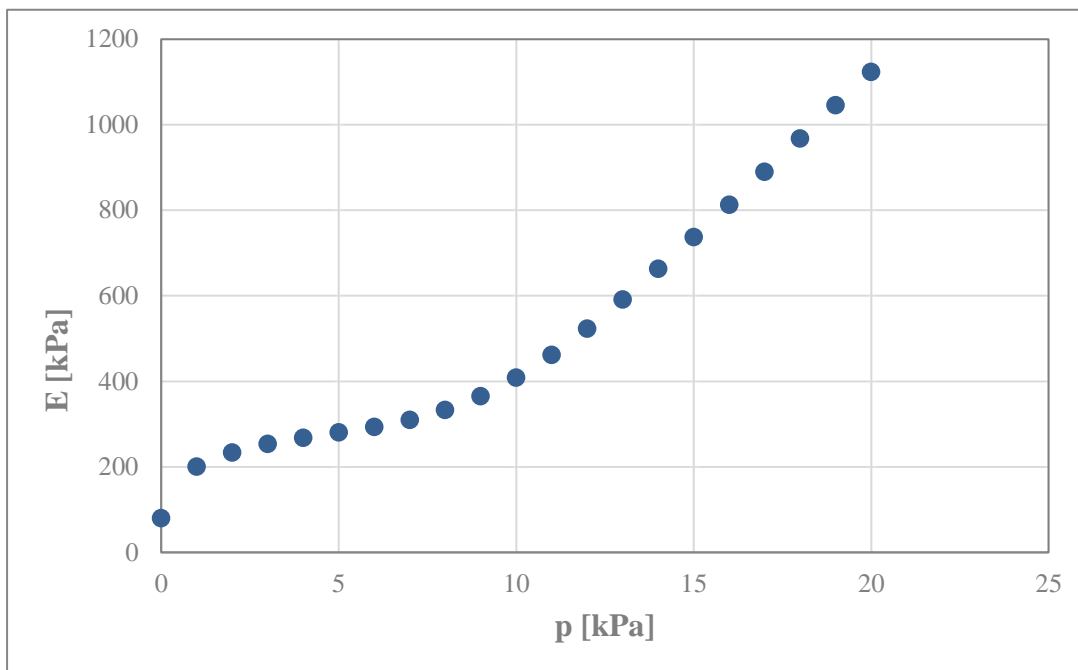
Srovnání jednotlivých přístupů:



Obr. 4.7: Srovnání jednotlivých přístupů při výpočtu deformace tepenné stěny.

Z grafu je názorně vidět důležitost zahrnutí geometrické i materiálové nelinearity do výpočtového modelu. Při lineárním výpočtu deformace lineárně roste se zatížením, což způsobuje dosažení nepřiměřených hodnot posuvu při vyšších tlacích. Navíc byla porušena podmínka malých přetvoření, pro něž je model odvozen. Nelineární výpočet s konstantním modulem pružnosti poukázal na důležitost vlivu kolagenních vláken při zatěžování. Bez materiálového zpevnění se totiž hodnoty posuvu při zatížení mezi 15 a 20 kPa blíží nekonečnu. Až výsledný nelineární model s proměnným modulem pružnosti poskytl reálné hodnoty posuvu, které se se zatížením blíží mezní hodnotě.

Po provedení nelineárního výpočtu s proměnným modulem pružnosti byla sestavena závislost modulu pružnosti na tlaku. Tato závislost je zobrazena na obrázku 4.8.



Obr. 4.8: Závislost modulu pružnosti na tlaku.

Z grafu je patrné, že první hodnota modulu pružnosti je lehce mimo trend. To je dáno tím, že při velmi malých hodnotách poměrného přetvoření jsou naměřené výsledky zatíženy velkou relativní chybou.

Protože provedení nelineárního výpočtu s využitím momentové teorie skořepin je analyticky nereálné, bude modul pružnosti vstupující do analytického výpočtu uvažován konstantní. Tato hodnota byla vybrána pro střední arteriální tlak $p_2 = 12$ kPa [1] a je rovna 525 kPa.

4.2 Výpočet spojení tepny a cévní protézy

4.2.1 Zadání problému

Úsek břišní aorty je nahrazen cévní protézou MF VÚP.

Problém spojení tepny a cévní protézy bude v následujícím výpočtu modelován spojením dvou válcových trubíc s různými průměry, tloušťkou stěny a různou tuhostí.

Veličiny s indexem c jsou platné pro cévu, veličiny vztahující se k cévní náhradě jsou označeny indexem n.

Vstupní parametry

Tepna

- $R_c = 10$ mm
- $h_c = 2$ mm
- $E_c = 525$ kPa
- $\mu_c = 0,5$

Cévní protéza

- $R_n = 12$ mm
- $h_n = 0,4$ mm
- $E_n = 25000$ kPa
- $\mu_n = 0,5$

Dle [16] se průměr aorty pohybuje u dospělého jedince mezi 15 – 24 mm, jelikož se jedná o úsek břišní aorty, byl zvolen průměr 20 mm. Tloušťka stěny břišní aorty je dle doporučení vedoucího práce volena 2 mm. Mechanické vlastnosti cévní protézy jsou převzaty z [32]. Průměr protézy je vzhledem k úspěšnému vhojení nutno volit asi o 20% větší, než je průměr tepny [21], proto byla zvolena hodnota 24 mm.

4.2.2 Předpoklady a omezení

Pro výpočet spojení tepny a cévní protézy pomocí analytické teorie geometricky válcových momentových skořepin jsou dány následující předpoklady:

- ideální válcová geometrie – tenkostěnné trubky
- homogenní a izotropní lineárně elastické materiály (hookeovské)
- objemově nestlačitelné materiály
- spojení realizováno slepením dvou trubek, deformace sešitím není uvažována
- nulové axiální předpětí (Rekonstrukce cévní protézou bývá většinou prováděna u starších jedinců. S rostoucím věkem klesá i axiální přepětí, proto je možné jej pro usnadnění výpočtu uvažovat nulové.)

