

**ČESKÉ VYSOKÉ  
UČENÍ TECHNICKÉ  
V PRAZE**

**FAKULTA  
STROJNÍ**



**BAKALÁŘSKÁ  
PRÁCE**

**2019**

**JAN  
DYNTAR**

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Dyntar** Jméno: **Jan** Osobní číslo: **467312**  
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**  
Zadávací katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**  
Studijní program: **Teoretický základ strojního inženýrství**  
Studijní obor: **bez oboru**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Mechanické vlastnosti šitého spoje pro rekonstrukce srdeční chlopně**

Název bakalářské práce anglicky:

**Mechanical properties of the stitch for the reconstruction of the heart valve**

Pokyny pro vypracování:

Seznámit se s technikami rekonstrukce aortální chlopně, především v oblasti typů šití a druhů stehů.  
Seznámit se s principy testování biologických materiálů (zejména chlopní a jejich cípů) a zkoušek spojů biologických materiálů (zejména šitých spojů).  
Provést mechanické zkoušky nativních cípů chlopně a šitých spojů chlopně, zpracovat získaná data (silové a deformační záznamy, analýza obrazu video extenzometrů, rychlost deformace, ...).  
Analyzovat vliv spoje na mechanické vlastnosti a výsledky porovnat s vlastnostmi nativní chlopně.

Seznam doporučené literatury:

Straka, F. et al.: A human pericardium biopolymeric scaffold for autologous heart valve tissue engineering: cellular and extracellular matrix structure and biomechanical properties in comparison with a normal aortic heart valve, Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition. 2018, 29(6), 599-634. ISSN 0920-5063.  
Straka, F.; Schornik, D. et al.: A new approach to heart valve tissue engineering based on modifying autologous human pericardium by 3D cellular mechanotransduction. Journal of Biomaterials and Tissue Engineering. 2017, 7(7):527-543, ISSN 2157-9083.  
Billiar KL, Sacks MS. Biaxial mechanical properties of the native and glutaraldehyde-treated aortic valve cusp: Part II--A structural constitutive model. J Biomech Eng. 2000 Aug;122(4):327-35.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:


**Ing. Hynek Chlup, Ph.D., ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky FS**

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

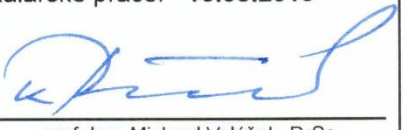
Datum zadání bakalářské práce: **25.04.2019**

Termín odevzdání bakalářské práce: **16.08.2019**

Platnost zadání bakalářské práce: \_\_\_\_\_

  
Ing. Hynek Chlup, Ph.D.  
podpis vedoucí(ho) práce

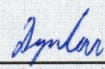
  
prof. Ing. Milan Růžička, CSc.  
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

  
prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.  
podpis děkana(ky)

## III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student 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 bakalářské práci.

30. 4. 2019  
Datum převzetí zadání

  
Podpis studenta

## **Anotace**

Jméno autora:	Jan Dyntar
Název bakalářské práce:	Mechanické vlastnosti šitého spoje pro rekonstrukce srdeční chlopně
Anglický název:	Mechanical properties of the stitch for the reconstruction of the hearth valve
Akademický rok:	2018/2019
Ústav:	U 12105 – Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky
Vedoucí práce:	Ing. Hynek Chlup, Ph.D.
Bibliografické údaje:	Počet stran: 78 Počet obrázků: 62 Počet tabulek: 32 Počet příloh: 3

**Klíčová slova:** mechanické vlastnosti, chirurgické stehy, aortální chlopeň, tahová zkouška

**Keywords:** mechanical properties, surgical stitches, aortic valve, tensile test

### **Abstrakt:**

Tato bakalářská práce se zabývá mechanickými vlastnostmi vzorků nativních cípů aortální chlopně a vzorků s vytvořenými chirurgickými stehy. Byly vybrány tři typy stehů, které se používají pro plastiku cípů chlopně při léčbě nedomykavosti. Cílem práce bylo posoudit, zda vytvořené chirurgické stehy mají vliv na změnu mechanických vlastností cípů chlopně a zda se prokazatelně liší mechanické vlastnosti mezi jednotlivými typy stehů. Pro porovnání mechanických vlastností byla vybrána metoda jednoosé tahové zkoušky. Jednotlivé typy vzorků byly porovnány pomocí modulů pružnosti získaných ve stejných deformačních stavech.

### **Abstract:**

This bachelor's thesis deals with mechanical properties of specimen of native leaflets of aortic valve and specimen with created surgical stitches. We chose three types of stitches which are used for plastic surgeries of valve leaflets to cure regurgitation. The goal of this thesis is to assess if created surgical stitches have influence to change mechanical properties of valve leaflets and if mechanical properties different demonstrably among chosen types of stitches. It was chosen method of uniaxial tensile test to compare mechanical properties. Different types of specimen have been compared using modulus of elasticity for same deformation states.

„Prohlašuji, že jsem tuto práci vypracoval samostatně. Veškeré zdroje, ze kterých jsem čerpal, jsou uvedeny v seznamu použité literatury. Práce nebyla použita k získání jiného ani stejného titulu.“

Datum:

.....

Jan Dyntar

**Poděkování:**

Rád bych poděkoval Ing. Hynku Chlupovi, Ph.D. za vedení práce, cenné rady, věnovaný čas a vstřícnost při vypracování bakalářské práce. Děkuji také školiteli specialistovi MUDr. Andreyi Slautinovi za pomoc s tvorbou tématu a provedením experimentu.

Děkuji také svojí rodině a přátelům za velkou podporu při tvorbě této práce.

## Obsah

1.	Seznam zkratk a symbolů.....	5
2.	Úvod.....	6
3.	Cíle práce .....	8
4.	Předpoklady a metody řešení .....	9
4.1.	Nativní chlopně .....	9
4.1.1.	Stavba chlopně.....	13
4.1.2.	Mechanické vlastnosti chlopní .....	18
4.2.	Rekonstrukce chlopní.....	22
4.2.1.	Možnosti chlopenních náhrad .....	22
4.2.2.	Rekonstrukce cípů chlopně.....	28
4.2.3.	Typy chirurgických stehů .....	30
4.2.4.	Testování stehů.....	33
5.	Výpočtové vztahy.....	35
6.	Experimentální zkoušky chlopní .....	37
6.1.	Testované vzorky.....	37
6.2.	Experimentální metoda.....	43
6.3.	Zpracování experimentu .....	44
7.	Výsledky a diskuze .....	48
7.1.	Rozměrová analýza vzorků.....	48
7.2.	Srovnání mechanický vlastností nativních cípů chlopní a cípů s chirurgickým stehem .....	50
7.3.	Srovnání mechanických vlastností cípů s různými chirurgickými stehy.....	53
8.	Závěr .....	55
9.	Literatura .....	57
10.	Seznam obrázků.....	60
11.	Seznam tabulek.....	63
12.	Příloha:.....	66
12.1.	Doplňující grafy.....	66
12.2.	Výsledky analýz ANOVA.....	67
12.3.	Výsledky analýz T-TEST .....	69

## 1. Seznam zkratk a symbolů

### Zkratky:

ANOVA	analýza rozptylu (Analysis of variance)
PVC	vzorek prasečí chlopně v obvodovém směru (Porcine valve, circumferential)
PVCS1,2,3	vzorek prasečí chlopně v obvodovém směru se stehem 1, 2, nebo 3 (Porcine valve, circumferential, stich 1, 2, 3)
VFN	všeobecná fakultní nemocnice

### Symboly:

A	[mm <sup>2</sup> ]	počáteční plocha příčného průřezu vzorku
A <sub>o</sub>	[mm <sup>2</sup> ]	okamžitá plocha příčného průřezu vzorku
E	[MPa]	modul pružnosti v tahu (Youngův modul)
E <sub>O</sub>	[MPa]	modul pružnosti v tahu v obvodovém směru
E <sub>R</sub>	[MPa]	modul pružnosti v tahu v radiálním směru
l	[mm]	skutečná vzdálenost čelistí
L	[mm]	počáteční vzdálenost čelistí
N	[N]	síla
p	[1]	parametr pravděpodobnosti
R <sup>2</sup>	[1]	koeficient determinace
α	[°]	úhel, který svírá směrnice křivky grafu s osou deformace
ΔL	[mm]	absolutní prodloužení vzorku
ε	[1]	deformace (relativní prodloužení)
ε <sub>O</sub>	[1]	deformace v obvodovém směru
ε <sub>R</sub>	[1]	deformace v radiálním směru
σ	[MPa]	smluvní napětí
σ <sub>C</sub>	[MPa]	cauchyho napětí
σ <sub>K</sub>	[MPa]	mez prokluzu
σ <sub>P</sub>	[MPa]	mez pevnosti

## 2. Úvod

Srdce je jedním z orgánů, který mají všichni vyšší živočichové včetně člověka. Jeho funkcí je zabezpečovat průtok krve a tím umožňovat přívod potřebných látek po celém organismu. Skládá se ze čtyř dutin, z nichž dvě se nazývají síně a dvě komory. Dělí se také na pravou a levou část, přičemž pravá část pumpuje krev do malého krevního oběhu s nižším tlakem (od 3 do 5 kPa) a levá část do velkého (tlak do 20 kPa). Výstup z každé ze čtyř srdečních dutin uzavírá chlopeň, jejíž hlavní funkcí je jednosměrný tok krve. Srdeční chlopně se skládají z několika cípů většinou dvou nebo tří, vazivového prstence (anulu) a někdy také ze šlašinek a papilárních svalů. Aortální chlopeň, kterou se v této práci zabývám, se nachází na hranici levé komory a aorty čili na počátku velkého krevního oběhu.

Srdeční svaly se za klidu stahují 1 až 1,5krát za sekundu, při zátěži dokonce až 3krát za sekundu. To odpovídá tepové frekvenci 180 tep/min. Tím jsou uvnitř srdce způsobovány rychlé a poměrně velké změny tlaků. Kvůli tomu, že jsou chlopně neustále pod takovýmto zatížením, stávají se náchylnými k poruchám. Existuje několik nemocí a procesů, které mohou poruchu způsobit. Patří mezi ně různé infekce, jako například revmatická horečka nebo infekční endokarditis, ale také prosté opotřebení dlouhodobou činností. Jejich následkem se na chlopních mohou objevit dva druhy vad. První z nich je stenóza, kdy dochází ke snížení průtočné plochy chlopně a tím zvýšení namáhání srdce. V této práci se však zaměřuji na nedomykavost, při níž dochází k selhání těsnosti chlopně a částečnému zpětnému průtoku krve.

Protože dosud nebyla nalezena jiná metoda, je nutné nedomykavost zatím vždy řešit operací. Kvůli velmi náročným podmínkám, mezi které patří: vysoký tlak, malý prostor, konstrukce samotné chlopně, se lékaři nejčastěji uchylují ke transplantaci chlopně. Existuje několik druhů protéz, kterými lze poškozenou chlopeň nahradit. I přes neustálé inovace a veškerou práci vědců a lékařů, nedokáže žádná z nich vyloučit následné komplikace. V okolí protézy může docházet k infekci, pacientovi je nasazena antikoagulační léčba, kvůli které se stává jakékoliv zranění s následným krvácením mnohem větším problémem. U biologických náhrad dochází v průběhu času k degradaci materiálu. Právě z těchto důvodů se i přes náročnost pokouší část lékařů aplikovat jiný způsob léčby, a to poškozenou chlopeň zachovat a pouze ji plasticky opravit pomocí plikace komisury, obšití volného okraje nebo vytvoření stehu ve vrcholu cípu. Oproti transplantaci má své výhody. Je vysoce nepravděpodobné, že by zde po operaci vznikla infekce a pacient nemusí podstupovat žádnou následnou léčbu, pouze případné kontroly. Jediným problémem tak zůstává otázka trvanlivosti zákroku.



V této práci se seznamujeme s anatómií chlopní, kde a jaké můžeme v lidském těle nalézt. Postupně se zaměřujeme na aortální chlopeň, jíž jsme se zabývali při experimentu. Řešíme stavbu dané chlopně a její mechanické vlastnosti. Následně se zabýváme způsoby, kterými je možné nedomykavost aortální chlopně řešit, mezi něž patří buď transplantace celé chlopně, nebo pouze plastický chirurgický zákrok na poškozených cípech.

Tato práce řeší mechanické vlastnosti nativní tkáně cípu chlopně a mechanické vlastnosti vzorků cípu chlopně ošetřené třemi vybranými typy stehů, které se používají právě pro plastiku chlopně. Protože jsou cípy aortální chlopně více namáhány v obvodovém směru, byla ke zjištění mechanických vlastností využita jednoosá tahová zkouška. Z jejích výsledků bylo možné určit, jak velký vliv na mechanické vlastnosti cípu mělo vytvoření stehů a zda použití různých stehů vede k významně odlišným mechanickým vlastnostem.

### 3. Cíle práce

- Seznámit se s technikami rekonstrukce aortální chlopně, především v oblasti šití a druhů stehů
- seznámit se s principy testování biologických materiálů (zejména chlopní a jejich cípů) a zkoušek spojů biologických materiálů (zejména šitých spojů)
- Provést mechanické zkoušky nativních cípů chlopně a šitých spojů chlopně, zpracovat získaná data (sílové a deformační záznamy, analýzu obrazu video extenzometrů, rychlost deformace, ...)
- analyzovat vliv spoje na mechanické vlastnosti a výsledky porovnat s vlastnostmi nativní chlopně

#### 4. Předpoklady a metody řešení

Hlavním cílem této práce bylo zjistit, jakým způsobem změní vytvoření stehu pro léčbu nedomykavosti aortální chlopně mechanické vlastnosti cípu chlopně. Naší počáteční hypotézou bylo, že při rostoucím napětí začne v jednom okamžiku steh prokluzovat. To znamená, že cípy se stehem budou mít odlišnou mechanickou odezvu než nativní cípy.

Dalším úkolem bylo zjistit, který ze tří zvolených typů chirurgických stehů, viz Obr. 35, má nejlepší mechanické vlastnosti pro aplikaci při léčbě nedomykavosti chlopně plastickou operací. Kdybychom byli schopni jednoznačně určit, který typ stehu dokáže nejlépe zachovat vlastnosti nativního materiálu cípu chlopně, znamenalo by to doporučení daného chirurgického stehu pro tento typ výkonu.

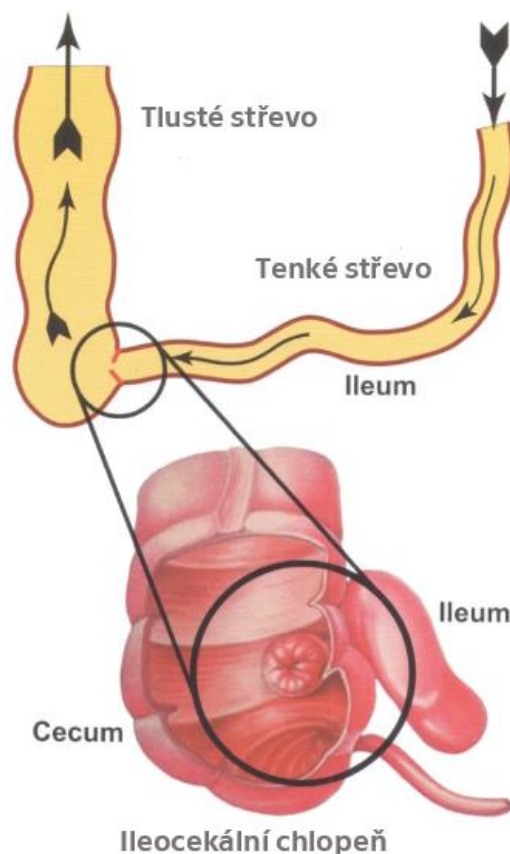
Pro řešení výše uvedených cílů byla zvolena jednoosá tahová zkouška. Ze získaných materiálových charakteristik závislosti napětí na deformaci byly získány hodnoty modulu pružnosti  $E$  při vybraných hodnotách deformace, viz schéma na Obr. 55. Ty byly porovnány, díky čemuž bylo určeno, při jaké deformaci se začne projevovat vliv stehů na mechanické vlastnosti cípu chlopně, a který typ stehu je ovlivní nejméně. Z charakteristik byla také získány hodnoty napětí na mezi prokluzu  $\sigma_K$  a také napětí na mezi pevnosti  $\sigma_P$ . Jejich srovnáním jsme porovnali mechanické vlastnosti různých typů stehů.

##### 4.1. Nativní chlopně

V lidském těle existuje několik různých druhů chlopní, z nichž některé mají speciální funkce podle toho, na jakém místě se v daném orgánu nacházejí, ale všechny plní jeden základní účel. Tím je zamezit určité tělní tekutině, aby proudila opačným směrem, než by měla. Existují sice výjimky, ale většina typů chlopní tuto funkci plní podobným způsobem na stejném principu, kdy je chlopeň otevírána a zavírána pomocí difference tlaků na její jedné a druhé straně.

V lidském těle existují čtyři druhy chlopní. Mezi které je dělíme podle orgánů, jejichž jsou součástí.

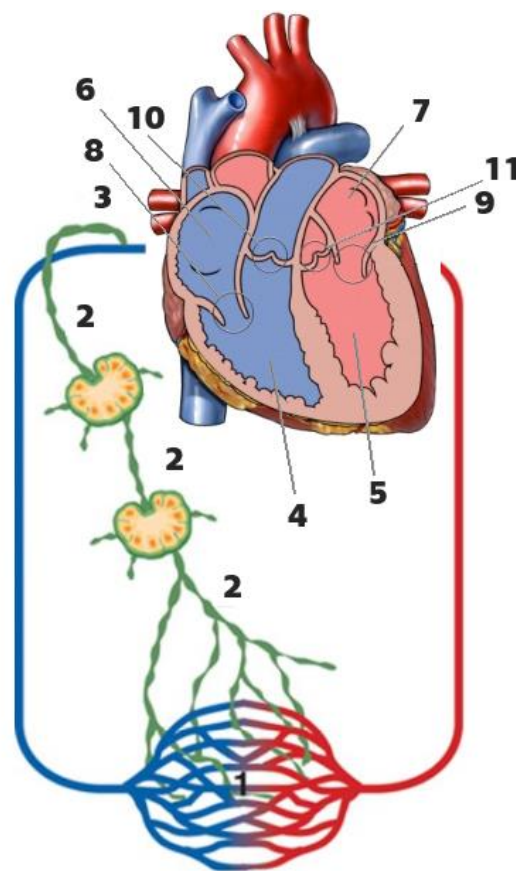
První druh je vlastně pouze jediná chlopeň. Nachází se na rozhraní posledního oddílu tenkého tzv. ilea a tlustého střeva, viz Obr. 1. [10] Nazývá se ileocekální chlopeň a její funkcí je umožnit průchodu tráveného materiálu až poté, co je dostatečně natráven a bránit jeho návratu. [2] Od ostatních chlopní se liší natolik, že se dlouhou dobu nedokázali lékaři shodnout, zda se jedná o chlopeň či o svěrač. První názor nakonec převážil, protože ho podporuje fakt, že v případě odstranění vnějšího podpůrného vazivového systému ztrácí chlopeň svoji funkci. [10]



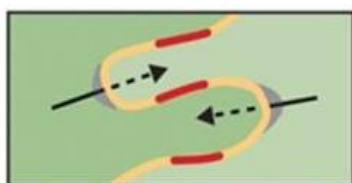
Obrázek 1: Schéma umístění ileocekální chlopně převzato a upraveno z [16]

Dalším druhem jsou chlopně nacházející se v cévách mízního neboli lymfatického systému, viz Obr. 2. Tento systém je tvořen lymfatickými cévami, lymfatickými uzlinami a patří k němu i lymfoidní orgány, jako je brzlík, slezina a kostní dřeň. Cévy tohoto systému protéká tekutina nazývaná lymfa tvořená převážně intersticiální tekutinou, imunitními buňkami a makromolekulami. Lymfa vzniká absorbováním určitých látek z krevního řečiště, následně protéká mízní cévní soustavou a během toho prochází přes uzliny. Nakonec opět vtéká do krevního oběhu. [1] Mízní systém má důležitou roli pro imunitu lidského organismu. Slouží k rychlému přenosu protilátek a imunitních buněk, v lymfatických uzlinách díky vysoké koncentraci těchto buněk často dochází k odhalení patogenů a mnoha dalšími způsoby podporují imunitní systém. [21] Chlopně nacházející se v lidském lymfatickém systému můžeme rozdělit na několik typů. Prvním z nich by byly chlopně nazývané primární lymfatické chlopně, viz Obr. 3. Nacházejí se na koncích kapilár, což jsou slepé jemné cévy, které se postupně sbíhají v lymfatické žíly. Kapiláry jsou tvořeny jednovrstvou tkání lymfatických endotelových buněk, která je uspořádaná do tvaru dubového listu a tím vytváří překrývající se klapky. Tyto klapky mají za úkol zprostředkovat průchod do kapilár částicím, které se následně stanou součástí mízy, ale zabránit jim v pronikání opačným směrem.

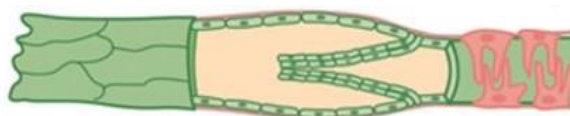
Dalším typem jsou intraluminální chlopně, viz Obr. 4. Ty se nacházejí po celé délce sběrných lymfatických cév, kde zabraňují zpětnému toku lymfy, a také ji uvádějí do pohybu. To je způsobováno periodickými kontrakcemi hladké svaloviny, která pokrývá chlopně. Tato schopnost je velmi podstatná, jelikož lymfatický systém postrádá centrální pohon, kterým je pro jinak podobný kardiovaskulární systém srdce. K pohonu lymfy také značně přispívají vnější komprese způsobované okolní tkání. Třetím typem jsou lymfovenózní chlopně, viz Obr. 5. Ty jsou v lidském těle celkem čtyři a nacházejí se v místě, kde vtéká míza z lymfatického systému do krevního řečiště. To se děje v místě, kde vnější hrdelní a vnitřní hrdelní žíla ústí do podklíčkové žíly. Účelem těchto chlopní je zabránit průniku krve do mízního systému. [1]



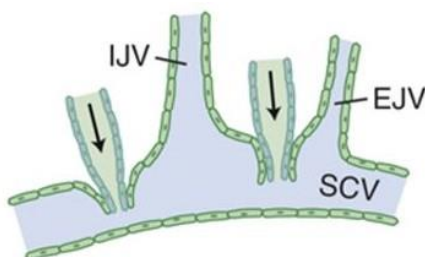
Obrázek 2: Schéma cévní a mízní soustavy, 1 = pozice primárních lymfatických chlopních, 2 = příklad pozice intraluminálních chlopní, 3 = pozice lymfovenózních chlopní, 4 = pravá komora, 5 = levá komora, 6 = pravá síň, 7 = levá síň, 8 = trojicípá chlopeň, 9 = mitrální chlopeň, 10 = pulmonální chlopeň, 11 = aortální chlopeň převzato a upraveno z [1] a [18]



Obrázek 3: Schématické zobrazení primární lymfatické chlopně [1]

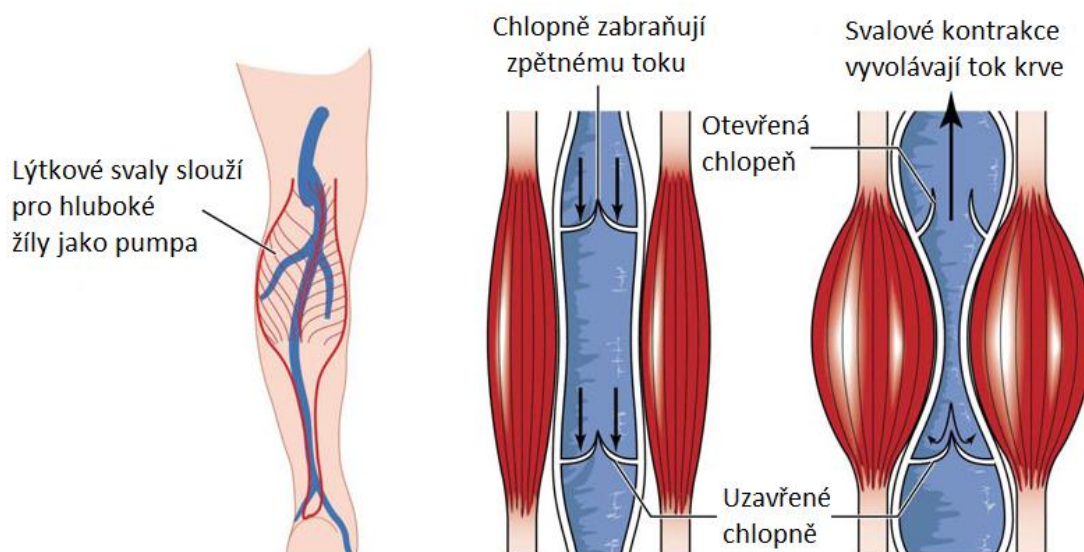


Obrázek 4: Schématické zobrazení intraluminální chlopně [1]



Obrázek 5: Schématické zobrazení lymfovenózních chlopní, IJV = internal jugular vein (vnitřní jugulární žíla), EJV = external jugular vein (vnější jugulární žíla), SCV = subclavian vein (podklíčková žíla) [1]

Třetí druh tvoří chlopně, nacházející se v žilách. I tyto chlopně mají v krevním oběhu svou důležitou funkci. Zajišťují, že v žilách nedochází ke zpětnému toku a krev putuje pouze směrem k srdci, viz Obr. 6. Jejich absencí by tak na kapiláry a žilky působil mnohem vyšší tlak. Ten by navíc dále značně rostl při kontrakcích okolního svalstva, které umožňují tok krve proti směru gravitačního zrychlení, jak je znázorněno na Obr. 6 [15].



Obrázek 6: Schématické zobrazení žilních chlopní převzato a upraveno [25]

Posledním druhem jsou chlopně, nacházející se v srdci, viz Obr. 2. Tyto chlopně jsou celkem čtyři. Dvě z nich slouží ke korigování průtoku krve mezi předsíněmi a komorami, ty se nazývají atrioventrikulární neboli cípáté. První z nich se nachází na pravé straně srdce a nazývá se trojcípá a druhá chlopeň ležící na levé straně srdce se nazývá mitrální. Další dvě chlopně se nacházejí v místech, kde krev opouští srdce a proudí do tepen. Tyto chlopně se souhrnně nazývají poloměsíčitě, na pravé straně srdce, kde na něj navazuje plicnice, je pulmonální a na levé straně, kde navazuje aorta, aortální chlopeň, viz Obr. 41. [2], [5]

#### 4.1.1. Stavba chlopně

Srdečním chlopním je oproti ostatním věnována největší pozornost. Je totiž mnohem vyšší pravděpodobnost, že u těchto chlopní vznikne porucha, která ohrozí zdraví člověka. To je způsobeno tím, že pracují ve velmi náročných podmínkách. Kontrakce srdečního svalstva způsobují, že chlopně jsou po celý lidský život cyklicky zatěžovány silami a tlaky, které vznikají při pohánění krve. Je také známo mnoho nemocí, které mohou chlopeň určitým způsobem poškodit, kdy se většinou jedná o zkrácení či prodloužení cípu chlopně. Tím, že mají tyto chlopně částečně odlišné funkce, liší se i jejich stavba, a to nejen na úrovni orgánů, ale i na úrovni buněk.

