



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ENERGETICKÝ ÚSTAV

ENERGY INSTITUTE

UMĚLÉ SRDEČNÍ CHLOPNĚ

ARTIFICIAL HEART VALVES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Erik Ruzsík

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Dominik Šedivý

BRNO 2017

Zadání bakalářské práce

Ústav: Energetický ústav
Student: **Erik Ruzsík**
Studijní program: Strojírenství
Studijní obor: Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce: **Ing. Dominik Šedivý**
Akademický rok: 2016/17

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

Umělé srdeční chlopně

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Choroby kardiovaskulárního systému patří mezi civilizační choroby. Při závažném poškození srdeční chlopně je jedinou možností léčby operace, při které se pacientovi implantuje nová funkční chlopeň. Aby léčba byla úspěšná, musí být vlastnosti umělých chlopní podobné vlastnostem lidských chlopní.

Cíle bakalářské práce:

Student vypracuje rešerši na specifické vlastnosti kardiovaskulárního systému. Dále zde budou uvedeny jednotlivé druhy umělých srdečních chlopní a jejich vlastnosti. Dalším cílem práce je stanovení tlakových ztrát na skutečné náhradě srdeční chlopně za pomoci experimentu provedeného v laboratoři OFIVK.

Seznam literatury:

GANONG, William. Přehled lékařské fyziologie. 1. vyd. Jinočany: H&H, 1995, 681 s. ISBN 80-85-8736-9.

SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. Atlas fyziologie člověka. 2. vyd. Praha: Grada, 1995, 352 s. ISBN 80-856-2379-X.

DOMINIK, Jan a Pavel ŽÁČEK. Chirurgie srdečních chlopní: (...nejen pro kardiochirurgy) ve 200 vyobrazeních. 1. vyd. Praha: Grada, 2008. ISBN 987-80-247-2712-7.

ČERMÁK, Robert. Nejčastější chlopenní vady: aortální stenóza a mitrální regurgitace. 1. vyd. Praha: Galén, 2007. ISBN 978-80-7262-523-9.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2016/17

V Brně, dne

L. S.

doc. Ing. Jiří Pospíšil, Ph.D.
ředitel ústavu

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

ABSTRAKT

Témou bakalárskej práce sú umelé srdcové chlopne. Práca obsahuje stručný prehľad o špecifických vlastnostiach kardiovaskulárneho systému. Ďalej sa zaoberá aj o reologických vlastnostiach krvi, uvádza i rešerš o používaných typoch umelých chlopní a zhodnocuje ich výhody a nevýhody. Cieľom tejto práce je určenie tlakových strát na skutočnej náhrade srdcovej chlopne. V praktickej časti je realizovaný experiment v laboratórie OFIVK. V závere práce sú zhodnotené dosiahnuté výsledky.

ABSTRACT

The topic of this bachelor thesis is artificial heart valves and it contains some specific features of the cardiovascular system. Furthermore, it deals with the rheology of blood, summarises the types of artificial heart valves used and values their advantages and disadvantages. Its main goal is to determine the pressure drop on a real mechanical heart valve. The practical part consists of an experiment in the OFIVK laboratory. The achieved results are assessed in the conclusion of the thesis.

KLÚČOVÉ SLOVÁ

krv, srdce, srdcová chlopňa, umelá chlopňa, experiment

KEYWORDS

blood, heart, heart valve, artificial heart valve, experiment

BIBLIOGRAFICKÁ CITÁCIA

RUZSÍK, E. *Umělé srdeční chlopně*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2017. 38 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Dominik Šedivý.

ČESTNÉ PREHLÁSENIE

Prehlasujem, že táto práca je mojím pôvodným dielom, spracoval som ju samostatne pod vedením Ing. Dominika Šedivého a využil som pri tom literatúru uvedenú v zozname zdrojov.

V Brne dňa 26. 5. 2017

Erik Ruzsík

POĎAKOVANIE

PodĎakovanie v prvom rade patrí vedúcemu práce, Ing. Dominikovi Šedivému, za odborný dohľad a vedenie pri tvorbe práce. Ďalej samozrejme mojej rodine a všetkým, ktorí ma podporovali.

OBSAH

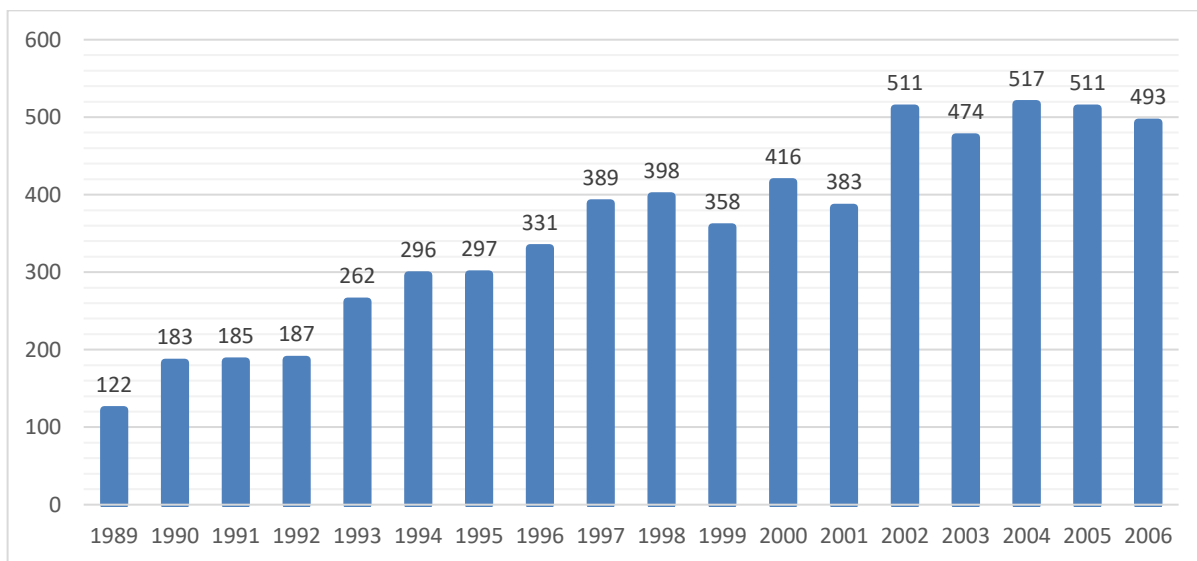
1	ÚVOD	11
2	KARDIOVASKULÁRNÝ SYSTÉM	12
2.1	SRDCE	12
2.2	SRDCOVÝ CYKLUS A JEHO FÁZE	13
3	KRV	15
3.1	ZLOŽENIE KRVI.....	15
3.2	TOKOVÉ VLASTNOSTI KRVI.....	15
3.3	TYPY PRÚDENIA KRVI.....	15
4	NENEWTONOVSKÝ CHARAKTER KRVI	17
4.1	NENEWTONOVSKÉ KVAPALINY.....	17
4.2	REOLÓGICKÉ VLASTNOSTI KRVI	18
5	NÁHRADA SRDCOVEJ CHLOPNE	20
5.1	ZÁKLADNÉ ROZMERY CHLOPŇOVÝCH NÁHRAD	20
5.2	MECHANICKÉ SRDCOVÉ CHLOPNE	21
5.2.1	Guľôčkové chlopne	21
5.2.2	Diskové chlopne.....	22
5.2.3	Dvojlistové chlopne	23
5.3	BIOLOGICKÉ SRDCOVÉ CHLOPNE	23
5.4	TLAKOVÉ STRATY V CHLOPNIACH.....	24
6	MATEMATICKÝ POPIS PRÚDENÍ KRVI.....	26
7	ŠTANOVENIE TLAKOVÝCH STRÁT	27
7.1	POPIS MERACEJ TRATE.....	27
7.2	POSTUP MERANIA	28
7.3	VÝPOČET.....	28
8	VÝSLEDKY MERANIA.....	32
	ZÁVER.....	34
	ZOZNAM POUŽITÝCH LITERÁRNYCH ZDROJOV	35
	ZOZNAM POUŽITÝCH SKRATIEK A SYMBOLOV	37

1 ÚVOD [24]

Správná funkcia srdca je výsledkom bezchybnej práci všetkých jeho častí. Túto citlivú rovnováhu narušuje srdcové ochorenie. Chlopňové ochorenie môže zostať dlhé roky úplne bez príznakov. Ak sa nezhoršuje, môže s ňou človek prežiť celý život bez akýchkoľvek ťažkostí. V ostatných prípadoch dochádza k postupnému rozvoju príznakov. Neliečené závažné ochorenie môže viesť k srdcovému zlyhaniu alebo srdcovej zástave.

V posledných 60 rokoch sa ochorenie srdca a ciev stala najčastejšou príčinou úmrtia dospelých. Ochorenia srdcových chlopní predstavujú druhú najčastejšiu príčinu k vykonaniu srdcovej operácie. Operácia chlopní tvorí 20 až 30% kardiochirurgických zákrokov. Ročne sa v Českej republike vykonáva približne 3000 chlopňových operácií. Počet výkonov v Brnenskej klinike, v Centre kardiovaskulárnej a transplantačnej chirurgie (CKTCH), trvale stúpa. Túto rastúcu tendenciu znázorňuje Obr. 1.

Cieľom zákroku je odstránenie nedostatočne fungujúcej chlopne a jej náhrada protézou. K tomu je možné využiť mechanickú chlopňovú náhradu z umelých materiálov alebo biologickú protézu vyrobenú z bravčových alebo hovädzích srdc. Samozrejme dokonalá náhrada neexistuje a ani ľudský organizmus nie je schopný ju prijať bez vedľajších dôsledkov. Tieto nepriaznivé následky sa dajú regulovať liečbou či zmenou životného štýlu. Tiež sa dá znížiť voľbou optimálnej protézy alebo ich ďalším vývojom. Táto práca sa práve zaoberá s jedným typom nežiaducich efektov, konkrétne s tlakovými stratami danej mechanickej chlopne.



Obr. 1: Počet chlopňových operácií v CKTCH v rokoch 1989 až 2006 [12]

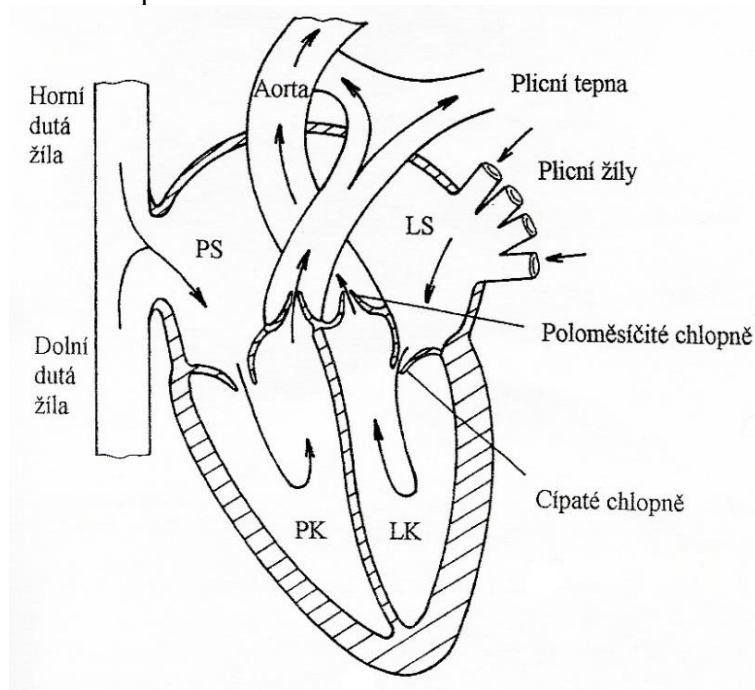
2 KARDIOVASKULÁRNÝ SYSTÉM¹ [1], [2], [3], [4]

Obehová, srdcovo-cievna sústava tvorí transportný systém, ktorý zabezpečuje prepravu kyslíka a vstrebaných látok do tkaniva a odvádza z nich oxid uhličitý a metabolické látky. Táto sústava umožňuje stále prúdenie krvi v smere tlakového gradientu. Srdce, ako centrálné čerpadlo zaisťuje rozvod krvi v uzatvorenom systéme krvných ciev.

