

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA STROJNÍ

Ústav procesní a zpracovatelské techniky



DIPLOMOVÁ PRÁCE

Návrh extrudéru pro cévní náhrady

Zde přijde

zadání

Anotační list

Jméno autora: Petr Morávek

Fakulta: Fakulta strojní

Zadávací ústav: Ústav procesní a zpracovatelské techniky

Studijní program: Strojní inženýrství

Studijní obor: Procesní technika

Rok: 2019

Název diplomové práce: Návrh extrudéru pro cévní náhrady

Název diplomové práce anglicky: Extruder design for vascular grafts

Vedoucí práce: Ing. Jan Skočilas, Ph.D.

Bibliografické údaje: Počet stran: 72

Počet obrázků: 36

Počet tabulek: 10

Počet grafů: 3

Počet příloh: 12

Klíčová slova: Extruder, cévní náhrady, kolagen,

Key words: extruder, vascular grafts, collagen,

Anotace česky: Tato práce se zabývá rešerší zaměřenou na umělé a neumělé cévní náhrady, na kolagen a druhy kolagenů. Dále zpracovává návrh medicínského extrudéru na výrobu umělé cévy z kolagenní hmoty. Z tohoto návrhu pak zpracovává důležité procesní a pevnostní výpočty pro možnou výrobu.

Anotace anglicky: This thesis focused on a research of artificial and non-artificial vascular grafts, on a collagen and types of collagen. Also it performed basic design of a medical extruder for production of a artificial veins from a collagen mass. Out of this design, it presents a important process and strenght calculus for possible manufacture.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval zcela samostatně a k její tvorbě použil pouze podklady uvedené v příloženém seznamu literatury.

Nemám závažný důvod proti užití 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 24.7.2019

.....

Podpis

Poděkování

Rád bych tímto poděkoval Ing. Janu Skočilasovi, Ph.D. za zajímavé téma, za odborné vedení diplomové práce, za věcné rady při konzultacích a pomoc.

Obsah

1. Úvod.....	9
2. Extruze.....	10
3. Cévy	12
3.1. Krevní oběh.....	12
3.1.1. Tlakový průběh krevního oběhu	12
3.2. Cévní náhrady.....	13
3.2.1. Obecná struktura cév	13
3.2.1.1. Arterie	14
3.2.1.2. Mechanické vlastnosti.....	14
3.2.2. Neumělé cévní náhrady	15
3.2.2.1. Autotransplantáty.....	15
3.2.2.2. Alotransplantáty a xenotransplantáty	16
3.2.3. Umělé cévní náhrady.....	16
3.3. Napojování transplantátů	19
3.3.1. Spojení stehem	19
3.3.2. Spojení bez stehu	19
3.4. Závěr kapitoly.....	19
4. Kolagen	20
4.1. Struktura.....	20
4.1.1. Primární struktura	20
4.1.2. Sekundární struktura	21
4.1.3. Terciární struktura.....	21
4.1.4. Kvartérní struktura	22
4.2. Druhy kolagenu	22
4.3. Vlastnosti kolagenu	24
4.4. Tepelné omezení kolagenu.....	28
4.5. Extrakce kolagenu	28
4.6. Dílčí závěr kapitoly.....	29
5. Základní rozměry	30
5.1. Rozměry vyráběných cév.....	30

5.2. Potřebné množství kolagenu	30
6. Koncepce strojů	33
6.1. Návrh stroje č. 1	33
6.1.1. Nevýhody stroje 1	33
6.2. Návrh stroje č. 2	34
6.2.1. Nevýhody stroje 2	34
6.3. Návrh stroje č. 3	34
6.3.1. Nevýhody stroje 3	35
7. Konstrukce	36
7.1. Sestava	36
7.2. Součást č. 1 - trn	37
7.3. Součást č. 2 - hlava	38
7.4. Součást č. 3 - tělo.....	38
7.5. Součást č. 4 – přední příruba.....	39
7.6. Součást č. 5 – zadní příruba	39
7.7. Součást č. 6 - zásobník.....	40
7.8. Součást č. 7 - trn vnitřní.....	40
7.9. Součást č. 8 – nosič.....	41
7.10. Součást č. 9, 10 a 11 – táhlo.....	41
8. Výpočtová část.....	42
8.1. Tlaková ztráta ve stroji	42
8.1.1. Tlaková ztráta prouděním mezikružím	42
8.1.2. Tlaková ztráta prouděním v kruhové trubce.....	45
8.1.3. Celkové tlakové ztráty.....	47
8.1.3.1. Tlakové ztráty – vnitřní tok.....	47
8.1.3.2. Tlakové ztráty – vnější tok.....	48
8.2. Pevnost.....	51
8.2.1. Pevnost vnitřních částí	51
8.2.1.1. Působení tlaku na vnitřní části	51
8.2.2. Pevnost vnějších částí.....	53
8.2.2.1. Tlakové působení na vnější část.....	53
8.3. Otláčení.....	55

8.4. Působení krutu na vnější část	57
8.5. Chlazení	59
9. Předpokládaný postup výroby cév	65
10. Závěr.....	67
11. Seznam symbolů	68
12. Seznam zdrojů.....	69
13. Seznam grafů	71
14. Seznam obrázků.....	71
15. Seznam tabulek	72

1. Úvod

S rozvojem moderní medicíny se lidstvu povedlo vyřešit velké množství nejrůznějších problémů. Od vyřešení morových ran k prodloužení života pomocí transplantace orgánů. Při transplantaci orgánů od dárců hrozí vždy riziko odmítnutí orgánu pacientem a následné potíže s autoimunitní reakcí. Ač se vždy používají léky na potlačení této reakce, není vždy stoprocentně jisté, že tělo orgán přijme.

Jako jeden z dalších problémů se jeví nedostatek neumělých orgánů od lidských dárců. Z tohoto důvodu jsem si zvolil toto téma mé diplomové práce. Mým cílem je zajistit podklady pro stavbu stroje na výrobu cév o velikosti stehenní tepny a dát tak základ pro výrobu dalších cév včetně aorty.

Aorta, nebo též srdečnice, je největší tepnou v lidském těle. Skrz aortu protéká veškerá okysličená krev. Nejčastějšími problémy aorty jsou tzv. aneurysma, též výduť, nebo ateroskleróza.

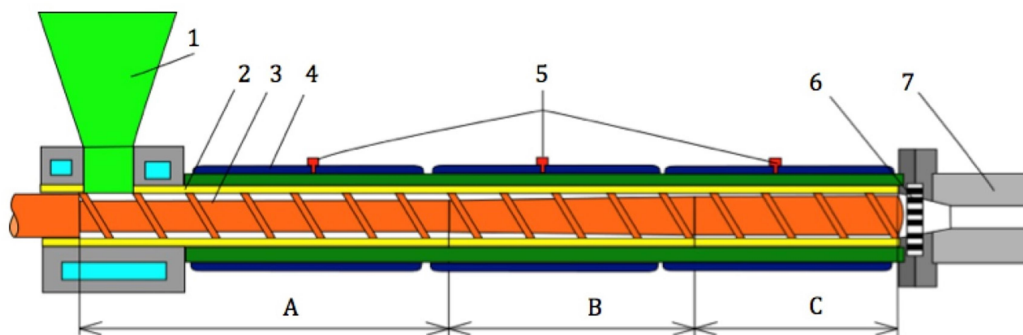
Aneurysma znamená, že je aorta abnormálně rozšířena. Při přílišném rozšíření se zvyšuje riziko natržení nebo úplného prasknutí aorty a průsaku krve mimo krevní oběh. U pacienta pak dochází k rychlé ztrátě tlaku, ztrátě vědomí a bez poskytnutí rychlé péče i smrt.

Ateroskleróza je degenerativní proces, během kterého dochází k ukládání látek do stěny tepny. V důsledku toho pak může dojít k zúžení. V obou případech je v nejhorsím případě nutná výměna aorty.

V této práci tedy hledám technologické řešení, které by dokázalo jednoduchým způsobem vyrábět cévní náhrady, které by měly podobné vlastnosti, jako cévy lidské. Pro lepší vhojování uvažuji biologický materiál a tedy neodmyslitelně bude potřeba tepelného omezení u výroby. Zároveň musí být stroj lehce čistitelný, aby splnil hygienická opatření. V první části tedy hledám typ stroje a v dalších kapitolách pak vlastnosti materiálu. Po zpracování rešerše následuje vlastní návrh včetně výkresů a návrhových procesních a pevnostních výpočtů.

2. Extruze

Extruze neboli vytlačování je druh technologie na výrobu širokého sortimentu produktů a polotovarů. Ať se jedná o desky, dráty, trubky či různé druhy profilů s konstantním profilem, z plastových či kovových materiálů.

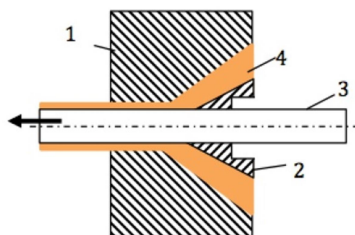


Obrázek 1: schématický řez extrudéru [1]

A – vstupní zóna; B – plastifikační (přechodová) zóna; C – vytlačovací (kompresní) zóna
1 – násypka; 2 – válec; 3 – šnek; 4 – ohřev; 5 – měření teploty; 6 – lamač; 7 – vytlačovací hlava

Materiál ve formě granulátu vstupuje násypkou do vstupní zóny. Zde je zahříván jak od ohřívání z otopných těles, tak i vlastním třením převážně v přechodové komoře. Zároveň se posouvá k vytlačovací hlavě, ta pak slouží pak k profilování výsledného produktu.

Technologie extruze jde využít i k opláštění vodiče. U takovéto izolace je důležité, aby všechny vrstvy byly celistvé, aby nemohlo docházet ke zkratu, nebo pronikání vlhkosti. Kovové jádro je navedeno do vytlačovací hlavy a prochází roztavenou směsí polymeru. Materiál následně ulpívá na kovovém jádře. [1] Má práce vychází z výše zmíněné technologie, která je základním principem navrhovaného stroje.

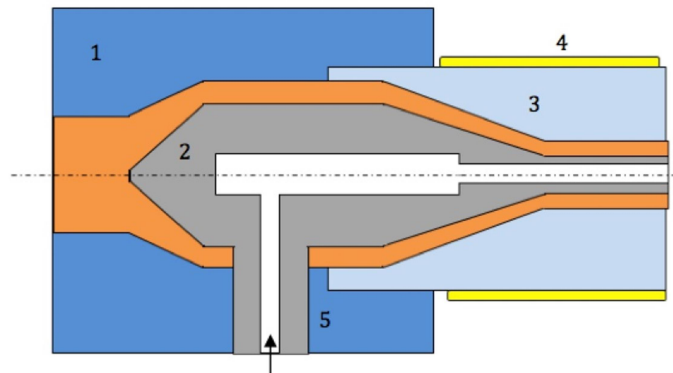


Obrázek 2: 1 a 2 – vytlačovací hlava, 3 – kovové jádro, 4 – tavenina plastu [1]

Linka na vytlačování profilů a trubek obsahuje šnekový dopravník, vytlačovací hlavu, chladicí a dochlazovací zónu, tažné zařízení a dělič. Ač se především používají

jednošnekové vytlačovací stroje, je možné již používat vícero šneků. Některé materiály, jako například PVC se naopak vytlačuje především na dvoušnekovém extrudéru.

Vytlačovací hlava má pro výrobu trubek na výstupu profil prstence. Vnitřní dutina je vytvořená pomocí dutého jádra, do kterého je vháněn stlačený vzduch. Pokud by tomu tak nebylo, podtlak vzniklý v trubce by zapříčinil zborcení profilu. Zároveň se využívá jako chlazení.



Obrázek 3 vytlačovací hlava na hadice [1]

1 – vytlačovací hlava, 2 – jádro, 3 – vnější prstavec hlavy, 4 – topné pásy, 5 – přívod stlačeného vzduchu

Extrudéry můžeme dělit na pístové a šnekové. Pístový stroj funguje tak, že natavený plast je dopraven před píst, popřípadě je granulát před pístem zahřát a roztaven. Pohybem pístu je pak skrz hlavu vytlačován daný profil. Nevýhodou tohoto stroje je nekontinuita práce, nerovnoměrné tavení plastu a netěsností mezi pístem a válcem, které vede k průsaku mimo pracovní prostor.

Druhý způsob je doprava šnekovým dopravníkem. Granulát je dán do násypky a odtud pohybem šneku a gravitací sypan do prostoru šneku. Šnekem se skrz zužující se části dopraví k vytlačovací hlavě s daným profilem. Výhodou tohoto stroje rovnoměrné prohřátí materiálu v důsledku tření – přibližně 60 % tepla je dodáno třením mezi granulemi samotnými i mezi granulemi a stěnou válce či šneku. Též je materiál mnohem lépe promíchán nejen pohybem šneku, ale i průsaky mezi jednotlivými přepážkami. [1]

Závěr kapitoly

Zběžně vím, jak funguje extrudér i jeho dva hlavní typy. Ač je šnekový extrudér mnohem lepší pro extruzi, přikláním se k pístovému extrudéru. Šnekový extrudér se velice zahřívá a bylo by potřeba jej více chladit.

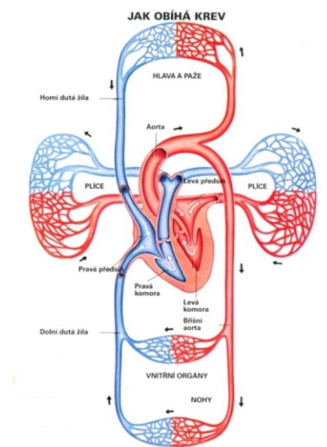
3. Cévy

Céva je trubicovitý útvar se stěnou z biomateriálu, který rozvádí po těle tělní tekutiny, tedy krev a mízu. Cévy dělíme na tepny neboli artérie, vlásečnice neboli kapiláry a žíly neboli vény.

Co se týče mechanického zatížení cév, jedná se převážně o cyklické namáhání v radiálním směru, způsobené tlakovou silou od pumpujícího srdce. Průměrná frekvence srdečního pulsu je 75 úderů za minutu u mužů a 82 u žen. Při této frekvenci se z maxima na minimum tlaku dostaneme za 0,36 až 0,4s. [2]

3.1. Krevní oběh

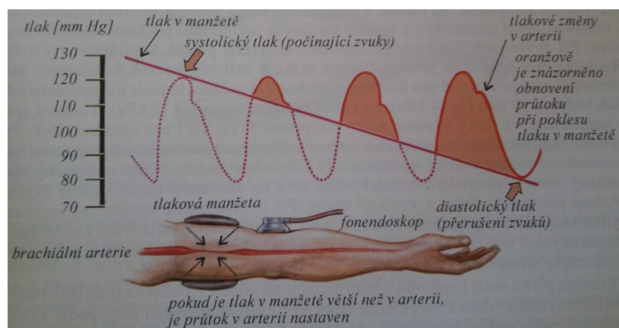
Krevní oběh slouží k transportu živin, plynů a odpadních látek z tkání a do tkání. U lidí je krevní oběh tvořen uzavřenou krevní soustavou. Z levé komory srdce odchází aortou okysličená krev. Ta je rozdělena mezi jednotlivé orgány a tkáně. Následně neokysličená krev je svedena do pravé komory srdečního svalu, odkud je pumpována do plic. Zde se okysličuje a pokračuje do levé části srdečního svalu.



Obrázek 4: [2]

3.1.1. Tlakový průběh krevního oběhu

Tlak v tepnách je různý v závislosti na vzdálenosti od srdce. Běžně se používá k měření arteriální krevní tlak (tepenný). Tlak se též mění v cyklu srdečního pulsu od nejnižších hodnot (diastolický tlak) k nejvyšším hodnotám (systolický tlak).



Obrázek 5: [2]

Tlak arteriálního krevního oběhu se běžně rozděljuje dle jeho výšky při měření na horní končetině. Tímto jej můžeme rozdělit do tří oblastí:

- Vysoký krevní tlak – nad 140/90 mm Hg (cca 18,6kPag/12kPag)
- Normální krevní tlak – 90 až 119/60 až 79 mm Hg (cca 12 až 16 kPag / 8 až 10,5kPag)
- Nízký krevní tlak - pod 90/60 mm Hg (cca 12kPag / 8kPag) [2]

3.2. Cévní náhrady

Cévní náhrady můžeme rozdělit do dvou základních skupin dle toho, zda jsou biologického nebo umělého původu. Další skupinou jsou pak kombinovaně vyráběné cévy, to znamená část cévy je biologického původu a část umělého.

Nejprve však potřebujeme určit, co je céva, abychom měli porovnávací kritérium pro vhodnost cév.

3.2.1. Obecná struktura cév

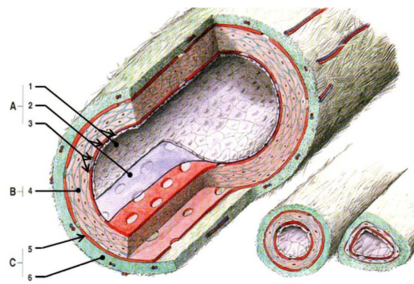
Jak bylo řečeno již dříve, cévy dělíme na artérie, větvy a kapiláry.

Stěna cév se skládá ze 3 vrstev: tunica intima, tunica media a tunica adventitia.

Tunica intima je tvořena vrstvou endotelových buněk a subendotelovou vrstvou. Endotelové buňky jsou buňky ploché s výběžky protáhlými do směru toku krve. Endotelové buňky jsou metabolicky velmi aktivní, leží na bazální lamině a vytvářejí antitrombogenní povrch.

Tunica media je tvořena z hladkých svalových buněk, které produkují i elastická vlákna. Elastická vlákna vytvářejí jemné síť a blanky, které nejsou celistvé. Díky tomu je umožněn vstup živin do dalších vrstev cévy. [3]

Tunica adventitia je tvořena kolagenním vazivem, které především ukotvuje cévu do prostředí. [4]



Obrázek 6: schéma cévy [5]

A – Tunica intima, B - Tunica media, C – Tunica adventitia

3.2.1.1. Arterie

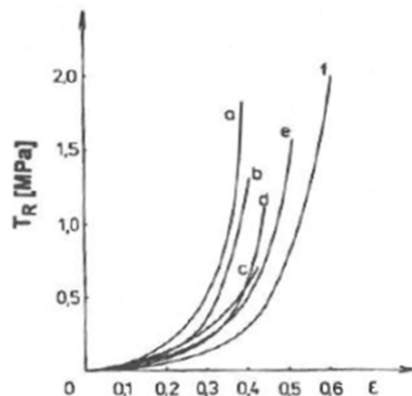
Artérie můžeme dělit dle velikosti vnitřního průměru na arterioly, arterie malého kalibru, arterie středního kalibru a arterie velkého kalibru.