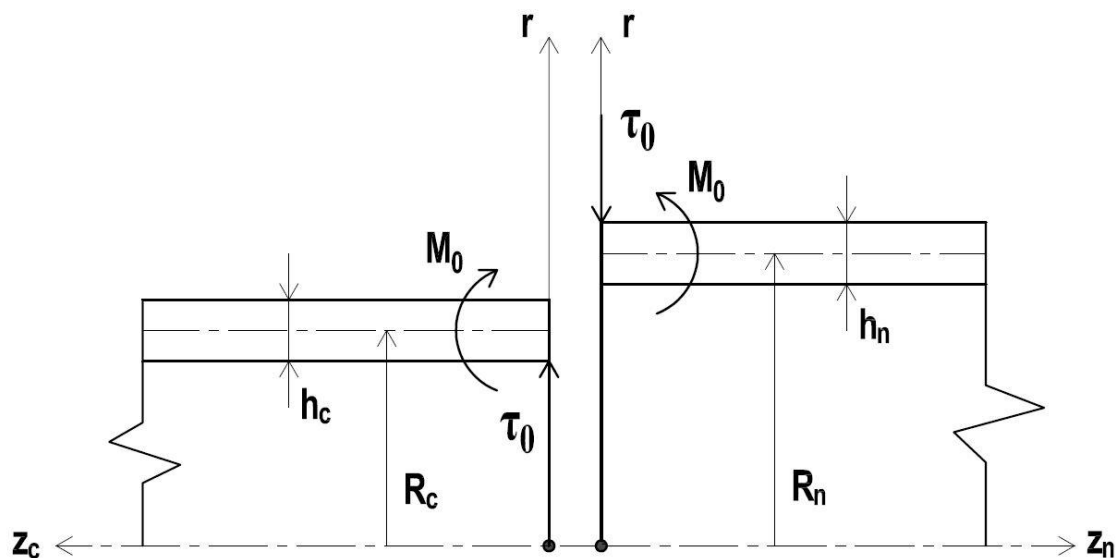
Vzhledem ke složité struktuře a chování tepenné stěny musela být řada parametrů zanedbána. Jsou to například:

- trojvrstvá struktura tepenné stěny a nehomogenita mechanických vlastností
- rozdílné chování v tahu a v tlaku – vlákna v tlaku nefunkční
- závislost mechanických vlastností na teplotě
- odchylky od válcové geometrie (zúžení, výdutě, zakřivení, nesymetrie)
- vazby a silové reakce okolního prostředí jsou zjednodušeně uvažovány jako tuhé a jen na koncích modelovaného úseku
- strukturní změna stavby po délce tepny – směrem k periférii ubývá elastinu a přibývá buněk svalových
- rychlost a historie zatěžování, které vyvolají změny mechanické odezvy
- případné vrapování cévní protézy, které ji činí silně anizotropní, model se tedy týká hladké protézy

4.2.3 Analytické řešení s využitím teorie geometricky válcových momentových skořepin

Většina vztahů v této kapitole převzata z [32].

Ke spojení trubek je zapotřebí je na jejich okrajích zatížit radiálními liniovými silami τ_0 tak, aby došlo k ztotožnění středních poloměrů trubek. Pro vyhlazení střednicové plochy jsou v místě spoje aplikované liniové momenty M_0 . Zatížení je realizováno dle následujícího schématu.



Obr. 4.9: Schéma zatížení cévy a cévní náhrady. Převzato a upraveno z [32].

Ohybové tuhosti skořepin B_c a B_n a veličiny β_c a β_n jsou vyjádřeny následujícími vztahy:

$$B_c = \frac{E_c h_c^3}{12(1 - \mu_c^2)} \quad (10)$$

$$B_n = \frac{E_n h_n^3}{12(1 - \mu_n^2)} \quad (11)$$

$$\beta_c = \sqrt[4]{\frac{3(1 - \mu_c^2)}{R_c^2 h_c^2}} \quad (12)$$

$$\beta_n = \sqrt[4]{\frac{3(1 - \mu_n^2)}{R_n^2 h_n^2}} \quad (13)$$

$$B_c = 0,467 \text{ Nmm}$$

$$\beta_c = 0,274 \text{ mm}^{-1}$$

$$B_n = 0,178 \text{ Nmm}$$

$$\beta_n = 0,559 \text{ mm}^{-1}$$

Ovlivněná délka skořepin:

$$l_{oc} = \frac{5\pi}{2\beta_c} \quad (14)$$

$$l_{on} = \frac{5\pi}{2\beta_n} \quad (15)$$

$$l_{oc} = 28,66 \text{ mm}$$

$$l_{on} = 14,05 \text{ mm}$$

V praxi se používají cévní náhrady délky několika centimetrů až desítek centimetrů, ovlivněná délka skořepiny je vždy menší než její délka skutečná a je možné použít zjednodušené vztahy pro radiální posuvy střednicových ploch:

$$u_c(z_c) = e^{-\beta_c z_c} (C_1 \sin(\beta_c z_c) + C_2 \cos(\beta_c z_c)) \quad (16)$$

$$u_n(z_n) = e^{-\beta_n z_n} (C_3 \sin(\beta_n z_n) + C_4 \cos(\beta_n z_n)) \quad (17)$$

Okrajové podmínky pro určení integračních konstant C_1, C_2, C_3 a C_4 :

Céva

$$\tau = -B_c \frac{d^3 u(z_c)}{\delta z_c^3} \quad (18)$$

$$M_{z_c} = -B_c \frac{d^2 u(z_c)}{\delta z_c^2} \quad (20)$$

pro $z_c = 0$ platí:

$$\tau = -\tau_0$$

$$M_{z_c} = M_0$$

Protéza

$$\tau = -B_n \frac{d^3 u(z_n)}{\delta z_n^3} \quad (19)$$

$$M_{z_n} = -B_n \frac{d^2 u(z_n)}{\delta z_n^2} \quad (21)$$

pro $z_n = 0$ platí:

$$\tau = \tau_0$$

$$M_{z_n} = M_0$$

Po derivaci vztahů (16) a (17):

$$\frac{d^2 u_c}{\delta z_c^2} = \beta_c^2 e^{-\beta_c z_c} (-2C_1 \cos(\beta_c z_c) + 2C_2 \sin(\beta_c z_c))$$

$$\frac{d^2 u_n}{\delta z_n^2} = \beta_n^2 e^{-\beta_n z_n} (-2C_3 \cos(\beta_n z_n) + 2C_4 \sin(\beta_n z_n))$$

$$\frac{d^3 u_c}{\delta z_c^3} = \beta_c^3 e^{-\beta_c z_c} (2C_1 \cos(\beta_c z_c) - 2C_2 \sin(\beta_c z_c) + 2C_1 \sin(\beta_c z_c) + 2C_2 \cos(\beta_c z_c))$$

$$\frac{d^3 u_n}{\delta z_n^3} = \beta_n^3 e^{-\beta_n z_n} (2C_3 \cos(\beta_n z_n) - 2C_4 \sin(\beta_n z_n) + 2C_3 \sin(\beta_n z_n) + 2C_4 \cos(\beta_n z_n))$$