Celú sústavu môžeme rozdeliť na dve základné vetvy – nízkotlakový pľúcny (malý) obeh a vysokotlakový systémový (telový) obeh. Oba obehy sa skladajú z tepien, kapilár a žil. Krv z celého organizmu vstupuje žilami do pravej predsieni a preteká do pravej komory. Odtiaľ sa krv dostáva cez pľúcnicu do pľúc, kde prebieha výmena plynov, a to zníženie obsahu oxidu uhličitého v krvi a jej okysličenie. Tento okruh sa nazýva nízkotlakový (malý) pľúcny obeh. Okysličená krv z pľúc preteká do ľavej predsieni. Odtiaľ sa krv dostáva do ľavej komory a je vypudená do srdcovnice (aorty), ktorá sa v organizme ďalej vetví na tepny menšieho priemeru, tepničky a tie sa rozvetvujú až na kapiláry (vlásočnice) končiace sa v tkanivách. Potom, ako v kapilárach dôjde k odovzdaniu kyslíku a príjmu oxidu uhličitého, prepravujú krv do kapiláry do venul a následne do žil. Všetky žily tela ústia do dvoch veľkých žilných kmeňov, do hornej a dolnej dutej žily, ktoré odvádzajú krv do pravej predsieni.

2.1 SRDCE

Neustála cirkulácia krvi je zabezpečená dvoma anatomicky a funkčne spojenými čerpadlami, ľavou a pravou časťou srdca. Oba sú zložené z predsieni a komory. Každé z oboch čerpadiel je dutým svalovým orgánom, umiestneným v strede hrudníka. Jeho hmotnosť sa pohybuje v rozmedzí 260 až 320 gramov (závisí od pohlavia, veku, životného štýlu a ďalších faktorov) a má veľkosť približne ako päť človeka.



Obr. 2.1: Anatomia srdca (PS, LS – pravá a ľavá predsieň; PK, LK – pravá a ľavá komora)
[3]

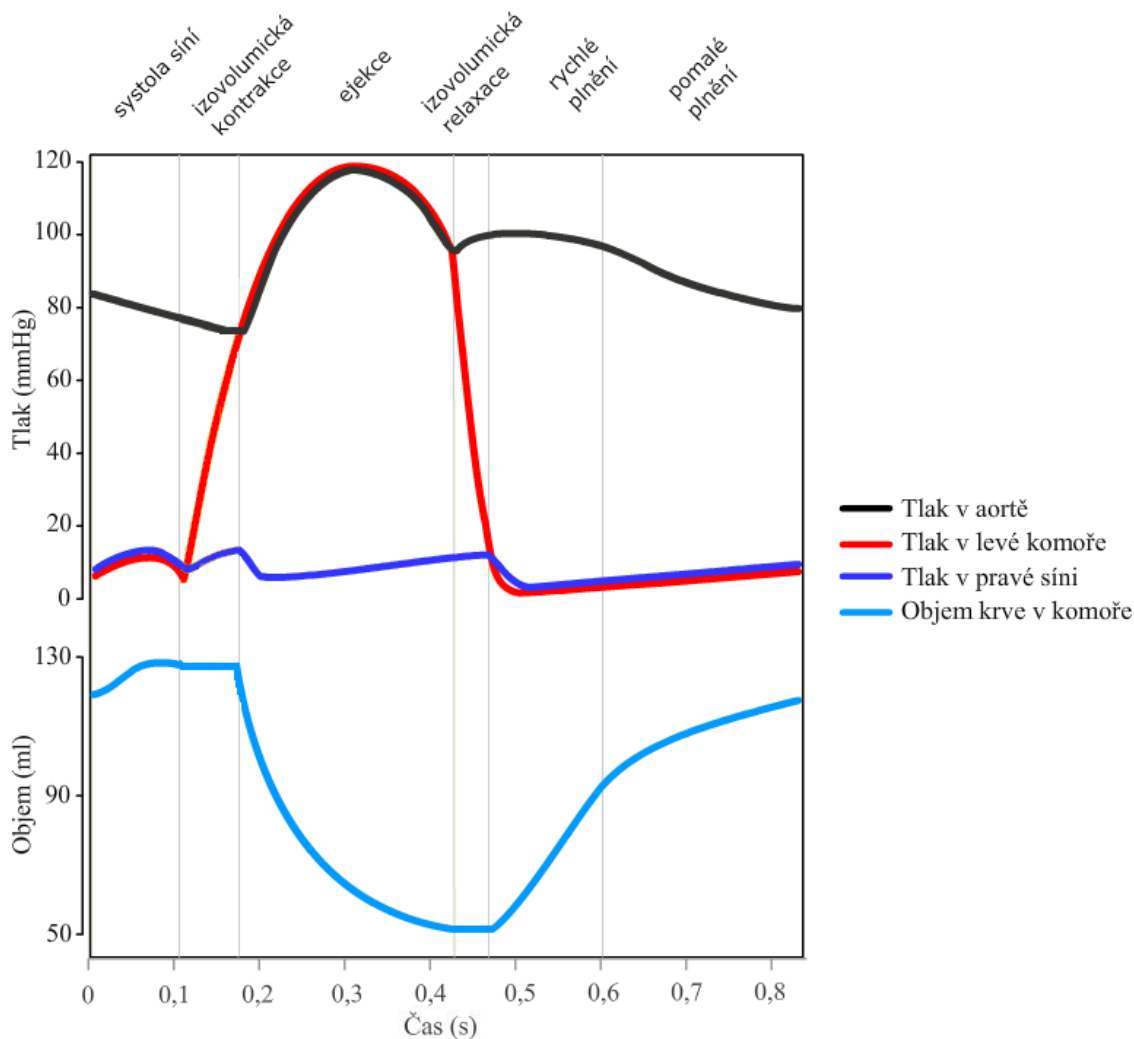
¹ Táto kapitola neobsahuje celkový popis obehovej sústavy, ale je zameraná iba na špecifické vlastnosti a funkcie systému, ktoré sú nevyhnuté k pochopeniu a riešeniu praktickej časti tejto bakalárskej práce.

Pravá část srdca spolu s vénami vytvárajú nízkotlakový systém, ľavá časť srdca je súčasťou vysokotlakového systému. Usmerňovanie toku krvi vo vnútri srdca je dané srdečnými chlopnami, ktoré fungujú ako ventily a zabezpečujú jednosmerné prúdenie krvi z predsieňe do komory a z komory do veľkých tepien. Medzi predsieňou a komorou sú cípovité chlopne, v pravom srdci trojcípa, v ľavom srdci dvojčípa (mitrálna) chlopňa. Medzi komorami a výstupom do veľkých tepien sa nachádzajú polmesiačikovité chlopne, na začiatku pľúcnice pulmonálna a pri výstupe srdcovnice z ľavej komory aortálna chlopňa.

2.2 SRDCOVÝ CYKLUS A JEHO FÁZE

Samotnú mechanickú činnosť srdca nám popisuje srdcový cyklus (revolúcia). Skladá sa z dvoch stále sa opakujúcich fáz, z kontrakcie srdcovej svaloviny – systoly a z relaxácie svaloviny – diastoly. Počas ich priebehu dochádza k tlakovo-objemovým zmenám (pozri Obr. 2.2). V srdcovom cykle sa celkom striedajú štyri fázy zahrnuté v systole a diastole:

- fáza izovolumickej kontrakcie, kde rastie v komorách tlak, ale objem je konštantný
- ejekčná fáza, kde je tlak pomerne stály a objem sa znižuje
- izovolumická relaxácia, kde vnútrokomorový tlak klesá a objem sa nemení
- plniaca fáza, kde objem komôr rastie bez toho aby sa zmenil tlak.



Obr. 2.2: Tlakovo-objemové zmeny počas srdcového cyklu [7]

Vo fáze izovolumickej kontrakcie, počas ktorej všetky chlopne sú zatvorené (objem sa nemení), tlak v komory sa rýchlo zvyšuje na tzv. diastolický tlak. Pri dosiahnutí tohto tlaku v ľavej ($80 \text{ mmHg} = 10,6 \text{ kPa}$)² a v pravej komore ($10 \text{ mmHg} = 1,33 \text{ kPa}$) dôjde k prekročeniu tlaku v aorte a pľúcnici. Následne sa otvorí aortálna a pulmonálna chlopňa. Otvorením semilunárnych chlopní začína ejekčná fáza. Tlak v komorách sa mierne zvyšuje až k svojmu maximu (LK: $120 \text{ mmHg} = 16 \text{ kPa}$; PK: $25 \text{ mmHg} = 3,33 \text{ kPa}$), potom do konca systoly klesá. Objem komôr sa naopak zmenší na svoje minimum: z 130 ml je vypudená 70 ml krvi. Zbytkový objem (50 ml) sa označuje ako endsystolický objem (ESV). Zatvorením semilunárnych chlopní, kvôli tlakovému rozdielu v komorách a tepnách, srdce vstupuje do prvej fáze diastoly, do izovolumickej relaxácie. Tlak vo vnútri komory stále klesá, až k hodnote nižšej než je v predsieni. V tomto okamihu sa otvoria cípovité chlopne a krv, ktorá sa nahromadila v predsienach, môže voľne pretiecť do komôr. Hovoríme vtedy o plniacej fáze. Na začiatku tejto fáze tlak vo vnútri komory dosiahne svoju najnižšiu hodnotu a počas plniacej fáze len mierne stúpa. Nasleduje sťah predsene, ktorý naplní srdce na enddiastolický objem ($\text{EDV} = 120 \text{ ml}$), načo dochádza k zatvoreniu cípovitých chlopní a srdce vstupuje znovu do fáze izovolumickej kontrakcie. Srdcová frekvencia činí v kľude 60-80 tepov za minútu, čo znamená, že približne za 1 s prebiehajú všetky 4 fázy.

² Jednotka je často označovaný aj ako Torr, pomenovaná podľa talianskeho vynálezca J. E. Torricelliho (1608 – 1647). Tlak 1 Torr je definovaný ako hydrostatický tlak zodpovedajúci 1 mm ortuťového stĺpca ($1 \text{ Torr} = 1 \text{ mmHg} = 133,322 \text{ Pa}$). [25]

3 KRV [1], [3], [5], [6], [8]

Cievny systém v ľudskom tele predstavuje z hydrodynamického hľadiska uzatvorený systém potrubia, v ktorom prúdi krv. Jej hlavnou funkciou je privádzať do tkanív kyslík a živiny a odvádzať z nich oxid uhličitý a ďalšie produkty metabolizmu.

3.1 ZLOŽENIE KRVI

Množstvo krvi závisí na hmotnosti tela, veku a na pohlaví. U dospelého muža približne činí 5,4 l a u žien 4,5 l. Zhruba 55 % tohto objemu tvorí plazma. Plazma je svetložltá tekutina, ktorej podstatnú časť tvorí voda (92 %) a v nej rozpustené organické i anorganické látky. Zbytok objemu krvi (45 %) tvoria krvné elementy: červené krvinky, biele krvinky a krvné doštičky. Červené krvinky (erytrocyty) sú bunky bikonkávneho tvaru bez jadra, ktoré obsahujú červené farbivo, tzv. hemoglobín. Ich priemer je okolo 8 μm , hrúbka sa pohybuje od 1 μm (uprostred) do 2 μm na okrajoch. Objemový pomer červených krviniek k celkovému objemu krvi, ktorý výrazne ovplyvňuje jej viskózne vlastnosti, sa nazýva hematokrit. Biele krvinky (leukocyty) sú bunky s jadrom oválneho tvaru s najväčším priemerom 15 až 27 μm . Krvné doštičky (trombocyty) sú menšie bunkové prvky s maximálnym rozmerom 2 až 4 μm .

3.2 TOKOVÉ VLASTNOSTI KRVI

Medzi jednotlivými úsekmi krvného obehu vzniká tlakový rozdiel, ktorý spôsobuje tok krvi z miesta vyššieho tlaku do miesta nižšieho tlaku. Tento tlakový gradient je výsledkom činnosti srdca a umožňuje toku krvi prekonať odpory v krvnom riečisku, ktoré sú závislé na ploche prierezu ciev a na viskozite krvi.

Viskozita je základným parametrom charakterizujúci tokové chovanie kvapalín. Popisuje vnútorné trenie medzi vrstvami prúdiacej kvapaliny. Viskozita sa prejavuje tangenciálnym napätím na stykovej ploche dvoch vrstiev tekutiny pohybujúcich sa rôznou rýchlosťou. Rýchlejšia vrstva sa snaží urýchľovať pomalšiu a pomalšia naopak brzdí rýchlejšiu vrstvu. Viskozita kvapalín sa obvykle udáva v relatívnych jednotkách, kde viskozita krvi vzťahnutá k viskozite vody je 4 (relatívna viskozita vody je 1). Toto tangenciálne napätie τ [Pa] je určená vzťahom:

$$\tau = \eta \cdot \dot{\gamma}, \quad (3.1)$$

kde konštanta úmernosti je dynamická viskozita η [Pa·s] a $\dot{\gamma}$ [s^{-1}] je šmyková rýchlosť. Kvapaliny, pre ktoré tento vzťah platí sa nazývajú newtonskými kvapalinami. Existujú avšak reálne kvapaliny, pre ktorých tento vzťah neplatí. S nimi sa podrobnejšie zaoberá 4. kapitola.