- Arterioly – $D_i=0,025 - 0,1\text{mm}$
- Arterie malého kalibru – $D_i=1 - 2,5\text{mm}$
- Arterie středního kalibru – $D_i=2,5 - 4\text{mm}$
- Arterie velkého kalibru – $D_i=5 - 28\text{mm}$ a délce až 220mm

Stěny artérií jsou nehomogenní, mechanicky anizotropní a nestlačitelné. Závislost napětí na deformaci je u stěn nelineární. [6]

3.2.1.2. Mechanické vlastnosti

Nejdůležitější informací je, že cévy v lidském těle jsou předepjaté. Velikost tohoto předpětí je těžko změřitelná a je známa jen při vyjmutí z organismu. Víme tak, že kontrakce cév může být 47% - 58% u cév s velkým množstvím svalových buněk, tedy především u artérií. Cévy elastického typu se zkracují o 30% ze své původní délky.



Obrázek 7: - vztah deformace a napětí při jednoosé tahové zkoušce různých tepen. [7]
a – iliakální arterie, b, femorální arterie, c,d – zadní a přední abdominální aorta, e,f vnitřní a vnější karotida

Mechanické vlastnosti vzorku nezávisí pouze na místě odběru, ale i na směru, ve kterém je měřen [8]. Z níže uvedené tabulky je vidět, že v obvodovém směru je vyšší mez pevnosti, než ve směru axiálním.

věk (roky)	Mez pevnosti	
	Podélný směr	Obvodový směr
11-20	4,14	4,63
21-30	2,2	3,07
31-40	1,55	1,76
41-50	1,03	1,32
51-60	0,79	1,21
61-70	0,79	0,93
přes 70	-	0,88

Tabulka 1: mez pevnosti lidské arterie [7]

V obvodovém směru byla pozorována nejvyšší odolnost u vzestupné aorty. Nejvyšší pevnost v axiálním směru byla u krční tepny. Se zvyšujícím se věkem se zhoršují mechanické vlastnosti. [7]

3.2.2. Neumělé cévní náhrady

Neumělé neboli biologické cévní náhrady se dělí na autotransplantáty, alotransplantáty a xenotransplantáty. Dále je dělíme na tepenné a žilní transplantáty a transplantáty z jiných tkání. [9]

3.2.2.1. Autotransplantáty

Jedná se o využití vlastních tepenných a žilních částí z ostatních částí těla.

Z tepenných autotransplantátů se náhrada chová shodně jako původní část. Nevýhodou tedy je pak především omezené množství. Navíc u pacientů s aterosklerózou je vysoká náchylnost k poškození.

Žilní autotransplantáty se začaly používat po vzrůstu počtu komplikací s tepennými alotranspláty.

Ve srovnání s tepnou, chybí v žíle membrána elastica interna, která je v žíle nahrazena malým množstvím subendotelového vaziva. Žíly mají též menší tunicu mediu a chybí jim kompaktní uspořádání. S postupem času se díky změnám tlaku mění žíly z histologického i mechanického hlediska. Přizpůsobují se novým fyzikálním

podmínkám a nabývají houževnatosti. Žilní autotransplantáty se používají jako přímá náhrada tepenného úseku, například u bypassu nebo plastice ve formě záplaty.

Mezi nevýhody pak patří i to, že u velkého procenta nemocných je žilní transplantát znehodnocen. Další jsou pak časová náročnost štěpu a také pouze dva reálné zdroje z dolních končetin. [9]

3.2.2.2. Alotransplantáty a xenotransplantáty

Tepenné alotransplantáty – tedy transplantáty cév od dárců – se zdokonalily koncem 20.stol s rozvojem transplantační chirurgie a vyvinutým konzervačním procesem. Z dárce je odebrán celý tepenný kmen - a zakonzervován pro další použití.



Obrázek 8: tepenný alotransplantát k použití [9]

Řada použitých alotransplantátů zůstává dlouhodobě průchozí. Stále však existují množství komplikací jako je trombóza, aneuryzmatické rozšíření a přímá ruptura.

Proto žilní alotransplantáty se používají pouze jako provizorní řešení.

Tepenné xenotransplantáty – transplantáty z jiných živočišných druhů – se často nepoužívají z důvodu zániku transplantátu v organismu. [9]

3.2.3. Umělé cévní náhrady

Cévní náhradou značí jakýkoli samostatný útvar, který je vložen do cévního řečiště s cílem obnovit jeho funkci

První cévní náhrady byly vyrobeny ze skla, kovu, slonoviny, hedvábí a dalších materiálů. Implantace náhrad byly většinou neúspěšné. Přinesly však důležité poznatky

o nutnosti sledování trombogenicity a mechanických a chemických vlastností materiálů. Důležitá je tedy inertnost materiálu s krví a tkáněmi. [10]

Neosvědčil se ani Vinyon N, Nylon a Orlon. V současné době je standardním biomateriálem pro výrobu implantátů polyethylentereftalát (PET, Dacron) a polytetrafluorethylen (ePTFE). Tyto materiály jsou vhodné pouze pro cévy s průměrem větším než 6 mm. [10] Selhání syntetických náhrad je způsobeno povětšinou nepříznivým průběhem hojení v anastomóze.

Co se týče technologie výroby, existují 3 možné způsoby: tkání, pletení a lití. Tkané a pletené náhrady mají velkou porozitu a musí tedy být povlakována. U litých náhrad je porozita způsobena vnitřní strukturou materiálu a nemusí se tedy povlakovat. [9] Neporozita litých náhrad je však nežádoucí, neboť je porozita důležitá při vhojování. [9] Z tohoto důvodu jsou v současnosti dostupné pouze implantáty tkané a pletené.

Tkaná forma má hustý vzor s minimální porozitou. Naopak u pletené formy záleží na druhu technologie výroby. Pletená může být vyráběna jako látka, samet, nebo jako možnost lemování. Pokud je pletená forma vyráběna jako látka, výsledek je radiálně roztažný materiál s velkou porozitou. Sametová výroba je rozšířena množstvím vláken na povrchu, což napomáhá hojení a lepšímu začlenění. Lemovací technologie pomáhá udržet válcovitý tvar, zlepšuje flexibilitu a roztažnost. Z důvodu velké porozity je nezbytné náhradu povlakovat kolagenem, želatinou nebo albuminem. Po voperování do těla pacienta dochází k nahrazování kolagenní, či želatinové hmoty za vlastní biologický materiál. V pooperačních komplikacích nebyly prozatím pozorovány větší problémy s průchodností, pouze u bypassu se průchodnost po pěti letech zmenšuje na 50%.

Organismus ihned po obnovení krevního oběhu reaguje na cizí vložené těleso. Nejprve probíhá dynamická desorpce/adsorpce proteinů na syntetický materiál. Následuje adheze krevních destiček k vloženému tělesu, infiltrace zánětlivých buněk a migrace buněk endotelu a hladkých svalových buněk. Během několika prvních hodin se na stěně vloženého tělesa vytvoří sraženina z fibrinu, krevních destiček a krvinek. Po 4 až 12 měsících se vytvořená sraženina stabilizuje a vytvoří celistvou vrstvu na vnitřní straně vloženého implantátu. Na vnější straně se vytvoří vrstva velkých buněk, jejich vznik je vyvolán reakcí organismu na cizí předmět.

PTFE byl patentován roku 1937 jako Teflon a našel mnoho využití od elektrického izolantu, přes druh těsnění až k nepřilnavému nádobí. V šedesátých letech

byl poprvé využit na výrobu srdeční chlopně. V roce 1969 si Gore patentoval ePTFE, který se používá mimo jiné na výrobu cévních náhrad. Výroba spočívá v opakovaných procesech nahřívání, natahování a protlačování. Výsledkem je mikroporézní materiál, který podporuje vrůstání tkáně. Molekuly teflonu jsou biologicky a chemicky stabilní, tedy nepodléhají degeneraci. Povrch teflonových náhrad je elektronegativní, což snižuje jeho reaktivitu s krví a jednotlivými krevními elementy. Struktura ePTFE je uzlovláknitá s průměrnou vzdáleností uzlů 30 μm . [10]

Cévní náhrady z Dacronu i ePTFE vykazují dobré mechanické vlastnosti, jejich průchodnost se po pěti letech pohybuje kolem 95%. U bypassu je průchodnost náhrady po třech letech kolem 60%, po pěti letech pouze 45%. [13]

S postupem času byl ePTFE modifikován ve snaze vylepšit jeho vlastnosti. První modifikací bylo zvětšení porozity, která usnadňuje prorůstání tkáně s implantátem a vytvoření celistvé vrstvy na vnitřní straně implantátu. Modifikované implantáty se vzdáleností uzlů 60 μm byly voperovány paviánům a potvrdila se hypotéza o lepším vrůstání tkáně do implantátu. U lidí se však žádné výhody, oproti implantátům s 30 μm neukázaly. [13]

Další snaha byla využití anti-trombózních látek, které by se z implantátu vylučovaly po dlouhý časový úsek. Touto látkou byl heparin. U krys byl po osmi týdnech skutečně pozorován snížený výskyt trombů.

Dalšími nově používanými materiály jsou polyuretany, které byly vyvinuty ve 30. letech minulého století jako krycí materiál. Segmentové polyuretany jsou kopolymer skládající se ze tří různých monomerů na bázi diizokyanátů a glykolů. Podle výběru monomerů, který na výrobu polyuretanu vybereme, měníme jeho mechanické vlastnosti.

První generace polyuretanových náhrad byly polyesterové polyuretany. Ačkoliv tyto polyesterové polyuretany zpočátku vykazovaly dobrou biokompatibilitu, po testech se prokázala chemická modifikace a degradace. Druhá generace polyuretanových náhrad byly polyuretany na bázi polyetheru. Druhá generace byla sice odolná vůči hydrolýze, ale neodolávala oxidačnímu prostředí. Další generací byly polyuretany na bázi polykarbonů, které jsou oxidačně stabilní a odolávají hydrolýze a biodegradaci. Po šesti měsících od voperování náhrady do krys nebyly pozorovány žádné projevy degradace. Náhrada též vykazovala rychlejší nárůst endotelové tkáně a dřívější stabilizaci shlukování buněk ve srovnání s ePTFE.

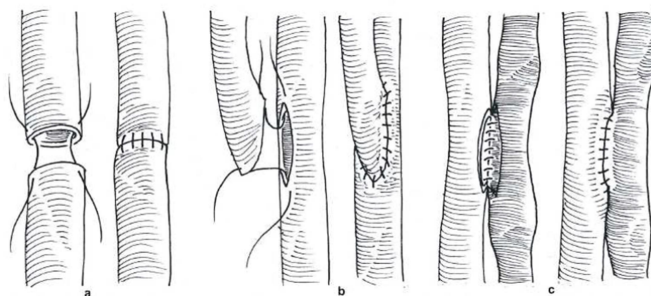
3.3. Napojování transplantátů

Jedná se o proces napojování různých cévních úseků při zachování průchodnosti. Do začátku 20. století byly prováděny podvazy tepen pro všechny druhy postižení. V této době se začaly provádět pokusy na zvířatech a byla vypracována technika cévního stehu.

Společně s technikou cévního stehu se objevovaly snahy o spojení bez stehů. [9]

3.3.1. Spojení stehem

Sešíváme buď jednotlivým, nebo pokračujícím stehem. Používají se spojení end-to-end, end-to-side a spojení side-to-side. [9]



Obrázek 9: základní typy spojení: end-to-end, end-to-side, side-to-side [9]

3.3.2. Spojení bez stehu

Tento typ se prozatím příliš nepoužívá, pouze pro experimentální účely. Bezstehová spojení jsou založena na tvarové paměti, na použití biologického nebo syntetického lepidla s možností kovové výztuhy. Dále se používají intraluminální spojka pro spojení end-to-end nebo end-to-side a nebo šicí zařízení různé konstrukce pracující se svorkami na principu sešívачky.

Biologická lepidla se skládají z hovězí či vepřové želatiny, kolagenu a dalších látek. Vždy se jedná o vícesložková lepidla. Většinou se tato lepidla používají pouze jako těsnící tmel. [9]

Dílčí závěr kapitoly

V této kapitole jsem zjistil důležité informace o cévách, jejich konstrukci a historii cévních náhrad a materiály, které se používají pro cévní náhrady. Neposledně i napojení cévních náhrad do krevního systému.

4. Kolagen

Kolagen je skleroprotein. Vlákniťa ve vodě nerozpustná bílkovina, která tvoří stavební hmotu skoro třetinu všech proteinů v těle savců. Je známo již 27 druhů kolagenů. Nejdůležitějšími z nich je kolagen typu I, II, III, IV a V. Typ IV se vyskytuje v bazální membráně epitelů. Typ V je umístěn pak ve stěně krevních cév. [12] S výjimkou primitivních organismů se vyskytuje v celé živočišné říši. [13] Za určitých podmínek, které mohou samovolně vznikat v přírodě, může kolagenní hmota vydržet i miliony let. Z tohoto důvodu se hledá kolagenní hmota z doby dinosaurů. [14]

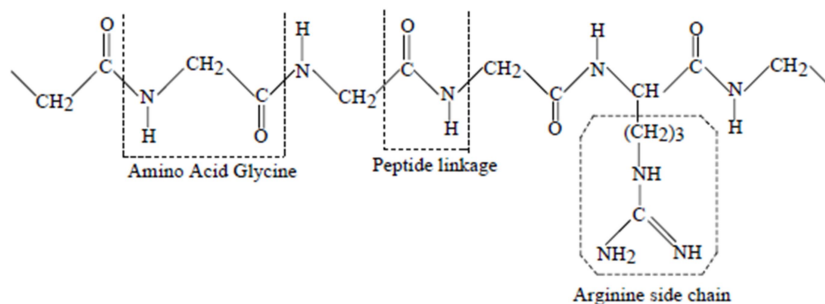
U kůže, kostí, šlach, cév a chrupavek kolagen tvoří nejdůležitější složku. Kolagen nalezneme i v dalších částech těla i jako mezibuněčnou výplň. Právě kvůli jeho všestrannosti je adeptem na tkáňové inženýrství, jako je právě výroba cév. [15] Kolagen pak využíváme i v dalších oblastech, například v kosmetice, ve farmacii nebo v potravinářství při výrobě obalu uzenin. Z dříve používaných živočišných střívek se přešlo na kolagenní náhradu z důvodu zvýšení poptávky po uzeninách. Jelikož má kolagen dobré mechanické vlastnosti, je biokompatibilní a existuje mnoho druhů zdrojů, je ideální náhradou. [16]

4.1. Struktura

Kolagen má složitější strukturu. Dělí se na primární, sekundární, terciární a kvartérní strukturu. V kvartérní struktuře se pak kolagenní typy dělí dle toho, zda vytváří vláknité struktury, neboli síť, nebo pouze vlákna.

4.1.1. Primární struktura

Primární struktura kolagenu je zvláštní pravidelností. Každá třetí aminokyselina je glycin. Další dvě zbývající aminokyseliny jsou prolin, hydroxyprolin a hydroxylysin. Toto uskupení má za následek tendenci vytvářet levotočivé šroubovice, které neobsahují H-můstek. Hydroxyprolin a hydroxylysin vznikají pak posttranslační modifikací prolinu a lysinu za účasti kyseliny askorbové. Pořadím aminokyselin se můžou odlišovat některé druhy kolagenu. [17]



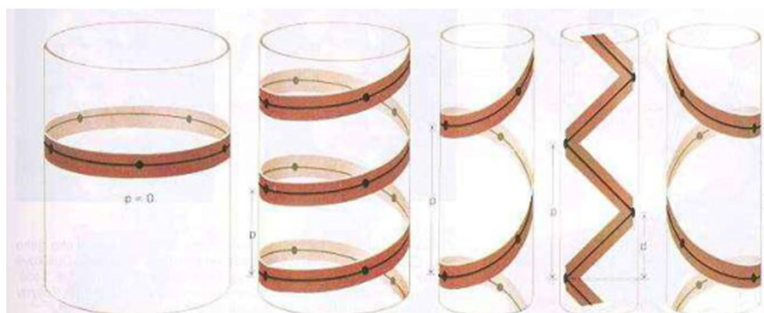
Obrázek 10 – primární struktura kolagenu [18]

4.1.2. Sekundární struktura

Sekundární struktura je levotočivost šroubovice. Jediná změna rotace $C\alpha-N$ a $C\alpha-CO$.

Velikost torzních úhlů je blízká průměrné hodnotě $\phi = -60^\circ$ a $\psi = 160^\circ$. To má za následek vznik pravidelné levotočivé šroubovice se stoupáním 3,3ÅK na otáčku. Výška závitů je 0,95nm a celková délka řetězce 290nm.

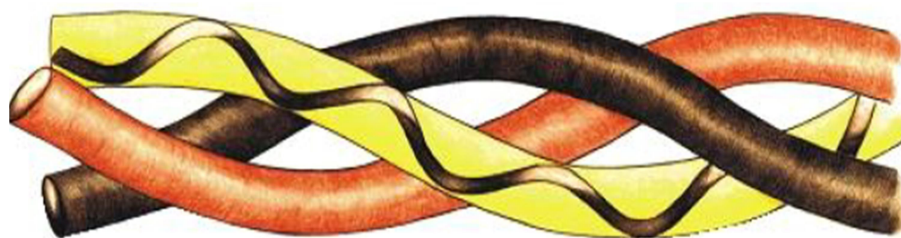
Kolagenová šroubovice není symetrická kolem přímkové osy, ale kolem jiné fiktivní pravotočivé šroubovice. [17]



Obrázek 11 Sekundární struktura kolagenu [17]

4.1.3. Terciární struktura

Terciární struktura je tvořena třemi navzájem ovíjejícími se levotočivými řetězci se společnou osou, která je tvořena pravotočivou šroubovicí o průměru 1,4 nm a délce 290 nm [19]. Vzniklý útvar podobný provazu se nazývá tropokolagen a jedná se o základní stavební jednotku kolagenu. To je možné pouze při těsném přiblížení řetězců a to je možné díky glycinu, který nemá postranní řetězec. [17] Blížkost je zajištěna glycinem. Stabilita tropokolagenu je zvyšována tzv. efektem zámku struktur zbytků Prolin a Hydroxyprolin.