##### Trojčípá chlopeň

Trojčípá neboli trikuspidální chlopeň se nachází mezi pravou síní a pravou komorou, viz Obr. 2 – 8. Její obvod je tvořen vnější stěnou srdce a komorovou přepážkou tzv. septem, což je vnitřní stěna srdce, tvořená svalstvem, oddělující pravou a levou část srdce. Chlopeň se skládá z anulu, tří cípů, šlašinek a tří papilárních svalů. Anulus je prstenec z husté kolagenové sítě, který tvoří základ každé ze čtyř srdečních chlopní a který tvoří hranici mezi srdečními stěnami a vnitřním prostorem chlopně. Šlašinky jsou vláknité, šlachovité struktury, nacházející se v pravé a levé srdeční komoře, a propojují cípy atrioventrikulárních chlopní s papilárními svaly. Papilární svaly také leží v obou komorách, vystupují z myokardu jejich stěn a pomáhají ve správném otevírání cípů příslušných chlopní a tím umožnění ideálního plnění komory krví. Cípy trikuspidální chlopně se nazývají: přední, zadní a septální. Septální cíp se nachází podél komorové přepážky, přední a zadní cíp leží podél vnější stěny srdce, viz Obr. 10. Existuje však mnoho případů, kdy bylo u pacienta objeveno 1-6 cípů místo těchto dvou. Obsah vnitřní plochy anulu se během srdečního cyklu pohybuje od 7,6 do 18,35 cm<sup>2</sup>. [3]

Papilární svaly ležící v pravé komoře se nazývají: přední, zadní a septální. Septální sval se nachází na komorové přepážce mezi septálním a předním cípem. Zadní sval leží také na komorové přepážce a mezi septálním a zadním cípem. Přední sval leží na vnější stěně mezi předním a zadním cípem. Každý papilární sval je připojen ke dvěma cípům chlopně, mezi nimiž se nachází, pomocí šlašinek. Ty se dělí podle toho, na kterou část cípu navazují, zda na volný okraj, střed (břicho) cípu, anebo mezi tyto dvě oblasti. Všechny druhy šlašinek jsou tlusté 0,5 až 1,5 cm. [3]

### Mitrální chlopeň

Mitrální chlopeň propojuje levou síň a levou komoru, viz Obr. 2. Skládá se z anulu, dvou cípů, šlašinek a dvou papilárních svalů. Anulus má v nezátženém stavu tvar sedla, ale během srdečního cyklu se mění. V jednom místě jsou vlákna anulu přerušena a jeden z cípů mitrální chlopně zde navazuje na nekoronární a levý koronární cíp aortální chlopně. Tato oblast je zřetelně ohraničena dvěma fibrózními výběžky, které se nazývají trigony. Cípy se dělí na přední a zadní, viz Obr. 10. Přední cíp chlopně je na anulus napojen mezi trigony. Zadní cíp leží podél 3/5 obvodu anulu a je rozdělen na tři části, tzv. lastury. Na tři části je rozdělen i přední cíp. Plocha obou cípů dohromady je dvojnásobná oproti otvoru chlopně, díky tomu může mitrální chlopeň plnit svou funkci i v počátcích případného onemocnění, při kterém se cípy začínají zkracovat. Šířka předního cípu je 3,3 a výška 2,3 cm, výška zadního cípu je až 1,3 cm.

Tkáň cípů mitrální chlopně můžeme dělit do hrubých a jemných zón. Do hrubé zóny patří část cípů od volného okraje po uzavírací linii, tkáň této části cípů je odlišná díky šlašinkám, které jsou k ní připojeny. Jemné zóny tvoří tenčí částí cípů, které leží mezi uzavírací linií a anulem chlopně.

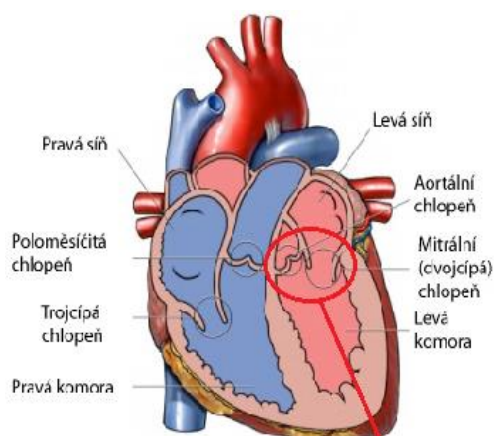
Mitrální šlašinky vystupují z hrotů papilárních svalů a jsou připojeny k ventrikulární vrstvě předního i zadního cípu mitrální chlopně. Je jich 8 až 12, jsou dlouhé 15 až 20 mm a mají v průměru přibližně 0,45 mm. Na koncích se při zanořování do cípu a svalu větví. Můžeme je rozdělit na tři skupiny: primární neboli okrajové, které jsou připojeny k volnému okraji, sekundární neboli podpěrné, ty jsou napojeny na střed cípu, a terciární neboli bazální či spojové šlašinky, které do cípu vstupují poblíž anulu. Mitrální papilární svaly se nazývají anterolaterální a posteromediální. Anterolaterální papilární sval je tvořen jedním výstupkem, posteromediální sval se skládá ze dvou výstupků. Papilární svaly se během systoly stahují, aby udržely konstantní vzdálenost mezi cípy chlopně a vrcholy svalů a zajišťují, aby nedošlo k prolapsu cípů během zavírací fáze systoly. [3]



## Kořen aorty a plicnice

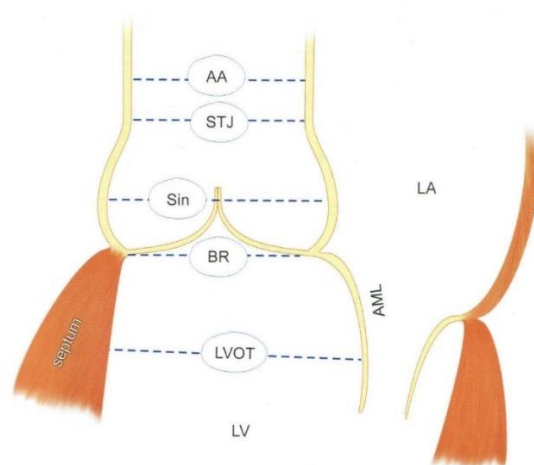
Aorta a plicnice jsou tepny, do kterých proudí krev přímo ze srdce. Spoj mezi tepnou a komorou srdce se nazývá kořen, ten je tvořen třemi cípy chlopně a ke každému z nich náležející výdutí (sinusem). [26]

Protože na rozdíl od pravé komory, která funguje jako objemové čerpadlo, se levá komora chová jako tlakové, je aortální kořen, viz Obr. 8, více namáhán. Proto musí být tlustší a robustnější, navíc obsahuje více fibroelastické tkáně. Jednou z významných funkcí aortálního kořene je, že tlumí a vyrovnávají pohyby komory, takže jimi není ovlivněna aorta. [26] Dále umožňují, aby se v nich na konci systoly utvářeli víry, která působí na cípy chlopně, a pomáhají je uzavírat. Ke dvěma z nich jsou připojeny koronární tepny, jejichž úkolem je zásobovat kreví srdeční svalovinu. [3] Aortální kořen je na jednom konci ohraničen sinotubulární junkcí, což je linie spojující vrcholy komisur chlopně (komisura v tomto případě označuje spojení dvou cípů) po obvodu aorty, a na druhém bazálním prstenci. Takto se nazývá imaginární linie spojující nejnižší body úponů aortálních cípů. [26]



Detail na Obr 8

Obrázek 7: Schématické znázornění anatomie srdce [18]

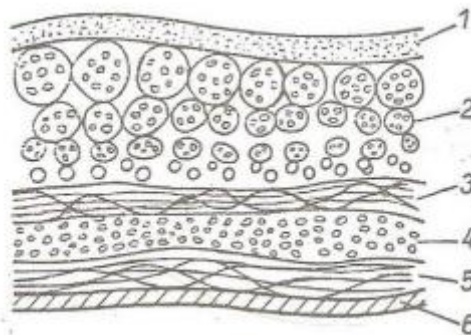


Obrázek 8: Schématické zobrazení aortálního kořene, AA = vzestupná aorta, STJ = sinotubulární junkce, Sin = průměr v úrovni sinusů, BR = bazální prstenec, LVOT = výtokový trakt levé komory, LV = levá komora, LA = levá síň, AML = přední list mitrální chlopně [26]

## Aortální chlopeň

Aortální chlopeň se nachází v místě, kde na levou komoru navazuje aorta, viz Obr. 2. Tvoří ji tři cípy (ve výjimečných případech jeden, dva i čtyři) a anulus. Ten navazuje na komorové septum a přední cíp mitrální chlopně. Jednotlivé cípy jsou pojmenovány podle pozice a toho, zda je na příslušný sinus připojena koronární tepna. Nazývají se levý koronární cíp, pravý koronární cíp a nekoronární cíp, viz Obr. 10. Obdobně jsou pojmenovány i sinusy. Tyto cípy se liší nejen umístěním, ale také rozměry. Nekoronární cíp je většinou tlustší a těžší než ostatní dva, pravý koronární cíp zase bývá nejširší. Cípy se částečně překrývají, poněvadž jsou nepatrně delší, než je poloměr chlopně. Tímto způsobem zajišťují, že je chlopeň neprůchodně uzavřena. Průměr aortální chlopně je  $23,2 \pm 3,3$  mm. [3]

Cípy aortální chlopně jsou tvořeny několika materiály, které se různě vyskytují ve třech vrstvách a povrch cípů je navíc kryt pásmem na straně směrem k aortě endotelových buněk a směrem ke komoře epitelových buněk. Směrem k aortě se nachází vrstva nazývaná fibróza. Ta se skládá ze svazků kolagenových vláken vedoucích souběžně s prstencem chlopně čili v obvodovém směru, které jsou křížené elastinovými vlákny umístěnými v radiálním směru. Funkcí elastinu je udržovat pozici vláken kolagenu a navracet je po zatížení zpět do původní polohy. Vrstva, která leží směrem k levé komoře, se nazývá ventrikulární. Jde o elastinová vlákna doplněná menším množstvím vláken kolagenu. Prostřední vrstva se nazývá spongióza, tu tvoří různé volné pojivové tkáně a proteiny, avšak množství proteinových vláken je redukováno. Nachází se zde také shluky lipidů, hlavně v bazální oblasti. Tato vrstva umožňuje cípům se elasticky deformovat, vláknům v krajních vrstvách se po sobě pohybovat a tlumí kmitání, která by mohla vlákna poškodit. Kolagenová vlákna v krajních vrstvách nemají v nezatíženém stavu jednotný směr, avšak při zatížení, když se chlopeň uzavře, se všechny zorientují v obvodovém směru. K tomu, aby se vlákna takto srovnala stačí zatížení způsobené tlakem o hodnotě 1mmHg (0,133 kPa). Tloušťka cípů aortální chlopně je přibližně 0,67 mm. [3], [14]

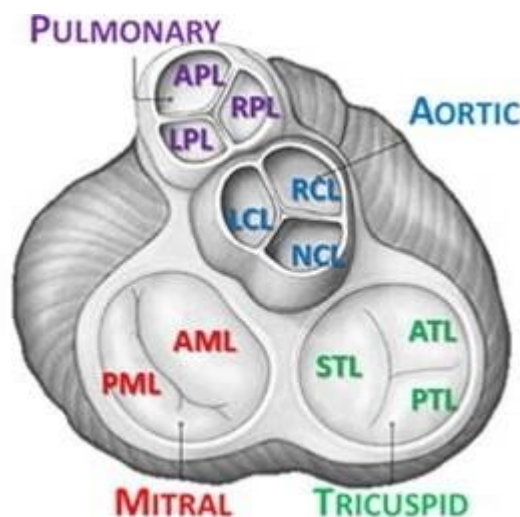


Obrázek 9: Schéma struktury stěny cípu aortální chlopně, 1 = endotel, 2 = snopce kolagenních vláken (fibróza), 3 = spongióza, 4 a 5 = obvodová a radiální elastinová vlákna (ventrikulární vrstva), 6 = epitel [14]

## Pulmonální chlopeň

Pulmonální chlopeň leží v místě, kde krev vytéká z pravé síně do plicnice, viz Obr. 2 – 10. Její cípy se nazývají pravý cíp, levý cíp a přední cíp, viz Obr. 10. Anatomie této chlopně je velmi podobná anatomii aortální chlopně, avšak částečně se liší struktury obklopující chlopeň. Mezi rozdíly patří užší kořen plicnice oproti kořenu aorty, větší anulus chlopně a fakt, že anulus kompletně tvořen svalovinou oproti z části vazivovému anulu aortální chlopně. Pulmonální chlopeň má průměr  $24,3 \pm 3$  mm, tloušťka cípů je přibližně 0,49 m. [3]

Cípy pulmonální chlopně mají také stejnou strukturu jako cípy aortální chlopně, díky čemuž je možné pulmonální chlopeň použít jako autograft za nemocnou aortální chlopeň. Poněvadž aortální chlopeň je více namáhána, tudíž je výhodné, aby byla její náhrada co nejkvalitnější. Tato možnost se užívá zvláště u dětí z toho důvodu, že chlopeň je nadále živou součástí těla a dokáže s ním růst. [3]



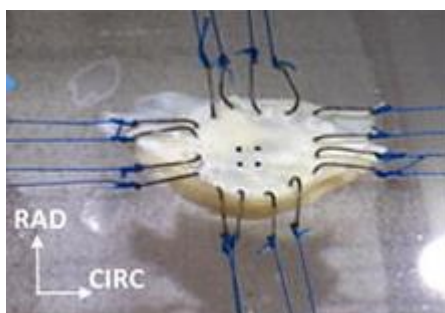
Obrázek 10: Schéma srdečních chlopní, ATL = přední cíp trojcípé chlopně, PTL = zadní cíp trojcípé chlopně, STL = septální cíp trojcípé chlopně, AML = přední cíp mitrální chlopně, PML = zadní cíp mitrální chlopně, LCL = levý koronární cíp aortální chlopně, RCL = pravý koronární cíp aortální chlopně, NCL = nekoronární cíp aortální chlopně, APL = přední cíp pulmonální chlopně, RPL = pravý cíp pulmonální chlopně, LPL = levý cíp pulmonální chlopně [17]

#### 4.1.2. Mechanické vlastnosti chlopní

Srdeční chlopně se navzájem liší anatomií, rozměry a podmínkami, ve kterých pracují, viz Obr. 11, z toho vyplývá, že se budou lišit také jejich mechanické vlastnosti. Bylo provedeno mnoho zkoušek s cílem zjistit, jak reagují cípy chlopní na určitý druh zatížení. Nejpřesnějších výsledků je možné dosáhnout, pokud jsou vytvořeny podmínky blízké skutečnosti. Cíp chlopně je velmi tenký, proto je možné ho považovat za planární vzorek namáhaný pouze ve dvou dominantních směrech. Proto se vzorky často testují dvojosou neboli biaxiální tahovou zkouškou, viz Obr. 12.

segment	systolický tlak [mmHg]	diastolický tlak [mmHg]
pravá síň	8	2
pravá komora	15–30	0–8
plicnice	10–30	5–15
levá síň	12	2
levá komora	85–150	0–10
aorta	85–150	60–90

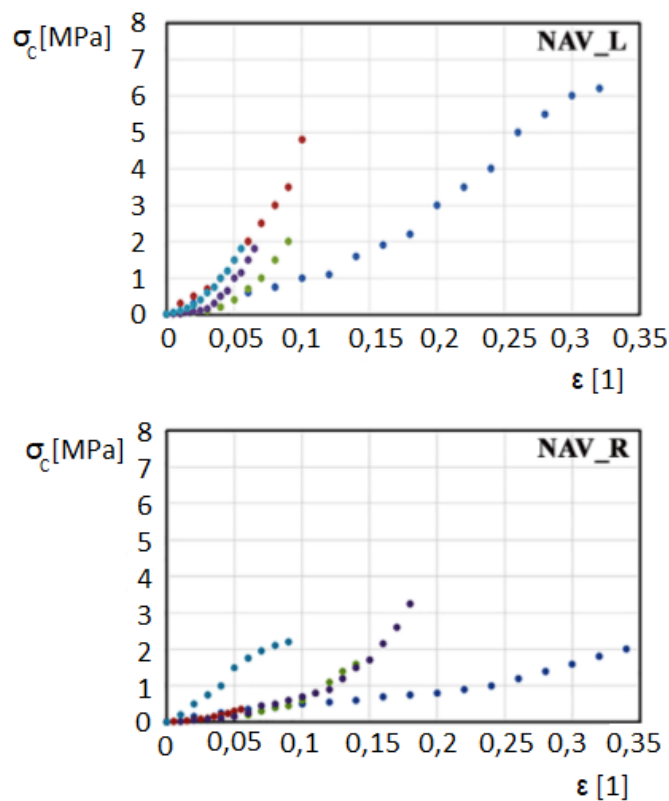
Obrázek 11: Hodnoty tlaků v různých částech srdce [13]



Obrázek 12: Dvouosá tahová zkouška [17]

Cílem experimentu, při němž se vzorky testovali tímto způsobem, bylo porovnat mechanické a strukturální vlastnosti čtyř srdečních chlopní při použití vzorků z dvanácti zesnulých dárců ve věku 51–87 let. Mechanická odezva materiálu cípu chlopně je nelineární a v obvodovém a radiálním směru je odlišná. To znamená, že se jedná o anizotropní materiál. Z výsledků experimentu vyšlo najevo, že nejtužší, nejméně poddajné a zároveň nejvíce anizotropní jsou cípy aortální a přední cíp mitrální chlopně, viz Obr. 10. Na druhou stranu nejvyšších deformací dosahovaly cípy trojcípé chlopně, viz Obr. 10, které jsou zároveň nejvíce izotropní. Dále bylo pozorováno, jak významně jsou tyto vlastnosti ovlivněny věkem. Cípy od starších dárců vykazovaly vyšší tuhost a zároveň nižší roztažitelnost. To je způsobováno uspořádáním vnitřní struktury stěny cípu chlopně, zejména změnou tortuosity kolagenních vláken (narovnání vláken). Dále bylo ověřeno, že vlastnosti cípů se výrazně liší podle směru zatěžování. Bylo potvrzeno, že v obvodovém směru napětí roste v závislosti na deformaci výrazně rychleji než v radiálním směru. [17]

Často je však pro zjištění mechanických vlastností materiálu chlopní pro svou jednoduchost zvolena jednoosá tahová zkouška. Pokud však chceme znát mechanické vlastnosti cípu chlopně v obvodovém i v radiálním směru, musíme pro stejný počet výsledků provést dvojnásobný počet měření oproti biaxiální zkoušce. Na Obr. 13 můžeme pozorovat měření pěti vzorků nativní aortální chlopně v obvodovém směru a pěti v radiálním směru. Zkouška byla vždy ukončena v momentě, kdy začala kolabovat tkáň vzorku. Tento moment je reprezentován posledním bodem křivky. Nejvíce patrným rozdílem, který lze z grafů pozorovat je, že u vzorků namáhaných v obvodovém směru při stejné deformaci vznikalo vyšší napětí a materiál cípů chlopně má v tomto směru také vyšší hodnotu modulu pružnosti.

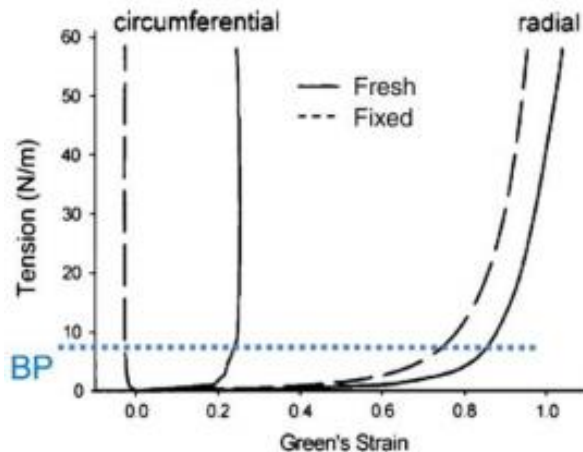


Obrázek 13: Závislost Cauchyho napětí na deformaci získaná jednoosou tahovou zkouškou, NAV\_L = vzorek nativní aortální chlopně v obvodovém směru, NAV\_R = vzorek nativní aortální chlopně v radiálním směru [22]

Protože se v této bakalářské práci zabývám experimenty na cípech aortální chlopně, zaměřím se pouze na mechanické vlastnosti aortální chlopně.

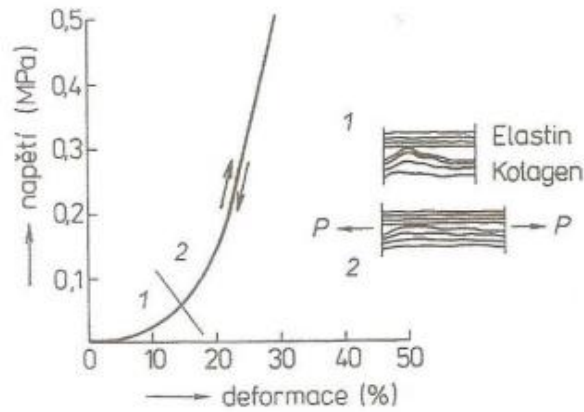
## Aortální chlopeň

Tkáň aortální chlopně je anizotropní, viz Obr. 14, nehomogenní a viskoelastická. Chlopeň je anizotropní díky kolagenovým a elastinovým vláknům, která mají v různých směrech odlišné mechanické vlastnosti, a která tvoří základ fibrózy i ventrikulární vrstvy. Rozložení vláken není stejné v celém cípu, v oblasti báze se tkáň stává téměř izotropní. Bylo zjištěno, že obě vrstvy mají vyšší tuhost v obvodovém směru. Ventrikulární vrstvu lze více elasticky deformovat v radiálním směru, kdežto fibrózu je možné elasticky deformovat do obou směrů úměrně stejně. [3]



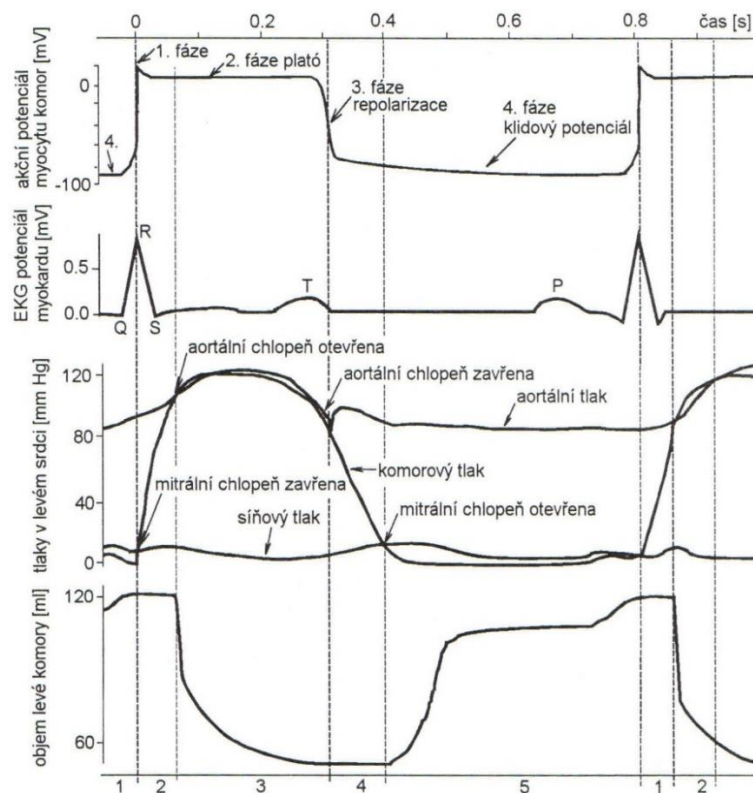
Obrázek 14: Průběh dvouosé tahové zkoušky cípu aortální chlopně, BP = blood pressure = 120 mmHg [14]

Bylo provedeno mnoho zkoušek, jejich účelem bylo zjistit, jak jednotlivá vlákna, vrstvy, a nakonec celé chlopně reagují na zatěžování. Zjistilo se, že v průběhu srdečního cyklu se cípy při zatížení v rychlém intervalu značně natáhnou a následně se během fáze, kdy nejsou zatíženy, vrací do původního stavu. To znamená že se za podmínek působících v lidském těle chovají jako elastické až kvazielastické. Z analýz vyplynulo, že jsou cípy namáhány v obvodovém směru více než ve směru radiálním, což odpovídá uspořádání kolagenových vláken, která jsou primární nosnou konstrukcí cípů. Při zátěžových testech bylo zjištěno, že reakci stavby cípů chlopně lze rozdělit na tři fáze. Při první fázi se rozplétají kolagenová vlákna a elastin se elasticky deformuje, druhá fáze je přechodná, ve třetí fázi se napínají již narovnaná vlákna kolagenu. viz Obr. 15 kde 1 = první fáze a 2 = třetí fáze. Druhá fáze je přechodná a probíhají při ní oba děje současně. [3]



Obrázek 15: Závislost napětí na deformaci vzorku z cípů aortální chlopně namáhaného v obvodovém směru se schématickým zobrazením stavu vláken cípu chlopně [14]

Na aortální chlopeň působí aortální a komorový tlak. Na Obr. 16 můžeme pozorovat průběh těchto tlaků během srdečního cyklu. Vidíme, že na aortální chlopeň působí vysoký tlak během celého srdečního cyklu.