3.3 TYPY PRÚDENIA KRVI

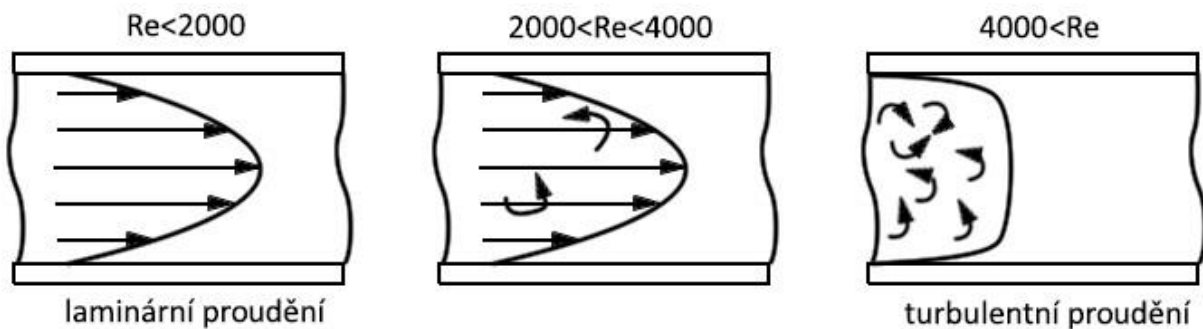
S ohľadom na fyzikálne vlastnosti krvi a na rýchlosti prúdenia v cievach, krv môže prúdiť laminárne alebo turbulentne. Prúd krvi, rovnako ako prúd v úzkych trúbkach, je obvykle laminárny. Ide o tok vrstvy molekúl, ktoré sa medzi sebou vzájomne nemiešajú. Pre tento typ je charakteristický tzv. parabolický rýchlostný profil, kde najrýchlejšie sa pohybujú molekuly v centre krvného prúdu. Charakter prúdenia sa môže zmeniť na turbulentný pri prekročení určitej rýchlosti alebo v miestach zúženia ciev. Kritický bod prechodu medzi jednotlivými typmi prúdenia definuje Reynoldsovo kritické číslo. Reynoldsovo číslo je bezrozmerné číslo a je definované ako:

$$Re = \frac{v \cdot l}{\vartheta}, \quad (3.2)$$

kde v [$\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$] je rychlost toku krvi, l [m] definuje charakteristický rozmer profilu a ϑ [$\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$] je kinematická viskozita. Kinematická viskozita je umele zavadená veličina, definovaná vzťahom:

$$\vartheta = \frac{\eta}{\rho}, \quad (3.3)$$

kde ρ [$\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$] je hustota tekutiny. Čím väčšia hodnota Re , tým vyššia je pravdepodobnosť turbulencie. Kritická hodnota Reynoldsovho čísla pre vodu je 2320 a obecně platí, že do hodnoty 2000 sa vyskytuje laminárny prúd a nad $Re = 4000$ je prakticky vždy turbulentný.



Obr. 3.1: Prúdenie laminárny (vľavo) a turbulentný (vpravo) [20]

4 NENEWTONOVSKÝ CHARAKTER KRVI [3], [5], [17], [18]

Dokonalý model pre popis krvi, ktorý zahrňuje všetky podstatné vplyvy je obtiažné sformulovať. Tieto okolnosti, ako napríklad teplota alebo veľmi malý priemer ciev je treba dôkladne vyšetriť zvlášť a potom spojiť jednotlivé súvislosti. Takto získaný model s určitými podmienkami už dáva obecnější obraz o vlastnostiach a o charaktere krvi. Nasledujúca podkapitola sa zaoberá popisom nenevtonovských kvapalín, medzi ktoré sa radí aj krv. V ďalšej časti je dôraz kladený na reológiu³ krvi.

4.1 NENEWTONOVSKÉ KVAPALINY

Tekutiny, ktoré sa neriadia Newtonovým zákonom viskozity, nazývame nenevtonovskými tekutinami (napr. roztoky, maliarske farby, taveniny, pasty). Ich tokové chovanie znázorňujú reologické krivky (pozri Obr. 4.1) pri danej teplote. Ide o nelineárnu závislosť medzi tangenciálnym napätím a šmykovou rýchlosťou, kde η_z [Pa·s], tzv. zdanlivá viskozita nie je látkovou konštantou. Vязkosť závisí na tangenciálnom napätí alebo na rýchlosti deformácie. Nenevtonovské chovanie je možné určiť experimentálne na základe merania reologických vlastností látky. Takto získané hodnoty je možné vyjadriť napr. s Herschel-Bulkley vzťahom:

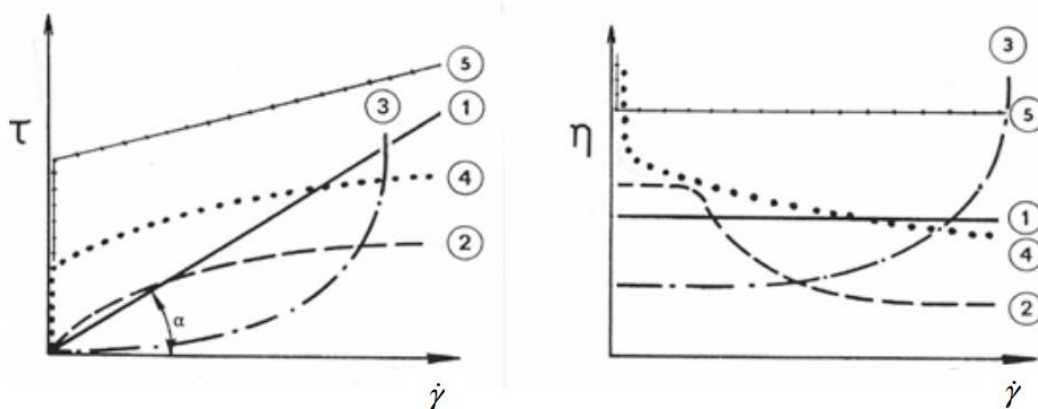
$$\tau = \tau_0 + k \cdot \dot{\gamma}^m, \quad (4.1)$$

kde τ_0 [Pa] je medzné tangenciálne napätie, k [Pa·s^m] je koeficient konzistencie a m je bezrozmerný index toku. Nenevtonovské kvapaliny môžeme rozdeliť do nasledujúcich skupín:

- Kvapaliny s časovo nezávislými vlastnosťami (všeobecne viskózne) – tangenciálne napätie závisí iba na šmykovej rýchlosti. Do tejto skupiny patria:
 - *Pseudoplastické kvapaliny* – sú makromolekulárne látky, u ktorých sú molekuly nepravidelne orientované (napr. latexy, taveniny a roztoky polymérov). Ich zdanlivá viskozita sa s rastúcou šmykovou rýchlosťou začne klesať. Tok je zaručený pri nízkom napätí. Túto vlastnosť využívajú v priemysle pri spracovávaní. Platí pre nich vyššie uvedená rovnica, kde $\tau_0 = 0$ a $m < 1$.
 - *Dilatantné kvapaliny* – sú zmesi pevných látok a newtonovskej kvapaliny (napr. piesok s vodou, roztoky škrobu). Ich zdanlivá viskozita rastie s rastúcou šmykovou rýchlosťou ($\tau_0 = 0$ a $m < 1$).
 - *Binghamské kvapaliny* – sú ideálne plastické kvapaliny (napr. blato, zubná pasta, priemyslové a odpadové kaly). V klúde sa chovajú ako pevné látky a k toku dochádza po prekročení počiatočného tangenciálneho napätia, čiže medze toku ($\tau_0 \neq 0$ a $m = 1$). Po dosiahnutí tohto napätia zdanlivá viskozita bude konštantná.
- Kvapaliny s časovo závislými vlastnosťami – šmyková rýchlosť je funkciou nielen tangenciálneho napätia ale aj históriou deformácie kvapaliny. Do tejto skupiny patria dva typy látok, tixotropné a reopexné. Tixotropné látky (napr. náterové hmoty) sú charakterizované klesajúcou zdanlivou viskozitou pri pôsobení daného napätia. Na rozdiel od predchádzajúceho typu, reopexné látky s dobou pôsobenia tangenciálneho napätia rastie zdanlivá viskozita (napr. betónové zmesi).

³ Reológia je vedný odbor, ktorý sa zaoberá štúdiom vnútornej reakcie látok na pôsobenie vonkajších síl. Jej hlavným cieľom je empiricky stanoviť vzťah medzi deformáciami a napätiami, respektíve ich odvodenie na základe odpovedajúcich meraní. Tieto výsledky potom formuluje do matematických vzťahov. [17]

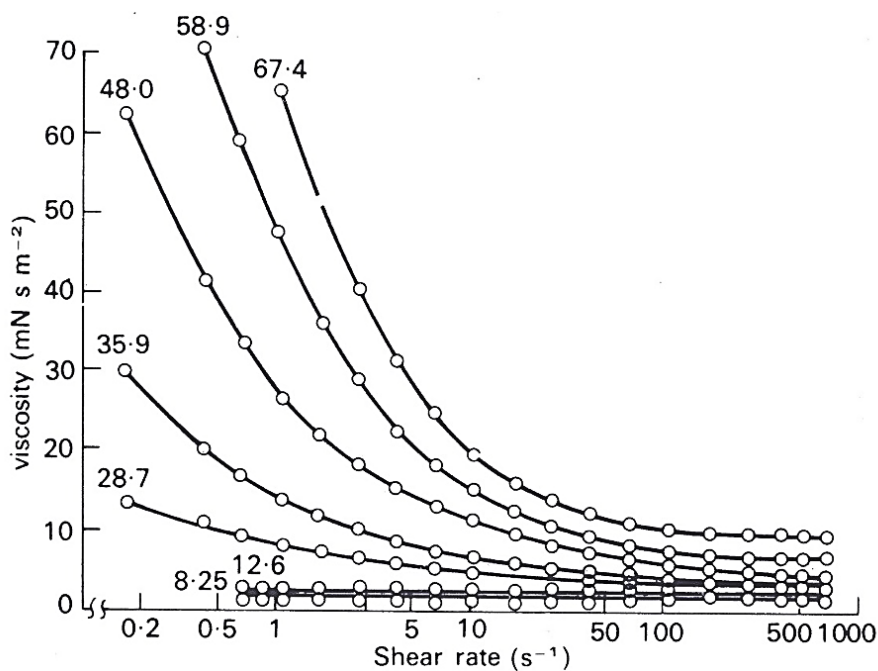
- Viskoelastické látky – ich vlastnosti sú kombináciou elastických hmôt a kvapalín. Pri ukončení pôsobenia napätia dôjde k čiastočnému návratu do pôvodného tvaru (napr. cesto, plastelína).



Obr. 4.1: Reologické krivky a viskózne charakteristiky kvapalín s časovo nezávislými vlastnosťami. Kvapalina: 1) newtonovská, 2) pseudoplastická bez medza klzu, 3) dilatantná, 4) pseudoplastická s počiatočnou medzou klzu, 5) binghamská. [17]

4.2 REOLÓGICKÉ VLASTNOSTI KRVI

Reologické vlastnosti krvi sú určené vlastnosťami jej komponentov. Tieto rysy najviac ovplyvňuje plazma a červené krvinky. Merná hmotnosť červených krviniek je okolo $1100 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$, pričom hustota plazmy je $1030 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$. Počas experimentoch čistej plazmy vo viskozimetre sa zistilo, že jej vlastnosti vyhovujú newtonovskej kvapaline s konštantnou dynamickou viskozitou $1,2 \text{ mPa}\cdot\text{s}$. Avšak testovaním kompletnej krvnej suspenzie bolo určené, že jej charakter je neneutronovský. Viskozita krvi závisí na hematokritu (H), od teploty a na rýchlosti toku. Oblasť prechodu charakteru je silne závislý na hodnote hematokritu skúmanej krvi.



Obr. 4.2: Závislosť viskozity krvi na rýchlosti šmyku pri rôznych hodnotách hematokritu [19]

Nenewtonovský charakter krvi sa prejavuje predovšetkým pri nižších šmykových rýchlostiach ($< 10 \text{ s}^{-1}$) z dôsledku zhlukovania červených krviniek. V prípade vysokých rýchlostí ($> 100 \text{ s}^{-1}$) sa krvinky rozptýlia a krv sa chová ako newtonovská kvapalina s konštantnou viskozitou. Krv s nízkym hematokritom ($H = 8,25\%$) môžeme považovať ako krv s konštantnou viskozitou pre širokú oblasť šmykovej rýchlosti v rozmedzí hodnôt $0,5$ až 1000 s^{-1} . Pre vyššie hodnoty hematokritu (od $H = 18\%$) krvi je bod prechodu obmedzený hodnotou rádovo $\dot{\gamma} > 700 \text{ s}^{-1}$. Vязkosť teda klesá s rastúcou rýchlosťou (pozri Obr. 4.2) a krv sa radí medzi pseudoplastické nenewtonovské kvapaliny s počiatočnou hodnotou medze klzu.