Obrázek 12: Zapletená vlákna kolagenu –vznik terciární struktury [17]

Tropokolagen má též vlastnost samovolně vytvářet v extracelulárních prostorech vysoce uspořádané vláknité struktury neboli fibrily. Tento proces je zahrnut ve fibrilogenezi kolagenu a je enormně důležitý pro správný vývoj. [17]

4.1.4. Kvartérní struktura

Tato struktura stanovuje kolagen jako fibrilární-vláknitou bílkovinu. Vlákna jsou dlouhá, měkká, ohebná, nepružná a vysoce pevná v tahu.

Jednotlivé fibrily jsou ve tkáních posunuty a tvoří tak „překryvy“ a „díry“. Toto je důležité například ve stavbě kostí, kde organická část je tvořena kolagenem a „díry“ jsou zaplněny anorganickým hydroxyapatitem ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$). [20]

4.2. Druhy kolagenu

Typ	Řetězce	Charakteristika	výskyt
I	$\alpha 1(\text{I}), \alpha 2(\text{I})$	nejčastější výskyt, málo hydroxylysinu	kosti, šlachy, kůže, zubovina, vazivo, děloha, cévy
II	$\alpha 1(\text{II})$	častý výskyt	chrupavky, sklivec oka
III	$\alpha 1(\text{III})$	bohatý na hydroxylysin, obsahující meziřetězcové disulfidické vazby	kůže, cévy, děloha, retikulín
IV	$\alpha 1(\text{IV}), \alpha 2(\text{IV})$	bohatý na hydroxylysin, obsahuje rozsáhlé globulární regiony	bazální membrány
V	$\alpha 1(\text{V}), \alpha 2(\text{V}), \alpha 3(\text{V})$	stejný typ jako IV	spojovací tkáň
VI	$\alpha 1(\text{VI}), \alpha 2(\text{VI}), \alpha 3(\text{VI})$	mikrofibrily	spojovací tkáň
VII		dlouhé řetězce	zpevňující fibrily
VIII	$\alpha 1(\text{VIII})$	šroubovice zažazené za sebou	některé endotelické buňky
IX	$\alpha 1(\text{IX}), \alpha 2(\text{IX}), \alpha 3(\text{IX})$	vedlejší protein chrupavek, nese glykosaminoglykany	chrupavky
X	$\alpha 1(\text{X})$	krátké řetězce	hypertrofické chrupavky

Tabulka 2: druhy kolagenů [13]

Typ I

Kolagen typu I je v lidských tkáních nejrozšířenějším druhem kolagenu. Vyskytuje se především v kůži, v kostech, ve šlachách a v zubech. Tento typ kolagenu představuje přibližně 90 % všech kolagenů v lidském těle.

Kolagen typu I má široké využití, nejen v potravinářské výrobě, jako je výroba doplňků vyživujících kostní tkáň, klouby, kůži, vlasy a nehty, ale i v kosmetických přípravcích proti stárnutí pokožky. Též má zastoupení při výrobě chirurgických nití. Je také nosičem léčiv nebo stimulačních látek, a to díky fyzickým vlastnostem – pružnosti, vstřebatelnosti a nulové toxicitě. [13] [19]

Typ II

Kolagen typu II obsahuje více hydroxylysinu a postranních řetězců sacharidů. Zastoupen je nejvíce v extracelulárním matrixu chrupavčitých tkání. V chrupavkách tvoří přibližně 50% objemu.

Často se kolagen typu II používá ve tkáňovém inženýrství, jelikož tvoří „pletivo“ na kterém se uchycují a správně rozmisťují chondrocyty. [13] [19]

Typ III

Kolagen typu III byl dříve nazýván retikulín, jelikož jeho fibrily spojené ve vlákna tvoří retikulární síť, ve kterých jsou pravidelně uspořádány.

Tyto retikulární sítě jsou oporou měkkých tkání, a proto jej nalezneme například v těchto tkáních – hladké svalstvo, nervová vlákna či ve stěnách cév. Svou stavbou je podobný kolagenu typu I, avšak obsahuje více proteoglykanů a glykoproteinů.

Se stárnutím organismu tohoto typu kolagenu ubývá a je nahrazován kolagenem typu I. [13] [19]

4.3. Vlastnosti kolagenu

Dále jsou uvedeny vlastnosti kolagenu, respektive směsi kolagenu a vody, která se používá k výrobě umělých cév.

Směs kolagenu od 6 do 9 % hm a vody tvoří látku těstovitého charakteru, kterou je možné tvarovat a zpracovávat do požadovaných produktů – například náhrada cévy, jednoduchým procesem extruze.

4.3.1 Tokové vlastnosti

Kolagen patří mezi tzv. neneutronovské látky. Kolagenní hmota vykazuje viskoelastické chování, nicméně při ustáleném výrobním procesu bez výrazných změn rychlosti deformace je lze považovat za čistě viskózní pseudoplastickou kapalinu a tedy ji lze popsat mocninným modelem, který používá k popisu reologického chování dvě konstanty - koeficient konzistence a index toku. Pokud bychom chtěli popisovat i elastické vlastnosti hmoty je možné použít jednoduchý přístup.

Viskoelastické vlastnosti lze popsat pomocí soustavy tlumičů a pružin. Elastické vlastnosti představuje pružinu o modulu pružnosti G , ve kterém vlivem deformace γ vznikne napětí o velikosti σ .

$$\sigma = G \gamma \quad (1)$$

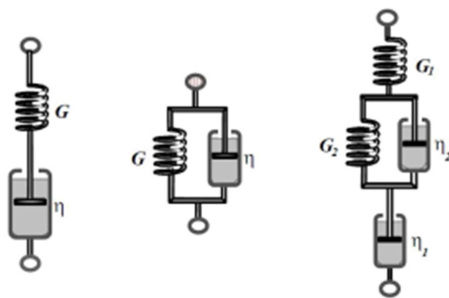
Vlastnosti viskozity naopak představuje tlumič. Ve válci s viskózní kapalinou se pohybuje píst. Pohyb pístu je tlumen právě viskózní kapalinou. Interakci pak můžeme popsat vztahem: [21]

$$\sigma = \eta \dot{\gamma} \quad (2)$$

Kde člen η je dynamická viskozita a $\dot{\gamma}$ je velikost rychlosti deformace.

U kolagenu lze princip pružiny chápat jako natažení a stlačování vláken a tlumič který pomalé urovnání vláken ve směru deformace.

Tyto představy lze pospojovat do celků na 3 základní modely: Maxwellův (2 parametrický systém zapojen sériově), Kelvin – Voigtův (2 parametrické paralelní zapojení). Superpozicí dvou předchozích modelů získáme Burgersův model [21]



Obrázek 13 Maxwellův, Kelvin-Voigtův a Bruggersův model [21]

Díky zmíněným modelům můžeme popsat chování viskoelastických látek. Předpoklad je, že pokud deformujeme kapalinu, termodynamické síly se budou snažit nastolit stav minimální energie.

Pro zjištění materiálových elastických vlastností látky se používají některé jednoduché experimenty.

Creepové testy

Měřený vzorek se uchytí do dvou čelistí, zatíží se konstantní silou a měří se průběh deformace – prodloužení vzorku.

Chování vzorku lze demonstrovat na Burgersově modelu, kde osamocená pružina představuje okamžitou elastickou odezvu, paralelně zapojená pak opožděnou okamžitou odezvu. Zpoždění je způsobeno paralelně zapojeným tlumičem. Osamocený tlumič pak představuje viskózní odezvu.

Při creepovém testu lze měření popsat rovnicí

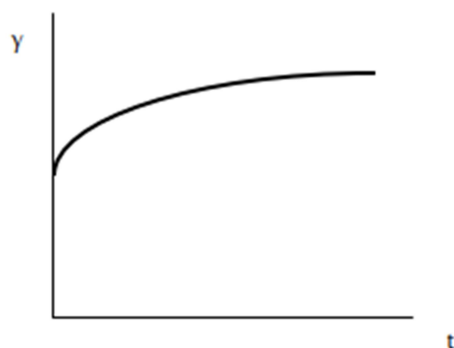
$$\frac{\gamma(t)}{\sigma} = \frac{1}{G_1} + \frac{1}{G_2} \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau}}\right) + \frac{1}{\eta_1} \quad (3)$$

Kde γ je měřená deformace vzorku, σ je známé napětí, G_1 a G_2 jsou hodnoty Youngova modulu pružnosti a η_1 je hodnota osamělého tlumiče. τ je relaxační čas, o který je opožděna elastická deformace pružiny G_2 . Relaxační čas jde pak dopočítat z rovnice:

$$\tau = \frac{\eta_2}{G_2} \quad (4)$$

Z naměřených hodnot jsme schopni získat hodnoty Youngova modulu pružnosti i viskozitu. [21]

Závislost obecné deformace na čase vypadá:



Obrázek 14 [21]

Transportní vlastnosti kolagenu

Pro výpočet transportních parametrů látek jako je kolagen, tedy látek popsaných mocninným modelem potřebujeme nejprve znát index toku a koeficient konzistence, podle kterých můžeme zjistit tlakovou ztrátu a další potřebné údaje.

Jedna z možností je použití kapilárního reometru s kruhovou štěrbinou. V experimentu na určení koeficientu konzistence a indexu toku pro hovězí kolagen, byla použita trubička, kterou byl hovězí kolagen dopravován pomocí hydraulického pístu. Trubička byla opatřena tlakovými čidly. Z naměřených hydraulických charakteristik průtok vs. Tlaková ztráta je možné stanovit reologické vlastnosti kolagenní hmoty index toku i koeficient konzistence.

	Collagen 3 (6.6%)		Collagen 1 (7.2%)		Collagen 2 (8.0%)	
$\kappa = 0.664$	Value	Std. dev.	Value.	Std. dev.	Value	Std. dev.
$n [-]$	0.274	0.009	0.216	0.008	0.248	0.003
$K [\text{Pa}\cdot\text{s}^n]$	832	51	1504	83	1722	33
$\tau_w [\text{Pa}]$	5522	–	6687	–	9551	–

Obrázek 15 konstanty kolagenu [22]

Vzhledem k tomu, že reologické vlastnosti jsou závislé na obsahu vody v kolagenní hmotě, pro následné úvahy používám hodnoty koeficientu konzistence $K = 930 \text{ Pa}\cdot\text{s}^n$ a mocninný index $m = 0,28$, dle doporučení školitele.

Termické vlastnosti

Termické vlastnosti potřebujeme pro výpočet ohřátí kolagenu při průchodu zařízením. Hodnoty, které potřebujeme, jsou měrná tepelná kapacita a tepelná vodivost. Měrná tepelná kapacita říká, kolik energie potřebujeme k ohřátí materiálu o váze 1 kg o 1 K. Z toho vychází i jednotka $Jkg^{-1}K^{-1}$. Tato vlastnost materiálu bohužel není konstantní, avšak je měnící se s teplotou. Z tohoto důvodu potřebujeme konstanty popisující křivku funkce, v dané oblasti.

Konstanty pro měrnou tepelnou kapacitu jsou:

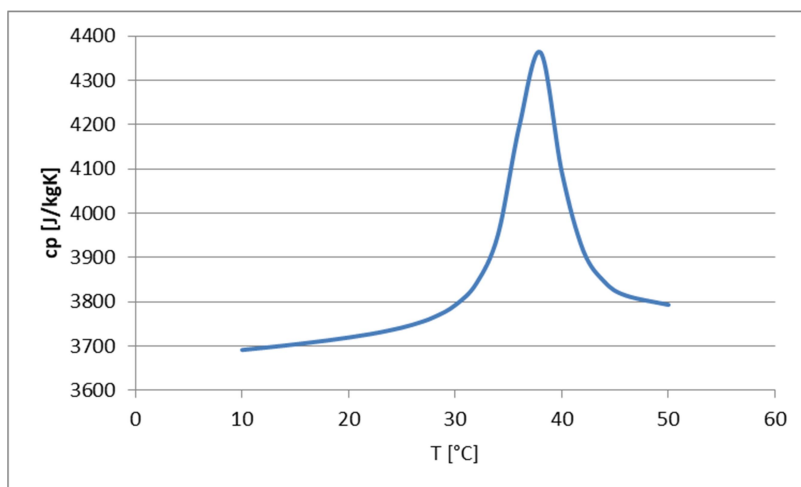
a	3665	$Jkg^{-1}K^{-1}$
b	2,0179	$Jkg^{-1}K^{-2}$
c	634,57	$Jkg^{-1}K^{-1}$
d	0,147	$^{\circ}C^{-2}$
e	37,614	$^{\circ}C$

Tabulka 3: konstanty měrné tepelné kapacity [23]

Vzorec pro dosazení je pak

$$c_p = a + bT + \frac{c}{d(T - e)} \quad (5)$$

Tyto konstanty jsou však pro rozpětí 10°C až 50°C. V této práci však potřebuji i pro 5°C.



Graf1: závislost měrné tepelné kapacity na teplotě [23]

Z grafu vychází, že měrná tepelná kapacita mezi teplotami 10 až 20°C pomalu narůstá. Z tohoto důvodu se dá předpokládat, že nárůst mezi 5 a 10°C má stejný konstantní

přírůstek. V této práci tedy počítám s průměrnou hodnotou pro $T=10^{\circ}\text{C}$, což je $c_p = 3530 \text{ Jkg}^{-1}\text{K}^{-1}$.

Tepelná vodivost označuje rychlost šíření tepla v materiálu. Z toho jednotka: $\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$.

Hodnota pro kolagen je $\lambda = 0,642 \text{ W/mK}$. [23]

4.4. Tepelné omezení kolagenu

Při ohřevu kolagenu ve vodném prostředí vzniká želatina. Teoretická představa přeměny kolagenu na želatinu známe 3 pochody.

- a) Štěpení příčných kovalentních intermolekulárních vazeb na úrovni kvartérní struktury
- b) Denaturace na úrovni terciární struktury
- c) Hydrolytické štěpení peptidických vazeb polypeptidových řetězců na molekulární úrovni

Zásah do struktury kolagenu má charakter degradace, depolymerace a je pro nás nežádoucí a proto musíme uvažovat tepelné omezení při použití kolagenu. Ač je tato přeměna inverzní, dochází k nevratnému poškození struktury, a proto je pro nás nevhodná. K omezení degradace je důležité kolagenní cévy vyrábět při nižší teplotě v klimatizované místnosti. [13][24][25][26]

4.5. Extrakce kolagenu

Vznik kolagenu

Kolagen je syntetizován na ribozomech jako „preprokolagen“, pak následuje signální sekvence a tedy „navedení“ do vestibulárního prostoru endoplazmatického retikula. Zde dochází k hydroxylaci prolinu a lysinu za vzniku hydroxyprolinu a hydroxylysinu. Při této reakce je nutný vitamín C jako kofaktor enzymů.

Následně je prokolagen expedován do Golgiho aparátu, kde dochází k poslední posttranslační úpravě – přidání oligosacharidů. V extracelulárním matrixu dojde k odštěpení registračních peptidů – vznik tropokolagenu. Následně dochází pouze k samovolnému řazení tropokolagenních molekul do kolagenu. [2]

Průmyslové zpracování

Pro průmyslové účely se kolagen vyrábí extrahováním ze zvířecích zdrojů (krávy, prasata, ryby). Extrakce kolagenu probíhá nejčastěji z kůže, přesněji ze škáry. Tato část končí často jako odpad z ostatních průmyslových odvětví. Ačkoli se nejčastěji používá hovězí a vepřový kolagen, lidské tělo nejlépe zpracovává kolagen rybí. Extrakce je složitější, neboť rybí kolagen degraduje již při nižších teplotách. Z tohoto důvodu nejde využít například při výrobě uzenin a dalších potravin, kde se očekává budoucí tepelná úprava. [27][13]

Tato práce předpokládá využití právě rybího kolagenu. Výhoda je lepší zpracování v lidském těle. Další nespornou výhodou je omezení chorob, které by se mohly v kolagenní hmotě vyskytovat. U studenokrevných ryb se neočekává přítomnost chorob ohrožující teplokrevné organismy. [12][26]

Dílčí závěr kapitoly

Zde jsem dozvěděl něco o tepelném omezení kolagenu, o tokových vlastnostech kolagenní směsi s vodou. Též jsem se dozvěděl o vzniku kolagenu biochemickou cestou a průmyslovou výrobou.

5. Základní rozměry

Cévní náhrada z tohoto stroje by měla být náhradou stehenní tepny, tedy průměr kolem 5 mm. **Polyesterová matrice potažená kolagenní hmotou z vnější i vnitřní strany. Délka 100 až 150 mm s tím.** Jelikož kolagen patří i mezi drahé materiály, je požadavek i na co nejmenší spotřebu materiálu. Tu můžeme docílit tím, že budeme vyrábět delší trubičky. Dá se očekávat, že prvotní část bude zmetkovitého charakteru a nepůjde tedy použít. Tato část se tedy odřízne, a pokud budeme vyrábět cca 1 m dlouhé trubice, po odstranění této části nám zbude kolem 90 cm použitelné trubice. Další požadavek je na natočení vláken. Protože jsou vlákna stěny cévy pootočená, měla by být i nanesená kolagenní vlákna pootočená.

5.1. Rozměry vyráběných cév

Vyráběné cévy mají ve vysušeném stavu vnější průměr 5,25 mm, tloušťku stěny 0,5 mm a délku 100 až 150 mm. Skládají se z vnitřní vrstvy kolagenu, polyesterové tkaninové cévky a vnější vrstvy kolagenu. Zadání však zní, aby vyráběná céva byla co nejdelší.

Polyesterová cévka má relativně velká oka, což je výhodné, neboť při výrobě dojde ke spojení vnitřní a vnější vrstvy kolagenu.