Obrázek 16: Schéma záznamu srdečního cyklu [13]

Většina měření mechanických vlastností aortálních chlopní je prováděna pomocí jednoosých tahových zkoušek, přestože je tímto zanedbávána část namáhání chlopně. To způsobuje, že výsledky se ještě více liší od skutečnosti, a někteří doktoři tyto zkoušky považují za nedostačující. Z výzkumů vyšlo najevo, že vzorky testované při dvousé tahové zkoušce jsou více poddajné, při vyšších napětích se však naopak stávají tužšími. Přesto jsou poznatky získané pomocí jednoosých tahových zkoušek pro vědu významné. [14]

Při jednoosých tahových zkouškách bylo zjištěno, že v radiálním směru se hodnoty poměrných deformací pohybují v rozmezí:  $\epsilon_R = 0,6-0,8$ , moduly pružnosti v počátku rozmezí jsou:  $E_R = 2-10$  kPa a v nelineární oblasti závislosti napětí na deformaci:  $E_R = 1-2$  MPa. V obvodovém směru byly naměřeny hodnoty:  $\epsilon_O = 0,2 - 0,3$ ,  $E_O = 20-100$  kPa v počátečním rozmezí a  $E_O = 8-12$  MPa v nelineární oblasti. [14]

## 4.2. Rekonstrukce chlopní

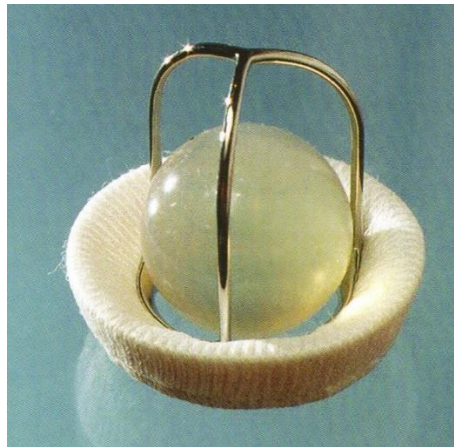
V současnosti se praktikují pouze dva základní způsoby, jak opravit nedomykavou aortální chlopeň. První možností, která je také hojněji využívána, je transplantace chlopně. K této metodě se přiklání většina lékařů, protože je její výkon snazší, a díky dlouhodobému používání je již úplně standardizována. Jsou s ní však spojené některé nevýhody. Hrozí, že po transplantaci na hranici ponechané původní tkáně a protézy vznikne infekce. Je také pravděpodobné, že náhrada po určité době degraduje a nebude schopna plnit svoji funkci, což si vyžádá další operaci. Pacienti, kteří podstoupí transplantaci, musí také doživotně podstupovat antikoagulační léčbu. Jejím cílem je snižovat srážlivost krve pacienta, aby se zabránilo vzniku sraženin v okolí protézy. Tím se však vystavuje nadměrnému krvácení v případě poranění. Abychom se těmito problémům vyhnuli, vznikla možnost poškozenou chlopeň pouze plasticky opravit. Při této operaci je vznik infekce minimální a žádná následná léčba není nutná. Je zde však riziko, že některý ze stehů povolí a chlopeň se opět stane nedomykavou. Tento způsob je značně náročnější, kvůli podmínkám, jaké u aortální chlopně panují, a většina lékařů s ním nemá dostatečnou praxi. [26]

### 4.2.1. Možnosti chlopenních náhrad

V případě že tak pacient s lékařem zvolí, či není jiná možnost, je provedena transplantace poškozené chlopně. Jako náhrady se běžně používají dva typy chlopní, a to mechanické a biologické. Mechanické náhrady jsou tvořeny vlastní chlopní, která je vyrobena z umělé hmoty, kostrou chlopně, která je buď z umělé hmoty nebo slitiny kovů, a prstencem, který se vyrábí z různých tkanin. Jako biologické náhrady se většinou používají tkáně jiných druhů živočichů, které se vsívají do umělé kostry a na prstenec. Někdy se však implantují i protézy z lidské tkáně. [7]



Mechanické chlopně se dělí na kuličkové, diskové a dvoulisté chlopně. Základem kuličkových chlopní, viz Obr. 17, je kulička, většinou vyrobená ze silikonu, která se pohybuje v kleci, tvořené na jedné straně několika, nejčastěji třemi kovovými pruty a na druhé straně kovovým prstencem, na který mohou případně navazovat další pruty. Když má být chlopeň otevřena, nachází se kulička v první části klece a opírá se o první pruty, když se má uzavřít, dosedne kulička na prsteneček. U tohoto typu náhrad často vznikaly tromboembolické komplikace, které byla snaha vyřešit tím, že se konstrukce chlopně (kromě kuličky) opletla polypropylenem, do kterého následně prorostl endotel. V průběhu času však často docházelo k rozedření opletení a opět se objevovaly problémy. Nakonec se od užívání kuličkových náhrad ustoupilo. [7]



*Obrázek 17: Kuličková chlopeň Starr-Edwards, kulička ze silastiku, prsteneček ze stelitu, našívací prsteneček z teflonu [26]*

Dalším typem jsou chlopně diskové. Ty původně fungovaly prakticky stejně, jako chlopně kuličkové, pouze se v kleci místo kuličky pohyboval disk, viz Obr. 18. Když byla chlopeň otevřená, opíral se disk o klec, když byla uzavřená dosedal na prsteneček. Oproti kuličkovým náhradám se díky menší velikosti lépe aplikovaly a snadněji se otevíraly, ale vytvářely vyšší průtokový gradient a větší turbulence v proudění. Později se přišlo na to, že by se tyto problémy značně snížily, kdyby se disk neposouval, ale vyklápěl se, viz Obr. 19. Tento typ náhrad se rychle rozšířil a postupně vzniklo několik úprav, které přinesly další zlepšení hemodynamických vlastností chlopně a snížení rizik její poruchy. [7]

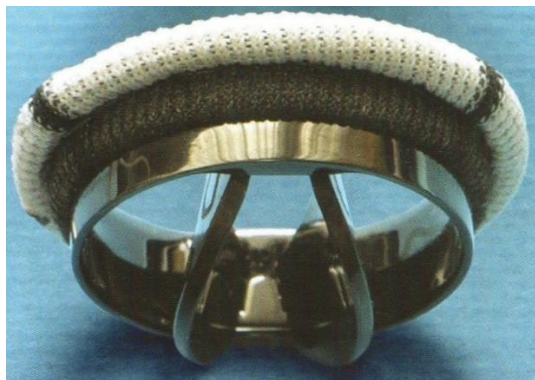


Obrázek 18: Nivyklápějí se disková nízkoprofilová chlopeň Starr - Edwards



Obrázek 19: Disková chlopeň Omniscience, našívací prstenec z teflonu, disk se vyklápí do 80° a dosedá v úhlu 12° (výklopný úhel 68°) [26]

I tyto chlopně již však byly překonány a dnes se používají pouze v omezeném množství. Nahradily je chlopně dvoulisté, viz Obr. 20, které díky tomu, že se vyklápějí do větších úhlů, mají opět lepší hemodynamické vlastnosti a díky nižšímu profilu se s nimi při operaci snadněji manipuluje. Vývojem prošel i materiál, ze kterého se mechanické chlopně vyrábějí. Dnes se listy chlopni vyrábějí z pyrolitkarbonu, prstence chlopni z pyrolitkarbonu nebo titanu a našívací prstence z darkonu, což jsou polyesterová vlákna, nebo z teflonu, který může mít karbofilmový povlak. [7]



Obrázek 20: Dvoulistá chlopeň Sorin Bicarbon, kostra z titanu je pokrytá karbonovým filmem, disky se vyklápějí do 80° a dosedají do 20° [26]

Výhodou současných mechanických chlopni je jejich vysoká životnost, nízká pravděpodobnost poruchy či jiného důvodu, kvůli kterému by musel pacient podstupovat další operace. Avšak je nutné, aby po operaci trvale podstupoval antikoagulační a antiagregační léčbu. Při antikoagulační léčbě užívá pacient warfarin, který blokuje syntézu vitamínu K. Antiagregancia jsou látky, které blokuji shlukování krevních destiček. Těmito způsoby oba typy látek snižují srážlivost krve. To sice pacienta chrání před vznikem problémů v místě implantátu, ale pokud utrpí úraz, hrozí mu nadměrné krvácení. [7]

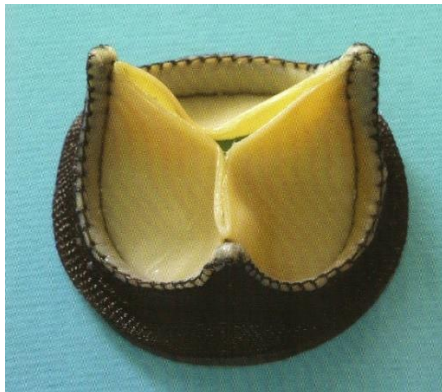
Biologické náhrady se začaly použít brzy po nástupu mechanických, protože na počátku vývoje mechanických náhrad se po transplantaci často objevovaly problémy. Jako biologická náhrada srdeční chlopně se nejprve používala tkáň z jiného živočišného druhu (xenograft), nejčastěji prasečí aortální chlopeň, viz Obr. 21, nebo chlopeň vytvořená z hovězího perikardu, viz Obr. 22. Dnes už existují i jiné zdroje bioprotéz, ale stále převažují xenografty. Celá bioprotéza je tvořena vlastní chlopní čili xenograftem, našivacím prstencem, který slouží k umístění náhrady, a kostry, do které se všije xenograft. Kostra je vyrobena ze stelitu, titanu nebo umělé hmoty a následně je opletena polypropylenem. [7]



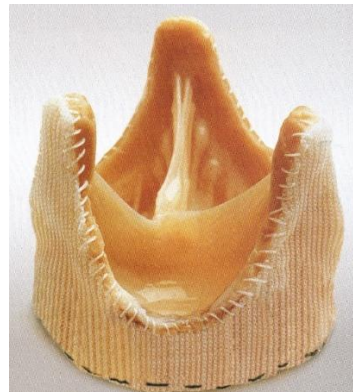
*Obrázek 21: Bioprotéza St. Jude Medical Epic, vytvořená ze tří samostatných cípů prasečí aortální chlopně [26]*

Nevýhodou protéz z xenograftu vždy byly horší hemodynamické vlastnosti, kvůli menší efektivní ploše ústní, než mají mechanické chlopně při stejném vnějším průměru. Bylo několik pokusů, jak tuto vlastnost zlepšit. Nejvíce se uchytilo implantování stentovaných protéz, ty se často používají dodnes. To jsou obvyčejné bioprotézy upravené tak, aby je bylo možné implantovat supraanulárně čili nad anulus původní chlopně. Díky tomu mají více prostoru a mohou být větší, tedy mít i větší ústní plochu. Dalším používaným řešením v jedno období byly nestentované neboli stentless bioprotézy, viz Obr. 23. Ty dosahovaly lepších hemodynamických vlastností díky absenci kostry a prstence. Měly dokonce lepší vlastnosti než supraanulárně implantované chlopně. Bylo ale zjištěno, že si dlouhodobě lepší vlastnosti neudrží, až jsou prakticky stejné, jako vlastnosti stentované chlopně. Z toho důvodu přestaly být na výrobu a implantaci náročnější stentless bioprotézy používány. Často používané jsou dnes i tzv. sutureless chlopně, k jejichž upevnění je zapotřebí pouze několik stehů.

Vývojem si prošel i způsob ošetření xenograftu. Než se totiž tkáň použije pro výrobu bioprotézy, je pro její správnou funkci nutné, aby se detoxifikovala a aby se zabránilo její následné mineralizaci a degeneraci. Dnes se ošetření provádí antikalcifikační úpravou. [26] I přesto však bioprotézy postupem času degenerují, až nakonec ztratí schopnost plnit funkci srdeční chlopně a musí být nahrazeny novým implantátem. Po operaci musí pacient podobně jako u mechanických náhrad trvale podstupovat antiagregační léčbu, avšak antikoagulační léčbu pouze po dobu tří měsíců. [7]



Obrázek 22: Vioprotéza Sorin Soprano, vytvořená z hovězího perikardu, opletení kostry pokryto karbofilmem [26]



Obrázek 23: Stentless bioprotéza Toronto SPV (Stentless Porcine Valve = Nestentovaná prasečí chlopeň) [26]

Jako protéza se v některých případech používá také alograft, což je lidská kadaverózní (tzn. od mrtvého dárce) aortální chlopeň. Jeho jedinou větší výhodou je podstatně menší riziko vzniku infekce. Proto se také používá převážně v případech, kdy byla nedomykavost způsobena právě některou formou infekce. [26]

V některých případech se jako náhrada aortální chlopně používá vlastní pulmonální chlopeň operovaného pacienta (autograft), která je sama nahrazena alograftem. Tento zákrok se nazývá Rossova operace. Jedná se o složitý zákrok, který se provádí většinou u mladých pacientů, u kterých ještě nebyl ukončen růst. Pokud se totiž náhrada správně uchytí, může dál pokračovat v růstu společně s organismem. Další výhodou je to, že pacient nemusí podstupovat antikoagulační ani antiagregační léčbu a autograft má mnohem delší životnost než jiné bioprotézy. To je důležité, protože aortální chlopeň musí snášet náročnější podmínky než chlopeň pulmonální. [7]

Před dvanácti lety byla poprvé použita další metoda, kterou vypracoval Shiegeyuki Ozaki. Jedná se o případ, kdy poškozená chlopeň je nahrazena protézou z autologního perikardu. Operace byla provedena u 404 pacientů, u kterých jsou nyní pozorovány výsledky. Ty jsou zatím velmi pozitivní, nedošlo k objevení žádných vad či problémů. Avšak zůstává zde stále otázka rychlosti degenerace perikardu, ta se totiž u jiných operací po více letech ukázala jako značně vysoká. [26]

V nedávné době se začalo pracovat na vývoji nového typu chlopenních náhrad. Jedná se o biologické chlopně uměle vytvořené pomocí tkáňového inženýrství. Několik testovacích transplantací aortální chlopně právě takovouto náhradou bylo provedeno u ovcí. Tyto náhrady jsou vytvářeny z decelularizované buněčné matrice umístěné na umělé kostře, kde matrice je vytvořena převážně z kolagenu, jež má velmi podobné vlastnosti nativním cípům aortální chlopně (ty jsou totiž z velké části tvořené právě kolagenem). Náhrada při testování vykazovala velmi dobré hemodynamické vlastnosti, nízký systolický tlakový gradient a velký průtočný otvor. Poté, co šest měsíců fungovala jako implantát, nevykazovala žádné změny mechanických vlastností ani kalcifikaci. Byla dokonce pozorována postupná recelulizace, kdy byla původní matrice obohacena novými buňkami organismu a vytvářela se nová buněčná matrice elastinu a povrchová endotelová vrstva. [24]

Dalším příkladem náhrady chlopně vytvořené pomocí tkáňového inženýrství, je náhrada, pro kterou sloužila jako zdrojový materiál tkáň lidského perikardu. Ta byla odebrána třem pacientům při chirurgických zákrocích na jiných částech srdce. Nejlepších výsledků dosáhla ta část odebraných vzorků, která byla následně formována v bioreaktoru. Formované vzorky byly upevněny na kostru, která je vytvarována do požadovaného tvaru trojcípé chlopně. Tyto vzorky byly umístěny na dobu čtyř týdnů do nádoby simulující podmínky, ve kterých funguje trojcípá chlopeň v lidském těle. Tím se vyvolal proces mechanotransdukce, což znamená, že vzorky jsou mechanicky namáhány a díky tomu jejich buňky mění svou fyziologii. Mechanické vlastnosti těchto vzorků byly porovnány s nativními vzorky z aortálních chlopní. Bylo zjištěno, že jejich mechanické vlastnosti jsou srovnatelné. Podle odhadů by tyto uměle vytvořené biologické náhrady měly mít i optimální hemodynamické vlastnosti, tlakové gradienty a parametry průtoku. Díky tomu se stává lidský perikard jednou ze slibných možností, jak v budoucnosti vytvářet lepší náhrady srdečních chlopní. [23]

V případě, že tyto implantáty budou nadále vykazovat takto pozitivní výsledky, mohly by časem vzniknout takové náhrady aortální chlopně, kde nehrozí žádné z problémů současných náhrad a pacientům by byl po operaci umožněn návrat do běžného života bez jakýchkoliv následků a omezení.

#### 4.2.2. Rekonstrukce cípů chlopně

Pro léčbu nedomykavosti aortální chlopně může být jako další možnost provedena operace se zachováním vlastní chlopně. V tom případě však musíme zjistit, které části aortálního kořene jsou poškozeny. Nejčastěji to bývá aortální anulus, cípy aortální chlopně a sinotubulární junkce. Nemoci či jiné zdroje poruch totiž často zasahují více než jeden z těchto prvků kořene, které mají všechny velký vliv na správné fungování chlopně. Konkrétně nedomykavost chlopně je způsobena téměř vždy prodloužením cípů, někdy i dilatací anulu, často s tím pak souvisí i dilatace aorty v místě sinotubulární junkce. [26] Ale protože se v této bakalářské věnuji experimentům s cípy aortální chlopně, budu se nadále věnovat pouze zákrokům prováděným na cípech.

Mezi lety 1995 a 2010 podstoupilo léčbu plastickou operací cípu aortální chlopně celkem 475 pacientů trpících aortální nedomykavostí nebo aortálním aneurysmatem. Prvních 30 dní po operaci přežilo 99,2 % pacientů a 10 let po operaci stále žilo  $73 \pm 5$  % pacientů. Přitom k úmrtí spojenému se srdeční poruchou došlo u  $19 \pm 4$  % a s poruchou chlopně u  $10 \pm 3$  % z celkového počtu pacientů. Výrazná nedomykavost aortální chlopně se po operaci opět objevila u  $16 \pm 3$  %. Brzkou reoperaci muselo podstoupit 7 pacientů a 21 pozdější reoperaci, přičemž někteří z nich opakovaně. Následnou transplantaci aortální chlopně podstoupilo  $10 \pm 3$  % pacientů. Tyto údaje vypovídají o nízké mortalitě, nízké poruchovosti a přijatelné trvanlivosti plastických operací aortálních chlopní. [19]

Aby bylo možné provést léčbu nedomykavosti plastickou operací cípů, je žádoucí, aby poškozené cípy byly jemné, dobře pohyblivé, pevné a dostatečně velké. Čím hůře cípy tyto vlastnosti splňují, tím bude operace obtížnější a její výsledek nejistější. [26]

Před samotným zákrokem je nejprve nutné udělat analýzu, která je prováděna přímou inspekcí chlopně. Nejprve se navodí srdeční zástava, jinak by totiž bylo nemožné provádět v těchto místech jakékoliv zásahy. Následně je proveden příčný řez aorty ve výšce přibližně 1 cm nad sinotubulární junkcí. Kvůli zastavenému srdci je ale aortální kořen zkolabovaný a vzájemné vztahy komponent kořene jsou odlišné než za působení tlaků vznikajících během srdečního cyklu. Požadovaných panujících poměrů se proto dosahuje založením stehů do vrcholků aortálních komisur a jejich následnou centrifugální trakcí (napínáním vláken směrem od středu chlopně). Tah musí být rovnoměrný a dostatečně velký, aby dokázal simulovat diastolický tlak v aortě. [26]

Provádění analýzy chlopně pak probíhá takto:

1. Určí se typ chlopně čili počet cípů. Při jiném počtu, než tři se musí zjistit další informace.
2. Vyhledají se případné degenerativní postižení a kalcifikace chlopně. Pokud by byly nalezeny, není vhodné plastickou operaci provádět.
3. Vyhledají se případné fenestrace (malé otvory v cípech). V malém počtu je není nutné řešit. Pokud jich však je mnoho, nebo se nacházejí blízko volného okraje, hrozí prasknutí tkáně mezi nimi (ruptura), což by nejspíše způsobilo prolaps cípu. Pak je nutné je uzavřít perikardem (nejčastěji autologním), nebo celý cíp nahradit.
4. Změří se geometrická výška cípů, což je vodorovná vzdálenost od úponu (nadiru) ke středu volného okraje cípu. Toto měření je prováděno pro zjištění, zda mají cípy dostatek tkáně pro operaci.
5. Změří se efektivní výška cípů, což je rozdíl výšek středu volného okraje a úponu cípu. Tento rozměr by měl u zdravé chlopně být u všech cípů stejný, když tedy u některého naměříme menší výšku, víme, že se s největší pravděpodobností jedná o prolabující cíp.
6. Posoudí se délky úseků okrajů cípů. Do středu volného okraje všech tří cípů se umístí steh a následně se tažením dvou cípů směrem ke komisuře náležející ke třetímu cípu určí, zda se délka úseků volných okrajů liší. Tím určíme nejen, který cíp prolabuje, ale také o kolik je nutné ho zkrátit. [26]

#### Chirurgické zákroky prováděné na cípech aortální chlopně

Dnes známe několik způsobů, kterými je možné plastiku cípů aortální chlopně provést. První a nejpoužívanější zákrok se nazývá centrální plikace viz v praxi na Obr. 24 a námi provedená na Obr. 42. Steh je prováděn vláknem polypropylenu 5/0 nebo 6/0, které je protaženo kousek od volného okraje blízko jeho středu z aortální strany do ventrikulární (komorové) a poté je na druhé straně středu volného okraje vedeno zpět. Utažením vlákna a zauzlením se směrem ke komoře vytvoří záhyb přebytečné tkáně. Délka, o jakou je prolabující cíp zkrácen, určuje vzdálenost těchto dvou vpichů. Pokud by vzdálenost byla příliš velká a vznikl by tak velký záhyb, který by mohl ovlivňovat funkci cípu, je možné buď provést resekci záhybu, čili ho z cípu vytnout, nebo vytvořit více sousedících záhybů. Výhodou tohoto zákroku je, že je možné ho v průběhu operace kontrolovat měřením efektivní výšky a případně snadno provést další úpravy. Stehy se provádí právě ve středu volného okraje, aby co nejméně ovlivnily mechanické vlastnosti cípu a tím jeho správné plnění funkce a životnost. Střed volného okraje je totiž jeho nejméně namáhanou částí. [20], [26]



*Obrázek 24: Provedení centrální plikace a transplantace kořene aorty v praxi [12]*

Dříve se pro léčbu prolapsu používaly i zákroky: plikace v komisuře a zesílení okraje cípu obšitím. Při plikaci je vytnuta část tkáně cípů v místě, kde na sebe dva cípy dosedají a zároveň navazují na anulus. Při zesílení okraje cípu obšitím je vedeno vlákno podél volného okraje a během toho je jím několikrát provlečeno. Následným utahením vlákna se volný okraj mírně našasí, čímž se zkrátí. Obě tyto metody jsou dnes již aplikovány pouze ve výjimečných případech, kdy řeší specifický problém. Jinak jsou totiž překonané jednoduchou a efektivní centrální plikací. [20], [26]

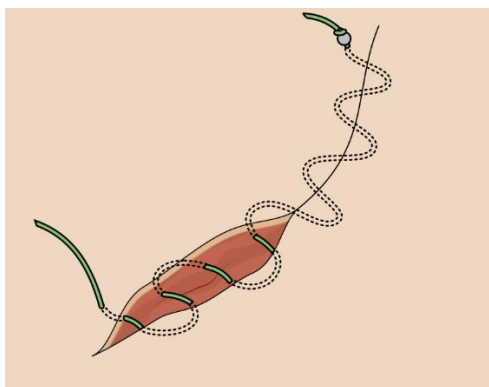
#### **4.2.3. Typy chirurgických stehů**

Existuje velké množství typů stehů, jež se v chirurgické praxi používají. Vliv na to, který bude vždy pro danou situaci zvolen má mnoho faktorů. Prvním znakem, podle kterého se použitý steh vybírá, je orgán, na kterém má být steh umístěn. Z tohoto faktu vyplývají další nároky na vlastnosti stehu, podle nichž je vybrán.

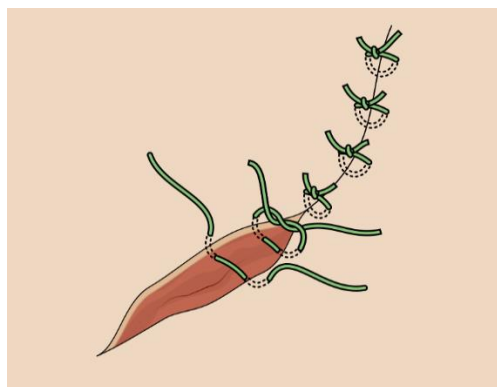
Základní dělení stehů je na stehy jednouzlové (jednotlivé) a pokračovací, viz Obr. 25 [8]. Jednouzlové stehy slouží ke spojení dvou částí tkáně pouze v jednom bodě, proto je většinou nutné jich při zákroku vytvořit několik. Oproti tomu pokračovací stehy umožňují spojit k sobě dvě části tkáně jediným spojem, a to díky tomu, že opakovaně střídavě procházejí jednou a druhou částí.

Do skupiny jednouzlových stehů patří: jednotlivý steh, viz Obr. 26, horizontální matracový steh (U-steh), viz Obr. 27, vertikální matracový steh (Donattiho steh), viz Obr. 28, intramedální steh, zdrhovací steh, Z-steh [8].

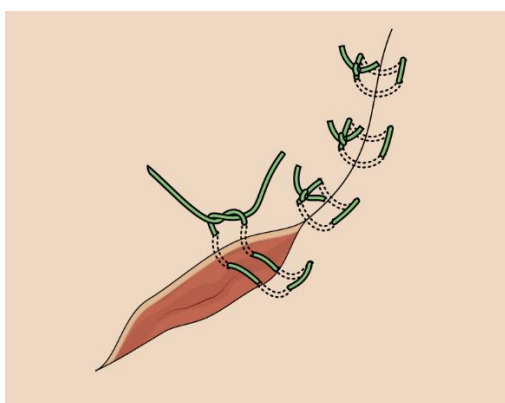




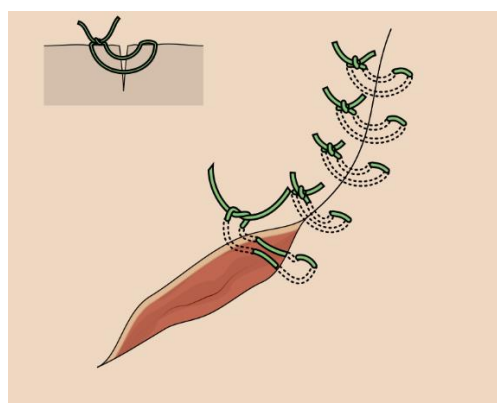
Obrázek 25: Schéma podkožního pokračovacího stehu [8]



Obrázek 26: Schéma jednoduchých jednotlivých stehů [8]



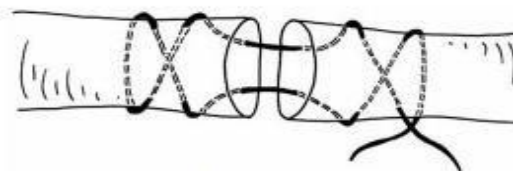
Obrázek 27: Schéma U-stehů [8]



Obrázek 28: Schéma Donattiho stehů [8]

Pokračovací stehy se dělí na nepřehazované a přehazované stehy [8].

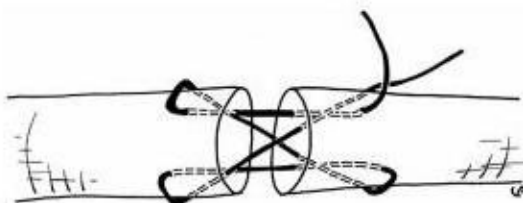
Například pro suturu šlachového aparátu ruky byl měl mít ideální steh tyto vlastnosti: snadné umístění stehu, bezpečné uzlení vlákna, hladké spojení konců šlach, minimální mezeru mezi šlachovými konci, minimální ovlivňování cévního systému zásobujícího šlachy a dostatečnou pevnost pro rehabilitaci. Existují dvě používané techniky. První z nich je rámová, při které se používá klasický návlek. Spadá do ní steh podle Bunnela, viz Obr. 29, steh podle Kesslera, viz Obr. 30, steh podle McLarneyho, viz Obr. 31, a prostý pokračující steh, viz Obr. 32. Druhá technika se nazývá autoblokační a používá se při ní loop vlákno, kdy je z vlákna vytvořena smyčka, která se napínáním stehu sama utahuje. Touto technikou se provádí steh podle Tsugeho, viz Obr. 33, a steh podle Tanga, viz Obr. 34. Nejméně pevný je prostý pokračující steh, proto se upravuje do horizontálního matracového pokračujícího stehu. Ze zkoumání se jako nejideálnější jeví steh podle McLarneyho. [11]



Obrázek 29: Schéma stehu podle Bunnella [11]



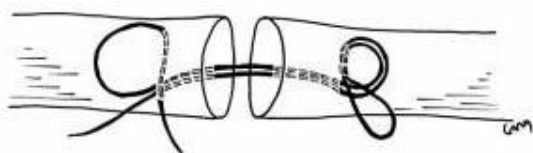
Obrázek 30: Schéma stehu podle Kesslera [11]



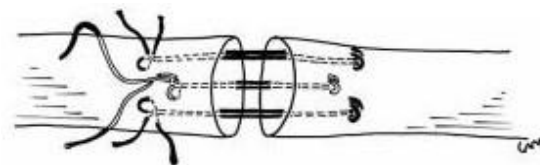
Obrázek 31: Schéma stehu podle McLarneyho [11]



Obrázek 32: Schéma prostého pokračujícího stehu [11]



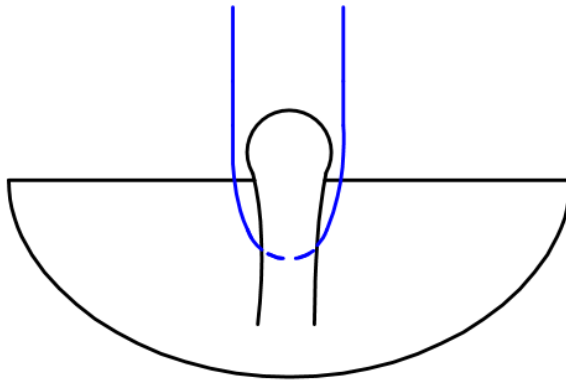
Obrázek 33: Schéma stehu podle Tsugeho [11]



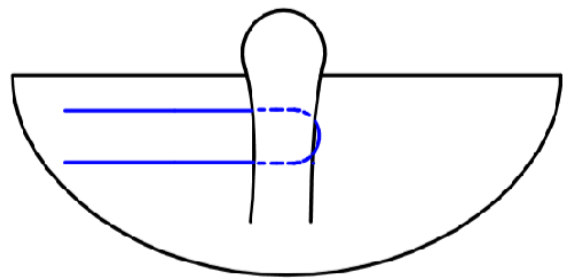
Obrázek 34: Schéma stehu podle Tanga [11]

Dále například pro suturu kůže se používají všechny více zmíněné jednouzlové typy stehů a pokračovací nepřehazovaný steh. Při šití cév se nejčastěji používá pokračovací nepřehazovaný steh, avšak u pacientů, u kterých ještě nebyl ukončen růst, je tento typ stehu příliš nepoddajný, a proto se používají jednouzlové stehy. Sutura nervů je prováděna jednouzlovými stehy. Pro suturu trávicího ústrojí se opět používají některé z výše zmíněných jednouzlových stehů, ale také například Albertův steh, Lembertův steh a Mikuliczův steh. [8]

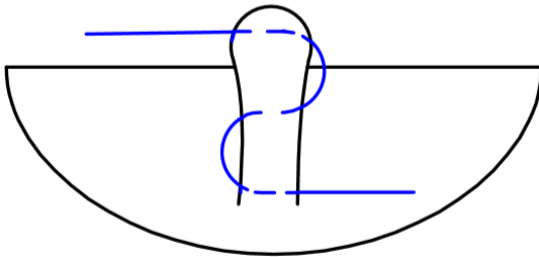
Pro náš experiment jsme se rozhodli použít typy stehů. Prvním typem byl jednoduchý jednotlivý steh, viz Obr. 35, druhým typem byl U-steh, viz Obr. 36, a třetím typem byl Z-steh, viz Obr. 37.