Po řešení okrajových podmínek ($z_c = 0$ a $z_n = 0$) vyjádříme integrační konstanty:

$$C_1 = \frac{M_0}{2\beta_c^2 B_c} \quad (22)$$

$$C_2 = \frac{-\beta_c M_0 + \tau_0}{2\beta_c^3 B_c} \quad (23)$$

$$C_3 = \frac{M_0}{2\beta_n^2 B_n} \quad (24)$$

$$C_4 = \frac{-\beta_n M_0 - \tau_0}{2\beta_n^3 B_n} \quad (25)$$

Dosazením integračních konstant do vztahů (16) a (17) získáme výsledné vztahy pro průběhy radiálních posuvů:

$$u_c(z_c) = \frac{e^{-\beta_c z_c}}{2\beta_c^3 B_c} (\beta_c M_0 (\sin(\beta_c z_c) - \cos(\beta_c z_c)) + \tau_0 \cos(\beta_c z_c))$$

$$u_n(z_n) = \frac{e^{-\beta_n z_n}}{2\beta_n^3 B_n} (\beta_n M_0 (\sin(\beta_n z_n) - \cos(\beta_n z_n)) - \tau_0 \cos(\beta_n z_n))$$

Derivací těchto vztahů podle příslušných souřadnic z_c a z_n dostaneme vztahy pro průběhy natočení podél skořepiny:

$$\vartheta_c(z_c) = \frac{e^{-\beta_c z_c}}{2\beta_c^2 B_c} (2\beta_c M_0 \cos(\beta_c z_c) - \tau_0 (\cos(\beta_c z_c) + \sin(\beta_c z_c))) \quad (26)$$

$$\vartheta_n(z_n) = \frac{e^{-\beta_n z_n}}{2\beta_n^2 B_n} (2\beta_n M_0 \cos(\beta_n z_n) + \tau_0 (\cos(\beta_n z_n) + \sin(\beta_n z_n))) \quad (27)$$

Průhyby a natočení v místě spojení ($z_c = 0, z_n = 0$) od působení silových veličin τ_0 a M_0 :

$$u_{c\tau} = \frac{-\beta_c M_0 + \tau_0}{2\beta_c^3 B_c} \quad (28) \quad u_{n\tau} = \frac{-\beta_n M_0 - \tau_0}{2\beta_n^3 B_n} \quad (29)$$

$$\vartheta_{c\tau} = \frac{2\beta_c M_0 - \tau_0}{2\beta_c^2 B_c} \quad (30) \quad \vartheta_{n\tau} = \frac{2\beta_n M_0 + \tau_0}{2\beta_n^2 B_n} \quad (31)$$

Provozní stav (zatížení vnitřním tlakem)

Radiální posuvy střednicových ploch při zatížení vnitřním tlakem (odvozené z membránové teorie válcové skořepiny):

$$u_{cp} = \frac{pR_c^2}{E_c h_c} \quad (32) \quad u_{np} = \frac{pR_n^2}{E_n h_n} \quad (33)$$

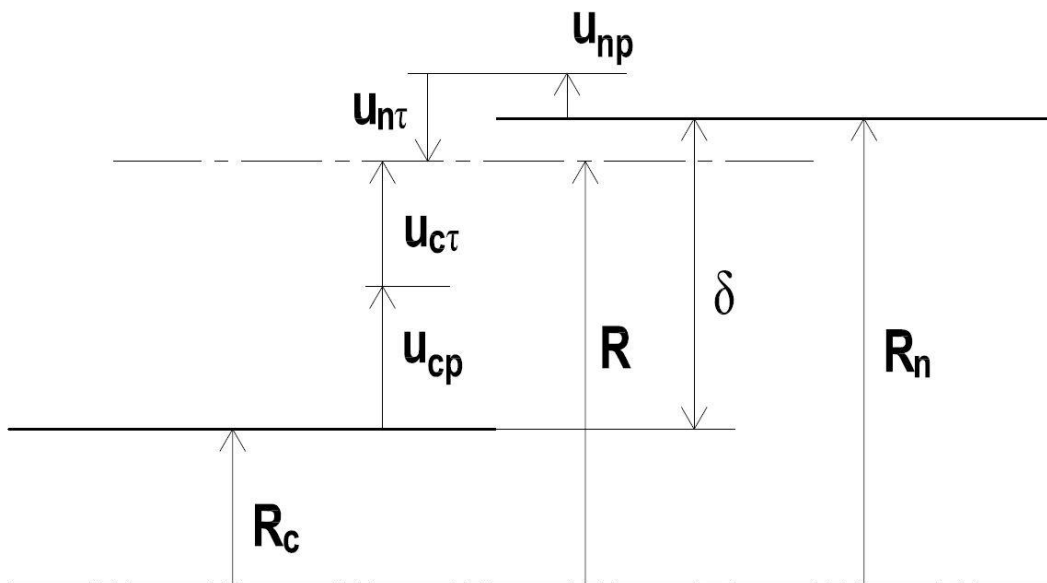
Liniové účinky M_0 a τ_0 vyjádříme z deformačních podmínek:

- Podmínka spojitosti střednicové plochy (obr. 4.10):

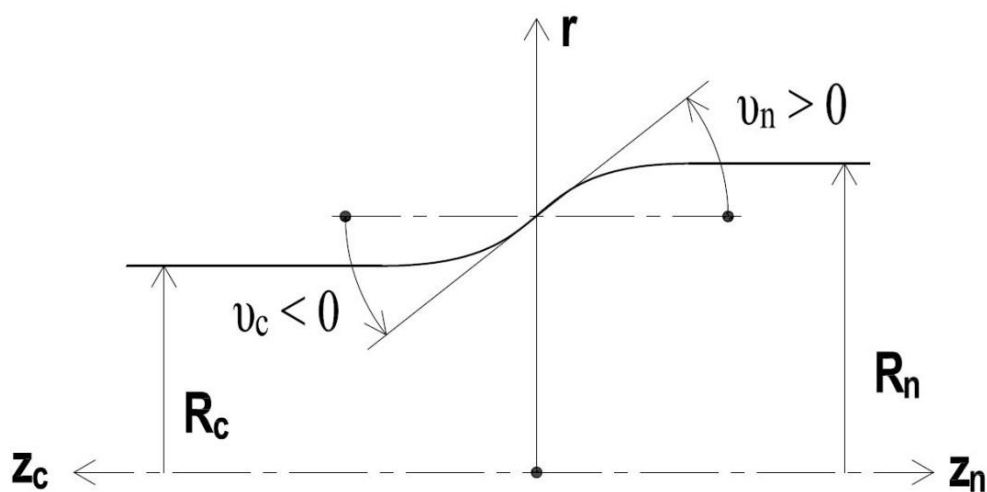
$$\delta = u_{c\tau} + u_{cp} - u_{n\tau} - u_{np} \quad (34)$$

- Podmínka hladkosti střednicové plochy (obr. 4.11):

$$-\vartheta_{c\tau} = \vartheta_{n\tau} \quad (35)$$



Obr. 4.10: Schématické znázornění posuvů pro zajištění podmínky spojitosti střednicové plochy. Převzato a upraveno z [32].