Delší cévka by šla následně upravit na právě potřebné rozměry a v případě zmetkovitosti v úvodní fázi extruze by tato část mohla být odstřižena.



Obrázek 16 – vzorek hotové cévy [28]

5.2. Potřebné množství kolagenu

Dopčet potřebného množství kolagenu na výrobu umělých cév se dopočítá jako součin definovaného průřezu a délky.

$$V = S * L = \frac{\pi}{4} (D_o^2 - D_i^2) L \quad (6)$$

Při tomto výpočtu zanedbávám tloušťku vnitřní polyesterové trubičky, protože její tloušťka je řádově menší, než nanášená vrstva kolagenu.

Množství potřebného kolagenu z měření vysušené trubičky po dosažení je:

$$V = \frac{\pi}{4} * (5,25^2 - 4,75^2) * 1000 = 3926,99 \text{ mm}^3 \sim 4 * 10^{-6} \text{ m}^3 \quad (7)$$

Potřebné množství kolagenu na metr délky cévy je $4 \times 10^{-6} \text{ m}^3$.

Objemový tok je výsledek součinu rychlosti a průřezu. Rychlost byla navržena na výrobu metrové trubičky za 30 vteřin. Rychlost extruze pak vychází $u = 0,035 \text{ m/s}$.

Objemový tok při rychlosti $u = 0,035 \text{ m/s}$ je

$$\begin{aligned} \dot{V} &= u * S = \bar{u} * \frac{\pi}{4} (D_o^2 - D_i^2) = 0,035 * \frac{\pi}{4} (0,00525^2 - 0,00475^2) \\ &= 1,37445 * 10^{-7} \text{ m}^3/\text{s} \end{aligned} \quad (8)$$

Toto je však celkový objemový tok. Jedná se o vnitřní a vnější obal polyesterové cévky.

Pokud jde o rozdělení vnějšího a vnitřního toku, při rychlosti $u = 0,035$ je vnější objemový tok:

$$\begin{aligned} \dot{V}_{\text{vnější, sušený}} &= \frac{\pi}{4} (D_o^2 - D_s^2) \bar{u} = \frac{\pi}{4} (0,00525^2 - 0,005^2) 0,035 \\ &= 7,044 * 10^{-8} \text{ m}^3/\text{s} \end{aligned} \quad (9)$$

A vnitřní objemový tok je

$$\begin{aligned} \dot{V}_{\text{vnitřní, sušený}} &= \frac{\pi}{4} (D_s^2 - D_i^2) \bar{u} = \frac{\pi}{4} (0,005^2 - 0,00475^2) 0,035 \\ &= 6,7 * 10^{-8} \text{ m}^3/\text{s} \end{aligned} \quad (10)$$

Toto je ovšem ve vysušeném stavu. Kolagenní hmota je však ve vodném roztoku o koncentraci cca 6% hmotnostních. Jelikož neznám konečnou vlhkost usušeného produktu, vypočítávám objemový tok pro dvojnásobnou tloušťku.

Vzorce jsou tedy stejné, pouze jiný průměr.

$$\begin{aligned} \dot{V}_{\text{vnější}} &= \frac{\pi}{4} (D_o^2 - D_s^2) \bar{u} = \frac{\pi}{4} (0,0055^2 - 0,005^2) 0,035 \\ &= 1,44 * 10^{-7} \text{ m}^3/\text{s} \end{aligned} \quad (11)$$

A vnitřní objemový tok je

$$\begin{aligned}\dot{V}_{\text{vnitřní}} &= \frac{\pi}{4}(D_s^2 - D_i^2)\bar{u} = \frac{\pi}{4}(0,005^2 - 0,0045^2)0,035 \\ &= 1,31 * 10^{-7} m^3/s\end{aligned}\tag{12}$$

Toto je základ pro následující výpočty. Zároveň tím rozlišuju vnější a vnitřní tok, zda na polyesterové matrici je ve vnitřní části, či vnější.

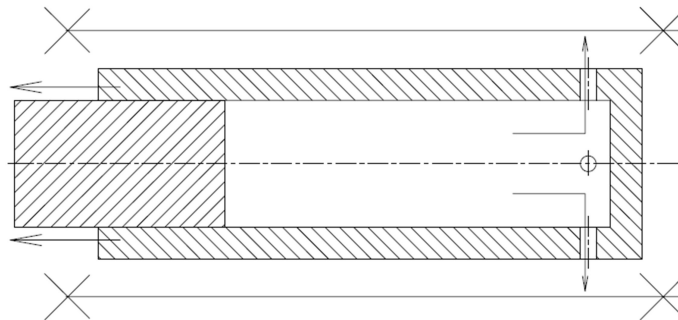
6. Koncepce strojů

Na základě rešerše je nejvhodnějším strojem pro výrobu cévních náhrad extrudér. Je potřeba konstrukci konvenčního extrudéru a hlavy upravit-navrhnout dle požadavků a vlastností zpracovávaného materiálu, stanoveného také rešerší. V rámci využití mých znalostí jsem dospěl k několika konceptům konstrukce výrobního stroje. Tyto jednotlivé koncepty zde naskicuji a zhodnotím, a vyberu nejlepší návrh, který bude dále dopočítán a podrobně popsán.

6.1. Návrh stroje č. 1

Jedná se o dlouhý protáhlý válec s ucpávkou a s úzkými otvory na konci. Píst je pevně upevněn a vnější část, tedy válec, se pohybuje směrem na píst. Pohybem dochází k vytlačování kolagenu o požadované tloušťce, díky danému poměru trubičky a pístu. Tím, že je i polyesterová hadička pevně uchycena a nepohybuje se, je menší šance k poškození hotové trubičky. Zároveň je menší šance, že dojde k uchycení již vytlačovaného kolagenu na stěnu válce.

Z vnější strany by pak byla posuvná nanášecí hlava, která by pokryla polyesterovou matrici.



Obrázek 17 Skica 1 [29]

6.1.1. Nevýhody stroje 1

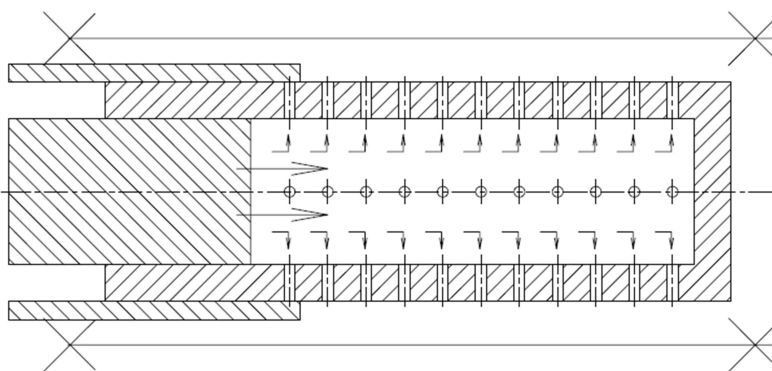
Tento stroj má nevýhodu ve štíhlosti vnitřní části. Při dipočtu vzpěru zjišťujeme kritickou sílu na píst, která je mnohem menší, než je potřeba na vytlačení kolagenu. Ač vnitřní část by přetlaku (dopočtem 10,4 MPag) odolala, na únos vzpěru by bohužel vnitřní píst nestačil.

Další možností je nepoužívat vnitřní píst. Tímto se sice vyhneme namáhání vnitřního pístu na vzpěr, ale dostáváme se k velkému plýtvání kolagenní hmoty. Celý vnitřní objem by se musel pokaždé sanitovat, což zdražuje výrobu a zmenšuje produkci v důsledku dlouhého cyklu čištění.

6.2. Návrh stroje č. 2

Tento stroj je složen z pístu, vnitřního válce a vnějšího válce. Vnitřní válec je perforován a pevně uchycen. Na něj je navlečena plastová trubička jakožto základ cévy. Při pohybu pístu je vytlačován kolagen. Díky vysoké tlakové ztrátě kolagenu je vytlačován nejvíce u pístu. Aby nedošlo k přehlcení nejbližšího otvoru, je nutný druhý vnější válec pohybující se spolu s pístem. Ten uzavírá nejbližší otvor a zároveň slouží k odstranění hotové cévy.

Vnější vrstva je nanášena pohyblivou hlavou, která ve skice není načrtnuta.



Obrázek 18 Skica 2 [29]

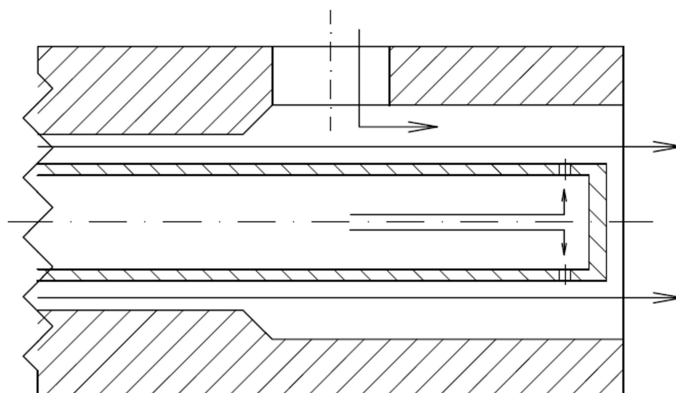
6.2.1. Nevýhody stroje 2

Výhodou je, že píst prostupuje celou součástí a tím odpadá zbytečná spotřeba materiálu, který by ulpěl uvnitř. Nevýhodou je opět vzpěr a potřeba dlouhého čištění. Dále velké mechanické namáhání a složitější souhrn pohybů vnitřního pístu a vnějšího válce. Tento pohyb by byl závislý na průběhu a rychlosti vytlačování, což velmi znesnadňuje výrobu.

6.3. Návrh stroje č. 3

Další stroj je řešen jako semikontinuální. Jedná se o vytlačovací stroj, který by kontinuálně vytahoval hotovou cévu. Plastová trubička prochází celým strojem a na něj je z obou stran nanášena kolagenní vrstva. Hadička je spolu s naneseným

kolagenem vytahována na připravený trn, kde dojde k vyschnutí. Toto trvá až do doby, než je třeba hadičku odejmout.



Obrázek 19 skica stroje [29]

6.3.1. Nevýhody stroje 3

Tento stroj je sice nejsložitější na výrobu, avšak pracuje v téměř kontinuálním procesu. Při správném návrhu nebude příliš velký ztrátový objem. Z tohoto důvodu vybírám tuto variant pro další návrh.

7. Konstrukce

Konstrukce se od prvotního návrhu značně liší. Celý stroj se skládá z 11 částí (bez spojovacího materiálu). Jednotlivé části jsou popsány v tabulce 4. a také jsou ve výkresech jako příloha. V této kapitole jsou detailněji popsány.

Označení	číslo výkresu přílohy
Trn	2019-DP-0001
Hlava	2019-DP-0002
Tělo	2019-DP-0003
Přední příruba	2019-DP-0004
Zadní příruba	2019-DP-0005
Zásobník	2019-DP-0006
Vnitřní trn	2019-DP-0007
Nosič	2019-DP-0008
Prstenec	2019-DP-0009
Čelisti	2019-DP-0010
Pojistka	2019-DP-0011

Tabulka 4:Názvy součástí

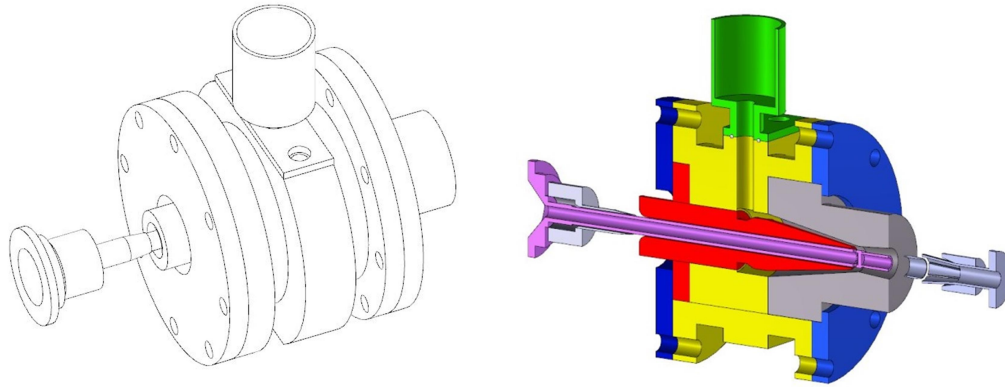
7.1 Sestava

Pro celý stroj potřebujeme ještě několik částí, které nejsou tématem této práce, viz výkresová dokumentace uvedená v příloze této práce - sestavování pak probíhá na upraveném stole, kde součást 3 má ve spodní části otvory pro uchycení k desce stolu. Dovnitř je nasazena součást 1 a zajištěna součástí 5 a ta je šrouby připevněna zpět k součásti 3. Dále je vložena do součásti 3 součást 2 a zajištěna součástí 4. Součást 2 však musí rotovat a proto šrouby na spojení součást 4 a 3 musí mít uložení s vůlí. Na součást 3 je z horní části ještě namontována součást 6 – náustek. Z dosud popsané sestavy rotuje pouze součást 2, zajišťující rotační kolagenního toku ve vnější části.

Součást 8 je nasazena pomocí ložisek na část 7 a současně je uchycena ke stolu. Za součástí 7, je ještě píst s pohonem. Ten není pevně napojen na součást 7, a tedy součást 7 může volně rotovat. Taktéž je pístový systém pro dopravu kolagenu v součásti 6. Ani jeden z pístových systémů není předmětem této práce.

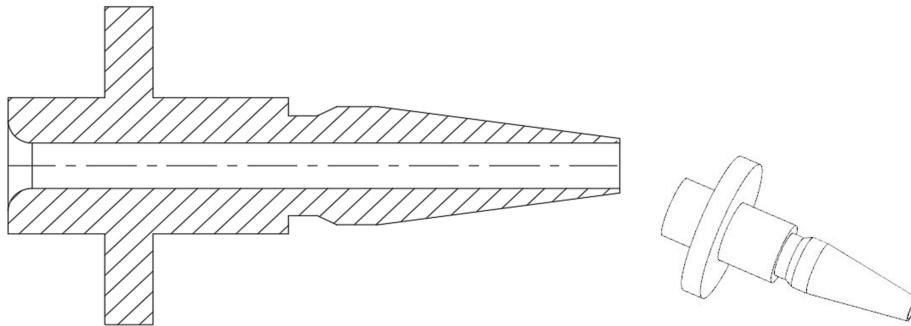
Sestava je složena ze dvou celků, které nejsou pevně spojeny. Pouze součást 7 je zasunuta do zbytku konstrukce před zahájením výroby.

Při výrobě je ještě potřeba trn na schnutí. Jedná se o tyč průměru 4,5mm a délky potřebné dle délky vyráběné cévy.



Obrázek 20: sestava [29]

7.2 Součást č. 1 – trn



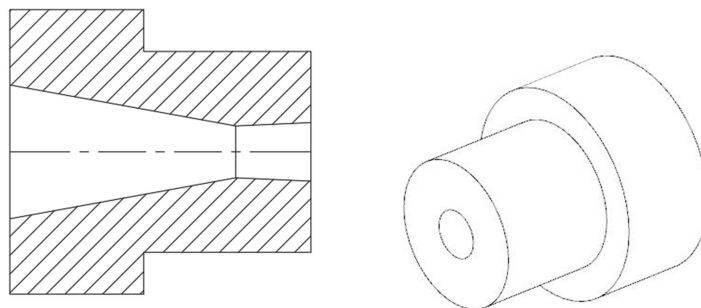
Obrázek 21 trn [29]

Jedná se o dutou rotační součást, vyrobenou z nerezové oceli. U vstupu polyesterové matrice zaoblenu, neb zde dochází ke styku s polyesterovou matricí, jakožto základ pro budoucí cévu. Vnitřní část součásti nepřichází k přímému styku s kolagenní hmotou. Naopak vnější část, specifičtěji kuželová část a drážka, je určena k přímému styku s kolagenní hmotou a proto je na těchto místech poteflována, aby neulpíval kolagenní materiál. Drážka zde slouží k akumulaci kolagenní hmoty a k hladšímu toku v koncové části. Tím je zmenšená zmetkovitost v důsledku nedostatečného toku materiálu.

Tok ze součásti č. 6 a součásti č. 3 protéká na tuto část do drážky. Zde se stáčí a dále je skrz zúženou část dopraven na kuželovitou část. Zde je od součásti č. 2 zakroucen. Část 1 je kontaktně napojena na část 3 a 4.

Polotovár je kruhová tyč o průměru 35mm. Výroba začíná vyvrtáním vnitřní trubičky a vysoustružením náběhového poloměru. Následuje soustružení vnějšího obrysu.

7.3 Součást č. 2 – hlava



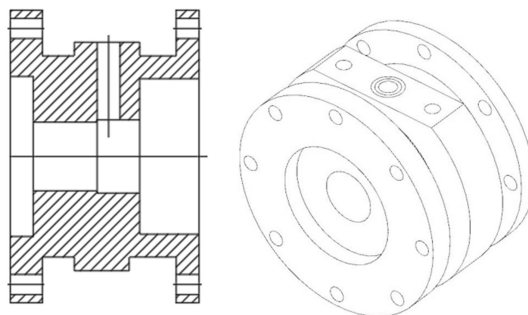
Obrázek 22 Hlava [29]

Součást 2 je dutá nerezová rotační část s pobronzovanou počáteční plochou a styčnou plochou k přírubě. Vnitřní část je kuželovitá. Jedná se o protičást ke kuželovité části součásti 1, avšak kuželovitost je strmější. Výsledkem je, že mezi součástkami č. 1 a 2 je původně mezera 2 mm a zmenšuje se až na výsledných 0,5mm.

Součást je kontaktně spojena se součástkami č. 3 a 4. Protáhlá část součásti slouží k napojení přes plochý řemen k pohonu. Tímto vzniká rotace, která zapříčiňuje rotaci vnějšího toku kolagenu v kuželovité části. Tím je zajištěno rotační nabalení kolagenních vláken na polyesterovou matrici. To má za následek vyšší pevnost umělé cévy podobně jako u cévy organického původu.