Cokelet pri svojich pokusoch potvrdil, že pri malých rýchlostiach krv má konečnú hodnotu počiatočnej medze klzu. Jeho hodnoty z experimentu sú celkom presné. Rozdiel je rádovo niekoľko percent od extrapolačných kriviek. Tieto krivky odvodil Casson. Cokeletom nadobudnuté hodnoty (pre $\dot{\gamma} < 10 \text{ s}^{-1}$ a hematokrit menší než 40%) je možné aproximovať pomocou Cassonovho vzťahu:

$$\sqrt{\tau} = \sqrt{\tau_k} + \sqrt{\eta \cdot \dot{\gamma}}, \quad (4.2)$$

kde τ_k [Pa] je konštanta (medza klzu) a η je Cassonova viskozita.

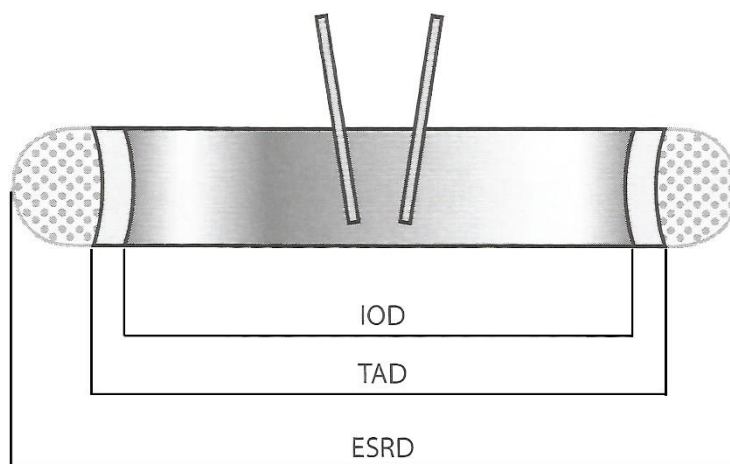
5 NÁHRADA SRDCOVEJ CHLOPNE [9], [10], [11], [12], [13], [21]

Chlopne tvoria hranicu medzi predsieňami a komorami ako aj pri vyústení komôr do malého a veľkého obehu. Pracujú ako jednocestné ventily, ktoré majú funkciu pri usmernení toku krvi a pri zábrane jeho spätnému toku. Podstatou otvorenia a zatvorenia chlopne je rozdiel tlaku medzi komorami a veľkými tepnami alebo predsieňami. V srdci sa nachádzajú štyri chlopne, z ktorých aortálna a mitrálna chlopňa sú najviac namáhané kvôli vysokému tlakovému rozdielu a rýchlemu prúdeniu krvi. Najčastejšie sa vykonáva náhrada týchto chlopní.

Poruchy srdcových chlopní môžu byť vrodené ochorenia, alebo dôsledkom degeneratívnych zmien spôsobené rôznymi chorobami či starnutím. Ich závažné poruchy je možné liečiť operáciou, a to plastikou či náhradou chlopne. Pri plastike sa chirurgicky opravuje poškodené miesto a pri náhrade sa implantuje nová biologická chlopňa, alebo mechanická protéza. Pri výbere chlopní je nutné vychádzať z výhod a nevýhod u jednotlivých typov. Vhodná voľba optimálnej srdcovej chlopne k náhrade závisí na mnoho faktorov, ktoré sú postupne uvedené v nasledujúcich podkapitolách.

5.1 ZÁKLADNÉ ROZMERY CHLOPŇOVÝCH NÁHRAD

Každá chlopňa je pomenovaná podľa jeho výrobcu. Za názvom je uvedené číslo, ktoré určuje veľkosť vonkajšieho priemeru kostry chlopne v mm a je to tzv. TAD (tissue annulus diameter). Vnútorný priemer je menší od šírky kostry chlopne, je označený ako IOD (internal orifice diameter). Najväčší rozmer charakterizuje tzv. ESRD (external sewing ring diameter), ktorý zahŕňa aj veľkosť našívacej manžety. Jednotlivé geometrické parametre sú zobrazené na Obr. 5.1.



Obr. 5.1: Základné geometrické rozmery chlopní [12]

Ďalšie významné parametre mechanických a biologických protéz sú tri plochy ústia:

- GOA (geometric orifice area) – celá vnútorná plocha ústia s priemerom IOD
- COA (clear orifice area) – získaná z plochy GOA po odpočítaní plochy vyklápacieho telieska
- EOA (effective orifice area) – je časť plochy COA, kde skutočne preteká krv.

Z hemodynamického hľadiska efektívna plocha ústia je najdôležitejším parametrom, ktorá je o štvrtinu až tretinu menšia než GOA. Ich rozmer je vyjadrený v cm^2 . Vzhľadom k pacientovi,

ktorému je chlopňa implantovaná, je nutné udávať indexované hodnoty GOA alebo EOA (GOAI, EOAI - hodnota GOA či EOA delená plochou tela pacienta, jej rozmer je cm^2/m^2). Spomínaná indexovaná hodnota sa používa pri správnej voľbe chlopne, aby nevznikol nežiadúci stav, tzv. PPM (patient prosthesis mismatch). PPM je stav, keď efektívna alebo geometrická plocha ústia je malá vzhľadom k ploche tela operovaného. Hraničná hodnota vzniku významnej nevhodnosti náhrady pre pacienta (čiže PPM) je najčastejšie uvedená $\text{EOAI} < 0,85 \text{ cm}^2/\text{m}^2$. Pokiaľ poznáme len geometrickú hodnotu, tak platí $\text{GOAI} < 1,2 \text{ cm}^2/\text{m}^2$. U mechanických chlopniach sa môže vyskytovať prípad, keď protézy majú rovnaké GOA, ale odlišné EOA, preto nie je najvhodnejšie vzťahovať PPM ku GOA.

5.2 MECHANICKÉ SRDCOVÉ CHLOPNE

Mechanické chlopňové protézy sa implantujú od začiatku šesťdesiatych rokov minulého storočia. Vo vývoji sa neustále pokračuje, zlepšujú sa technické, hemodynamické a biokompatibilné parametre.

Je nutné, aby funkcia protézy bola rovnaká ako u fyziologickej chlopne. Najväčšou výhodou je ich neobmedzená životnosť bez opotrebovania a bez porúch, čiže určená na celú dobu života pacienta. Hlavnou nevýhodou umelej chlopne je, že po implantácii sa vyžaduje trvalá antikoagulačná liečba⁴. Pri voľbe mechanickej chlopňovej protézy je dôležité brať do úvahy:

- vek operovaného,
- pohlavie,
- vzťah pacienta k antikoagulačnej liečby,
- veľkosť ústie chlopne,
- povolanie a spôsob života.

5.2.1 Gulôčkové chlopne

Pri prvej úspešnej operácii s dlhodobým prežitím bol používaný práve tento typ umelej chlopne. Najznámejšou je chlopňa Starr-Edwards, ktorá bola v 60. a 70. rokoch najčastejšie implantovaná, konkrétne mitrálnej model 6120 a aortálnej model 1260.

Uzatváracím telieskom je guľička. Jej pohyb v otvorenej polohe je obmedzený kľetkou, ktorú tvoria tri alebo štyri spojené tyče. V uzatvorenej polohe guľička dosadá do kovového prstenca alebo u typu chlopne Smeloff-Cutter do druhej menšej kľetky (horné a dolné tyče nie sú spojené). Titánový prstenec je opletený teflónom slúžiaci k našitiu chlopni. Protézy boli funkčné, avšak často vznikli závažné komplikácie. V ďalších rokoch pokrývali polypropylénom aj celú kosť protézy. Tým dosiahli očakávané zníženie výskytu tromboembolickej komplikácie⁵, ale len v prvých niekoľkých mesiacoch po operácii. Po niekoľkých rokoch dochádzalo k roztrhnutiu opletenia a stávali sa zdrojom tvorby trombov, ktoré bolo nutné riešiť reoperáciou.

⁴ Trvalá liečba liekmi, ktoré znižujú prirodzenú schopnosť krvi zrážať sa. Z nadmernej dávky hrozí riziko krvácania a naopak pri nedostatočnej dávke vznik krvnej zrazeniny na protéze.

⁵ Vznik krvnej zrazeniny v určitej časti cievy (trombóza) a vrhnutie tohto útvaru krvným prúdom do miesta zúženia cievy s následným uzatvorením priesvitu (embólia).



Obr. 5.2: Gul'ôčková chlopňa Starr-Edwards (aortálny model 1260) [11]

5.2.2 Diskové chlopne

Jednodiskové chlopne sa delia na typy s nevyklápacím diskom a vyklápacím diskom. Prvá varianta sa objavila koncom 60. a v 70. rokoch minulého storočia a medzi najznámejšími patria Beall a Starr-Edwards. Pracovali na rovnakom princípe ako gul'ôčkové chlopne, ale namiesto guličky používali plochý disk. Pohyb disku bol tiež obmedzený pomocou klieťky v otvorenej pozícii a potom uzatváral prietok krvi nasadením do kruhového prstenca. K výhodám týchto chlopni patria menšie rozmery, nízka otváracia rezistencia a rýchlejšie uzavretie. Nevýhodou boli vyššie prietokové gradienty, značná turbulencia a tiež sa vyskytovali tromboembolické komplikácie. Z dôvodu týchto výrazných nevýhod prestali používať tieto chlopne a boli nahradené chlopňami s vyklápajúcim sa diskom.

Modernejšia verzia pracovala na princípe vyklápajúceho sa disku, ktorú implantovali v 70. a 80. rokoch dvadsiateho storočia. Na základe tohto princípu boli vyvinuté rôzne druhy chlopni, ktoré sa od seba líšili formou disku (ploché, konvexno-konkávne), veľkosťou uhla otvorenia a spôsobom upevnenia disku ku kostre chlopne. Uhol otvorenia diskov sa pohybuje v rozmedzí 60° až 80° v závislosti na type chlopne. Najviac používaná protéza je Medtronic-Hall s uhlom otvorenia 75° u aortálneho typu a 70° u mitrálneho typu.



Obr. 5.3: Disková chlopňa Medtronic Hall [14]

5.2.3 Dvojlistové chlopne

Posledným typom z mechanických srdcových chlopní sú dvojlistové chlopne, ktoré od začiatku svojho vývoja získavajú stále väčšiu pozornosť a dnes patria medzi najčastejšie implantované chlopne na svete. V súčasnej dobe existuje celá rada chlopní, ale princíp fungovania je rovnaká alebo podobná. Líšia sa však medzi sebou materiálom, uhlom vyklápania polmesiakovitých diskov, systémom ich uchytenia a tvarom našívacích prstencov. Výhodou týchto chlopní je väčšia hodnota efektívnej plochy ústia oproti monodiskovým, spôsobená veľkým uhlom otvorenia diskov (80 – 90°). Listy dosadajú do prstenca pod uhlom 20° až 30° a vlastný vyklápací uhol je okolo 60°.

Najznámejším typom je chlopňa St. Jude Medical, ktorú už používajú s menšími zmenami od roku 1977. Listy sú ploché a jej veľkosť uhlu pohybu je 85°, dosadajú do prstenca v uhlu 30°. Ďalším predstaviteľom je napr. chlopňa Bicarbon Sorin, Carbo-Medics, ATS Medical.



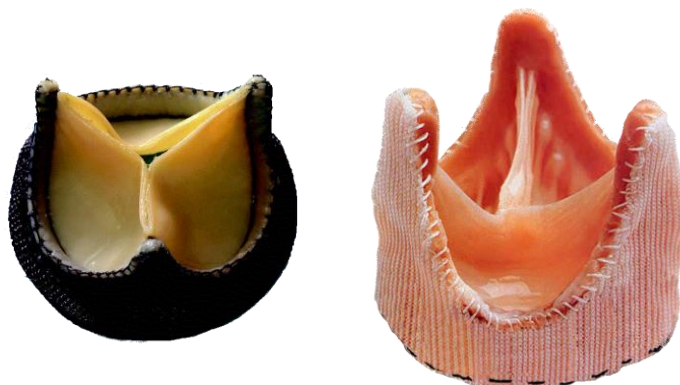
Obr. 5.4: Dvojlistové chlopne St. Jude Medical (vľavo) a Bicarbon Sorin (vpravo) [15],[16]

5.3 BIOLOGICKÉ SRDCOVÉ CHLOPNE

Biologické chlopne sú chlopňové náhrady u ktorých je chlopňa vytvorená z biologického materiálu. Materiál je odobraný z ľudského tela (alograf) buď priamo od operovaného (autograf) alebo z tkaniva iných živočíchov (xenograf). Kým alografty a autografty sa skladajú iba z biologického tkaniva, tak xenografty majú kostry z umelej hmoty.

