



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**Fakulta strojní**

Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky

# BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

**Jan Vodička**

---

**Praha 2015**



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ PRAZE

Fakulta strojní, Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky

Technická 4, 166 07 Praha 6

Akademický rok: 2014/2015

---

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

pro: Jana Vodičku

program: **Teoretický základ strojního inženýrství**

obor: bez oboru

Název tématu: **Mechanické vlastnosti aortální chlopně**

Title: **Mechanical properties of aortic valve**

Zásady pro vypracování:

1. Na základě odborné literatury popsat biomechaniku srdečních chlopní a jejich náhrad
2. Provést jednoosou tahovou zkoušku se vzorky aortální chlopně
3. Zhodnotit pozorované mechanické vlastnosti

Rozsah grafických prací: 10 stran

Rozsah průvodní zprávy: 35 stran

Seznam odborné literatury:

1. Horný, L. (2014) Patobiomechanika srdečněcévního systému I. ČVUT v Praze, Praha, skriptum.
2. Kittnar a kol. (2011) Lékařská fyziologie, Grada, Praha.
3. Sacks M.S., Merryman W.D., Schmidt D.E. (2009) On the biomechanics of heart valve function. Journal of Biomechanics 42:1804-1824.
4. Butcher J.T., Mahler G.J., Hockaday L.A. (2011) Aortic valve disease and treatment: The need for neaturally engineered solutions. Advanced Drug Delivery Reviews 63:242-268.

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Lukáš Horný, Ph.D.

Datum zadání bakalářské práce: 30. 4. 2015

Datum odevzdání bakalářské práce: 19. 6. 2015

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


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

Zadání diplomové práce převzal dne:

  
.....  
diplomant

  
.....  
prof. Ing. Milan Růžička, CSc.  
vedoucí Ú 12 105



  
.....  
prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.  
děkan FS ČVUT v Praze

V Praze dne 30. 4. 2015

## **Anotace**

Jméno autora:	Jan Vodička
Název bakalářské práce:	Mechanické vlastnosti aortální chlopně
Anglický název:	Mechanical properties of aortic valve
Akademický rok:	2014/2015
Ústav:	U 12105 – Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky U 12105.3 – Laboratoř biomechaniky člověka
Vedoucí bakalářské práce:	Ing. Lukáš Horný, Ph.D
Bibliografické údaje:	počet stran: 58 počet obrázků: 29 počet tabulek: 7 počet grafů: 13

### **Klíčová slova:**

Chlopeň, aortální chlopeň, cíp chlopně, srdce, mechanické vlastnosti, napětí, deformace, tahová zkouška

### **Keywords:**

Valve, aortic valve, leaflet, heart, mechanical properties, tension, strain, tensile test

### **Anotace:**

Tato bakalářská práce se zabývá biomechanikou aortální chlopně a jejích náhrad. Ke komplexnímu pochopení jejich mechanických vlastností vychází z anatomie, fyziologie a patofyziologie oběhového systému a na základě toho objasňuje mechanické chování chlopní. Tato práce zároveň prezentuje výsledky z jednoosých tahových zkoušek.

### **Abstract:**

This bachelor thesis analyzes the biomechanics of the aortic valve and its replacements. For comprehensive understanding of their mechanical properties it relates to anatomy, physiology and pathophysiology of the blood circulation system and on the basis of this explains the mechanical behavior of valves. This work presents at the same time the results of uniaxial tensile test.

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně pouze za odborného vedení vedoucího práce. Veškeré zdroje informací, ze kterých jsem čerpal, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

V Praze dne .....

podpis: .....

## **Poděkování**

Rád bych poděkoval mému vedoucímu bakalářské práce, Ing. Lukáši Hornému, Ph.D, za pomoc při zpracování a měření bakalářské práce.

## Obsah

1	Seznam použitých označení a symbolů .....	9
2	Latinsko - český slovník .....	10
3	Úvod a cíle práce .....	11
3.1	Cíle práce .....	11
4	Oběhový systém lidského těla .....	12
4.1	Krevní oběh.....	12
4.1.1	Anatomický popis .....	12
4.1.2	Fyziologická funkce oběhového systému .....	13
4.2	Srdce.....	15
4.2.1	Anatomický popis .....	15
4.2.2	Fyziologická funkce srdce .....	17
4.3	Srdeční chlopně.....	19
4.3.1	Anatomický popis .....	19
4.3.2	Biomechanika aortální chlopně .....	23
4.3.2.1	Mechanika aortální chlopně .....	23
4.3.2.2	Experimentální zjištění mechanických vlastností .....	26
4.3.2.3	Geometrie aortální chlopně .....	28
4.3.2.4	Biomechanické vlastnosti bioprotetických chlopní.....	30
4.3.3	Patofyziologie chlopní .....	31
4.3.3.1	Chlopenní vady v levém srdci .....	32
4.3.3.2	Chlopenní vady v pravém srdci.....	34
4.4	Současné možnosti léčby onemocnění srdečních chlopní .....	35
4.4.1	Mechanické srdeční chlopně.....	38
4.4.2	Biologické náhrady srdečních chlopní.....	39
5	Experimentální měření mechanických vlastností aortální chlopně .....	42
5.1	Zkušební stroj.....	42
5.2	Postup měření.....	43
5.3	Metoda vyhodnocení.....	44
5.3.1	Předpoklady vyhodnocení.....	45
5.4	Výsledky měření .....	47
5.4.1	Naměřené a vypočtené hodnoty.....	49
5.4.2	Tečny ke grafům .....	50

5.3	Hodnocení měření .....	52
6	Závěr .....	54
7	Soupis použité literatury: .....	56
8	Seznam obrázků, grafů a tabulek .....	57



# 1 Seznam použitých označení a symbolů

$E$	[MPa]	modul pružnosti v tahu
$E_0$	[MPa]	modul pružnosti v tahu v počátku zatěžování
$E_{\sigma_t}$	[MPa]	modul pružnosti v tahu při tlaku 16 kPa
$\sigma$	[MPa]	smluvní napětí
$\sigma_t$	[MPa]	obvodové napětí
$\varepsilon$	[-]	poměrná deformace
$E_R$	[-]	poměrná deformace dle Butchera (2011) v radiálním směru
$E_C$	[-]	poměrná deformace dle Butchera (2011) v obvodovém směru
$p$	[Pa]	krevní tlak
$F$	[N]	změřená osová síla
$F_p$	[N]	tlaková síla působící uvnitř skořepiny
$A$	[m <sup>2</sup> ]	plocha průřezu nezatíženého vzorku
$l$	[m]	aktuální vzdálenost mezi značkami na vzorku
$l_0$	[m]	počáteční vzdálenost mezi značkami na vzorku
$R$	[m]	poloměr aortálního anulu
$r$	[m]	poloměr cípu aortální chlopně
$L$	[m]	obvod aortálního anulu
$S_c$	[m <sup>2</sup> ]	plocha cípu aortální chlopně
$S_{sk}$	[m <sup>2</sup> ]	průmět vnitřní plochy skořepiny
$D_a$	[m]	průměr aorty
$D_v$	[m]	průměr vazivového prstence
$t_i$	[m]	naměřené tloušťky vzorku
$t$	[m]	průměrná tloušťka vzorku
$w_i$	[m]	naměřené šířky vzorku
$w$	[m]	průměrná šířka vzorku
$\alpha_0$	[°]	úhel, který svírá tečna v počátku s vodorovnou osou
$\alpha_{\sigma_t}$	[°]	úhel, který svírá tečna ve zvoleném bodě s vodorovnou osou

## 2 Latinsko - český slovník

**anterior** – přední

**anulus** – prstenec

**arteria** – tepna

**atrium** – síň

**cava** – dutá

**commissurae** – komisury

**cuspis** – cíp

**dextra** – pravá

**inferior** – dolní

**laminae fibrosae** – vazivové ploténky

**posterior** – zadní

**pulmonalis** – plicní

**septum** – přepážka

**sinistra** – levá

**superior** – horní

**valva** – chlopeň

**vena** – žíla

**ventriculus** – komora

## **3 Úvod a cíle práce**

Postižení srdečních chlopní patří mezi častá kardiologická onemocnění s různým stupněm subjektivních obtíží. V současné době převažují získané vady srdečních chlopní, neboť vrozené srdeční vady se u dětských pacientů řeší co nejdříve po porodu včasným chirurgickým zákrokem.

Díky významným pokrokům v kardiochirurgii lze nyní provádět zákroky, které v dřívější době nebyly proveditelné. Nové technologie a možnosti umožňují pacientům po operacích zkrátit dobu rekonvalescence a žít plnohodnotný život. První umělá aortální chlopeň byla úspěšně implantována v roce 1960. V současnosti je náhrada srdečních chlopní denní realitou kardiochirurgie.

Abychom porozuměli biomechanice srdečních chlopní a jejich náhrad, je nutné se seznámit s anomií, fyziologií a patofyziologií oběhového systému. Při průtoku krve srdcem dochází k deformacím (ve smyslu změny tvaru) okolních tkání a srdečních chlopní. Je tedy nutné pochopit, k jakému druhu zatěžování a k jakým deformacím během srdečního cyklu dochází. Nejzatěžovanější chlopní v srdci je chlopeň aortální, jejíž problematice se tato práce především věnuje.

Výzkum chlopenních náhrad je trvale na vysoké úrovni a díky měřicím přístrojům a počítačovým softwareům se vývoj stále posunuje.

Tato práce se snaží poukázat na důležitost spolupráce medicínského a inženýrského přístupu, seznámit se s danou problematikou a prezentovat získané výsledky.

### **3.1 Cíle práce**

Cílem mé práce je na základě odborné literatury popsat biomechaniku srdečních chlopní a jejich náhrad, provést jednoosou tahovou zkoušku se vzorky aortální chlopně a zhodnotit pozorované mechanické chování.

K experimentálnímu zjištění biomechanických vlastností aortální chlopně využiji jednoosé tahové zkoušky na vzorcích cípů odebrané nativní chlopně a porovnam je s výsledky uvedenými v dostupné literatuře. Výsledky měření zároveň porovnam s hodnotami získanými z měření bioprotetické chlopně podléhající kalcifikaci.

## 4 Oběhový systém lidského těla

Oběhový systém je orgánové ústrojí nezbytně nutné pro existenci živých organismů a jeho hlavním úkolem je zajišťovat stálý průtok krve celou soustavou. Krev jako transportní látka pak může plnit všechny své funkce v lidském organismu.

Oběhový systém se skládá ze dvou hlavních částí. Ze **srdce**, které má za úkol dodávat energii do srdečně cévní soustavy a udržovat tak stálou cirkulaci krve, a ze **soustavy cév**, které zajišťují rozvod transportního média do celého těla. Dále dělíme srdečně cévní soustavu na dva oběhy – **nízkotlaký plicní oběh** a **vysokotlaký systémový oběh**.

### 4.1 Krevní oběh

#### 4.1.1 Anatomický popis

*(Uvedené informace jsou převzaty z literatury: Křen, 1997)*

Krevní oběh se skládá ze tří složek: srdce, cévního systému a krve. Tyto tři složky jsou navzájem vázány v dynamických vztazích.

Cévní systém je vybudován na principu soustavy trubic, které se v jednotlivých úsecích liší svou stavbou a tím i vlastnostmi a propustností svých stěn. Patří sem **tepny, žíly a vlásečnice**.

Největší a zároveň nejdůležitější tepnou lidského těla je **aorta** (srdečnice). Vystupuje z levé srdeční komory a je základem tepenné části velkého krevního oběhu. V oblasti aortálního oblouku se poprvé větví. Veškeré větve aorty se nazývají velké tepny - **artérie**. Ty se dále větví a vstupují do tělních orgánů a tkání. Postupným větvením se (spolu s tloušťkou stěny) zmenšuje jejich vnitřní průměr a tepny se zužují na **arterioly**. Ty pak volně přechází v **kapiláry** (vlásečnice). Hodnoty průměrů jednotlivých cév ukazuje tabulka č.1.

Na vlásečnice navazuje žilní část krevního oběhu. Hranicí mezi tepennou a žilní částí v oblasti vlásečnic je stupeň nasycení krve kyslíkem. Žilní část krevního řečiště začíná tkáňovými kapilárami, ze kterých vznikají malé žíly – **venuly**. Ty dále přecházejí do větších žil – **ven**. Vény zajišťují odvod odkysličené krve a produktů metabolismu z celého těla do systému dolní a horní duté žíly – *vena cava inferior a superior* – a následně odvádí krev do pravé srdeční síně.

Tabulka č. 1 – Číselné hodnoty vnitřních průměrů cév

Céva	Vnitřní průměr [mm]
aorta	30
arterie	5 – 15
arteriola	< 0,3
kapilára	0,006 – 0,05
venula	0,02 – 1
véna	1 – 9

#### 4.1.2 Fyziologická funkce oběhového systému

(Uvedené informace jsou převzaty z literatury: Kittnar, 2011)

Základní funkcí oběhového systému je rozvod krve. Krev proudící ze srdce do cévního systému zajišťuje transport látek a dýchacích plynů, které dodává do tkání. Naopak krev proudící ze systému zpět do srdce zajišťuje odvod produktů metabolismu.

Oběhový systém lidského těla je tvořen pumpou a trubicemi vedoucími z ní krev. V lidském těle zastává funkci pumpy srdce. Ta je zajištěna kontrakční schopností srdeční svaloviny, tvořící dutý orgán, a vystupujících cév. Pokud dojde ke smrštění svaloviny, dojde zároveň ke zmenšení vnitřního objemu a krev je z prostoru vypuzena. Srdce můžeme rozdělit na dvě hlavní čerpadla: **komory** s kontraktilní stěnou a na dvě pomocná čerpadla: pravou a levou **předsň**.

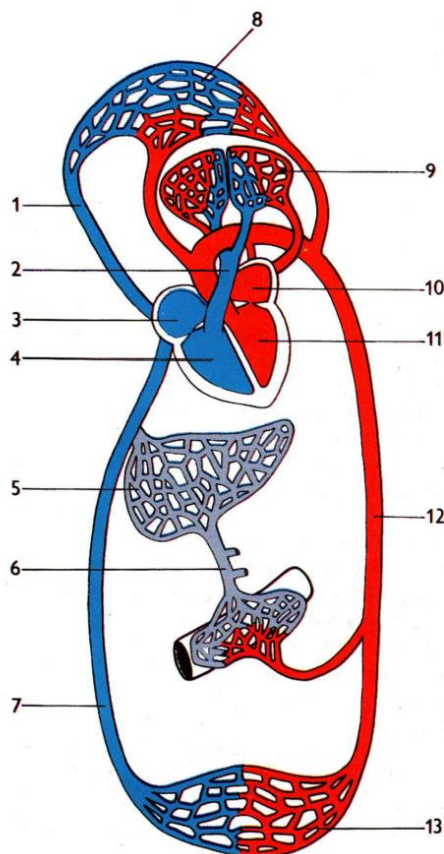
Srdčně cévní systém u savců je typický dvojitou cirkulací. Cirkulace probíhá ve dvou sériově zařazených oběhových systémech a řídí je též sériově uspořádané pumpy. První se nazývá **systémový oběh**, kde pumpou je levá polovina srdce a krev zde cirkuluje mezi srdcem a tkáněmi. Druhý je označován jako **plicní oběh**, pumpou je naopak pravé srdce, a krev cirkuluje mezi srdcem a plícemi. Čerpadla pravé i levé poloviny srdce jsou spolu funkčně i anatomicky spojena k zajištění synchronizované činnosti.

### Malý plicní oběh (viz. obr. č. 1)

Odkysličená krev přitéká z celého těla žilami, které se sbíhají v horní (1) a dolní (7) dutou žílu, do pravé síně (3). Z pravé síně se krev přečerpá do pravé komory (4), odkud odchází plicní tepnou (2) do plic. Zde se krev okysličí a vrací se plicními žilami zpět do srdce.

### Velký tělní oběh (viz. obr. č. 1)

Tento oběh navazuje na plicní. Začíná v levé síni (10), odkud se krev přečerpává do levé komory (11). Odtud je pak okysličená krev vypuzena do aorty (12) a tím je zajištěn rozvod krve tepnami do celého těla.