Obr. 4.11: Schématické znázornění úhlů natočení zaručujících podmínku hladkosti střednicové plochy. Převzato a upraveno z [32].

Po dosazení vztahů (28) – (33) do podmínek (34) a (35):

$$\delta = \frac{-\beta_c M_0 + \tau_0}{2\beta_c^3 B_c} + \frac{pR_c^2}{E_c h_c} + \frac{\beta_n M_0 + \tau_0}{2\beta_n^3 B_n} - \frac{pR_n^2}{E_n h_n}$$

$$\frac{-2\beta_c M_0 + \tau_0}{2\beta_c^2 B_c} = \frac{2\beta_n M_0 + \tau_0}{2\beta_n^2 B_n}$$

Výsledné liniové účinky:

$$M_0 = \frac{C}{C^2 + AD} \left(\delta + p \left(\frac{R_n^2}{E_n h_n} - \frac{R_c^2}{E_c h_c} \right) \right) \quad (36)$$

$$\tau_0 = \frac{A}{C^2 + AD} \left(\delta + p \left(\frac{R_n^2}{E_n h_n} - \frac{R_c^2}{E_c h_c} \right) \right) \quad (37)$$

kde:

$$\delta = R_n - R_c = 2 \text{ mm}$$

$$A = -\frac{1}{\beta_c B_c} - \frac{1}{\beta_n B_n} = -17,887 \text{ N}^{-1}$$

$$C = -\frac{1}{2\beta_c^2 B_c} + \frac{1}{2\beta_n^2 B_n} = -5,286 \text{ N}^{-1} \text{ mm}$$

$$D = \frac{1}{2\beta_c^3 B_c} + \frac{1}{2\beta_n^3 B_n} = 68,264 \text{ N}^{-1} \text{ mm}^2$$

a) Nezatížený stav

Liniové účinky pro nezatížený stav ($p_1 = 0 \text{ kPa}$) získáme dosazením do vztahů (36) a (37):

$$M_0 = \frac{C}{C^2 + AD} \left(\delta + p_1 \left(\frac{R_n^2}{E_n h_n} - \frac{R_c^2}{E_c h_c} \right) \right) = 8,861 \cdot 10^{-3} \frac{\text{Nmm}}{\text{mm}}$$

$$\tau_0 = \frac{A}{C^2 + AD} \left(\delta + p_1 \left(\frac{R_n^2}{E_n h_n} - \frac{R_c^2}{E_c h_c} \right) \right) = 0,030 \text{ Nmm}^{-1}$$

Dosazením do vztahů (28) a (29) dostaneme radiální posuvy v místě spojení:

$$u_{c\tau} = \frac{-\beta_c M_0 + \tau_0}{2\beta_c^3 B_c} = 1,438 \text{ mm}$$

$$u_{n\tau} = \frac{-\beta_n M_0 - \tau_0}{2\beta_n^3 B_n} = -0,562 \text{ mm}$$

Kontrola:

$$\delta = u_{c\tau} + |u_{n\tau}| = 2 \text{ mm}$$

Maximální axiální napětí $\sigma_{z\text{ex}}$ a obvodové napětí $\sigma_{t\text{ex}}$ v místě styku skořepin:

$$\sigma_{zc\text{ex}} = \frac{6M_0}{h_c^2} \quad (38)$$

$$\sigma_{zn\text{ex}} = \frac{6M_0}{h_n^2} \quad (39)$$

$$\sigma_{tcex} = \frac{E_c u_{c\tau}}{R_c} \pm \frac{6\mu_c M_0}{h_c^2} \quad (40) \quad \sigma_{tnex} = \frac{E_n u_{n\tau}}{R_n} \pm \frac{6\mu_n M_0}{h_n^2} \quad (41)$$

$$\sigma_{zcex} = 13,291 \text{ kPa}$$

$$\sigma_{znex} = 332,271 \text{ kPa}$$

$$\sigma_{tcex} = 82,115 \text{ kPa}$$

$$\sigma_{tnex} = -1328 \text{ kPa}$$

b) Zatížený stav

Výpočet bude proveden pro 5 stavů zatížení.

- Zatížení středním tlakem

Střední fyziologický tlak je dle [1] je roven 12 kPa. Jedná se o střední tlak mezi systolickou a diastolickou fází srdečního cyklu.

Liniové účinky M_0 a τ_0 při zatížení tlakem $p_2 = 12 \text{ kPa}$ (vztahy (36) a (37)):

$$M_0 = \frac{C}{C^2 + AD} \left(\delta + p_2 \left(\frac{R_n^2}{E_n h_n} - \frac{R_c^2}{E_c h_c} \right) \right) = 4,563 \cdot 10^{-3} \frac{\text{Nmm}}{\text{mm}}$$

$$\tau_0 = \frac{A}{C^2 + AD} \left(\delta + p_2 \left(\frac{R_n^2}{E_n h_n} - \frac{R_c^2}{E_c h_c} \right) \right) = 0,015 \text{ Nmm}^{-1}$$

Radiální posuvy způsobené vlivem liniových účinků dosazením do vztahů (28) a (29):

$$u_{c\tau} = \frac{-\beta_c M_0 + \tau_0}{2\beta_c^3 B_c} = 0,740 \text{ mm}$$

$$u_{n\tau} = \frac{-\beta_n M_0 - \tau_0}{2\beta_n^3 B_n} = -0,290 \text{ mm}$$

Dosazením do vztahu (32) a (33) získáme posuvy dané tlakem p_2 :

$$u_{cp} = \frac{p_2 R_c^2}{E_c h_c} = 1,143 \text{ mm}$$

$$u_{np} = \frac{p_2 R_n^2}{E_n h_n} = 0,173 \text{ mm}$$

Celkový posuv na cévě:

$$u_{cc} = u_{c\tau} + u_{cp} = 1,883 \text{ mm}$$

Celkový posuv na cévní protéze:

$$u_{nc} = u_{n\tau} + u_{np} = -0,117 \text{ mm}$$

Z deformačních podmínek musí dojít ke spojitosti střednicové plochy systému vyrovnáním poloměru cévy a cévní protězy:

$$R = R_c + u_{cc} = R_n + u_{nc} = 11,883 \text{ mm}$$

Obecné vztahy pro maximální axiální napětí σ_{zex} a obvodové napětí σ_{tex} v místě styku skořepin:

$$\sigma_{zcex} = \frac{N_{zc}}{h_c} \pm \frac{6M_{zc}}{h_c^2} \quad (42)$$

$$\sigma_{znex} = \frac{N_{zn}}{h_n} \pm \frac{6M_{zn}}{h_n^2} \quad (43)$$

$$\sigma_{tcex} = \frac{N_{tc}}{h_c} \pm \frac{6M_{tc}}{h_c^2} \quad (44)$$

$$\sigma_{tnex} = \frac{N_{tn}}{h_n} \pm \frac{6M_{tn}}{h_n^2} \quad (45)$$

kde:

$$N_{tc} = p_2 R_c$$

$$N_{tn} = p_2 R_n$$

$$N_{zc} = \mu_c N_{tc}$$

$$N_{zn} = \mu_n N_{tn}$$

$$M_{tc} = \mu_c M_{zc}$$

$$M_{tn} = \mu_n M_{zn}$$

Z okrajových podmínek navíc platí:

$$M_{zc} = M_0$$

$$M_{zn} = M_0$$

Výsledné vztahy pro maximální axiální napětí σ_{zex} a obvodové napětí σ_{tex} v místě styku skořepin:

$$\sigma_{zcex} = \frac{\mu_c p_2 R_c}{h_c} + \frac{6M_0}{h_c^2} \quad (46)$$

$$\sigma_{znex} = \frac{\mu_n p_2 R_n}{h_n} + \frac{6M_0}{h_n^2} \quad (47)$$

$$\sigma_{tcex} = \frac{p_2 R_c}{h_c} + \frac{6\mu_c M_0}{h_c^2} \quad (48)$$

$$\sigma_{tnex} = \frac{p_2 R_n}{h_n} + \frac{6\mu_n M_0}{h_n^2} \quad (49)$$

$$\sigma_{zcex} = 36,884 \text{ kPa}$$

$$\sigma_{znex} = 351,110 \text{ kPa}$$

$$\sigma_{tcex} = 63,422 \text{ kPa}$$

$$\sigma_{tnex} = 445,555 \text{ kPa}$$

Z výsledků nezatiženého i zatíženého stavu je patrné, že hodnoty obvodového napětí jsou vždy vyšší, než hodnoty axiálního napětí. Proto bude v dalších výpočtech podrobněji rozepsáno pouze obvodové napětí.

Rozdělme obvodové napětí na membránovou a ohybovou složku. Pro jednotlivé složky napětí platí:

$$\sigma_{tc_{membr}} = \frac{pR_c}{h_c} \qquad \sigma_{tn_{membr}} = \frac{pR_n}{h_n}$$

$$\sigma_{tc_{ohyb}} = \frac{6\mu_c M_0}{h_c^2} \qquad \sigma_{tn_{ohyb}} = \frac{6\mu_n M_0}{h_n^2}$$

Stejný výpočet byl proveden pro další 4 stavy zatížení – zatížení diastolickým tlakem $p_3 = 9,3$ kPa [1], zatížení systolickým tlakem $p_4 = 16$ kPa [1], zatížení tlakem $p_5 = 20$ kPa, který představuje zvýšený tlak nebo tlak při zvýšené fyzické aktivitě a zatížení extrémně zvýšeným tlakem $p_6 = 25$ kPa.

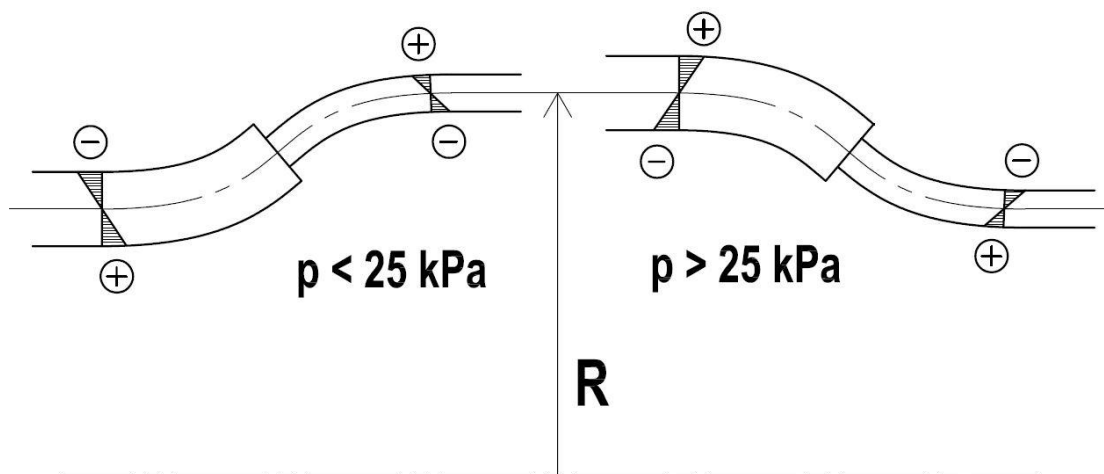
Výsledky výpočtů jsou zobrazeny v následující tabulce:

p [kPa]	9,3	12	16	20	25
u_{cp} [mm]	0,886	1,143	1,524	1,905	2,381
u_{np} [mm]	0,134	0,173	0,230	0,288	0,360
u_{ct} [mm]	0,897	0,740	0,508	0,275	-0,015
u_{nt} [mm]	-0,351	-0,290	-0,199	-0,108	0,006
u_{cc} [mm]	1,783	1,883	2,032	2,180	2,366
u_{nc} [mm]	-0,217	-0,117	0,032	0,180	0,366
R [mm]	11,783	11,883	12,032	12,180	12,366
$\sigma_{tc_{membr}}$ [kPa]	46,500	60,000	80,000	100,000	125,000
$\sigma_{tc_{ohyb}}$ [kPa]	4,147	3,422	2,348	1,273	-0,070
$\sigma_{tc_{ex}}$ [kPa]	50,647	63,422	82,348	101,273	125,070
$\sigma_{tn_{membr}}$ [kPa]	279,000	360,000	480,000	600,000	750,000
$\sigma_{tn_{ohyb}}$ [kPa]	103,686	85,555	58,695	31,835	-1,740
$\sigma_{tn_{ex}}$ [kPa]	382,686	445,555	538,695	631,835	751,740

Tab. 4.1: Výsledné posuvy a maximální napětí při různých stavech zatížení.

Je nutné brát v potaz, že při zatížení vysokým tlakem může deformovaný průměr cévy přesáhnout deformovaný průměr protézy, takže ohyb obou částí je opačný a maximální napětí jsou na opačném povrchu, kde jsou ohybová napětí kladná. Situace je znázorněna na obrázku 4.12.