Obrázek 35: Schéma jednoduchého jednotlivého stehu – první typ stehu, PVCS1



Obrázek 36: Schéma U-stehu – druhý typ stehu, PVCS2



Obrázek 37: Schéma Z-stehu – třetí typ stehu, PVCS3

#### 4.2.4. Testování stehů

Při vytváření stehů dochází ve většině případů k porušení sešíváného materiálu tím, jak jím proniká nástroj, kterým je steh vytvářen. V místech, kde byl do materiálu vytvořen otvor, pak snáze dochází k dalšímu porušování. Z toho důvodu nemůže být sešitý objekt namáhán tolik, jako by byl objekt ze stejného materiálu bez vytvořených stehů. Jelikož tímto vznikají omezení pro jeho použití, je žádoucí, aby vytvoření stehu ovlivnilo objekt, respektive jeho mechanické vlastnosti, co nejméně. Ke zjištění, jak velký vliv bude vytvoření stehu na mechanické vlastnosti objektu mít, slouží testy, které simulují namáhání, jaké bude na objekt vytvářeno v praxi. Sešíváním materiálem jsou látky, nebo biologické tkáně, které jsou namáhány téměř pouze tahem. Z toho důvodu jsou sešíváné objekty vždy pro zjištění mechanických vlastností podrobovány tahovým zkouškám.

Tahovou zkouškou byl testován například sešívaný karbon/epoxidový kompozit. Byly z něho vytvořené vzorky o délce 250 mm a šířce 25 mm. Pro sešití byl použit modifikovaný lockový steh, které byly na vzorcích vytvořeny v několika řadách. Porovnávaly se tři typy vzorků: bez stehů, vzorky, na kterých byly řady stehů i jednotlivé stehy v jedné řadě vzdálené 6 milimetry a vzorky (označené 6x6), na kterých byly tyto vzdálenosti 3 milimetry (označené 3x3). Za pomoci tahové zkoušky byla zjišťována pevnost v tahu, mezní napětí, modul pružnosti a Poissonova konstanta. Bylo zjištěno, že u vzorků 3x3 byla pevnost v tahu zvýšena o 10,4 % a u vzorků 6x6 snížena o 1,4 %. Modul pružnosti i Poissonova konstanta u obou typů sešívaných vzorků poklesly. [27]

Pro určení optimálních parametrů šitých spojů pro nosiče trávni techniky byla také použita tahová zkouška. Ta byla prováděna na univerzálním trhacím stroji: dynamometr TIRA TEST 2300. Byly testovány dva druhy šitých spojů. První byl vytvořen dvounitnými vázanými rovnými stehy a druhý dvounitnými vázanými klikatými stehy. První zmíněný typ stehu byl určen pro nosiče, které jsou namáhány maximálně silou 350 N/50 mm, druhý pro nosiče zatížení do 750 N/50 mm. Během zkoušky byla měřena síla v závislosti na deformaci, jediným určujícím parametrem však byla maximální síla, kterou byly sešité spoje schopné přenášet. Cílem bylo zjistit, jaká je pro danou nosnost nutná minimální hustota stehů, šířka švové záložky, jemnost a typy šicí nitě. [4]

## 5. Výpočtové vztahy

Jak již bylo zmíněno, cílem našeho experimentu bylo porovnat vlastnosti nativních vzorků a vzorků se stehem. Jedním ze způsobů, jak rozpoznat, kdy se začne na vlastnostech vzorku projevovat steh, je určit, v jakém bodě zkoušky se začnou výrazněji odlišovat moduly pružnosti vzorků, tzn. měnit se směrnice získané mechanické odezvy napětí – deformace. Protože provádíme tahovou jednoosou zkoušku, jedná se v tomto případě o modul pružnosti v tahu nebo také Youngův modul. Jde o základní parametr materiálu. Podle definice odpovídá modul pružnosti v tahu směrnici tečny tahového diagramu, kde tahový diagram je graf závislosti napětí na deformaci. Hookův zákon je vyjádřen rovnicí:

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} \quad (5.1)$$

Z toho vychází:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \operatorname{tg}(\alpha) \quad (5.2)$$

kde  $E$  je modul pružnosti (v tahu),  $\sigma$  je smluvní napětí,  $\varepsilon$  je relativní prodloužení, které pro tahové zkoušky odpovídá deformaci a  $\alpha$  je úhel, který svírá směrnice křivky grafu s osou deformace [9], viz Obr. 55. Hookův zákon ovšem platí pouze při lineární závislosti napětí na deformaci a při malých deformacích. Námi testovaný materiál má ale nelineární odezvu a deformace nejsou malé. Z toho důvodu jsme museli pro výpočet modulu pružnosti vytvořit lineární regresy z bodů křivky závislosti napětí na deformaci v okolí deformace, pro kterou jsme modul pružnosti počítali. Námi vypočítané hodnoty modulu pružnosti se vztahují pouze na toto okolí.

Při tahových zkouškách je možné pracovat se dvěma typy napětí. Buď se smluvním napětím  $\sigma$ , které se určuje ze vztahu:

$$\sigma = \frac{N}{A} \quad (5.3)$$

kde  $N$  je působící síla a  $A$  je počáteční plocha příčného průřezu vzorku (dále jen průřez), nebo Cauchyho napětím  $\sigma_c$ :

$$\sigma_c = \frac{N}{A_o} \quad (5.4)$$

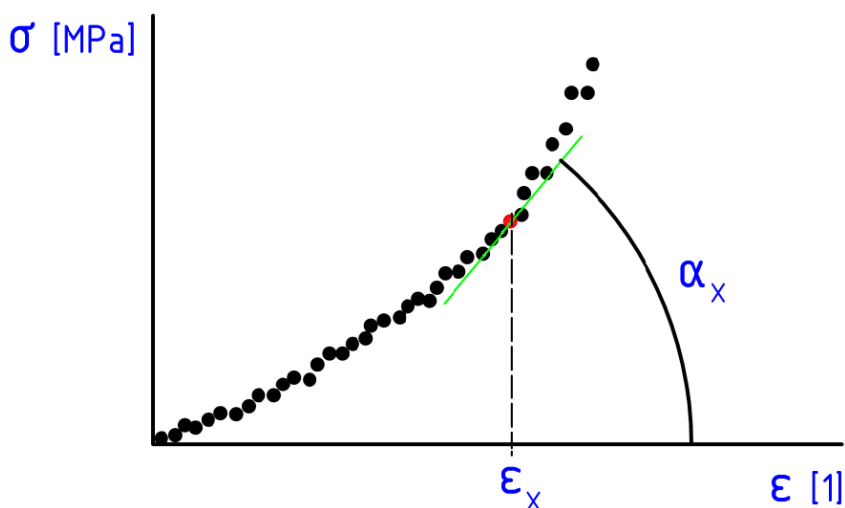
kde  $N$  je působící síla a  $A_o$  je okamžitá plocha příčného průřezu vzorku (dále jen okamžitý průřez). Jelikož se při tahové zkoušce průřez testovaných vzorků snižuje, je hodnota Cauchyho napětí vyšší než hodnota smluvního napětí. S rostoucím napětím se tento rozdíl zvyšuje. V našem případě bylo rozhodnuto, že výpočty budou prováděny pro smluvní napětí. Výpočet okamžitého průřezu by byl vzhledem k použití různých chirurgických stehů a tím vzniku „řasy“ na materiálu, poměrně komplikovaný. Využití smluvního napětí je pro zjištění vlivu stehu dostačující. [6]

Výpočet relativního prodloužení  $\varepsilon$  vychází ze vzorce:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (5.5)$$

kde  $\Delta L$  je absolutní prodloužení vzorku a  $L$  je původní délka vzorku (dále už pouze délka). [6]

Výpočet modulu pružnosti však značně komplikuje fakt, že se jedná o biologický materiál s nelineární mechanickou odezvou. Modul pružnosti materiálu cípů chlopně není konstantní. Se zvyšujícím se zatížením materiál tuhne. Z toho důvodu byl použit předem připravený script v programu Matlab, který prováděl výpočet modulu pružnosti v několika zvolených hodnotách deformace. Modul pružnosti je roven směrnici imaginární přímky. Hodnota směrnice odpovídá tangenti úhlu  $\alpha$ , viz (5.2), který svírá přímka s osou deformace. Tato přímka je tečnou k charakteristice napětí – deformace a je vytvořena lineární regresí bodů závislosti napětí na deformaci, viz Obr. 38. Postup tvorby přímky byl následující: byly zvoleny hodnoty deformace, při nichž bylo požadováno znát hodnotu modulu pružnosti. Následně se určilo, z jak velkého okolí zájmového bodu bude vytvořena lineární regrese. To bylo provedeno zadáním zlomku, který určil, kolik bodů z celkového počtu experimentálních bodů dané charakteristiky bude okolí tvořit. Z toho důvodu nebyly všechny moduly pružnosti počítány ze stejného počtu bodů, ale jejich množství se většinou pohybovalo mezi 45 a 60 body. Jednalo se o 1/20 až 1/10 experimentálních bodů charakteristiky napětí – deformace. Těmito body byla následně pomocí lineární regrese proložena přímka, ze které byl přes tangentu úhlu  $\alpha$  vypočítán modul pružnosti. Bylo dbáno na to, aby tato přímka nebyla sečnou charakteristiky napětí – deformace, ale byla její tečnou.



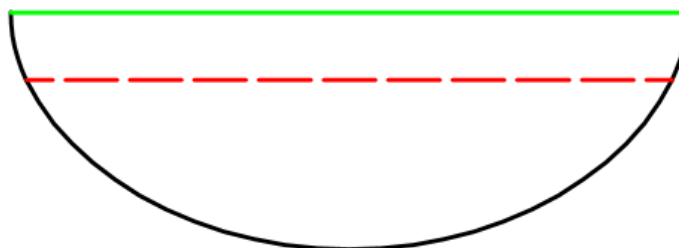
Obrázek 38: Schéma pro určení úhlu  $\alpha$  pro výpočet modulu pružnosti  $E$ , zelená přímka = lineární regrese, červený bod = zájmový bod,  $X = 1$  až 10

## 6. Experimentální zkoušky chlopní

Tato kapitola je věnována popsání přípravy, průběhu a vyhodnocování experimentu.

### 6.1. Testované vzorky

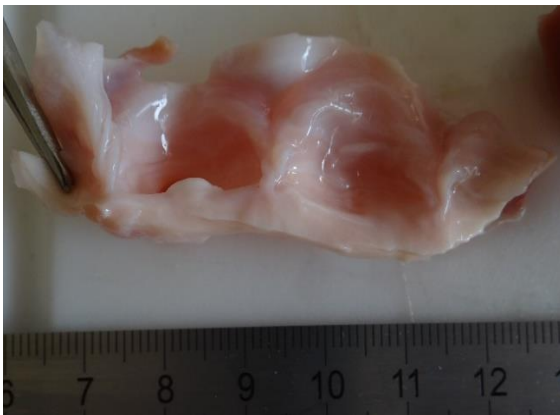
Pro chirurgickou praxi by bylo nejvýhodnější testovat stehy na nativních lidských chlopních, to však nebylo možné. Pro tyto účely se běžně používají srdeční chlopně krav, prasat nebo ovcí. Hovězí chlopně jsou však oproti lidským tuhé a velké, ovčí naopak příliš malé. Pro naše testování byli zvoleny prasečí srdeční chlopně, jejich rozměry a mechanické vlastnosti jsou podobné lidským chlopním. Byly také využívány jako náhrady za poškozené lidské chlopně [7]. Naším úkolem bylo porovnat mechanické vlastnosti cípu nativní chlopně vůči cípu chlopně s chirurgickým stehem (po plastickém zákroku), viz Obr. 42. Byla zakoupena prasečí srdce, ze kterých byly vypreparovány celé aortální chlopně. Z těchto chlopní byly vytvořeny zkušební vzorky. Vzorky měly geometrii pásků vytnutých po obvodu cípu chlopně, viz Obr. 39 a Obr. 43. Preparace aortálních chlopní a přípravy vzorků byly prováděny za asistence kardiochirurga MUDr. A. Slautin z VFN v Praze. Ten také vytvořil na testovaných vzorcích chirurgické stehy tak, jak se provádí při chirurgické praxi. Byly využity tři základní typy stehů: jednoduchý jednotlivý steh, viz Obr. 35, U-steh, viz Obr. 36 a Z-steh, viz Obr. 37. Vzorky biologické tkáně byly v průběhu experimentu uskladněny ve fyziologickém roztoku při laboratorní teplotě 22°C. Každý experimentální den se pracovalo s čerstvými vzorky získanými z čerstvých prasečích srdcí.



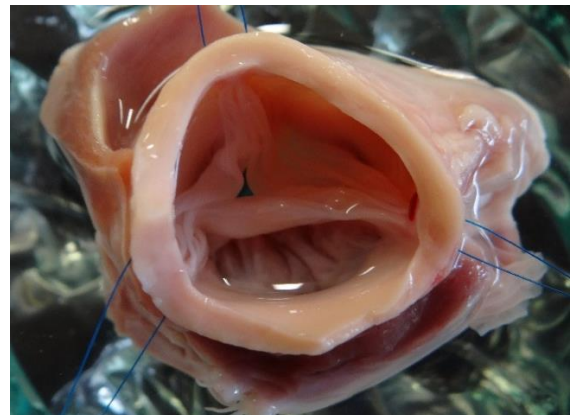
Obrázek 39: Vytínání vzorku z cípu chlopně, zelená = volný okraj cípů, černá = báze cípu (přisedá na anulus), červená = oddělení vzorku od zbytku cípu

Cípy chlopní jsou při srdečním cyklu namáhány ve směru obvodovém i radiálním. V obvodovém směru je cíp chlopně namáhán více [3]. Proto bylo rozhodnuto testovat vzorky cípů chlopně jednoosou tahovou zkouškou. Tímto způsobem byla sice mechanická odezva získána pouze v obvodovém směru, přestože cíp chlopně vykazuje anizotropní chování při zatěžování, viz Obr. 14. To na výsledky našeho měření nemělo zásadní vliv, protože byla testována kvalita stehu. Pro tahové zkoušky se při testování běžných strojírenských materiálů pro planární vzorky používají tvary oboustranných lopatek, tzv. osmiček. V našem případě nebylo z praktických důvodů možno tento tvar dodržet, proto byly vytvořeny vzorky viz Obr. 44 a Obr. 49.

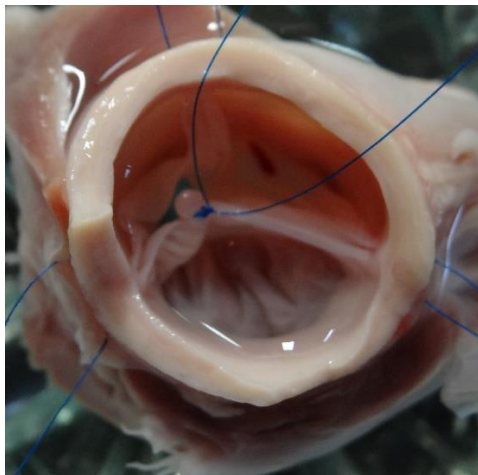
Při standardních tahových zkouškách platí, že rozměr rovnoběžný s osou zatěžování, značený dále jako  $L$ , má být mnohem větší než ostatní dva rozměry, tj. tloušťka  $H$  a šířka  $B$ . To zajistí právě jednoosou napjatost v materiálu. Podle zavedených pravidel by měl být poměr  $L$  k ostatním rozměrům cca 10:1. V našem případě tyto požadavky na poměry rozměrů nemohly být splněny, poněvadž to nedovolovaly geometrické možnosti cípů chlopní. Hodnota tloušťky stěny  $H$  měřených vzorků z cípů chlopní byla  $0,419 \pm 0,07$  mm viz Tabulka 1. Daný byl i rozměr  $L$ , ten byl omezen délkou rozvinutého cípu chlopně, tudíž byl roven  $13,51 \pm 2,448$  mm, viz Tabulka 1. Volit proto bylo možné pouze rozměr  $B$ . Bylo by sice žádoucí, aby odpovídal poměru 10:1 vůči  $L$ , ale v tom případě by měly vzorky nedostatek tkáně pro vytvoření stehů. Velikost  $B$  tedy byla  $4,311 \pm 0,788$  mm, viz Tabulka 1.



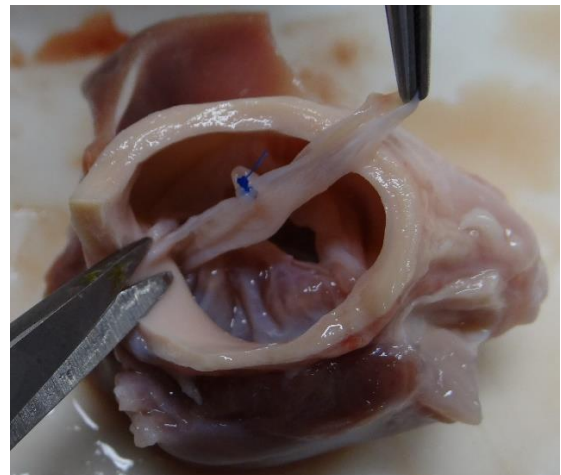
Obrázek 40: Rozříznutá a rozvinutá aortální chlopeň.



Obrázek 41: Pohled do vypreparované aortální chlopně.



Obrázek 42: Demonstrace stehu na cípu chlopně při plastice



Obrázek 43: Vzorek pro tahovou zkoušku



Nejprve byly ze srdcí vypreparovány chlopně. Z nich byly následně pomocí skalpelu vyříznuty jednotlivé cípy chlopní a následně vytнутy vzorky požadovaných rozměrů pro experiment. Ty byly uloženy do fyziologického roztoku. Byla vytvořena sada nativních vzorků a následně další tři sady pro každý typ stehu, viz Obr. 44. Jednotlivým vzorkům bylo přiřazeno označení podle sady a pořadí.

Označení vzorku vypadá například takto: "PVCS2\_8", kde:

PV = porcin valve (prasečí chlopeň)

C = circumferential (vzorek testovaný v obvodovém směru)

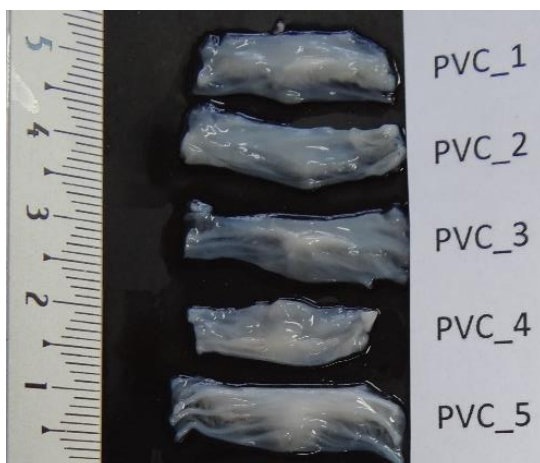
S = stitch (steh)

2 = typ stehu

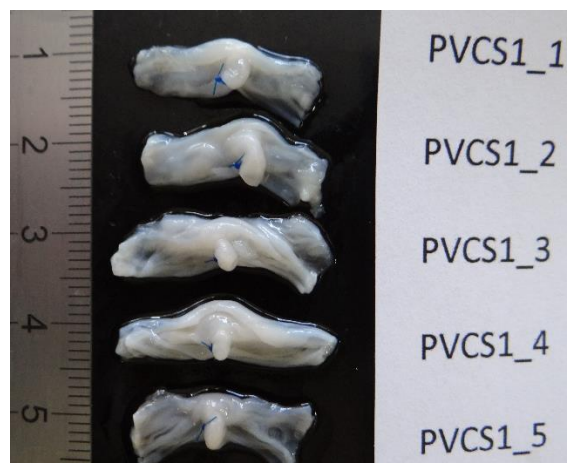
8 = pořadové číslo vzorku v rámci sady

Označení nativních vzorků neobsahuje informace týkající se stehu, proto vypadá například takto: "PVC\_2"

Aby bylo možné považovat experimenty za věrohodné, byl stanoven minimální počet vzorků na 8 pro každou sadu. Protože experimenty byly prováděny na biologickém materiálu a práce s nimi je složitější než s umělými materiály, bylo nutné počítat s tím, že se experimenty s některými vzorky nezdaří. Proto jich pro každou sadu bylo vytvořeno a testováno alespoň 11.



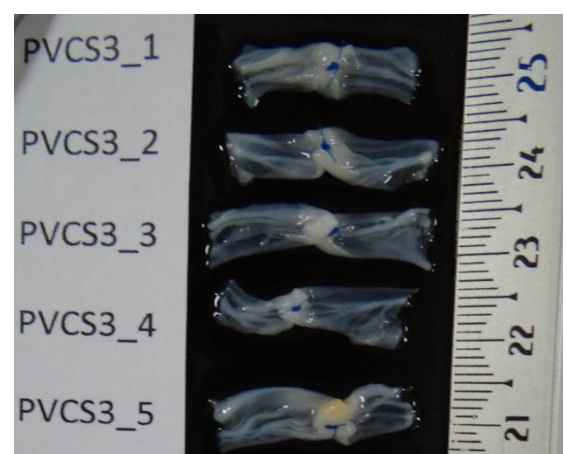
Obrázek 44: Příklad vzorků sady PVC



Obrázek 45: Příklad vzorků sady PVCS1



Obrázek 46: Příklad vzorků sady PVCS2

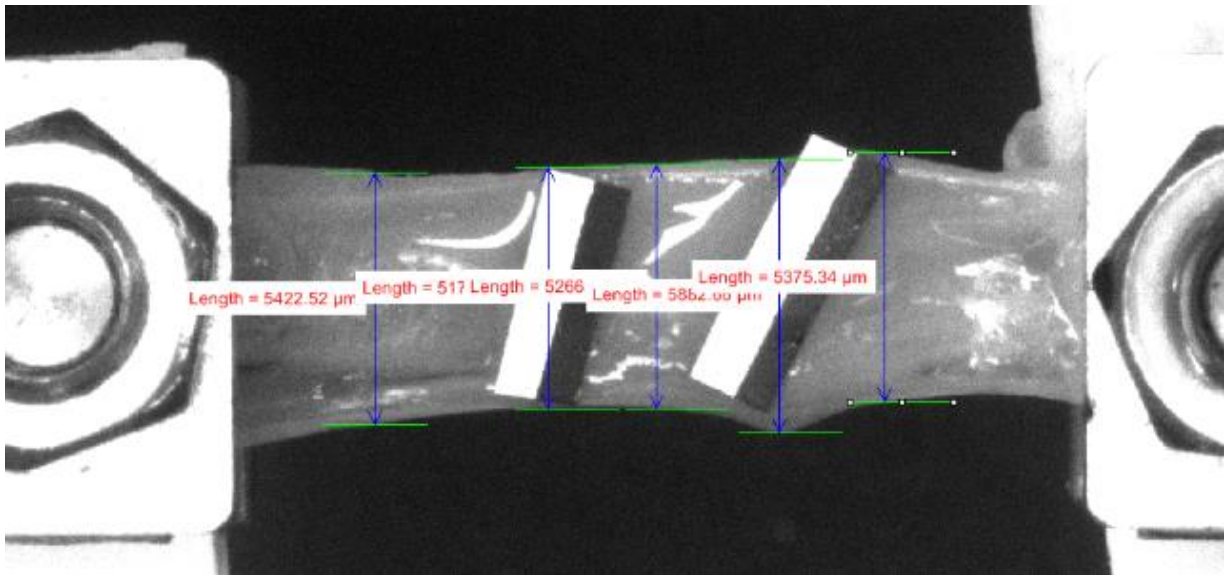


Obrázek 47: Příklad vzorků sady PVCS3

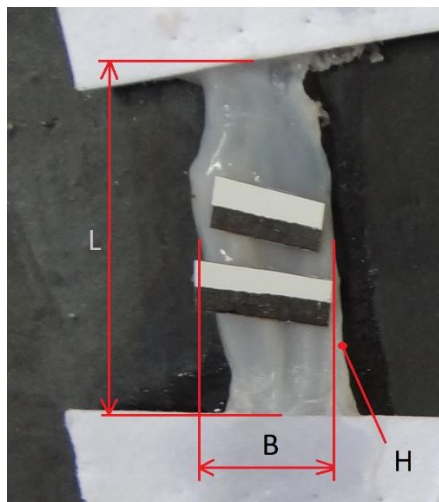
Pro následné výpočty bylo nutné znát průřez jednotlivých vzorků, a proto byla změřena jejich tloušťka a šířka. Měření tloušťky vzorků bylo provedeno pomocí upraveného mikrometru, u kterého byla snížena přitlačná síla ze standartních 5 N na 0,5 N. Tloušťka každého vzorku byla změřena vždy v pěti místech po délce vzorku. Šířka vzorků byla zjišťována až později pomocí analýzy fotografií v programu NIS Elements, viz Obr. 48. Tyto fotografie byly pořízeny na začátku zkoušky každého vzorku. Rozměr byl opět naměřen v pěti různých místech po délce vzorku. Skutečný tvar vzorku, viz Obr. 49, byl pro výpočty nahrazen ideálním kvádrem o délce  $L$ , šířce  $B$  a tloušťce  $H$ . Jeho rozměry odpovídali aritmetickým průměrům naměřených hodnot. V případě, že se v následujícím textu objeví výraz tloušťka vzorku, délka vzorku či průřez vzorku, jsou tím myšleny rozměry právě těchto ideálních kvádrů.

		H [mm]	SD [mm]	B [mm]	SD [mm]	L [mm]
nativní vzorky	PVC_1	0,349	0,104	5,543	0,233	11,41
	PVC_2	0,387	0,083	5,425	0,245	18,69
	PVC_3	0,364	0,142	5,814	0,254	16,98
	PVC_4	0,428	0,173	5,988	0,401	13,12
	PVC_5	0,435	0,160	5,427	0,442	17,23
	PVC_6	0,366	0,063	4,915	0,271	11,66
	PVC_7	0,365	0,049	5,086	0,289	14,63
	PVC_8	0,424	0,084	5,155	0,259	16,07
	PVC_9	0,484	0,209	4,195	0,188	22,04
	PVC_10	0,374	0,131	5,322	0,480	13,34
	PVC_11	0,565	0,249	4,508	0,414	16,10
vzorky s jednoduch. jednotl. stehem	PVCS1_1	0,279	0,144	4,631	0,459	12,62
	PVCS1_2	0,474	0,169	5,128	0,245	11,93
	PVCS1_3	0,438	0,131	5,293	0,662	13,32
	PVCS1_4	0,602	0,382	5,471	0,308	11,71
	PVCS1_5	0,362	0,159	4,669	0,270	11,38
	PVCS1_6	0,429	0,096	5,249	0,435	9,17
	PVCS1_7	0,436	0,232	4,050	0,080	13,74
	PVCS1_8	0,524	0,194	4,253	0,275	12,51
	PVCS1_9	0,471	0,146	4,117	0,336	14,09
	PVCS1_10	0,414	0,057	4,300	0,201	13,98
	PVCS1_11	0,444	0,049	3,453	0,307	13,89
	PVCS1_12	0,458	0,090	3,589	0,400	15,94
vzorky s U-stehem	PVCS2_1	0,345	0,104	3,500	0,320	14,37
	PVCS2_2	0,380	0,080	3,611	0,276	15,12
	PVCS2_3	0,552	0,236	3,692	0,215	10,80
	PVCS2_4	0,395	0,047	3,618	0,541	11,44
	PVCS2_5	0,500	0,164	3,615	0,238	15,73
	PVCS2_6	0,459	0,129	3,959	0,235	12,85
	PVCS2_7	0,324	0,054	3,362	0,169	11,34
	PVCS2_8	0,361	0,047	3,343	0,153	14,61
	PVCS2_9	0,412	0,078	4,502	0,184	11,24
	PVCS2_10	0,396	0,045	3,871	0,403	12,76
	PVCS2_11	0,377	0,048	2,843	0,685	11,35
vzorky s Z-stehem	PVCS3_1	0,519	0,210	4,028	0,231	13,26
	PVCS3_2	0,496	0,201	3,579	0,196	12,83
	PVCS3_3	0,363	0,047	3,710	0,135	14,45
	PVCS3_4	0,322	0,077	3,443	0,738	13,95
	PVCS3_5	0,390	0,111	4,273	0,214	14,87
	PVCS3_6	0,337	0,031	4,315	0,574	11,70
	PVCS3_7	0,427	0,052	4,593	0,182	8,51
	PVCS3_8	0,399	0,067	3,946	0,411	11,76
	PVCS3_9	0,510	0,112	3,334	0,419	15,36
	PVCS3_10	0,354	0,064	3,548	0,737	13,67
	PVCS3_11	0,352	0,102	3,717	0,135	10,47

Tabulka 1 Tabulka rozměrů, žlutě označené vzorky byly z různých důvodů z dalšího zpracování experimentů vyřazeny. Šlo o výrazně rozměrově odlišné vzorky, nebo byl provedený tahový test prohlášený za neplatný, selhal.