Obr. č. 1 – Velký a malý tělní oběh

(Machová J. – Biologie člověka pro učitele, 2002, str.77)

- 1 – horní dutá žíla, 2 – plicní kmen,  
3 – pravá síň, 4 – pravá komora, 5 – větvení vrátnicové žíly v játrech, 6 – vrátnicová žíla, 7 – dolní dutá žíla, 8 – schéma rozvětvení velkého krevního oběhu v horních končetinách a v hlavě, 9 – rozvětvení malého oběhu v plicích, 10 – levá síň, 11 – levá komora, 12 – sestupná aorta, 13 – rozvětvení velkého oběhu v dolních končetinách

## 4.2 Srdce

### 4.2.1 Anatomický popis

*(Uvedené informace jsou převzaty z literatury: Křen, 1997; Čihák, 2004; www.ikem.cz)*

Srdce je dutý, vazivově – svalový orgán o přibližné velikosti sevřené pěsti a hmotnosti zhruba 230 g až 340 g u dospělého člověka. Čihák (2004) uvádí, že u žen kolísá hmotnost srdce od 230 g do 320 g, s průměrem kolem 260 g, u mužů od 260 g do 340 g, s průměrem kolem 300 g. Hmotnost srdce tvoří přibližně 0,4 - 0,5 % hmotnosti lidského těla.

Srdce je uloženo svou větší částí za hrudní kostí – sternem. Zbývající část pak zasahuje do levé poloviny hrudníku. Ze stran na něj přiléhají plíce, za ním se nachází jícen, velké cévy a hrudní páteř, zespoda je posazeno na bránici.

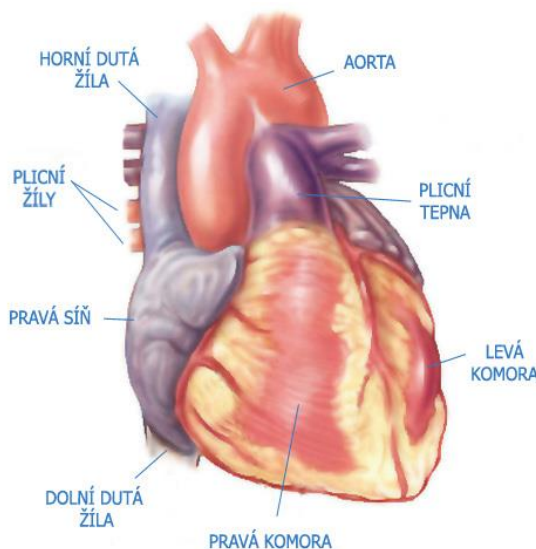
Srdce je svým původem céva. Proto i stavba srdečních stěn odpovídá principiálně stavbě velkých cév, tedy i v počtu vrstev. První vrstvu (vnitřní výstelku) tvoří tzv. **endokard**. Endokard vystýlá srdeční dutiny a tvoří mezi síněmi a komorami **cípaté chlopně**. Další (střední) vrstvu tvoří srdeční svalovina - **myokard**. Srdeční svalovina je složena z příčně pruhovaných vláken, které mají buněčnou stavbu a tvoří síťovou (trámčitou) strukturu celého myokardu, díky níž dochází k rychlému přenosu nervových vzruchů. Vláknina jsou svou stavbou podobná vláknům kosterní svaloviny. Myokard pevně srůstá s endokardem a zajišťuje pravidelné stahy srdce. Povrch srdce je kryt vazivem – **epikardem**, který přechází podél cév vstupujících a vystupujících ze srdce v zevní obal srdce – **perikard**.

Srdce je tvořeno bází srdeční a srdečním hrotem. Báze srdeční je místo vstupu a výstupu velkých cév. Z komor vystupují hlavní tepny (aortální a plicní) a do předsíní vstupují velké žíly. Srdeční hrot má zaoblený tvar a je tvořen komorami.

Funkčně je srdce rozděleno na dva oddíly - pravý a levý. Každý oddíl je tvořen síní (atrium) a komorou (ventriculus). Pravá síň a pravá komora tedy tvoří pravé srdce a levá síň spolu s levou komorou tvoří levé srdce. Pravé srdce je od levého odděleno síňovou a komorovou přepážkou (septem). Oddíly se od sebe odlišují tloušťkou svalové stěny. Levý oddíl má stěnu mohutnější. Zejména pak levá komora, neboť musí vypuzovat krev do celého těla pod velkým tlakem. Průřez stěny levé komory je téměř

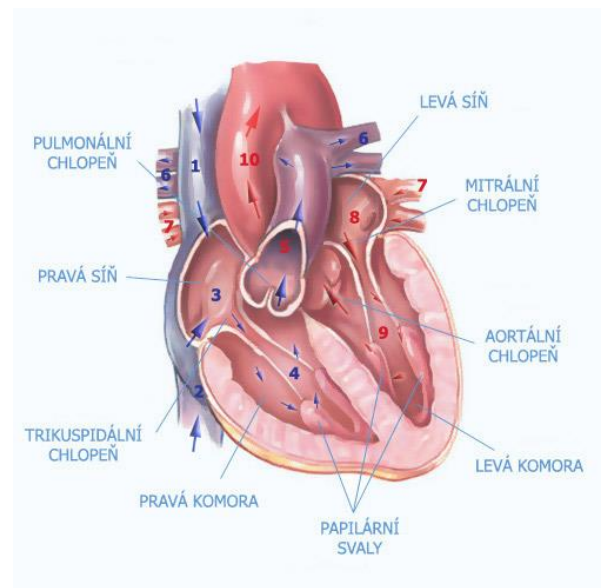
kruhovitý, zhruba 3 až 4 cm široký, pravá komora je naopak vzadu dole oploštělá a má asi o 1/3 menší průřez. Každá komora má jak část vtokovou, tak část výtokovou. Vtoková část směřuje ke hrotu srdečnímu, výtoková část od hrotu k ústí plicního kmene nebo aorty.

Mezi pravou síní a komorou je **trojcípá** chlopeň, mezi levou síní a komorou je potom **dvojcípá** (tzv. mitrální) chlopeň. Cípy chlopní jsou nálevkovitě vnořeny do komor. Při zpětném nárazu krve na chlopně může dojít k vyvrácení chlopní do prostoru síní. Tomu však brání tenká vazivová vlákna - **šlašinky**, které se upínají ke svalovým výrůstkům uvnitř komorových dutin. Tyto výrůstky se nazývají **papilární svaly**. Poslední dvě chlopně jsou takzvané kapsovitě neboli **poloměsíčité**. Jedna je umístěna na začátku aorty - **aortální chlopeň**, druhá pak na začátku plicního kmene - **pulmonální chlopeň**.



Obr. č. 2 – Srdce

([www.ikem.cz](http://www.ikem.cz), Jak srdce vypadá a pracuje)



Obr. č. 3 – Řez srdcem

([www.ikem.cz](http://www.ikem.cz), Jak srdce vypadá a pracuje)



## 4.2.2 Fyziologická funkce srdce

*(Uvedené informace jsou převzaty z literatury: Silbernagl, 2004)*

Srdeční frekvence činí v klidu 60 – 80 stahů/min. To znamená, že přibližně za 1s proběhnou 4 fáze činnosti srdečních komor. První fáze se nazývá **napínací**, druhá **vypuzovací** (systola). Třetí fáze představuje fázi **relaxační** a poslední je **plnicí** fáze (diastola). Souhrnně jsou tyto mechanické fáze označovány jako **srdeční revoluce**. Aby vůbec k srdeční revoluci došlo, musí být zajištěno elektrické podráždění síní a komor. Stahům a jejich uvolňování odpovídá funkce srdečních chlopní.

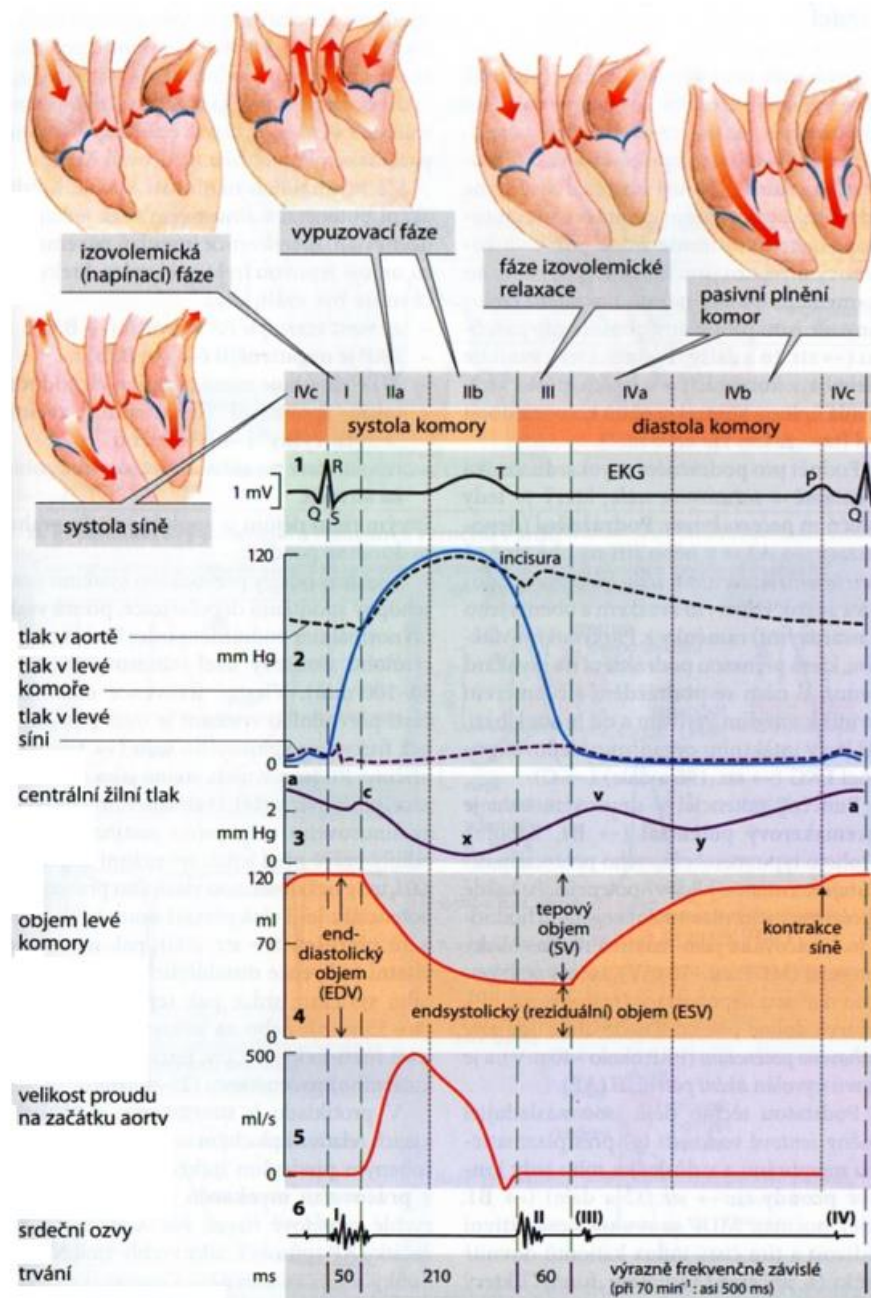
Během první a třetí fáze jsou všechny chlopně uzavřeny. Během druhé a čtvrté fáze jsou naopak otevřené a určují směr proudění krve. Zda jsou chlopně otevřené či uzavřené závisí na rozdílu tlaků mezi síní a komorou.

Graf č. 1 popisuje průběh srdeční revoluce. Na konci čtvrté fáze (fáze IVc - diastola komor) dochází k depolarizaci sinusového uzlu. Na základě toho ochabuje svalstvo obou síní a zároveň se aktivují srdeční komory. V komorách postupně narůstá tlak, dokud nedojde k překročení tlaku v síních a cípate chlopně se uzavřou. Klidový objem v komorách (objem na konci diastoly) je zhruba 120 ml, respektive 70 ml/m<sup>2</sup> tělesného povrchu.

Končí diastola a začíná napínací fáze (fáze I), během níž se komory kontrahují. Celá fáze trvá asi 50 ms. Všechny chlopně zůstávají uzavřené, a tak dochází k prudkému nárůstu tlaku v srdečních komorách. Konec první fáze je závislý na hodnotě tlaku v aortě. Aby nastala fáze systolická, musí nitrokomorový tlak překročit hodnotu 80 mm Hg (10,66 kPa). Výsledkem je otevření aortální a pulmonální chlopně a zahájení fáze druhé (fáze IIa, IIb).

Vypuzovací fáze trvá u zdravého pacienta zhruba 210 ms. Hodnota systolického tlaku v aortě a levé komoře dosahuje 120 mm Hg (15,99 kPa). Tím je vypuzena největší část tepového objemu (fáze IIa) a nitrokomorový tlak začne pomalu klesat. Ve chvíli, kdy klesne pod hodnotu tlaku v aortě a v arterii pulmonalis, aortální a pulmonální chlopeň se uzavře. V komoře pak zůstává endsystolický objem (=reziduální objem) okolo 40 ml a následně začíná fáze relaxační (fáze III)

Poslední fází je fáze plnění (cca 500 ms, fáze IV), při které se plní komory. K plnění dochází velmi rychle. Z 80 % už během čtvrtinové doby trvání diastoly (fáze rychlého plnění - IVa). Následuje zpomalení (fáze IVb) a nakonec kontrakce síní (fáze IVc), která přispívá k plnění komor pouze asi z 15%.



Graf č. 1 – Průběh srdeční revoluce

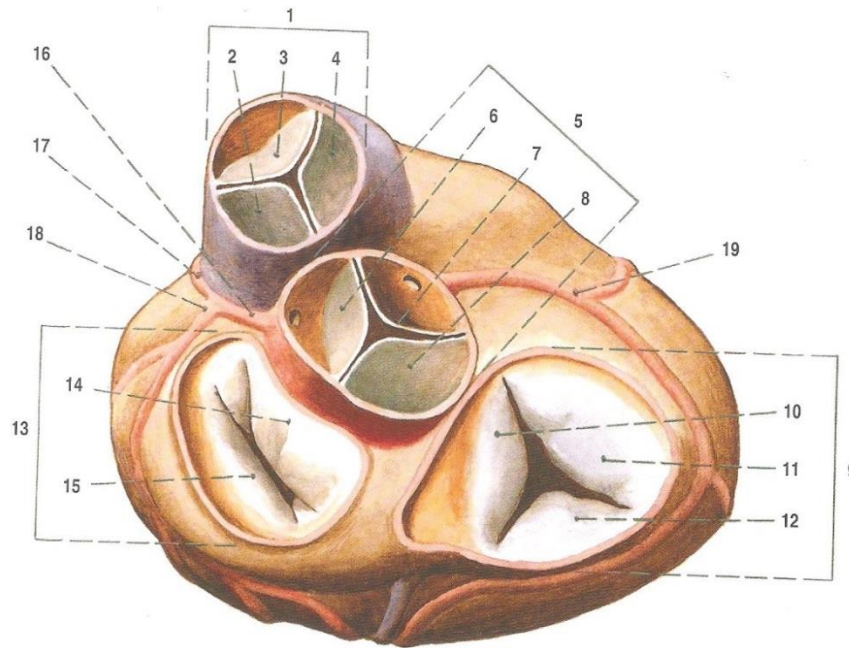
(Silbernagl S. – atlas fyziologie člověka, 2004, str.191)

## 4.3 Srdeční chlopně

### 4.3.1 Anatomický popis

(Uvedené informace jsou převzaty z literatury: Čihák, 2004)

Chlopně srdeční jsou ploché duplikatury endokardu, vyztužené ploténkou vaziva. Dělíme je na dva druhy, chlopně **atrioventrikulární** (cípaté) a **poloměsíčitě**.