Výroba je z polotovaru kruhové tyče o průměru 35mm. Nejdříve je nutno vysoustružení obrysu, dále pak vyvrtat vnitřní otvor a vysoustružit vnitřní konturu. Konečná úprava vnějšího povrchu na IT6.

7.4 Součást č. 3 – tělo



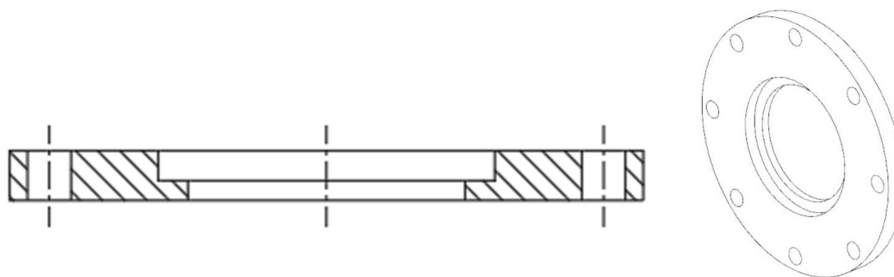
Obrázek 23: Tělo [29]

Jedná se o nejsložitější část sestavy. Je to rotační díl s vyfrézovanou středovou částí. Z horní části je vyvrtán otvor pro vnější tok, drážka pro těsnění a další dvě

závitové díry pro uchycení součásti č. 6. Zároveň jde o hlavní nosnou část celého stroje. Vnější tok protéká skrz otvor k součásti č. 1 do akumulčního prostoru odtud mezi součásti č. 1 a 3 dojde k zúžení a usměrnění toku do kuželovité části. Ve spodní vyfrézované části jsou vytvořeny otvory pro uchycení na pracovní plochu.

Veškeré plochy musí být soustruženy na požadovanou geometrickou toleranci. Výroba je z polotovaru kruhové tyče o průměru 70 mm a délky 45 mm. Soustružená z vnějšku na základní obrys a poté střední část vyfrézována. Následně je vysoustružena vnitřní část a navrtán otvor z horní části. Konečná úprava vnitřní části na IT7. Uložení součásti č. 2 je H7/h6 což je doporučení pro kluzné ložisko.

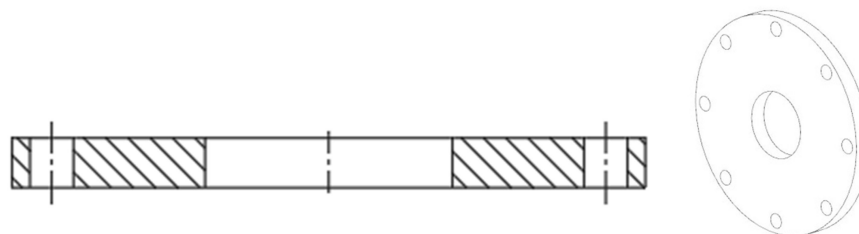
7.5 Součást č. 4 – přední příruba



Obrázek 24: Přední příruba [29]

Jedná se o plochou přírubu s průměrem 65 mm, vnitřním průměrem 28 mm a drážkou z levé strany o průměru 34 mm. Tato drážka slouží k zabezpečení součásti 2. Vnitřní část je pobronzována, neb součást 2 klouže po této ploše. Po obvodu je 8 děr pro uchycení k části 3. Polotovar je kruhová tyč o průměru 70 mm. Konečná úprava vnitřní části na IT6.

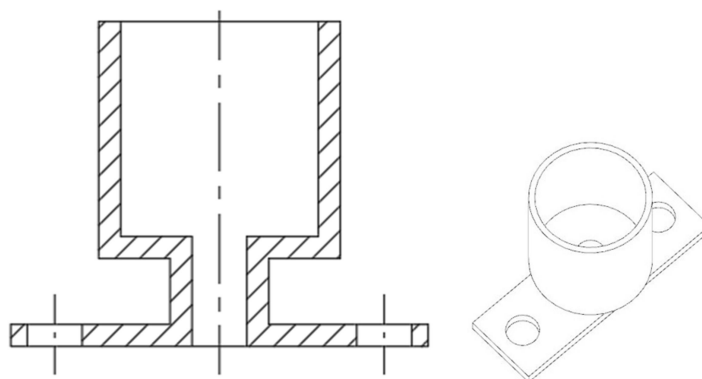
7.6 Součást č. 5 – zadní příruba



Obrázek 25: zadní příruba [29]

Jedná se o plochou přírubu s průměrem 65 mm a vnitřním průměrem 25 mm. Je to nerezová součást sloužící k uchycení součásti č. 1. Po obvodu je opět 8 děr k uchycení k části 3. Polotovar je kruhová tyč o průměru 70 mm. Není třeba přesná konečná výroba.

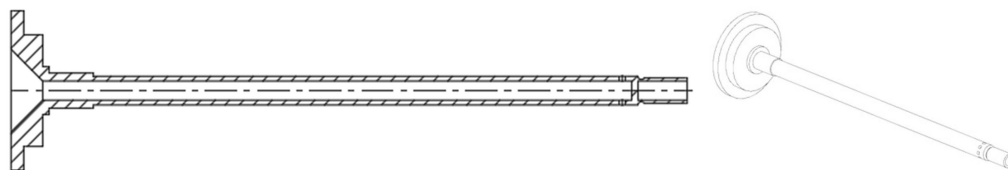
7.7 Součást č. 6 – zásobník



Obrázek 26: Zásobník [29]

Součást 6 slouží jako zásobník kolagenní hmoty pro vnější tok. Pístem je tlačena skrz náustek do části 3. Uložení pístu není předmětem mé práce, a proto chybí ve výkresové dokumentaci.

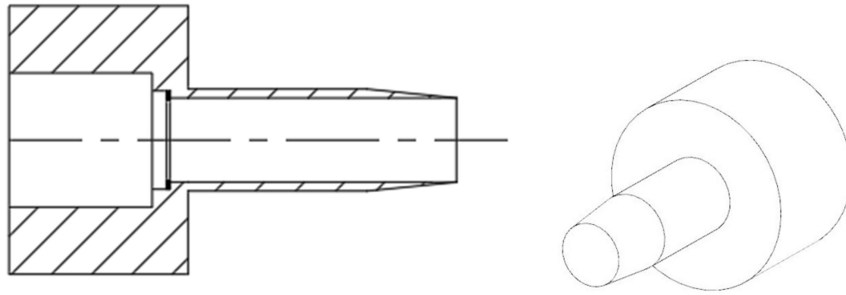
7.8 Součást č. 7 - trn vnitřní



Obrázek 27: trn vnitřní [29]

Jedná se o zaslepenou trubičku s vnitřním poloměrem 3mm a vnějším 4,5 mm. U zaslepení je 8 otvorů průměru 1 mm. Tato součást slouží k vnitřnímu plnění PE matrice. Zároveň rotuje s úhlovou rychlostí 23,3 rad/s. Rotací při plnění dochází k nanášení kolagenních vláken v pootočeném směru, což opět zlepšuje mechanické vlastnosti. Výroba by měla probíhat na 3D tiskárně z kovového materiálu, přesněji z nerezové ocele. Například firma *Innomia a.s.* nabízí možnost kovového 3D tisku i z nerezové oceli typu 1.4542. Maximální rozměry tisku jsou 250 x 250 x 212 mm s tloušťkou vrstvy 0,02-0,04 mm, což stačí pro výrobu této součásti. Po vytištění je třeba vnější povrch zabrousit na dostatečnou kvalitu, aby nedošlo k poškození polyesterové matrice při průchodu kolem.

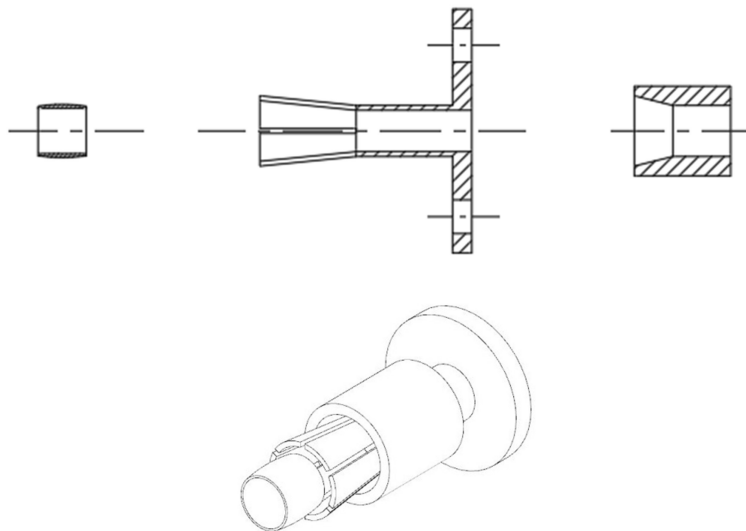
7.9 Součást č. 8 – nosič



Obrázek 28: Nosič [29]

Tato součást má několik funkcí. Slouží jako ložisko pro vnitřní součást 7 a slouží i jako nosič polyesterové matrice. Odtud je tažena skrz stroj až k „tahátku“. Uvnitř součásti 8 se nachází těsnění, aby se mazací olej nedostal kapilárními silami k matrici.

7.10 Součást č. 9, 10 a 11 – táhlo



Obrázek 29: táhlo [29]

„Táhlo“ nebo-li součásti tahající polyesterovou punčošku ze stroje se skládá z čelistí, prstenovitého tvaru a pojistky. Pojistka je navlečena na čelist. Polyesterová trubička je přetažena přes prsten, uchycena do čelistí a posunutím pojistky je trubička bezpečně uchycena. Celá tato část je pak uchycena na pístu, který se dokáže pohybovat konstantní rychlostí. Výhodou tohoto systému je, že skrz tyto součásti lze vést tm. Všechny části jsou z nerezové oceli.

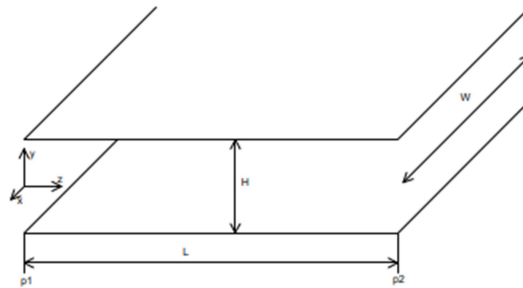
8. Výpočtová část

Tok ve stroji jde rozdělit na 2 hlavní části. Vnější a vnitřní tok. Vnitřní tok se skládá z toku kruhovou trubkou a zakončenou rozdělením do jednotlivých otvorů. Vnější tok se skládá z toku kruhovou trubkou a tokem v mezikruží.

8.1. Tlaková ztráta ve stroji

Celkovou tlakovou ztrátu jsem rozdělil na vnější a vnitřní tok. Zatímco vnitřní tok je pouze tokem v kruhové trubce, vnější tok jsem ještě musel rozdělit do více kategorií. První kategorie je také tokem v kruhové trubce, druhá kategorie je tokem v mezikruží a třetí kategorie je tokem v mezikruží se zmenšujícím se poloměrem. Jednotlivé tlakové ztráty v jednotlivých tocích sčítám. Jelikož se jedná pravděpodobně o laminární tok, dá se předpokládat, že místní ztráty budou malé. Z tohoto důvodu místní ztráty nepočítám přesně, ale volím koeficient bezpečnosti za místní ztráty = 1,15. Větší ztrátu nepředpokládám. Ve třetí části aproximuje přesné řešení numerickou metodou. Rozdělením délky kužele na nekonečně malé části se blížím přesnému řešení s minimální odchylkou.

8.1.1. Tlaková ztráta prouděním mezikružím



Obrázek 30 obdélníková štěrbina [29]

V rámci zjednodušení výpočtů uvažuji, že tok v mezikruží je podobný jako tlakový tok v obdélníkové štěrbině. Zda lze použít rozvoj z mezikruží na štěrbinu určuje poměr $R1/R2$. Pro první část toku jsou rovnice následující:

Rovnice kontinuity:

$$\left\{ \frac{\partial \rho}{\partial t} + (\vec{u} \cdot \nabla) \rho \right\} + \rho \nabla \cdot \vec{u} = 0 \quad (13)$$

$$\frac{\partial u_x}{\partial x} + \frac{\partial u_y}{\partial y} + \frac{\partial u_z}{\partial z} = 0 \quad (14)$$

$$\frac{\partial u_z}{\partial z} = 0 \quad (15)$$

Couchyho rovnice:

$$\rho \left\{ \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + (\vec{u} \cdot \nabla) \vec{u} \right\} = -\nabla p + \nabla \cdot \vec{\tau} + \rho \vec{f} \quad (16)$$

Pro směr z:

$$\rho \left\{ \frac{\partial u_z}{\partial t} + u_x \frac{\partial u_z}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_z}{\partial y} + u_z \frac{\partial u_z}{\partial z} \right\} = -\frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zz}}{\partial z} + \rho f_z \quad (17)$$

Zde můžeme doplnit to, že předpokládám ustálený tok tzn. Akumulaci je nulová, rychlost ve směru x a y jsou nulové a z rovnice kontinuity dostáváme, že derivace „ u_z “ podle „z“ je nulová. Dále můžeme doplnit, že tečné napětí v rovinách „xz“ a „zz“ je také nulové. Veškeré vnější síly jsou nulové, nebo blížíci se nule a tedy zanedbatelné.

$$\begin{aligned} \rho \left\{ 0 + 0 * \frac{\partial u_z}{\partial x} + 0 * \frac{\partial u_z}{\partial y} + u_z * 0 \right\} \\ = -\frac{\partial p}{\partial z} + 0 + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + 0 + 0 \end{aligned} \quad (18)$$

$$0 = -\frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} \quad (19)$$

$$\frac{\partial p}{\partial z} = \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} \quad (20)$$

$$\frac{\partial^2 p}{\partial z^2} = 0 \stackrel{!}{\Rightarrow} \text{konstanta} \stackrel{!}{\Rightarrow} \frac{\Delta p}{L} = \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} \quad (21)$$

$$\frac{\Delta p}{L} y + C_0 = \tau_{yz} \quad (22)$$

OP: $\tau_{yz}(y = 0) = 0 \Rightarrow C_0 = 0$

$$\frac{\Delta p}{L} y = \tau_{yz} \quad (23)$$

Konstitutivní rovnice: $\tau = K|\dot{\gamma}|^{m-1}\dot{\gamma}$ a po úpravě

$$\frac{\Delta p}{L} y = -K \left| \frac{\partial u_z}{\partial y} \right|^{m-1} \frac{\partial u_z}{\partial y} \quad (24)$$

$$\frac{\Delta p}{L} y = -K \left(\frac{\partial u_z}{\partial y} \right)^{m-1} \frac{\partial u_z}{\partial y} \quad (25)$$

$$\left(\frac{-\Delta p}{KL} y \right)^{\frac{1}{m}} = \frac{\partial u_z}{\partial y} \quad (26)$$

$$\frac{m}{m+1} \left(\frac{-\Delta p}{KL} \right)^{\frac{1}{m}} y^{\frac{m+1}{m}} + C_1 = u_z \quad (27)$$

Okrajová podmínka: $u_z(y=H/2)=0$

$$C_1 = \frac{m}{m+1} \left(\frac{-\Delta p}{KL} \right)^{\frac{1}{m}} \left(\frac{H}{2} \right)^{\frac{m+1}{m}} \quad (28)$$

$$u_z = \frac{m}{m+1} \left(\frac{-\Delta p}{KL} \right)^{\frac{1}{m}} \left[\left(\frac{H}{2} \right)^{\frac{m+1}{m}} - y^{\frac{m+1}{m}} \right] \quad (29)$$

$$\dot{V} = W \int_{-H/2}^{H/2} u_z dy \quad (30)$$

$$\dot{V} = 2W \int_0^{H/2} \frac{m}{m+1} \left(\frac{-\Delta p}{KL} \right)^{\frac{1}{m}} \left[\left(\frac{H}{2} \right)^{\frac{m+1}{m}} - y^{\frac{m+1}{m}} \right] dy \quad (31)$$

$$\dot{V} = \frac{2m}{2m+1} \left(\frac{-\Delta p}{KL} \right)^{\frac{1}{m}} \left(\frac{H}{2} \right)^{\frac{2m+1}{m}} W \quad (32)$$

Jelikož z předchozího vztahu víme vše, kromě tlakové ztráty, je potřeba vzorec upravit pro tlakovou ztrátu. Dochází jen ke změně znaménka, kdy měním $\Delta p = (p_1 - p_2)$ na $\Delta p = (p_2 - p_1)$.

$$\Delta p = KL * \left(\frac{\dot{V}}{\left(\frac{H}{2} \right)^{\frac{2m+1}{m}} W} \frac{2m}{2m+1} \right)^m \quad (33)$$

Rovnice 40 se tak pro nás stává závěrem této kapitoly. V následných kapitolách do ní dosadíme.