V našem případě se tak stalo při zatížení 25 kPa. Z výsledků je zřejmé, že v tomto případě ohybová složka snižuje membránovou složku napjatosti. Proto je nutné vztahy (46) – (49) modifikovat a ohybovou složku napětí v nich přičítat v absolutní hodnotě.



Obr. 4.12: Schéma změny maxima ohybových napětí v závislosti na velikosti zátěžného tlaku.

Výsledky z tabulky ukázaly, že pro dané vstupní parametry roste celkové napětí se zvyšujícím se zatížením, avšak klesá vliv ohybové složky napětí. Pro danou konfiguraci má ohybová složka nejmenší vliv při zatížení 25 kPa. To znamená, že se průměry obou skořepin téměř vyrovnají a spoj je tedy nejméně namáhaný. Zvolený průměr protězy 24 mm je tak dle výpočtu optimalizovaný pro tlak 25 kPa. Tento tlak byl klasifikován jako extrémně vysoký, nicméně rekonstrukční operace, které využívají cévní protězy, jsou ve většině případů prováděny u starších jedinců. S přibývajícím věkem také většinou roste riziko hypertenze, a proto tento extrémní tlak nemusí být nic neobvyklého. Nutno také brát v potaz, že při vhojování cévní protězy ulpívají na její vnitřní stěně krevní sraženiny a postupně se vytvoří podél její stěny nové vrstvy. Tyto vrstvy mají nezanedbatelnou tloušťku, takže průsvit protězy se tím zmenšuje a výsledný průměr může být značně menší a optimalizovaný tak na nižší hodnoty tlaků.

c) Optimalizace průměru na zatížení 20 kPa

Předchozí výpočet ukázal, že průměr protězy 24 mm je z mechanického hlediska ideální pro zatížení 25 kPa. Nyní tedy budeme hledat takový průměr, aby vliv ohybového momentu při zatížení 20 kPa byl minimální. Takovýto optimální průměr vyšel 23,26 mm. Výsledné složky napětí pro zatížení 20 kPa a průměr protězy 23,26 mm při zachování ostatních parametrů jsou sepsány v následující tabulce:

$\sigma_{tc_{membr}} = 100,000 \text{ kPa}$	$\sigma_{tn_{membr}} = 581,500 \text{ kPa}$
$\sigma_{tc_{ohyb}} = -0,015 \text{ kPa}$	$\sigma_{tn_{ohyb}} = -0,380 \text{ kPa}$

Tab. 4.2: Výsledné složky obvodového napětí při zatížení 20 kPa a průměru protězy 23,26 mm.

Z tabulky je zřejmé, že ohybové složky napětí u protézy a zejména u tepny se blíží nule. Vliv ohybového momentu je tedy přibližně nulový a spojení je namáháno pouze vnitřním tlakem. Průměr 23,26 mm však není realizovatelný a ani komerčně dostupný. Nejbližší dostupný průměr je tedy 24 mm. Přihlédneme-li navíc k faktu, že se průměr vlivem usazování krevních koagul o něco zmenší, může být průměr 24 mm pro zatížení 20 kPa vhodnou volbou.

4.2.4 Omezení daného výpočtového modelu

Vypočtená napětí jsou v cévní náhradě několikanásobně vyšší, než u tepny. Pevnost tepny se dle [5] pohybuje mezi 1 - 2 MPa, pevnost nevytvrzené protézy je rovna 10 MPa [5]. Maximální hodnoty napětí jsou u tepny 0,125 MPa, u protézy pak 0,751 MPa. Zatížení vnitřním tlakem uvnitř lidského těla tedy není pro pevnost tepny ani protézy nebezpečné. Pokud v dané problematice dojde k protržení, je to vždy v místě spojení. To je realizováno sešitím a vpichy od jehly se stávají koncentrátoři napětí. Tuto skutečnost však daný výpočtový model nerespektuje.

Protéza při nízkém tlaku zmenšuje ve spojení svůj průměr, takže vykazuje záporná obvodová napětí i přetvoření a se zvyšujícím se zatížením se postupně dostává z tlakového zatížení do tahového. Cévní náhrada je však vyrobena z tkaniny, která má v tlaku a tahu značně odlišné vlastnosti. Při tlakovém zatížení má tkanina téměř nulovou tuhost, avšak ve výpočtu vystupuje modul pružnosti v tahu, což značí další chybu tohoto výpočtového modelu.

Výše uvedené vztahy pro výpočet pomocí teorie momentových skořepin jsou odvozeny pro malá přetvoření. Z výsledků je však patrné, že poměrné přetvoření dosahuje hodnoty až 9%. Řešení takto poddajných skořepin pomocí lineární teorie tedy vnáší do výpočtu významnou chybu a dané výsledky se od reality značně liší.

V rozporu s realitou jsou také základní předpoklady. Pro analytický výpočet jsou materiály obou skořepin uvažovány jako lineárně elastické, zatímco v realitě je jejich odezva (zejména tepenné stěny) silně nelineární. Zpevnování tepny je tedy pro analytický výpočet zcela zanedbáno a všechna zatížení jsou počítána se stejným modulem pružnosti.

Daný výpočtový model tedy nebere v potaz nelineární chování jednotlivých materiálů, vliv prostředí ani ostatní faktory vyjmenované výše. Zakomponování těchto faktorů je buď nemožné, nebo velmi náročné a výpočet by se tak stal analyticky prakticky neřešitelný.

I přes všechna výše uvedená omezení výpočtový model potvrdil tvrzení, že je vhodné volit průměr protézy větší, než průměr tepny. Dle [21] je vhodné volit poměr průměru protézy a tepny 1,2 – 1,3. Výpočet byl nejprve proveden pro průměr protézy o 20% větší, než průměr tepny, tedy 24 mm. Pro dané parametry vyšlo najevo, že z mechanického hlediska je tento průměr nejvhodnější pro zatížení 25 kPa. Při optimalizaci rozměru protézy pro zatížení 20 kPa však vyšel jako ideální průměr 23,26 mm. Když vezmeme v potaz zúžení průsvitu protézy vlivem vhojování, můžeme průměr 24 mm považovat za vhodný i pro zatížení 20 kPa.

5 Závěr

Bakalářská práce se zabývá problematikou onemocnění tepen a možností náhrady jejich postižených úseků cévní protézou.

V první polovině rešeršní části jsou zpracovány základní lékařské pojmy spojené s tepenným oběhovým systémem. Důraz je kladen zejména na popis mechanických vlastností tepenné stěny. Zpracována je také patologie tepen a závěrem jsou zmíněny charakteristiky krve a faktory ovlivňující její proudění.