Obr. č. 4 – Srdeční chlopně po odstranění předsíní

(Čihák R. – Anatomie 3, 2004, str.26)

1 - pulmonální chlopeň, 2 - levý cíp pulmonální chlopně, 3 - přední cíp pulmonální chlopně, 4 - pravý cíp pulmonální chlopně, 5 - aortální chlopeň, 6 - levý cíp aortální chlopně, 7 - pravý cíp aortální chlopně, 8 - zadní cíp aortální chlopně, 9 - trojcípá chlopeň, 10 - cíp trojcípé chlopně, 11 - přední cíp trojcípé chlopně, 12 - zadní cíp trojcípé chlopně, 13 - mitrální chlopeň, 14 - přední cíp mitrální chlopně, 15 - zadní cíp mitrální chlopně, 16 - levá koronární, 17, 18 - větve koronární tepny, 19 - pravá koronární tepna

#### Chlopně atrioventrikulární

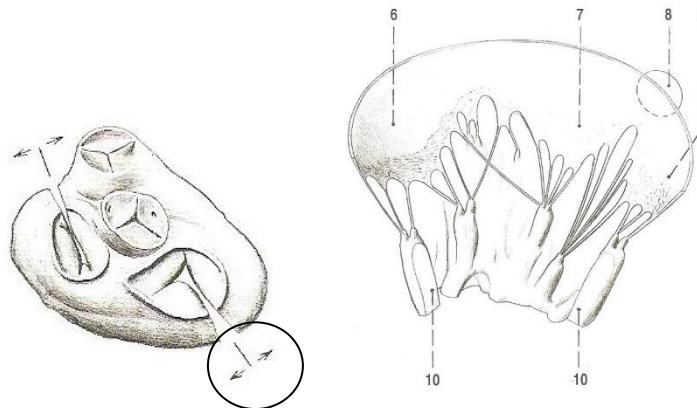
Chlopně atrioventrikulární jsou dvojího druhu: **dvojcípé** a **trojcípé**. Obsahují vazivové ploténky (laminae fibrosae), které jsou tvořeny tuhým vazivem šlašitého vzhledu a po zevním obvodu každého cípu jsou připojeny k vazivovému prstenci - **anulu**. Tloušťka plotének cípů se směrem k okrajům ztenčuje. Na okrajích mají průsvitný a homogenní vzhled. Ztenčená místa přecházejí ve šlašinky, které se následně uchytávají na papilární svaly. Endokard pokrývá jak šlašinky, tak papilární

svaly a jeho tloušťka na povrchu chlopní se liší tím, do jakého srdečního oddílu zasahuje. Na předsíňové straně je silnější než na komorové. Je to dané subendotelovou vrstvou vaziva, která se nachází pod endotelovou vrstvou a obsahuje síť elastických vláken zajišťující pružnost celé chlopně. Čím je vrstva hlubší, tím jsou elastická vlákna řidší.

Každý cíp atrioventrikulární chlopně má tři zóny lišící se od obvodu až ke hrotu cípů. První zónou je zóna tzv. **bazální**, která zasahuje zhruba 2 – 3 cm od okraje chlopně. Tato zóna je vyživována jemnými cévami a často obsahuje i svazečky komorového myokardu. Další zónou je zóna **průsvitná**. Je tenčí a jemnější a od bazální zóny sahá zhruba do poloviny cípu. Poslední zónou je **drsňá** zóna. Je neprůsvitná a komorová plocha má oproti předsíňové ploše nerovný povrch. Tvoří oblast vzájemného dotyku cípů při uzavření chlopně. Místa rozhraní bazálních zón sousedních cípů chlopní se označují jako commissurae, tedy **komisury**.

#### Trojčípá chlopeň (Valva atrioventricularis dextra)

Obrázek č. 5 zobrazuje trojčípou srdeční chlopeň, která je tvořena třemi cípy. První cíp (Cuspis anterior - 9) je největší, druhý cíp (Cuspis septalis - 7) je naopak nejmenší. Poslední cíp se nazývá Cuspis posterior - 6. Číslo 10 označuje papilární svaly.

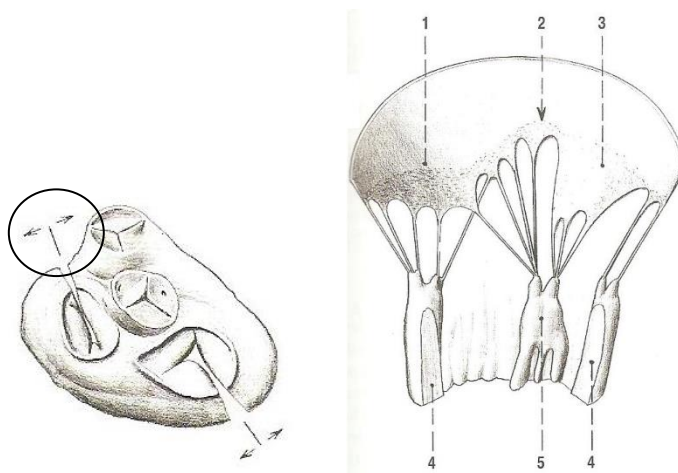


*Obr. č. 5 – Rozvinutí trojčípé chlopně*

*(Čihák R. – Anatomie 3, 2004, str.27)*

### Mitrální chlopeň (Valva atrioventricularis sinistra)

Obrázek č. 6 popisuje chlopeň mitrální. Je tvořena pouze dvěma cípy. První cíp (Cuspis anterior – 1) je větší a má trojúhelníkový nebo polokruhovitý tvar. Chybí zde ztluštělá bazální zóna. Cuspis anterior představuje praktickou hranici vtokové a výtokové části levé komory. Druhý cíp se nazývá Cuspis posterior – 3. Hranici průsvitné a drsné zóny označuje číslo 2. Čísla 4 a 5 označují papilární svaly.

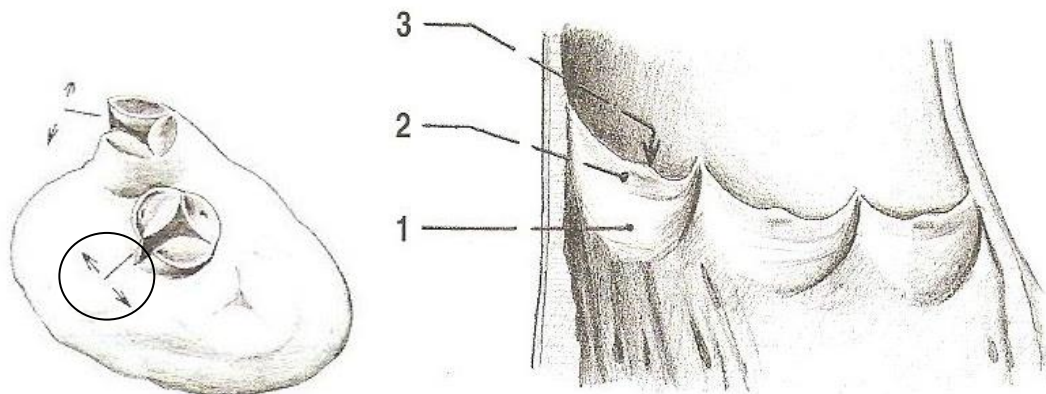


Obr. č. 6 – Rozvinutí mitrální chlopně

(Čihák R. – Anatomie 3, 2004, str.27)

### Chlopně poloměsíčitě (viz obr. č. 7)

Mezi poloměsíčitě chlopně řadíme chlopeň **aortální** a **pulmonální**. Jsou umístěné na hranici výtokové části pravé (pulmonální) i levé (aortální) komory a velkého tepenného kmene. Obě jsou tvořeny třemi poloměsíčitými kapsami, které jsou po obvodu připojeny na vazivový prstenec – **anul**. Vazivový prstenec tvoří hranici mezi komorou a tepenným kmenem. Oproti atrioventrikulární chlopní netvoří anul kruhovitý průřez. Tento průřez je závislý na upnutí poloměsíčitých kapes na srdeční stěnu. Obdobně jako cípaté chlopně i poloměsíčitě jsou tvořeny dvouvrstvým endokardem, který je uvnitř vyztužen vazivovou ploténkou. Oproti cípaté chlopní je tloušťka ploténky tenčí a chybí zde hladká svalovina. Na komorové straně je pod endokardovou výstelkou vrstva elastických vláken v řidším vazivu, pak následuje vlastní hustší vazivová ploténka a na druhé ploše je opět endokard. Ztenčená vrstva chlopně tvořící okrajové okrsky se nazývá **lunula** (2). Uprostřed délky lunuly je chlopeň ztluštělá. Ztluštění tvoří vyčnívající **hrotnatý uzlík** (3). Ten je tvořen kolagenním vazivem a přechází na obě strany lunuly jako zpevňující vazivo.



*Obr. č. 7 – Rozvinutá pulmonální chlopeň*

*(Čihák R. – Anatomie 3, 2004, str.29)*

### **Srdeční skelet**

Srdeční skelet je útvar hustého fibrosního vaziva vytvářející podpůrný prostorový útvar v místech všech čtyř srdečních chlopní a mezi nimi. Součástí jsou čtyři vazivové prstence. Z nich pak vystupují laminae fibrosae jednotlivých chlopní.

### 4.3.2 Biomechanika aortální chlopně

Mechanické vlastnosti srdečních chlopní jsou úzce spojené s jejich pohybem a tedy i s pohybem srdečních stěn. K pochopení komplexních dynamických vlastností aortální chlopně je nutné porozumět jednotlivým deformacím, které nastávají v průběhu její funkce. Při průtoku krve oblastí aortálního anulu působí tlak na stěny jednotlivých cípů a vzniká tak zejména tahové a ohybové napětí. Vzniklé napětí v jednotlivých lamelách je místně i časově proměnné a vyvolává tak anizotropní deformace. K deformacím dochází jak v lamelách, tak i v aortálním anulu. Dynamické vlastnosti jsou spolu navzájem svázány, ale navzájem se liší pravděpodobně díky rozmanité vláknité struktuře chlopněního anulu. (Sacks, 2009)

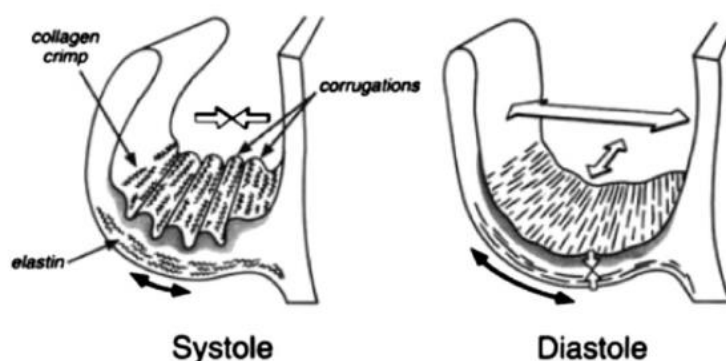
Sacks (2009) uvádí základní chování cípů chlopně:

1. V každém srdečním cyklu se jednotlivé cípy (na rozdíl od ostatních tkání) nacházejí buď v plně nezatíženém, nebo plně zatíženém stavu.
2. V průběhu uzavírání chlopně vzniká velké a anizotropní prodloužení.
3. Napětí vzniklé průtokem krve se pohybuje v rozmezí 50 – 100 N/m.
4. Rychlost vzniku deformace je velmi vysoká ~1000 %/s.
5. Jakmile se chlopeň uzavře, veškeré deformace zanikají.
6. Tkáně lamel jsou vysoce citlivé na deformace okolních tkání.

#### 4.3.2.1 Mechanika aortální chlopně

„Chlopní lamela je tenkostěnná skořepina proměnné tloušťky.“ (Valenta, 1997, str.172). Sacks (2009) uvádí, že při průtoku krve dochází ke komplexnímu nelineárnímu napětíovému zatížení měkké tkáně chlopně. V době, kdy je chlopeň zcela otevřená, vzniká ohybové a smykové napětí. Jakmile se chlopeň začne uzavírat, opět působí ohybové napětí, následně dochází ke koaptaci a později k plnému zatížení. Můžeme tedy říci, že k největšímu napětí a deformaci cípů dochází v době diastoly, nebo při předčasném otevření chlopně.

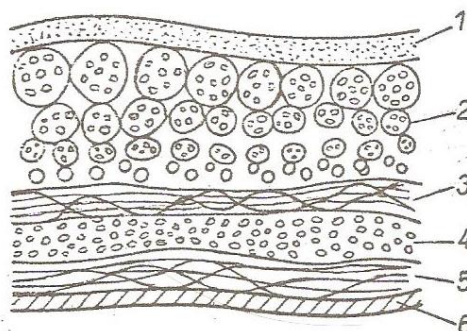
Toto chování je přímým důsledkem změny vnitřní struktury vyvolané napětím. Změna struktury se projevuje v podobě narovnání kolagenních vláken a jejich vzájemné rotaci kolem osy tahu. Redukce vzniklého napětí je závislá především na uspořádání těchto vláken uvnitř chlopněních lamel. (Sacks, 2009)



Obr. č. 8 – Role a orientace kolagenních a elastinových vláken v době systoly a diastoly

(J. T. Butcher – *Aortic valve disease and treatment: The need for naturally engineered solutions*, 2011, str.245)

„Stěna chlopenní lamely je složena ze šesti vrstev a tvoří tak vlastně kompozitní materiál s optimální výztuží a pevností.“ (Valenta, 1997, str. 172)



Obr. č. 9 – Struktura stěny cípu aorty v radiálním řezu

(Valenta J. - *Biomechanika srdečně cévního systému člověka*, 1997, str.175)

1 - endotel, 2 - snopce kolagenních vláken, 3 - radiální kolagenová a elastinová vlákna,  
4,5 - obvodová a radiální elastinová vlákna, 6 - epitel

Valenta (1997) uvádí, že kolagenní vlákna ze strany aorty jsou orientována do obvodového směru a ve střední části stěny cípu tvoří rozvětvenou strukturu. Výrazně se podílejí na tvaru lamely ve fázi diastoly a mají za úkol redukovat vyšší diastolický tlak. Kolagenní vlákna se dle Sackse (2009) vyznačují vysokou pevností v tahu a nízkou torzní a ohybovou tuhostí. Orientace těchto vláken je tedy dobře identifikovatelná podle směru, ve kterém chlopeň odolává největším tahovým napětím.

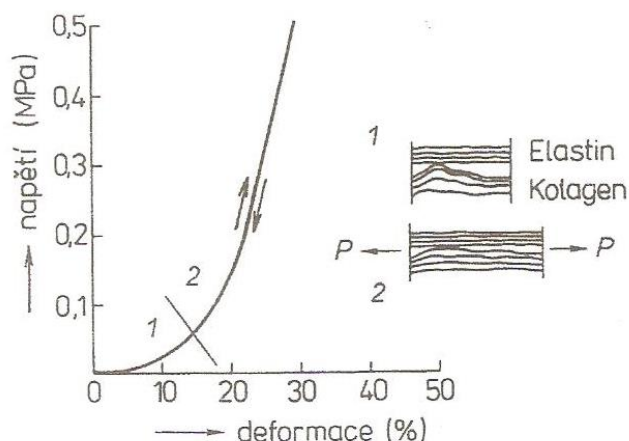


Ve střední části lamely se nachází centrální spongiózní vrstva, která zajišťuje hydrataci a promazávání sousedních vrstev při jejich vzájemném pohybu, kdy dochází ke stříhu a deformaci. (Sacks, 2009)

Elastinová vlákna ze strany levé komory jsou uspořádána jak v radiálním, tak obvodovém směru a mají za úkol redukovat systolické zatížení při plném otevření chlopně. Tato vlákna mají hlavní vliv na výsledné deformační vlastnosti v radiálním směru. V místě, kde dochází ke spojení lamel se stěnou aorty, je hustě rozložená síť kolagenních vláken, které svou poddajností přispívají ke snížení vysokocyklického ohybového namáhání. (Valenta, 1997)

Mechanické vlastnosti biomateriálu srdečních chlopní se v průběhu života mění a jsou závislé též na pohlaví jedince. Do zhruba 35. roku života jsou optimální, ale po překročení této věkové hranice dochází k postupnému zhoršování pevnostních vlastností chlopní lamely v obvodovém směru díky fyzikálnímu, chemickému a biologickému porušování struktury povrchu chlopně. S rostoucím věkem zároveň dochází ke snížení koncentrace kolagenních vláken a tím i ke snížení pevnosti celé chlopně.