8.1.2. Tlaková ztráta prouděním v kruhové trubce

Vycházíme opět z Couchyho rovnice tentokrát v cylindrických souřadnicích. Rovnice pro směr „z“ uvádí:

$$\begin{aligned} \rho \left\{ \frac{\partial u_z}{\partial t} + u_r \frac{\partial u_z}{\partial r} + \frac{u_\varphi}{r} \frac{\partial u_z}{\partial \varphi} + u_z \frac{\partial u_z}{\partial z} \right\} \\ = - \frac{\partial p}{\partial z} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (r \tau_{rz}) + \frac{1}{r} \frac{\partial \tau_{\varphi z}}{\partial \varphi} + \frac{\partial \tau_{zz}}{\partial z} + \rho f_z \end{aligned} \quad (34)$$

Jelikož se nejedná o akumulaci, ale ustálený tok, vyškrtáváme celou levou stranu rovnice. Po úpravě nám pak vychází rovnice:

$$0 = - \frac{\partial p}{\partial z} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (r \tau_{rz}) \quad (35)$$

Opět uvažujeme lineární tlakovou ztrátu (viz výše – druhá derivace vychází, že tlak klesá lineárně)

$$\frac{\Delta p}{L} r = \frac{d}{dr} (r \tau_{rz}) \quad (36)$$

Integrací získáme vztah pro napětí

$$\tau_{rz} = \frac{\Delta p}{2L} r + \frac{C}{r} \quad (37)$$

Kde C je konstanta. Okrajová podmínka $\tau_{rz}(r=0)=0 \Rightarrow C=0$

$$\tau = K |\dot{\gamma}|^{m-1} \dot{\gamma} \quad (38)$$

$$\dot{\tau} = 2K \left| \frac{du_z}{dr} \right|^{m-1} \frac{du_z}{dr} \quad (39)$$

Spojením této rovnice se 44. Rovnicí získáme:

$$K \left(\frac{-du_z}{dr} \right)^m = \frac{-\Delta p}{2L} r \quad (40)$$

Následnou úpravou a integrací získáváme vztah pro kruhové potrubí:

$$u_z = \frac{m}{m+1} \left(\frac{\Delta p R}{2LK} \right)^{1/m} R \left[1 - \left(\frac{r}{R} \right)^{\frac{m+1}{m}} \right] \quad (41)$$

Přes integraci průřezu získáme objemový průtok. Objemový průtok je pro nás mnohem důležitější, neb v této části mi jde pouze o tlakovou ztrátu.

$$\dot{V} = 2\pi \int_0^R u_z r dr = \frac{2\pi m}{m+1} \left(\frac{\Delta p}{2LK} \right)^{1/m} \int_0^R \left\{ r R^{\frac{m+1}{m}} + r^{\frac{2m+1}{m}} \right\} dr \quad (42)$$

Po úpravě a dosazení získáváme vztah pro objemový průtok jako:

$$\dot{V} = \pi \frac{m}{3m+1} \left(\frac{\Delta p R}{2LK} \right)^{1/m} R^3 \quad (43)$$

Vztah pro průměrnou rychlost získáme podělením objemového průtoku průřezem plochy

$$\bar{u}_z = \frac{\dot{V}}{\pi R^2} = \frac{m}{3m+1} \left(\frac{\Delta p R}{2LK} \right)^{1/m} R^3 = \frac{m}{3m+1} \left(\frac{\Delta p R}{2LK} \right)^{1/m} R \quad (44)$$

Tento vztah můžeme dále upravit pro používání průměru místo poloměru a na to na vztah:

$$\bar{u}_z = \frac{m}{2(3m+1)} \left(\frac{\Delta p d}{4LK} \right)^{1/m} d \quad (45)$$

Tento vztah nám pomůže zjistit průměrnou rychlost při dané tlakové ztrátě. Náš problém je však opačný, tedy jaká tlaková ztráta je při dané rychlosti. Proto předchozí vztah musíme upravit a vyjádřit z toho tlakovou ztrátu. Výsledný vztah vypadá pak následovně:

$$\Delta p = \frac{4LK}{d} \left(\frac{2(3m+1)\bar{u}}{md} \right)^m \quad (46)$$

Jelikož se mi však mění průměr a tedy i různá střední rychlost, je lepší si z rovnice 50 dopočítat tlakovou ztrátu z objemového toku. Po úpravě rovnice dostáváme vztah:

$$\Delta p = \frac{2LK}{R} \left(\frac{3m+1}{m} \frac{\dot{V}}{\pi R^3} \right)^m \quad (47)$$

8.1.3. Celkové tlakové ztráty

V předchozí části jsem uvedl základní vzorce potřebné pro výpočet. V této části dosadím do jednotlivých rovnic a uvedu potřebné výsledky.

8.1.3.1. Tlakové ztráty – vnitřní tok

Vnitřní tok tedy rozkládám na tok dlouhou trubicou a tok výpustí, což je též tok trubicou, avšak dochází k rozdělení objemového toku. Předpoklad je, že zde se tok dělí do všech výpustí stejně. Jelikož se objekt nachází kolmo na tíhové pole, je možné, že ve skutečnosti bude drobná odchylka, která se však nebude příliš lišit od teoretických výpočtů.

Do rovnice 47 tedy dosazuji hodnoty vnitřní části trubičky. Hodnoty jsou následující:

	část	
	1	2
L	0,092	0,00075
R1	0,0015	0,0005

Tabulka 5: hodnoty pro vnitřní tok

Po uvedení hodnot rovnice vypadá takto:

$$\begin{aligned} \Delta p_{i\check{c}1} &= \frac{2LK}{R} \left(\frac{3m+1}{m} \frac{\dot{V}}{\pi R^3} \right)^m \\ &= \frac{2 * 0,092 * 930}{0,0015} \left(\frac{3 * 0,28 + 1}{0,28} \frac{1,31 * 10^{-7}}{\pi * 0,0015^3} \right)^{0,28} \\ \Delta p_{\check{c}1} &= 390367,9 \text{ Pa} \end{aligned} \quad (48)$$

Stejná rovnice platí i pro rozvětvení pouze s jinými hodnotami. Hodnoty jsou uvedeny v tabulce 5:

$$\Delta p_{i\check{c}2} = \frac{2 * 0,00075 * 930}{0,0005} \left(\frac{3 * 0,28 + 1}{0,28} \frac{1,31 * 10^{-7}}{8 * \pi * 0,0015^3} \right)^{0,28} = 53684 \text{ Pa} \quad (49)$$

Zde je otázkou jak vnímat místní ztráty při rozdělení toku. Dalo by se to chápat jako koleno s ohybem 90°, i jako rozšíření. Jelikož se však jedná o organickou hmotu, je obtížné toto přesně počítat. Z tohoto důvodu počítám celkovou ztrátu s koeficientem bezpečnosti 1,15.

Celková ztráta je pak:

$$\Delta p = 1,15(\Delta p_{i\check{c}1} + \Delta p_{i\check{c}2}) = 510,7 \text{ kPa} \quad (50)$$

8.1.3.2. Tlakové ztráty – vnější tok

Vnější tok tedy musím rozdělit na 3 části. Na část kruhovou, mezikruží a mezikruží se zmenšujícím se průměrem. Opět je předpoklad rovnoměrná distribuce a místní ztráty ve smyslu zahrnutí v konečném koeficientu.

Pro první část tedy potřebuji stejnou rovnici jako pro vnitřní část, pouze se změni hodnoty pro první část (viz tabulka 6):

	část		
	1	2	3
L	0,027	0,0093	0,025
R1	0,005	0,016	0,007
R2	-	0,013	0,006

Tabulka 6: hodnot pro vnější tok.

Opět stačí dosadit a vypočítat:

$$\Delta p_{o\check{c}1} = \frac{2LK}{R} \left(\frac{3m+1}{m} \frac{\dot{V}}{\pi R^3} \right)^m \quad (51)$$

$$= \frac{2 * 0,027 * 930}{0,0025} \left(\frac{3 * 0,28 + 1}{0,28} \frac{1,44 * 10^{-7}}{\pi * 0,0025^3} \right)^{0,28}$$

$$\Delta p_{o\check{c}1} = 12975,56 \text{ Pa}$$

Pro druhou část potřebujeme rovnici 33.

Za výšku H dosazují $\frac{D_2-D_1}{2} = \frac{0,016-0,013}{2} = 0,015m$ a za šířku kanálu dosazují obvod středního průměru

$$W = 2\pi R_s = 2\pi \frac{R_2+R_1}{2} = \pi \frac{D_2+D_1}{2} = \pi \frac{0,016+0,013}{2} = 0,04555m \quad (52)$$

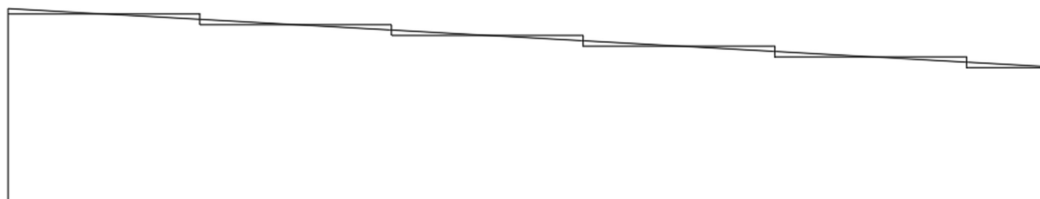
$$\Delta p_{o\check{c}2} = KL * \left(\frac{\dot{V}}{\left(\frac{H}{2}\right)^{\frac{2m+1}{m}} W} \frac{2m}{2m+1} \right)^m$$

$$= 930 * 0,0093 \quad (53)$$

$$* \left(\frac{1,44 * 10^{-7}}{\left(\frac{0,0015}{2}\right)^{\frac{2*0,28+1}{0,28}} 0,04555} \frac{2 * 0,28}{2 * 0,28 + 1} \right)^{0,28}$$

$$\Delta p_{o\check{c}2} = 9234,278 \text{ Pa}$$

V poslední části jsem musel celý úsek rozdělit do „n“ částí. Jelikož celkový úsek je dlouhý 27mm zvolil jsem si délku sledovaného úseku 0,1mm a tedy celý úsek rozdělil na 270 částí.

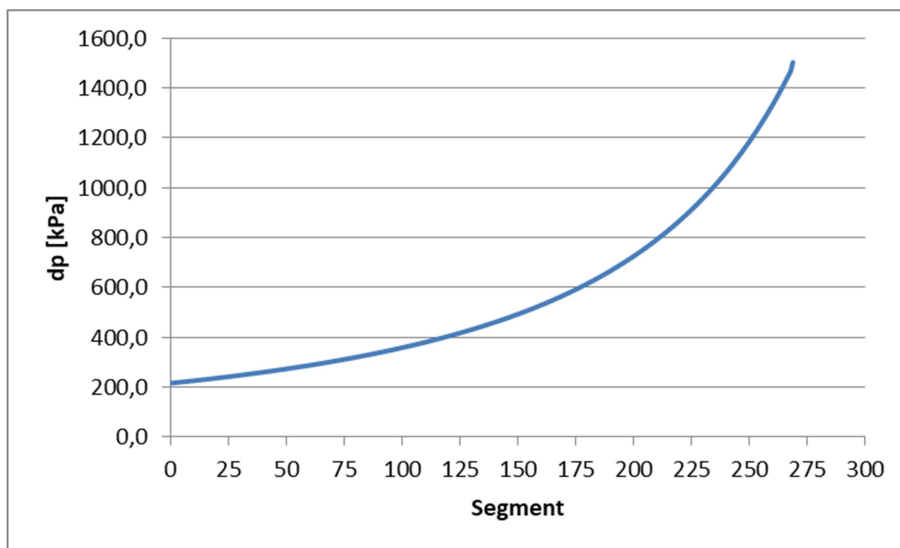


Obrázek 31: schéma nahrazení geometrie systémem segmentů [29]

Z geometrie jsem určil křivku měnícího se průměru, z toho dopočítal měnící se výšku mezery a šířku mezery. Pro každý takový úsek jsem dopočítal tlakovou ztrátu. Celková ztráta je pak součet tlakových ztrát jednotlivých úseků. Můžeme tedy rovnici 33 upravit pro tento případ jako součet:

$$\begin{aligned} \Delta p_{o\check{c}3} &= \sum_{i=1}^n \Delta p_{o\check{c}3i} \\ &= \sum_{i=1}^n KL * \left(\frac{\dot{V}}{\left(\frac{H_i}{2}\right)^{\frac{2m+1}{m}} \pi \frac{d_{2i} + d_{1i}}{2}} \frac{2m}{2m + 1} \right)^m \end{aligned} \quad (54)$$

Kde n je celkový počet částí a tedy n=270. Předpoklad pro tuto metodu je, že tlaková ztráta bude v každém dalším segmentu narůstat. Z grafu 2 vidíme, že náš odhad je správný a tlaková ztráta narůstá s mocninou funkcí.



Graf 2: Tlak v jednotlivých segmentech [29]

To je způsobeno jak zvětšující se délkou, tak zužující se výškou, zužujícím se průměrem a šířkou štěrbin. Celková ztráta pro 3. část je:

$$\Delta p_{o\check{c}3} = 150606,5 \text{ Pa} \quad (55)$$

Celková ztráta pro vnější tok je s přihlédnutím k místním ztrátám:

$$\begin{aligned} \Delta p_o &= 1,15(\Delta p_{o\check{c}1} + \Delta p_{o\check{c}2} + \Delta p_{o\check{c}3}) \\ &= 1,15(12,976 + 9,234 + 150,607) = 198,95 \text{ kPa} \end{aligned} \quad (56)$$

Celková ztráta vnějšího toku je 198,95kPa a celková ztráta vnitřního toku je 510,7kPa. Zde musíme uvažovat nepřesnost mocninného modelu. Z diplomové práce Ing. Jana Štípka vím, že směs kolagenní hmoty v jiném poměru může vykazovat jiné hodnoty koeficientu konzistence a indexu toku. Například pro směs kolagenu 9 % hm a vodu je hodnota $m=0,38$ a $K=1400\text{Pa}\cdot\text{s}$. Pro tyto hodnoty jsou tlakové ztráty:

- $\Delta p_i=993,5\text{kPa}$
- $\Delta p_o=343\text{kPa}$

Proto k přihlédnutí bezpečnosti jsou v další kapitole uváděny tyto tlakové ztráty.

8.2. Pevnost

V této části dopočítám působení tlaku a krutu na jednotlivé části. Ačkoli tlaková ztráta postupně klesá, dopočítávám na maximální možný tlak. Tím se dostávám na stranu bezpečnosti. Tento oddíl jsem rozdělil na namáhání tlakem a krutem. Bezpečnost počítám zvlášť. Pouze pokud bych se blížil k nižší bezpečnosti, použiju Guestovu hypotézu pro přesnější dopočet bezpečnosti.

Všechny součásti až na součást 7 jsou z nerezové oceli 1.4407 s mezí pevnosti $R_{p0,2}=280\text{MPa}$. Součást 7 je z důvodu výroby vyrobena z nerezové oceli 1.4542 s $R_{p0,2}=700\text{MPa}$.

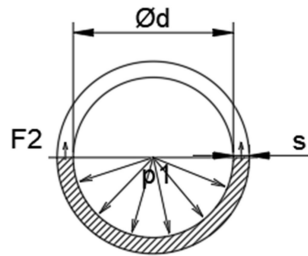
8.2.1. Pevnost vnitřních částí

Pevnost vnitřní části je namáhána od vnitřního toku. Tedy jediná část, která je vnitřně namáhána, je pouze součást 7, vnitřní trubička.

8.2.1.1. Působení tlaku na vnitřní části

Vnitřní přetlak je $\Delta p=993\text{kPa}$.

K výpočtům potřebuji následující skici pro znázornění úvahy a dopočtu.



Obrázek 32: schéma síly v trubce [29]

Aby nedošlo k poškození, musí být síly v rovnováze. Akční síla – rozdíl tlaku – se snaží trubičku roztrhnout. Reakční síla v materiálu toto drží. Pro pomyslnou rovinu středem trubky dopočítám rovnovážný stav pro obvodové napětí:

$$F_1 = F_2 \quad (57)$$

$$\Delta p D L = 2 s L \sigma \quad (58)$$

$$\sigma_o = \frac{\Delta p D}{2 s} = \frac{\Delta p r}{s} \quad (59)$$

Pro radiální napětí vychází napětí $\sigma = -\Delta p$

Pro celkovou pevnost od tlaku potřebuji ještě Guestovu hypotézu:

$$\sigma_E = \sigma_1 - \sigma_3 = \sigma_o - (-\Delta p) \quad (60)$$

$$\sigma_E = \frac{\Delta p r}{s} + \Delta p \leq \sigma_D v \quad (61)$$

Pro dopočet tloušťky pak stačí jen upravit vzorec:

$$s \geq \frac{\Delta p r}{2(\sigma v - \Delta p)} \quad (62)$$

Pokud uvažujeme za materiál nerezovou ocel s mezí kluzu $\sigma_{Re}=280\text{MPa}$ s bezpečnostní 1,5 a koeficient svaru $v=0,7$, můžeme dopočítat minimální tloušťku:

$$s \geq \frac{1 * 1,5}{2 * \left(\frac{700}{1,5} * 0,7 - 1\right)} = 0,0023\text{mm} \quad (63)$$

Jelikož mám navrženou tloušťku 0,75mm, mohu bezpečně říct, že materiál je vhodný. Dupočet bezpečnosti pak dopočítám jako podíl meze kluzu k napětí.

$$k = \frac{\sigma_{Re}}{\sigma} = \frac{\sigma_{Re}}{\frac{\Delta p r}{2s} + \Delta p} = \frac{700}{\frac{1 * 1,5}{2 * 0,75} + 1} = \frac{280}{2} = 350 \quad (64)$$

Tedy i bezpečnost více než vyhovuje včetně přídatku na korozi.

8.2.2. Pevnost vnějších částí

Pevnost vnějších dílů zahrnuje větší počet součástí. Jedná se o vnější přetlak pro součást č. 1, vnitřní přetlak pro součásti č. 2 a 3

8.2.2.1. Tlakové působení na vnější část

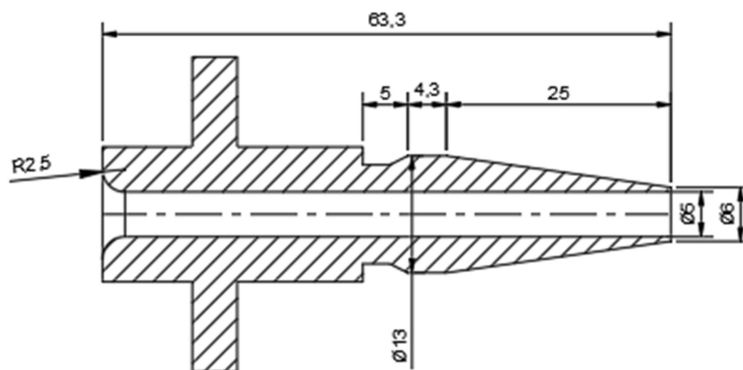
Jelikož vzorce pro vnitřní přetlak jsou stejné jako pro vnitřní tok, dosadím zde pouze tabulku se všemi potřebnými údaji. Zde tedy rozepíšu výpočet pouze pro vnější přetlak týkající se součásti č. 1.

Dle ČSN 690010, část 4.5 určuje minimální tloušťku bez přídatku na korozi jako:

$$s_r = \max \left\{ K_2 * D * 10^{-2}; \frac{1,1pD}{2\sigma_D} \right\} \quad (65)$$

Kde K_2 je koeficient určovaný z grafu, D je vnější průměr. P je tlak a σ_D je dovolené napětí.