Druhá polovina rešeršní části se věnuje cévním protézám. Podrobně probírány jsou vlastnosti cévních protéz a jejich vliv na vhojení. Na závěr rešeršní části je pojednáno o nových oblastech výzkumu, které přislíbují možnost širšího využití cévních protéz.

V praktické části byl proveden výpočet spojení břišní tepny s cévní protézou. V první části se zjišťovala hodnota vstupního modulu pružnosti tepny. Nejprve byla přírůstkovým mechanismem s využitím zobecněného Hookova zákona zohledněna nelinearita deformačně napěťové odezvy tepny. Byla použita naměřená data z tahových zkoušek prasečích aort, z nichž byla sestavena hodnota tečného modulu pružnosti tepny v závislosti na deformaci. Nakonec byla vyhodnocena závislost modulu pružnosti na tlaku uvnitř tepny a vybrána příslušná hodnota vstupující do analytického výpočtu.

Vlastní výpočet spojení byl realizován s využitím lineární teorie geometricky válových momentových skočepin pro modul pružnosti odpovídající střednímu arteriálnímu tlaku. Výsledky prokázaly, že z mechanického hlediska je vhodné volit větší průměr protézy, než je průměr tepny, což se v praxi také děje. Na závěr jsou zhodnocena omezení tohoto výpočtového modelu.

6 Seznam použité literatury

- [1] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, **2003**. ISBN 80-247-0512-5
- [2] In: *VectorStock* [online]. [cit. 2019-04-28]. Dostupné z: <https://www.vectorstock.com/royalty-free-vector/blood-flow-in-human-circulatory-system-vector-1855308>
- [3] KRAJÍČEK, Milan. *Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění*. Praha: Grada, **2007**. ISBN 978-80-247-0607-8.
- [4] ČÍHÁK, Radomír. *Anatomie 3*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Grada Publishing, **2016**. ISBN 978-80-247-5636-3.
- [5] BURŠA, Jiří. *Studijní opory* [online]. **2019** [cit. 2019-02-19]. Dostupné z: <http://www.old.umt.fme.vutbr.cz/~jbursa/>
- [6] DUBOUCHER, G. *Physique cardio-vasculaire*. Paris: Masson et Cie, **1974**.
- [7] NOVÁK, Kamil. *Analýza vlivu uspořádání kolagenu na mechanické vlastnosti tepen*. [Dizertační práce] Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství, **2018**.
- [8] DU'ONG, M. tu'ân, N. huynh NGUY'EN, T. ng'oc TR'AN, R.h. TOLBA a M. STAAT. Influence of refrigerated storage on tensile mechanical properties of porcine liver and spleen. *International Biomechanics* [online]. Taylor & Francis, **2015**, 2(1), 79-88 [cit. 2019-02-28]. DOI: 10.1080/23335432.2015.1049295.
- [9] ROACH, M. R.; BURTON, A. C. *The reason for the shape of the distensibility curves of arteries*. Can. J. Biochem. Physiol. **1957**, 35, 681–690.
- [10] SINGH, Charanpreet, Cynthia WONG a Xungai WANG. Medical Textiles as Vascular Implants and Their Success to Mimic Natural Arteries. *Journal of Functional Biomaterials* [online]. Basel: MDPI, **2015**, 6(3), 500-525 [cit. 2019-02-19]. DOI: 10.3390/jfb6030500. ISSN 2079-4983. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/1721937716/>
- [11] PRAŽÁK, Josef. *Úvod do biomechaniky*. Praha: Vydavatelství ČVUT, **2004**. ISBN 80-01-03034-2.
- [12] VANDE GEEST, Jonathan p., Michael s. SACKS a David a. VORP. The effects of aneurysm on the biaxial mechanical behavior of human abdominal aorta. *Journal of Biomechanics* [online]. Elsevier, **2006**, 39(7), 1324-1334 [cit. 2019-03-16]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.03.003. ISSN 0021-9290.
- [13] NOVÁK, Kamil. *Analýza zbytkových napětí ve stěně tepny*. [Diplomová práce] Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství, **2013**.
- [14] OŠŤÁDAL, Bohuslav a Martin VÍZEK. *Patologická fyziologie srdce a cév*. Praha: Karolinum, **2003**. ISBN 80-246-0597-X

- [15] ČEŠKA, R., M. PRUSÍKOVÁ a M. ŠNEJDRLOVÁ. Predikce a prevence aterosklerózy a personalizovaná léčba dyslipidemií. *Kardiol Rev Int Med*. Praha, **2011**, (13), 81-86. ISSN 2336-2898.
- [16] SALAMEH, Mj a Ev RATCHFORD. Aortic dissection. *Vascular Medicine* [online]. SAGE PUBLICATIONS, **2016**, 21(3), 276-280 [cit. 2019-03-12]. DOI: 10.1177/1358863X16632898. ISSN 1358-863X.
- [17] MAREK, Dan, Petr NĚMEC, Miroslav HEŘMAN, Eva KOCIÁNOVÁ, Jan LUKL a Petr ČEJKA. Aortální disekce. *Interní medicína pro praxi*. 2001, **2001**, 313-317. Dostupné také z: <https://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2001/07/06.pdf>
- [18] DOYLE, B., P. GRACE, E. KAVANAGH, P. BURKE, F. WALLIS, M. WALSH a T. MCGLOUGHLIN. Improved assessment and treatment of abdominal aortic aneurysms: the use of 3D reconstructions as a surgical guidance tool in endovascular repair. *Irish Journal of Medical Science* [online]. London: Springer-Verlag, **2009**, 178(3), 321-328 [cit. 2019-03-12]. DOI: 10.1007/s11845-009-0318-4. ISSN 0021-1265.
- [19] SCHREIBER, Mary. Abdominal Aortic Aneurysm. *Medsurg Nursing* [online]. Pitman: Anthony J. Jannetti, **2018**, 27(4), 254-256 [cit. 2019-03-12]. ISSN 10920811. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/2093227654/>
- [20] FONTANA, J., J. TRNKA, P. MAĎA, P. IVÁK, L. NOVÁKOVÁ, M. PAVELKA a M. ŠAJDÍKOVÁ. In: *Funkce buněk a lidského těla: Multimediální skripta* [online]. **2013** [cit. 2019-04-28]. Dostupné z: <http://fbt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/2-krevni-obeh/>
- [21] HEJNAL, Jaroslav, Vladimír ZÁSTAVA a Milan KRAJÍČEK. *Cévní náhrady*. Praha: Academia, **1967**.
- [22] In: *VUPMedical: Cévní chirurgie* [online]. Brno, [cit. 2019-04-29]. Dostupné z: <http://www.vup.cz/cs/cevni-chirurgie>
- [23] In: *B.Braun: VascuGraft PTFE* [online]. [cit. 2019-04-29]. Dostupné z: <https://www.bbraun.cz/cs/products/b0/vascugraft-ptfe.html>
- [24] XUE, Lian a Howard p. GREISLER. Biomaterials in the development and future of vascular grafts. *Journal of Vascular Surgery* [online]. Mosby, **2003**, 37(2), 472-480 [cit. 2019-02-19]. DOI: 10.1067/mva.2003.88. ISSN 0741-5214
- [25] KOPEL, Pavel. *Metodika pro vývoj a inovace nových materiálů pro cílenou modifikaci cévních náhrad: certifikovaná metodika*. Brno: Mendelova univerzita v Brně, **2013**. ISBN 978-80-7375-876-9.
- [26] In: *GetNanoMaterials: Silver Ag Nanoparticles 20 nm* [online]. USA, **2018** [cit. 2019-04-29]. Dostupné z: <http://www.getnanomaterials.com/ag-100-20-nm/>

