

**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ
V
PRAZE**

FAKULTA STROJNÍ



**Mechanické vlastnosti chirurgického
stehu pro plastiku aortální chlopně**

Diplomová práce

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Ondřasina** Jméno: **Lukáš** Osobní číslo: **440664**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávací katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**
Studijní program: **Aplikované vědy ve strojním inženýrství**
Specializace: **Biomechanika**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Mechanické vlastnosti chirurgického stehu pro plastiku aortální chlopně

Název diplomové práce anglicky:

Mechanical properties of surgical suture for aortic valve reconstruction

Pokyny pro vypracování:

Seznamte se se stavbou, mechanickými vlastnostmi a technikami plastiky nebo náhrady aortální chlopně. Popište experimentální metody vhodné pro získání materiálové odezvy cípu chlopně. Zpracujte experimentální data získaná z tahových zkoušek cípu chlopně s chirurgickým stehem. Analyzujte vliv typu stehu s ohledem na kvalitu plastiky cípu chlopně.

Seznam doporučené literatury:

Vojáček J, Žáček P, Dominik J. Záchovné operace a plastiky aortální chlopně. Cor Vasa. 2017;59(1):e77-84. doi: 10.1016/j.crvasa.2017.01.025
Branny M, Januška J, Černý J. Perkutánní katetrová implantace aortální chlopně. Cor Vasa. 2009;51(Suppl.):65-68. doi: 10.33678/cor.2009.225.
Straka, František; Schornik, David; Masin, Jaroslav; Filova, Elena; et al., Journal of Biomaterials and Tissue Engineering, Volume 7, Number 7, July 2017, pp. 527-543(17), American Scientific Publishers, <https://doi.org/10.1166/jbt.2017.1598>

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Hynek Chlup, Ph.D., odbor biomechaniky FS

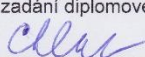
Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:


MUDr. Andrey Slautin, Všeobecná fakultní nemocnice v Praze

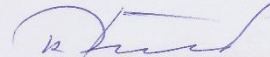
Datum zadání diplomové práce: **12.04.2021**

Termín odevzdání diplomové práce: **13.08.2021**

Platnost zadání diplomové práce: _____



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



doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry


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

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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


Datum převzetí zadání


Podpis studenta

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou diplomovou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl v příloženém seznamu veškeré použité informační zdroje v souladu s metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

Dne.....

Podpis.....

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat všem, kteří mi při vytváření této práce pomáhali. Především děkuji vedoucímu své diplomové práce Ing. Hynku Chlupovi, Ph.D. za vedení práce, cenné rady a připomínky. Dále bych chtěl poděkovat rodině a své milé za podporu při studiu.

Anotace

Jméno autora:	Lukáš Ondřasina
Název DP:	Mechanické vlastnosti chirurgického stehu pro plastiku aortální chlopně
Title:	Mechanical properties of surgical suture for aortic valve reconstruction
Akad. rok vyhotovení:	2020/2021
Ústav:	Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky
Vedoucí DP:	Ing. Hynek Chlup, Ph.D.
Konzultant:	MUDr. Andrey Slautin
Bibliografické údaje:	počet stran: 67 počet obrázků: 69 počet tabulek: 11
Klíčová slova:	plastika chlopně, mechanické vlastnosti chlopně, mechanické vlastnosti chirurgického stehu
Key words:	valvuloplasty, mechanical properties of valves, mechanical properties of surgical sutures
Abstrakt:	Tato diplomová práce se zabývá mechanickými vlastnostmi chirurgického stehu pro plastiku aortální chlopně. První část se zabývá stavbou, mechanickými vlastnostmi, technikami plastik a náhrad aortální chlopně. Jsou zde také popsány experimentální metody vhodné pro získání materiálové odezvy cípu chlopně. Druhá část je věnována zpracování experimentálních dat získaných z tahových zkoušek cípu chlopně s chirurgickým stehem a následným vyhodnocením.
Abstract:	This thesis focuses on mechanical properties of surgical suture for aortic valve reconstruction. The first part focuses on structure, mechanical properties, reconstruction, and replacement techniques of aortal valve. It also describes the appropriate experimental methods suitable for obtaining material response of valves. The second part discusses the processing of experimental data acquired by uniaxial testing of the valvular cups with a surgical suture and its evaluation.

Obsah

1	Úvod	10
2	Krevní oběhová soustava	11
2.1	Srdce	11
2.2	Cévy	13
3	Srdeční chlopně	13
3.1	Anatomie srdečních chlopní	13
3.2	Mechanika aortální chlopně	14
4	Vady a onemocnění aortální chlopně	17
4.1	Aortální stenóza	18
4.2	Aortální nedomykavost	18
5	Náhrady a operace aortální chlopně	18
5.1	Mechanické chlopně	19
5.2	Biologické chlopně	20
5.3	Plastika aortální chlopně	21
5.3.1	Typy chirurgických stehů	23
6	Mechanické zkoušky aortální chlopně a chirurgických stehů	23
6.1	Mechanické zkoušky nativních chlopní	23
6.2	Testování šitých spojů	25
6.3	Výpočet napětí a deformace	26
7	Modely pro hustotu deformační energie	28
7.1	Mooney–Rivlin model	28
7.2	Fung model	29
7.3	Holzapfel–Gasser–Ogden model	29
8	Experimentální část	30
8.1	Experimentální vzorky	30

8.1.1	Rozměry vzorků	33
8.2	Provedení experimentu	36
9	Experimentální výsledky	38
10	Modelování mechanické odezvy chlopně	42
11	Diskuse	46
12	Závěr	48
13	Literatura	49
14	Seznam obrázků	53
15	Seznam tabulek	56
16	Přílohy	57
16.1	Výsledky analýz ANOVA	57
16.2	Výsledky T-testu	58
16.3	Tabulky rozměrů pro jednotlivé vzorky	66

Seznam použitého značení

Zkratky:

PVCI	Nativní vzorky bez předcyklování
PVCII	Nativní vzorky s předcyklováním
S1	Vzorky s jednoduchým jednotlivým stehem
S2	Vzorky s U–stehem
S3	Vzorky s Z–stehem
ANOVA	Analýza rozptylu
HGO	Holzappel–Gasser–Ogden

Symboly:

A	[mm ²]	Aktuální průřez vzorku
A_0	[mm ²]	Referenční průřez vzorku
C_{10}	[MPa]	Materiálový parametr
C_{01}	[MPa]	Materiálový parametr
C	[MPa]	Materiálový parametr
D	[MPa ⁻¹]	Parametr stlačitelnosti materiálu
E	[MPa]	Modul pružnosti
F	[N]	Síla
I_1	[-]	První invariat pravého Cauchy–Green tenzoru deformace
I_2	[-]	Druhý invariat pravého Cauchy–Green tenzoru deformace
I_4	[-]	Pseudoinvariant pravého Cauchy–Green tenzoru deformace a jednotkových vektorů ve směru vláken
I_6	[-]	Pseudoinvarianty pravého Cauchy–Green tenzoru deformace a jednotkových vektorů ve směru vláken
J	[-]	Třetí invariant pravého Cauchy–Green tenzoru deformace
k_1	[MPa]	Materiálový parametr

k_2	[MPa]	Materiálový parametr
l	[mm]	Délka zdeformovaného vzorku
l_0	[mm]	Délka vzorku před deformací
l_Δ	[mm]	Absolutní prodloužení vzorku
p	[-]	Parametr pravděpodobnosti
Q	[-]	Rovnice materiálových parametrů a složek Green–Lagrang tenzoru deformace
R^2	[-]	Koeficient determinace
SS_{res}	[-]	Suma čtverců chyb
SS_{tot}	[-]	Suma kvadratických odchylek
W	[MPa]	Hustota deformační energie
α	[°]	Úhel, který svírá směrnice křivky grafu s osou deformace
ε	[-]	Deformace
κ	[-]	Materiálový parametr charakterizující úroveň disperze kolagenových orientací
λ	[-]	Stretch
μ	[MPa]	Počáteční modul pružnosti ve smyku
σ	[MPa]	Smluvní napětí
σ_c	[MPa]	Cauchyho (skutečné) napětí

1 Úvod

Srdce je jedním z nejdůležitějších orgánů v lidském těle. Jeho hlavním úkolem je udržovat krevní oběh. Takto dokáže každou minutu přečerpávat okolo 4.5–5.5 litrů krve, a proto je nesmírně důležité, aby správně pracovalo. Srdce může postihnou nespočet onemocnění, které ovlivní jeho správnou činnost. Jedním z velmi častých onemocnění je postižení srdečních chlopní. Chlopně plní funkci ventilu, který při otevření umožní jednosměrný průtok krve. Pokud dochází k tomu, že nejsou schopné plnit správně svoji funkci je potřeba uvažovat o léčbě a jednou z možností je náhrada postižené chlopně za biologickou či mechanickou protézu. Alternativou k náhradě chlopně může být její plastika neboli rekonstrukce. Mezi typické operace patří plastika cípu aortální chlopně, kdy se prodloužený volný okraj cípu koriguje pomocí chirurgického stehu.

Tato diplomová práce se zabývá mechanickými vlastnostmi třech typů chirurgického stehu vhodných pro plastiku aortální chlopně. První část této práce je věnována anatomii, mechanickým vlastnostem, vadám a možnostem chirurgické léčby aortální chlopně. Jsou zde také popsány mechanické zkoušky aortální chlopně. Druhá část práce je experimentální. Zde byly zkoumány mechanické vlastnosti cípů chlopně s rozdílnými chirurgickými stehy. Při vyhodnocování zkoušek byly porovnávány získané charakteristiky napětí–deformace vzorků nativních cípů aortální chlopně v obvodovém směru oproti vzorkům se stehem. Dále byly porovnány jednotlivé typy mezi sebou a byla snaha zjistit, který steh dokáže přenést největší napětí do místa, než dojde k jeho prokluzu. Získané mechanické charakteristiky byly podrobeny i matematickému modelování s využitím modelu pro hustotu deformační energie. Zde byly porovnány materiálové parametry a koeficient determinace, který značí míru přesnosti modelu.

Cílem práce je zhodnotit vliv typu použitého stehu na mechanické vlastnosti cípu chlopně v obvodovém směru.

2 Krevní oběhová soustava

Krevní transportní systém se skládá ze srdce, krve a cévního systému. Takto uspořádaný krevní oběh plní transportní funkci. To znamená, že za pomoci krve jsou zde transportovány látky jako je kyslík, oxid uhličitý, živiny, buňky imunitního systému a hormony. Krev může plnit své četné funkce pouze tehdy, jestliže nepřetržitě cirkuluje v organismu. O nepřetržitou cirkulaci se stará srdce, které pumpuje krev do cévního systému, který je tvořen rozvodnými, sběrnými a tenkostěnnými cévami umožňujícími výměnu látek mezi krví a tkáněmi, výměnu kyslíku a oxidu uhličitého.

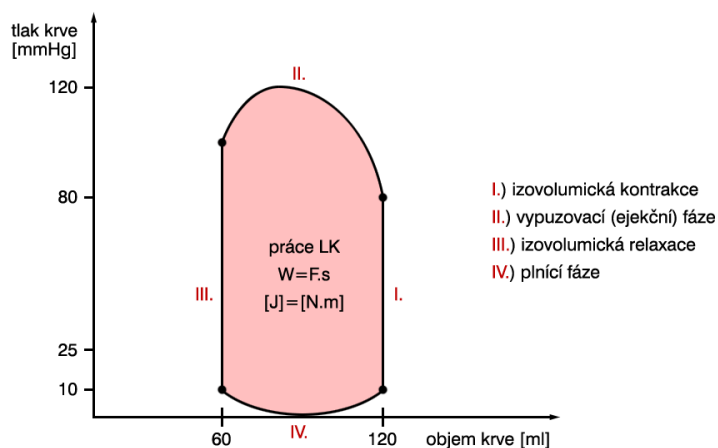
2.1 Srdce

Srdce je dutý, svalový orgán, který funguje jako kontinuálně pracující pumpa. Za 24 hodin jím proteče zhruba 7200 litrů krve. Hmotnost srdce se pohybuje kolem 300–350 g u mužů a u žen 250–300 g [4]. Srdce se skládá ze dvou komor a dvou síní.

Srdce se nachází za sternem v mediastinu. Od střední čáry je vpravo svou jednou třetinou, vlevo svými dvěma třetinami. Má tvar nepravidelného kužele a tvoří jej tři vrstvy. Vnitřní vrstva se nazývá endokard, svalová vrstva myokard a zevní obal epikard. Celé srdce je chráněno osrdečnickovým vakem.

Čerpací činnost srdce je založena na rytmickém střídání relaxace (diastoly) a kontrakce (systoly) svaloviny komor. Krev je přiváděna horní a dolní dutou žilou do pravé síně a dále pokračuje přes chlopeň trikuspidální do pravé komory. Následně protéká pulmonální chlopní do plicnice a jejími větvemi až do plic. Zde je krev okysličena a pomocí čtyř plicních žil přiváděna do levé síně. Krev dále protéká přes mitrální chlopeň do levé komory. Z levé komory krev protéká přes aortální chlopeň do aorty a následně je rozváděna do celého těla.

Fáze srdečního cyklu můžeme rozlišit podle tlakových a objemových změn v srdečních komorách. Obecně tyto fáze můžeme charakterizovat podle toho, která změna je dominantní. Buď se mění tlak v komorách, aniž by se měnil jejich objem, nebo se naopak mění objem komor při malé změně tlaku dle Obr. 1.



Obrázek 1 – Pracovní diagram levé komory srdeční s vyznačenými fázemi [28]

První fáze je izovolumická kontrakce. Kontrakce komorového myokardu vede k nárůstu komorového tlaku, který převyší tlak v předsíních a způsobí uzavření trikuspidální a mitrální chlopně. Jelikož aortální a pulmonální chlopně jsou stále zavřené, dochází k dalšímu vzestupu tlaku v komorách. Objem komor je konstantní.

Při druhé fázi dochází k vypuzení krve do velkých tepen, jakmile komorový tlak přesáhne diastolický tlak ve velkých tepnách. Asi do poloviny fáze tlak v komorách ještě mírně stoupá a potom až do konce systoly klesá. Když klesne pod hodnoty nižší, než jsou hodnoty tlaku v tepnách, dochází k uzavření aortální a pulmonální chlopně a tím systola končí. V levé komoře dosahuje tlak nejvyšších hodnot 120–140 mmHg a v pravé 20–30 mmHg [4].

Třetí fáze začíná diastolou a dochází k izovolumické relaxaci. V této fázi jsou všechny chlopně uzavřeny a v důsledku relaxace myokardu dochází k rychlému poklesu komorového tlaku až na hodnoty nižší než v síních. V tento okamžik se otevřou trikuspidální a mitrální chlopně a komory se začnou plnit.

Při čtvrté plnicí fázi se hned na začátku začne tlak v komorách snižovat na svou nejnižší hodnotu a potom mírně stoupne až na 16 mmHg [4]. Objem komor naproti tomu roste. Plnicí fázi lze dle jeho zvětšování rozdělit na tři podfáze. Při fázi rychlého plnění dochází k největšímu růstu objemu, a to v důsledku otevření trikuspidální a mitrální chlopně. Krev, která se během systoly komor nahromadila v síních, vnikne během krátké chvíle do komor. Další fází plnění je diastáza, kdy dochází k pomalému plnění. Krev protéká přes síně přímo do komor. Poslední fáze plnění je systola síní. Při klidové srdeční frekvenci se komory prakticky naplní krví ještě

dříve, než dojde v závěru k systole síní, ale pokud srdeční frekvence stoupá, komory se během plnicí fáze nestačí zcela naplnit pouhou svou relaxací a potom je systola síní velmi důležitá.