Obrázek 48: Měření tloušťky vzorku v programu NIS Elements

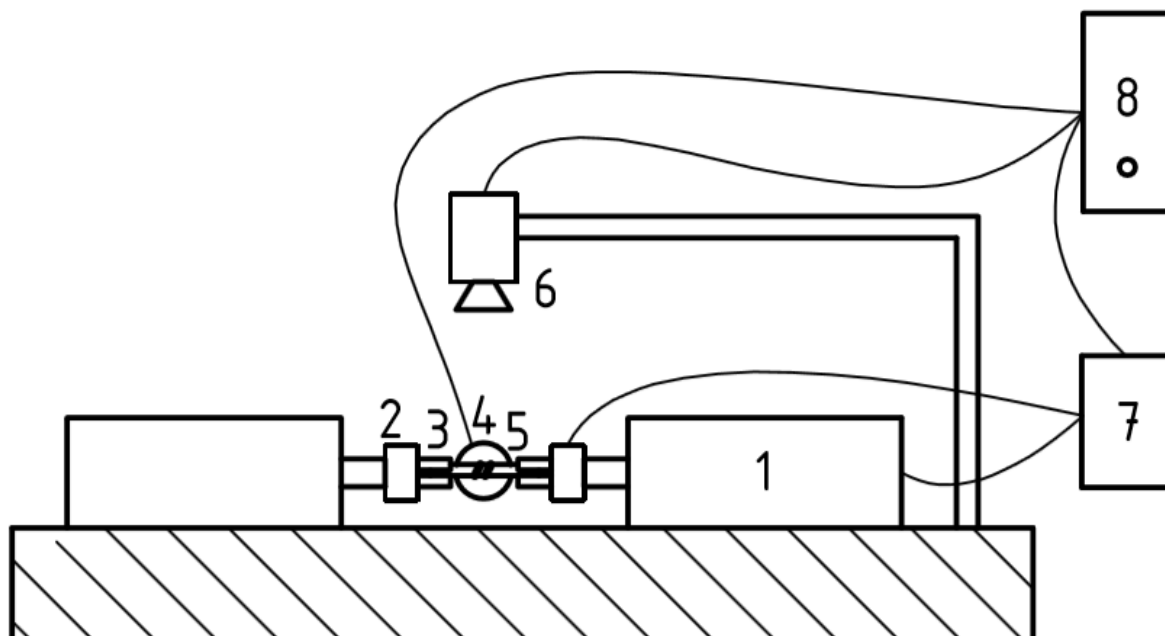


Obrázek 49: Kótované rozměry na zkušebního vzorku,  $L$  = délka vzorku,  $H$  = tloušťka vzorku,  $B$  = šířka vzorku

Vzorky se musely na tahovou zkoušku připravit, aby při ní nedošlo k jejich poškození čelistmi. Konce vzorků byly vlepeny mezi dva proužky tvrdého papíru, tím byl vytvořen tuhý konec vzorku. Síla stisku čelistí se rozložila na větší plochu a vzorky nemohly být stiskem čelistí porušeny. Použité lepidlo se nesmělo dostat mimo lepené konce, aby jím nebyly ovlivněny vzorky. Počáteční délka vzorků byla změřena z pořízených fotografií pomocí programu NIS Elements. Před zahájením měření byly na vzorky umístěny dva tenké černobílé kontrastní proužky papíru, sloužící jako markery. Z jejich posunu během zkoušky měla být určena deformace vzorků, viz Obr. 53.

## 6.2. Experimentální metoda

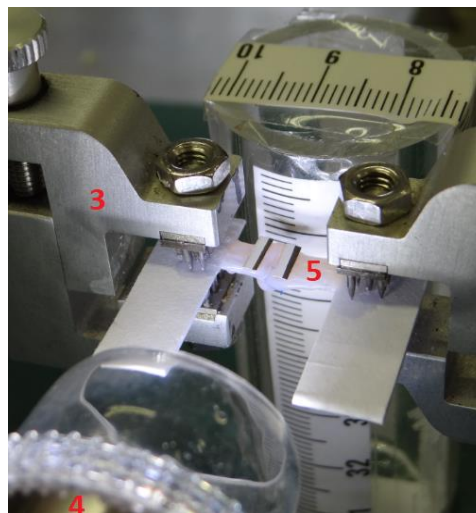
Pro získání mechanické odezvy testovaných vzorků byla zvolena jednoosá tahová zkouška, která byla prováděna na biaxiálním experimentálním systému Zwick/Roell. Pro měření sil byly využity miniaturní silové snímače HBM s maximálním měřicím rozsahem  $\pm 50$  N. Prodloužení vzorku bylo snímáno integrovaným videoextenzometrem a záznamem posuvu čelistí. Vzorkovací frekvence snímání všech veličin byla 20 Hz. Každý vzorek byl umístěn do dvou čelistí. Poloha aktuátorů byla následně nastavena tak, aby se vzorek dostal do referenční konfigurace. Byl vytvořen snímek vzorku s měřítkem, ze kterého byla později určena délka a šířka vzorku. V experimentálním systému byla vytvořena sekvence, při které byl vzorek zatěžován prostým tahem do destrukce. Zatěžování bylo prováděno posuvem obou čelistí od sebe, kdy každá čelist se pohybovala rychlostí 0,05 mm/s, tj. rychlost zatěžování byla 0,1 mm/s. Experiment byl ukončen v případě, že došlo ke zřetelnému porušení vzorku, nebo začala dlouhodobě klesat síla. Během experimentu byly zaznamenávány tyto veličiny: čas, poloha čelistí, síly na obou čelistech a vzdálenost markerů. Ta se ovšem začala měřit později, až když dostal program potvrzení, že správně rozpoznal jejich polohu. Během experimentu byl také použit mikroskop, který byl umístěn kolmo na průřez vzorku, tak aby snímal vzorek z boku. Jeho použití bylo značně výhodné u vzorků se stehem, jelikož z jeho pohledu bylo možno lépe pozorovat, co se se stehem v průběhu zkoušky děje. S pomocí tohoto mikroskopu byla pořízena fotografie na počátku každého měření a byl nahrán celý průběh tahové zkoušky každého vzorku se stehem. S pomocí těchto videí byla následně určována mez prokluzu a mez pevnosti těchto vzorků.



Obrázek 50: Schéma experimentální sestavy, 1 = aktuátory, 2 = siloměry, 3 = čelisti aktuátorů, 4 = mikroskop, 5 = vzorek s markery, 6 = videoextenzometr, 7 = řízení aktuátorů, snímač síly a posuvů, 8 = počítač



Obrázek 51: Reálné uspořádání experimentu, 1 = aktuátory, 2 = siloměry, 3 = čelisti aktuátorů, 4 = mikroskop, 6 = videoextenzometr, 8 = počítač



Obrázek 52: Detail reálného uspořádání experimentu, 3 = čelisti aktuátorů, 4 = mikroskop, 5 = vzorek s markery

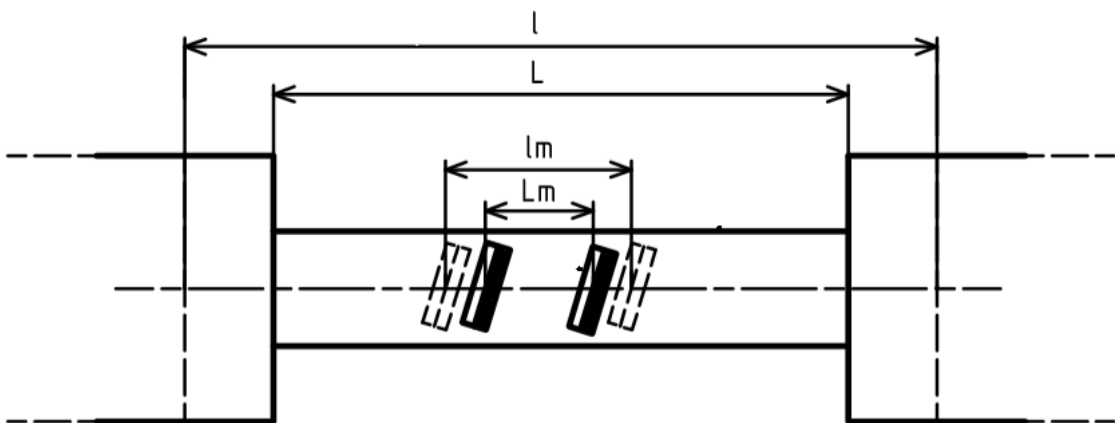
### 6.3. Zpracování experimentu

Nejprve bylo třeba vypočítat skutečnou sílu ze získaných hodnot sil. Pro námi zvolené jednoosé namáhání by síly u obou silových senzorů měly být v ideálním případě stejné. Protože ale bylo velmi obtížné ztotožnit osu vzorků s osou zatěžování, vznikala při zatěžování vzorků síla, která nebyla ideálně rovnoběžná s osou posuvu. Po této ose se totiž čelisti posouvaly, a pouze v jejím směru byli senzory schopny měřit sílu. Nedokonalost upnutí vzorku a přenos zatížení byl kompenzován tím, že jako zatěžující síla byl brán aritmetický průměr získaných dvou sil na každém konci vzorku.

Ze získaných základních geometrických rozměrů vzorků, viz Tabulka 1, byla provedena rozměrová analýza. V programu Microsoft Excel byly vytvořeny dvě tabulky. První obsahovala hodnoty tlouštěk vzorků rozdělených podle sad a druhá obsahovala stejným způsobem rozdělené hodnoty průřezů vzorků. Z nich byly následně vytvořeny krabicové grafy, viz Obr. 56 a Obr. 57. Tyto grafy napomohly identifikovat odchýlená pozorování, kdy geometrické rozměry byly výrazně větší či menší než u ostatních vzorků. Tyto odchýlené vzorky byly vyřazeny z dalšího zpracování experimentálních dat, v Tabulka 1 jsou tyto vzorky označeny.

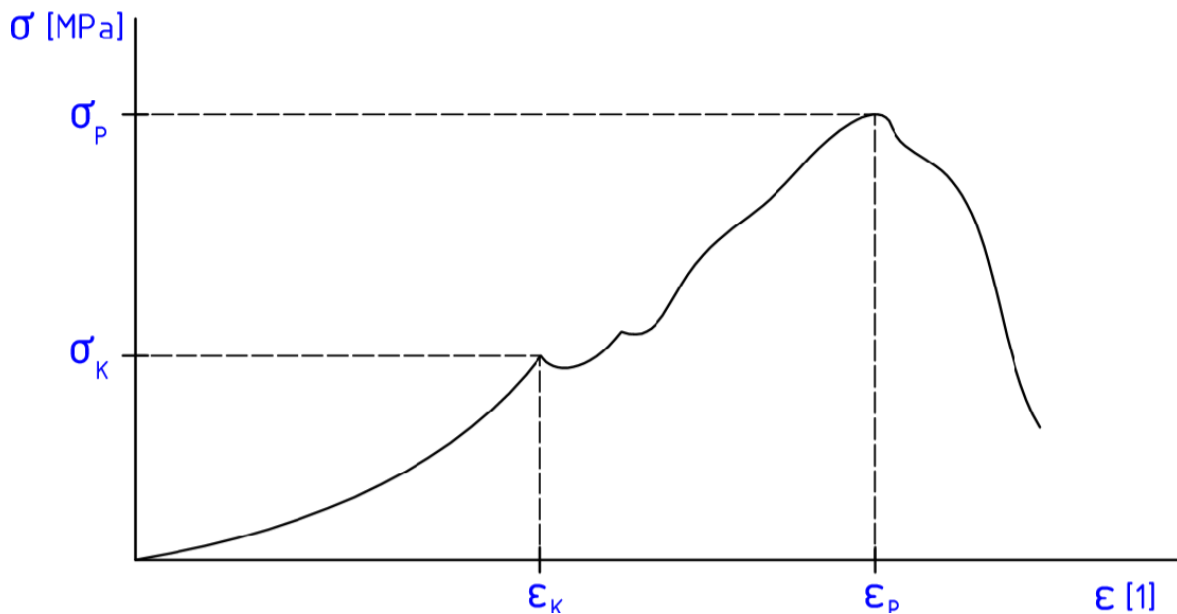
Získané geometrické hodnoty vzorků byly statisticky analyzovány. Bylo využito statistických metod ANOVA: jeden faktor a dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů. Účelem bylo zjistit, zda se signifikantně liší rozměry vzorků mezi jednotlivými sadami. Tato informace je významná, protože vypovídá o tom, zda lze sady vzájemně porovnávat pouze na základě působících sil, či je nutné, aby byly vzaty v potaz odlišné průřezy vzorků a byly porovnávány prostřednictvím vypočítaného napětí.

V průběhu experimentů bylo zjištěno, že se markery při zkoušce natáčejí a nejsou pevně spjaty s materiálovým bodem vzorku. Při posuvu čelistí od sebe, tj. napínání vzorků, byly na videoextenzometru pozorovány zmenšování vzdálenosti mezi markery. Toto bylo zapříčiněno právě výše zmíněným natáčením markerů. Nebylo tudíž možné s jejich pomocí určit deformace vzorku, a proto bylo nutné zvolit jiný způsob. Deformace vzorků byly vypočteny z posuvu čelistí, viz Obr 53. Počáteční vzdálenost mezi čelistmi  $L$  byla získána z referenčního snímku videoextenzometru s pomocí programu NIS elements. Samotný výpočet deformace byl proveden pomocí již vytvořeného skriptu v programu Matlab.



Obrázek 53: Schéma zobrazující způsob odečítání počáteční délky pro výpočet deformace

Bylo nezbytné nalézt platný počátek jednoosé tahové zkoušky, zatěžování. Ten byl určen následovně. Vzorek musel pociťovat sílu od posuvu čelistí, která musela setrvale narůstat a zároveň musela narůstat hodnota deformace. Při splnění obou těchto podmínek zároveň byl tento nalezený bod prohlášen za platný počátek měření. Všechny získané závislosti síla – deformace byly vždy do tohoto platného počátku ustaveny (přepočítány). Poté bylo třeba zvolit, v jakém momentě byla zkouška každého vzorku ukončena. Pomocí skriptu v Matlabu byl ručně vybrán vrchol, kdy došlo k selhání vzorku, hodnota napětí v tomto bodě je považována za mez pevnosti  $\sigma_p$ , viz Obr. 54.

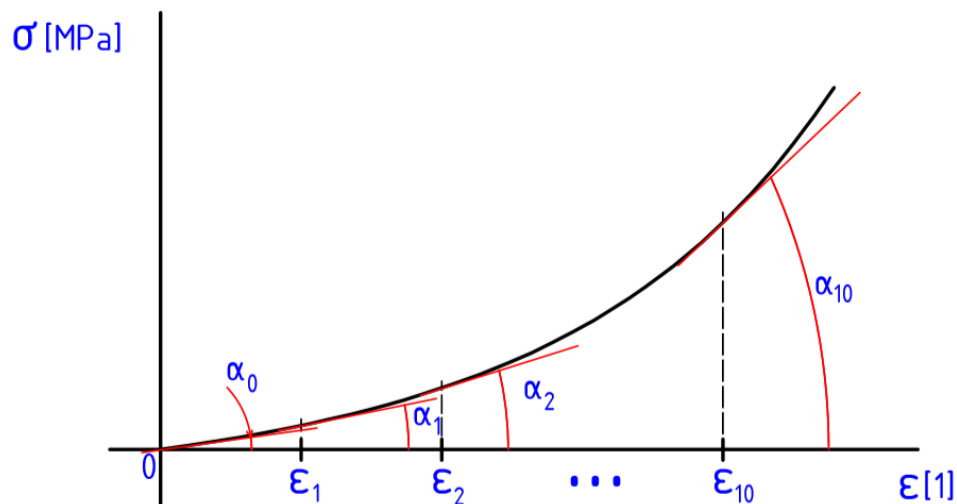


Obrázek 54: Schématické zobrazení meze prokluzu  $\sigma_K$  a meze pevnosti  $\sigma_P$

Pro získání mechanické odezvy reprezentované křivkou napětí – deformace bylo nutné z experimentálních hodnot vypočítat smluvní napětí. Samotný výpočet byl proveden pomocí scriptu v programu Matlab.

Byl přijat předpoklad, že změna mechanických vlastností vzorku se stehem se oproti nativnímu vzorku projeví změnou směrnice závislosti napětí na deformaci. Tyto směrnice při daném deformačním stavu jsou reprezentovány moduly pružnosti pro danou deformaci, viz Obr. 55 a vztah (5.2). Proto bylo rozhodnuto srovnat hodnoty modulu pružnosti vzorků. Tam kde se moduly pružnosti vzorků se stehem lišily od modulů pružnosti nativních vzorků chlopni odečtených při stejných deformacích, se začala projevovat porucha materiálu, tj. vliv stehu. Způsob, jakým program požadované hodnoty vypočítával je popsán v kapitole 5. Výpočtové vztahy. Pro každý testovaný vzorek byly vypočteny směrnice křivky napětí – deformace (reprezentovány moduly pružnosti) pro deset deformačních stavů,  $\epsilon_1 = 0,01$ ,  $\epsilon_2 = 0,02$ ,  $\epsilon_3 = 0,03$  ...  $\epsilon_{10} = 0,1$ , jak je znázorněno na Obr. 58. Pro každou sadu vzorků byla stanovena střední hodnota modulu pružnosti a směrodatná odchylka pro daný deformační stav, viz Tabulka 2. Z těchto středních hodnot byl poté vytvořen graf, viz Obr. 59, s jehož pomocí bylo provedeno první hrubé srovnání nativních vzorků a vzorků se stehem. Střední hodnoty modulů pružnosti se směrodatnými odchylkami pro každý určený deformační stav jsou určeny v Tabulka 2. Z tabulky je zřejmé, že směrodatné odchylky jsou poměrně výrazné. Srovnání získaných modulů pružnosti bylo proto následně ověřeno analýzou rozptylu dat pomocí ANOVA: jeden faktor a dvouvýběrového T-TESTu s rovností rozptylů. Výsledkové tabulky jsou v příloze, viz Tabulka 4 a Tabulka 12. Toto porovnávání se provádí, aby se určilo, kdy se začnou hodnoty modulů pružnosti, tím tedy směrnice závislosti napětí – deformace, statisticky signifikantně lišit. Tím se liší mechanické vlastnosti pozorovaných vzorků a je stanoven okamžik, kdy se projeví vliv stehu, tj. materiál začne stehem prokluzovat.





Obrázek 55: Schématické zobrazení určení modulů pružnosti pro vybrané hodnoty deformace

	PVC		PVCS1		PVCS2		PVCS3	
	E [MPa]	SD [MPa]	E [MPa]	SD [MPa]	E [MPa]	SD [MPa]	E [MPa]	SD [MPa]
ε1 [1]	0,395	0,279	0,603	0,758	0,417	0,186	0,501	0,243
ε2 [1]	0,845	0,784	0,789	0,990	0,658	0,335	0,735	0,309
ε3 [1]	1,432	1,024	1,003	1,147	0,841	0,379	0,978	0,409
ε4 [1]	2,482	1,893	1,175	1,304	1,181	0,511	1,274	0,527
ε5 [1]	3,471	2,524	1,274	1,376	1,472	0,594	1,553	0,653
ε6 [1]	3,323	2,645	1,309	1,400	1,797	0,723	1,795	0,789
ε7 [1]	5,321	3,306	1,474	1,459	2,095	0,869	2,074	0,857
ε8 [1]	6,318	4,002	1,394	1,365	2,026	1,325	2,187	0,932
ε9 [1]	6,692	5,572	2,036	1,820	2,543	1,154	2,419	1,147
ε10 [1]	8,358	5,742	2,140	1,781	2,694	1,235	2,364	1,225

Tabulka 2: Střední hodnoty modulu pružnosti E se směrodatnými odchylkami SD pro vybrané hodnoty  $\epsilon_i$ , kde  $i = 1 - 10$

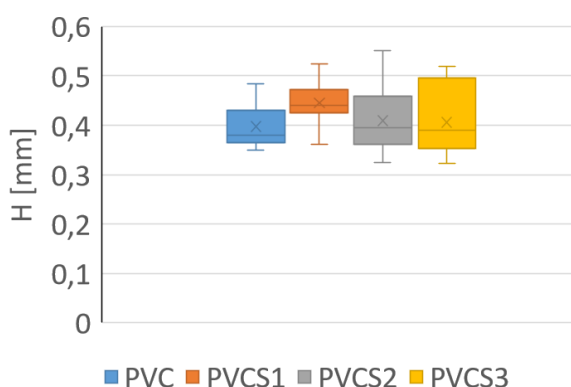
Následně bylo provedeno porovnání i limitních vlastností stehů, pro něž byly zvoleny dvě kritéria. Jedním z nich bylo první “proklouznutí” stehu tkání cípu chlopně. To se určovalo z grafů závislosti napětí na deformaci, kde se hledalo první zakolísání, viz Obr. 54. Následně to bylo ověřeno z videozáznamů pořízených pomocí mikroskopu při zkoušce. Byla tedy získána hodnota síly, při které k proklouznutí stehu došlo a z ní bylo následně vypočítáno napětí, které v ten moment na vzorek působilo. Tato hodnota napětí byla nazvána mez prokluzu  $\sigma_K$ , viz Obr. 54. Druhým kritériem bylo zvoleno dosažení hodnoty napětí, při němž vzorek ztrácí schopnost přenášet zatížení a dochází k porušování vzorku. Tento bod byl opět určen s pomocí grafu, viz Obr. 54, a videozáznamu. Příslušné napětí, při kterém tento jev nastal bylo nazváno mez pevnosti  $\sigma_P$ . Ze získaných hodnot byly sestaveny dva sloupcové grafy, viz Obr. 60 a Obr. 61. S pomocí těchto grafů byl vytvořen odhad, který typ stehu má podle stanovených kritérií nejlepší mechanické vlastnosti.

## 7. Výsledky a diskuze

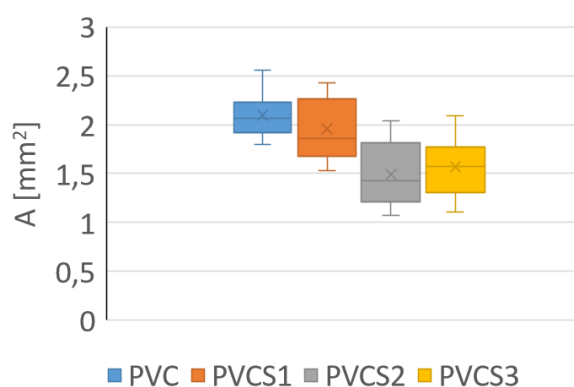
V následující kapitole jsou popsány získané výsledky rozměrové analýzy a zhodnoceny mechanické vlastnosti vzorků získané během experimentu. Dále v této kapitole proběhne diskuze výsledků získaných v této práci s literaturou.

### 7.1. Rozměrová analýza vzorků

Z provedené rozměrové analýzy bylo u vzorků PVC\_11, PVCS1\_1 a PVCS1\_4 objeveno odlehlé pozorování tloušťky, poněvadž PVC\_11 a PVCS1\_4 byly v porovnání s ostatními vzorky z jejich sad výrazně tlustší a PVCS1\_1 byl výrazně tenčí. U vzorku PVCS1\_4 došlo i k odlehlému pozorování průřezu, jehož hodnota výrazně převyšovala hodnoty průřezů ostatních vzorků. Kvůli takto odlišným rozměrům by vzorky pravděpodobně měly i odlišné mechanické vlastnosti, což by ovlivnilo výsledky experimentu. Z tohoto důvodu byly tyto tři vzorky z následujících výsledků měření vyřazeny. Z krabicových grafů, viz Obr. 56 a Obr. 57 byl také proveden odhad, jak výrazně se liší rozměry vzorků v jednotlivých sadách. Z pozorování grafu pro tloušťku vzorků bylo zjištěno, že tento rozměr se u jednotlivých sad příliš neliší a nejspíše je bude možné považovat za podobné. Z druhého grafu však bylo patrné, že hodnoty průřezu vzorků se liší více. Dalo by se říci, že se sady vzorků rozdělily na dvě skupiny, ve kterých se vzájemně hodnotami rozměrů podobají. První skupina je tvořena sadami nativních vzorků PVC a vzorků s prvním typem stehu PVCS1, ve druhé jsou pak sady vzorků s druhým a třetím typem stehu, PVCS2 a PVCS3. Mezi těmito dvěma skupinami je patrný rozdíl hodnot, který by mohl mít negativní vliv na srovnávání výsledků mezi sadami.



Obrázek 56: Tloušťky vzorků podle sad



Obrázek 57: Průřezy vzorků podle sad

Výše uvedené prvotní odhady plynoucí z pozorování grafů na Obr. 56 a Obr. 57 byly následně ověřeny analýzou rozptylu dat pomocí ANOVA: jeden faktor, na hladině významnosti 95 % kde  $p = 0,05$  opět v programu Microsoft Excel. Bylo zjišťováno, zda se rozměry sad signifikantně liší. V případě, že byl parametr pravděpodobnosti  $p$  menší než 0,05 znamená to, že na parametru, v tomto případě na tloušťce, respektive na průřezu záleží.