Graf č. 2 ukazuje závislost průběhu napětí a deformace vzorku vyjmutého z obvodového směru. Vpravo je zároveň zobrazeno postupné zapojení elastinových (1) a kolagenních (2) vláken. Z grafu vyplývá, že průběhy pro zatížení i odlehčení vzorku jsou totožné. Ve skutečnosti však cípy chlopní podléhají dynamickému zatížení. (Valenta, 1997)



Graf č. 2 – Závislost napětí – deformace vzorku materiálu cípu chlopně aorty vyjmutého v obvodovém směru

(Valenta J. - Biomechanika srdečně cévního systému člověka, 1997, str.175)

V plně nezatíženém stavu je tkáň chlopenních lamel v příčném řezu tvořena z 60% zvlněnými kolagenními vlákny a se zvyšujícím se nitrokomorovým tlakem se procento zvlnění rapidně snižuje. Bylo zjištěno, že největší změny v uspořádání vláken nastávají mezi hodnotami 0 – 1 mm Hg. Po dosažení hodnoty 4 mm Hg již nedochází k žádnému výraznému zarovnání. (Sacks, 2009)

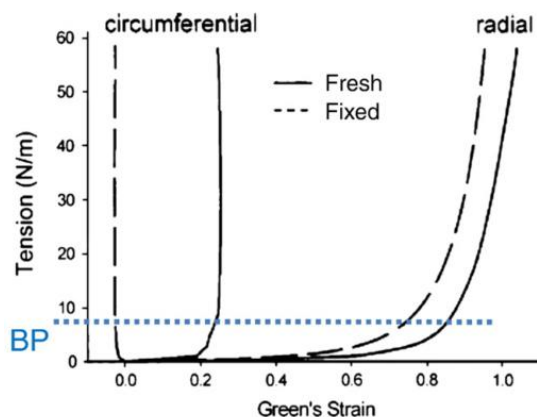
#### **4.3.2.2 Experimentální zjištění mechanických vlastností**

Valenta (1997) uvádí tři druhy experimentů pro zjištění elastických vlastností chlopenních lamel. Jedná se o zkoušku na tlakování kořene aorty, zkoušku na vyboulení chlopenní lamely a nakonec o jednoosou či víceosou tahovou zkoušku vzorku tkáně vystřiženého z cípu chlopně.

Drtivá většina biomechanických měření využívá jednoosé tahové zkoušky. Dle Sackse (2009) tato zkouška ke zjištění komplexních mechanických vlastností nestačí, neboť nedokáže zahrnout heterogenní víceosé deformační pole, kombinované namáhání a přirozenou kinematiku. Vzorky podrobené dvouosé tahové zkoušce poskytují více fyziologicky bližších zatěžovacích stavů.

Za předpokladu vzniku deformace chlopně vyvolané krevním tlakem při kombinaci axiálního tahu a ohybu uvádí Butcher (2011) naměřené hodnoty celkového napětí v řádech 50 kPa při systole a 500 kPa při diastole. S přihlédnutím na geometrii, zatížený nosný povrch chlopně přenese 200 – 400 kPa. Hodnoty poměrných deformací zjištěných při jednoosé tahové zkoušce:  $E_R = 0,6 - 0,8$  (v radiálním směru) a  $E_C = 0,2 - 0,3$  (v obvodovém směru). Obecně platí, že cípy se elasticky natahují až do dosažení kritické hodnoty napětí a pak se stanou extrémně tuhé. Moduly pružnosti uvádí Butcher (2011) v počátku v rozmezí 2 – 10 kPa v radiálním směru a 20 – 100 kPa v obvodovém směru. V nelineární oblasti zátěžové křivky rostou hodnoty modulu pružnosti na 1 – 2 MPa v radiálním směru a 8 – 12 MPa v obvodovém směru.

Dle Butchera (2011) jsou vzorky při dvouosé tahové zkoušce více poddajné a zároveň tužší při vyšších napětích. Optimální pružnost a tuhost při systole a diastole je zaručena díky výrazné tuhosti při nízkých napětích a vysokých hodnotách modulů pružnosti při vysokých napětích.



Graf č. 3 – Průběh dvouosé tahové zkoušky cípu aortální chlopně, blood pressure - BP = 120 mmHg

(J. T. Butcher – *Aortic valve disease and treatment: The need for naturally engineered solutions*, 2011, str.245)

Sacks (2009) uvádí, že vzorky podrobené jednoosé (či dvouosé) tahové zkoušce vykazují pouze časově nezávislé mechanické vlastnosti, a proto se provádí ještě zkoušky dynamické. U dvouosé tahové zkoušky bylo zjištěno, že tahové napětí není závislé na rychlosti deformace. Sacks hodnotí tyto vlastnosti jako jedinečné, neboť to dokazuje, že chlopně vydrží vysoké zatížení nehledě na dobu trvání fyziologické zátěže.

U tahových zkoušek je obtížné zjistit mechanické vlastnosti v oblasti malých deformací. Ohyb je pro cípy chlopní přirozenou deformací a dochází při něm k rozdílné deformaci jednotlivých vrstev. Ohyb měkkých tkání má oproti tahovým zkouškám dvě základní výhody. Můžeme rozpoznat i malé změny tuhosti při nízkých hodnotách napětí a zároveň sledovat vzájemné interakce mezi jednotlivými vrstvami cípů chlopně. (Sacks, 2009)

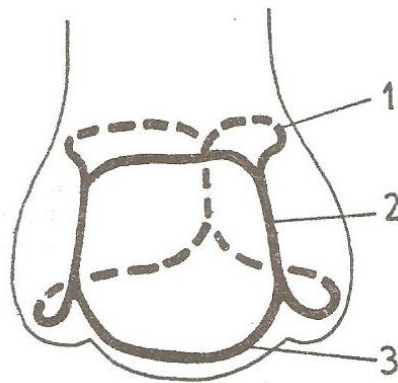
Nejen cípy chlopní, ale také kořen aorty musí vydržet značné mechanické zatížení, neboť díky tlaku krve a stahu komor dochází k vysokým tahovým napětím. Aortální kořen se vyznačuje vysokou torzní tuhostí a jeho deformace je dle Sackse (2009) přibližně 5% jak v obvodovém tak v radiálním směru.

Mez pevnosti v tahu aortální chlopně uvádí v rozmezí 2 – 4 MPa, což je zhruba desetkrát větší, než zatížení fyziologické. Předpokládá se, že takto vysoká mez pevnosti chrání chlopeň před únavou a hypertenzním zatížením.

### 4.3.2.3 Geometrie aortální chlopně

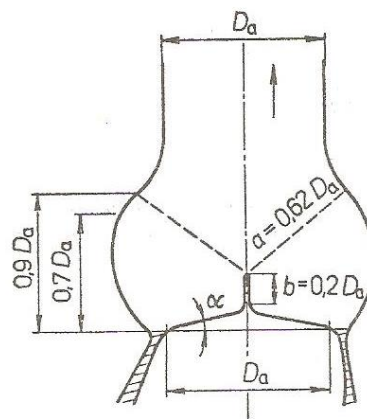
(Uvedené informace jsou převzaty z literatury: Valenta, 1997)

Součástí aortálního kořene je pružná konstrukce vyobrazená na obrázku č. 10. Je tvořena vzájemně propojenými kruhovými oblouky (1), třemi spojovacími (komisurálními) nosníky (2) a vazivovým prstencem chlopně (3). Tato konstrukce se chová jako tlumič, který pohlcuje část zatížení působící na jednotlivé cípy chlopně. Prvky konstrukce jsou výrazně tužší než samotná aorta, cípy chlopně či hrotnatý uzlík, a to především díky struktuře celé konstrukce. Ta se sestává z kolagenních a elastinových vláken. Toto uspořádání přispívá k rozevření cípů při systole do tvaru kužele nebo válce, zabraňuje prověšení cípů do levé komory při diastole a v poslední řadě zajišťuje stále geometrické uspořádání aortální chlopně. Orientace kolagenních vláken je v jednotlivých úsecích odlišná. Ve vazivovém prstenci jsou kolagenní vlákna orientována v obvodovém směru, ve spojovacím nosníku v osovém směru a v kruhovém oblouku jsou uspořádána do ploché spirály. Orientační hodnoty sil, které vyvolal tlak krve o hodnotě 13 kPa působící na tuto konstrukci, jsou dle Valenty (1997) : v kruhovém oblouku 0,3 N, ve spojovacím nosníku 0,2 N a ve vazivovém prstenci 0,1 N.



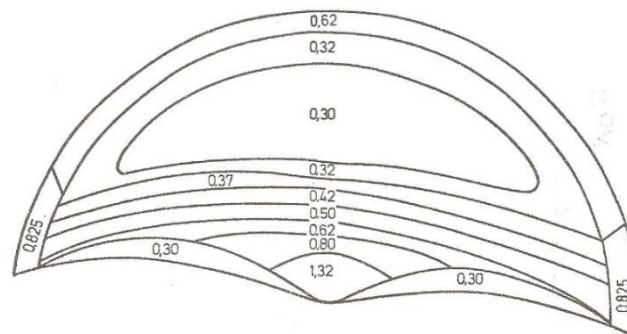
Obr. č. 10 – Schematické znázornění pružné konstrukce chlopně aorty  
(Valenta J. - Biomechanika srdečně cévního systému člověka, 1997, str.173)

Rozměrové hodnoty průměru aorty jsou různé dle hodnoty tlaku krve. Základní průměr aorty je dle Valenty (1997) při tlaku 10,6 kPa u dospělého člověka  $D_a = (24 \pm 2,2)$  mm, průměr vazivového prstence  $D_v = (25,6 \pm 1,12)$  mm. Při tlaku 16 kPa se hodnoty mění na  $D_a = (26,8 \pm 3,9)$  mm a  $D_v = (25,3 \pm 2,4)$  mm. Na obrázku č. 11 je vyobrazena základní geometrie aortální chlopně vzhledem k průměru  $D_a$  při tlaku  $p = 0$ . Jednotlivé cípy chlopně jsou se stěnou aorty spojeny do tvaru paraboly a každý cíp má tvar rotačního paraboloidu. Optimální úhel cípů je při diastolickém tlaku  $20^\circ$  až  $22^\circ$ .



Obr. č. 11 – Základní rozměry aorty, vztahené k průměru aorty

čárkovaně – dráha kontaktu sousedních cípů,  $b$  – výška kontaktu chlopních cípů.  
(Valenta J. - Biomechanika srdečně cévního systému člověka, 1997, str.174)



Obr. č. 12 – Tloušťka stěny cípu chlopně aorty u osoby mužského pohlaví (stáří 46 let) v mm

(Valenta J. Biomechanika srdečně cévního systému člověka, 1997, str.174)

Tloušťka stěny cípu aortální chlopně se v jednotlivých oblastech liší. Její hodnoty jsou uvedeny na obr. č. 12. Vidíme, že největší tloušťky dosahuje cíp v oblasti hrotnatého uzlíku.

#### **4.3.2.4 Biomechanické vlastnosti bioprotetických chlopní**

Valenta uvádí (1997, str. 178), že „největším problémem bioprotetických chlopní je jejich náchylnost k samovolné degeneraci, například tvorbě trhlin, postupnému zvápenatění (kalcifikaci) a zvýšení tuhosti“, což vede k negativnímu ovlivnění celé kinematiky chlopně.

Důvod samovolné degenerace je zapříčiněn pravděpodobně vysokocyklovou únavou tkáně. Při průměrné srdeční frekvenci se chlopeň otevírá a ohýbá zhruba  $4,2 \cdot 10^7$  za rok (dle Valenty, 1997),  $3 \cdot 10^9$  za život (dle Sackse, 2009), a musí také přenést tlakový spád v rozmezí 9,3 kPa až 16 kPa.

Tahová napětí, která vznikají při průtoku krve, jsou nejvýznamnější v oblasti upevnění chlopních lamel ke stentu (kostra bioprotézy - viz I.4.2). „Ukazuje se, že existuje vzájemná závislost mezi mechanickým napětím chlopní lamely a výskytem jejího zvápenatění.“ (Valenta, 1997, str. 178). Pokud dojde ke kalcifikaci povrchu chlopně, chlopeň se stává tužší, což vede ke zvýšení mechanického napětí, především ve středu lamely. (Valenta, 1997)

Požadované vlastnosti materiálu stentu dle Valenty (1997) a Sackse (2009) jsou následující:

- dostatečná spolehlivost a životnost
- odolnost vůči účinkům krve
- zajištění dostatečné výtokové plochy
- poddajnost a odolnost vůči vysokocyklovému zatížení.

Valenta poukazuje na důležitost výšky stentu. Nízký stent negativně ovlivňuje průtok krve a dochází u něj ke zvýšení mechanické napjatosti chlopních lamel. Sacks (2009) dále uvádí, že správná geometrie je důležitá zejména k zajištění rovnoměrného rozložení sil a zabránění tak kalcifikace a strukturálnímu selhání.

### 4.3.3 Patofyziologie chlopní

#### Poruchy průtoku krve srdečními oddíly

Usměrnění proudění krve je v srdečních dutinách zabezpečeno zejména srdečními chlopněmi. Porucha funkce jednotlivých chlopní vede k hemodynamickým změnám, které v konečném důsledku mohou zapříčinit srdeční selhání i náhlou smrt. (Němec, 2015)

*„Srdeční chlopenní vady se rozdělují podle postižení jednotlivé chlopně (aortální, mitrální, pulmonální, trikuspidální) a podle charakteru poruchy na **stenózu** (zúžení) a **insuficienci** (nedomykavost).“ (Vokurka, 2008, str. 132)*

Při stenóze dochází k nedostatečnému otevírání chlopní při průtoku krve, a proto krev obtížněji odtéká do následujícího oddílu. Zároveň také může docházet k nadbytečnému hromadění krve v prostoru před chlopní. Insuficience srdečních chlopní je způsobena nedostatečným vzájemným přiléháním jednotlivých cípů a tím může docházet k regurgitaci (zpětnému toku krve) do oddílu před chlopní.

Proudění krve srdečními oddíly má laminární charakter. Při jednotlivých poruchách se tento charakter mění na turbulentní. To se projevuje formou šelestů, které můžeme slyšet pomocí fonendoskopu.

Posledním obecným rozdělením chlopenních vad bývá rozdělení na vady **vrozené** a **získané**. Získané vady jsou obvykle zapříčiněny záněty chlopní (revmatické či bakteriální) nebo záněty nitroblány srdeční a postihují častěji levé srdce (tj. chlopeň aortální a mitrální). (Vokurka, 2008)

*V dřívějších dobách při vyšším výskytu revmatické horečky byly častější vady mitrální, nyní s prodlužujícím se věkem se zvyšuje frekvence degenerativního onemocnění chlopní a převahu získávají vady aortální. (Němec, 2015, str.31).*

### 4.3.3.1 Chlopenní vady v levém srdci

#### 1) Onemocnění mitrální chlopně

Komplexně se mitrální chlopeň skládá z předního a zadního cípu, chlopenního anulu, šlašinek, papilárních svalů a svaloviny levé komory. Pokud dojde k poruše jedné z těchto struktur, dochází k poruše **koaptace** (dosedání) cípů chlopně. (Šantavý, 2008)

#### Mitrální stenóza

Tato vada se vyskytuje poměrně často a dochází k srůstu a poškození cípů chlopně. To vede k omezení průtoku krve mezi levou síní a pravou komorou. „*Plocha mitrálního ústí – normálně 4 – 6 cm<sup>2</sup> – se u hemodynamicky významné stenózy zmenšuje na 1 cm<sup>2</sup> a méně.*“ (Štejf, 1998, str.435).

Následky mitrální stenózy dle Vokurky (2008): frekvence srdečních stahů se zvyšuje, což má za následek zkrácení doby diastoly. V levé síní dochází k hromadění krve a zvýšení tlaku zhruba na 20 – 40 mmHg, který se pak dále přenáší do plicních žil a kapilár.

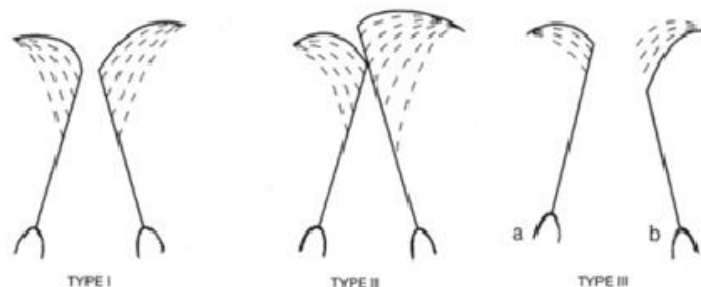
Příznaky dle Vokurky (2008) a Štejf (1998): dušnost (zpočátku jen po extrémní námaze, v pozdějším stádiu klidová), plicní otok a přetěžování pravé komory, její hypertrofie až dilatace. Operací se tyto projevy částečně či zcela odstraní. Jednou z nejčastějších příčin bývá revmatická horečka. Statisticky jsou postiženy více ženy než muži (4 : 1).