2.2 Cévy

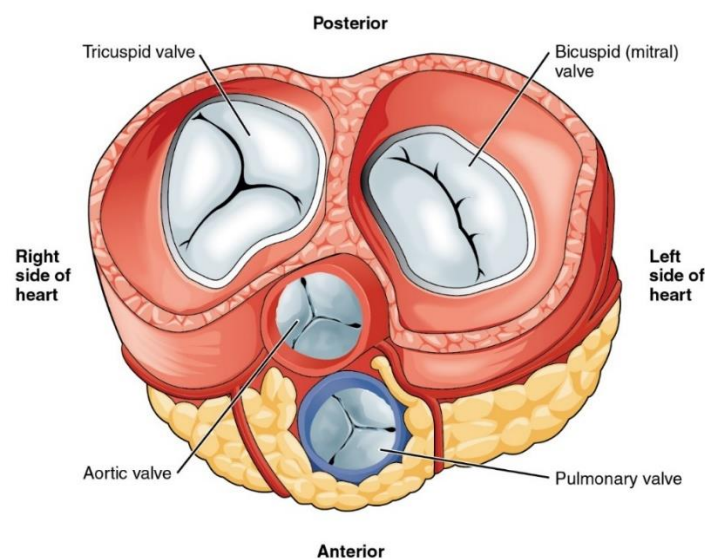
Cévy tvoří třívrstvá struktura: tunica externa, tunica media a tunica interna. Tunica externa je tvořena zevní elastickou membránou a sítí elastických a kolagenních vláken. Tunica media je tvořena hlavně hladkou svalovinou a tunica interna je tvořena endotelem, což je jednovrstvý plochý epitel vystýlající cévu [4]. Poměr jednotlivých složek se liší podle funkční kategorie cévy.

3 Srdeční chlopně

3.1 Anatomie srdečních chlopní

V lidském srdci se nachází čtyři srdeční chlopně neboli ventily, které zajišťují jednostranný tok krve. Z histologického hlediska se jedná o duplikatury endokardu [1]. Jsou tvořeny kolagenními a elastickými vlákny a na povrchu jsou kryté endotelem.

Srdeční chlopně jsou z topografického a funkčního pohledu uloženy v pravostranných a levostranných srdečních oddílech, viz Obr. 2. Srdeční chlopně se dělí na dvě atrioventrikulární, které se nachází mezi síněmi a komorami, a dvě semilunární, které oddělují komory od cév [1].



Obrázek 2 – Srdeční chlopně [2]

Mitrální chlopeň je dvojcípá atrioventrikulární chlopeň mezi levou síní a levou komorou. Skládá se z většího předního a menšího zadního cípu. Oba cípy se spojují v oblasti komisur. Cípy jsou spojeny pomocí primárních a sekundárních šlašinek s oběma papilárními svaly. Bazální část zadního cípu vydává šlašinky vedoucí přímo k trabekulám levé komory. Část anulu mitrální chlopně je ukotvena ve fibrózním srdečním skeletu a přímo souvisí s aortální chlopní [1].

Trikuspidální chlopeň je trojcípá atrioventrikulární chlopeň. Nachází se mezi pravou síní a pravou komorou. Skládá se z předního, zadního a septálního cípu. Přední cíp je největší. Okraj tohoto cípu má jeden zářez, někdy může mít více menších klínovitých zářezů. Pomocí šlašinek se upíná k mediálnímu a přednímu papilárnímu svalu. Zadní cíp je nejmenší a upíná se k přednímu a zadnímu papilárnímu svalu. Septální cíp se upíná pomocí šlašinek k zadnímu a septálním papilárním svalům [1]. V blízkosti septálního cípu se nachází atrioventrikulární uzel převodního systému.

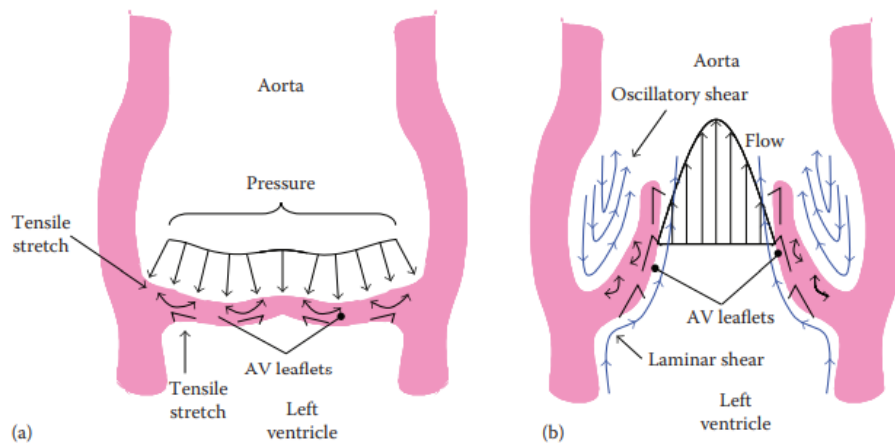
Pulmonální chlopeň patří mezi poloměsíčitě. Je umístěna mezi výtokovou částí pravé komory a plicní tepnou ve stěně srdce. Skládá se ze tří poloměsíčitých kapes připojených na obvodový vazivový prstenec. Vazivový prstenec netvoří kruhový průřez, neboť je trojnásobně zakřiven podle úponu jednotlivých poloměsíčitých kapes [3]. Kapsy se dělí na pravou, přední a zadní. Oproti atrioventrikulárním chlopním je pulmonální tenčí a chybí zde hladká svalovina.

Aortální chlopeň je uložena v centru srdce a nachází se na konci výtokového traktu levé komory. Aortální chlopeň je tvořena třemi poloměsíčitými cípy a k nim přiléhajícími Valsalvovými sinami. Volné okraje cípů jsou centrálně mírně fibrózně ztlustěny. Naopak blízko komisur se ztenčují a často obsahují drobné otvory – fenestrace [1]. Aortální chlopeň nemá anatomicky definovaný anulus, nicméně se používá pojem „chirurgický anulus“, což je poloměsíčitě zvlněná linie úponu cípu ke stěně aorty s nejvyšším bodem v místě styku se sousedními cípy a nejnižším bodem uprostřed vzdálenosti mezi oběma komisurami.

3.2 Mechanika aortální chlopně

Všechny srdeční chlopně řídí průtok krve, ale vykazují odlišné mechanické, strukturální a geometrické vlastnosti. To je zapříčiněno prostředím, ve kterém pracují. Srdeční chlopně jsou namáhány ohybovým napětím když se chlopeň otevírá, smykovým napětím když přes ni proudí

krev a tahovým napětím při bránění zpětného toku krve. Zdravá aortální chlopeň se skládá ze tří cípů a hýbe se pasivně podle změn průtoku krve a tlaku. Během diastoly je tlak v levé komoře nižší než tlak v aortě a cípy tak musí odolat značnému tlaku 80 mmHg. V průběhu systoly poklesne tlakový gradient na nulu, cípy se uvolní a tím umožní otevření chlopně, jak je vidět na Obr. 3.

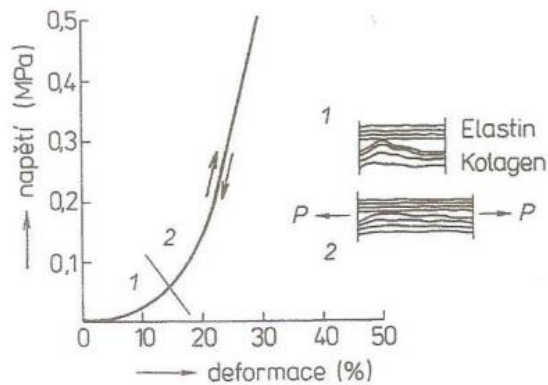


Obrázek 3 – Tlak působící na cípy aortální chlopně při diastole (a) a při systole (b) [17]

Základní vlastnosti cípů [14]:

- V každém cyklu se cípy chlopně nacházejí v plně zatíženém nebo plně nezatíženém stavu.
- Při zavírání chlopně dochází k velkému anizotropnímu prodloužení.
- Napětí vzniklé průtokem krve se nachází v rozmezí 50–100 N/m.
- Rychlost deformace je velmi vysoká.
- Při zavření chlopně veškeré deformace zanikají.

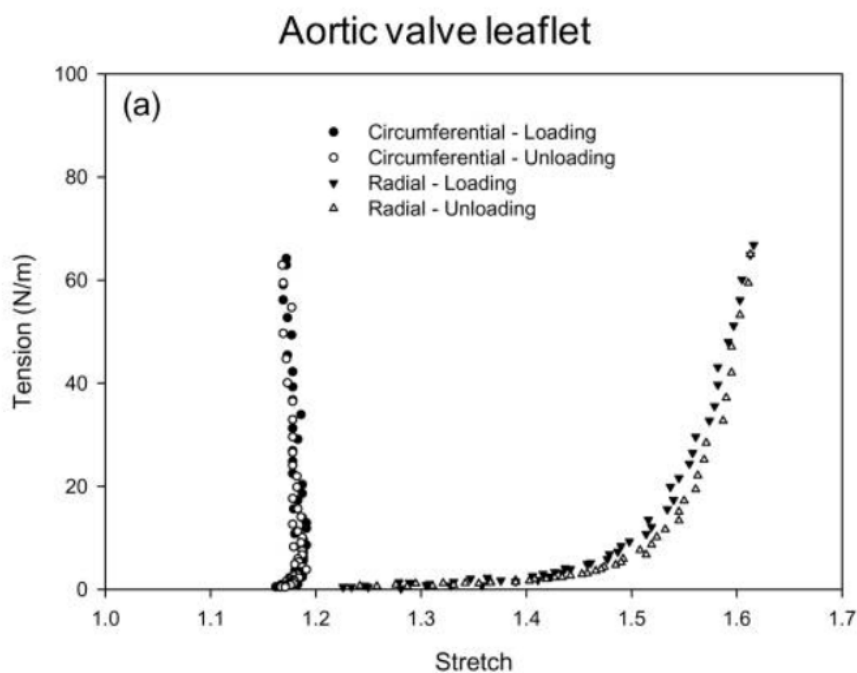
Mechanika měkkých tkání je velmi složitá, neboť vykazuje nelineární vztah napětí – deformace, viz Obr. 4, velké deformace, viskoelasticitu a složité chování. Velká část tohoto chování je přímým důsledkem změn jejich vnitřní struktury, což zahrnuje jak narovnání vysoce zvlňených kolagenních vláken, tak i rotaci těchto vláken směrem k ose natažení.



Obrázek 4 – Závislost napětí na deformaci vzorku cípu aortální chlopně v obvodovém směru [15].

Aortální chlopeň je také anizotropní, což znamená, že její mechanické vlastnosti jsou závislé na směru deformace, viz Obr. 5. Jak je vidět, tak v obvodovém směru je protažení menší než v radiálním směru. Na obrázku je také vidět nepatrná hystereze.

Mechanické vlastnosti aortální chlopně se během života mění. Je prokázáno, že se během stárnutí výrazně snižuje jejich roztažnost jak v obvodovém, tak radiálním směru a zároveň se zvyšuje jejich tuhost [13]. To je způsobeno změnou vnitřní struktury, zejména narovnáním kolagenních vláken.



Obrázek 5 – Závislost protažení na radiálním a obvodovém směru s následným odlehčením [14].

Přestože aortální chlopeň je tlustá přibližně 1 mm, tak každý cíp aortální chlopně se skládá z tří vrstev: fibrózní, spongiózní a ventrikulární vrstvy. Fibróza je zejména tvořena kolagenem, který je uspořádán po obvodu v paralelních svazcích obklopený matricí z elastinu a směřuje směrem k aortě. Ventrikulární vrstva se skládá především z elastinových vláken orientovaných v radiálním směru a směřuje ke komoře. Spongióza je primárně tvořena glykosaminoglykany, které působí jako tlumiče nárazů a zajišťují deformovatelnost chlopně [16].

4 Vady a onemocnění aortální chlopně

Aortální chlopně se mohou vyskytnout s anomální strukturou. To znamená, že jsou tvořeny jiným počtem cípů než třemi. Takové chlopně dokážou poměrně dlouho fungovat, ale je nesporné, že negativně ovlivňují dlouhodobou funkční prognózu [5].

Bikuspidální aortální chlopeň je nejčastější vrozenou srdeční vadou. Vyskytuje se zhruba u 1–2 % populace a častější výskyt je u mužů [5]. Bikuspidální aortální chlopeň je druhou nejčastější příčinou vzniku aortální stenózy, méně často také aortální regurgitace. Morfologie je velmi rozmanitá, u bikuspidální aortální chlopně je charakteristické spojení jejích dvou cípů. Spojení těchto cípů může být neúplné a v nespojené oblasti může docházet k zpětnému proudění krve.

Unikuspidální aortální chlopeň se vyskytuje velmi zřídka, zhruba u 0.02 % populace a u mužů je výskyt větší [5]. Často je doprovázena i jinými vrozenými vadami srdce. Rozlišujeme dva základní typy unikuspidální chlopně, a to unikomisurální a akomisulární. Pro unikomisurální typ je charakteristická plně vytvořená komisura mezi levým a nekoronárním cípem. Dále jsou zde dvě reziduální komisury, a to mezi koronárními cípy a mezi pravým a nekoronárním cípem. V oblasti těchto komisur jsou cípy částečně srostlé. Akomisurální varianta nemá vytvořenou žádnou komisuru. Jeden cíp chlopně se upíná k celému obvodu aortálního prstence.

Kvadrikuspidální aortální chlopeň je chlopeň se čtyřmi cípy. Vyskytuje se velmi zřídka a to u 0.008–0.043 % populace [5].

4.1 Aortální stenóza

Aortální stenóza představuje nejčastější chlopenní vadu v dospělosti [6]. Zúžení aortální chlopně vede k změně toku krve z levé komory srdeční do aorty a vede tak k jejímu tlakovému přetěžování a následně k levostrannému srdečnímu selhání. Aortální stenóza může být vrozená nebo získaná. Projevy aortální stenózy jsou dušnost, angina pectoris a synkopa [6]. K léčbě se využívá náhrada aortální chlopně, kdy je pacientovi chlopeň nahrazena buď biologickou nebo mechanickou chlopenní protézou. Další možností je katetrizační implantace aortální chlopně, při které se katetr s náhradou zavede přes tepenné řečiště přímo do srdce. Tato operace byla poprvé provedena v roce 2002 [6].

4.2 Aortální nedomykavost

Nedomykavost aortální chlopně je onemocnění srdce, při kterém cípy chlopně přesně nedoléhají, čímž dochází ke zpětnému toku krve z aorty do srdce neboli regurgitaci. Tím dochází k tlakovému a objemovému přetížení levé komory. Jedná se o třetí nejčastější chlopenní vadu [5]. Zpětný tok krve může být zapříčiněn patologií cípů chlopně nebo kořene aorty. Nejčastější příčinou je rozšíření aorty a tím zároveň i obvodu aortální chlopně, což způsobí nedomykavost jednotlivých cípů [7]. Aortální nedomykavost může být akutní či chronická. Jako aortální stenóza je i aortální regurgitace doprovázena dušností, malou výkonností a méně často anginou pectoris [5]. Léčba probíhá chirurgicky, buď plastikou nebo náhradou poškozené chlopně.

5 Náhrady a operace aortální chlopně

Těžce postižené chlopně, které nelze upravit plastikou, jsou nahrazovány chlopněmi umělými: mechanickými nebo biologickými. Mechanické chlopně bývají zkonstruovány z umělých hmot, kovových slitin a nejrůznějších tkanin. Biologické chlopně jsou tvořeny biologickou tkání jiného živočišného druhu [1]. Ideální chlopenní náhrada by měla mít nulový gradient a nulovou regurgitaci, neomezenou trvanlivost, odolnost vůči infekci a měla by umožnit pevné přihojení [8].