Najčastejšie z nich sa implantujú xenografty vo forme bioprotéz. Vlastná chlopňa v biologických protézach tvorí buď prasačia aortálna chlopňa (napr. SJM Epic) alebo skonštruovaná z hovädzieho obalu srdca – perikardu (napr. Sorin-Soprano na Obr. 5.5). Kostra je zhotovená z elastického materiálu, aby tlmil namáhanie cípov. Je opletená teflónom alebo polypropylénom, do ktorej je vsiatá chlopňa z biologického materiálu. Existujú aj tzv. stentless bioprotézy, ktoré sú takisto xenografom. Od klasických (stentovaných) bioprotéz sa líšia v tom, že nemajú kostru ani našívaciu manžetu a tým dosiahli väčšiu efektívnu plochu ústia. Najznámejším predstaviteľom je Toronto SPV (Obr. 5.5).

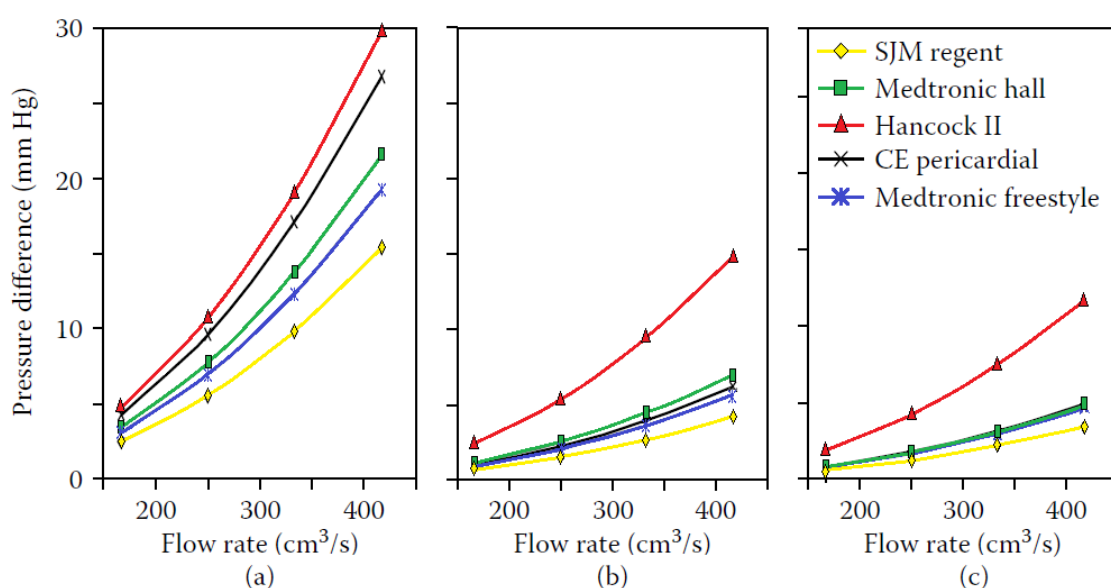
Hlavnou výhodou biologických srdcových chlopní je, že tok krvi je prirodzenejší a pacient po operácii nevyžaduje trvalú antikoagulačnú liečbu. Priemerné užívanie liekov je nutné iba v prvých troch mesiacoch po náhrade. Závažným nedostatkom bioprotéz je kratšia životnosť. Postupne môže dochádzať k rozvoju degeneratívnych zmien, ktoré v prvom rade závisí od veku operovaného.



Obr. 5.5: Bioprotéza Sorin-Soprano (vľavo) a Toronto SPV (pravo) [11]

5.4 TLAKOVÉ STRATY V CHLOPNIACH

Klinický význam tlakových spádov v predikcii dlhodobou výkonnosťou srdci nie je jasný. Veľké tlakové straty vyžadujú väčšie nároky na generovanie systolického tlaku. Minimalizovať tieto javy je veľmi žiaduce, aby znížili pracovnú záťaž ľavej komory. Pokles tlaku pri prúdení krvi cez protézy spôsobuje prítomnosť ventilov. Vznikajúce víry sú dôsledkom turbulentného prúdenia a kvôli odtrhnutiu medznej vrstvy nachádzajúcej sa pri povrchu obtekaného telesa. Táto vrstva s pomerne malou hrúbkou vzniká ako dôsledok priľnavosti kvapaliny k povrchu. Konštrukcie guľôčkovej a diskovej chlopne majú väčšie tlakové odpory kvôli veľkému povrchu pohybujúceho sa telieska. Chlopňa s vyklápacím diskom a dvojlistová chlopňa predstavuje lepší hydrodynamický tvar, preto tlakový spád je obvykle menší, než v predchádzajúcom prípade. Xenografty (stentové bioprotézy) s väčším TAD rozmerom majú pomerne vyhovujúci tlakový gradient, lebo ich geometria a pohyb sa lepšie podobá na skutočnú fyziologickú chlopňu. Výnimkou sú menšie varianty (TAD < 23 mm) xenograftov, ktoré dosahujú spravidla vyššie straty než podobné mechanické chlopne. Rozdielom od predchádzajúceho typu bioprotézy bez kostry majú porovnateľné alebo nižšie hodnoty strát.



Obr. 5.6: Porovnanie tlakových strát v závislosti na strednom prietoku [21]

UMĚLÉ SRDEČNÍ CHLOPNĚ

Erik Ruzsík · Energetický ústav · Odbor fluidního inženýrství Viktora Kaplana

Na Obr. 5.6 je možné vidieť porovnanie tlakových strát v závislosti na strednom prietoku pre rôzne typy mechanických a biologických chlopní s rozmerom TAD a) 19/20 mm, b) 25 mm, c) 27 mm. Ďalej znázorňuje, ako tlaková strata klesá s väčším rozmerom TAD. Dôsledkom toho je zníženie odporu a zväčšenie efektívnej plochy prúdenia (EOA). Tieto rysy ukazuje aj nasledujúca tabuľka (Tab. 5.1).

Tab. 5.1: Hodnoty tlakových strát [22], [23]

Chlopňa		Veľkosť	Vrcholový gradient	Stredný gradient	Vrcholová rýchlosť	EOA
Názov	Typ	[mm]	[mmHg]	[mmHg]	[cm·s ⁻¹]	[cm ²]
Starr-Edwards	guľôčková	21	29	-	-	1
		23	32,6 ± 12,79	21,98 ± 8,8	3,5 ± 0,5	1,1
		27	30,82 ± 6,3	18,5 ± 3,7	-	1,8
Medtronic Hall	s vyklápacím mondiskom	20	34,37 ± 13,06	17,08 ± 5,28	2,9 ± 0,4	1,21 ± 0,45
		23	26,85 ± 8,85	13,5 ± 4,79	2,43 ± 0,59	1,36 ± 0,39
		27	18,66 ± 9,71	8,66 ± 5,56	2,07 ± 0,53	1,9 ± 0,16
SJM Regent	dvojdiskové	19	35,17 ± 11,16	18,96 ± 6,27	2,86 ± 0,48	1,01 ± 0,24
		23	25,28 ± 7,89	13,77 ± 5,33	2,57 ± 0,44	1,6 ± 0,43
		27	19,85 ± 7,55	11,18 ± 4,82	2,24 ± 0,42	2,35 ± 0,59
Bicarbon Sorin	dvojdiskové	19	29,53 ± 4,46	16,35 ± 1,99	2,5 ± 0,1	1,36 ± 0,13
		23	17,79 ± 6,1	9,61 ± 3,3	2,11 ± 0,24	1,98 ± 0,23
		27	12 ± 3,25	7 ± 1,5	1,73 ± 0,21	3,06 ± 0,47
Carbo-Medics	dvojdiskové	19	33,3 ± 11,19	11,61 ± 5,08	3,09 ± 0,38	1,25 ± 0,36
		23	24,61 ± 6,93	11,33 ± 3,8	2,42 ± 0,37	1,69 ± 0,29
		27	19,05 ± 7,04	8,41 ± 2,83	2,18 ± 0,36	2,55 ± 0,34
ATS Medical Open Pivot	dvojdiskové	19	47 ± 12,6	26,2 ± 7,9	3,41 ± 0,43	0,96 ± 0,18
		23	19 ± 7	12 ± 4	-	1,8 ± 0,2
		27	14 ± 4	9 ± 2	-	2,5 ± 0,3
Medtronic Hancock II	stentová bioprotéza (prasačia)	21	20 ± 4	14,8 ± 4,1	-	1,23 ± 0,27
		23	24,72 ± 5,73	16,64 ± 6,91	-	1,39 ± 0,23
		27	14 ± 3	-	-	1,55 ± 0,18
CE Pericardial	stentová bioprotéza (hovädzie)	19	32,13 ± 3,35	24,19 ± 8,6	2,83 ± 0,14	1,21 ± 0,31
		23	21,72 ± 8,57	13,01 ± 5,27	2,29 ± 0,45	1,75 ± 0,28
		27	19,2 ± 0	5,6	1,6	-
Toronto SPV	stentless bioprotéza (prasačia)	20	10,9	4,6	-	1,3
		23	13,55 ± 7,28	7,08 ± 4,33	-	1,59 ± 0,84
		27	9,96 ± 4,56	4,8 ± 2,33	-	1,95 ± 0,42
Medtronic Freestyle	stentless bioprotéza (prasačia)	19	-	13	-	-
		23	-	7,24 ± 2,5	-	1,9 ± 0,5
		27	-	4,72 ± 1,6	-	2,5 ± 0,47

6 MATEMATICKÝ POPIS PRÚDENÍ KRVI [3], [5], [20], [21]

Krv z globálnejšieho hľadiska môžeme považovať za neneutronovskú, nestlačiteľnú a viskoelastickú kvapalinu. Predpoklad nestlačiteľnosti vychádza zo skutočnosti, že celá krvná suspenzia je málo stlačiteľná a preto túto vlastnosť zanedbáme. Znamená to, že konštitutívne vzťahy z hydromechaniky už môžeme aplikovať pre popis prúdenia krvi.

Rovnica continuity vyjadruje zákon zachovania hmotnosti. Pokiaľ sa zaoberáme nestlačiteľnými tekutinami, tak objemový tok Q [$\text{m}^3 \cdot \text{s}^{-1}$] musí byť v každom prierezu S [m^2] prúdovej trubice zachovaný:

$$Q = S \cdot v = \text{konšt.}, \quad (6.1)$$

teda platí,

$$S_1 \cdot v_1 = S_2 \cdot v_2. \quad (6.2)$$

Bernoulliho rovnica vyjadruje zákon zachovania energie. Pri prúdení skutočnej kvapaliny dochádza k stratám mechanickej energie a vo viskóznom kvapaline vzniká trecia sila. Uvoľnená energia sa mení na teplo a prejavuje sa vo zvýšení vnútornej energie prúdiacej kvapaliny. Bernoulliho rovnica pre prúdenie v ose potrubia medzi body 1 a 2 má tvar:

$$\frac{v_1^2}{2} + \frac{p_1}{\rho} + g \cdot z_1 = \frac{v_2^2}{2} + \frac{p_2}{\rho} + g \cdot z_2 + Y_{Z1,2}, \quad (6.3)$$

kde p_1 [Pa] a z_1 [m] je tlak a výška kvapaliny v mieste 1, p_2 [Pa] a z_2 [m] je tlak a výška kvapaliny v mieste 2, g [$\text{m} \cdot \text{s}^{-2}$] je tiažové zrýchlenie a $Y_{Z1,2}$ [$\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$] je merná stratová energia. Každý pôvodný člen predstavuje energiu vzťahnutú na jednotku hmoty:

- $\frac{v_1^2}{2}$ – vyjadruje kinetickú mernú energiu,
- $\frac{p_1}{\rho}$ – predstavuje tlakovú mernú energiu,
- $g \cdot z_1$ – reprezentuje potenciálnu mernú energiu.