#### Mitrální insuficience

Mitrální insuficience se projevuje na rozdíl od mitrální stenózy v době systoly a dochází při ní k regurgitaci. „*Levá síň se výrazně zvětšuje, objemově je následně přetěžována i levá komora, která může později selhávat.*“ (Vokurka, 2008, str.133)

Šantavý (2008) uvádí, že k insuficienci dochází na základě geometrické přestavby tvaru levé komory. Jedním z důvodů je nedostatečné okysličení tkáně srdeční (ischemie). Geometrická přestavba vyvolá dilataci komory, oddálení papilárních svalů a šlašinek. „*K upřesnění mechanismu regurgitace je používána klasifikace dle Carpentiera (obr. č. 13), který definuje normální pohyblivost cípů chlopně jako typ I, prolaps některého z cípů jako typ II a restrikcí cípů jako typ III.*“ (Šantavý, 2008, str.122)





Obr. č. 13 – Klasifikace regurgitace dle Carpentiera

(Šantavý P. *Chirurgická léčba chlopenních vad – technické aspekty*, 2008, str.122)

## 2) Onemocnění aortální chlopně

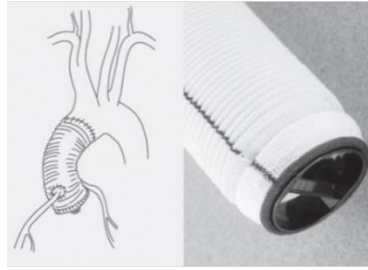
### Aortální stenóza

Díky omezenému otevírání aortální chlopně musí při systole levá komora čerpat krev proti zvýšenému odporu. To vede ke vzniku hypertrofie a následnému selhání levé komory. Aortální stenóza je svými příznaky poměrně výraznější než dosud uvedené chlopenní vady. Díky nedostatečnému vypuzení krve dochází k celkovému zhoršení prokrvení myokardu, což vede k bolestem za hrudní kostí. Dále pak k nedostatečnému tělnímu prokrvení a poruše funkce mozku (krátká bezvědomí). (Vokurka, 2008)

### Aortální insuficience

Klinickým obrazem je přetěžování levé komory. V souvislosti s aortální insuficiencí dochází i k aortální regurgitaci. Krev se díky degeneraci cípů a jejich vzájemnému oddálení v oblasti komisur vrací z aortální oblasti zpět do levé komory a dochází k poruše koaptace. Jedním z důvodů je dilatace aortálního kořene či vzestupné aorty. U mladších pacientů je porucha koaptace spojena s Marfanovým syndromem (porucha pojiva), u starších pacientů naopak s degenerací a dilatací pojivové tkáně. Další možností vzniku aortální insuficience je infekční zánět nitroblány srdeční.

Operativně se insuficience řeší náhradou aortálního kořene spolu s umělou chlopní dle Bentalla. U mladších pacientů však mnohdy stačí chirurgické zúžení kořene. „U aortální insuficience na podkladě endokarditidy se mnohdy volí implantace lidského homograftu, který ale také podléhá postupné degeneraci a kalcifikaci.“ (Šantavý, 2008, str. 122). V případě degenerace aortální chlopně je vždy na prvním místě snaha o zachování nativní chlopně, aby se předešlo nutnosti antikoagulace, která je spojena s implantací chlopně mechanické. (Šantavý, 2008)



Obr. č. 14 – Operace dle Bentalla

(Šantavý P. *Chirurgická léčba chlopenních vad – technické aspekty*, 2008, str.121)

#### 4.3.3.2 Chlopenní vady v pravém srdci

Chlopenní vady jsou v pravém srdci podstatně méně časté. Nejčastěji se pojí s vadami vrozenými. Pokud dochází k insuficienci či stenóze, principy těchto vad jsou analogické jako v levém srdci. (Vokurka, 2008)

##### Onemocnění trikuspidální chlopně

Nejčastějším případem je trikuspidální insuficience způsobená dilatací chlopenního anulu. Dilatace je nejvýznamnější v oblasti předního a zadního cípu. Nejčastějším řešením je plastická operace chlopenního anulu použitím umělého prstence. Prstenec však musí na rozdíl od prstence, který je určen pro plastiku mitrálního anulu, obsahovat přerušení, aby nezasahoval do srdečního převodního systému. (viz obr. č. 15) (Šantavý, 2008)

## 4.4 Současné možnosti léčby onemocnění srdečních chlopní

Při chirurgické léčbě chlopních vad obecně platí, že prvotní je snaha o zachování vlastní chlopně pacienta. Tedy o její plastiku. Tento rekonstrukční výkon můžeme rozdělit na **anuloplastiku** (korekce dilatace chlopního anulu pomocí prstence) a **valvuloplastiku** (výkon na cípech, šlašinkách, nebo papilárních svalech). (Němec, 2015)

Na obrázku č. 15 je uvedena jedna z možností odstranění patologické funkce využitím chirurgické plastiky v podobě korekce anulu umělým prstencem (ring), díky němuž se docílí opětového přiblížení komisur a obnovení koaptace. Dle typu rozdělujeme tyto prstence na rigidní, flexibilní, obkružující celý anulus a zpevňující pouze oblast zadního cípu. (Šantavý, 2008)



Obr. č. 15 – Mitrální prstenec (vlevo), trikuspidální prstenec (vpravo)

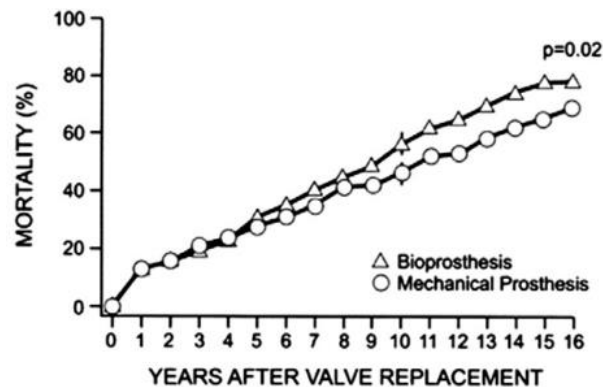
(Šantavý P. *Chirurgická léčba chlopních vad – technické aspekty*, 2008, str.122)

Pokud je patofyziologie chlopní natolik závažná a není možné provést její plastiku, musí se chlopeň nahradit implantátem.

Náhrady srdečních chlopní můžeme rozdělit do dvou hlavních skupin. Na náhrady **mechanické** a **biologické**. Užití těchto náhrad závisí převážně na věku operovaného pacienta. Dalšími rozhodujícími faktory jsou pak přidružené choroby a možnost nasazení antikoagulační (protisrážlivé) léčby, která je spojená s implantací chlopně mechanické. (Dominik, 2006)

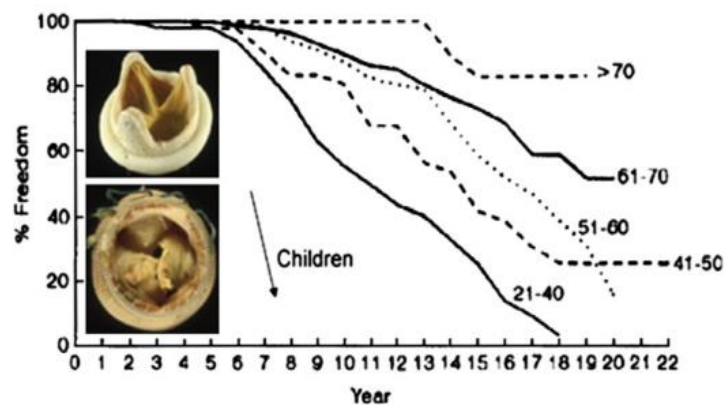
Dle Šantavého (2008) je věkovou hranicí pro implantaci těchto chlopní 65 let. Ta se v poledních letech postupně snižuje a vždy je nutné při volbě dostupných implantátů přihlídnout k přidruženým onemocněním pacienta.

Profesor Dominik (2006) dále uvádí, že operovaným nad 65 let bez rizikových faktorů embolizace, s kontraindikací antikoagulační léčby a s krátkou životní prognózou se implantují chlopně biologické. Taktéž pokud se jedná o náhradu chlopní v pravém srdci, jsou chlopně nativní nahrazeny chlopněmi biologickými. V ostatních případech jsou pacientům implantovány chlopně mechanické. Jejich největší výhodou je záruka neomezeně dlouhé funkce bez poruch. Naproti tomu biologické chlopně se vyznačují tím, že mají přirozenější průtok krve, nedochází ke vzniku trombů, uzávěr chlopních cípů je tichý a není potřeba antikoagulační léčba.



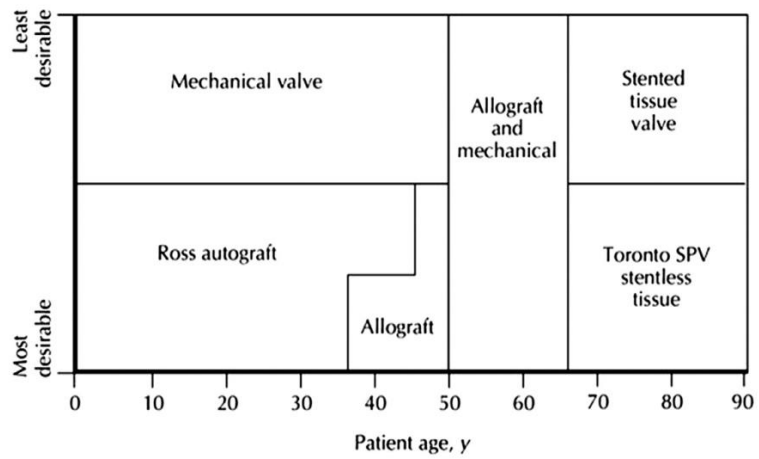
Graf č. 4 – Porovnání mechanických a bioprotetických chlopní

(J. T. Butcher – *Aortic valve disease and treatment: The need for naturally engineered solutions*, 2011, str.250)



Graf č. 5 – Změna struktury bioprotetických chlopní

(J. T. Butcher – *Aortic valve disease and treatment: The need for naturally engineered solutions*, 2011, str.250)



Graf č. 6 – Výběr chlopenní náhrady na základě věku pacienta

(J. T. Butcher – *Aortic valve disease and treatment: The need for naturally engineered solutions*, 2011, str.250)

Tabulka č. 2 – Rozsah degenerace chlopenní lamely v průběhu let od implantace

Věk operovaného [roky]	Doba od implantace [roky]	Selhání [%]
< 60	8	20
	10	30
	15	50
60 - 70	15	15
> 70	15	3 - 10

#### 4.4.1 Mechanické srdeční chlopně

(Uvedené informace jsou převzaty z literatury: Němec, 2015; Šantavý, 2008; Dominik, 2006)

Mechanická chlopeň je tvořena oplétacím prstencem, který je určen k našití do chlopenního anulu a z mechanismu, který zajišťuje jednosměrné proudění krve.

„Všeobecnou výhodou mechanických chlopní je jejich dlouhodobá funkce a velmi dobré hemodynamické parametry.“ (Šantavý, 2008, str.120) Nevýhodou pro pacienty je doživotní antikoagulační léčba a v některých případech i slyšitelný zvuk uzavírající se chlopně. Dle použitého mechanismu dělíme chlopně na **kuličkové**, **diskové** a **dvoulisté**.

**Kuličkové chlopně** se v současné době již nepoužívají kvůli horším průtokovým parametrům a trombogenicitě. Byly implantovány v 60 - 80 letech minulého století a jednosměrnost proudění zajišťovala silastiková kulička. Nejznámějším případem je Kuličková chlopeň Starr Edwards. (obrázek č. 18)

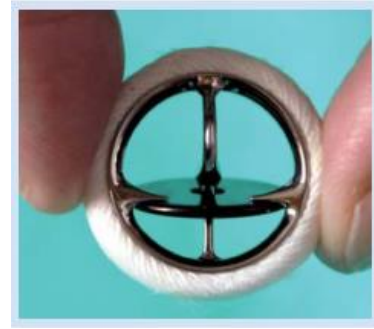
**Diskové chlopně** se implantují dodnes avšak v daleko menším měřítku. Principiálně fungují na vyklápěcím disku (monodisku). Disk se vyrábí z pyrolitkarbonu a vyklápí se pod úhlem 60° až 75°. Součástí disku je zabudovaný RTG kontrastní kroužek pro posouzení správné funkce pomocí skiografie. Příkladem diskových chlopní jsou chlopně Björk-Shiley, Omniscience, Monocast a Carbocast Sorin, avšak dodnes se nejčastěji implantuje chlopeň Medtronic Hall. (Obrázek č. 17)

Mezi nejpoužívanější mechanické náhrady chlopní dodnes patří **chlopně dvoulisté** (dvoukřídlé), kde chlopenní mechanismus tvoří dva poloměsíčitě disky vyrobené též z pyrolitkarbonu. Nejběžnějším příkladem je chlopeň St. Jude Medical (obrázek č. 16). Spolu s touto náhradou se v současnosti ještě používá chlopeň Bicarbon Sorin. Existují i další druhy, mají však menší uplatnění. Vzájemně se tyto chlopně liší druhem použitého materiálu, systémem uchycení poloměsíčitých disků a v poslední řadě tvarem našivacího prstence. „Konstrukčním materiálem je často slitina titanu potažená pyrolitickým uhlíkem ke snížení trombogenicity.“ (Šantavý, 2008, str. 120).



Obr. č. 16 – Dvoulistá chlopeň St. Jude Medical

(Dominik J. – *Mechanické srdeční chlopně versus bioprotézy*, 2006, str.532)



Obr. č. 17 – Disková chlopeň Medtronic Hall

(Dominik J. – *Mechanické srdeční chlopně versus bioprotézy*, 2006, str.531)



Obr. č. 18 – Kuličková chlopeň Starr Edwards

(Dominik J. – *Mechanické srdeční chlopně versus bioprotézy*, 2006, str.531)

#### 4.4.2 Biologické náhrady srdečních chlopní

Existují tři druhy biologických chlopní a jejich rozdělení vyplývá z původu odebrané tkáně. Pokud je vlastní chlopeň tvořena tkání odebranou z kadaverózního lidského těla, jedná se o **homograft**, či **alograft**. Někdy se tkáň odebírá z těla operovaného, pak se jedná o **autograft**. Nejčastějším případem však zůstává odebrání tkáně z jiného živočišného druhu – **xenograft**. Xenografty nejsou oproti zbývajícím druhům tvořeny pouze z biologické tkáně, ale využívají se jako tzv. **bioprotézy**. Samotné xenografty se jako biologická náhrada využívají pouze výjimečně.

„Bioprotézy jsou chlopně, které mají kostru opletenou tetlonem nebo polypropylenem a upravenou tak, aby do ní mohla být vsita chlopeň z biologického materiálu.“ (Dominik, 2006, str. 532). Kostra bioprotézy se obecně nazývá stent, a proto často mluvíme o tzv. **stentovaných protézách**. Biologickým materiálem dodnes zůstává hovězí osrdečník, který se po odebrání dále upravuje k získání požadované

geometrie (např. bioprotéza Sorin Soprano – obrázek č. 19), nebo prasečí aortální chlopeč (bioprotéza St. Jude Epic, Carpentier Edwards aj.).

*„Mechanické i biologické srdeční chlopně prošly a stále procházejí nepřetržitým vývojem, který je charakterizován neustálým zlepšováním jejich technických, hemodynamických i biokompatibilních parametrů.“ (Dominik, 2006, str. 531). V ideálním případě by chlopenní náhrada měla mít vlastnosti shodné s chlopní nativní. (Dominik, 2006)*

#### Ideální vlastnosti chlopenní náhrady dle Dominika (2006) a Šantavého (2008):

- nulová regurgitace
- neomezená trvanlivost
- co nejmenší odpor vůči krevnímu tlaku – gradienty měřené na jejím ústí by měly být nulové
- atrombogenní a odolná vůči infekci
- měla by umožnit pevné vhojení do anulu operovaného a přitom by neměla způsobovat hemolýzu

Jelikož součástí celé bioprotézy je prstenec – stent, který tvoří kostru celé chlopně a vždy částečně uzavírá aortální ústí, nikdy nedosáhneme požadovaných výše uvedených vlastností. Proto je snaha se alespoň výše uvedeným vlastnostem přiblížit.

Jednou z možností je tzv. **stentless bioprotéza**. U těchto druhů chybí našivací prstenec. Xenografty se pak našívají po obvodu pod koronární ústí, nebo se biologickou náhradou nahradí část kořene aorty. (Dominik, 2006)

Použitím stentless protézy dochází ke snížení průtokového gradientu a postupnému snížení hypertrofie. Bioprotézy bez stentu jsou implantovány spíše mladším pacientům, u kterých se předpokládá vyšší tělesná aktivita.