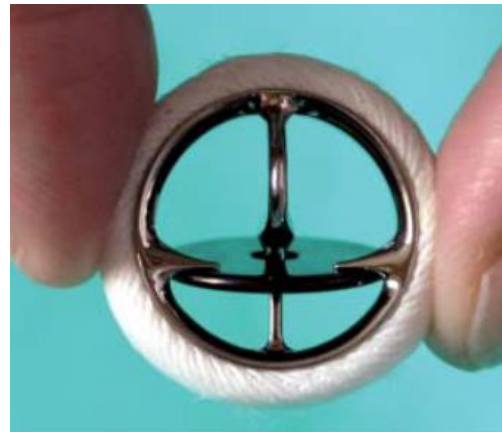
5.1 Mechanické chlopně

Mechanické srdeční chlopně se implantují již od roku 1960. V tomto roce byla provedena první úspěšná implantace mechanické kuličkové chlopně [8]. Mechanické chlopně se doporučují pro pacienty mladší 60 let, a pro nemocné s onemocněními, která vyžadují trvalou antikoagulační léčbu [8]. Je ale již prokázáno, že ve skupině nemocných s nízkým rizikem reoperace není rozdíl mezi dlouhodobou mortalitou operovaných s mechanickou chlopní a bioprotézou [9]. Mechanické chlopně se dělí na kuličkové, diskové a dvoulisté.

Kuličková chlopeň byla v 60. a 70. letech nejčastěji implantovanou chlopní na světě, nyní se však nepoužívá. Nejznámější kuličkovou chlopní je Starr–Edwardsova, která je znázorněna na Obr. 6 [1]. Uzavíracím tělískem u tohoto modelu je koule ze silastiku. V otevřené poloze koule naléhá na uzavřenou stelitovou klec tvořenou třemi spojenými pruty. V zavřené poloze dosedá do prstence. Kuličkové chlopně se dnes již nepoužívají.



Obrázek 6 – Kuličková chlopeň Starr–Edwardsova [10]



Obrázek 7 – Disková chlopeň Medtronic–Hallova [8]

Diskové chlopně, které se používají dnes, pracují na principu vyklápějícího disku. Jedná se o plochý disk, který uzavírá nebo otevírá kruhový prstenec, viz Obr. 7. Těchto chlopní je vyráběna celá řada. Pracují na stejném principu a liší se od sebe materiálem, ze kterého je vyroben disk, klec i našívací prstenec. Často užívaným materiálem na disk je pyrolitkarbon. Oproti chlopním kuličkovým jejich výhodou je, že jsou menší a snadněji se našívají. Mají velmi malou otevírací rezistenci a velmi krátké zpoždění uzavření. Nejvíce implantovanou vyklápějící diskovou chlopní na světě je chlopeň Medtronic–Hallova. Disk se u této chlopně vyklápí do úhlu 75° u aortální chlopně a u mitrální chlopně do úhlu 70° [1].

Chlopně dvoulisté jsou dnes nejčastěji implantovanými mechanickými chlopněmi [1]. Dvoulistých srdečních chlopní je v dnešní době celá řada. Pracují na principu vyklápění dvou poloměsíčitých disků. Tento mechanismus nebyl od uvedení na trh měněn, jen byly postupně vytvářeny modely, které lze po našíti otáčet. Nejčastěji implantovanou dvoulistou chlopní je chlopeň St. Jude Medical, viz Obr. 8. Je tvořena dvěma pyrolitkarbonovými poloměsíčitými listy, které se vyklápějí až do úhlu 85°, ale dosedají na prstenec v úhlu 30° [1].



Obrázek 8 – Dvoulistá chlopeň St. Jude Medical [8]

5.2 Biologické chlopně

Biologické chlopně jsou chlopnenní náhrady vytvořené za použití biologické tkáně, která byla odebrána z těla jiného živočicha. Výhodou biologických chlopní je, že nevyžadují trvalou antikoagulační léčbu. Nevýhodou je však nejistota jejich dlouhodobé dobré funkce. Biologické chlopně jsou vhodné pro pacienty s předpokládanou krátkou dobou života, neboť dochází k degenerativním změnám chlopně, pro pacienty, kteří nemohou být na antikoagulační léčbě, nebo pro nemocné vyžadující náhradu v nízkotlakém systému pravého srdce [8].

Nejčastěji se používají bioprotézy, které mají kostru opletenou teflonem nebo polypropylenem, do které je vsita chlopeň z biologického materiálu (buď prasečí aortální chlopeň nebo chlopeň zkonstruovaná z hovězího perikardu), viz Obr. 9. Do aortální ústí lze implantovat i bioprotézu nemající kostru ani prstenec [8]. Takováto chlopeň se nazývá stentless bioprotéza [1].

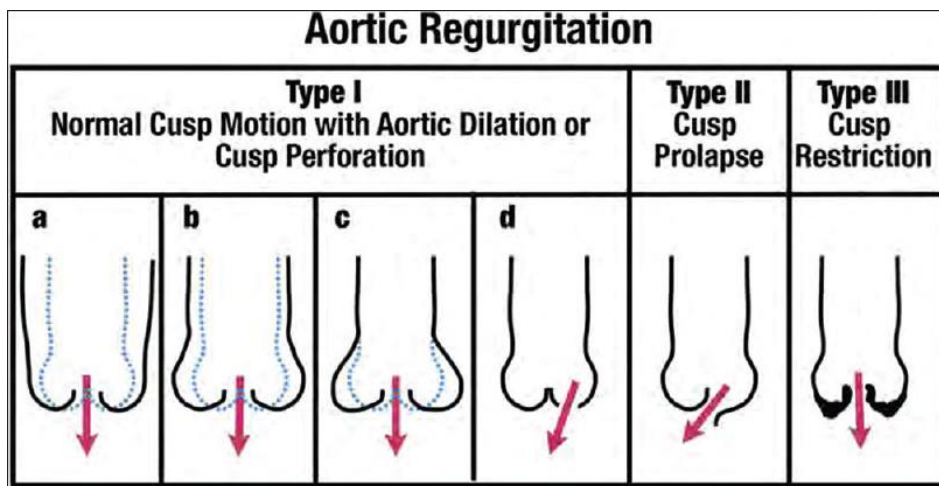


Obrázek 9 – Bioprotézy [8]

Dalším typem biologických chlopní jsou alografty. Jedná se o lidské aortální chlopně odebrané od kadaverózních dárců, ošetřené antibiotiky, zchlazené a uchované v tekutém dusíku [8]. Implantace těchto chlopní je složitější a trvá déle než u bioprotéz. Jejich výhodou je, že nejsou tolik náchylné k infekci [1].

5.3 Plastika aortální chlopně

Postupný vývoj chirurgických metod umožnil operovat nemocné s aortální regurgitací na podkladě morfologického postižení aortální chlopně. Technikou plastik aortální chlopně je celá řada a vždy je nutné zvolit takovou, která řeší příčinu regurgitace. Sinotubulární junkce, cípy aortální chlopně a aortální anulus jsou tři základní zóny možné intervence chirurga. Tendence provádět plastiku aortální chlopně je především u mladších pacientů. Regurgitaci klasifikujeme podle El Khouryho, viz Obr. 10. Z toho vyplývá i vhodná chirurgická technika. Pro plastiku chlopně jsou vhodné první dvě skupiny [11].



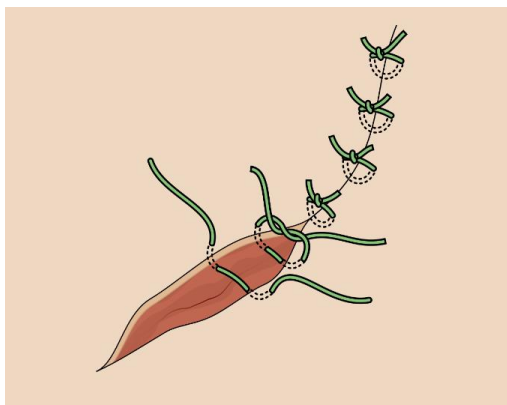
Obrázek 10 – Rozdělení aortální regurgitace podle El Khouryho [12].

Plastika aortální chlopně, při které se provádí výkon pouze na cípech chlopně bez změn na aortálním kořeni, se nazývá „izolovaná plastika aortální chlopně“ [11]. Plastika cípů aortální chlopně se provádí u pacientů s čistou aortální regurgitací a bývá alternativou k náhradě aortální chlopně mechanickou chlopní nebo bioprotézou. Cípy aortální chlopně jsou základním prvkem, který umožňuje domykavost chlopně. Principem chirurgické intervence na cípech je obnovení jejich dostatečné výšky koaptace všech cípů nad úroveň aortálního anulu. Důležité parametry, které ovlivňují správnou funkci chlopně jsou efektivní výška, geometrická výška a výška koaptace. Efektivní výška je kolmá vzdálenost mezi centrálním okrajem cípu a jeho úponem. Tato výška by u všech cípů měla být stejná. Efektivní výšku můžeme zvýšit pomocí centrální plikace. Jedná se o zkrácení volného okraje cípu pomocí jemného plikačního stehu [11]. K posouzení prolapsu cípu lze využít Fraterův steh [1]. Tento steh se zakládá do středů cípů aortální chlopně a po dotažení je vidět, která část cípu přebývá. Geometrická výška cípu je vzdálenost od centrální části volného okraje cípu k jeho nadiru. Poslední důležitá výška je výška koaptace. Výškou koaptace se rozumí rozsah vzájemného kontaktu cípů během diastoly. Všechny tyto výšky jsou důležité pro správnou a dlouhodobou funkci chlopně, na které byla provedena plastika.

Pokud dochází k dilataci anulu, lze provést výkon, jehož principem je zkrácení celého jeho obvodu. Tento výkon je v dnešní době velmi důležitý, neboť je prokázáno, že pokud není součástí aortální plastiky zmenšení a stabilizace dilatovaného aortálního anulu, dochází k vyššímu riziku reoperace [11].

5.3.1 Typy chirurgických stehů

Chirurgický steh je nejznámější a nejrozšířenější metodou ošetření ran. V chirurgické praxi se používá velké množství typů stehů. Pro správnou volbu stehu je důležité jeho umístění, dále záleží na zvyklostech daného pracoviště a operátéra. Základní dělení je z hlediska chirurgické techniky, kdy stehy dělíme na jednouzlové, nebo pokračovací. Pro jednouzlové stehy je typické, že spojují tkáň v jednom bodě, a proto je důležité jich udělat několik. U pokračovacích stehů je možné spojit tkáň jediným spojem. Mezi jednouzlové stehy patří například: jednotlivý steh, který je vyobrazen na Obr. 11, matracový steh, U–steh, Donattiho steh, Algowerův steh, tabákový steh, nebo Z–steh. Pokračovací stehy se dělí nepřehazovaný a přehazovaný steh [22].



Obrázek 11 – Jedinotlivý steh [22]

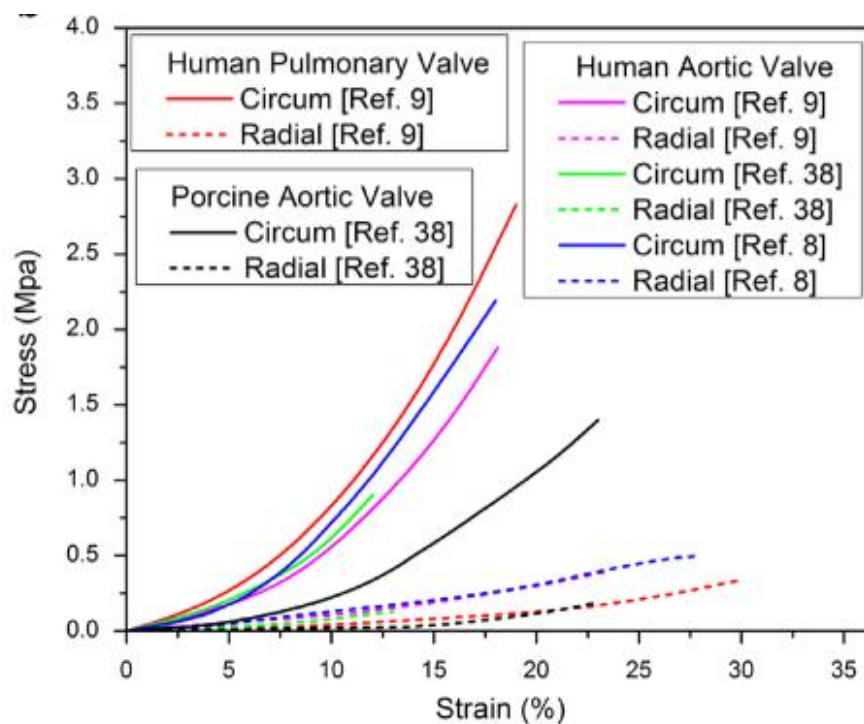
6 Mechanické zkoušky aortální chlopně a chirurgických stehů

Tato kapitola je věnována mechanickým zkouškám nativních chlopní, které je možné použít pro získání mechanických vlastností. Je zde také popsáno, jak se testují šité spoje a šicí materiál.

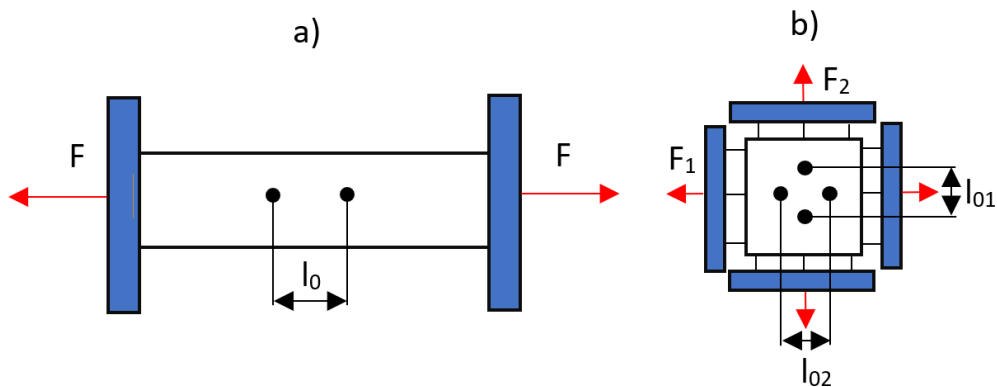
6.1 Mechanické zkoušky nativních chlopní

Jak už bylo zmíněno mechanika aortálních chlopní je velmi složitá. Jeden z možných experimentů na zjištění mechanických vlastností chlopně je jednoosá tahová zkouška. Využívá se pro svou jednoduchost, ale pro zjištění komplexních vlastností není vhodná, neboť nedokáže napodobit heterogenní pole víceosých deformací, zatěžovací sekvence a kinematiku

vláken [14]. Zkouška probíhá tak, že vzorek pravidelného tvaru je protahován v jednom směru často až do poškození. Pro testování kardiovaskulární tkáně se využívají mezinárodní standardizace tahové zkoušky [18]. Vzorek tkáně je rozřezán na vzorky o obdélníkovém tvaru, přičemž se vybírají pouze oblasti s rovnoměrnou tloušťkou. Poté se změří rozměry vzorku, a to nejméně třikrát. Následně se připevní ke stroji pomocí plochých svorek na obou koncích vzorku. Vzorek je dále stabilizován, dokud není pozorované stejné mechanické chování. To se provádí tak, že je vzorek zatížen a následně odlehčen v několika cyklech (např. v 10 cyklech) [18]. Při cyklování dochází k natažení a ustálení všech vláken. Po několika cyklech je vzorek natažen a dochází ke změření posunutí buď čelistí nebo značek umístěných na vzorku a dopočítání deformace. Síla je měřena pomocí snímače zatížení. Výsledkem zkoušky je graf závislost napětí na protažení, viz Obr. 12.