Pro zjištění K_2 z grafu je třeba dopočítat koeficienty K_1 a K_3 . K_1 je koeficient bezrozměrného tlaku a K_3 je bezrozměrná délka.



Obrázek 33: schéma trnu [29]

Jelikož se jedná o těleso s různou tloušťkou, počítám s nejhorsími možnými podmínky. Vnější průměr tedy 6mm, délka 34,3mm a tloušťka 0,5mm. Dovolené napětí opět pro konstrukční ocel s $\sigma_D=186\text{MPa}$.

Koeficienty K_1 a K_3 dopočítám jako:

$$K_1 = \frac{n_u p}{2,4 * 10^{-6} * E} \quad (66)$$

Kde n_u je bezpečnost 2,4, p je rozdíl tlaku a E je Youngův modul pružnosti. Po dosazení dostáváme:

$$K_1 = \frac{2,4 * 0,4}{2,4 * 10^{-6} * 2,1 * 10^5} = 1,9 \quad (67)$$

Pro koeficient K_3 máme vztah s dosazením

$$K_3 = \frac{L}{D} = \frac{34,3}{6} = 5,72 \quad (68)$$

K_2 odečteno z grafu je pak následně 0,4.

Zpětně dosazeno do rovnice dostáváme:

$$s_r = \max \left\{ 0,4 * 6 * 10^{-2}; \frac{1,1 * 0,40 * 6}{2 * 186} \right\} \quad (69)$$

$$s_r = \max \{ 0,024; 7,1 * 10^{-3} \} \quad (70)$$

Navrhnutá tloušťka $s=0,5\text{mm}$ je tedy více jak dostatečná i s přídavkem na korozi.

Pro součást č. 2 a 3 platí vzorce jako z vnitřního toku. Jelikož součást č. 2 je kuželovitá, počítám pro největší průměr. Část 3 je nepravidelného tvaru, počítám tedy minimální tloušťku a dle výsledku provádím diskuzi, zda součást udrží zmíněný přetlak.

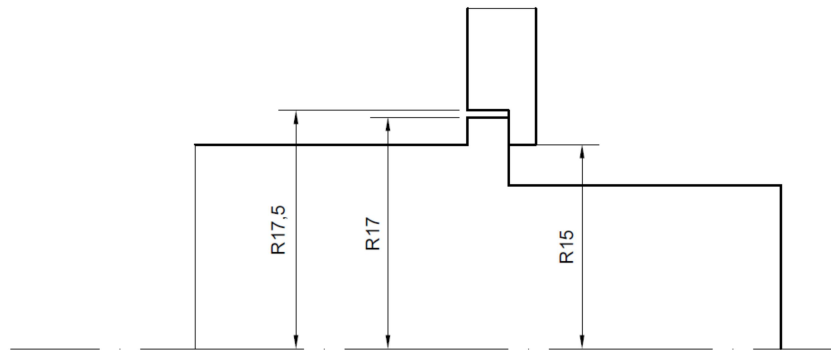
	část 2	část 3
Δp	0,4	0,4
R	8	2,5
σ_D	186	186
s	0,0114	0,0035
k	18,5	57,0

Tabulka 7: hodnoty pro pevnost

Kde Δp je rozdíl tlaku v MPa, R je poloměr v mm, σ_D je dovolená mez kluzu v MPa, „s“ je tloušťka v mm a „k“ je bezpečnost. Pro část 3 vychází dostatečná bezpečnost stejně jako pro část 2. Z tohoto důvodu můžeme předpokládat, že další dopočet není potřeba.

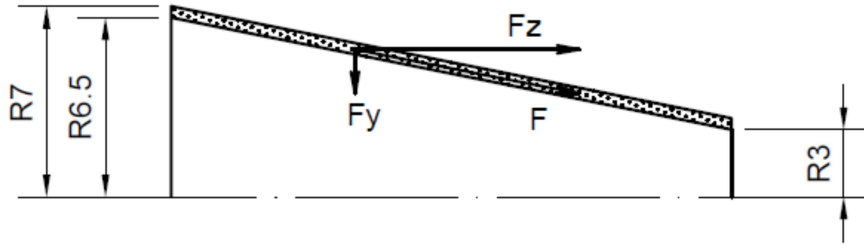
8.3. Otláčení

K výpočtu otláčení potřebuji dvě skici pro vysvětlení.



Obrázek 34: schéma otláčení [29]

Tato skica ukazuje plochu, která je náchylná na otláčení. Jedná se o plošku mezi součásti 2 a 4. Druhá skica potřebná pro vysvětlení ukazuje, kde a jak velká síla tlačí na tuto plochu. Tato síla vzniká z proudění a tlakové ztráty.



Obrázek 35: schéma síl ve vnitřním toku [29]

Zde musím upozornit, že skica je zjednodušená, což pouze zvětšuje sílu. Tedy tímto si zjednoduším výpočet a zároveň navrhuju na nejhorší možný stav.

Celkovou sílu dopočítám jako:

$$F = \Delta p * S_1 \quad (78)$$

Kde S_1 je plocha mezikruží, Δp je tlaková ztráta a F je celková síla. Plochu dopočítám jako

$$S_1 = \pi(r_1^2 - r_2^2) \quad (79)$$

Tato síla se však celá nevyužije jako otláčující element. Potřebná síla, F_z je tedy cosinem celkové síly. Z rozměrů na skice jsem schopen dopočítat velikost úhlů a z toho celkovou sílu, která působí jako otláčení. Otláčení pak dopočítám z první skici jako plochu, která se dotýká části – označená jako S_2 .

Úhel tedy dopočítám jako:

$$\varphi = \arctg\left(\frac{R1 - R2}{L}\right) \quad (80)$$

Z úhlu a celkové síly pak dopočítám sílu působící ve směru z.

$$F_z = F * \cos(\alpha) = \Delta p * \pi(R_1^2 - R_2^2) * \cos\left[\arctg\left(\frac{R1 - R2}{L}\right)\right] \quad (81)$$

Z obrázku 29 si mohu dopočítat otláčující plochu:

$$S_2 = \frac{\pi}{4}(D_{01}^2 - D_{02}^2) \quad (82)$$

Tlak působící otláčení pak dopočítám z podílů síly a plochy:

$$p = \frac{F_z}{S_2} = \frac{\Delta p * 4 * (r_1^2 - r_2^2) * \cos \left[\arctg \left(\frac{R1 - R2}{L} \right) \right]}{(D_{o1}^2 - D_{o2}^2)} \quad (83)$$

Ze skic vím:

L	25	mm
D _{1střed}	5,25	mm
D _{2střed}	4,75	mm
Δp	343	kPa

Tabulka 8: Hodnoty pro otláčení

Z toho můžu pak dopočítat celkový tlak způsobující otláčení: Tlaková ztráta byla 343kPa.

$$p_{otlač} = \frac{\Delta p * 4 * (5,25^2 - 4,75^2) * \cos \left[\arctg \left(\frac{5,25 - 4,75}{27} \right) \right]}{(35^2 - 30^2)} \quad (84)$$

$$p_{otlač} \approx 0,062 * \Delta p \quad (85)$$

Po dosazení tlakové ztráty do rovnice nám vychází tlak $p_{otlač} = 0,062 * 343 = 21,1kPa$. Tento tlak není nebezpečný pro pobronzovanou část.

8.4. Působení krutu na vnější část

Působením krutu na vnější část dopočítávám jaký krouticí moment a výkon musí mít motor. Toto dopočítám opět z rovnice kontinuity, Couchyho rovnice a konstitutivní rovnice. Zde opět používám usnadnění, tedy že si tuto součást rozvinu a počítám ji jako průtok šterbinou. Nejdříve však musím dopočítat úhlovou rychlost pro součást 2. Opět vycházím, že rotační rychlost na konci součásti 2 musí být stejná jako výstupní rychlost trubičky. Z této úvahy si dopočítám úhlovou rychlost.

$$\omega = \frac{u}{r} = \frac{0,035}{0,0035} = 10rad/s \quad (71)$$

Z Couchyho rovnice a rovnice kontinuity vychází:

$$0 = \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} \quad (72)$$

Integrujeme a dostáváme, že:

$$\tau_{xy} = C_1 \quad (73)$$

Z předchozí a konstitutivní rovnice dostáváme vztah:

$$\tau_{xy} = C_1 = K \left(\frac{\partial u_x}{\partial y} \right)^m \quad (74)$$

Úpravou a dosazením okrajových podmínek získáme konečný vztah:

$$\tau_{xy} = K \left(\frac{\omega R}{H} \right)^m \quad (75)$$

Odtud se však snažím získat sílu:

$$F = \tau dS \quad (76)$$

Zde si opět zjednoduším výpočet a tedy rozdělením součásti 2 na kuželovitou část na rovnou část. Kuželovitou část si také zjednoduším na válcovou část o středním průměru.

Po úpravě a dosazení získáváme, že:

	část 1	část 2
S	0,009349	0,00180642
τ	2612,5	2716,8
F	2,97	5,96

Tabulka 9: hodnoty plochy, síly

Kde S je plocha v m^2 , F je výsledná síla v N.

Abych dostal krouticí moment, musím síly vynásobit příslušným poloměrem a sečíst.

Celkový krouticí moment pak vychází $M_k=0,058Nm$. Výkon pak dopočítám z úhlové rychlosti a krouticího momentu. Výsledný výkon tedy je:

$$P = M_K * \omega = 0,058 * 10 = 0,58W \quad (77)$$

Jelikož poměr poloměrů v mezikruží je $\kappa = \frac{R_1}{R_2} = \frac{D_1}{D_2} = \frac{13}{16} = 0,81$. To značí, že odchylka už bude větší než přijatelných 5%. Musíme se ovšem zamyslet, zda je tato odchylka důležitá v celém výpočtu.

Jelikož máme napojení součásti 2 k přírubě přes kluznou plochu, dá se předpokládat, že největší ztráta bude právě tady.

8.5. Chlazení

Jelikož se kolagen za vyšších teplot denaturuje, musíme ověřit, že kolagen se ve stroji neohřeje nad danou teplotu. Pro rybí kolagen je to 20 °C. Do stroje vstupuje kolagen o teplotě 5 °C (kolagen je vychlazen v chladničce). Předpoklad je, že stroj je umístěn v klimatizované místnosti o maximální teplotě 20 °C a tedy i stroj samotný má teplotu 20 °C která se průchodem kolagenu nesnižuje. Dále předpokládám, že odevzdaná energie toku není taková, aby to ochladilo stroj – uvažuji tedy nejhorší možný případ. Dále musím uvažovat ohřátí materiálu v důsledku disipovaného výkonu. Disipovaný výkon spočítám jako:

$$\dot{Q} = \dot{V} \Delta p \quad (86)$$

Entalpická bilance toku vypadá:

$$E_n = \dot{m}_1 c_{p1} T_1 + \dot{m}_2 c_{p2} T_2 + \dot{V} \Delta p \quad (87)$$

Z této rovnice můžeme předpokládat, že hmotnostní tok je stejný na začátku jako na konci, tedy $m_1 = m_2$, dále můžeme předpokládat, že teplotní rozdíl nebude natolik rozdílný, že by výrazně ovlivnil měrnou tepelnou kapacitu. Dále se nejedná o akumulaci energie, tedy rovnici můžeme upravit na tvar:

$$0 = \dot{m} c_p (T_1 - T_2) + \dot{V} \Delta p \quad (88)$$

Rovnici můžeme dále upravit na tvar:

$$\Delta T = \frac{-\Delta p}{\rho c_p} \quad (89)$$

Pokud dosadíme do rovnice naše hodnoty, dostaneme pro vnější tok

$$\Delta T = \frac{342929}{883 * 3690} = 0,105K \quad (90)$$

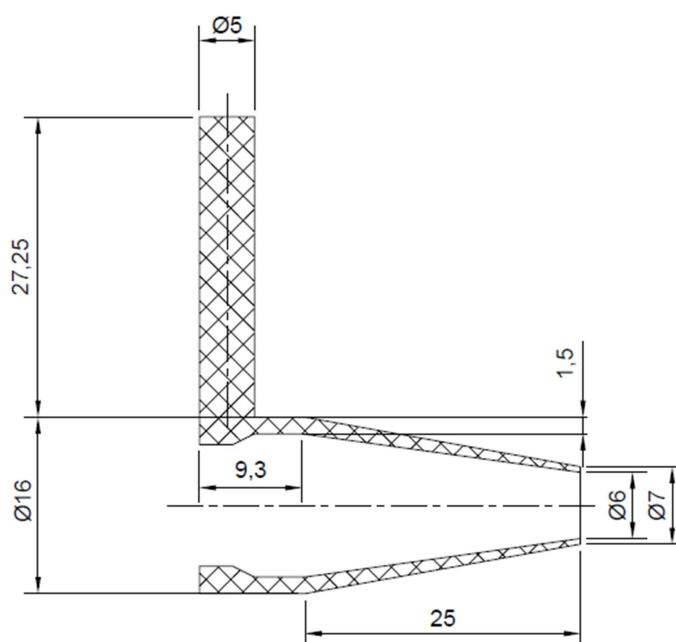
Disipací energie se nám materiál ohřeje z 5°C na 5,1°C, což není pro kolagen nikterak nebezpečné.

Pro vnitřní tok je pak ohřátí o:

$$\Delta T = \frac{993471}{883 * 3690} = 0,305K \quad (91)$$

Kolagen se výsledně ohřeje o 0,305K

Pro další část teplotní změny materiálu potřebuji skici toku kolagenu. Skici jsou dvě pro vnější a pro vnitřní tok kolagenní hmoty.



Obrázek 36 Negativ vnějšího toku [29]

Vnější tok jsem rozdělil do 3 částí. První z nich je kruhovitá část s délkou 27 mm a průměrem 5 mm, druhá část je mezikruží s délkou 9 mm a vnějším průměrem 16 mm, poslední část je zmenšující se mezikruží s vnějším průměrem 16mm a vnějším konečným průměrem 7 mm. Pro tuto část platí následující:

	část			jednotky
	I	II	III	
V	5,35E-07	6,35E-07	8,91E-07	m3
t	3,7	4,4	6,2	s
u	0,00735	0,00211	0,00528	m/s
S _{TP}	4,28E-04	8,47E-04	1,78E-03	m2
L	0,02725	0,0093	0,027	m
D1	0,005	0,016	0,0115	m
D2	-	0,013	0,0095	m

Tabulka 10: Hodnoty pro dopočet teplot

Potřebuji následně dopočítat, kolik tepla přestoupí ze stroje do kolagenu. K tomu potřebuji zjistit součinitel přestupu tepla – $\alpha = Nu * \frac{\lambda}{L}$, kde Nu je Nusseltovo číslo, L je charakteristický rozměr a λ je součinitel tepelné vodivosti.

Tento součinitel získám z Nusseltova čísla a jeho korelací na tok v trubce, popřípadě v mezikruží. Podmínkou je laminární proudění.

$$Nu_{trubka} = 0,027 Re^{0,8} Pr^{1/3} \quad (92)$$

$$Nu_{mezikruží} = 3,66 + 1,2\kappa^{0,8} + \frac{0,19[1 + 0,19\kappa^{0,5}]Gz^{0,8}}{1 + 0,117Gz^{0,467}} \quad (93)$$

Kde Re je Reynoldsovo číslo, Pr je Prandtlovo číslo, Gz je Grashofovo podobnostní číslo a κ je poměr vnitřního a vnějšího průměru.

Jelikož nahrazuju kolagenní chování mocninným modelem, musím i podobnostní čísla tomu upravit. Reynoldsovo číslo má tvar:

$$Re = \frac{\bar{u}^{2-m} d^m \rho}{K} \quad (94)$$

Prandtlovo číslo má tvar:

$$Pr = \frac{c_p \mu}{\lambda} \quad (95)$$

A Grashofovo číslo:

$$Gz = \frac{Re Pr De}{L} \quad (96)$$

Kde De je charakteristický rozměr.

U třetí části je ovšem problém, neb se mění průměr a i poměr průměrů. To jsem nahradil numerickou metodou - soustavou 27 jednomilimetrových mezikruží a výsledný součinitel přestupu tepla jsem geometrickým průměrem přepočítal.

Jelikož se tato práce nezabývá výměníky tepla, může zde nastat drobná nepřesnost. To jsem se pokoušel co nejvíce zmenšit tím, že jsem toto dopočítával pro jednotlivé části zvlášť a následně jsem vypracoval graf zobrazující vývoj teplot.

Pro jednotlivé části vnějšího toku jsou v další tabulce napsána podobnostní čísla. Pro třetí část jsou uvedeny geometrické průměry těchto hodnot.

	část		
	I	II	III
u	0,00735	0,002112	0,004553
Re	4,61E-05	7,23-06	2,45E-05
Pr	45832569	712483	300019,9
Gz	-	1,669	0,014466
Nu	0,000185	5,04	4,69
α	0,02376	222,9768	290,85

Tabulku 11: Hodnoty podobnostních čísel

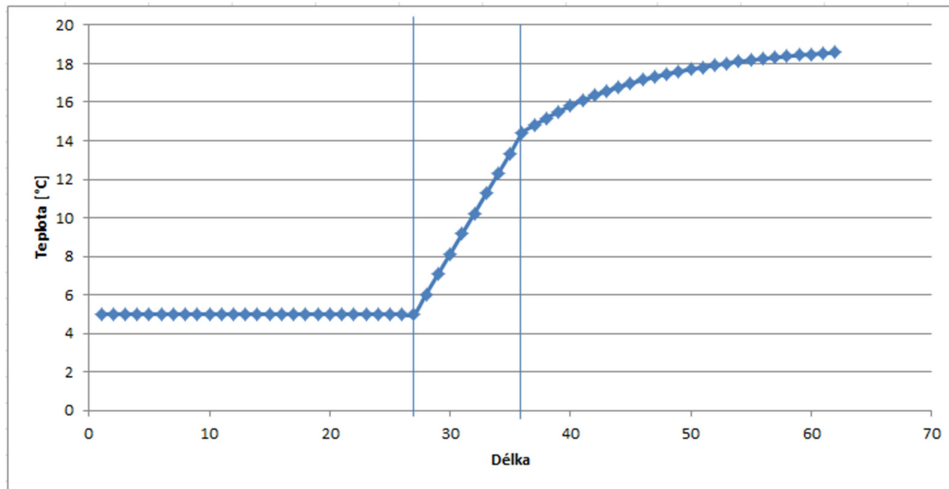
Pro dopočet zbylé teploty, potřebuji výpočet pro výměník tepla. Zde však neznám výslednou teplotu. Vím však vše ostatní a tak můžu tuto teplotu dopočítat.

$$\dot{Q} = \dot{V} \rho c_p (T_n - T_{n-1}) = \alpha S_{pl} \frac{(T_2 - T_{n-1}) - (T_2 - T_n)}{\ln \frac{T_2 - T_{n-1}}{T_2 - T_n}} \quad (97)$$

Kde prvotní teplota T_0 je vstupní teplota kolagenu, T_2 je neměnná teplota stroje a T_n je výsledná teplota kolagenu bez dříve dopočítané disipace výkonu. Po úpravě máme následný vztah:

$$T_n = T_2 - \frac{T_2 - T_{n-1}}{\frac{\alpha_n S}{e \bar{v} \rho c_p}} \quad (98)$$

Celková délka vnějšího toku je $L=L_1+L_2+L_3=27+9+25=61\text{mm}$. Vypracoval jsem graf závislosti teploty na průchodu strojem a výsledky jsou v následujícím grafu:



Graf 3 Teplota ve vnějším toku [29]

Teplota odcházejícího kolagenu ze stroje je $T_C=T+T_D=18,57+0,27=18,84^\circ\text{C}$. Ač jsem se dopustil několika nepřesností, neočekávám, že by se teplota příliš odlišovala od této hodnoty.