Vývoj biologických chlopní sahá do 60. let 20. století, avšak není zcela ukončen. *„Nevýhodou těchto chlopní je omezená životnost v důsledku postupné degenerace člověku cizí biologické tkáně.“ (Šantavý, 2008, str.120). Bioprotézy nejčastěji degenerují v oblasti mitrálního ústí. V současnosti bývá tkáň chemicky upravována (např. úprava antikalciфикаční). (Šantavý, 2008)*





*Obr. č. 19 – Biologická aortální chlopeč  
Sorin Soprano*

*([www.ikem.cz](http://www.ikem.cz), Onemocnění chlopní)*



*Obr. č. 20 – Biologická aortální stentless  
chlopeč Sorin Solo*

*([www.ikem.cz](http://www.ikem.cz), Onemocnění chlopní)*

## 5 Experimentální měření mechanických vlastností aortální chlopně

V rámci mé bakalářské práce byly provedeny jednoosé tahové zkoušky dostupných vzorků aortální chlopně. Všechny zkoušky proběhly v laboratoři kardiovaskulární biomechaniky na území Fakulty strojní ČVUT v Praze. Měření jsme uskutečnili pro ověření dosud známých informací o mechanických vlastnostech a vedl ho pan Ing. Lukáš Horný, Ph.D.

K dispozici jsme měli tři aortální chlopně. Jednu bioarteficiální a dvě chlopně nativní s označením 168 a 165. Celý postup měření byl obrazově zdokumentován.

### 5.1 Zkušební stroj

Měření měkkých tkání se v laboratoři kardiovaskulární biomechaniky provádí na biaxiálním zkušebním stroji pro jednoosé a dvouosé tahové zkoušky. Jedná se o na zakázku vyrobený zkušební stroj od firmy Zwick/Roell s instalovanými silovými snímači typu U9B s rozsahem: -50 až +50N nebo -250 až +250N, od výrobce HBM.



Obr. č. 21 – Biaxiální zkušební stroj

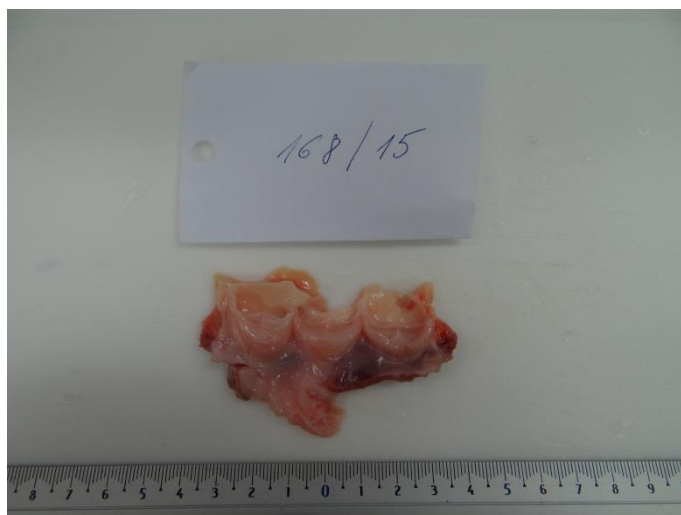
(Dostupné z: <http://www.biomechanika.cz/pictures/446.png>)

Stroj má nad testovaným vzorkem umístěný videoextenzometr, sloužící k vyhodnocení deformace upnutých vzorků. Videoextenzometr se skládá z digitální kamery, která do řídicího programu ukládá pořízené snímky měřené scény ve stupních šedi. V řídicím počítači extenzometru je instalován program, který dokáže v každé bitové mapě scény rozpoznat místa, v nichž dochází k velkému gradientu jasů. Jas je vyjádřen ve stupnici 0 - 255. Je-li obraz zkalibrován na skutečné délkové rozměry

(měřítko délky/počet pixelů v obraze), je možno automaticky vyhodnocovat vzdálenost kontrastujících míst v obraze. Upnuté vzorky musí mít na svém povrchu černou značku – nejlépe rovnou černou čáru kolmou k ose tahu.

## 5.2 Postup měření

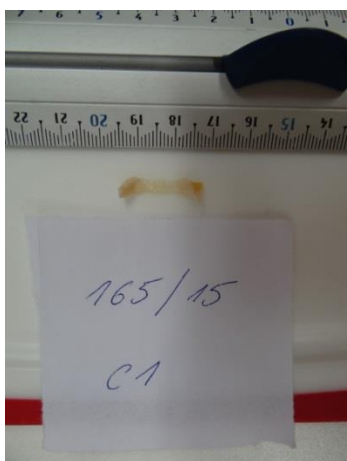
Z dostupných aortálních chlopní jsme vytvořili jednotlivé vzorky pro měření mechanických vlastností v obvodovém i radiálním směru. Každou chlopeň jsme rozstříhli v místě jedné komisury a následně rozvinuly k lepšímu odpreparování jednotlivých cípů.



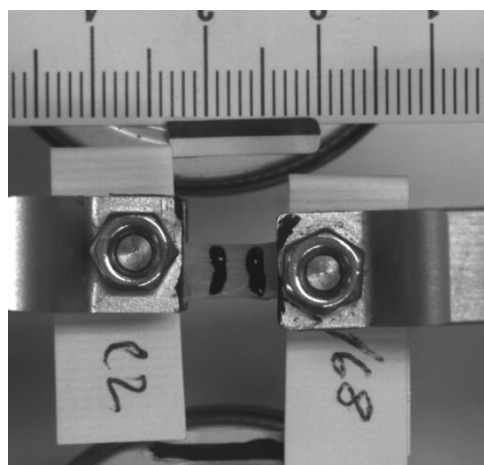
Obr. č. 22 – Rozvinutá aortální chlopeň 168/15

Cípy chlopně se dle možností skalpelem rozřezaly na jednotlivé proužky do radiálního a obvodového směru (označení vzorků: obvodový směr – C, radiální směr – R). U všech vzorků se digitálním posuvným měřítkem změřilo několik hodnot tloušťek  $t_i$  a aritmetickým průměrem se stanovily průměrné hodnoty  $t$ . Takto upravené vzorky se skladovaly v Petriho miskách a postupně se upínaly na biaxiální zkušební stroj pro provedení jednoosé tahové zkoušky.

Každý vzorek byl zatížen, následně odlehčen, znovu zatížen a odlehčen a nakonec zatížen až do stavu přetržení vzorku v místě upnutí do čelistí. Výsledky měření byly zaznamenány pomocí PC a vyexportovány do programu Excel. Změřeny byly síly vyvolané tahem a vzdálenosti dvou značek na vzorcích v průběhu zatěžování.



Obr. č. 23 – Vzorek cípu chlopně odpreparovaný v obvodovém směru



Obr. č. 24 – Upnutý vzorek cípu chlopně na biaxiálním zkušebním stroji

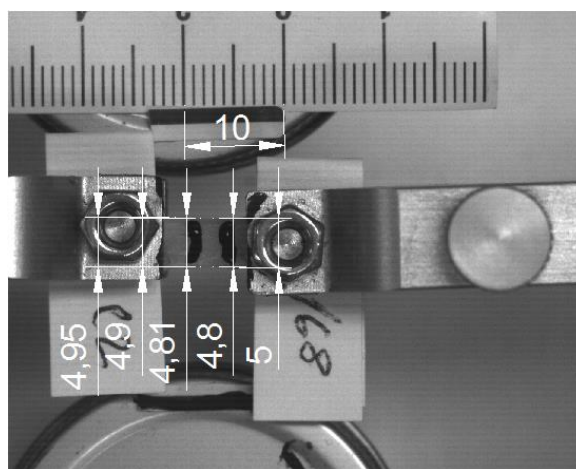
### 5.3 Metoda vyhodnocení

Pro tvorbu zátěžového diagramu vycházím ze vzorců pro výpočet smluvního napětí  $\sigma$  a poměrnou deformaci  $\varepsilon$ .

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

$$\varepsilon = \frac{l - l_0}{l_0}$$

Zde je  $F$  změřená síla a  $A$  je počáteční plocha průřezu daného vzorku,  $l$  je aktuální a  $l_0$  počáteční délka mezi značkami. Pro výpočet plochy jsme odečetli z pořízených fotek průměrnou šířku  $w$  a vynásobili se změřenou průměrnou tloušťkou  $t$ .



Obr. č. 25 – Způsob odečtu šířky zkoumaného vzorku

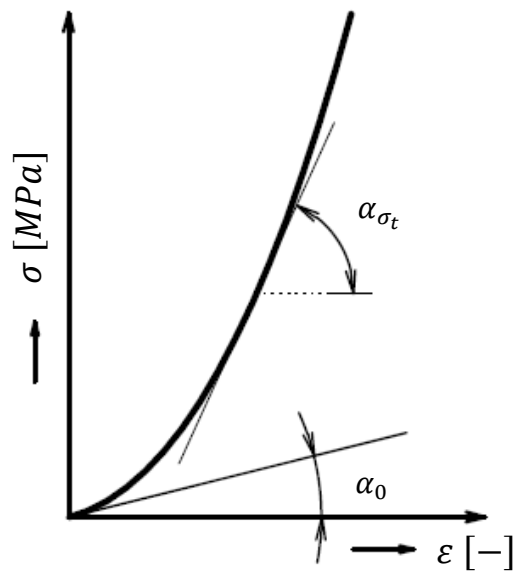
### 5.3.1 Předpoklady vyhodnocení

Pro stanovení mechanických vlastností jednotlivých vzorků vytvořím tečny ke grafům funkcí ve vhodně zvolených bodech, abych tak stanovil moduly pružnosti v tahu  $E$ . Prvním bodem bude počátek souřadného systému a pro stanovení druhého bodu budu vycházet z přibližného zatížení cípů chlopně při průtoku krve u dospělého člověka.

Modul pružnosti v tahu  $E$  je roven směrnici tečny v daném bodě a je tedy definován jako poměr smluvního napětí a jím vyvolané deformace.

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

Způsob odečtu modulů pružnosti ze zátěžových křivek:



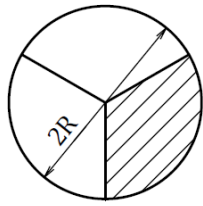
Graf č. 7 – Idealizovaný průběh zatěžovací křivky

Moduly pružnosti v tahu se vypočítají jako:

$$E_0 = \operatorname{tg} \alpha_0$$

$$E_{\sigma_t} = \operatorname{tg} \alpha_{\sigma_t}$$

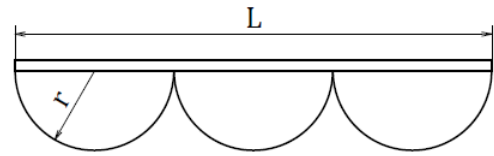
Odvození přibližné hodnoty napětí při průtoku krve:



Obr. č. 26 – Plocha aortálního anulu

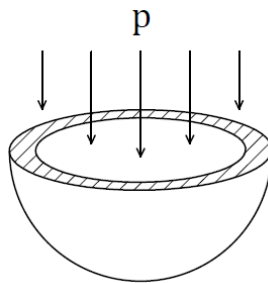
$$S_c = \frac{\pi R^2}{3}$$

$$\frac{\pi R^2}{3} = \pi r^2 \rightarrow r = \frac{R}{\sqrt{3}} = \frac{R}{\sqrt{3}}$$

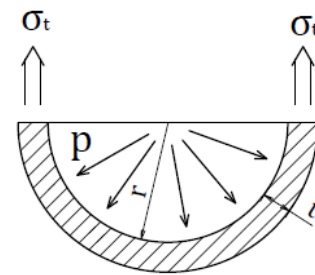


Obr. č. 27 – Zjednodušení geometrie rozvinuté chlopně

$$L = 2\pi R \rightarrow R = \frac{L}{2\pi}$$



Obr. č. 28 – Model polokulové skořepiny



Obr. č. 29 – Řez polokulovou skořepinou

Pro odvození rovnice pro výpočet napětí budu pro zjednodušení vycházet z modelu polokulové skořepiny. Tlaková síla  $F_p$  působí uvnitř skořepiny směrem dolů a vypočteme jí jako:

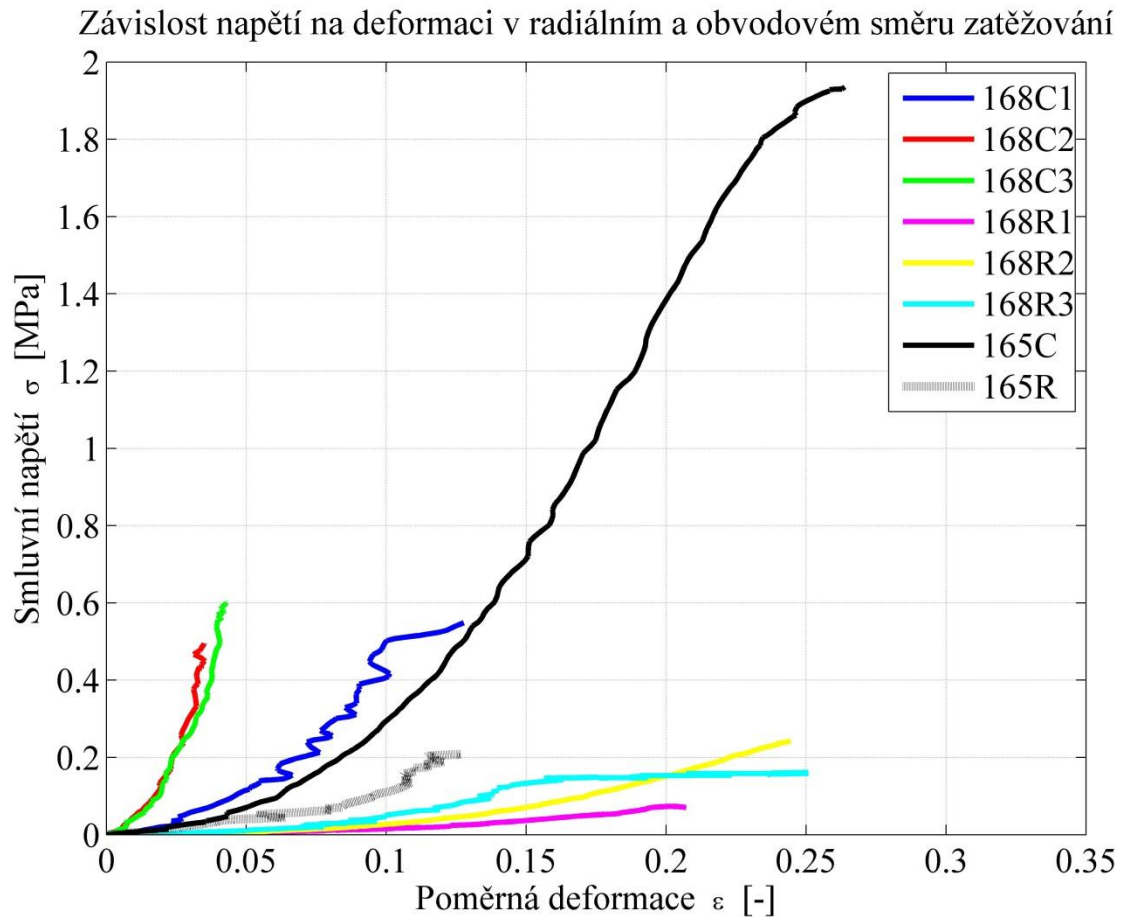
$$F_p = p \cdot \pi r^2$$

Zde  $\pi r^2$  je průmět vnitřní plochy  $S_{sk}$  skořepiny do vodorovné roviny a  $p$  je krevní tlak. Vyvolané obvodové napětí  $\sigma_t$  působí na ploše  $2\pi r \cdot t$ . Z podmínky rovnováhy skořepiny ve svislém směru dostaneme výsledný vztah pro výpočet napětí  $\sigma_t$ .

$$\sigma_t \cdot 2\pi r \cdot t = p \cdot \pi r^2 \rightarrow \sigma_t = \frac{p \cdot r}{2 \cdot t}$$