Pre výpočet straty je možné vychádzať z Weisbachovho vzťahu:

$$Y_Z = \zeta_c \cdot \frac{v^2}{2} = \left(\sum \zeta_m + \sum \zeta_t \right) \cdot \frac{v^2}{2}, \quad (6.4)$$

kde ζ_c je celkový stratový súčiniteľ v uvažovanom mieste, ktorý je daný súčtom všetkých čiastočných strát: miestnych ($\sum \zeta_m$) a dĺžkových ($\sum \zeta_t$). Po prenasobení mernej stratovej energie s hustotou bude strata vyjadrená ako tlakový rozdiel, ktorá sa nazýva tlaková strata:

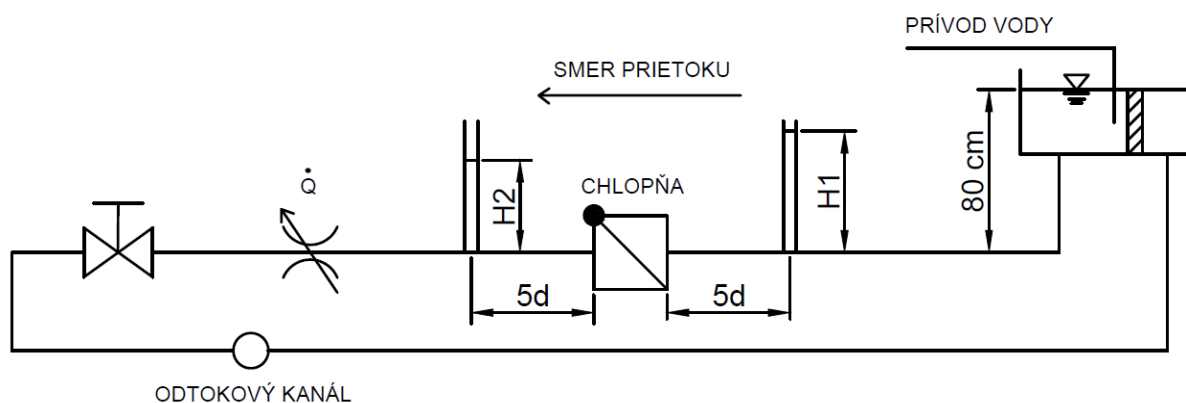
$$p_z = \rho \cdot \zeta_c \cdot \frac{v^2}{2}. \quad (6.5)$$

7 STANOVENIE TLAKOVÝCH STRÁT

Zmyslom praktickej časti tejto práce je stanovenie tlakových strát na umelej srdcovej chlopni. Experiment bola realizovaná v laboratóriu OFIVK a bola používaná skutočná mechanická chlopňa. Z dôvodu realizovateľnosti experimentu bola namiesto krvi použitá voda. V tejto práci rozťažnosťou cievnej steny neuvažujeme, lebo bude použitá plastová trubka.

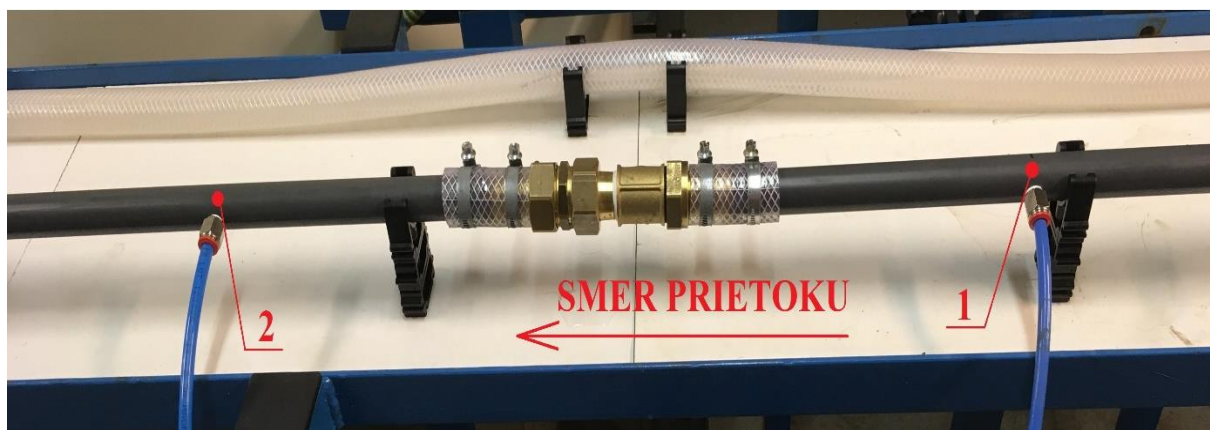
7.1 POPIS MERACEJ TRATE

Schéma experimentálneho okruhu je na Obr. 7.1. Meracia trať sa skladá z nádrže, dvoch hydrostatických trubíc (snímač tlaku), uchytenie chlopne, indukčného prietokomera a uzatváracieho ventilu. Na hlavnom meracom úseku, medzi nádržou vody a uzatváracím ventilom bolo pre zásobovanie vody použité plastové potrubie s vnútorným priemerom $d = 25 \text{ mm}$ a hrúbkou steny $2,78 \text{ mm}$.



Obr. 7.1: Schéma meracej trate

Stálu výšku hladiny v nádrže zaistila prepádová hrana a prebytočná voda bola odvádzaná do odtokového kanálu. Z tohto dôvodu bol z vodovodu zabezpečený plynulý prívod vody do nádrže. Hladina sa udržovala na 80 cm nad trubicou a to zabezpečovalo hydrostatický tlak v systéme. K meracej trati boli pripojené dve trubky, každá vo vzdialenosti $5d$ od uchytenia chlopni. Zvolené vzdialenosti sú doporučené hodnoty z praxe od odborníkov. Jednotlivé trubky slúžili na určenie hydrostatickej výšky hladiny, z ktorých potom budú vypočítané tlakové straty. Ďalej bol v trati zapojený indukčný prietokomer, ktorý ukazoval strednú hodnotu prietoku. Na konci trate sa nachádzal ventil, s ktorým sa dalo nastaviť požadovaný prietok.



Obr. 7.2: Uchytenie chlopne

7.2 POSTUP MERANIA

Celý proces experimentu bol dvakrát realizovaný: raz bez chlopne a potom s namontovanou chlopňou. Systém bol pri uzatvorenom stavu ventilu naplnený vodou a nasledovne prebiehalo odvzdušnenie meracieho okruhu. Po kontrole každej časti okruhu nasledovalo meranie.

Otvorením ventilu boli nastavené požadované stredné prietoky (10-10 hodnôt). Ako prvá nameraná výška hladiny bola určená pri $Q = 0,05 \text{ l} \cdot \text{s}^{-1}$. Po ustálení stredného prietoku boli odčítané hydrostatické výšky hladiny H_1 a H_2 . Ďalšie údaje boli zaznamenané pri postupnom zvýšení hodnoty stredného prietoku o $\Delta Q = 0,025 \text{ l} \cdot \text{s}^{-1}$. Pri úplnom otvorení ventilu maximálna hodnota prietoku dosiahla okolo $Q = 0,300 \text{ l} \cdot \text{s}^{-1}$. Údaje získané z merania sú uvedené nižšie v tabuľkách.

Tab. 7.1: Hydrostatické výšky vodného stĺpca **bez chlopne**

Q [cm ³ .s ⁻¹]	H_1 [cm]	H_2 [cm]
53,00	87,10	87,00
106,00	85,80	85,00
124,00	85,20	84,00
154,00	84,90	83,20
202,00	82,70	80,20
227,00	81,60	78,50
250,00	81,00	77,20
276,00	79,00	74,90
298,00	78,40	73,10
303,00	78,10	72,70

Tab. 7.2: Hydrostatické výšky vodného stĺpca **s chlopňou**

Q [cm ³ .s ⁻¹]	H_1 [cm]	H_2 [cm]
47,00	87,20	86,90
102,00	85,40	84,10
126,00	84,20	82,40
149,00	82,80	80,50
177,00	80,50	77,50
203,00	78,60	74,40
225,00	76,50	71,50
249,00	74,10	67,80
276,00	70,80	63,40
301,00	67,50	59,10

7.3 VÝPOČET

Postup výpočtu bol tiež dvakrát vykonaný a vyhodnotený pomocou programu MS Excel. Prvýkrát boli spracované hodnoty z Tab. 7.1 a potom údaje z Tab. 7.2.

Hydrostatické tlaky stĺpce vody p_{Hi} [Pa] boli z nameraných hydrostatických výšok určené podľa vzťahu:

$$p_{Hi} = \rho \cdot g \cdot H_i, \quad (7.1)$$

kde hustota vody bola zvolená $\rho = 999,1 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$, tiažové zrýchlenie bolo $g = 9,80665 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$. Veličiny označené indexom i vyjadrujú miesto výpočtu (pozri Obr. 7.2; 1 – pred chlopňou, 2 – za chlopne). Výsledky boli prevedené aj na jednotku milimetra ortuťového stĺpca, označený ako [mmHg]. Pre určenie tlakových spádov medzi miestami 1 a 2 aplikujeme rovnicu 6.3. Bolo používané potrubie s konštantným prierezom po celej dĺžke, preto členy kinetických energií sa navzájom odčítajú ($v_1 = v_2 = v = \text{konšt.}$). Poloha bodov 1 a 2 sú v rovnakej výške (v ose potrubia, $z_1 = z_2 = z = \text{konšt.}$) a preto sa odpočítajú aj členy potenciálnych energií.

Takže rovnice č. 6.3 má po úpravách tvar:

$$p_{H1} - p_{H2} = \rho \cdot Y_{Z12}. \quad (7.2)$$

Porovnaním rovnice č. 6.5 s rovnicou č. 7.2 sa dá konštatovať, že obi dve majú rovnakú vypovedaciu schopnosť. Prostredníctvom zvoleného postupu experimentu už je v získaných hodnotách zahrnutá merná stratová energia a netreba ju zvlášť vyšetriť. Takže výsledná rovnica pre určenie tlakového spádu Δp_{12} [Pa] medzi body 1 a 2 má tvar:

$$\Delta p_{12} = p_{H1} - p_{H2}. \quad (7.3)$$

Vypočítané hodnoty prevedieme aj na jednotku [mmHg] a zapíšeme do Tab. 7.3 a Tab. 7.4. Predbežné výsledky sú zobrazené na Obr. 7.3 a Obr. 7.4. spolu s rovnicami trendovej spojnice a konštantou spoľahlivosti. Rovnice trendovej spojnice budeme potrebovať až v konečnom vyhodnotení tlakových strát.

UMĚLÉ SRDEČNÍ CHLOPNĚ

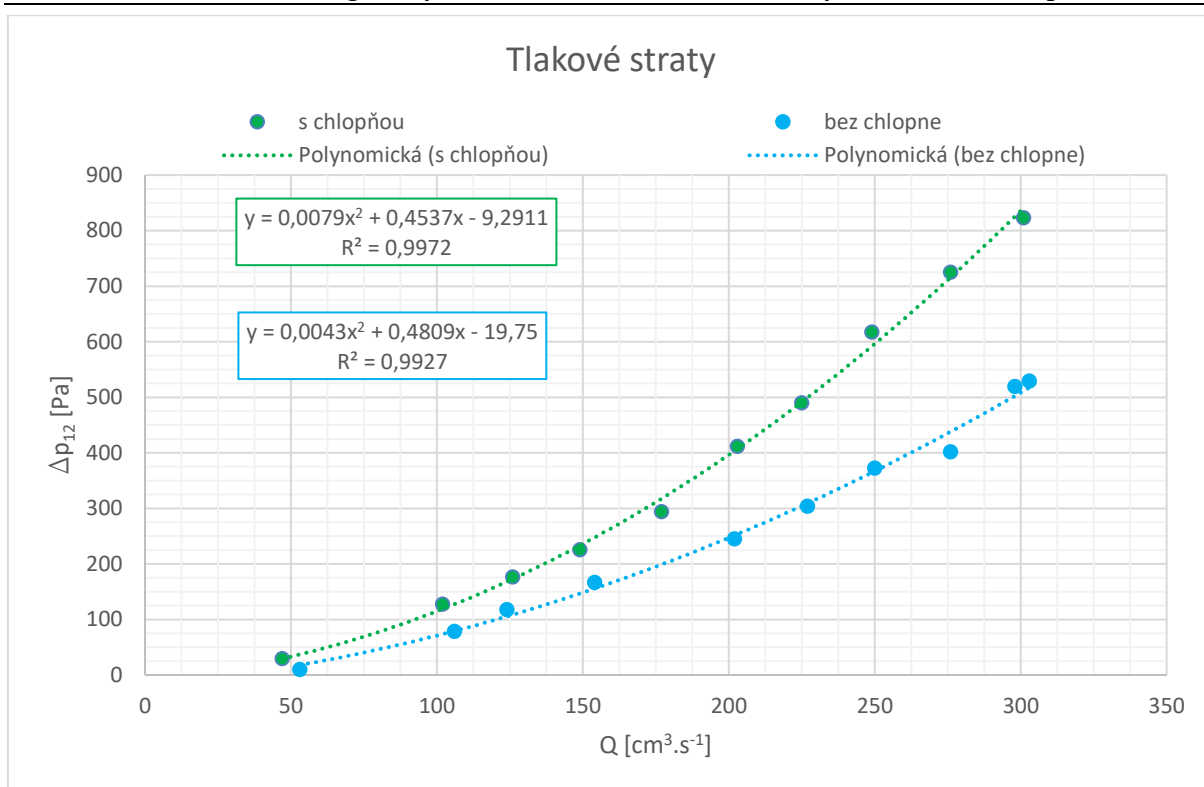
Erik Ruzsík · Energetický ústav · Odbor fluidního inženýrství Viktora Kaplana