Obrázek 12 – Jednoosé tahové křivky napětí–deformace pro lidské a zvířecí vzorky [29]



Obrázek 13 – Schéma jednoosé (a) a dvouosé tahové zkoušky (b)

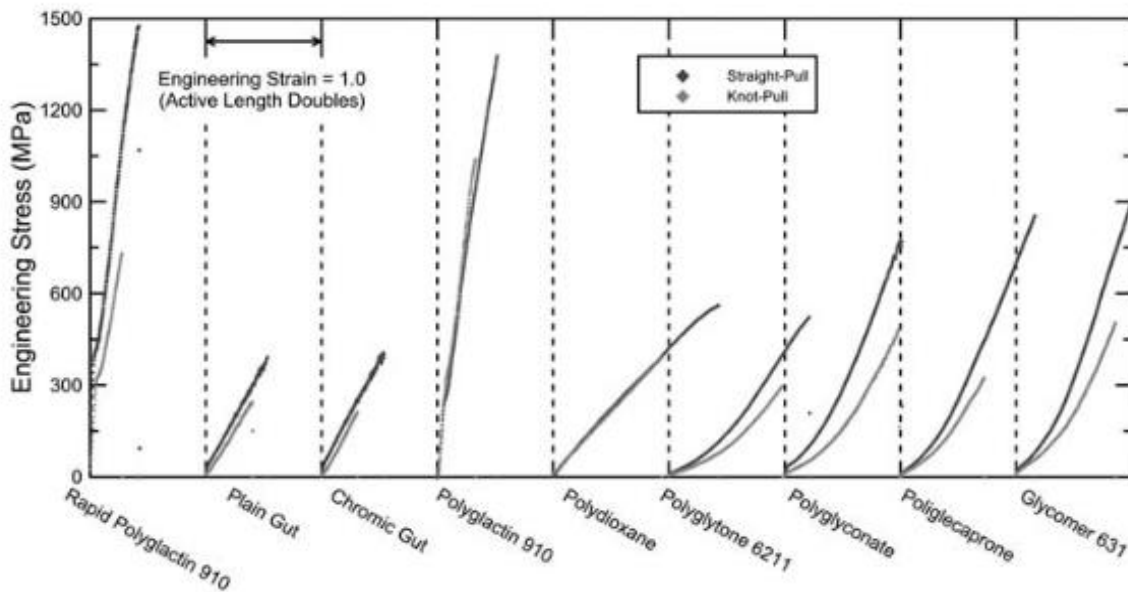
Pro zjištění komplexnějších vlastností se využívá dvouosá tahová zkouška, v axiálním a obvodovém směru, viz Obr. 13. Z této zkoušky je nejlépe patrná nelineární mechanická odezva a anizotropie aortální chlopně. Vzorek má nejčastěji tvar čtverce a rozměry jsou obvykle mnohem větší než pro jednoosou tahovou zkoušku. Upevnění vzorku probíhá za pomoci háků a ostnů. Zatížení se aplikuje podél každé osy a je nezávisle ovládané. Jednoosé a dvouosé tahové zkoušky vykazují pouze časově nezávislé mechanické vlastnosti, proto se provádí ještě zkoušky dynamické, aby nejlépe simulovaly fyziologické chování. Z nich je ale patrné, že napětí a deformace jsou nezávislé na rychlosti deformace a stejně tak je pozorovaná nízká úroveň hystereze [14]. Tato vlastnost je velmi jedinečná oproti jiným kolagenním tkáním.

Při tahových zkouškách je obtížné získat mechanické vlastnosti jednotlivých vrstev chlopně a také mechanické vlastnosti v oblasti malých deformací. Proto se provádí zkouška na ohyb. Ohyb představuje pro cípy chlopně přirozený režim deformace, neboť při otevření chlopně dochází k jejich ohybu. Výhodou oproti tahovým zkouškám je, že lze pozorovat mírné změny tuhosti při nízkých hodnotách napětí, které by v tahu nebyly znatelné, a také lze posoudit vzájemné působení jednotlivých vrstev [14].

6.2 Testování šitých spojů

Při sešití materiálu dochází k jeho poruše při průniku jehly materiálem. V tomto místě se vytvoří otvor a ten je dále náchylný k dalšímu poškozování. Proto je důležité, aby šitý spoj ovlivňoval mechanické vlastnosti co nejméně. Nejběžnější testování je prováděno při jednoosé tahové zkoušce. Testování chirurgických stehů se neprovádí, a proto jsou dále popsány testy chirurgického šicího materiálu a šitých spojů v textilním průmyslu.

Testování chirurgického šicího materiálu je prováděno tahovou zkouškou. Testovány byly čtyři nevstřebatelné a devět vstřebatelných materiálů. Pro každý šicí materiál bylo vytvořeno dvacet vzorků. Z toho deset bylo bez uzlu a na zbylých deseti byl vytvořen jednoduchý uzel. Z výsledků vyplývá, že mechanické vlastnosti jsou ovlivněny tím, z jakého materiálu bylo šicí vlákno zhotoveno a jestli na něm byl či nebyl vytvořen uzel, viz Obr. 14. Bylo zjištěno, že u vzorků s uzlem se snížilo maximální zatížení, které je materiál schopen přenášet [20].



Obrázek 14 – Graf napětí–deformace pro vstřebatelné šicí materiály bez uzlu a s uzlem [20]

Šité spoje se velmi často vyhodnocují na mechanické vlastnosti v textilním průmyslu, kde se klade důraz na pevnost spoje. Pro testování se využívá například normovaná zkouška Grab [21]. Norma stanovuje postup zkoušky pro zjišťování maximální tažné síly švu, kdy síla působí kolmo na šev. Norma například udává minimální počet zkušebních vzorků na pět kusů, upínací délku stanovuje na 100 mm a rychlost protažení 50 mm/min.

6.3 Výpočet napětí a deformace

Tahová zkouška vyvolává ve zkušebním tělese napětí σ , které je vyjádřeno vztahem (1), kde F je aktuální působící síla a A je aktuální plocha průřezu. Takto vyjádřené napětí nazýváme skutečným napětím.

$$\sigma_c = \frac{F}{A} \quad (1)$$

Pro naše výpočty byl použito smluvní napětí, které má tvar vyjádřený vztahem (2), kde A_0 je referenční plocha průřezu. Tento vztah byl použit z důvodu, že na vzorcích se stehem byla vytvořena řasa, která byla prošita stehem a nebylo možné získat aktuální plochu průřezu. U všech vzorků byla změřena referenční plocha průřezu. Hodnoty pro skutečné a smluvní napětí nejsou stejné, při tahových zkouškách se průřez zmenšuje a z toho plyne, že hodnoty pro skutečné napětí budou větší než pro smluvní.

$$\sigma = \frac{F}{A_0} \quad (2)$$

Vlivem působícího napětí dochází k deformaci tělesa. Napětí v tahu vyvolá na tělesu jeho protažení vyjádřeno rovnicí (3), kde l je délka zdeformovaného tělesa a l_0 je původní délka před deformací.

$$l_{\Delta} = l - l_0 \quad (3)$$

K vyjádření deformace se používá veličina relativního prodloužení ε , která je dána vztahem:

$$\varepsilon = \frac{l_{\Delta}}{l_0} \quad (4)$$

Jedním ze základních parametrů materiálu je modul pružnosti vyjadřující jeho tuhost. Čím je jeho hodnota vyšší, tím vyšší je i jeho tuhost. Pokud máme lineární materiál, víme, že zde platí Hookův zákon, který říká, že deformace je přímo úměrná napětí materiálu.

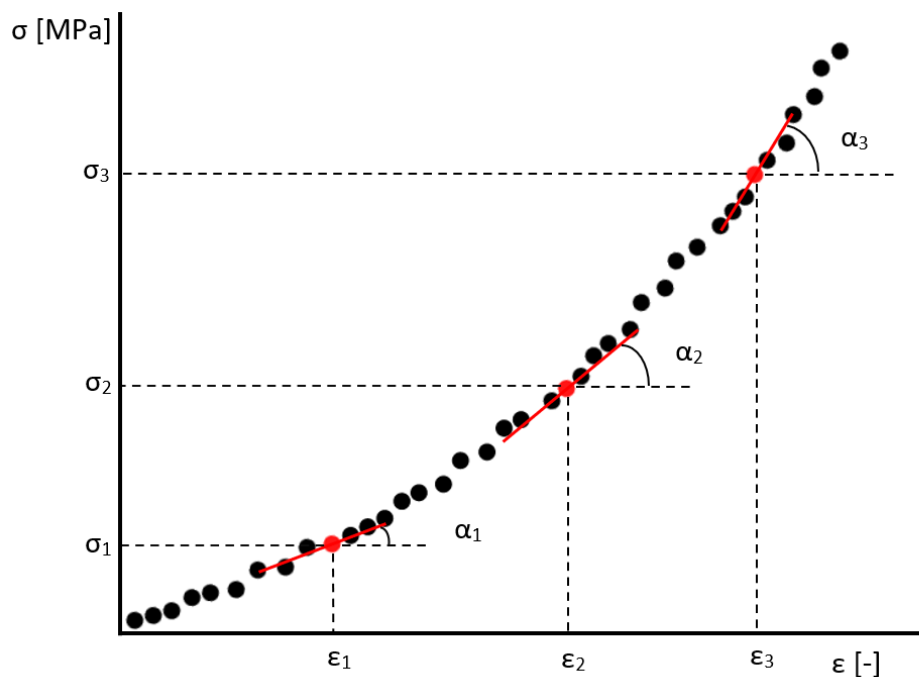
$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} \quad (5)$$

Úpravou Hookova zákona lze vypočítat modul pružnosti. Pro jeho grafické vyjádření se užívá směrnice deformační křivky, resp. tangenta úhlu alfa.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = tg(\alpha) \quad (6)$$

Hookův zákon ovšem platí pouze pro lineární závislost napětí na deformaci při malých deformacích. Naše vzorky mají ale nelineární odezvu, proto nelze použít klasickou definici. Z tohoto důvodu bylo nutné pro výpočet modulu pružnosti vytvořit lineární regresi bodů z křivky napětí–deformace v okolí určené deformace, pro kterou jsme hledali modul pružnosti, viz Obr. 15. Pomocí lineární regrese byla vytvořena tečna k charakteristice napětí–deformace. Lineární regrese v okolí bodu námi určené deformace byla tvořena 1/20 experimentálních bodů charakteristiky napětí–deformace. Modul pružnosti odpovídá tangente směrového úhlu

alfa, který tato přímka svírá s osou deformace. Takto byly hledány moduly pro deformace od 1 % do 10 %.



Obrázek 15 – Schéma napětí–deformace s vyznačenými tečnami a směrými úhly alfa, které tyto tečny svírají s osou deformace

7 Modely pro hustotu deformační energie

V této práci byly použity nebo popsány modely, které jsou založeny na funkci hustoty deformační energie, a hlavním cílem těchto modelů je matematicky popsat a modelovat získané experimentální charakteristiky. Mnoho konstitutivních modelů pro biologické tkáně vzniklo rozšířením teorií vyvinutých pro deformace kaučuku [19]. Tyto modely se obecně vztahují na izotropní hyperelastické materiály. Rozšířením těchto modelů o anizotropní chování byly vytvořeny modely vhodné pro biologické tkáně. Modely mohou být založeny čistě na fenomenologickém popisu nebo na popisu vycházejícím ze samotné struktury. Všechny modely, které zde jsou popsány jsou vhodné na modelování kardiovaskulární tkáně [17].

7.1 Mooney–Rivlin model

Jedná se o fenomenologický hyperelastický konstitutivní model. Je založen na funkci prvního invariantu I_1 a na lineární funkci druhého invariantu I_2 . Tento model můžeme modifikovat ve

více variantách. Kromě dvouparametrického modelu, jako je rovnice (7), existují ještě modely o třech, pěti a devíti parametrech. C_{10} , C_{01} jsou materiálové parametry. I_1 a I_2 odpovídají prvnímu a druhému invariantu pravého Cauchy–Greenova tenzoru deformace. D je parametr stlačitelnosti materiálu a J je třetí invariant tenzoru deformačního gradientu. Pokud by byl materiál nestlačitelný, znamenalo by to, že $J = 1$ a v důsledku toho by nám třetí člen rovnice (7) vypadl. Tento model není příliš vhodný na modelování aortální chlopně, neboť se jedná o izotropní model.

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + \frac{1}{D}(J - 1)^2 \quad (7)$$

7.2 Fung model

Jeden ze základních modelů pro modelování měkkých tkání je Fung model [17]. Jedná se o exponenciální anizotropní hyperelastický model a je založen na Fungově pozorování tahových zkoušek měkkých tkání. V literatuře je možno najít různé jeho varianty lišící se podle exponentu. Nejobecnější forma tohoto modelu je vyjádřena rovnicí (10). C je materiálový parametr a Q je rovnice materiálových parametrů a složek Green–Lagrangova tenzoru deformace.

$$W = \frac{c}{2}(e^Q - 1) \quad (8)$$

7.3 Holzapfel–Gasser–Ogden model

Jedná se o nejpoužívanější nelineární anizotropní hyperelastický model. Je založen na izotropní matici a anizotropních vláknech. První člen odpovídá neo–Hookovskému modelu, který je zodpovědný za mechanickou energii, která se během deformace ukládá do izotropní matrice, a exponenciální členy Fungova typu odpovídají energii uložené do dvou protiběžných šroubovicovitě vinutých kolagenních vláken [30]. Výhodou tohoto modelu je, že vlákna a matrici modelově homogenizuje [23]. Model je vyjádřen následující rovnicí:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + \frac{k_1}{2k_2} \sum_{i=4,6} (e^{k_2(I_i - 1)^2} - 1) \quad (9)$$

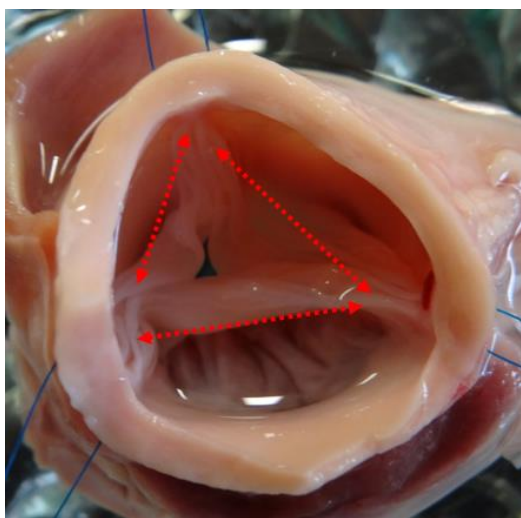
C_{10} , k_1 , k_2 jsou materiálové parametry a I_4 , I_6 jsou pseudoinvarianty pravého Cauchy–Greenova tenzoru deformace a jednotkových vektorů ve směru vláken.

8 Experimentální část

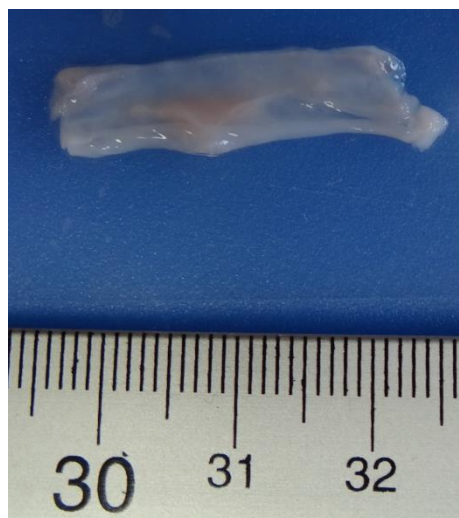
Experimentální část je věnována přípravě, provedení experimentu a následnému vyhodnocení experimentálních dat získaných z tahových zkoušek cípů aortální chlopně bez chirurgického stehu a se stehem. Tato část volně navazuje na bakalářskou práci Bc. Dyntara [24].

8.1 Experimentální vzorky

Je velmi těžké získat dostatek lidských chlopní, proto naše vzorky pocházejí z prasečích srdcí, neboť jejich mechanické vlastnosti jsou nejvíce podobné těm lidským. Experiment byl prováděn na čerstvých prasečích aortálních chlopních. Z každého srdce byla vyjmuta aortální chlopeň. Toto chirurgické odstranění provedl pan doktor Andrey Slautin ze Všeobecné fakultní nemocnice. Jak již bylo řečeno ve třetí kapitole, aortální chlopeň se skládá ze tří cípů, viz Obr. 16. Z nich byly vyříznuty vzorky, které měly geometrii pásků, viz Obr. 17. Vzorky byly v průběhu experimentu uchovávány ve fyziologickém roztoku.