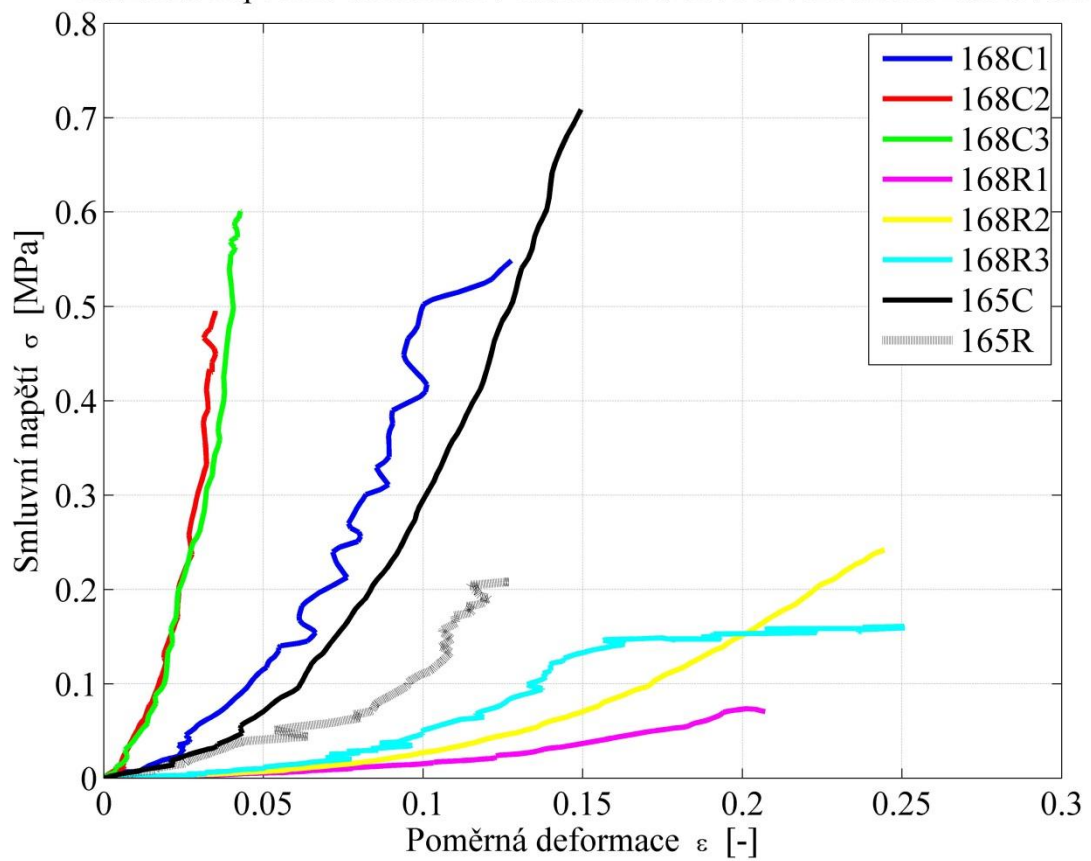
## 5.4 Výsledky měření

Z dostupných dat jsem vytvořil několik grafů zobrazujících průběhy zatěžování jednotlivých vzorků. Graf č. 8 zobrazuje průběh zatěžování chlopní nativních (168, 165) a graf č. 10 průběh zatěžování chlopně bioprotetické.



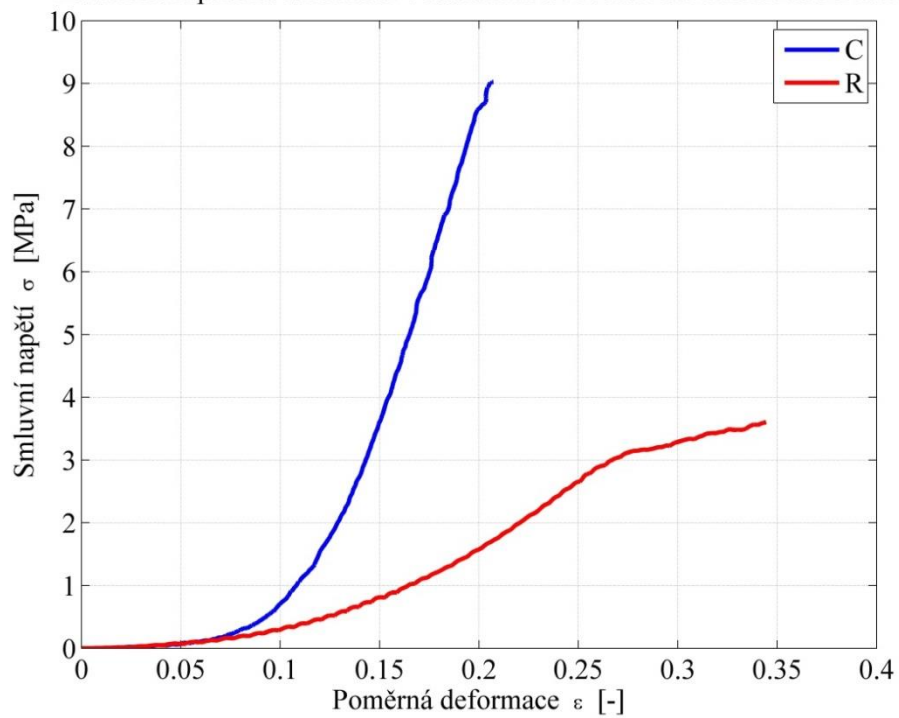
Graf č. 8 – Tahový diagram nativních chlopní 168 a 165

Závislost napětí na deformaci v radiálním a obvodovém směru zatěžování



Graf č. 9 – Detail tahového diagramu nativních chlopní 168 a 165

Závislost napětí na deformaci v radiálním a obvodovém směru zatěžování



Graf č. 10 – Tahový diagram chlopně bioprotetické



### 5.4.1 Naměřené a vypočtené hodnoty

Následující tabulky uvádí rozměrové hodnoty chlopní, vzorků a hodnoty napětí, v jejímž okolí jsem lineární regresí sestrojil tečnu ke grafům. Pro výpočet napětí  $\sigma_t$  jsem uvažoval krevní tlak  $p = 16 \text{ kPa}$ .

Tabulka č. 3 – Naměřené tloušťky jednotlivých vzorků

Radiální směr			Obvodový směr		
	$t_i$ [mm]	$t$ [mm]		$t_i$ [mm]	$t$ [mm]
168R1	{0,96; 0,82; 0,72; 0,81}	0,8275	168C1	{0,67; 0,71; 0,67; 0,91}	0,74
168R2	{1,15; 1,21; 1,35; 1,13}	1,21	168C2	{1,27; 0,97; 0,83; 1,19}	1,065
168R3	{0,69; 0,85; 0,98; 1,03}	0,8875	168C3	{1,5; 1,32; 1,27; 1,28}	1,3425
165R	{0,9; 0,73; 0,95}	0,86	165C	{0,97; 1,11; 1,23; 1,32}	1,1575
Bioprotetická R	{0,79; 0,76; 0,68; 0,74; 0,77; 0,75}	0,7483	Bioprotetická C	{0,67; 0,69; 0,65; 0,53; 0,61; 0,68}	0,638

Tabulka č. 4 – Naměřené šířky jednotlivých vzorků

Radiální směr			Obvodový směr		
	$w_i$ [mm]	$w$ [mm]		$w_i$ [mm]	$w$ [mm]
168R1	{3,81; 3,48; 3,43; 3,54; 3,84}	3,62	168C1	{7,14; 6,95; 7,29; 8,38; 9,58; 8,9}	5,9496
168R2	{5,1; 4,86; 4,74; 4,75; 4,77; 4,9}	4,853	168C2	{4,95; 4,9; 4,81; 4,8; 5}	4,892
168R3	{4,6; 4,63; 4,62; 4,36}	4,5525	168C3	{4,63; 4,24; 4,41; 4,75; 5,02}	4,61
165R	{4,24; 3,91; 3,66; 3,59; 3,59; 3,51; 3,71; 3,74}	3,744	165C	{3,79; 3,56; 3,61; 3,67; 3,68; 3,79}	3,683
Bioprotetická R	{3,94; 3,92; 3,98; 4,02; 4,01}	3,974	Bioprotetická C	{5,78; 5,73; 5,62; 5,59; 5,65; 5,66; 5,75}	5,683

Tabulka č. 5 – Hodnoty napětí při působení tlaku 16 kPa

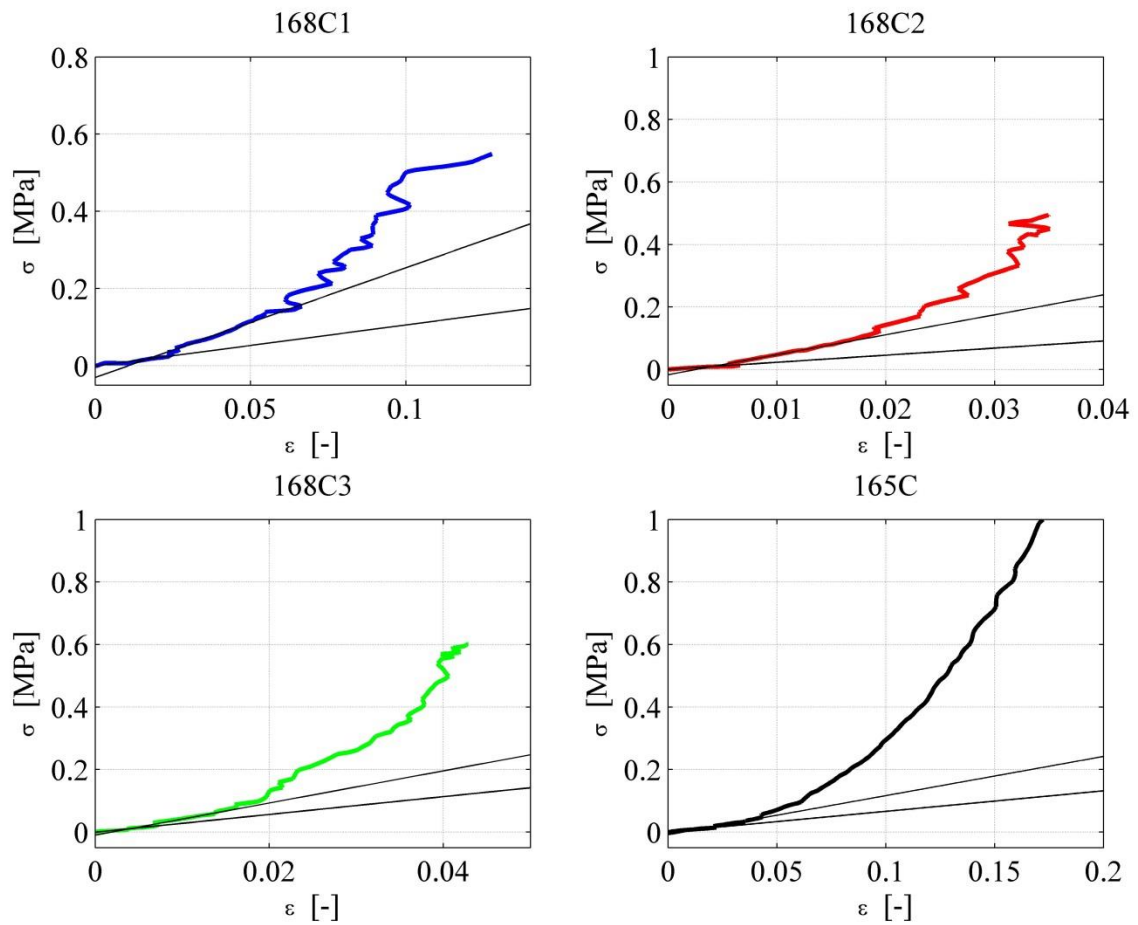
Radiální směr		Obvodový směr	
	$\sigma_t$ [MPa]		$\sigma_t$ [MPa]
168R1	0,051	168C1	0,057
168R2	0,035	168C2	0,04
168R3	0,047	168C3	0,031
165R	0,058	165C	0,043

Tabulka č. 6 – Rozměry chlopní

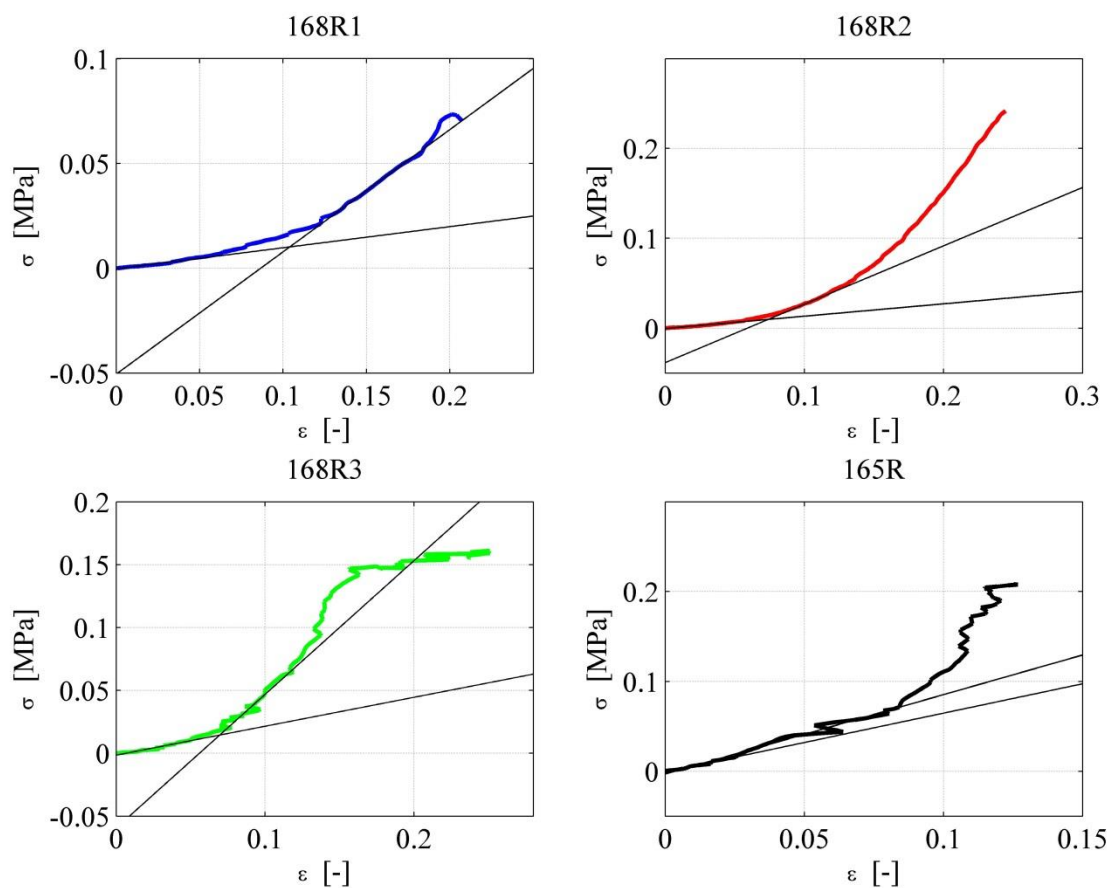
	168	165
$L$ [m]	0,057	0,068
$R$ [m]	0,009	0,0108
$r$ [m]	0,0052	0,0063

## 5.4.2 Tečny ke grafům

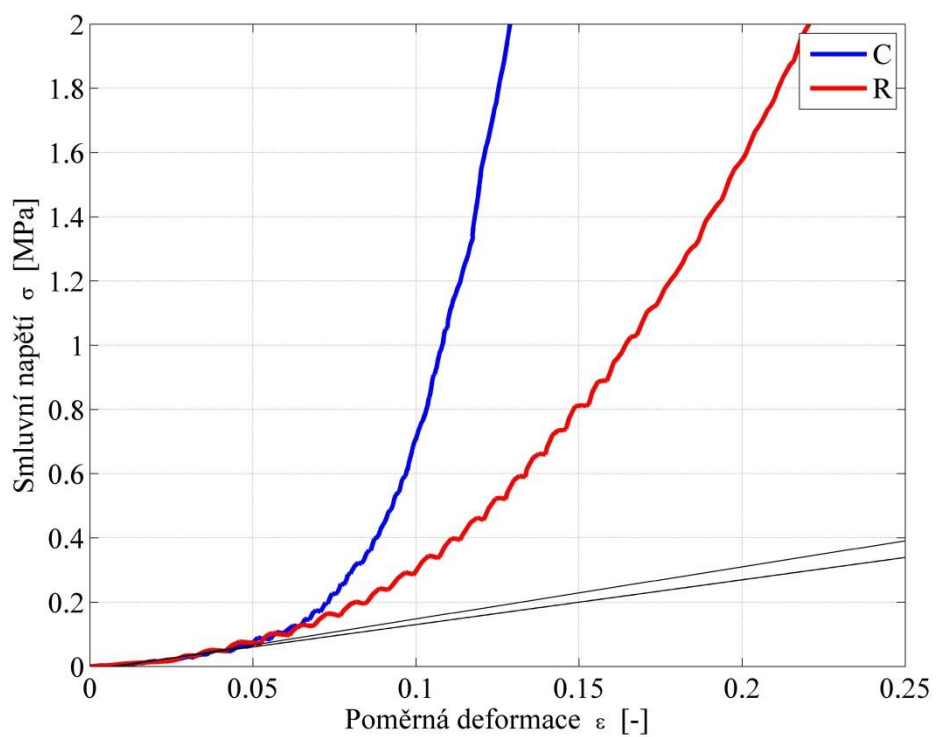
V následujících grafech jsou zobrazené tečny k průběhům zatěžovacích křivek jednotlivých vzorků nativní (168,165) a bioprotetické aortální chlopně. Tučné křivky představují experimentální data a tenké přímkové tečny v jednotlivých bodech. V grafu č. 13 je horní přímka tečnou pro průběh v radiálním směru a dolní pro průběh v obvodovém směru.