Tab. 7.3: Hodnoty tlakových spádov *bez chlopne* mezi úseky 1 a 2

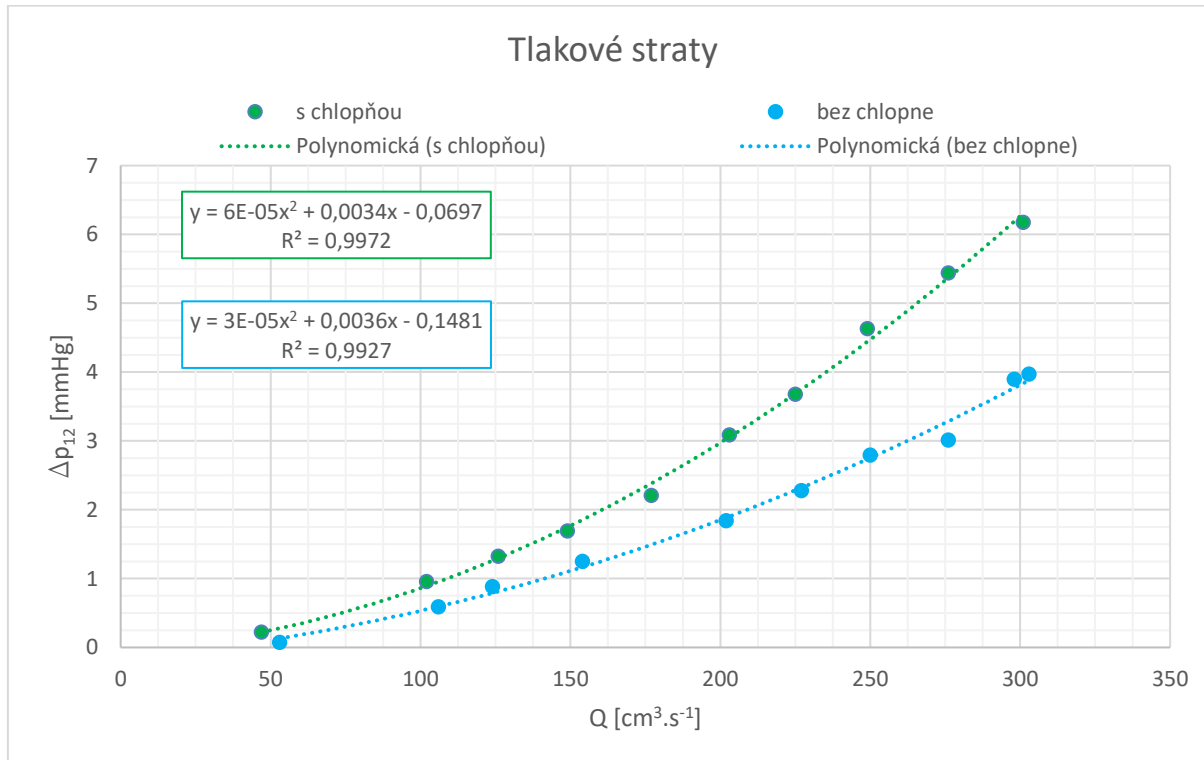
Q	H ₁	H ₂	p _{H1}		p _{H2}		Δp ₁₂	
[cm ³ .s ⁻¹]	[cm]	[cm]	[Pa]	[mmHg]	[Pa]	[mmHg]	[Pa]	[mmHg]
53,00	87,10	87,00	8 533,90	64,01	8 524,11	63,94	9,80	0,07
106,00	85,80	85,00	8 406,53	63,05	8 328,15	62,47	78,38	0,59
124,00	85,20	84,00	8 347,75	62,61	8 230,17	61,73	117,57	0,88
154,00	84,90	83,20	8 318,35	62,39	8 151,79	61,14	166,56	1,25
202,00	82,70	80,20	8 102,80	60,78	7 857,85	58,94	244,95	1,84
227,00	81,60	78,50	7 995,02	59,97	7 691,29	57,69	303,73	2,28
250,00	81,00	77,20	7 936,24	59,53	7 563,92	56,73	372,32	2,79
276,00	79,00	74,90	7 740,28	58,06	7 338,57	55,04	401,71	3,01
298,00	78,40	73,10	7 681,49	57,62	7 162,21	53,72	519,28	3,89
303,00	78,10	72,70	7 652,10	57,40	7 123,02	53,43	529,08	3,97

Tab. 7.4: Hodnoty tlakových spádov *s chlopňou* mezi úseky 1 a 2

Q	H ₁	H ₂	p _{H1}		p _{H2}		Δp ₁₂	
[cm ³ .s ⁻¹]	[cm]	[cm]	[Pa]	[mmHg]	[Pa]	[mmHg]	[Pa]	[mmHg]
47,00	87,20	86,90	8 543,70	64,08	8 514,31	63,86	29,39	0,22
102,00	85,40	84,10	8 367,34	62,76	8 239,97	61,80	127,37	0,96
126,00	84,20	82,40	8 249,77	61,88	8 073,41	60,56	176,36	1,32
149,00	82,80	80,50	8 112,60	60,85	7 887,25	59,16	225,35	1,69
177,00	80,50	77,50	7 887,25	59,16	7 593,31	56,95	293,93	2,20
203,00	78,60	74,40	7 701,09	57,76	7 289,58	54,68	411,51	3,09
225,00	76,50	71,50	7 495,34	56,22	7 005,44	52,55	489,89	3,67
249,00	74,10	67,80	7 260,19	54,46	6 642,92	49,83	617,26	4,63
276,00	70,80	63,40	6 936,86	52,03	6 211,82	46,59	725,04	5,44
301,00	67,50	59,10	6 613,53	49,61	5 790,51	43,43	823,02	6,17



Obr. 7.3: Znáznornění tlakových spádov v jednotkách [Pa] medzi úsekmí 1 a 2



Obr. 7.4: Znáznornění tlakových spádov v jednotkách [mmHg] medzi úsekmí 1 a 2

8 VÝSLEDKY MERANIA

Pre dosiahnutie výsledného záveru je nevyhnutý ešte jeden dôležitý krok. Takto získame obecnější výsledok, ktorý bude platný a použiteľný na daný interval.

Pre získanie konečného výsledku sú potrebné rovnice z trendových spojnic (z Obr. 7.3 a Obr. 7.4). Triedime ich podľa jednotiek:

$$\Delta p_1 = 0,0043 \cdot Q^2 + 0,4809 \cdot Q - 19,75 \text{ [Pa]}, \quad (8.1)$$

$$\Delta p_2 = 0,0079 \cdot Q^2 + 0,4537 \cdot Q - 9,2911 \text{ [Pa]}, \quad (8.2)$$

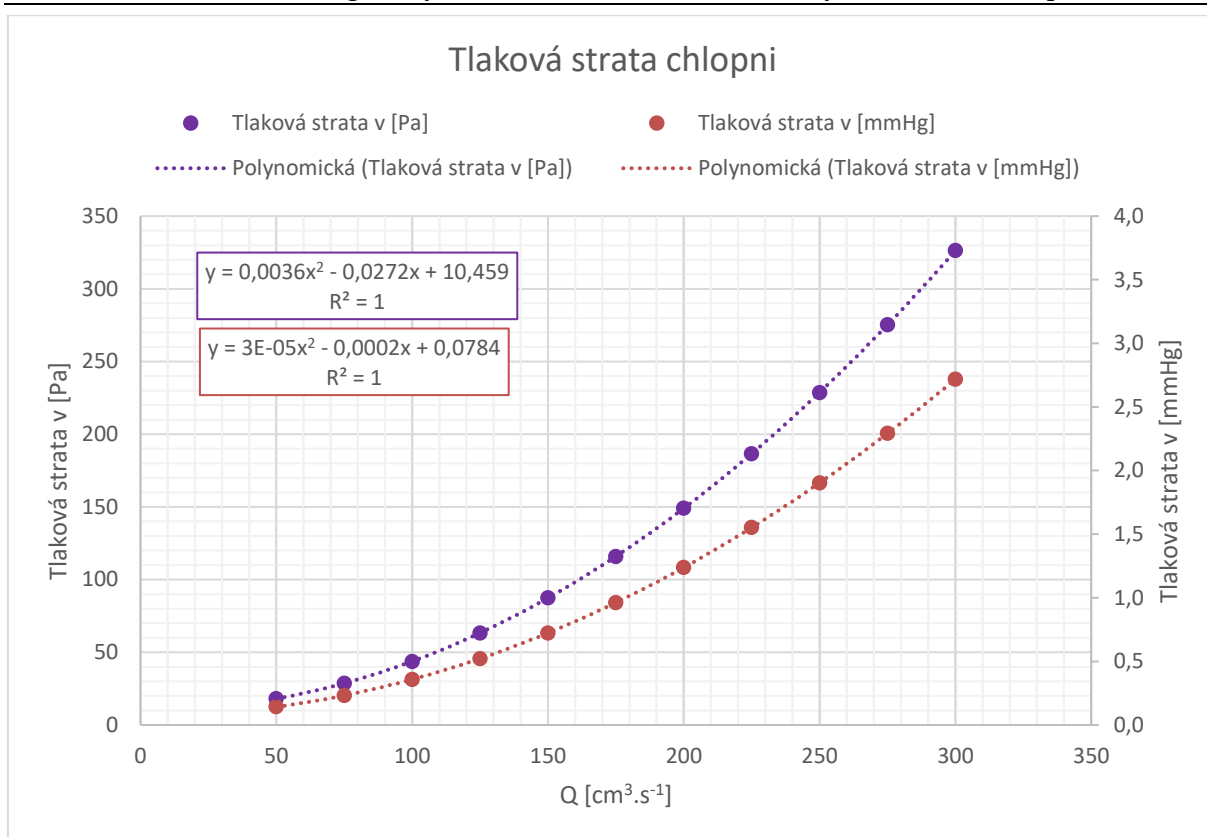
$$\Delta p_1 = 3 \cdot 10^{-5} \cdot Q^2 + 0,0036 \cdot Q - 0,1481 \text{ [mmHg]}, \quad (8.3)$$

$$\Delta p_2 = 6 \cdot 10^{-5} \cdot Q^2 + 0,0034 \cdot Q - 0,0697 \text{ [mmHg]}, \quad (8.4)$$

kde namiesto x a y sú už dosadené príslušné prietoky Q v jednotkách $[\text{cm}^3 \cdot \text{s}^{-1}]$ a rozdiely tlaku Δp_{12} . Z týchto rovníc sú znovu určené v danom intervale ($Q = \{50; 300\} \text{ cm}^3 \cdot \text{s}^{-1}$) jednotlivé tlakové rozdiely Δp_1 a Δp_2 po $\Delta Q = 25 \text{ cm}^3 \cdot \text{s}^{-1}$. Dôsledkom je bezprostredný výpočet odpovedajúcej tlakovej straty chlopne. Získané hodnoty už sú očakávané konečné výsledky, ktoré sú zapísané v Tab. 8.1 a zobrazené na Obr. 8.1.

Tab. 8.1: Tlaková strata chlopni

Q	Tlaková strata					
	bez chlopne		s chlopňou		výsledná	
[cm ³ .s ⁻¹]	Δp ₁ [Pa]	Δp ₁ [mmHg]	Δp ₂ [Pa]	Δp ₂ [mmHg]	Δp ₂ - Δp ₁ = Δp _z [Pa]	Δp ₂ - Δp ₁ = Δp _z [mmHg]
50,00	15,05	0,11	33,14	0,25	18,10	0,14
75,00	40,51	0,29	69,17	0,52	28,67	0,23
100,00	71,34	0,51	115,08	0,87	43,74	0,36
125,00	107,55	0,77	170,86	1,29	63,31	0,52
150,00	149,14	1,07	236,51	1,79	87,38	0,72
175,00	196,10	1,40	312,04	2,36	115,95	0,96
200,00	248,43	1,77	397,45	3,01	149,02	1,24
225,00	306,14	2,18	492,73	3,73	186,59	1,55
250,00	369,23	2,63	597,88	4,53	228,66	1,90
275,00	437,69	3,11	712,91	5,40	275,23	2,29
300,00	511,52	3,63	837,82	6,35	326,30	2,72



Obr. 8.1: Tlaková strata chlopni v jednotkách [Pa] a [mmHg]

Pomocou rovnice trendových spojnic sú získané výsledné tlakové straty danej chlopne v rozmedzí prietoku 50 až $300 \text{ cm}^3 \cdot \text{s}^{-1}$ v jednotkách [Pa]

$$p_z = 0,0036 \cdot Q^2 - 0,0272 \cdot Q + 10,459, \quad (8.5)$$

a v [mmHg]

$$p_z = 3 \cdot 10^{-5} \cdot Q^2 - 0,0002 \cdot Q + 0,0784. \quad (8.6)$$

Dosadením prietoku v jednotkách [$\text{cm}^3 \cdot \text{s}^{-1}$] do príslušných rovníc získame tlakovú stratu v [Pa] alebo [mmHg]. Rozsah nameraných hodnôt je v nižšom intervale, než je uvedený na Obr. 5.6. Napriek tomu získané hodnoty korešpondujú s teoretickým predpokladom a sú porovnateľné s uvedenými hodnotami.