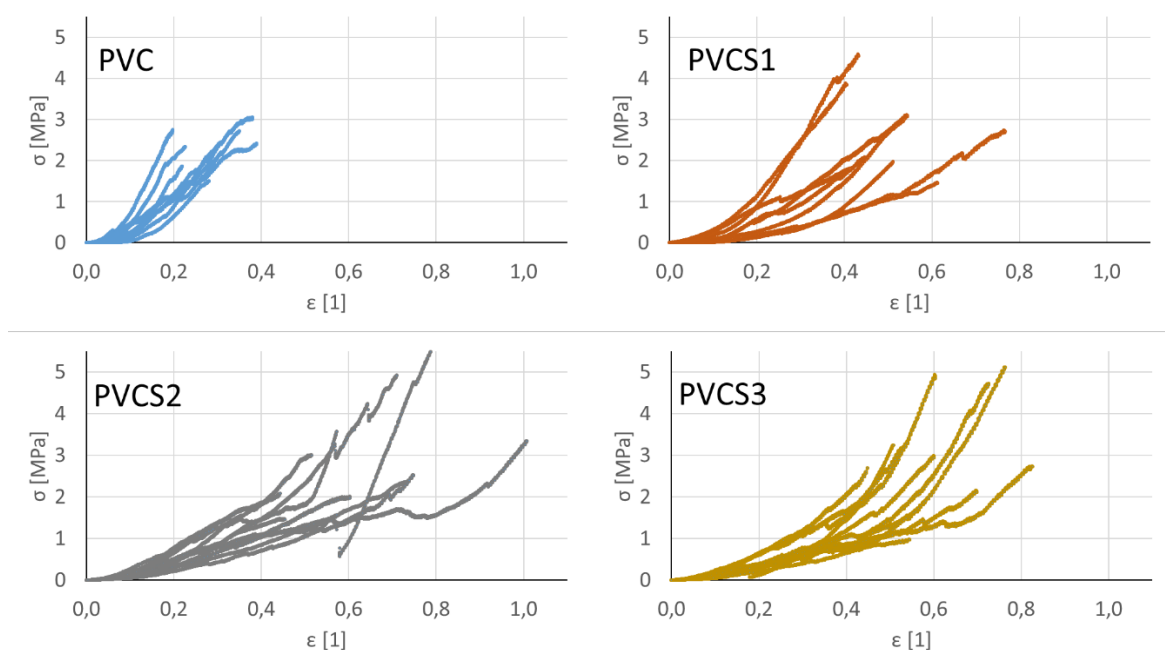
Poté by byl pro každou dvojici sad proveden dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, aby bylo možné zjistit, mezi kterými sadami jsou významné rozdíly. Pro ten byla stanovena hladina významnosti také na úrovni 95 % s tím bylo také  $p = 0,05$ . Výsledky analýzy ANOVA splnily předchozí očekávání vytvořená na základě pozorování grafů Obr. 56 a Obr. 57. Vyšlo totiž, že pro tloušťku je  $p = 0,297$ , čili že se vzorky v sadách hodnotami statisticky signifikantně neliší (další výsledky analýzy jsou uvedeny v příloze v Tabulka 3). Pro průřez však vyšel parametr  $p < 0,05$ , tudíž se sady signifikantně liší (další výsledky analýzy jsou uvedeny v příloze v Tabulka 3). Pro hodnoty průřezu byly tedy provedeny i výše zmíněné T-TESTy. Z jejich výsledků bylo zjištěno, že podobné jsou opravdu pouze PVC s PVCS1 ( $p = 0,293$ ) a PVCS2 s PVCS3 ( $p = 0,598$ ). Ostatní dvojice sad se statisticky signifikantně liší (další výsledky analýzy jsou uvedeny v příloze v Tabulka 10 a Tabulka 11). Tento výsledek dokázal, že nebude možné mechanické vlastnosti stehů porovnávat pouze pomocí hodnot sil, ale bude nutné použít hodnoty napětí.

Při testech pro porovnávání mechanických vlastností vzorků nativních aortálních chlopní a vzorků uměle vytvořených biologických náhrad byly pro tahovou zkoušku vytvořeny vzorky o délce 10 až 15 mm, šířce 3 až 5 mm a tloušťce 0,2 až 0,5 mm [23]. Námi testované vzorky pak měly rozměry: délka  $L = 13,51 \pm 2,448$  mm, šířka  $B = 4,311 \pm 0,788$  mm a tloušťka  $H = 0,419 \pm 0,07$  mm, viz Tabulka 1. Z těchto hodnot vidíme, že přestože námi testované vzorky byly vytvořeny z cípů prasečích aortálních chlopní, pohybovaly se jejich rozměry ve stejném rozmezí, jako rozměry vzorků vytvořených z lidských aortálních chlopní, nebo z jejich náhrad.

Z dalšího zpracování experimentů bylo také nutné vyřadit vzorky PVC\_7 a PVCS1\_11, které selhaly při provádění experimentů.

## 7.2. Srovnání mechanický vlastností nativních cípů chlopní a cípů s chirurgickým stehem

Prvním cílem této práce bylo zjistit, jaký vliv má vytvoření stehu na vzorku cípů aortální chlopně na mechanické vlastnosti materiálu chlopně. Materiál chlopně má jako většina biologických materiálů nelineární mechanickou odezvu, tzn. nelineární průběh napětí na deformaci [14]. S rostoucím napětím a deformací se stává tužším, tudíž by měly pozorované hodnoty modulu pružnosti v ideálním případě stále růst. Charakteristiky mají konvexní tvar. To bylo, dle předpokladů, pozorováno u PVC. Avšak u většiny testovaných vzorků s chirurgickým stehem toho nebylo dosaženo, poněvadž ještě před dosažením maximální zkoumané deformace 0,1 došlo k jejich prvotnímu porušení, při kterém se růst napětí snížil a někdy došlo dokonce k poklesu. V těchto případech hodnota modulu pružnosti klesla.

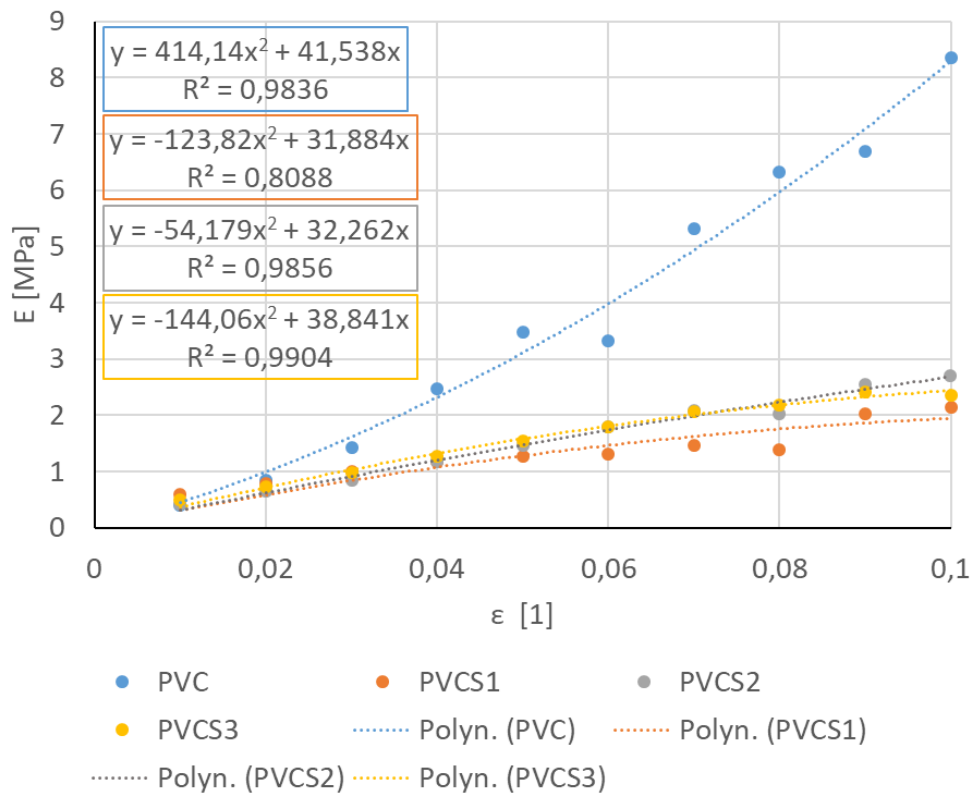


Obrázek 58: Závislost napětí na deformaci jednotlivých sad, graf je ukončen při dosažení meze pevnosti

Pomocí programu Matlab byly získány hodnoty modulu pružnosti všech vzorků ve vybraných deseti hodnotách deformace. Hodnoty byly umístěny do tabulek a pro každou sadu vzorků byly vypočteny průměrné hodnoty modulu pružnosti vždy pro jednu hodnotu deformace. Z těchto průměrných hodnot byl vytvořen graf, viz Obr. 59, ve kterém byly získanými daty proloženy v Excelu polynomy druhého stupně s uvedením rovnice a hodnoty koeficientu determinace  $R^2$ . Koeficient determinace určuje míru vhodnosti použití dané rovnice pro extrapolaci bodů. Jeho hodnota se pohybuje od 0 do 1, a čím je vyšší, tím vhodnější je rovnice.

Z grafu na Obr. 59 lze pozorovat, že u nativních vzorků s rostoucí deformací se zvyšuje hodnota, o kterou se zvětšil modul pružnosti, a proložená křivka má konvexní tvar. Materiál se zvyšující se zátěží tuhne. Oproti tomu u vzorků se stěhem se velikost hodnoty, o kterou se modul pružnosti zvýší, postupně snižuje a proložená křivka má konkávní tvar. Zpočátku však vypadá průběh grafu všech sad podobně, hodnota nativních vzorků se podle odhadu z grafu na Obr. 59 od hodnot vzorků se stěhem výrazněji liší až při deformaci 0,03.

Aby bylo možné určit, kdy se hodnoty modulu pružnosti nativních vzorků a vzorků se stěhem opravdu začínají statisticky lišit, byla provedena statická analýza dat pomocí ANOVA: jeden faktor. Z ní přes naše očekávání vyplynulo, že hodnoty modulu pružnosti vzorků se významně liší až od  $\epsilon = 0,05$ , ještě pro  $\epsilon = 0,04$  totiž vychází  $p = 0,051$  (další výsledky analýzy jsou uvedeny v příloze v Tabulka 5).



Obrázek 59: Srovnání středních hodnot modulu pružnosti

I v rámci jiných experimentů byly prováděny jednoosé tahové zkoušky vzorků nativních cípů aortálních chlopní v obvodovém směru. Při těchto zkouškách byly měřeny hodnoty deformace a napětí. Deformace, které vzorky dosahovaly, než došlo k porušení vzorku se pohybovala kolem:  $\epsilon = 0,2 - 0,3$ . Ze závislosti napětí – deformace byly určovány moduly pružnosti, jejichž hodnoty se na počátku pohybovaly v rozmezí:  $E = 20-100$  kPa a dále v oblasti nelineární závislosti napětí na deformaci dosahovaly hodnoty modulu pružnosti až  $E = 8-12$  MPa. [14]

To, jakých hodnot deformace dosahovaly námi testované nativní vzorky cípů aortálních chlopní, můžeme zjistit z grafu závislosti napětí na deformaci vzorků sady PVC na Obr. 58. Tento graf zobrazuje hodnoty deformace s příslušnými hodnotami napětí až do dosažení meze pevnosti, která odpovídá napětí, které způsobilo, že vzorek již nebyl schopen přenášet zatížení. Hodnoty deformace při mezi pevnosti nativních vzorků PVC se pohybují v rozmezí:  $\varepsilon = 0,2 - 0,4$ . To jsou vyšší hodnoty, než jakých dosáhl předchozí experiment. Naše měření však na rozdíl od předchozího experimentu pokračovalo i poté, co došlo k prvnímu porušení vzorku, pokud dokázal dále přenášet zatížení. Není pak překvapivé, že při našem měření dosáhly některé vzorky vyšší deformace než u zmiňovaného experimentu. Srovnání výsledných modulů pružnosti je již obtížnější. Je těžké určit, jakou oblast závislosti napětí na deformace považovali autoři druhého experimentu za počátek, jedná se však pravděpodobně o velmi malé stavy deformace, při nichž jsme hodnoty modulu pružnosti nezjišťovali. Nevypočítali jsme ani nejvyšší dosažené hodnoty modulu pružnosti, avšak rozmezí 8–12 MPa, které zahrnuje maximální hodnoty modulů pružnosti získané při druhém experimentu, dosahují naše nativní vzorky již při deformaci  $\varepsilon = 0,1$ . Jelikož je z grafu na Obr. 58 zřejmé, že hodnota směrnice závislosti napětí na deformaci od hodnoty deformace  $\varepsilon = 0,1$  dále roste, je pravděpodobné, že maximální střední hodnota modulu pružnosti námi měřených nativních vzorků bude stejná, a pravděpodobně dokonce vyšší než hodnota naměřená při druhém experimentu. To by však opět bylo způsobeno odlišným určováním konce měření experimentu.

Pokud bychom námi zjištěné mechanické vlastnosti chtěli porovnat s hodnotami zjištěnými při jiném experimentu, zobrazenými v grafu na Obr. 15, zdálo by se, že při našem experimentu jsme naměřili výrazně nižší hodnoty napětí pro stejné deformační stavy. To je však způsobeno tím, že ve zmiňovaném grafu je zobrazena závislost Cauchyho napětí na deformaci, kdežto my jsme řešili smluvní napětí. Smluvní napětí je nepřímo úměrné počáteční ploše průřezu, která je v průběhu tahové zkoušky konstantní, kdežto Cauchyho napětí je nepřímo úměrné ploše okamžitého průřezu vzorku, jehož hodnota se během tahové zkoušky postupně snižuje. Z toho důvodu je v každém momentě hodnota Cauchyho napětí vždy vyšší než hodnota smluvního napětí. Protože nevíme, jak se během zkoušky měnila okamžitá plocha průřezu vzorku, nemůžeme výsledky z grafu na Obr. 15 a naše výsledky na Obr. 58 porovnat.

### 7.3. Srovnání mechanických vlastností cípů s různými chirurgickými stehy

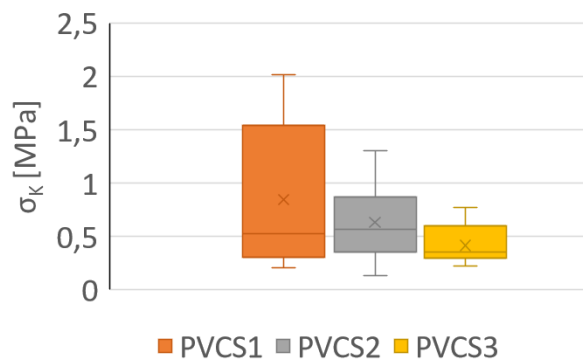
Druhým cílem této práce bylo vzájemně porovnat mechanické vlastnosti vzorků s různými typy stehů a určit, který z nich nejméně ovlivní mechanické vlastnosti chlopně. Při porovnání modulů pružnosti při deseti zvolených deformačních stavech, viz Obr. 55, nebyl mezi sadami vzorků s odlišnými typy stehů z grafu na Obr. 59 pozorován výrazný rozdíl. Je pouze možné říci, že hodnota modulu pružnosti vzorků sady s prvním typem stehu, PVCS1 se navyšuje o nejnižší hodnotu. Průměrné hodnoty ostatních dvou sad jsou až do deformace 0,08 prakticky stejné, poté se však hodnota modulu pružnosti vzorků se třetím typem stehu, PVCS3 navyšuje o menší hodnotu než u vzorků se druhým typem stehu, PVCS2. Bylo tedy zjištěno, že nejméně ovlivňuje modul pružnosti materiálu cípu aortální chlopně U-steh, ale vůči ostatním typům stehů se jedná o nepatrný rozdíl.

Byla provedena analýza pro zjištění, kdy se od sebe hodnoty modulu pružnosti různých sad vzorků začnou signifikantně lišit. Z ní bylo zjištěno, že k tomu dochází od deformace  $\epsilon = 0,05$  včetně, avšak bylo patrné, že tato statistická odlišnost vzniká mezi sadou nativních vzorků a ostatními sadami. Proto bylo dalším krokem určit, zda a případně od jaké deformace se statisticky signifikantně liší hodnoty modulů pružnosti sad vzorků se stehem. To bylo určeno pomocí dvouvýběrových T-TESTŮ s rovností rozptylu (výsledky analýz je možné nalézt v příloze, viz Tabulka 12). Bylo zjištěno, že p nikdy nedosahuje nižší hodnoty než 0,05, čili že v žádném pozorovaném bodě, tj. při  $\epsilon = 0,01$ ,  $\epsilon = 0,02$  ...  $\epsilon = 0,1$ , se od sebe hodnoty modulu pružnosti vzorků se stehem signifikantně neliší. Nebylo ani pozorováno, že by k tomu mělo dojít při vyšších hodnotách deformace  $\epsilon$ .

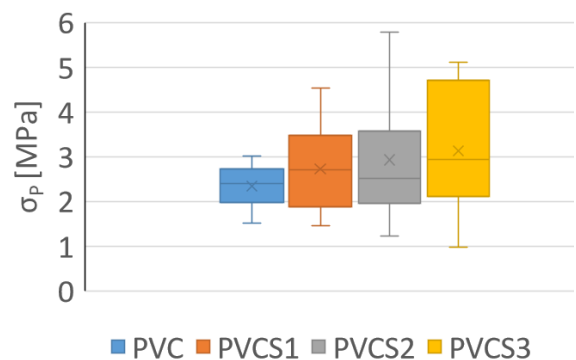
Různé typy stehů bylo dále rozhodnuto porovnat pomocí srovnání hodnot meze prokluzu a meze pevnosti vzorků, viz Obr. 62 a Obr. 63 v příloze. Při srovnání středních hodnot viz Obr. 60 meze prokluzu  $\sigma_K$ , viz schéma na Obr. 54, vyšel nejlépe první typ stehu PVCS1, poté druhý typ PVCS2 a nejhůře třetí typ PVCS3. Následně byly porovnány stehy v rámci meze pevnosti  $\sigma_P$ , viz schéma na Obr. 54, opět srovnáním středních hodnot viz Obr. 61. Průměrně nejvyšších hodnot napětí při mezi pevnosti  $\sigma_P$  dosáhl třetí steh PVCS3, dále druhý PVCS2 a nejnižších hodnot ze sad vzorků se stehem dosáhl první typ stehu PVCS1, což je přesně opačný výsledek oproti hodnocení meze prokluzu  $\sigma_K$ , viz Obr. 54. Ještě nižší střední hodnota meze pevnosti  $\sigma_P$  však překvapivě vyšla pro sadu nativních vzorků PVC.

Z krabicových grafů bylo u tří vzorků zjištěno odchýlené pozorování, vzorky PVCS1\_7 a PVCS2\_8 mají oproti ostatním vzorkům vlastních sad výrazně vysokou mez prokluzu a PVCS2\_6 má výrazně nižší mez prokluzu. V práci jsou prezentovány grafy na Obr. 60 a Obr. 61 již bez odchýlených pozorování. Dále bylo třeba ověřit, zda se od sebe hodnoty meze prokluzu  $\sigma_K$  a pevnosti  $\sigma_P$  jednotlivých sad vzorků statisticky významně liší, či jsou mezi nimi pouze nepatrné rozdíly. To bylo opět provedeno analýzou pomocí ANOVA: jeden faktor a dvouvýběrových T-TESTŮ s rovností rozptylu.

Analýzou ANOVA: jeden faktor hodnot meze prokluzu  $\sigma_K$  sad vzorků se stehem vyšlo  $p = 0,102$ , čili že se hodnoty meze prokluzu  $\sigma_K$  u sad signifikantně neliší (další výsledky analýzy jsou uvedeny v příloze v Tabulka 9). Z grafu viz Obr. 59 je patrné, že se na mezi prokluzu nejvíce statisticky liší hodnoty sad PVCS1 a PVCS2. Pro ověření, že se tyto sady statisticky neliší byla provedena analýza pomocí dvouvýběrového T-TESTu s rovností rozptylu. Bylo zjištěno, že při porovnání sad PVCS1 a PVCS2 vychází  $p = 0,376$ , čili že ani tyto dvě sady se statisticky signifikantně neliší (další výsledky analýzy jsou uvedeny v příloze v Tabulka 32). Dále byla vytvořena analýza pomocí ANOVA: jeden faktor pro mez pevnosti  $\sigma_P$  všech čtyř sad vzorků. Bylo zjištěno, že  $p = 0,467$ , tudíž že se hodnoty meze pevnosti  $\sigma_P$  pro různé stehy signifikantně neliší (další výsledky analýzy jsou uvedeny v příloze v Tabulka 9). Opět byla pro potvrzení provedena analýza pomocí dvouvýběrového T-TESTu s rovností rozptylu pro dvě nejvíce statisticky odlišné sady. Pro sady PVC a PVCS3 vyšlo  $p = 0,099$ , čili ani tyto dvě sady se statisticky signifikantně neliší (další výsledky analýzy jsou uvedeny v příloze v Tabulka 32).



Obrázek 60: Mez prokluzu, střední hodnota každé sady je označena křížkem



Obrázek 61: Mez pevnosti, střední hodnota každé sady je označena křížkem



## 8. Závěr

Cílem této práce bylo zkoumat mechanické vlastnosti zvolených tří chirurgických stehů využívaných při plastice cípu aortální chlopně. Získané charakteristiky byly srovnány s mechanickými vlastnostmi vzorků nativních cípů aortálních chlopní. Jako testovací materiál posloužily prasečí aortální chlopně. Cílem bylo zjistit, kdy a jak se projeví vliv vytvořeného chirurgického stehu na mechanickou odezvu a porovnat mechanické vlastnosti nativních vzorků se vzorky se stehem. Dále bylo cílem vzájemně porovnat mechanické vlastnosti zvolených tří typů stehů a určit, který z nich má nejlepší mechanické vlastnosti pro aplikaci při léčbě aortální nedomykavosti.

Pro získání mechanických vlastností byly využita experimentální metoda jednoosé tahové zkoušky, kdy vzorky byly zatěžovány prostým tahem do destrukce. Celkem byly testovány 4 skupiny vzorků: nativní vzorky PVC, viz Obr. 44, vzorky se stehem jednoduchým PVCS1, viz Obr. 45, vzorky s U-stehem PVCS2, viz Obr. 46, vzorky se Z-stehem PVCS3, viz Obr. 47. V každé skupině bylo zkoušeno 11 vzorků a následně vyhodnoceno alespoň 8 z nich. Vzorky pro zkoušky byly vytnuty z okraje cípu prasečí aortální chlopně v obvodovém směru, viz Obr. 39.

Pro porovnání nativních vzorků a vzorků se stehy byla přijata hypotéza, že mechanické vlastnosti se budou lišit tehdy, když se prokazatelně změní směrnice získaných mechanických charakteristik napětí – deformace. Ta je reprezentována moduly pružnosti pro danou deformaci. Proto byly vypočteny tyto moduly pružnosti pro deformace od 0,01 do 0,1 s krokem 0,01. Ty pak byly porovnávány a byly také využity statistické metody ANOVA: jeden faktor a dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů.

Dokázali jsme určit jasný rozdíl mezi nativními vzorky a vzorky se stehy. Vzorky nativních cípů dosahovaly oproti vzorkům cípům se stehem výrazně vyšších hodnot modulu pružnosti, viz Obr. 59 a křivka závislosti napětí na deformaci měla konvexní tvar, na rozdíl od konkávních křivek cípů se stehem. Statisticky bylo prokázáno, že moduly pružnosti nativních vzorků a vzorků s chirurgickým stehem se od sebe liší od hodnoty deformace 0,05. Zde dochází k prvním „prokluzům“ testovaných stehů. Do hodnoty deformace 0,05 mají tedy vzorky nativní i vzorky se stehem stejné mechanické vlastnosti.

Z provedených pozorování nebylo možné jednoznačně určit, který typ stehu dosáhl nejlepších výsledků. Tj. který vzorek s chirurgickým stehem má nejdéle, co do největší hodnoty deformace, prokazatelně stejné (podobné) mechanické vlastnosti jako vzorky nativní. Získaly jsme sice pro různé typy stehů různé výsledky, ale zjištěné mechanické vlastnosti byly vždy velmi podobné a žádný steh nevyšel z porovnání modulů pružnosti a limitních mezí nejlépe. Při porovnávání hodnot modulu pružnosti vypočtených při zvolených deformačních stavech, viz výše, Obr. 59, vyzorovaného z grafu, viz Obr. 59, vyšel nejlépe U-steh, viz Obr. 36. Nepatrně nižších hodnot dosáhl Z-steh, viz Obr. 37.

Když jsme porovnávali, u kterého stehu došlo nejpozději k prvnímu porušení neboli proklouznutí, které reprezentuje hodnota napětí mez prokluzu  $\sigma_K$ , schéma na Obr. 54, byl to jednotlivý jednoduchý steh, viz Obr. 35, následovaný U-stehem. Naopak k úplnému selhání zkoumaných vzorků, reprezentovaného mezí pevnosti  $\sigma_P$ , viz schéma na Obr. 54, docházelo nejdříve právě u jednoduchého jednotlivého stehu a poté u U-stehu. Když jsme však provedli následnou kontrolu tím způsobem, že jsme vytvořili statistickou analýzu, zjistili jsme, že výsledné hodnoty se téměř nikdy signifikantně nelišily.

Aby se výsledky zpřesnili a bylo možné přesně identifikovat vzorky s chirurgickými stehy a rozdíly mezi stehy výrazněji projevily, bylo by třeba provést více experimentů a měření. S jejich pomocí pak bude možné určit, který z vybraných stehů, či jiný, který jsme při našem experimentu netestovali, ponechává cípům aortální chlopně nejlepší mechanické vlastnosti.