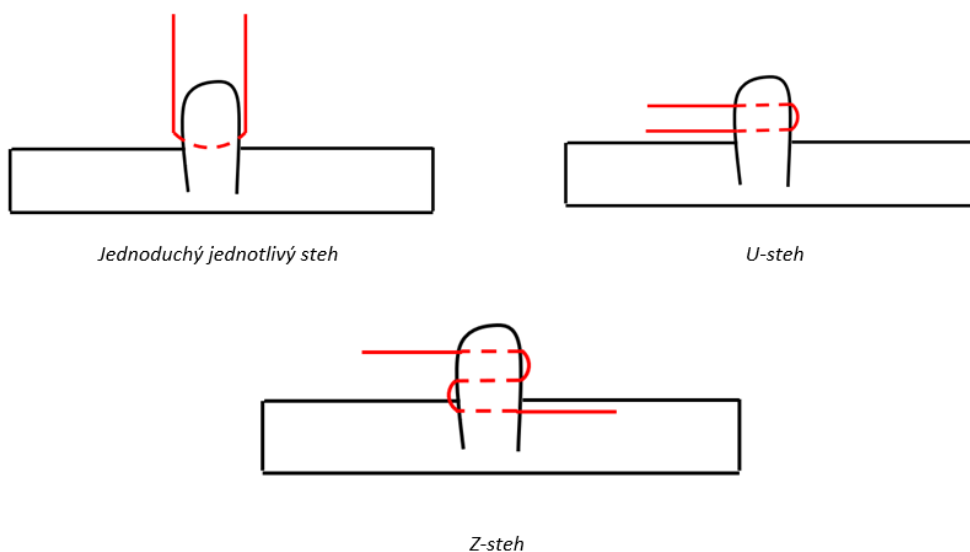


Obrázek 16 – Aortální chlopeň s vyznačeným řezem červené barvy, kde byly vzorky vyříznuty



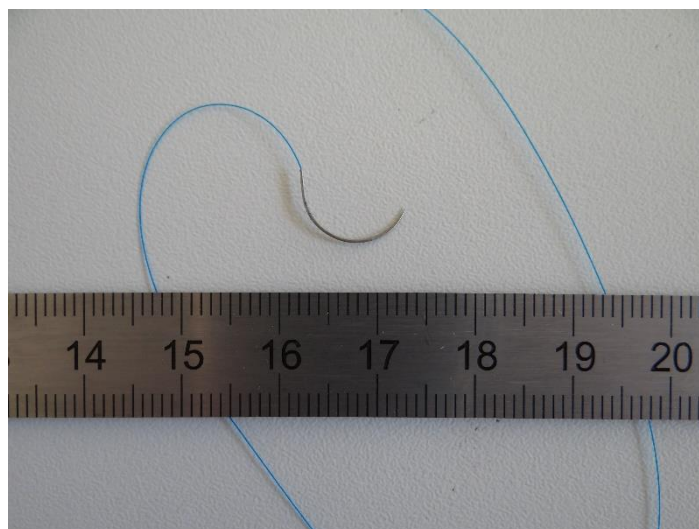
Obrázek 17 – Pásek vyříznutý z cípu chlopně

Z těchto vzorků byly vytvořeny čtyři skupiny. První skupina byla složena z nativních vzorků s předcyklováním. Druhá, třetí a čtvrtá skupina byla tvořena vzorky s chirurgickým stehem. Druhá skupina byla tvořena jednoduchým jednotlivým stehem, třetí skupina byla tvořena U–stehem a čtvrtá Z–stehem, viz Obr. 18. Dále byla přebrána nezpracovaná data z jednoosé tahové zkoušky z bakalářské práce Bc. Dyntara. Tato data rozšířila objekt pozorování a zároveň vznikla nová skupina nativních vzorků bez předcyklování. Kromě první skupiny byly všechny vzorky zatěžovány prostým tahem.



Obrázek 18 - Schéma jednotlivých stehů, které byly aplikovány na naše vzorky

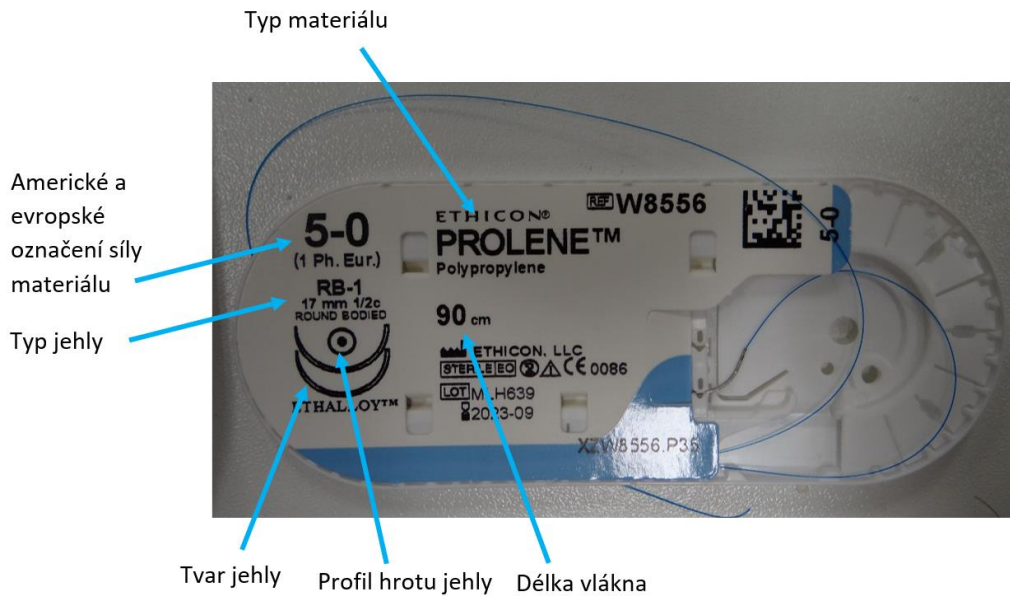
Pro vytvoření stehu byl použit šicí materiál Prolene od firmy Ethicon s atraumatickou jehlou, viz Obr. 19. Pro atraumatickou jehlu je typické, že vlákno je zataveno v konci jehly. Hrot jehly je špičatý a umožňuje snadný průchod sešivanou tkání. V polovině vzdálenosti od hrotu a místa připojení šicího materiálu je jehla zploštěná, což napomáhá přesnému uložení stehů [25]. Tvar námi zvolené jehly byl půlkulatý s firemním označením RB-1.



Obrázek 19 - Atraumatická jehla s vláknem od firmy Ethicon

Materiál použitého vlákna byl polypropylen. Jedná se o monofilamentní vlákno, což znamená, že je tvořeno pouze jedním vláknem, což ztěžuje růst bakterií. Dále je nevstřebatelné a v důsledku toho si zachovává stálou pevnost v tahu ve tkáních. Toto vlákno je tedy velmi

vhodné pro kardiovaskulární chirurgii [25]. Použité vlákno bylo o pevnosti 5/0 podle amerického značení, kde platí, že čím je číslo před lomítkem nižší, tím je vlákno pevnější. Podle evropského značení se jedná o vlákno o síle 0,1 mm. Na následujícím obrázku Obr. 20 je podrobný popis štítku námi použitého šicího materiálu.



Obrázek 20 – Popis štítku námi použitého šicího materiálu

Vyjmutí chlopní ze srdce, preparace chlopní, vytnutí experimentálních vzorků a vytvoření chirurgických stehů provedl MUDr. Andrey Slautin, který je kardiochirurgem Všeobecné fakultní nemocnice v Praze a konzultantem této práce. Tímto způsobem se podílel i na přípravě vzorků výše zmiňované práce Bc. Dyntara [24]. Tímto bylo zabezpečeno, že stehy na vzorcích byly vytvořeny vždy stejně a tak, jak je zvykem v chirurgické praxi včetně použitého šicího materiálu a instrumentária.

Značení vzorků vypadá například následovně: PPCI_1, PPCI_1, PPCI_1_1, PPCI_1_1, PPCI_1_1, PPCI_1_1...

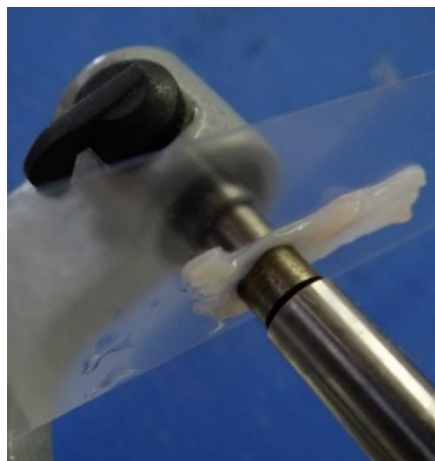
V následující Tab. 1 jsou zapsány vysvětlivky:

PV	Porcin Valve – prasečí chlopeň
C	Circumferential – vzorek byl testován v obvodovém směru
I, II	I – vzorky převzaté, II – vzorky z našeho měření
S	Stitch – vzorky se stehem
1, 2, 3	Typ stehu, (1) jednoduchý steh, (2) U–steh, (3) Z–steh
_1-14	Pořadové číslo vzorku v rámci skupiny

Tabulka 1 – Tabulka s vysvětlením značení

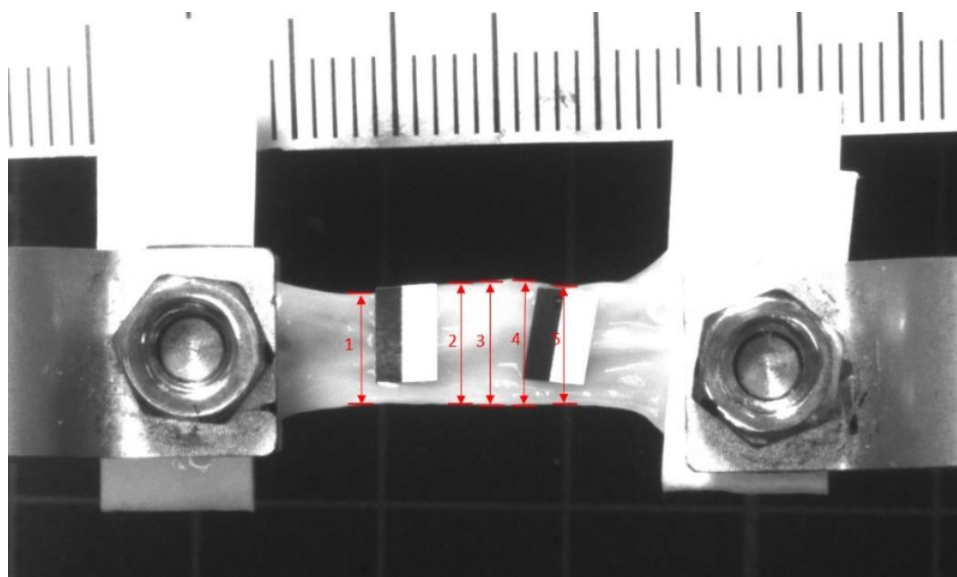
8.1.1 Rozměry vzorků

U všech experimentálních vzorků byla změřena tloušťka a šířka. Z těchto hodnot se dále vypočítal průřez. Tloušťka vzorku byla měřena pomocí mikrometru a fólie, viz Obr. 21. Na mikrometru byla upravena síla stisku čelistí na 0.5 N, místo standardních 5 N. Fólie zde byla proto, aby se vzorek dal snadněji změřit. Bez použití fólie byla manipulace se vzorkem při měření velmi obtížná. Vlhký vzorek byl na fólii rozvinut a držel na ní díky adhezním silám. Tloušťka vzorků byla takto změřena ve třech místech po celé délce vzorku. Z těchto tří bodů byla vypočítána průměrná hodnota tloušťky vzorku s fólií. Následně byla změřena pouze tloušťka fólie ve třech místech a její průměr byl odečten od změřené tloušťky vzorku s fólií, a z toho byla získána tloušťka vzorků.



Obrázek 21 – Měření tloušťky vzorku umístěného na fólii

Šířky vzorků byly zjišťovány pomocí fotografií, které byly pořízeny při upnutí vzorků do trhacího stroje, a následného nastavení referenční konfigurace, viz Obr. 22. Na silových senzorech byla nulová síla. Pomocí programu XnViewMP bylo nejprve zjištěno kolik pixelů odpovídá jednomu milimetru. Potom byl každý vzorek změřen v pěti místech po své délce v pixelech, viz Obr. 22. Pro získání vzdálenosti v milimetrech bylo tudíž potřeba tyto hodnoty vydělit počtem pixelů odpovídajících jednomu milimetru. Z těchto pěti hodnot byla následně spočítána průměrná hodnota šířky vzorku.



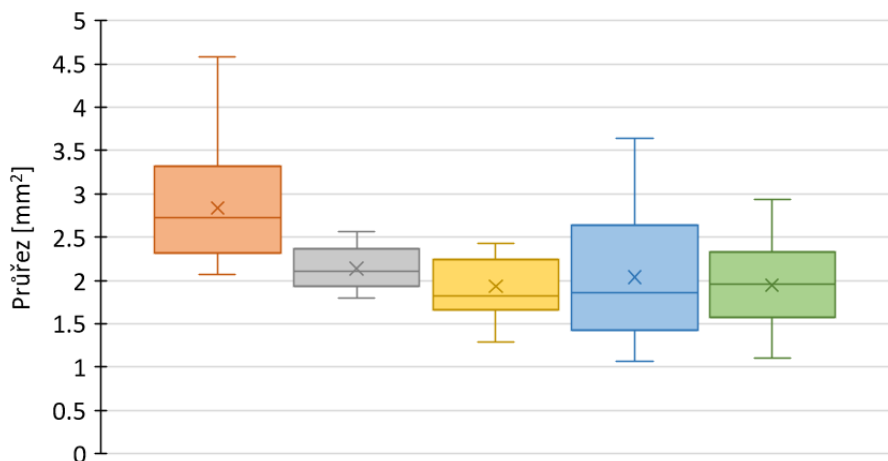
Obrázek 22 – Vzorek s vyznačenými pěti místy, kde došlo k měření tloušťky

V Tab. 2 jsou uvedeny průměrné hodnoty tloušťky, šířky a průřezu pro jednotlivé skupiny. Tabulky s rozměry pro jednotlivé vzorky se nacházejí v příloze.

	Tloušťka [mm]		Šířka [mm]		Průřez [mm ²]	
	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD
PVCII	0.449	0.076	6.302	0.880	2.836	0.683
PVCI	0.413	0.062	5.216	0.506	2.135	0.247
S1	0.396	0.082	4.934	0.827	1.930	0.432
S2	0.426	0.068	4.716	1.325	2.036	0.744
S3	0.457	0.073	4.217	0.613	1.946	0.485

Tabulka 2 – Průměrné hodnoty tloušťky, šířky a průřezu pro jednotlivé skupiny

U následujícího grafu na Obr. 23 byl proveden odhad, jak výrazně se liší průřez vzorků pro jednotlivé skupiny.



Obrázek 23 – Průřezy vzorků podle skupin, oranžová – PVCII, šedá – PVCI, žlutá – S1, modrá – S2, zelená – S3

Průřezy byly dále podrobeny analýze rozptylu dat pomocí ANOVA: jeden faktor na hladině významnosti 95 %, pomocí integrovaného statistického nástroje v MS Excel. Z výsledku analýzy bylo zjištěno, že se průřezy signifikantně liší, což znamená, že na průřezu záleží, a v důsledku toho není možné vzorky porovnávat pouze na základě působících sil, tj. charakteristika síla–deformace. Byl také proveden dvouvýběrový T–test s nerovností rozptylu pro porovnání skupin mezi sebou. Výsledky této analýzy jsou zapsány v Tab. 3. Pokud byla hodnota $p < 0.05$, je v tabulce podbarvená žlutou barvou a znamená to, že se skupiny signifikantně liší. Z tabulky plyne, že se signifikantně liší skupina PVCII se všemi porovnávanými skupinami.