- [27] In: *University of Connecticut: Collagen Fibers in Esophagus* [online]. USA [cit. 2019-04-29]. Dostupné z: <https://emlab.uconn.edu/gallery/collagen-fibers-in-esophagus/#>
- [28] MI, Hao-yang, Yongchao JIANG, Xin JING, Eduardo ENRIQUEZ, Heng LI, Qian LI a Lih-sheng TURNG. Fabrication of triple-layered vascular grafts composed of silk fibers, polyacrylamide hydrogel, and polyurethane nanofibers with biomimetic mechanical properties. *Materials Science & Engineering C* [online]. Elsevier B. V, **2019**, 98, 241-249 [cit. 2019-03-17]. DOI: 10.1016/j.msec. 2018.12.126. ISSN 0928-4931
- [29] ONDRÁČEK, E., J. VRBKA, P. JANÍČEK a J. BURŠA. *Mechanika těles: Pružnost pevnost II*. 4. přepracované vydání. Brno: CERM, **2006**. ISBN 80-214-3260-8.
- [30] SCHROEDER, Florian, Stanislav POLZER, Martin SLAŽANSKÝ, Vojtěch MAN a Pavel SKÁCEL. Predictive capabilities of various constitutive models for arterial tissue. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* [online]. Elsevier, **2018**, 78, 369-380 [cit. 2019-05-16]. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2017.11.035. ISSN 1751-6161.
- [31] HODULÁKOVÁ, Michaela. *Experimentální ověření modulu pružnosti v tlaku jemnozrnných kompozitů na bázi silikátových pojiv*. [Diplomová práce], Vysoké učení technické v Brně. Fakulta stavební, **2017**.
- [32] JANÍČEK, P. a J. PETRUŠKA. *Pružnost pevnost II: Úlohy do cvičení*. Třetí vydání. Brno: CERM, **2007**. ISBN 978-80-214-3441-7.

7 Seznam použitých zkratek a symbolů

LDL	Nízkodenzitní lipoproteiny - <i>low density lipoproteins</i>
AAA	Výduť břišní aorty – <i>aortic abdominal aneurysm</i>
PTFE	<i>Polytetrafluorethylen</i>
PGA	Polymer kyseliny glykolové – <i>polyglycolic acid</i>
PLA	Polymer kyseliny mléčné – <i>polylactic acid</i>
PDS	<i>Polydioxanon</i>
GVGPV	<i>Polyethylene glycol – modified elastin – like peptides</i>
TLVG	<i>Triple – layered vascular graft</i>
PAM	<i>Polyacrylamid</i>
TPU	<i>Thermoplastic polyurethane</i>
VÚP	Výzkumný ústav pletářský

E	[Pa]	Modul pružnosti v tahu
Re	[-]	Reynoldsovo číslo
v	$[m \cdot s^{-1}]$	Rychlost proudícího média
ρ	$[kg \cdot m^{-3}]$	Hustota proudícího média
D	[m]	Hydraulický průměr
η	[Pa·s]	Dynamická viskozita
D_{t1}	[mm]	Průměr tepny
D_{t2}	[mm]	Průměr rozšířené protézy
v_{t1}	$[m \cdot s^{-1}]$	Průměrná lineární rychlost krve v tepně
v_{t2}	$[m \cdot s^{-1}]$	Průměrná lineární rychlost krve v protéze
p_{t1}	[Pa]	Střední tlak uvnitř tepny
p_{t2}	[Pa]	Střední tlak uvnitř protézy
ρ_k	$[kg \cdot m^{-3}]$	Hustota krve
g	$[m \cdot s^{-2}]$	Tíhové zrychlení
h_1	[m]	Výška tepny
h_2	[m]	Výška protézy
S_1	$[mm^2]$	Plocha průřezu tepny
S_2	$[mm^2]$	Plocha průřezu protézy
Δp_t	[Pa]	Přírůstek tlaku vlivem rozšíření protézy
σ_t	[kPa]	Obvodové napětí
σ_m	[kPa]	Axiální napětí
R_t	[mm]	Poloměr křivosti kuželového řezu
R_m	[mm]	Poloměr křivosti meridiánového řezu
p	[kPa]	Tlak krve

h	[mm]	Tloušťka stěny
ε_t	[-]	Délkové přetvoření v obvodovém směru
ε_m	[-]	Délkové přetvoření v axiálním směru
μ	[-]	Poissonův poměr
R	[mm]	Poloměr střednicové plochy
u	[mm]	Radiální posuv
Δp	[kPa]	Přírůstek tlaku pro inkrementální výpočet
E_s	[kPa]	Sečnový modul pružnosti
E_t	[kPa]	Tečnový modul pružnosti
R_n	[mm]	Poloměr protézy
R_c	[mm]	Poloměr tepny
τ	[N·mm ⁻¹]	Radiální liniová síla
M	[Nmm·mm ⁻¹]	Liniový moment
z	[mm]	Axiální vzdálenost
B	[N·mm]	Ohybová tuhost skořepiny
β	[mm ⁻¹]	Konstanta skořepiny
l_o	[mm]	Ovlivněná délka skořepiny
ν	[°]	Úhel natočení
δ	[mm]	Přesah
u_r	[mm]	Radiální posuv vyvolaný zatížením liniovými silami
u_p	[mm]	Radiální posuv vyvolaný zatížením tlakem
u_c	[mm]	Celkový radiální posuv
σ_{tohyb}	[kPa]	Membránová složka obvodového napětí
$\sigma_{tmoment}$	[kPa]	Momentová složka obvodového napětí
σ_{tex}	[kPa]	Maximální obvodové napětí
σ_{zex}	[kPa]	Maximální axiální napětí