To se ovšem týká pouze vnějšího toku, u vnitřního toku je pouze trubkovitá část. Platí zde stejné rovnice jako u vnějšího toku části. Z předchozích rovnic získáváme:

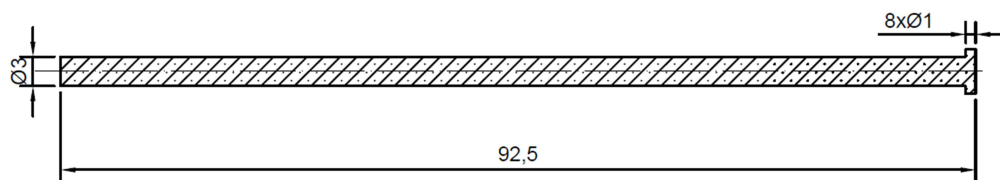
\bar{u}	1,85E-02
Re	1,95E-04
$\dot{\gamma}$	0,12
n $\dot{\gamma}$	4,24E+03
Pr	1,03E+07
Nu	4,47E-04
S $_T$	8,72E-04
α	0,1

Tabulka 12: Podobnostní čísla a další

Výsledek pro vnitřní tok je díky nízkému součiniteli přestupu tepla $T_{2i}=5,00312\text{K}$

Pro disipovaný výkon vychází ohřátí o 0,305K (viz výše) a pro ohřev od stěny stroje vychází výchozí teplota

Pro vnitřní tok je skica:



Obrázek 37: Negativ vnitřního toku [29]

Pro disipovaný výkon vychází ohřátí o $0,305\text{K}$ (viz výše) a pro ohřev od stěny stroje, po výpočtu Reynoldsova čísla, Prandlova čísla a Nusseltova čísla, vychází teplota $5,007^\circ\text{C}$. Celková teplota tedy odcházející cévy vychází kolem $5,31^\circ\text{C}$.

9. Předpokládaný postup výroby cév

Předpokládaný postup výroby je následující. Po sestavení stroje do sestavy se na součást 8 nahrne polyesterová matrice v dostatečné délce a konec matrice se natáhne na volný konec vnitřní trubičky (součást 7). Poté se zasune takto připravená trubička do zbytku stroje. Na druhé straně se polyesterová trubička připevní do tahače a pomocí pojistky zajistí a nasadí na trn. Poté je stroj připraven k výrobě. Do náustků se připraví kolagenní hmota a spustí se pomalý pístový pohyb. Rychlost pístů záleží na průměru náustků. Když se zaplní vnější a vnitřní tok kolagenní hmotou až k ústí stroje, začíná výroba a spustí se pohyb tahače. V tuto chvíli začíná nanášení kolagenu na polyesterovou matrici a následně je ihned natažena na trn. Po dotažení délky trnu je stroj zastaven, trubička střižena a celý trn je odejmut a dán k zaschnutí. Na zastřiženou trubičku je poté opět nasazen tahač a nový trn a výroba může opět pokračovat. Tímto stylem může výroba pokračovat až do vyčerpání kolagenní hmoty nebo polyesterové trubičky.

Po vyčerpání kolagenní hmoty je opět kolagen doplněn. Při vyčerpání matrice je nutné vyndat vnitřní trubičku, nasadit novou matrici a opět zasunout. V rámci budoucího zlepšení doporučuji navrhnout pletací hlavu a nahradit tím částečně součást 8.

Předpokládaná produkce za směnu

Při směně osmi hodin a daných procesních podmínkách potřebujeme vědět, kolik množství cévních náhrad vyrobíme. Jelikož se jedná o medicínské zařízení, předpokládám, že se po každých 4 hodinách rozebrat a sanitovat. Předpokládaná doba smontování stroje po sanitaci je 30 minut. Příprava kolagenu do zásobníků stejně jako natažení polyesterové matrice zabere 5 minut a zasunutí vnitřního trnu do těla stroje zabere 5 minuty. Poslední operace – kontrola stroje před výrobou zabere kolem 3 minut. Při vyčerpání kolagenu, nebo vyčerpání kolagenní hmoty zabere operace 25 minut. Samotná výroba – natažení umělé cévy na 2 metrový trn, zabere při dané rychlosti 57sekund.

Při těchto parametrech nám zabere:

- Složení jednotlivých dílů a rozložení dílů se sanitací – 2x za směnu – 2x110minut
- Výměna kolagenu a natažení hadičky 25 minut
- Výroba – 1 minuta

Z 480 minut nám na samotnou výrobu, výměnu a opětovné zapojení, zůstane 260 minut. Při uvažování, že materiál a polyesterová hadička je vždy na 2metrový trn, nám vychází 10x opakování výroby za směnu a tedy 20 m/den náhradních cév. Spotřeba kolagenu je celkově 157,1 cm³ v mokřém stavu.

10. Závěr

Cílem práce bylo na základě rešerše navrhnout vhodné konstrukční řešení stroje pro výrobu cévních náhrad, následně operovaných do lidského organismu. Z popisu skladby a vlastností cévní náhrady, respektive vlastností biologických materiálů, ze kterých se cévní náhrady vyrábí, vzešly možné výrobní technologie. Vzhledem k tomu, že technologie výroby cévních náhrad nejsou publikovány, neboť jsou přísně chráněny, našel jsem vhodné alternativy výrobních technologií vycházející z výroby produktů podobných cévním náhradám. Jako vhodné řešení jsem vybral koextruzi materiálu nanášeného na nosnou matrici.

Cévní náhrada se skládá z nosné matrice a biologického materiálu – kolagenu. Provedl jsem rešerši potřebných parametrů kolagenní hmoty pro návrh zařízení – extrudérů a zároveň našel omezení provozních parametrů vzhledem ke zpracovávanému materiálu.

Navrhl jsem 3 koncepty možného konstrukčního uspořádání, které více či méně vyhovovaly požadavkům výroby cévních náhrad a jejich výsledných vlastností. Tyto 3 koncepty jsem zhodnotil z hlediska kladů a záporů pro danou aplikaci a vybral jsem nejvhodnější koncept.

Tento koncept byl zpracován do konečného konstrukčního návrhu, který sestával z výkresové dokumentace – sestavy a výrobních výkresů a pevnostních výpočtů nosných částí. Také jsem provedl procesní výpočty zaměřené především na popis toku zpracovávaného materiálu komplikovanou geometrií stroje. Pro vnější periférie jsem stanovil potřebné vstřikovací tlaky vnějšího a vnitřního obalu nosné matrice cévní náhrady. Materiál konstrukce byl volen s ohledem na výrobní prostředí (vysoké hygienické standardy) a snadnou čistitelnost. Proto jsou kovové části z nerezové oceli a nekovové části z teflonu.

Výsledné konstrukční řešení dle mého názoru splňuje cíle práce a tedy požadavky výroby cévních náhrad. Navržené zařízení spojuje technické obory s potřebami medicíny a jistě v případě realizace pomůže k rozvoji nových metod léčby cévních onemocnění.

11. Seznam symbolů

Pokud není uvedeno jinak, jsou veličiny v jednotkách z následující tabulky

Di	průměr	m
η_u	bezpečnost	-
k	bezpečnost	-
t	čas	s
L	délka	m
\dot{Q}	disipovaná energie	W
E_n	energie	W
rho	hustota	Kg.m ⁻³
m	index toku	-
K	koeficient konzistence	Pa.s ⁿ
v	koeficient svarů	-
K1,K2,K3	Koeficienty dle ČSN690010	-
C	konstanta	-
Mk	kroučící moment	Nm
G	modul pružnosti ve smyku	MPa
σ	napětí	MPa
τ	napětí	MPa
V	objem	m ³
\dot{V}	objemový tok	m ³ .s ⁻¹
S	plocha	m ²
R _i	poloměr	m
r	poloměr	m
κ	poměr poloměrů	-
u	rychlost	m.s ⁻¹

F	síla	N
γ	smyková deformace	-
$\dot{\gamma}$	smyková rychlost	s ⁻¹
α	součinitel přestupu tepla	W.m ⁻² .K ⁻¹
W	šířka	m
λ	tepelná vodivost	W.m ⁻¹ .K ⁻¹
S _{tp}	teplosměnná plocha	m ²
p	tlak	MPa
Δp	tlakový spád	MPa
s	tloušťka	m
ϕ	úhel	°
ω	úhlová rychlost	rad.s ⁻¹
η	viskozita	Pa.s
f _z	vnější síly	-
P	výkon	W
H	výška	m
E	Youngův modul pružnosti	MPa
a	koeficient k tepelné kapacitě	Jkg ⁻¹ °C ⁻¹
b	koeficient k tepelné kapacitě	Jkg ⁻¹ °C ⁻²
c	koeficient k tepelné kapacitě	Jkg ⁻¹ °C ⁻¹
d	koeficient k tepelné kapacitě	C ⁻²
e	koeficient k tepelné kapacitě	°C
T	teplota	°C
cp	měrná tepelná kapacita	Jkg ⁻¹ °C ⁻¹

12. Seznam zdrojů

- [1] Technologie vytlačování, nedatováno [online]. Publibooks [vid. 20.5.2019], dostupné z: <https://publi.cz/books/183/02.html>
- [2] ROKYTA, Richard. *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV, 2000. Lékařství. ISBN isbn80-85866-45-5.
- [3] KONRÁDOVÁ, Václava. *Funkční histologie*. 2. vyd. Jinočany: H & H, 2000. ISBN isbn80-86022-80-3.
- [4] LÜLLMANN-RAUCH, Renate. *Histologie*. Praha: Grada, 2012. ISBN isbn978-80-247-3729-4.
- [5] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN isbn978-80-247-5636-3.
- [6] S. Post, T. Kraus, U. Müller-Reinartz, C. Weiss, H. Kortmann, A. Quentmeier, M. Winkler, K. J. Husfeldt, and J. R. Allenberg, "Dacron vs polytetrafluoroethylene grafts for femoropopliteal bypass: A prospective randomised multicentre trial," *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, vol. 22, no. 3, pp. 226–231, 2001. ISSN 10785884.
- [7] ŠRÁMEK, N. Bo, Jaroslav VALENTA a František KIMEŠ, ed. *Biomechanics of the cardiovascular system*. Prague: Czech Technical University Press, 1995. ISBN 80-900054-3-8
- [8] K. Hayashi, "Experimental Approaches on Measuring the Mechanical Properties and Constitutive Laws of Arterial Walls," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 115, no. November 1993, pp. 481–488, 1993.
- [9] KRAJÍČEK, Milan. *Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění*. Praha: Grada, 2007. ISBN isbn978-80-247-0607-8.
- [10] L. Xue and H. P. Greisler, "Biomaterials in the development and future of vascular grafts," *Journal of Vascular Surgery*, vol. 37, no. 2, pp. 472–480, 2003. ISSN 07415214.
- [11] T. R. Kohler, J. R. Stratton, T. R. Kirkman, K. H. Johansen, B. K. Zierler, and A. W. Clowes, "Conventional versus high-porosity polytetrafluoroethylene grafts: clinical evaluation," *Surgery*, vol. 112, no. 5, p. 901–907, 1992. ISSN 0039-6060.
- [12] CHANJUAM, Dong a Lv YONGGANG. *Application of Collagen Scaffold in Tissue Engineering : Recent Advances and New Perspectives*. nedatováno.
- [13] PETERKOVÁ, Petra a Lubomír LAPČÍK. *Kolagen - Vlastnosti, modifikace a aplikace*. 1999.
- [14] San Antonio JD, Schweitzer MH, Jensen ST, Kalluri R, Buckley M, Orgel JPRO (2011) Dinosaur Peptides Suggest Mechanisms of Protein Survival. *PLoS ONE* 6(6): e20381. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0020381>
- [15] *Tissue mechanics-collagen*. nedatováno.
- [16] FLORES H., *Principles of Coextrusion*. Nedatováno
- [17] *Kolagen*. Nedatováno
- [18] B. R. Mann and M. M. McMillan, *Leather making is now a scientifically based industry*, [online] 2008 [vid 20.5.2019] dostupné z: <https://www.coursehero.com/file/p6d7grje/Leather-making-is-now-a-scientificallly-based-industry-but-still-retains-some-of/>
- [19] M. D. Shoulders, R. T Raines, *Collagen Structure and Stability*, [online] 2009 [vid 20.5.2019] dostupné z: <https://www.annualreviews.org/doi/abs/10.1146/annurev.biochem.77.032207.120833>
- [20] *Technologie kolagenu II*. Nedatováno
- [21] RANGWALA, Huzefa a Karypis George. *Introduction to protein Structur prediction: Methods and algorithms* [online]. Hoboken: John Wiley and Sons, Inc, 2010. [20.5.2019] Dostupné z: <https://ebookcentral.proquest.com/lib/cvut/detail.action?docID=589069>
- [22] SKOČILAS JAN, ŽITNÝ R., ŠTANCL J. a DOSTÁL M. *Rheological Properties of Collagen Matter Predicted Using an Extrusion Rheometer*. *Journal of texture studies*.

2016.

-
- [23] ŠTANCL J., SKOČILAS JAN, ŽITNÝ R., HOUSKA M., LANDFELD A., ELECTRICAL AND THERMODYNAMIC PROPERTIES OF A COLLAGEN SOLUTION [online], 2017 [vid. 20.5.2019] dostupné z: <http://ojs.cvut.cz/ojs/index.php/ap>
-
- [24] Vlastnosti kolagenu. Nedatováno.
-
- [25] Leikina E., Merts V., Kuznetsova N., Type I collagen is thermally unstable at body temperature, [online] 2001 [vid 20.5.2019] dostupné z: <https://doi.org/10.1073/pnas.032307099>
-
- [26] Zhang, Z.K. & Li, G.Y. & L. Shi, B. (2006). Physicochemical properties of collagen, gelatin and collagen hydrolysate derived from bovine limed split wastes. Journal of the Society of Leather Technologies and Chemists. 90. 23-28.
-
- [27] Průmyslová aplikace kolagenu. Nedatováno.
-
- [28] S povolením Ing. Skočilas J Ph.D.
-
- [29] Vlastní
-

13. Seznam grafů

graf 1	Závislost měrné tepelné kapacity	27
graf 2	Tlak v jednotlivých segmentech	50
graf 3	Teplota ve vnějším toku	63

14. Seznam obrázků

Obrázek 1	Schématický řez extrudéru	10
Obrázek 2	Vytlačovací hlava	10
Obrázek 3	Vytlačovací hlava na hadice	11
Obrázek 4	Schéma krevního oběhu	12
Obrázek 5	Tlakový průběh	13
Obrázek 6	Schéma cévy	14
Obrázek 7	Vztah deformace a napětí	14
Obrázek 8	Tepenný alotransplantát	16
Obrázek 9	Základní typy spojení	19
Obrázek 10	Primární struktura kolagenu	21
Obrázek 11	Sekundární struktura kolagenu	21
Obrázek 12	Terciární struktura kolagenu	22
Obrázek 13	Model viskozně elastických látek	25
Obrázek 14	Závislost obecné deformace na čase	26
Obrázek 15	Konstanty kolagenu	26
Obrázek 16	Vzorek hotové cévy	30
Obrázek 17	Skica 1	33
Obrázek 18	Skica 2	34
Obrázek 19	Skica 3	35
Obrázek 20	Sestava	37
Obrázek 21	Trn	37
Obrázek 22	Hlava	38
Obrázek 23	Tělo	38
Obrázek 24	Přední příruba	39
Obrázek 25	zadní příruba	39
Obrázek 26	Zásobník	40
Obrázek 27	Trn vnitřní	40
Obrázek 28	Nosič	41
Obrázek 29	Táhlo	41
Obrázek 30	Obdélníková štěrbina	42
Obrázek 31	Schéma nahrazení geometrie	50
Obrázek 32	Schéma síly v trubce	52
Obrázek 33	Schéma Trnu	53
Obrázek 34	Schéma otláčení	55
Obrázek 35	Schéma sil ve vnitřním toku	56
Obrázek 36	Negativ vnějšího toku	60
Obrázek 37	Negativ vnitřního toku	64

15. Seznam tabulek

tabulka 1	Mez pevnosti lidské artérie	15
tabulka 2	Druhy kolagenu	22
tabulka 3	Konstanty měrné tepelné kapacity	27
tabulka 4	Názvy součástí stroje	36
tabulka 5	Hodnoty pro vnitřní tok	48
tabulka 6	Hodnoty pro vnější tok	49
tabulka 7	Hodnoty pro pevnost	55
tabulka 8	Hodnoty pro otláčení	57
tabulka 9	Hodnoty plochy, napětí a síly	58
tabulka 10	Hodnoty pro dopočet teplot	61
tabulka 11	Hodnoty podobnostních čísel	62
tabulka 12	Podobnostní čísla a další	63