Graf č. 11 – Tečny ve zvolených bodech (chlopně nativní 168 a 165 - obvodový směr)



Graf č. 12 – Tečny ve zvolených bodech (chlopně nativní 168 a 165 - radiální směr)



Graf č. 13 – Tečny ve zvolených bodech (chlopně bioprotetická - obvodový a radiální směr)

### 5.3 Hodnocení měření

Následující tabulka uvádí odečtené hodnoty modulů pružnosti v tahu pro jednotlivé vzorky.

Tabulka č. 7 – Hodnoty modulů pružnosti v tahu

Radiální směr			Obvodový směr		
	$E_0$ [MPa]	$E_{\sigma_t}$ [MPa]		$E_0$ [MPa]	$E_{\sigma_t}$ [MPa]
168R1	0,1	0,6	168C1	1,06	2,84
168R2	0,138	0,65	168C2	2,27	6,4
168R3	0,23	1,06	168C3	2,85	5,14
165R	0,65	0,88	165C	0,66	1,25
Bioprotetická R	1,62	1,62	Bioprotetická C	1,4	1,4

Z průběhů zatěžovacích křivek lze říci, že neexistuje přesná závislost napětí na deformaci, neboť mechanické a reologické vlastnosti se měnily spolu s historií zatěžování. Lze však hodnotit, že všechny vzorky odebrané z obvodového směru prokazují podstatně menší hodnoty deformací, než vzorky vyjmuté ze směru radiálního, a to díky elastinovým vláknům uspořádaným v radiálním směru.

Materiál chlopni se chová nelineárně a anizotropně. Vzorky byly orientovány v různých směrech zatěžování, a proto jsme dostali rozdílné průběhy křivek. Svou roli současně sehrála variabilita lidské populace.

Pokud porovnáme průběhy napětí na deformaci u chlopni nativních a bioprotetických, je vidět, že bioprotetické chlopně dosahují zhruba od  $\varepsilon \approx 0,1$  podstatně vyšších napětí, a to díky jednak odlišné biologické struktuře, ale zejména díky významné kalcifikaci tkáně. U vzorků chlopni nativních jsem určil hodnotu napětí, ke kterému dochází při průtoku krve, a sice v rozmezí (0,031 až 0,058) MPa. V této oblasti je průběh zatěžování bioprotetických chlopni prakticky lineární, a proto se hodnoty modulů nemění. Zároveň pozorujeme téměř totožné moduly pružnosti pro radiální i obvodový směr, neboť křivky mají v této oblasti podobný průběh.

U některých průběhů zatěžovacích křivek pozorujeme výrazně nepravidelně zvlněný tvar, což bylo způsobeno šumem měřidel. Podmínky měření byly zároveň poněkud nedokonalé a tak tento jev pravděpodobně vznikl určitou nepřesností při měření deformace. Jednotlivé vzorky měly geometricky neuniformní povrch pro tvorbu konstantní značky a tak docházelo k určité oscilaci.

Pro odečtené hodnoty modulů pružnosti platí:

- pro vzorek 168 je  $E_0$  zhruba  $10 \div 16,5$  krát větší v obvodovém směru než v radiálním, pro  $E_{\sigma_t}$   $4,5 \div 10$  krát větší.
- vzorek 165 vykazuje v počátku v podstatě stejné vlastnosti jak pro radiální, tak obvodový směr.

## 6 Závěr

Srdeční chlopně jsou tkáně tvořené viskoelastickým kompozitním materiálem odolávajícím vysokocyklovému zatěžování v průběhu lidského života. Při průtoku krve chlopenním ústím dochází k deformacím jednotlivých cípů a chlopenního anulu. Pohyb lamel je úzce spjat s pohybem srdečních stěn, a proto jsou cípy chlopní citlivé i na deformace okolních tkání a nelze je opomenout.

Při systole dochází k prudkému nárůstu tlaku, který působí na aortální chlopeň a vyvolává tahové, smykové a ohybové napětí, což vede ke vzniku anizotropních deformací. Redukce těchto napětí je závislá na samotné struktuře cípů a především na uspořádání vláken, která je tvoří. Cípy chlopní obsahují vlákna kolagenní, které se vyznačují vysokou pevností v tahu, redukují převážně vysokocyklové ohybové napětí a jsou uspořádané do obvodového směru. Vlákna elastinová zajišťují pružnost cípů, redukují tahové napětí při plném otevření chlopně a jsou orientována do obvodového i radiálního směru. K redukci smykového napětí dochází díky spongiózní vrstvě, která se nachází mezi vrstvou kolagenních a elastinových vláken a má za úkol obě vrstvy hydratovat. Jakmile se chlopeň uzavře, deformace zanikají. Cípy chlopní se tedy nachází buď v plně nezatíženém, nebo v plně zatíženém stavu, přičemž rychlost vzniku deformace je velmi vysoká  $\sim 1000$  %/s.

V průběhu života dochází k postupné degeneraci chlopenní tkáně díky fyzikálnímu, chemickému a biologickému porušování struktury. Koncentrace kolagenních vláken se postupně snižuje, a tak dochází ke zhoršení pevnostních vlastností. Klinickým obrazem patofyziologické funkce může být stenóza, či insuficience. Moderní kardiochirurgie ve spolupráci s novými technologiemi řeší tyto vady chlopenními náhradami. Při volbě chlopenního implantátu lze vybírat z umělých chlopní mechanických či biologických, resp. bioprotetických. Chlopně mechanické se implantují pacientům pod 65 let a vyznačují se neomezenou funkcí bez poruch, dobrými hemodynamickými parametry, ale nutnou antikoagulační léčbou. V současnosti se používají chlopně dvoulisté. Chlopně bioprotetické jsou vhodné pro pacienty nad 65 let a vyznačují se přirozenějším průtokem. Nevýhodou zůstává zhoršení mechanických vlastností na základě samovolné degenerace - například kalcifikace a tvorby trhlin. Kalcifikace chlopní výrazně zvyšuje tuhost lamel, což vede ke zhoršení kinematiky. Biologickým materiálem dodnes zůstává hovězí osrdečník nebo prasečí chlopeň.

V rámci této práce bylo provedeno několik jednoosých tahových zkoušek. K dispozici byly dvě chlopně nativní a jedna chlopeň bioprotetická. Chlopeň bioprotetická podléhala vysokému stupni kalcifikace, což odpovídalo výraznému zvýšení tuhosti, a naměřené napětí dosahovalo podstatně vyšších hodnot než u chlopni nativních. Měření potvrdilo, že v obvodovém směru dochází k menším tahovým deformacím než ve směru radiálním. Vzorek 165C dosahoval oproti vzorkům 168C podstatně vyšších deformací a napětí. Je možné, že tato tkáň podléhala též určitému stupni kalcifikace. Hodnoty odečtených modulů pružnosti se s hodnotami, které uvádí autor Butcher (2011) zcela neshodují, ale nejsou statisticky významné. Odlišnost těchto dat může být způsobena určitým stupněm kalcifikace, kterou nebylo možno před měřením jednoznačně posoudit a zároveň je nutné přihlédnout k unikátnosti každého biologického materiálu. Dle Butchera (2011) se hodnoty modulů pružnosti pohybují v počátku zatěžování v rozmezí **(2 – 10) kPa** v radiálním směru a **(20 – 100) kPa** v obvodovém směru. Oproti tomu hodnoty modulů pružnosti, které jsem odečetl z vytvořených grafů, se v oblasti počátku zatěžování pohybují v rozmezí **(0,1 – 0,65) MPa** v radiálním směru a **(0,66 – 2,85) MPa** v obvodovém směru. Postup měření byl proveden správně, a proto se domnívám, že zadání bylo splněno.

V současné době se provádí řada jiných experimentů, jejichž výhodou je zachycení fyziologicky bližších zatěžovacích stavů. U zkoušek dynamických bylo zjištěno, že chlopně jsou schopny vydržet vysoké zatížení nehledě na dobu trvání fyziologické zátěže.

## 7 Soupis použité literatury:

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3. 2.*, upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2004, 673 s. ISBN 80-247-1132-4.

BUTCHER, Jonathan T., Gretchen J. MAHLER, Laura A. HOCKADAY a . Aortic valve disease and treatment: The need for naturally engineered solutions. *Advanced Drug Delivery Reviews*. 2011, 63(4-5): 242-268. DOI: 10.5772/19929

KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 790 s. ISBN 978-802-4730-684.

KŘEN, Jiří, Přemysl JANÍČEK a Josef ROSENBERG. *Biomechanika*. Vyd. 1. Plzeň: Západočeská univerzita, Fakulta aplikovaných věd, 1997, 380 s. ISBN 80-708-2365-8.

MACHOVÁ, Jitka. *Biologie člověka pro učitele*. Vyd. 1. V Praze: Karolinum, 2002, 269 s. ISBN 80-718-4867-0.

NĚMEC, Petr. Chlopenní vady. Bulltin – Sdružení praktických lékařů české republiky, 2015, roč. 25, č.2/15.

SACKS, Michael S., W. David MERRYMAN a David E. SCHMIDT. On the biomechanics of heart valve function. *Journal of Biomechanics*. 2009, 42(12): 1804-1824. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.05.015.

SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka*. 6. přeprac. a rozš. vyd. Praha: Grada, 2004, XII, 435 s. ISBN 80-247-0630-X.

ŠTEJFA, Miloš. *Kardiologie*. Praha: Grada publishing, 1998, 492 s. ISBN 80-716-9448-7.

VALENTA, Jaroslav a Svatava KONVIČKOVÁ. *Biomechanika srdečně cévního systému člověka*. Vyd. 1. Praha: ČVUT, 1997, 275 s. ISBN 80-010-1601-3.

VOKURKA, Martin. *Patofyziologie pro nelékařské směry*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2008, 217 s. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 978-80-246-1561-5.



### **Internetové zdroje:**

Mechanické srdeční chlopně versus bioprotézy. DOMINIK, Jan. *Interní medicína pro praxi* [online]. 2006 [cit. 2015-05-19]. Dostupné z:

<http://www.internimediceina.cz/pdfs/int/2006/12/04.pdf>

Chirurgická léčba chlopenních vad: Technické aspekty. ŠANTAVÝ, Petr. *Intervenční a akutní kardiologie: open access journal* [online]. 2008 [cit. 2015-05-19]. Dostupné z:

<http://www.iakardiologie.cz/pdfs/kar/2008/03/07.pdf>

Jak srdce vypadá a pracuje. *Institut Klinické a Experimentální Medicíny* [online]. [cit. 2015-05-19]. Dostupné z: <http://www.ikem.cz/www/cs?docid=1004149>

Onemocnění chlopní. *Institut Klinické a Experimentální Medicíny* [online]. [cit. 2015-05-19]. Dostupné z: <http://www.ikem.cz/www?docid=1004155>

Experimentální vybavení. *Laboratoř biomechaniky člověka* [online]. [cit. 2015-06-16]. Dostupné z: <http://www.biomechanika.cz/projects/72>

## **8 Seznam obrázků, grafů a tabulek**

### **Seznam obrázků**

Obr. č. 1 – Velký a malý tělní oběh .....	14
Obr. č. 2 – Srdce.....	16
Obr. č. 3 – Řez srdcem.....	16
Obr. č. 4 – Srdeční chlopně po odstranění předsíní .....	19
Obr. č. 5 – Rozvinutí trojcípé chlopně .....	20
Obr. č. 6 – Rozvinutí mitrální chlopně.....	21
Obr. č. 7 – Rozvinutá pulmonální chlopeň .....	22
Obr. č. 8 – Role a orientace kolagenních a elastinových vláken v době systoly a diastoly .....	24
Obr. č. 9 – Struktura stěny cípu aorty v radiálním řezu .....	24
Obr. č. 10 – Schematické znázornění pružné konstrukce chlopně aorty.....	28
Obr. č. 11 – Základní rozměry aorty, vztažené k průměru aorty .....	29
Obr. č. 12 – Tloušťka stěny cípu chlopně aorty u osoby mužského pohlaví (stáří 46 let) v mm	29
Obr. č. 13 – Klasifikace regurgitace dle Carpentiera .....	33
Obr. č. 14 – Operace dle Bentalla .....	34
Obr. č. 15 – Mitrální prstenec (vlevo), trikuspidální prstenec (vpravo).....	35
Obr. č. 16 – Dvoulistá chlopeň St. Jude Medical.....	39
Obr. č. 17 – Disková chlopeň Medtronic Hall .....	39
Obr. č. 18 – Kuličková chlopeň Starr Edwards.....	39

Obr. č. 19 – Biologická aortální chlopeň Sorin Soprano .....	41
Obr. č. 20 – Biologická aortální stentless chlopeň Sorin Solo .....	41
Obr. č. 21 – Biaxiální zkušební stroj.....	42
Obr. č. 22 – Rozvinutá aortální chlopeň 168/15 .....	43
Obr. č. 23 – Vzorek cípu chlopně odpreparovaný v obvodovém směru .....	44
Obr. č. 24 – Upnutý vzorek cípu chlopně na biaxiálním zkušebním stroji .....	44
Obr. č. 25 – Způsob odečtu šířky zkoumaného vzorku.....	44
Obr. č. 26 – Plocha aortálního anulu.....	46
Obr. č. 27 – Zjednodušení geometrie rozvinuté chlopně .....	46
Obr. č. 28 – Model polokulové skořepiny.....	46
Obr. č. 29 – Řez polokulovou skořepinou.....	46

### **Seznam grafů**

Graf č. 1 – Průběh srdeční revoluce .....	18
Graf č. 2 – Závislost napětí – deformace vzorku materiálu cípu chlopně aorty vyjmutého v obvodovém směru .....	25
Graf č. 3 – Průběh dvouosé tahové zkoušky cípu aortální chlopně, blood pressure - BP = 120 mmHg .....	27
Graf č. 4 – Porovnání mechanických a bioprotetických chlopní .....	36
Graf č. 5 – Změna struktury bioprotetických chlopní .....	36
Graf č. 6 – Výběr chlopní náhrady na základě věku pacienta .....	37
Graf č. 7 – Idealizovaný průběh zatěžovací křivky.....	45
Graf č. 8 – Tahový diagram nativních chlopní 168 a 165.....	47
Graf č. 9 – Detail tahového diagramu nativních chlopní 168 a 165.....	48
Graf č. 10 – Tahový diagram chlopně bioprotetické.....	48
Graf č. 11 – Tečny ve zvolených bodech (chlopně nativní 168 a 165 - obvodový směr).....	50
Graf č. 12 – Tečny ve zvolených bodech (chlopně nativní 168 a 165 - radiální směr).....	51
Graf č. 13 – Tečny ve zvolených bodech (chlopeň bioprotetická - obvodový a radiální směr)..	51

### **Seznam tabulek**

Tabulka č. 1 – Číselné hodnoty vnitřních průměrů cév .....	13
Tabulka č. 2 – Rozsah degenerace chlopní lamely v průběhu let od implantace .....	37
Tabulka č. 3 – Naměřené tloušťky jednotlivých vzorků .....	49
Tabulka č. 4 – Naměřené šířky jednotlivých vzorků .....	49
Tabulka č. 5 – Hodnoty napětí při působení tlaku 16 kPa .....	49
Tabulka č. 6 – Rozměry chlopní .....	49
Tabulka č. 7 – Hodnoty modulů pružnosti v tahu .....	52