	Hodnota p
PVCII – PVCI	0.0033
PVCII – S1	0.0004
PVCII – S2	0.0030
PVCII – S3	0.0005
PVCI – S1	0.0955
PVCI – S2	0.5799
PVCI – S3	0.1531
S1 – S2	0.5653
S1 – S3	0.9116
S3 – S2	0.6351

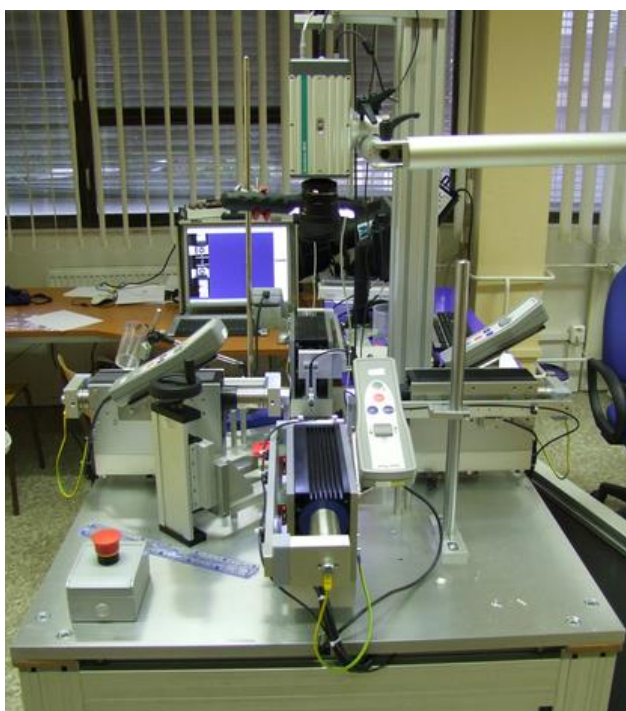
Tabulka 3 – hodnoty pravděpodobnosti p porovnávaných průřezů skupin vzorků pomocí T–testu

8.2 Provedení experimentu

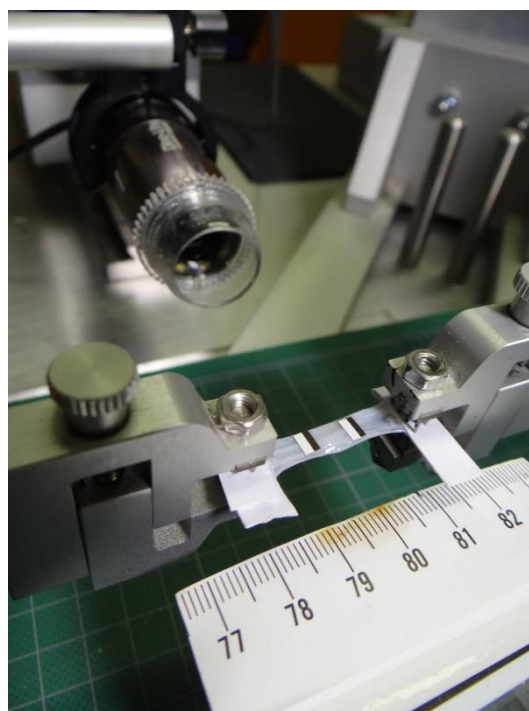
Cípy chlopní jsou namáhány jak v obvodovém, tak radiálním směru. Pro náš experiment bylo rozhodnuto, že se vzorky budou testovat pouze v obvodovém směru, neboť v tomto směru jsou také nejvíce namáhány. V tomto směru se také velmi často uplatňuje plastika chlopně. Všechny vzorky tedy byly podrobeny jednoosé tahové zkoušce.

Závislost síly na deformaci materiálu zjišťujeme experimentálně pomocí jednoosé tahové zkoušky. Během jednoosé tahové zkoušky působí na vzorek pouze tahová síla ve směru jediné osy. Naše tahové zkoušky probíhaly na univerzálním zkušebním stroji.

Pro experimentální měření byl využit biaxiální experimentální systém Zwick/Roell, viz Obr. 24. Jedná se o zkušební stroj primárně určený k zjišťování mechanických vlastností měkkých tkání a polymerů.



Obrázek 24 – Univerzální trhací stroj Zwick/Roell [26]



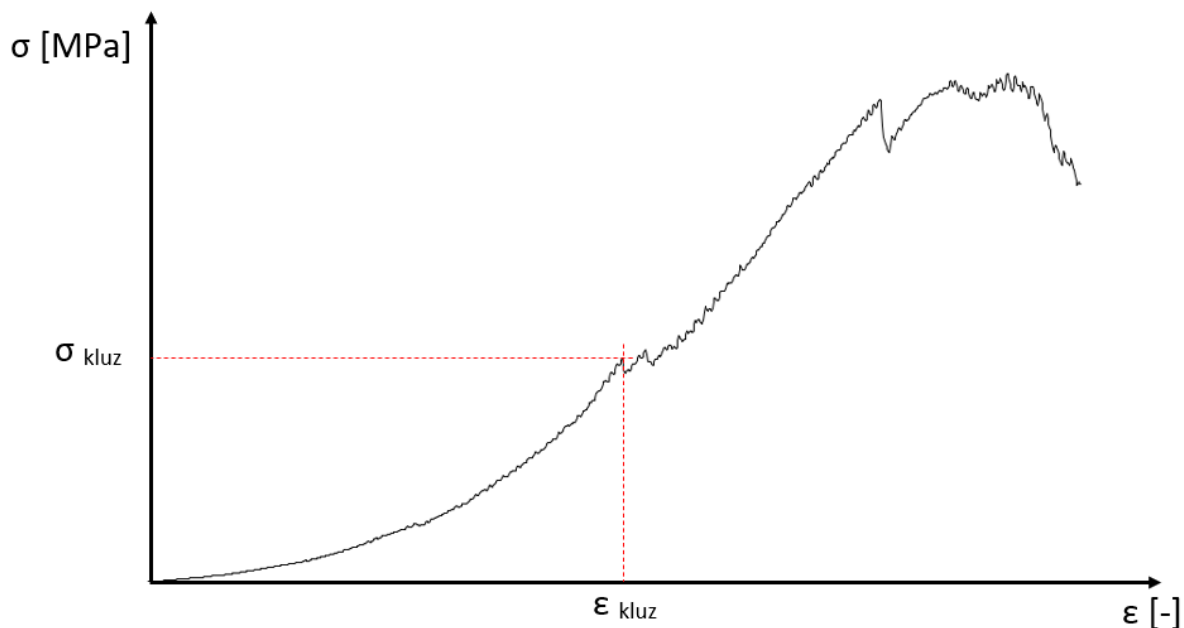
Obrázek 25 – Vzorek bez stehu v referenční konfiguraci

Je vybaven silovými snímači U9B HBM o rozsahu ± 50 N nebo ± 250 N [26]. Dále je vybaven aktuátory s rychlostí posuvu od 0 mm/s do 30 mm/s. Pro náš experiment byly zvoleny snímače v rozmezí ± 50 N a rychlost posuvu byla nastavena na 0.1 mm/s. Prodlužování vzorku bylo snímáno integrovaným videoextenzometrem a záznamem posuvu čelistí.

Příprava vzorků proběhla tak, že oba konce vzorku byly vlepeny mezi dva proužky kartónu a tím byly vytvořeny rigidní konce, které byly vloženy do čelistí. Na vzorky byly také přidělaný černobílé markery, které měly sloužit k vyhodnocení deformace pomocí videoextenzometru, viz Obr. 25. Po připevnění vzorků do čelistí byla nastavena poloha aktuátorů tak, aby se vzorek dostal do referenční konfigurace. Tedy byla hledána pozice aktuátoru, kde byla na silových snímačích nesoucích upínací čelisti nulová síla, viz Obr. 25.

Každý vzorek byl vyfocen v referenční konfiguraci a z těchto fotografií byly dále zjišťovány šířky vzorků, jak již bylo zmíněno dříve. Tahová zkouška dále probíhala následným posuvem čelistí od sebe do doby, než došlo k porušení vzorku, nebo začala dlouhodobě klesat síla zatížení. Skupina vzorků PVCII byla nejdříve namáhána cyklicky tahem (předcyklována) protažením cca o 10 % své referenční délky. Bylo provedeno 7 předcyklů. Ostatní skupiny vzorků byly zatěžovány prostým tahem. Celý průběh každé tahové zkoušky byl také zaznamenán na videozáznam. Snímky byly pořizovány s frekvencí 20 snímků/s. Během experimentu byly zaznamenávány tyto údaje s frekvencí 20 Hz: čas, poloha čelistí, síly na čelistech a vzdálenost markerů. Ze vzdálenosti markerů měla být určena deformace, ale během experimentů bylo prokázáno, že dochází k stejnému jevu, který popisoval ve své bakalářské práci pan bakalář Dyntar [24]. Markery se při tahové zkoušce vlivem vytvořeného stehu natáčely. Deformace vzorků byla tedy vypočtena z posuvu čelistí. Tento způsob není optimální, neboť zde existují ovlivněné zóny u čelistí vlivem upnutí vzorků. Počáteční vzdálenost čelistí byla určena stejně jako šířka vzorku v počáteční konfiguraci pomocí fotografie v programu XnViewMP. Výpočet smluvního napětí a deformace byl proveden pomocí vytvořeného skriptu v programu Matlab.

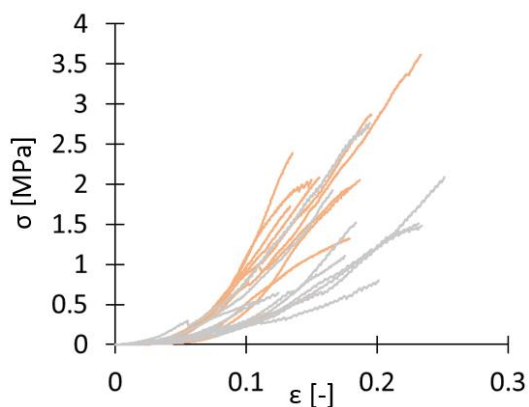
Pomocí programu Matlab byl také stanoven začátek a konec zkoušky. Začátek zkoušky byl určen následovně: síla působící na vzorek od posuvu čelistí musela trvale narůstat a zároveň musela narůstat hodnota deformace. Pokud tato podmínka byla splněna, byl tento bod prohlášen za počátek. Konec tahové zkoušky pro nativní vzorky byl stanoven v části, kdy začalo docházet k porušování vzorku. Pro vzorky se stehem byl konec zkoušky ustanoven v mezi „prokluzu“. Jedná se o místo, kdy začalo docházet k prokluzu stehu, viz Obr. 26. Pro určení přesnějšího místa prokluzu byla využita časová osa a videozáznam z provedené zkoušky. Za mez „prokluzu“ bylo bráno místo, kde došlo k výrazné změně křivky napětí–deformace a zároveň bylo na videozáznamu pozorováno proklouznutí stehu.



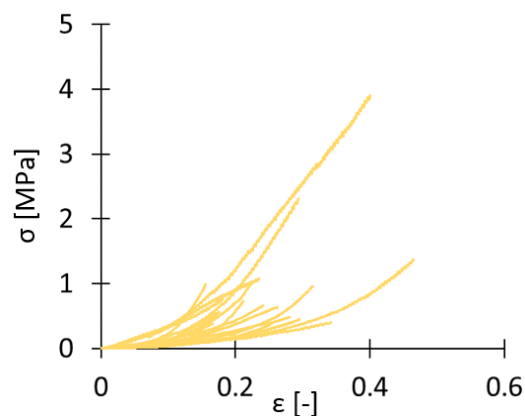
Obrázek 26 – Schéma závislosti napětí na deformaci s určeným místem prokluzu stehu

9 Experimentální výsledky

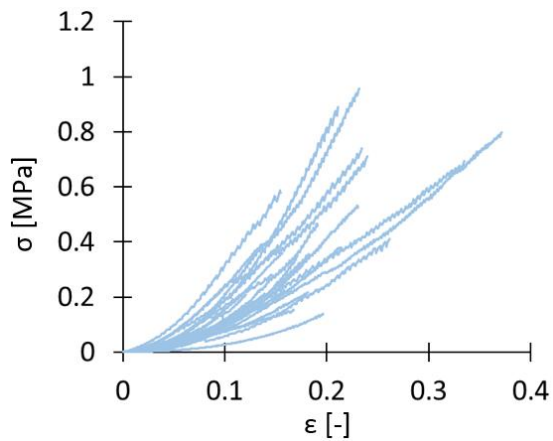
Hlavní úkolem bylo zjistit, jak a kdy se změní mechanické vlastnosti vzorků se stehem oproti nativním. Prvním důležitým krokem k tomu, abychom dokázali zjistit, jak se nám mění mechanická odezva, bylo nutné vytvořit grafy závislosti napětí na deformaci. Na následujících grafech, viz Obr. 27–30, máme vytvořené křivky napětí–deformace pro všechny testované skupiny.



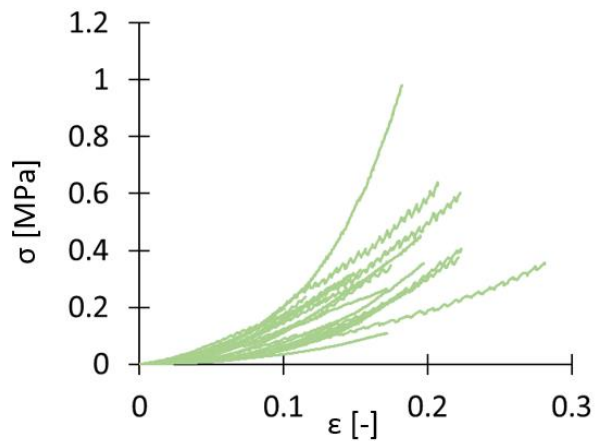
Obrázek 27 – Graf závislosti napětí na deformaci pro PVCII (oranžová) a PVC I (šedá)



Obrázek 28 – Graf závislosti napětí na deformaci pro skupinu S1



Obrázek 29 – Graf závislosti napětí na deformaci pro skupinu S2



Obrázek 30 – Graf závislosti napětí na deformaci pro skupinu S3

Změna mechanických vlastností vzorků se projeví změnou směrnice závislosti napětí na deformaci, a proto k určení změny mechanických vlastností byly porovnány moduly pružnosti pro různé deformace. Celkově bylo vybráno 20 deformačních stavů od 1 % do 10 % deformace s krokem po 0.5 %. Lineární regrese byla vždy provedena z 1/20 experimentálního záznamu pro danou deformaci, viz Obr 15. V kapitole 6.3. je přesně popsáno, jak byly získány hodnoty modulů pružnosti. V Tab. 4 uvedené na následující stránce jsou vypsány průměrné hodnoty modulů a jejich směrodatné odchylky pro všechny skupiny do 6 % deformace. Z tabulky je zřejmé, že směrodatné odchylky jsou poměrně výrazné, a proto získané moduly pružnosti byly následně ověřeny dvouvýběrovým T–testem s nerovností rozptylu. V Tab. 5 jsou uvedeny hodnoty pravděpodobnosti p porovnávaných modulů skupin pomocí T–testu.