ZÁVER

Táto bakalárska práca sa venuje umelým srdcovým chlopniam. Práca sa skladá z dvoch hlavných častí. V prvej časti sú pozbierané teoretické základy, ktoré sú v druhej (praktickej) časti využívané.

Teoretický úvod zahrňuje popis časti kardiovaskulárneho systému. Ďalej sa zaoberá reológiou krvi, ktorá disponuje s neneutronovskými vlastnosťami iba pri určitých podmienkach. Potom práca je zameraná na chlopne, kde sú popísané ich polohy, druhy a obsahuje i výhody a nevýhody jednotlivých protéz. V tejto časti sa nachádza zhrnutie a porovnanie tlakových strát spomenutých chlopní, s ktorou sa zaoberá experiment.

Cieľom merania bolo stanovenie tlakových strát danej mechanickej chlopni. Uskutočnenie experimentu bol realizované v laboratóriu OFIVK v rámci možnosti. Niektoré zjednodušenia, ktoré boli nutné k vykonaniu obmedzilo presnosť výsledku. Prvým riešením bolo použitie vody, ktorá má odlišné vlastnosti než krv. Pri nasledujúcich meraniach by bolo vhodnejšie použiť kvapalinu s podobnou viskozitou a hustotou ako má krv. Druhým základným zjednodušením bolo použitie plastovej trubky. Jej priemer bol zrovnateľný s aortou, ale moduly pružnosti dosahovali rôzne hodnoty. S týmto súvisí aj rozťažnosť cievy, ktorá bola zanedbaná. V budúcnosti by bolo lepšie zväčšiť aj rozsah nameraných hodnôt až do $500 \text{ cm}^3 \cdot \text{s}^{-1}$. Mohlo by sa to doceliť výmenou ventilu, alebo zvýšením hydrostatického tlaku v systéme. Z vyššie uvedených podmienok a zjednodušení sa podarilo vyhodnotiť tlakové straty. Získané výsledky odpovedajú očakávaným hodnotám. Podobné údaje sa podarilo pozbierať v Tab. 5.1 a znázorniť na Obr. 5.6. Pre získanie obcejšieho výsledku boli vytvorené dve rovnice (rov. 8.5 a 8.6). Výsledkom sú rovnice pre tlakové straty danej chlopni v rozmedzí prietoku 50 až $300 \text{ cm}^3 \cdot \text{s}^{-1}$ v jednotkách [Pa] a [mmHg].

Dosiahnutý výsledok je používateľný aj naďalej. Môže prispieť pri ďalších výskumoch či pri optimalizovaní geometrie danej chlopni. Na záver je možno konštatovať, že diskutovaná téma v tejto práci je medziodborovým problémom. Akýkoľvek nový poznatok o tejto téme je výrazným prínosom, pre zlepšenie kvality života pacienta po náhrade chlopne.

ZOZNAM POUŽITÝCH LITERÁRNÝCH ZDROJOV

- [1] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie: dvacáté vydání*. Praha: Galén, c2005. ISBN 80-7262-311-7.
- [2] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka*. 6. vyd., zcela přeprac. a rozš., Vyd. 3. české. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0630-X.
- [3] KŘEN, Jiří, Josef ROSENBERG a Přemysl JANÍČEK. *Biomechanika*. Plzeň: Západočeská univerzita, 1997. ISBN 80-7082-365-8.
- [4] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika srdečně cévního systému člověka*. Vyd. 2. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 1997. ISBN 80-01-03425-9.
- [5] ŠOB, František. *Hydromechanika*. Vyd. 2. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2008. Učební texty vysokých škol. ISBN 978-80-214-3578-0.
- [6] BENEŠ, Jiří, Daniel JIRÁK a František VÍTEK. *Základy lékařské fyziky*. 4. vydání. V Praze: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2015. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 978-80-246-2645-1.
- [7] Nalos Lukáš, Jitka Švíglerová. *Srdeční cyklus*. Výukový portál Lékařské fakulty v Plzni [online] 1.10.2009, poslední aktualizace 3.1.2013 [cit. 2017-02-05]. ISSN 1804-4409. Dostupný z: <http://mefanet.lfp.cuni.cz/clanky.php?aid=12>
- [8] FONTANA, Josef. *Funkce buněk a lidského těla - multimediální skripta pro výuku lékařské biochemie, fyziologie a histologie člověka* [online]. Bratislava: Slovenská spoločnosť klinickej biochémie, 2015, 20(1), s. 39-40 [cit. 2017-02-10]. ISSN 13352644. Dostupné z: <http://fbllt.cz/>
- [9] Náhrada srdcovej chlopne. *CARDIO.sk* [online]. Bratislava: MEDITRADE spol., 2017 [cit. 2017-02-21]. Dostupné z: <http://www.cardio.sk/moznosti-terapie/srdce/chirurgicka-liecba-srdcovych-chlopni/nahrada-srdcovej-chlopne>
- [10] DOMINIK, Jan. *Mechanické srdeční chlopně versus bioprotézy*. Interní medicína pro praxi [online]. 2006(12), 531-533 [cit. 2017-02-21]. Dostupné z: <http://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2006/12/04.pdf>
- [11] DOMINIK, Jan. *Chirurgie srdečních chlopní: (--nejen pro kardiochirurgy): ve 200 vyobrazeních*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2712-7.
- [12] ČERBÁK, Roman. *Nejčastější chlopenní vady: aortální stenóza a mitrální regurgitace*. Praha: Galén, c2007. Klinická kardiologie. ISBN 978-80-7262-523-9.
- [13] DOMINIK, Jan. *Přehled náhrad srdečních chlopní*. In. Aschermann M. Kardiologie. Praha: Galén, 2004, s. 1303-1307.
- [14] PICK, Adam. *Prosthetic Heart Valve Replacements: Definitions, Pictures and Use* [online]. 2008 [cit. 2017-03-10]. Dostupné z: <http://www.heart-valve-surgery.com/heart-surgery-blog/2008/10/03/prosthesis-valve-replacements-definition-pictures-and-use/>

- [15] SJM Regent Mechanical Valve. In: *St. Jude Medical* [online]. St. Paul: St. Jude Medical, 2016 [cit. 2017-03-19]. Dostupné z: <https://www.sjm.com/en/professionals/featured-products/structural-heart/mechanical-heart-valves/aortic-and-mitral-valves/sjm-regent>
- [16] Bicarbon Filtine Mitral. In: *Sorin Group* [online]. Arvada: Sorin Group USA, 2017 [cit. 2017-04-19]. Dostupné z: <http://www.livanova.sorin.com/products/cardiac-surgery/mitral/bicarbon-fitline-mitral>
- [17] HOLUBOVÁ, Renata. *Základy reologie a reometrie kapalin*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. Studijní opora. ISBN 978-80-244-4178-8.
- [18] SOCHI, Taha. *Non-Newtonian Rheology in Blood Circulation*. arXiv preprint. arXiv: 1306.2067v2, 2013.
- [19] BROOKS, D. E.; GOODWIN, J. W.; SEAMAN, G. V. Interactions among erythrocytes under shear. *Journal of Applied Physiology*, 1970, 28.2: 172-177.
- [20] LINHART, Jiří. *Mechanika tekutin I*. 2. vyd. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, 2009. ISBN 978-80-7043-766-7.
- [21] CHANDRAN, K. B., Stanley E. RITTGERS a A. P. YOGANATHAN. *Biofluid mechanics: the human circulation*. Boca Raton: CRC/Taylor & Francis, c2007. ISBN 0-8493-7328-x.
- [22] ROSENHEK, R. Normal values for Doppler echocardiographic assessment of heart valve prostheses. *Journal of the American Society of Echocardiography* [online]. 2003, 16(11), 1116-1127 [cit. 2017-04-22]. DOI: 10.1067/S0894-7317(03)00638-2. ISSN 08947317. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0894731703006382>
- [23] ZOGHBI, William A., John B. CHAMBERS, Jean G. DUMESNIL, et al. Recommendations for Evaluation of Prosthetic Valves With Echocardiography and Doppler Ultrasound. *Journal of the American Society of Echocardiography* [online]. 2009, 22(9), 975-1014 [cit. 2017-04-22]. DOI: 10.1016/j.echo.2009.07.013. ISSN 08947317. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0894731709006762>
- [24] MEDITORIAL. *Kardiochirurgie.cz: Kardiochirurgie* [online]. 2017, [cit. 2017-05-02]. ISSN 1803-8212. Dostupné z: <http://www.kardiochirurgie.cz/kardiochirurgie>
- [25] VESELSKÝ, Juraj. *Fyzika: mechanika, pružnosť a pevnosť, hydromechanika*. 2. opr. vyd. Bratislava: Nakladateľstvo STU, 2009. Edícia skript. ISBN 978-80-227-3099-0.

ZOZNAM POUŽITÝCH SKRATIEK A SYMBOLOV

Symbol	Jednotka	Názov veličiny
d	[m]	Priemer trubky
g	[m · s ⁻²]	Tiažové zrýchlenie
H	[m]	Hydrostatická výška stĺpce vody
k	[Pa · s ^m]	Koeficient konzistencie
l	[m]	Charakteristický rozmer profilu
m	[1]	Index toku
p	[Pa]	Tlak
p _H	[Pa]	Hydrostatický tlak
p _z	[Pa]	Tlaková strata
Δp	[Pa]	Rozdiel tlaku
Q	[m ³ · s ⁻¹]	Objemový tok
ΔQ	[m ³ · s ⁻¹]	Rozdiel objemového toku
S	[m ²]	Plocha
v	[m · s ⁻¹]	Rýchlosť
Y _z	[J · kg ⁻¹]	Merná stratová energia
z	[m]	Výška hladín
γ	[s ⁻¹]	Šmyková rýchlosť
ζ _C	[1]	Celkový stratový súčiniteľ
ζ _m	[1]	Miestny stratový súčiniteľ
ζ _t	[1]	Trecí stratový súčiniteľ
η	[Pa · s]	Dynamická viskozita, Cassonova viskozita
η _z	[Pa · s]	Zdanlivá viskozita
ν	[m ² · s ⁻¹]	Kinematická viskozita
ρ	[kg · m ⁻³]	Hustota
τ	[Pa]	Tangenciálne napätie
τ ₀	[Pa]	Medzné tangenciálne napätie
τ _k	[Pa]	Medza klzu

UMĚLÉ SRDEČNÍ CHLOPNĚ

Erik Ruzsík · Energetický ústav · Odbor fluidního inženýrství Viktora Kaplana

COA	[cm^2]	Clear orific area – „čistá“ prietoková plocha
EDV	[ml]	Enddiastolický objem
EOA	[cm^2]	Effective orific area – efektívna, skutočná prietoková plocha
EOAI	[cm^2/m^2]	Indexovaná hodnota efektívnej prietokovej plochy
ESRD	[mm]	External sewing ring diameter – celkový priemer chlopne
ESV	[ml]	Endsystolický objem
GOA	[cm^2]	Geometric orifice area – celková vnútorná plocha s priemerom IOD
GOAI	[cm^2/m^2]	Indexovaná hodnota celkovej vnútornej plochy chlopne
H	[%]	Hematokrit
IOD	[mm]	Internal orifice area – vnútorný priemer kostry chlopne
LK	[1]	Ľavá komora
LS	[1]	Ľavá predsieň
OFIVK	[1]	Odbor fluidního inženýrství Viktora Kaplana
PK	[1]	Pravá komora
PPM	[1]	Patient prosthesis mismatch – nezhoda pacienta s chlopňou
PS	[1]	Pravá predsieň
Re	[1]	Reynoldsovo číslo
TAD	[mm]	Tissue annulus diameter – vonkajší priemer kostry chlopne

Pozn.: indexy 1 a 2 označujú miesto výpočtu