## 9. Literatura

- [1] ASPELUND, Aleksanteri, Marius R. ROBCIUC, Sinem KARAMAN, Taija MAKINEN a Kari ALITALO. Lymphatic System in Cardiovascular Medicine. *Circulation Research*. 2016, **118**(3), 515-530. DOI: 10.1161/CIRCRESAHA.115.306544. ISSN 0009-7330. Dostupné z: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/CIRCRESAHA.115.306544>
- [2] BRITANNICA ACADEMIC. *Valve* [online] [cit. 2019-03-05]. Dostupné z: <https://academic-eb-com.ezproxy.techlib.cz/levels/collegiate/article/valve/74748>
- [3] BRONZINO, Joseph D. a Donald R. PETERSON. *Biomedical engineering fundamentals*. Fourth edition. Boca Raton: CRC Press/Taylor & Francis Group, 2015. ISBN 9781439825181.
- [4] CRHONKOVÁ, Nikola. *Optimalizace pevnosti šitých spojů*. Liberec, 2011. Diplomová práce. TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI.
- [5] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [6] ČIŽMÁROVÁ, Elena a Jana SOBOTOVÁ. *Nauka o materiálu I. a II.: cvičení*. V Praze: České vysoké učení technické, 2014. ISBN 978-80-01-05550-2.
- [7] DOMINIK, Jan. *Chirurgie srdečních chlopní: (--nejen pro kardiochirurgy): ve 200 vyobrazeních*. Ilustroval Pavel ŽÁČEK. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2712-7.
- [8] Druhy stehů v chirurgii. *WikiSkripta* [online]. 15. 11. 2018 [cit. 2019-08-14]. Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/w/Druhy\\_steh%C5%AF\\_v\\_chirurgii](https://www.wikiskripta.eu/w/Druhy_steh%C5%AF_v_chirurgii)
- [9] HALAMA, Radim, Ludmila ADÁMKOVÁ, František FOJTÍK, Karel FRYDRYŠEK, Michal ŠOFER, Jaroslav ROJÍČEK a Martin FUSEK. *Pružnost a pevnost*. V Ostravě: Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava a Západočeská univerzita v Plzni, 2011.
- [10] HRBÁČEK, Jan. *Ovlivnění ileocékální chlopně ve vztahu ke kontinenci heterotopických kožních močových rezervoárů*. Praha, 2007. Diplomová práce. UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE 3. LÉKAŘSKÁ FAKULTA.
- [11] JUSTAN, I., J. VESELÝ a G. BISTONI. Současný pohled na suturu flexorů ruky. *ACTA CHIRURGIAE ORTHOPAEDICAE ET TRAUMATOLOGIAE ČECHOSL.*, [online]. 2010, (77), 65-69 [cit. 2019-08-08]. Dostupné z: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=341>
- [12] LANGER, Frank, Thomas GRAETER, Nikolaos NIKOLOUDAKIS, Diana AICHER, Olaf WENDLER a Hans-Joachim SCHÄFFERS. Valve-preserving aortic replacement: Does the additional repair of leaflet prolapse adversely affect the results? *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* [online]. 2001, **122**(2), 270-277 [cit. 2019-08-14]. DOI: 10.1067/mtc.2001.114635. ISSN 00225223. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022522301996552>

- [13] MARŠÍK, František a Ivan DVOŘÁK. *Biodynamika*. Vyd. 2., upr. a rozš. Praha: Academia, 1998. ISBN 80-200-0664-8.
- [14] *Mechanické vlastnosti aortální chlopně*. Praha, 2015. Bakalářská práce. ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE. Vedoucí práce Ing. Lukáš Horný, Ph. D.
- [15] MUNGER, Stephanie J., John D. KANADY a Alexander M. SIMON. Absence of venous valves in mice lacking Connexin37. *Developmental Biology* [online]. 2013, **373**(2), 338-348 [cit. 2019-07-20]. DOI: 10.1016/j.ydbio.2012.10.032. ISSN 00121606. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0012160612006033>
- [16] Open illeocecal valve. *Triad of health* [online]. 3. 2. 2016 [cit. 2019-08-14]. Dostupné z: <http://www.triadofhealth.net/open-ileocecal-valve/>
- [17] PHAM, Thuy, Fatiesa SULEJMANI, Erica SHIN, Di WANG a Wei SUN. Quantification and comparison of the mechanical properties of four human cardiac valves. *Acta Biomaterialia* [online]. 2017, **54**, 345-355 [cit. 2019-08-02]. DOI: 10.1016/j.actbio.2017.03.026. ISSN 17427061. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1742706117301903>
- [18] Plicní hypertenze: když onemocní plicní cévy. *Tlukot srdce* [online]. 31. 1. 2014 [cit. 2019-08-14]. Dostupné z: <http://www.tlukotsrdce.cz/clanek/599/plicni-hypertenze-kdyz-onemocni-plicni-cevy/>
- [19] PRICE, Joel, Laurent DE KERCHOVE, David GLINEUR, Jean-Louis VANOVERSCHELDE, Philippe NOIRHOMME a Gebrine EL KHOURY. Risk of Valve-Related Events After Aortic Valve Repair. *The Annals of Thoracic Surgery* [online]. 2013, **95**(2), 606-613 [cit. 2019-08-08]. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2012.07.016. ISSN 00034975. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003497512016281>
- [20] PRICE, Joel, Laurent DE KERCHOVE, Gebrine EL KHOURY. Aortic Valve Repair for Leaflet Prolapse. *Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery* [online]. 2011, **23**(2), 149-151 [cit. 2019-07-20]. DOI: 10.1053/j.semtcvs.2011.08.010. ISSN 10430679. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1043067911001109>
- [21] RANDOLPH, Gwendalyn J., Stoyan IVANOV, Bernd H. ZINSELMAYER a Joshua P. SCALLAN. The Lymphatic System: Integral Roles in Immunity. *Annual Review of Immunology* [online]. 2017, **35**(1), 31-52 [cit. 2019-07-31]. DOI: 10.1146/annurev-immunol-041015-055354. ISSN 0732-0582. Dostupné z: <http://www.annualreviews.org/doi/10.1146/annurev-immunol-041015-055354>

- [22] STRAKA, Frantisek, David SCHORNIK, Jaroslav MASIN, et al. A human pericardium biopolymeric scaffold for autologous heart valve tissue engineering: cellular and extracellular matrix structure and biomechanical properties in comparison with a normal aortic heart valve. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition* [online]. 2018, **29**(6), 599-634 [cit. 2019-08-13]. DOI: 10.1080/09205063.2018.1429732. ISSN 0920-5063. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/09205063.2018.1429732>
- [23] STRAKA, Frantisek, David SCHORNIK, Jaroslav MASIN, et al. A New Approach to Heart Valve Tissue Engineering Based on Modifying Autologous Human Pericardium by 3D Cellular Mechanotransduction. *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering*. 2017, **7**(7). DOI: 10.1166/jbt.2017.1598. ISSN 2157-9083. Dostupné z: <http://www.ingentaconnect.com/content/10.1166/jbt.2017.1598>
- [24] SYEDAIN, Zeeshan, Jay REIMER, Jillian SCHMIDT, Matthew LAHTI, James BERRY, Richard BIANCO a Robert T. TRANQUILLO. 6 – Month aortic valve implantation of an off-the-shelf tissue-engineered valve in sheep. *Biomaterials* [online]. 2015, **73**, 175-184 [cit. 2019-08-02]. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2015.09.016. ISSN 01429612. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0142961215007619>
- [25] Venous Insufficiency Treatment Orange County. *Chronic Venous Insufficiency* [online]. [cit. 2019-08-14]. Dostupné z: <http://www.veinclinicca.com/chronic-venous-insufficiency/>
- [26] VOJÁČEK, Jan, Pavel ŽÁČEK, Jan DOMINIK, et al. *Aortální nedomykavost*. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5685-1.
- [27] YUDHANTO, Arief, Naoyuki WATANABE, Yutaka IWAHORI a Hikaru HOSHI. Effect of stitch density on tensile properties and damage mechanisms of stitched carbon/epoxy composites. *Composites Part B: Engineering* [online]. 2013, **46**, 151-165 [cit. 2019-08-14]. DOI: 10.1016/j.compositesb.2012.10.003. ISSN 13598368. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1359836812006579>

## 10. Seznam obrázků

Obrázek 1: Schéma umístění ileocekální chlopně převzato a upraveno z [16] .....	10
Obrázek 2: Schéma cévní a mízní soustavy, 1 = pozice primárních lymfatických chlopních, 2 = příklad pozice intraluminálních chlopní, 3 = pozice lymfovenózních chlopní, 4 = pravá komora, 5 = levá komora, 6 = pravá síň, 7 = levá síň, 8 = trojcípá chlopeň, 9 = mitrální chlopeň, 10 = pulmonální chlopeň, 11 = aortální chlopeň převzato a upraveno z [1] a [18] .....	11
Obrázek 3: Schématické zobrazení primární lymfatické chlopně [1] .....	12
Obrázek 4: Schématické zobrazení intraluminální chlopně [1] .....	12
Obrázek 5: Schématické zobrazení lymfovenózních chlopní, IJV = internal jugular vein (vnitřní jugulární žíla), EJV = external jugular vein (vnější jugulární žíla), SCV = subclavian vein (podklíčková žíla) [1] .....	12
Obrázek 6: Schématické zobrazení žilních chlopní převzato a upraveno [25] .....	12
Obrázek 7: Schématické znázornění anatomie srdce [18] .....	15
Obrázek 8: Schématické zobrazení aortálního kořene, AA = vzestupná aorta, STJ = sinotubulární junkce, Sin = průměr v úrovni sinusů, BR = bazální prstenec, LVOT = výtokový trakt levé komory, LV = levá komora, LA = levá síň, AML = přední list mitrální chlopně [26] .....	15
Obrázek 9: Schéma struktury stěny cípu aortální chlopně, 1 = endotel, 2 = snopce kolagenních vláken (fibróza), 3 = spongióza, 4 a 5 = obvodová a radiální elastinová vlákna (ventrikulární vrstva), 6 =epitel [14] .....	16
Obrázek 10: Schéma srdečních chlopní, ATL = přední cíp trojcípé chlopně, PTL = zadní cíp trojcípé chlopně, STL = septální cíp trojcípé chlopně, AML = přední cíp mitrální chlopně, PML = zadní cíp mitrální chlopně, LCL = levý koronární cíp aortální chlopně, RCL = pravý koronární cíp aortální chlopně, NCL = nekoronární cíp aortální chlopně, APL = přední cíp pulmonální chlopně, RPL = pravý cíp pulmonální chlopně, LPL = levý cíp pulmonální chlopně [17] .....	17
Obrázek 11: Hodnoty tlaků v různých částech srdce [13] .....	18
Obrázek 12: Dvouosá tahová zkouška [17] .....	18
Obrázek 13: Závislost Cauchyho napětí na deformaci získaná jednoosou tahovou zkouškou, NAV_L = vzorek nativní aortální chlopně v obvodovém směru, NAV_R = vzorek nativní aortální chlopně v radiálním směru [22] .....	19
Obrázek 14: Průběh dvouosé tahové zkoušky cípu aortální chlopně, BP = blood pressure = 120 mmHg [14] .....	20
Obrázek 15: Závislost napětí na deformaci vzorku z cípů aortální chlopně namáhaného v obvodovém směru se schématickým zobrazením stavu vláken cípu chlopně[14] .....	21
Obrázek 16: Schéma záznamu srdečního cyklu [13] .....	21
Obrázek 17: Kuličková chlopeň Starr-Edwards, kulička ze silastiku, prstenec ze stelitu, našívací prstenec z teflonu [26] .....	23
Obrázek 18: Nevyklápějící se disková nízkoprofilová chlopeň Starr-Edwards [26] .....	23

Obrázek 19: Disková chlopeň Omniscience, našivací prstenec z teflonu, disk se vyklápí do 80° a dosedá v úhlu 12° (výklopný úhel 68°) [26].....	24
Obrázek 20: Dvoulistá chlopeň Sorin Bicarbon, kostra z titanu je pokrytá karbonovým filmem, disky se vyklápějí do 80° a dosedají do 20° [26].....	24
Obrázek 21: Bioprotéza St. Jude Medical Epic, vytvořená ze tří samostatných cípů prasečí aortální chlopně [26] .....	25
Obrázek 22: Vioprotéza Sorin Soprano, vytvořená z hovězího perikardu, opletení kostry pokryto karbofilmem [26].....	26
Obrázek 23: Stentless bioprotéza Toronto SPV (Stentless Porcine Valve = Nestentovaná prasečí chlopeň) [26] .....	26
Obrázek 24: Provedení centrální plikace a transplantace kořene aorty v praxi [12] .....	30
Obrázek 25: Schéma podkožního pokračovacího stehu [8] .....	31
Obrázek 26: Schéma jednoduchých jednotlivých stehy [8].....	31
Obrázek 27: Schéma U-stehů [8] .....	31
Obrázek 28: Schéma Donattiho stehů [8].....	31
Obrázek 29: Schéma stehu podle Bunnella [11].....	32
Obrázek 30: Schéma stehu podle Kesslera [11] .....	32
Obrázek 31: Schéma stehu podle McLarneyho [11].....	32
Obrázek 32: Schéma prostého pokračujícího stehu [11].....	32
Obrázek 33: Schéma stehu podle Tsugeho [11] .....	32
Obrázek 34: Schéma stehu podle Tanga [11] .....	32
Obrázek 35: Schéma jednoduchého jednotlivého stehu – první typ stehu, PVCS1 .....	33
Obrázek 36: Schéma U-stehu – druhý typ stehu, PVCS2 .....	33
Obrázek 37: Schéma Z-stehu – třetí typ stehu, PVCS3 .....	33
Obrázek 38: Schéma pro určení úhlu $\alpha$ pro výpočet modulu pružnosti E, zelená přímková = lineární regrese, červený bod = zájmový bod, X = 1 až 10.....	36
Obrázek 39: Vytínání vzorku z cípu chlopně, zelená = volný okraj cípů, černá = báze cípu (přisedá na anulus), červená = oddělení vzorku od zbytku cípu .....	37
Obrázek 40: Rozříznutá a rozvinutá aortální chlopeň. ....	38
Obrázek 41: Pohled do vypreparované aortální chlopně. ....	38
Obrázek 42: Demonstrace stehu na cípu chlopně při plastice .....	38
Obrázek 43: Vzorek pro tahovou zkoušku .....	38
Obrázek 44: Příklad vzorků sady PVC.....	40
Obrázek 45: Příklad vzorků sady PVCS1.....	40
Obrázek 46: Příklad vzorků sady PVCS2.....	40
Obrázek 47: Příklad vzorků sady PVCS3.....	40
Obrázek 48: Měření tloušťky vzorku v programu NIS Elements.....	42
Obrázek 49: Kótované rozměry na zkušební vzorku, L = délka vzorku, H = tloušťka vzorku, B = šířka vzorku .....	42

Obrázek 50: Schéma experimentální sestavy, 1 = aktuátory, 2 = siloměry, 3 = čelisti aktuátorů, 4 = mikroskop, 5 = vzorek s markery, 6 = videoextenzometr, 7 = řízení aktuátorů, snímač síly a posuvů, 8 = počítač .....	43
Obrázek 51: Reálné uspořádání experimentu, 1 = aktuátory, 2 = siloměry, 3 = čelisti aktuátorů, 4 = mikroskop, 6 = videoextenzometr, 8 = počítač.....	44
Obrázek 52: Detail reálného uspořádání experimentu, 3 = čelisti aktuátorů, 4 = mikroskop, 5 = vzorek s markery .....	44
Obrázek 53: Schéma zobrazující způsob odečítání počáteční délky pro výpočet deformace .....	45
Obrázek 54: Schématické zobrazení meze prokluzu $\sigma_K$ a meze pevnosti $\sigma_p$ .....	46
Obrázek 55: Schématické zobrazení určení modulů pružnosti pro vybrané hodnoty deformace.....	47
Obrázek 56: Tloušťky vzorků podle sad .....	48
Obrázek 57: Průřezy vzorků podle sad .....	48
Obrázek 58: Závislost napětí na deformaci jednotlivých sad, graf je ukončen při dosažení meze pevnosti.....	50
Obrázek 59: Srovnání středních hodnot modulu pružnosti .....	51
Obrázek 60: Mez prokluzu, střední hodnota každé sady je označena křížkem.....	54
Obrázek 61: Mez pevnosti, střední hodnota každé sady je označena křížkem .....	54
Obrázek 62: Hodnoty meze prokluzu $\sigma_K$ jednotlivých vzorků.....	66



## 11. Seznam tabulek

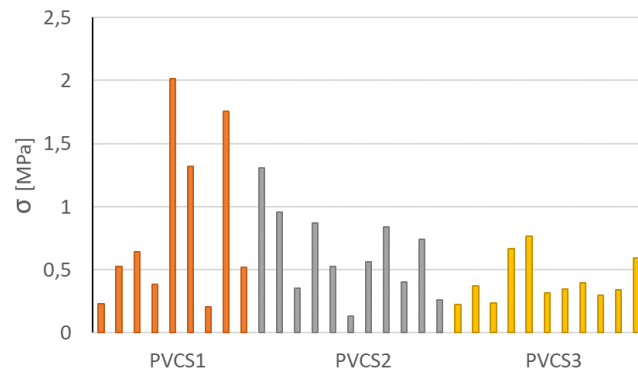
Tabulka 1 Tabulka rozměrů, žlutě označené vzorky byly z různých důvodů z dalšího zpracování experimentů vyřazeny. Šlo o výrazně rozměrově odlišné vzorky, nebo byl provedený tahový test prohlášený za neplatný, selhal. ....	41
Tabulka 2: Střední hodnoty modulu pružnosti E se směrodatnými odchylkami SD pro vybrané hodnoty $\epsilon_i$ , kde $i = 1 - 10$ .....	47
Tabulka 3: Rozměrová analýza – ANOVA: jeden faktor, A = analýza hodnot tloušťek vzorků, B = analýza hodnot průřezů vzorků.....	67
Tabulka 4: Porovnání modulů pružnost – ANOVA: jeden faktor, A = analýza hodnot modulů pružnosti $E_1$ vzorků při deformaci $\epsilon_1$ , B = analýza hodnot modulů pružnosti $E_2$ vzorků při deformaci $\epsilon_2$ .....	67
Tabulka 5: Porovnání modulů pružnost – ANOVA: jeden faktor, C = analýza hodnot modulů pružnosti $E_3$ vzorků při deformaci $\epsilon_3$ , D = analýza hodnot modulů pružnosti $E_4$ vzorků při deformaci $\epsilon_4$ .....	67
Tabulka 6 : Porovnání modulů pružnost – ANOVA: jeden faktor, E = analýza hodnot modulů pružnosti $E_5$ vzorků při deformaci $\epsilon_5$ , F = analýza hodnot modulů pružnosti $E_6$ vzorků při deformaci $\epsilon_6$ .....	68
Tabulka 7: Porovnání modulů pružnost – ANOVA: jeden faktor, G = analýza hodnot modulů pružnosti $E_7$ vzorků při deformaci $\epsilon_7$ , H = analýza hodnot modulů pružnosti $E_8$ vzorků při deformaci $\epsilon_8$ .....	68
Tabulka 8: Porovnání modulů pružnost – ANOVA: jeden faktor, I = analýza hodnot modulů pružnosti $E_9$ vzorků při deformaci $\epsilon_9$ , J = analýza hodnot modulů pružnosti $E_{10}$ vzorků při deformaci $\epsilon_{10}$ .....	68
Tabulka 9: Porovnání mezních hodnot – ANOVA: jeden faktor, A = analýza hodnot meze prokluzu $\sigma_K$ sad vzorků se stehy, B = analýza hodnot meze pevnosti $\sigma_P$ všech sad vzorků .....	69
Tabulka 10: Rozměrová analýza průřezů vzorků – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = porovnání sad PVC a PVCS1, B = porovnání sad PVC a PVCS2, C = porovnání sad PVC a PVCS3 .....	69
Tabulka 11: Rozměrová analýza průřezů vzorků – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = porovnání sad PVCS1 a PVCS2, E = porovnání sad PVCS1 a PVCS3, F = porovnání sad PVCS2 a PVCS3 .....	69
Tabulka 12: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti $E_1$ vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti $E_1$ vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti $E_1$ vzorků sady PVC a PVCS3.....	70
Tabulka 13: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti $E_1$ vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti $E_1$ vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti $E_1$ vzorků sady PVCS2 a PVCS3 .....	70

Tabulka 14: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti $E_2$ vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti $E_2$ vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti $E_2$ vzorků sady PVC a PVCS3.....	70
Tabulka 15: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti $E_2$ vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti $E_2$ vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti $E_2$ vzorků sady PVCS2 a PVCS3 .....	71
Tabulka 16: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti $E_3$ vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti $E_3$ vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti $E_3$ vzorků sady PVC a PVCS3.....	71
Tabulka 17: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti $E_3$ vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti $E_3$ vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti $E_3$ vzorků sady PVCS2 a PVCS3 .....	71
Tabulka 18: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti $E_4$ vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti $E_4$ vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti $E_4$ vzorků sady PVC a PVCS3.....	72
Tabulka 19: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti $E_4$ vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti $E_4$ vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti $E_4$ vzorků sady PVCS2 a PVCS3 .....	72
Tabulka 20: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti $E_5$ vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti $E_5$ vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti $E_5$ vzorků sady PVC a PVCS3.....	72
Tabulka 21: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti $E_5$ vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti $E_5$ vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti $E_5$ vzorků sady PVCS2 a PVCS3 .....	73
Tabulka 22: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti $E_6$ vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti $E_6$ vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti $E_6$ vzorků sady PVC a PVCS3.....	73
Tabulka 23: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti $E_6$ vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti $E_6$ vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti $E_6$ vzorků sady PVCS2 a PVCS3 .....	73

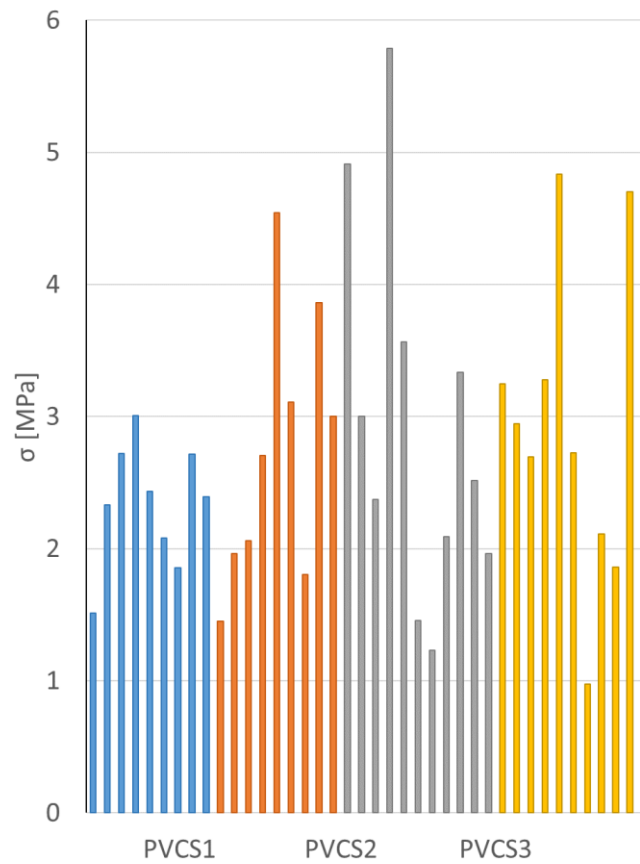
Tabulka 24: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti $E_7$ vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti $E_7$ vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti $E_7$ vzorků sady PVC a PVCS3.....	74
Tabulka 25: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti $E_7$ vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti $E_7$ vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti $E_7$ vzorků sady PVCS2 a PVCS3 .....	74
Tabulka 26: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti $E_8$ vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti $E_8$ vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti $E_8$ vzorků sady PVC a PVCS3.....	74
Tabulka 27: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti $E_8$ vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti $E_8$ vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti $E_8$ vzorků sady PVCS2 a PVCS3 .....	75
Tabulka 28: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti $E_9$ vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti $E_9$ vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti $E_9$ vzorků sady PVC a PVCS3.....	75
Tabulka 29: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti $E_9$ vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti $E_9$ vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti $E_9$ vzorků sady PVCS2 a PVCS3 .....	75
Tabulka 30: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti $E_{10}$ vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti $E_{10}$ vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti $E_{10}$ vzorků sady PVC a PVCS3 .....	76
Tabulka 31: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti $E_{10}$ vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti $E_{10}$ vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti $E_{10}$ vzorků sady PVCS2 a PVCS3 .....	76
Tabulka 32: Porovnání mezních hodnot – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot meze prokluzu $\sigma_K$ sad vzorků PVCS1 a PVCS3, B = analýza hodnot meze pevnosti $\sigma_P$ sad vzorků PVC a PVCS3.....	76

## 12. Příloha:

### 12.1. Doplnující grafy



Obrázek 62: Hodnoty meze prokluzu  $\sigma_k$  jednotlivých vzorků



Obrázek 63: Hodnoty meze pevnosti  $\sigma_p$  jednotlivých vzorků

## 12.2. Výsledky analýz ANOVA

**A**

Faktor	Výběr	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl
PVC		10	3,9764	0,3976	0,0018
PVCS1		10	4,4498	0,4450	0,0018
PVCS2		11	4,5004	0,4091	0,0047
PVCS3		11	4,4682	0,4062	0,0051

ANOVA

Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Mezi výběry	0,0132	3	0,0044	1,2740	0,2971	2,8517
Všechny výběry	0,1313	38	0,0035			
Celkem	0,1445	41				

**B**

Faktor	Výběr	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl
PVC		10	20,9386	2,0939	0,0536
PVCS1		10	19,5806	1,9581	0,1036
PVCS2		11	16,4253	1,4932	0,1157
PVCS3		11	17,2385	1,5671	0,0934

ANOVA

Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Mezi výběry	2,6974	3	0,8991	9,7467	0,0001	2,8517
Všechny výběry	3,5055	38	0,0922			
Celkem	6,2028	41				

Tabulka 3: Rozměrová analýza – ANOVA: jeden faktor, A = analýza hodnot tlouštěk vzorků, B = analýza hodnot průřezů vzorků

**A**

Faktor	Výběr	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl
PVC		11	9,3003	0,8455	0,6764
PVCS1		12	9,4734	0,7895	1,0687
PVCS2		11	7,2422	0,6584	0,1231
PVCS3		11	8,0888	0,7353	0,1049

ANOVA

Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Mezi výběry	0,2109	3	0,0703	0,1386	0,9364	2,8327
Všechny výběry	20,7995	41	0,5073			
Celkem	21,0104	44				

**B**

Faktor	Výběr	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl
PVC		11	9,3003	0,8455	0,6764
PVCS1		12	9,4734	0,7895	1,0687
PVCS2		11	7,2422	0,6584	0,1231
PVCS3		11	8,0888	0,7353	0,1049

ANOVA

Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Mezi výběry	0,2109	3	0,0703	0,1386	0,9364	2,8327
Všechny výběry	20,7995	41	0,5073			
Celkem	21,0104	44				

Tabulka 4: Porovnání modulů pružnosti – ANOVA: jeden faktor, A = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_1$  vzorků při deformaci  $\epsilon_1$ , B = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_2$  vzorků při deformaci  $\epsilon_2$

**C**

Faktor	Výběr	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl
PVC		11	15,7553	1,4323	1,1536
PVCS1		12	12,0375	1,0031	1,4348
PVCS2		11	9,2457	0,8405	0,1584
PVCS3		11	10,7545	0,9777	0,1844

ANOVA

Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Mezi výběry	2,1678	3	0,7226	0,9636	0,4191	2,8327
Všechny výběry	30,7454	41	0,7499			
Celkem	32,9132	44				

**D**

Faktor	Výběr	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl
PVC		11	27,3044	2,4822	3,9406
PVCS1		12	14,0993	1,1749	1,8548
PVCS2		11	12,9952	1,1814	0,2870
PVCS3		11	14,0195	1,2745	0,3060

ANOVA

Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Mezi výběry	13,5376	3	4,5125	2,8144	0,0510	2,8327
Všechny výběry	65,7383	41	1,6034			
Celkem	79,2759	44				

Tabulka 5: Porovnání modulů pružnosti – ANOVA: jeden faktor, C = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_3$  vzorků při deformaci  $\epsilon_3$ , D = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_4$  vzorků při deformaci  $\epsilon_4$

E				
Faktor				
Výběr	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl
PVC	11	38,1845	3,4713	7,0078
PVCS1	12	15,2900	1,2742	2,0650
PVCS2	11	16,1918	1,4720	0,3882
PVCS3	11	17,0812	1,5528	0,4695

ANOVA						
Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Mezi výběry	35,1657	3	11,7219	4,7410	0,0063	2,8327
Všechny výběry	101,3706	41	2,4725			
Celkem	136,5363	44				

F				
Faktor				
Výběr	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl
PVC	11	36,5575	3,3234	7,6974
PVCS1	12	15,7103	1,3092	2,1392
PVCS2	11	19,7661	1,7969	0,5752
PVCS3	11	19,7435	1,7949	0,6852

ANOVA						
Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Mezi výběry	25,8384	3	8,6128	3,1220	0,0361	2,8327
Všechny výběry	113,1089	41	2,7588			
Celkem	138,9473	44				

Tabulka 6 : Porovnání modulů pružnost – ANOVA: jeden faktor, E = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_5$  vzorků při deformaci  $\varepsilon_5$ , F = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_6$  vzorků při deformaci  $\varepsilon_6$

G				
Faktor				
Výběr	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl
PVC	11	58,5263	5,3206	12,0212
PVCS1	12	17,6823	1,4735	2,3228
PVCS2	11	23,0487	2,0953	0,8316
PVCS3	11	22,8161	2,0742	0,8074

ANOVA						
Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Mezi výběry	101,9151	3	33,9717	8,5897	0,0002	2,8327
Všechny výběry	162,1526	41	3,9549			
Celkem	264,0677	44				

H				
Faktor				
Výběr	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl
0,795259609	10	68,7030	6,8703	15,8453
0,189480482	11	16,5410	1,5037	2,0780
1,986824922	10	20,3028	2,0303	2,1459
2,237568819	10	21,8169	2,1817	1,0614

ANOVA						
Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Mezi výběry	190,0551	3	63,3517	12,1923	0,0000	2,8588
Všechny výběry	192,2528	37	5,1960			
Celkem	382,3078725	40				

Tabulka 7: Porovnání modulů pružnost – ANOVA: jeden faktor, G = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_7$  vzorků při deformaci  $\varepsilon_7$ , H = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_8$  vzorků při deformaci  $\varepsilon_8$

I				
Faktor				
Výběr	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl
PVC	11	73,6134	6,6921	34,1529
PVCS1	12	24,4270	2,0356	3,6149
PVCS2	11	27,9695	2,5427	1,4660
PVCS3	11	26,6036	2,4185	1,4483

ANOVA						
Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Mezi výběry	160,2371	3	53,4124	5,3356	0,0034	2,8327
Všechny výběry	410,4358	41	10,0106			
Celkem	570,6729	44				

J				
Faktor				
Výběr	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl
PVC	11	91,9325	8,3575	36,2627
PVCS1	12	25,6742	2,1395	3,4612
PVCS2	11	29,6292	2,6936	1,6779
PVCS3	11	26,0073	2,3643	1,6502

ANOVA						
Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Mezi výběry	297,5936	3	99,1979	9,3716	0,0001	2,8327
Všechny výběry	433,9806	41	10,5849			
Celkem	731,5741	44				

Tabulka 8: Porovnání modulů pružnost – ANOVA: jeden faktor, I = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_9$  vzorků při deformaci  $\varepsilon_9$ , J = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_{10}$  vzorků při deformaci  $\varepsilon_{10}$