		E _{0.01}	E _{0.015}	E _{0.02}	E _{0.025}	E _{0.03}	E _{0.035}	E _{0.04}	E _{0.045}	E _{0.05}	E _{0.055}	E _{0.06}
PVCII	Průměr [MPa]	0.514	0.735	1.038	1.434	1.914	2.658	3.516	4.527	5.638	6.965	8.829
	SD [MPa]	0.215	0.308	0.445	0.594	0.908	1.208	1.476	1.868	2.577	3.003	3.546
PVC I	Průměr [MPa]	0.770	1.115	1.411	1.792	2.377	3.002	3.289	3.871	4.379	3.955	4.663
	SD [MPa]	0.525	0.848	0.943	1.054	1.548	2.038	2.031	2.452	2.278	2.148	2.347
S1	Průměr [MPa]	0.600	0.671	0.809	0.909	0.976	1.053	1.153	1.187	1.281	1.469	1.469
	SD [MPa]	0.667	0.725	0.824	0.932	0.988	1.004	0.994	0.914	0.967	1.062	0.921
S2	Průměr [MPa]	0.507	0.598	0.740	0.827	0.902	1.080	1.194	1.342	1.448	1.535	1.671
	SD [MPa]	0.295	0.311	0.424	0.475	0.512	0.564	0.608	0.699	0.811	0.880	0.911
S3	Průměr [MPa]	0.396	0.467	0.533	0.637	0.732	0.821	0.916	1.054	1.191	1.265	1.486
	SD [MPa]	0.236	0.266	0.303	0.383	0.422	0.454	0.518	0.585	0.605	0.620	0.696

Tabulka 4 – Průměrné hodnoty modulů pružnosti pro deformace od 1 % do 6 %, modul E_{0.01} odpovídá 1 % deformaci, E_{0.015} odpovídá 1.5 % deformaci atd.

	E _{0.01}	E _{0.015}	E _{0.02}	E _{0.025}	E _{0.03}	E _{0.035}	E _{0.04}	E _{0.045}	E _{0.05}	E _{0.055}	E _{0.06}
PVCII – PVC I	0.200	0.232	0.303	0.390	0.452	0.669	0.789	0.531	0.287	0.026	0.010
PVCII – S1	0.601	0.739	0.333	0.075	0.021	0.003	0.0007	0.0003	0.0006	0.0003	0.0001
PVCII – S2	0.941	0.281	0.107	0.017	0.009	0.003	0.0010	0.0006	0.0007	0.0003	0.0001
PVCII – S3	0.198	0.038	0.008	0.003	0.003	0.001	0.0004	0.0003	0.0006	0.0003	0.0002
PVC I – S1	0.463	0.191	0.117	0.046	0.028	0.020	0.012	0.010	0.003	0.007	0.003
PVC I – S2	0.183	0.105	0.065	0.023	0.019	0.019	0.013	0.012	0.004	0.009	0.004
PVC I – S3	0.065	0.049	0.021	0.010	0.011	0.011	0.006	0.008	0.002	0.004	0.003
S1 – S2	0.563	0.672	0.736	0.722	0.762	0.916	0.874	0.542	0.549	0.827	0.477
S1 – S3	0.199	0.236	0.161	0.227	0.308	0.343	0.339	0.576	0.718	0.453	0.945
S2 – S3	0.189	0.151	0.076	0.162	0.250	0.109	0.119	0.155	0.251	0.258	0.464

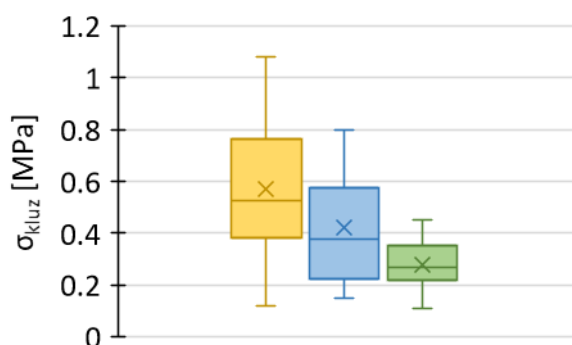
Tabulka 5 – p hodnoty určené z T-testu; žlutě vyznačené hodnoty odpovídají místu, kdy se moduly začínají signifikantně lišit

Druhá část analýzy výsledků byla zaměřena na mez „prokluzu“ vzorků se stehem. Úkolem bylo zjistit, u kterého typu stehu k němu dojde nejpozději, tj. při jak vysokém zatížení dojde k prvotnímu prokluzu stehu, viz Obr. 26.

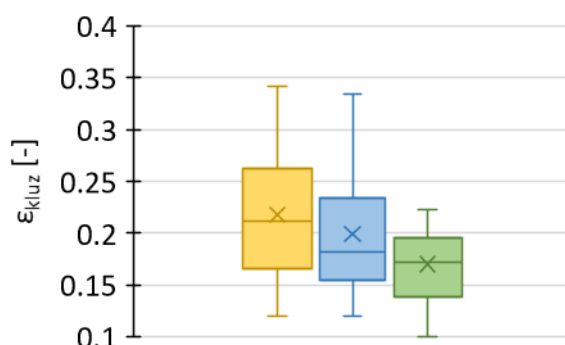
S1	σ_{kluz} [Mpa]	ϵ_{kluz} [-]
Průměr	0.570	0.218
SD	0.285	0.061
S2	σ_{kluz} [Mpa]	ϵ_{kluz} [-]
Průměr	0.422	0.199
SD	0.195	0.065
S3	σ_{kluz} [Mpa]	ϵ_{kluz} [-]
Průměr	0.279	0.170
SD	0.089	0.042

Tabulka 6 – Průměrné hodnoty napětí a deformace pro mez „prokluzu“

V Tab. 6 jsou zapsány průměrné hodnoty napětí a deformace, při kterých došlo k prvotnímu prokluzudanáho typu stehu. Některé vzorky byly ze skupin vyřazeny, neboť vykazovaly odchýlené pozorování. Pro snazší orientaci jsou získané hodnoty meze prvního prokluzu a hodnoty deformací při tomto stavu znázorněny v grafech na Obr. 31 a 32.



Obrázek 31 – Napětí dosahované při mezi „prokluzu“ pro jednotlivé skupiny, S1 = žlutá, S2 = modrá, S3 = zelená



Obrázek 32 – Deformace dosahované při mezi „prokluzu“ pro jednotlivé skupiny, S1 = žlutá, S2 = modrá, S3 = zelená

Ověření, zda se od sebe hodnoty meze „prokluzu“ jednotlivých skupin významně liší, či jsou mezi nimi pouze nepatrné rozdíly, bylo provedeno analýzou pomocí ANOVA: jeden faktor a dvouvýběrových T–testů s nerovností rozptylu. Pomocí ANOVA bylo zjištěno, že jak napětí, tak deformace se signifikantně liší, neboť pro napětí dosahovala hodnota p čísla 0.000426 a pro deformaci 0.047273. Pomocí T–testu byly dále zkoumány rozdíly jednotlivých skupiny mezi sebou. U napětí se lišily skupiny S1 s S3 a S2 s S3 a u deformace pouze skupina S1 s S3.

10 Modelování mechanické odezvy chlopně

Tahové křivky byly dále podrobeny regresní analýze modelem Holzapfel–Gasser–Ogden (HGO). Byly získány hodnoty materiálových parametrů pro tento model. Tento model byl vybrán, protože se nejčastěji používá pro modelování kardiovaskulárních tkání [17]. Rovnice, kterou jsme použili má tvar:

$$W = \frac{\mu (I_1 - 3)}{2} + \frac{k_1 (e^{k_2((\kappa I_1 + (1-3\kappa)I_4) - 1)^2} - 1)}{k_2} \quad (10)$$

$$I_4 = \lambda_1^2 \cos(\beta)^2 + \lambda_2^2 \cos(\beta)^2 \quad (11)$$

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (12)$$

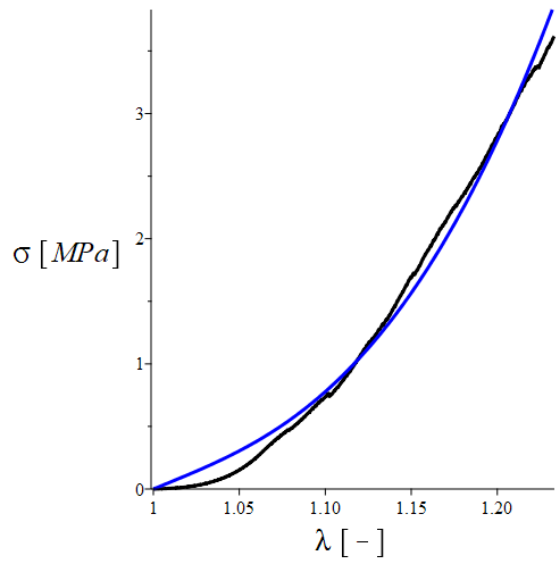
Jak již víme, jedná se o nelineární anizotropní hyperelastický model založen na izotropní matici a anizotropních vláknech. V našem případě musel být model upraven, neboť jsme neměli výsledky tahových zkoušek v jiném směru než obvodovém. Úprava proběhla tak, že z anizotropního modelu byl vytvořen izotropní model. Za parametr κ byla dosazena hodnota 1/3. To znamená, že vlákna jsou uspořádána do všech směrů, a to vede k izotropii. Z tohoto důvodu nám z rovnice vypadl pseudoinvariant I_4 pravého Cauchy–Green tenzoru deformace a jednotkových vektorů ve směru vláken, a díky tomu byl získán materiálový model pro izotropní materiál. Následně byl tento model ještě převeden ze 3D do 1D a určen vztah pro smluvní napětí.

Takto upraveným modelem byly fitovány všechny charakteristiky jednotlivých vzorků zvlášť. Regresní analýzou byly získány materiálové parametry počátečního smykového modulu pružnosti μ a materiálové parametry k_1 , k_2 . Dále byly určeny hodnoty míry kvality regresního modelu nazývajících se koeficient determinace neboli R^2 . Koeficient determinace se získá z následující rovnice [27]:

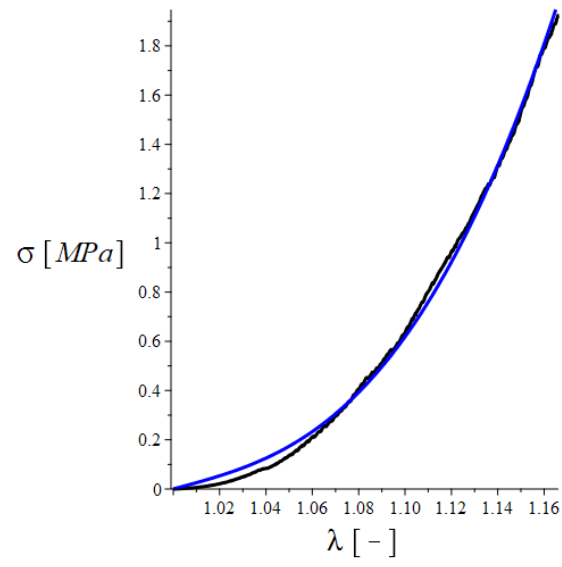
$$R^2 \equiv 1 - \frac{SS_{res}}{SS_{tot}} = 1 - \frac{\sum (y_i - \hat{y}_i)^2}{\sum (y_i - \bar{y})^2} \quad (13)$$

Kde SS_{res} je suma čtverců chyb a SS_{tot} je suma kvadratických odchylek závislé proměnné y od její střední hodnoty \bar{y} a \hat{y}_i je regresní odhad i -tého pozorování.

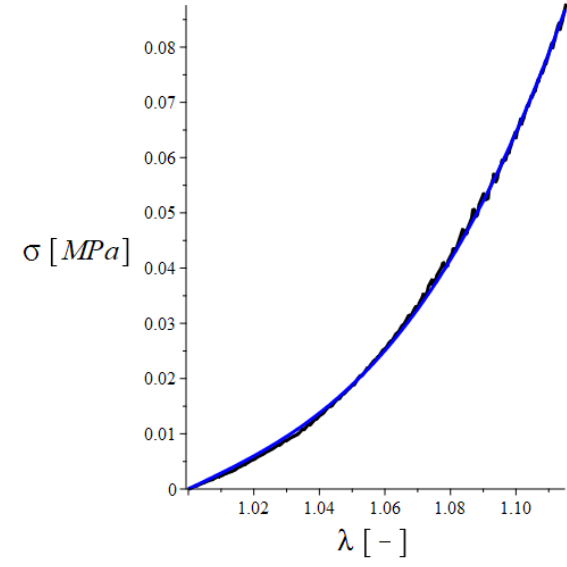
Na následujících grafech, viz Obr. 33–37, jsou znázorněny vybrané tahové křivky proložené modelem.



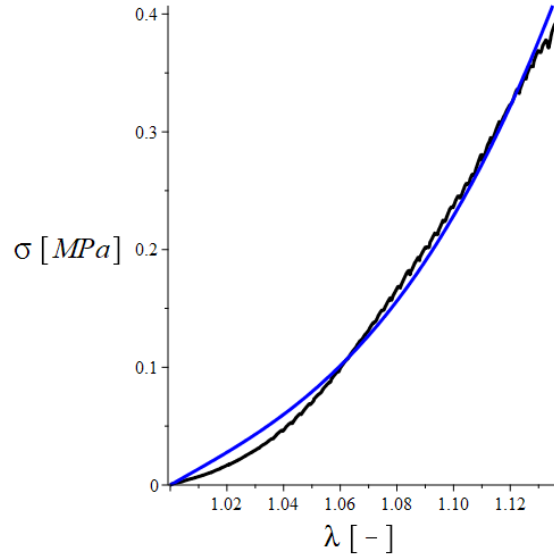
Obrázek 33 – Tahový graf pro vzorek PVCII_1 proložený modelem. Modrá křivka = model, černá křivka = experimentální data



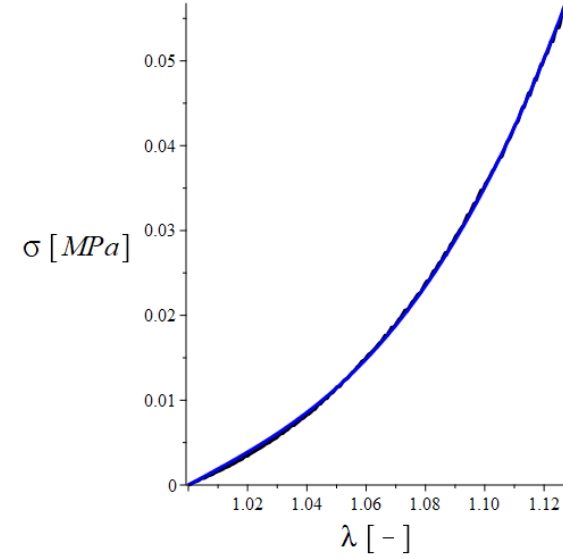
Obrázek 34 – Tahový graf pro vzorek PVCI_2 proložený modelem. Modrá křivka = model, černá křivka = experimentální data



Obrázek 35 – Tahový graf pro vzorek PVCIS1_10 proložený modelem. Modrá křivka = model, černá křivka = experimentální data



Obrázek 36 – Tahový graf pro vzorek PVCIS2_2 proložený modelem. Modrá křivka = model, černá křivka = experimentální data



Obrázek 37 – Tahový graf pro vzorek PVCIS3_1 proložený modelem. Modrá křivka = model, černá křivka = experimentální data

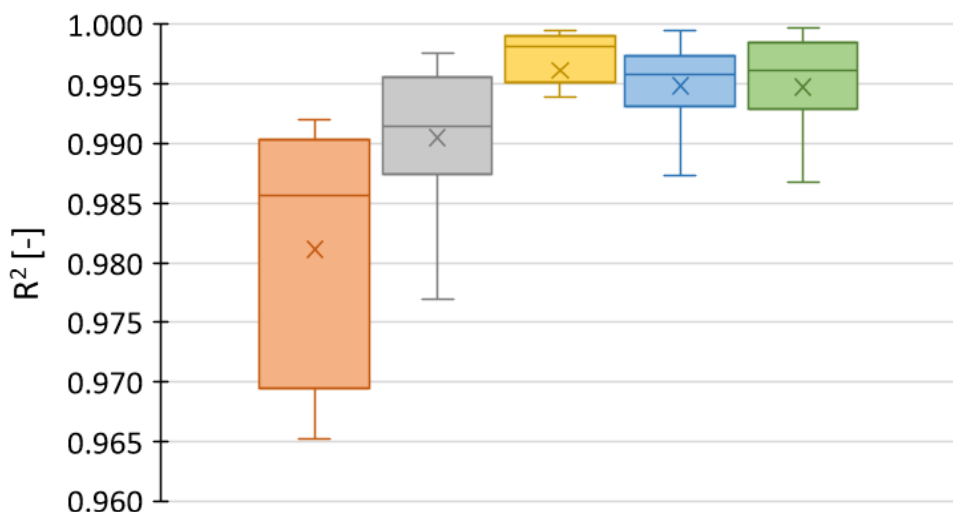
Průměrné hodnoty materiálových parametrů a koeficientu determinace jsou uvedeny v Tab. 7. Není zde uveden materiálový parametr k_2 , neboť jak se ukázalo, jeho hodnota byla pro všechny křivky rovna nule v důsledku toho naše modelové křivky nejsou závislé na exponenciálním členu modelu.