A				
Faktor				
Výběr	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl
PVCS1	9	7,6008	0,8445	0,4601
PVCS2	11	6,9514	0,6319	0,1197
PVCS3	11	4,5577	0,4143	0,0325

B				
Faktor				
Výběr	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl
PVC	9	21,0408	2,3379	0,2170
PVCS1	9	24,5020	2,7224	1,0396
PVCS2	11	32,2269	2,9297	1,9837
PVCS3	11	34,4752	3,1341	1,7018

ANOVA						
Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Mezi výběry	0,9202	2	0,4601	2,4758	0,1023	3,3404
Všechny výběry	5,2032	28	0,1858			
Celkem	6,1234	30				

ANOVA						
Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Mezi výběry	3,3877	3	1,1292	0,8667	0,4673	2,8663
Všechny výběry	46,9078	36	1,3030			
Celkem	50,2955	39				

Tabulka 9: Porovnání mezních hodnot – ANOVA: jeden faktor, A = analýza hodnot meze prokluzu  $\sigma_k$  sad vzorků se stehy, B = analýza hodnot meze pevnosti  $\sigma_P$  všech sad vzorků

### 12.3. Výsledky analýz T-TEST

A			B			C		
	PVC	PVCS1		PVC	PVCS2		PVC	PVCS3
Stř. hodnota	2,0939	1,9581	Stř. hodnota	2,0939	1,4932	Stř. hodnota	2,0939	1,5671
Rozptyl	0,0536	0,1036	Rozptyl	0,0536	0,1157	Rozptyl	0,0536	0,0934
Pozorování	10	10	Pozorování	10	11	Pozorování	10	11
Společný rozptyl	0,0786		Společný rozptyl	0,0863		Společný rozptyl	0,0745	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	18		Rozdíl	19		Rozdíl	19	
t Stat	1,0830		t Stat	4,6802		t Stat	4,4157	
P(T<=t) (1)	0,1466		P(T<=t) (1)	0,0001		P(T<=t) (1)	0,0001	
t krit (1)	1,7341		t krit (1)	1,7291		t krit (1)	1,7291	
P(T<=t) (2)	0,2931		P(T<=t) (2)	0,0002		P(T<=t) (2)	0,0003	
t krit (2)	2,1009		t krit (2)	2,0930		t krit (2)	2,0930	

Tabulka 10: Rozměrová analýza průřezů vzorků – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = porovnání sad PVC a PVCS1, B = porovnání sad PVC a PVCS2, C = porovnání sad PVC a PVCS3

D			E			F		
	PVCS1	PVCS2		PVCS1	PVCS3		PVCS2	PVCS3
Stř. hodnota	1,9581	1,4932	Stř. hodnota	1,9581	1,5671	Stř. hodnota	1,4932	1,5671
Rozptyl	0,1036	0,1157	Rozptyl	0,1036	0,0934	Rozptyl	0,1157	0,0934
Pozorování	10	11	Pozorování	10	11	Pozorování	11	11
Společný rozptyl	0,1100		Společný rozptyl	0,0982		Společný rozptyl	0,1045	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	19		Rozdíl	19		Rozdíl	20	
t Stat	3,2082		t Stat	2,8548		t Stat	-0,5362	
P(T<=t) (1)	0,0023		P(T<=t) (1)	0,0051		P(T<=t) (1)	0,2989	
t krit (1)	1,7291		t krit (1)	1,7291		t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,0046		P(T<=t) (2)	0,0101		P(T<=t) (2)	0,5977	
t krit (2)	2,0930		t krit (2)	2,0930		t krit (2)	2,0860	

Tabulka 11: Rozměrová analýza průřezů vzorků – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = porovnání sad PVCS1 a PVCS2, E = porovnání sad PVCS1 a PVCS3, F = porovnání sad PVCS2 a PVCS3

A			B			C		
	PVC	PVCS1		PVC	PVCS2		PVC	PVCS3
Stř. hodnota	0,3947	0,6026	Stř. hodnota	0,3947	0,4168	Stř. hodnota	0,3947	0,5008
Rozptyl	0,0855	0,6266	Rozptyl	0,0855	0,0380	Rozptyl	0,0855	0,0652
Pozorování	11	12	Pozorování	11	11	Pozorování	11	11
Společný rozptyl	0,3689		Společný rozptyl	0,0618		Společný rozptyl	0,0753	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21		Rozdíl	20		Rozdíl	20	
t Stat	-0,8203		t Stat	-0,2088		t Stat	-0,9066	
P(T<=t) (1)	0,2106		P(T<=t) (1)	0,4184		P(T<=t) (1)	0,1877	
t krit (1)	1,7207		t krit (1)	1,7247		t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,4213		P(T<=t) (2)	0,8367		P(T<=t) (2)	0,3754	
t krit (2)	2,0796		t krit (2)	2,0860		t krit (2)	2,0860	

Tabulka 12: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_1$  vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_1$  vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_1$  vzorků sady PVC a PVCS3

D			E			F		
	PVCS1	PVCS2		PVCS1	PVCS3		PVCS2	PVCS3
Stř. hodnota	0,6026	0,4168	Stř. hodnota	0,6026	0,5008	Stř. hodnota	0,4168	0,5008
Rozptyl	0,6266	0,0380	Rozptyl	0,6266	0,0652	Rozptyl	0,0380	0,0652
Pozorování	12	11	Pozorování	12	11	Pozorování	11	11
Společný rozptyl	0,3463		Společný rozptyl	0,3593		Společný rozptyl	0,0516	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21		Rozdíl	21		Rozdíl	20	
t Stat	0,7565		t Stat	0,4072		t Stat	-0,8668	
P(T<=t) (1)	0,2289		P(T<=t) (1)	0,3440		P(T<=t) (1)	0,1982	
t krit (1)	1,7207		t krit (1)	1,7207		t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,4577		P(T<=t) (2)	0,6880		P(T<=t) (2)	0,3963	
t krit (2)	2,0796		t krit (2)	2,0796		t krit (2)	2,0860	

Tabulka 13: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_1$  vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_1$  vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_1$  vzorků sady PVCS2 a PVCS3

A			B			C		
	PVC	PVCS1		PVC	PVCS2		PVC	PVCS3
Stř. hodnota	0,8455	0,7895	Stř. hodnota	0,8455	0,6584	Stř. hodnota	0,8455	0,7353
Rozptyl	0,6764	1,0687	Rozptyl	0,6764	0,1231	Rozptyl	0,6764	0,1049
Pozorování	11	12	Pozorování	11	11	Pozorování	11	11
Společný rozptyl	0,8819		Společný rozptyl	0,3998		Společný rozptyl	0,3907	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21		Rozdíl	20		Rozdíl	20	
t Stat	0,1429		t Stat	0,6940		t Stat	0,4133	
P(T<=t) (1)	0,4439		P(T<=t) (1)	0,2478		P(T<=t) (1)	0,3419	
t krit (1)	1,7207		t krit (1)	1,7247		t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,8877		P(T<=t) (2)	0,4957		P(T<=t) (2)	0,6838	
t krit (2)	2,0796		t krit (2)	2,0860		t krit (2)	2,0860	

Tabulka 14: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_2$  vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_2$  vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_2$  vzorků sady PVC a PVCS3



D	PVCS1	PVCS2
Stř. hodnota	0,7895	0,6584
Rozptyl	1,0687	0,1231
Pozorování	12	11
Společný rozptyl	0,6184	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21	
t Stat	0,3993	
P(T<=t) (1)	0,3469	
t krit (1)	1,7207	
P(T<=t) (2)	0,6937	
t krit (2)	2,0796	

E	PVCS1	PVCS3
Stř. hodnota	0,7895	0,7353
Rozptyl	1,0687	0,1049
Pozorování	12	11
Společný rozptyl	0,6097	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21	
t Stat	0,1660	
P(T<=t) (1)	0,4349	
t krit (1)	1,7207	
P(T<=t) (2)	0,8697	
t krit (2)	2,0796	

F	PVCS2	PVCS3
Stř. hodnota	0,6584	0,7353
Rozptyl	0,1231	0,1049
Pozorování	11	11
Společný rozptyl	0,1140	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	20	
t Stat	-0,5346	
P(T<=t) (1)	0,2994	
t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,5988	
t krit (2)	2,0860	

Tabulka 15: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>2</sub> vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>2</sub> vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>2</sub> vzorků sady PVCS2 a PVCS3

A	PVC	PVCS1
Stř. hodnota	1,4323	1,0031
Rozptyl	1,1536	1,4348
Pozorování	11	12
Společný rozptyl	1,3009	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21	
t Stat	0,9015	
P(T<=t) (1)	0,1888	
t krit (1)	1,7207	
P(T<=t) (2)	0,3776	
t krit (2)	2,0796	

B	PVC	PVCS2
Stř. hodnota	1,4323	0,8405
Rozptyl	1,1536	0,1584
Pozorování	11	11
Společný rozptyl	0,6560	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	20	
t Stat	1,7136	
P(T<=t) (1)	0,0510	
t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,1021	
t krit (2)	2,0860	

C	PVC	PVCS3
Stř. hodnota	1,4323	0,9777
Rozptyl	1,1536	0,1844
Pozorování	11	11
Společný rozptyl	0,6690	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	20	
t Stat	1,3035	
P(T<=t) (1)	0,1036	
t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,2072	
t krit (2)	2,0860	

Tabulka 16: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>3</sub> vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>3</sub> vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>3</sub> vzorků sady PVC a PVCS3

D	PVCS1	PVCS2
Stř. hodnota	1,0031	0,8405
Rozptyl	1,4348	0,1584
Pozorování	12	11
Společný rozptyl	0,8270	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21	
t Stat	0,4284	
P(T<=t) (1)	0,3364	
t krit (1)	1,7207	
P(T<=t) (2)	0,6727	
t krit (2)	2,0796	

E	PVCS1	PVCS3
Stř. hodnota	1,0031	0,9777
Rozptyl	1,4348	0,1844
Pozorování	12	11
Společný rozptyl	0,8393	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21	
t Stat	0,0665	
P(T<=t) (1)	0,4738	
t krit (1)	1,7207	
P(T<=t) (2)	0,9476	
t krit (2)	2,0796	

F	PVCS2	PVCS3
Stř. hodnota	0,8405	0,9777
Rozptyl	0,1584	0,1844
Pozorování	11	11
Společný rozptyl	0,1714	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	20	
t Stat	-0,7771	
P(T<=t) (1)	0,2231	
t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,4462	
t krit (2)	2,0860	

Tabulka 17: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>3</sub> vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>3</sub> vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>3</sub> vzorků sady PVCS2 a PVCS3

A			B			C		
	PVC	PVCS1		PVC	PVCS2		PVC	PVCS3
Stř. hodnota	2,4822	1,1749	Stř. hodnota	2,4822	1,1814	Stř. hodnota	2,4822	1,2745
Rozptyl	3,9406	1,8548	Rozptyl	3,9406	0,2870	Rozptyl	3,9406	0,3060
Pozorování	11	12	Pozorování	11	11	Pozorování	11	11
Společný rozptyl	2,8480		Společný rozptyl	2,1138		Společný rozptyl	2,1233	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21		Rozdíl	20		Rozdíl	20	
t Stat	1,8557		t Stat	2,0983		t Stat	1,9438	
P(T<=t) (1)	0,0388		P(T<=t) (1)	0,0244		P(T<=t) (1)	0,0331	
t krit (1)	1,7207		t krit (1)	1,7247		t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,0776		P(T<=t) (2)	0,0488		P(T<=t) (2)	0,0661	
t krit (2)	2,0796		t krit (2)	2,0860		t krit (2)	2,0860	

Tabulka 18: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_4$  vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_4$  vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_4$  vzorků sady PVC a PVCS3

D			E			F		
	PVCS1	PVCS2		PVCS1	PVCS3		PVCS2	PVCS3
Stř. hodnota	1,1749	1,1814	Stř. hodnota	1,1749	1,2745	Stř. hodnota	1,1814	1,2745
Rozptyl	1,8548	0,2870	Rozptyl	1,8548	0,3060	Rozptyl	0,2870	0,3060
Pozorování	12	11	Pozorování	12	11	Pozorování	11	11
Společný rozptyl	1,1082		Společný rozptyl	1,1173		Společný rozptyl	0,2965	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21		Rozdíl	21		Rozdíl	20	
t Stat	-0,0147		t Stat	-0,2256		t Stat	-0,4011	
P(T<=t) (1)	0,4942		P(T<=t) (1)	0,4118		P(T<=t) (1)	0,3463	
t krit (1)	1,7207		t krit (1)	1,7207		t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,9884		P(T<=t) (2)	0,8237		P(T<=t) (2)	0,6926	
t krit (2)	2,0796		t krit (2)	2,0796		t krit (2)	2,0860	

Tabulka 19: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_4$  vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_4$  vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_4$  vzorků sady PVCS2 a PVCS3

A			B			C		
	PVC	PVCS1		PVC	PVCS2		PVC	PVCS3
Stř. hodnota	3,4713	1,2742	Stř. hodnota	3,4713	1,4720	Stř. hodnota	3,4713	1,5528
Rozptyl	7,0078	2,0650	Rozptyl	7,0078	0,3882	Rozptyl	7,0078	0,4695
Pozorování	11	12	Pozorování	11	11	Pozorování	11	11
Společný rozptyl	4,4187		Společný rozptyl	3,6980		Společný rozptyl	3,7387	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21		Rozdíl	20		Rozdíl	20	
t Stat	2,5040		t Stat	2,4383		t Stat	2,3269	
P(T<=t) (1)	0,0103		P(T<=t) (1)	0,0121		P(T<=t) (1)	0,0153	
t krit (1)	1,7207		t krit (1)	1,7247		t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,0206		P(T<=t) (2)	0,0242		P(T<=t) (2)	0,0306	
t krit (2)	2,0796		t krit (2)	2,0860		t krit (2)	2,0860	

Tabulka 20: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_5$  vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_5$  vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_5$  vzorků sady PVC a PVCS3

D	PVCS1	PVCS2
Stř. hodnota	1,3358	1,4720
Rozptyl	2,2213	0,3882
Pozorování	11	11
Společný rozptyl	1,3048	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	20	
t Stat	-0,2796	
P(T<=t) (1)	0,3913	
t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,7827	
t krit (2)	2,0860	

E	PVCS1	PVCS3
Stř. hodnota	1,3358	1,5528
Rozptyl	2,2213	0,4695
Pozorování	11	11
Společný rozptyl	1,3454	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	20	
t Stat	-0,4388	
P(T<=t) (1)	0,3328	
t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,6655	
t krit (2)	2,0860	

F	PVCS2	PVCS3
Stř. hodnota	1,4720	1,5528
Rozptyl	0,3882	0,4695
Pozorování	11	11
Společný rozptyl	0,4289	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	20	
t Stat	-0,2896	
P(T<=t) (1)	0,3876	
t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,7751	
t krit (2)	2,0860	

Tabulka 21: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>5</sub> vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>5</sub> vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>5</sub> vzorků sady PVCS2 a PVCS3

A	PVC	PVCS1
Stř. hodnota	3,3234	1,3092
Rozptyl	7,6974	2,1392
Pozorování	11	12
Společný rozptyl	4,7859	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21	
t Stat	2,2057	
P(T<=t) (1)	0,0193	
t krit (1)	1,7207	
P(T<=t) (2)	0,0387	
t krit (2)	2,0796	

B	PVC	PVCS2
Stř. hodnota	3,3234	1,7969
Rozptyl	7,6974	0,5752
Pozorování	11	11
Společný rozptyl	4,1363	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	20	
t Stat	1,7602	
P(T<=t) (1)	0,0468	
t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,0937	
t krit (2)	2,0860	

C	PVC	PVCS3
Stř. hodnota	3,3234	1,7949
Rozptyl	7,6974	0,6852
Pozorování	11	11
Společný rozptyl	4,1913	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	20	
t Stat	1,7510	
P(T<=t) (1)	0,0476	
t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,0953	
t krit (2)	2,0860	

Tabulka 22: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>6</sub> vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>6</sub> vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>6</sub> vzorků sady PVC a PVCS3

D	PVCS1	PVCS2
Stř. hodnota	1,3092	1,7969
Rozptyl	2,1392	0,5752
Pozorování	12	11
Společný rozptyl	1,3944	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21	
t Stat	-0,9895	
P(T<=t) (1)	0,1668	
t krit (1)	1,7207	
P(T<=t) (2)	0,3337	
t krit (2)	2,0796	

E	PVCS1	PVCS3
Stř. hodnota	1,3092	1,7949
Rozptyl	2,1392	0,6852
Pozorování	12	11
Společný rozptyl	1,4468	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21	
t Stat	-0,9673	
P(T<=t) (1)	0,1722	
t krit (1)	1,7207	
P(T<=t) (2)	0,3444	
t krit (2)	2,0796	

F	PVCS2	PVCS3
Stř. hodnota	1,7969	1,7949
Rozptyl	0,5752	0,6852
Pozorování	11	11
Společný rozptyl	0,6302	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	20	
t Stat	0,0061	
P(T<=t) (1)	0,4976	
t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,9952	
t krit (2)	2,0860	

Tabulka 23: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>6</sub> vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>6</sub> vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>6</sub> vzorků sady PVCS2 a PVCS3

A		PVC		PVCS1	
Stř. hodnota	5,3206	1,4735			
Rozptyl	12,0212	2,3228			
Pozorování	11	12			
Společný rozptyl	6,9411				
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0				
Rozdíl	21				
t Stat	3,4981				
P(T<=t) (1)	0,0011				
t krit (1)	1,7207				
P(T<=t) (2)	0,0021				
t krit (2)	2,0796				

B		PVC		PVCS2	
Stř. hodnota	5,3206	2,0953			
Rozptyl	12,0212	0,8316			
Pozorování	11	11			
Společný rozptyl	6,4264				
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0				
Rozdíl	20				
t Stat	2,9837				
P(T<=t) (1)	0,0037				
t krit (1)	1,7247				
P(T<=t) (2)	0,0073				
t krit (2)	2,0860				

C		PVC		PVCS3	
Stř. hodnota	5,3206	2,0742			
Rozptyl	12,0212	0,8074			
Pozorování	11	11			
Společný rozptyl	6,4143				
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0				
Rozdíl	20				
t Stat	3,0061				
P(T<=t) (1)	0,0035				
t krit (1)	1,7247				
P(T<=t) (2)	0,0070				
t krit (2)	2,0860				

Tabulka 24: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_7$  vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_7$  vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_7$  vzorků sady PVC a PVCS3

D		PVCS1		PVCS2	
Stř. hodnota	1,4735	2,0953			
Rozptyl	2,3228	0,8316			
Pozorování	12	11			
Společný rozptyl	1,6127				
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0				
Rozdíl	21				
t Stat	-1,1730				
P(T<=t) (1)	0,1270				
t krit (1)	1,7207				
P(T<=t) (2)	0,2539				
t krit (2)	2,0796				

E		PVCS1		PVCS3	
Stř. hodnota	1,4735	2,0742			
Rozptyl	2,3228	0,8074			
Pozorování	12	11			
Společný rozptyl	1,6012				
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0				
Rozdíl	21				
t Stat	-1,1372				
P(T<=t) (1)	0,1341				
t krit (1)	1,7207				
P(T<=t) (2)	0,2683				
t krit (2)	2,0796				

F		PVCS2		PVCS3	
Stř. hodnota	2,0953	2,0742			
Rozptyl	0,8316	0,8074			
Pozorování	11	11			
Společný rozptyl	0,8195				
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0				
Rozdíl	20				
t Stat	0,0548				
P(T<=t) (1)	0,4784				
t krit (1)	1,7247				
P(T<=t) (2)	0,9569				
t krit (2)	2,0860				

Tabulka 25: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_7$  vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_7$  vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_7$  vzorků sady PVCS2 a PVCS3

A		PVC		PVCS1	
Stř. hodnota	6,3180	1,3942			
Rozptyl	17,6158	2,0330			
Pozorování	11	12			
Společný rozptyl	9,4534				
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0				
Rozdíl	21				
t Stat	3,8365				
P(T<=t) (1)	0,0005				
t krit (1)	1,7207				
P(T<=t) (2)	0,0010				
t krit (2)	2,0796				

B		PVC		PVCS2	
Stř. hodnota	6,3180	2,0263			
Rozptyl	17,6158	1,9315			
Pozorování	11	11			
Společný rozptyl	9,7737				
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0				
Rozdíl	20				
t Stat	3,2194				
P(T<=t) (1)	0,0022				
t krit (1)	1,7247				
P(T<=t) (2)	0,0043				
t krit (2)	2,0860				

C		PVC		PVCS3	
Stř. hodnota	6,3180	2,1868			
Rozptyl	17,6158	0,9555			
Pozorování	11	11			
Společný rozptyl	9,2857				
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0				
Rozdíl	20				
t Stat	3,1795				
P(T<=t) (1)	0,0024				
t krit (1)	1,7247				
P(T<=t) (2)	0,0047				
t krit (2)	2,0860				

Tabulka 26: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_8$  vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_8$  vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_8$  vzorků sady PVC a PVCS3

D	PVCS1	PVCS2
Stř. hodnota	1,3942	2,0263
Rozptyl	2,0330	1,9315
Pozorování	12	11
Společný rozptyl	1,9847	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21	
t Stat	-1,0749	
P(T<=t) (1)	0,1473	
t krit (1)	1,7207	
P(T<=t) (2)	0,2946	
t krit (2)	2,0796	

E	PVCS1	PVCS3
Stř. hodnota	1,3942	2,1868
Rozptyl	2,0330	0,9555
Pozorování	12	11
Společný rozptyl	1,5199	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21	
t Stat	-1,5401	
P(T<=t) (1)	0,0692	
t krit (1)	1,7207	
P(T<=t) (2)	0,1385	
t krit (2)	2,0796	

F	PVCS2	PVCS3
Stř. hodnota	2,0263	2,1868
Rozptyl	1,9315	0,9555
Pozorování	11	11
Společný rozptyl	1,4435	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	20	
t Stat	-0,3132	
P(T<=t) (1)	0,3787	
t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,7574	
t krit (2)	2,0860	

Tabulka 27: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>8</sub> vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>8</sub> vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>8</sub> vzorků sady PVCS2 a PVCS3

A	PVC	PVCS1
Stř. hodnota	6,6921	2,0356
Rozptyl	34,1529	3,6149
Pozorování	11	12
Společný rozptyl	18,1568	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21	
t Stat	2,6180	
P(T<=t) (1)	0,0080	
t krit (1)	1,7207	
P(T<=t) (2)	0,0161	
t krit (2)	2,0796	

B	PVC	PVCS2
Stř. hodnota	6,6921	2,5427
Rozptyl	34,1529	1,4660
Pozorování	11	11
Společný rozptyl	17,8094	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	20	
t Stat	2,3059	
P(T<=t) (1)	0,0160	
t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,0320	
t krit (2)	2,0860	

C	PVC	PVCS3
Stř. hodnota	6,6921	2,4185
Rozptyl	34,1529	1,4483
Pozorování	11	11
Společný rozptyl	17,8006	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	20	
t Stat	2,3755	
P(T<=t) (1)	0,0138	
t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,0276	
t krit (2)	2,0860	

Tabulka 28: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>9</sub> vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>9</sub> vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>9</sub> vzorků sady PVC a PVCS3

D	PVCS1	PVCS2
Stř. hodnota	2,0356	2,5427
Rozptyl	3,6149	1,4660
Pozorování	12	11
Společný rozptyl	2,5916	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21	
t Stat	-0,7546	
P(T<=t) (1)	0,2294	
t krit (1)	1,7207	
P(T<=t) (2)	0,4589	
t krit (2)	2,0796	

E	PVCS1	PVCS3
Stř. hodnota	2,0356	2,4185
Rozptyl	3,6149	1,4483
Pozorování	12	11
Společný rozptyl	2,5832	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21	
t Stat	-0,5708	
P(T<=t) (1)	0,2871	
t krit (1)	1,7207	
P(T<=t) (2)	0,5742	
t krit (2)	2,0796	

F	PVCS2	PVCS3
Stř. hodnota	2,5427	2,4185
Rozptyl	1,4660	1,4483
Pozorování	11	11
Společný rozptyl	1,4572	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	20	
t Stat	0,2412	
P(T<=t) (1)	0,4059	
t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,8118	
t krit (2)	2,0860	

Tabulka 29: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>9</sub> vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>9</sub> vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti E<sub>9</sub> vzorků sady PVCS2 a PVCS3

A			B			C		
	PVC	PVCS1		PVC	PVCS2		PVC	PVCS3
Stř. hodnota	8,3575	2,1395	Stř. hodnota	8,3575	2,6936	Stř. hodnota	8,3575	2,3643
Rozptyl	36,2627	3,4612	Rozptyl	36,2627	1,6779	Rozptyl	36,2627	1,6502
Pozorování	11	12	Pozorování	11	11	Pozorování	11	11
Společný rozptyl	19,0809		Společný rozptyl	18,9703		Společný rozptyl	18,9564	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21		Rozdíl	20		Rozdíl	20	
t Stat	3,4101		t Stat	3,0497		t Stat	3,2282	
P(T<=t) (1)	0,0013		P(T<=t) (1)	0,0032		P(T<=t) (1)	0,0021	
t krit (1)	1,7207		t krit (1)	1,7247		t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,0026		P(T<=t) (2)	0,0063		P(T<=t) (2)	0,0042	
t krit (2)	2,0796		t krit (2)	2,0860		t krit (2)	2,0860	

Tabulka 30: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_{10}$  vzorků sady PVC a PVCS1, B = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_{10}$  vzorků sady PVC a PVCS2, C = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_{10}$  vzorků sady PVC a PVCS3

D			E			F		
	PVCS1	PVCS2		PVCS1	PVCS3		PVCS2	PVCS3
Stř. hodnota	2,1395	2,6936	Stř. hodnota	2,1395	2,3643	Stř. hodnota	2,6936	2,3643
Rozptyl	3,4612	1,6779	Rozptyl	3,4612	1,6502	Rozptyl	1,6779	1,6502
Pozorování	12	11	Pozorování	12	11	Pozorování	11	11
Společný rozptyl	2,6120		Společný rozptyl	2,5988		Společný rozptyl	1,6641	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	21		Rozdíl	21		Rozdíl	20	
t Stat	-0,8213		t Stat	-0,3340		t Stat	0,5986	
P(T<=t) (1)	0,2104		P(T<=t) (1)	0,3708		P(T<=t) (1)	0,2781	
t krit (1)	1,7207		t krit (1)	1,7207		t krit (1)	1,7247	
P(T<=t) (2)	0,4207		P(T<=t) (2)	0,7417		P(T<=t) (2)	0,5562	
t krit (2)	2,0796		t krit (2)	2,0796		t krit (2)	2,0860	

Tabulka 31: Porovnání modulů pružnost – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, D = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_{10}$  vzorků sady PVCS1 a PVCS2, E = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_{10}$  vzorků sady PVCS1 a PVCS3, F = analýza hodnot modulů pružnosti  $E_{10}$  vzorků sady PVCS2 a PVCS3

A			B		
	PVCS1	PVCS3		PVC	PVCS3
Stř. hodnota	0,8445	0,4143	Stř. hodnota	2,3379	3,1341
Rozptyl	0,4601	0,0325	Rozptyl	0,2170	1,7018
Pozorování	9	11	Pozorování	9	11
Společný rozptyl	0,2226		Společný rozptyl	1,0419	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0		Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	18		Rozdíl	18	
t Stat	2,0288		t Stat	-1,7355	
P(T<=t) (1)	0,0288		P(T<=t) (1)	0,0499	
t krit (1)	1,7341		t krit (1)	1,7341	
P(T<=t) (2)	0,0575		P(T<=t) (2)	0,0997	
t krit (2)	2,1009		t krit (2)	2,1009	

Tabulka 32: Porovnání mezních hodnot – dvouvýběrový T-TEST s rovností rozptylů, A = analýza hodnot meze prokluzu  $\sigma_K$  sad vzorků PVCS1 a PVCS3, B = analýza hodnot meze pevnosti  $\sigma_P$  sad vzorků PVC a PVCS3