		μ	k_1	R^2
PVCII	Průměr	1.018	125.5	0.981
	SD	0.562	57.03	0.010
PVC I	Průměr	0.651	63.73	0.991
	SD	0.391	30.71	0.006
S1	Průměr	0.269	16.85	0.996
	SD	0.312	14.19	0.005
S2	Průměr	0.301	16.20	0.995
	SD	0.183	8.738	0.003
S3	Průměr	0.222	16.73	0.995
	SD	0.152	9.886	0.005

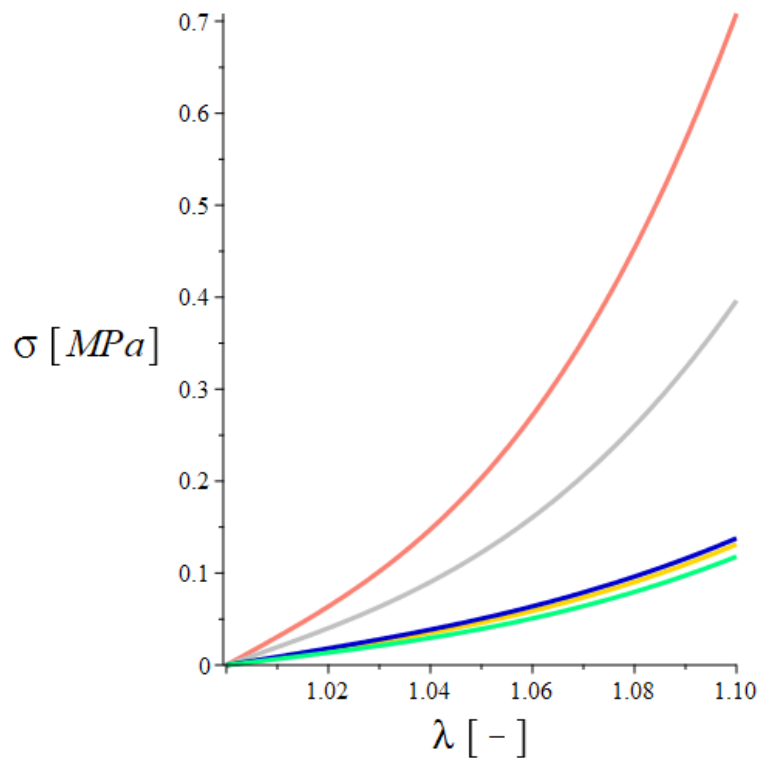
Tabulka 7 – Průměrné hodnoty materiálových parametrů a koeficientu determinace kvality modelu

Koeficient determinace může nabývat maximálně hodnoty 1 a pokud si prohlédneme Tab. 7 je vidět, že hodnoty R^2 jsou velmi vysoké a blíží se k číslu 1, což značí vysokou míru kvality regresního modelu.

Pomocí grafu, viz Obr 38, jsou porovnány hodnoty koeficientu determinace.



Obrázek 38 – Hodnot koeficientu determinace kvality modelu pro jednotlivé skupiny, oranžová = PVCII, šedá = PVC I, žlutá = S1, modrá = S2, zelená = S3



Obrázek 39 – Křivky modelů HGO vytvořené z průměrných hodnot pro jednotlivé skupiny. Oranžová = PVCII, šedá = PVCI, žlutá = S1, modrá = S2, zelená = S3

Na grafu, viz Obr. 39, jsou zobrazené křivky modelu vytvořené pomocí průměrných hodnot materiálových parametrů pro jednotlivé skupiny.

11 Diskuse

Z práce [24] víme, že hodnoty modulů pružnosti se u nativních vzorků a vzorků se stehem začnou signifikantně lišit až u deformací kolem 5 % [24]. Z našeho pozorování bylo zjištěno, že se začínají signifikantně lišit v rozmezí 1.5–3 %, viz Tab. 5, což je zhruba o polovinu méně. To může být zapříčiněno velikostí pozorované skupiny v práci [24], neboť nativní skupina a skupiny se stehem byly tvořeny velmi malým počtem pozorovaných vzorků. V našem případě došlo k navýšení jak nativní skupiny, tak hlavně k velkému navýšení vzorků u skupin se stehem. Nativní skupiny byly tvořeny 10 a skupiny se stehem 22 experimentálními vzorky. Moduly pružnosti pro skupiny S1 a PVCII, PVCI se začnou lišit od deformace 3 % respektive 2.5 %. U skupin S2 a PVCI, PVCII k tomu dochází při deformaci 2.5 % a u skupiny S3 dokonce v 1.5 % oproti nativním skupinám.

Z našeho pozorování byla také zjištěna jedna velmi důležitá vlastnost, a to že skupina PVCII a PVCI se mezi sebou začnou signifikantně lišit až od deformace 5.5 %, viz Tab. 5. Do této deformace tudíž nezáleží, jestli nativní vzorky byly či nebyly předcyklovány, jejich moduly pružnosti jsou si totiž podobné. Tato vlastnost by potřebovala ještě ověřit zvětšením velikosti pozorovaných skupin. Další skutečnost, která vyplývá z Tab. 5 je, že stehy se mezi sebou signifikantně neliší, což v důsledku znamená, že do deformace 6 % nezáleží na tom, který steh byl použit.

Druhá část analýzy výsledků byla zaměřena na mez „prokluzu“ u vzorků se stehem. Z tabulky 6 a Obr. 31 plyne, že největší zatížení dokážou přenést vzorky ze skupiny S1, které jsou šity jednoduchým stehem. Následuje skupina S2 šitá U–stehem a skupina S3 šitá Z–stehem. Podobných výsledků se dočteme i v předcházející práci [24]. Bohužel v důsledku vysokých hodnot směrodatných odchylek nelze s určitostí tvrdit, který steh je nejlepší. Z výsledků je patrné, že steh ze skupiny S3 má nejlepší opakovatelnost. To znamená, že pokud bude použit, jeho výsledky v mezi „prokluzu“ budou velmi podobné. Pokud se podíváme na graf, viz Obr. 31 je velmi dobře vidět, že je jeho rozptyl hodnot oproti skupinám S1 a S2 výrazně menší. Co se týče průměrných deformací dosahovaných pro tyto skupiny, je pořadí stejné jako u napětí a to, že skupina S1 dosahuje největší deformace a S3 nejmenší, i když rozdíly v průměrných hodnotách nejsou tak markantní, viz Obr. 32.

Poslední část experimentu byla věnována modelování mechanické odezvy chlopně. Z grafu na Obr. 39 je patrné, že křivky modelů HGO pro skupiny se stehem se výrazně neliší, zatímco křivky modelu pro skupiny PVCII a PVCI se již liší významně. Největší strmosti, tj. tuhosti dosáhla křivka modelu HGO pro skupinu PVCII. To může být zapříčiněno tím, že vzorky této skupiny byly předcyklovány a tudíž byla jejich vlákna narovnána a začala se projevovat tuhost kolagenních vláken. U skupiny se stehem nejsou křivky výrazně strmé, to je s největší pravděpodobností způsobeno stehem, který významně ovlivňuje jejich tuhost. Ve stehu může docházet k velmi malým „prokluzům“, a to vést k menší tuhosti než u nativních vzorků.

12 Závěr

Cílem této práce bylo zpracování experimentálních dat získaných z tahových zkoušek cípů chlopně v obvodovém směru s chirurgickým stehem. Motivací byla analýza vlivu stehu s ohledem na kvalitu plastiky cípu chlopně.

V teoretické části byla popsána anatomie a mechanické vlastnosti aortální chlopně. Dále jsme se zde věnovali onemocněním, vadám a jejich následné chirurgické léčbě. V neposlední řadě zde byly popsány vhodné mechanické zkoušky pro získání materiálové odezvy cípu aortální chlopně.

Experimentální část byla věnována tahovým zkouškám skupin vzorků, kde první dvě skupiny zastupovaly vzorky nativní a zbylé tři skupiny se stehem. Nativní vzorky byly ještě rozdělené na skupinu předcyklovaných a nepředcyklovaných. Skupiny se stehem se dělily podle užití sutury: s jednoduchým stehem, U–stehem, Z–stehem.

Prvním úkolem bylo zjistit, kdy se začne projevovat odlišná mechanická odezva vzorků se stehem oproti nativním. Ze zpracovaných dat bylo zjištěno, že steh ovlivňuje vzorek již od 1.5–3 % deformace v závislosti na typu stehu. V této deformaci se nám začaly moduly pružnosti významně lišit oproti nativním. Bylo také zjištěno, že nezáleží na tom, který steh byl použit, neboť všechny vykazovaly podobné hodnoty.

Druhým úkolem bylo zjistit, v jakém hodnotě napětí začnou jednotlivé stehy prokluzovat. Nejvyšších hodnot dosáhl jednoduchý steh a nejnižších Z–steh. Bohužel v důsledku velkého rozptylu naměřených hodnot, nelze s určitostí tvrdit, který ze stehů je nejlepší, co se týče maximálního zatížení, které je schopné vydržet.

V poslední části byla modelována mechanická odezva aortální chlopně. Tahové křivky byly podrobeny regresní analýze modelem Holzapfel–Gasser–Ogden, z čehož byly získány průměrné materiálové parametry pro jednotlivé skupiny a byl také určen koeficient determinace, který značí míru kvality regresního modelu. Modelovými křivkami reprezentujícími střední hodnoty materiálových parametrů jednotlivých skupin bylo zjištěno, že největší tuhosti dosahují nativní skupiny, skupiny se stehem se příliš neliší a nedosahují tak velké tuhosti. Výsledky, které byly stanoveny na tahových charakteristikách, jsou pozorovatelné i na křivkách získaných pomocí modelu reprezentující danou skupinu vzorků.

13 Literatura

- [1] DOMINIK, Jan. *Chirurgie srdečních chlopní (...nejen pro kardiochirurgy) ve 200 vyobrazeních*. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2712-7.
- [2] Essentials of anatomy and physiology: The cardiovascular system. *Essentials of anatomy and physiology* [online]. [cit. 2021-6-27]. Dostupné z: <https://essentialsofanatomyandphysiology.weebly.com/the-cardiovascular-system.html>
- [3] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
- [4] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
- [5] VOJÁČEK, Jan, Pavel ŽÁČEK, Jan DOMINIK, et al. *Aortální nedomykavost*. Vyd. 4., přeprac. a doplň. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5685-1.
- [6] ŽELÍZKO, Michael, Bronislav JANEK, Marek HRNČÁREK, Jiří MALÝ, Ivan NETUKA a Lucia BARČIAKOVÁ. Aortic stenosis: new indications for transcatheter aortic valve implantation. *Intervenční a akutní kardiologie* [online]. 2016, **15**(1), 19–25 [cit. 2021-6-27]. ISSN 1213807X. Dostupné z: doi:10.36290/kar.2016.004
- [7] Aortální insuficience, regurgitace (nedomykavost aortální chlopně). *IKEM* [online]. [cit. 2021-6-27]. Dostupné z: <https://www.ikem.cz/cs/aortalni-insuficience-regurgitace-nedomykavost-aortalni-chlopne/a-432/>
- [8] Dominik, J. (2006). Mechanické srdeční chlopně versus bioprotézy. *Solen*, 8(12), 531–533
- [9] BRANNY, Marian, Jaroslav JANUŠKA a Jindřich ČERNÝ. Percutaneous catheter-based aortic valve implantation. *Cor et Vasa* [online]. 2009, **51**(Suppl.), 65–68 [cit. 2021-6-27]. ISSN 00108650. Dostupné z: doi:10.33678/cor.2009.225
- [10] MECHANICAL PROSTHESIS. *CTHSurgery.com* [online]. [cit. 2021-6-27]. Dostupné z: <https://www.cthsurgery.com/mechanical-prosthesis.html>

[11] J. Vojáček, et al., Aortic valve repair and valve sparing procedures, *Cor et Vasa* 59 (2017) e77–e84, jak vyšel v online verzi *Cor et Vasa* na

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010865016301424>

[12] Zoghbi WA, Adams D, Bonow RO, Enriquez-Sarano M, Foster E, Grayburn PA, Hahn RT, Han Y, Hung J, Lang RM, Little SH, Shah DJ, Shernan S, Thavendiranathan P, Thomas JD, Weissman NJ. Recommendations for Noninvasive Evaluation of Native Valvular Regurgitation A Report from the American Society of Echocardiography Developed in Collaboration with the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance. *J Indian Acad Echocardiogr Cardiovasc Imaging* [serial online] 2020 [cited 2021 Jun 27];4:58–121. Available

from: <https://www.jiaecho.org/text.asp?2020/4/1/58/282191>

[13] 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. 2021-6-27]. ISSN 17427061. Dostupné z:

doi:10.1016/j.actbio.2017.03.026

[14] SACKS, Michael S., W. DAVID MERRYMAN, David E. SCHMIDT, Di WANG a Wei SUN. On the biomechanics of heart valve function. *Journal of Biomechanics* [online]. 2009, **42**(12), 1804–1824 [cit. 2021-6-27]. ISSN 00219290. Dostupné z:

doi:10.1016/j.jbiomech.2009.05.015

[15] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika srdečně cévního systému člověka*. Vyd. 2. Praha: Česká technika – nakladatelství ČVUT, 2006, c1997. ISBN 80-010-3425-9.

[16] ARJUNON, Sivakkumar, Swetha RATHAN, Hanjoong JO a Ajit P. YOGANATHAN. Aortic Valve: Mechanical Environment and Mechanobiology. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2013, **41**(7), 1331–1346 [cit. 2021-6-27]. ISSN 0090-6964. Dostupné z:

doi:10.1007/s10439-013-0785-7

[17] LABROSSE, Michel. *Cardiovascular mechanics*. 6000 Broken Sound Parkway NW, Suite 300 Boca Raton, FL 33487-2742: CRC Press Taylor & Francis Group, 2019. ISBN 9781315280288.

- [18] HOSKINS, Peter, Patricia LAWFORD a Barry DOYLE. *Cardiovascular Biomechanics*. Gewerbestrasse 11, 6330 Cham, Switzerland: Springer International Publishing Switzerland, 2017. ISBN 978-3-319-46405-3.
- [19] WEINBERG, Eli J. a Mohammad R. KAAZEMPUR-MOFRAD. On the Constitutive Models for Heart Valve Leaflet Mechanics. *Cardiovascular Engineering* [online]. 2005, **5**(1), 37–43 [cit. 2021-6-27]. ISSN 1567-8822. Dostupné z: doi:10.1007/s10558-005-3072-x
- [20] NALEWAY, Steven E., William LEAR, Jamie J. KRUZIC a Cory B. MAUGHAN. Mechanical properties of suture materials in general and cutaneous surgery. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* [online]. 2015, **103**(4), 735–742 [cit. 2021-6-27]. ISSN 15524973. Dostupné z: doi:10.1002/jbm.b.33171
- [21] Pevnost a tažnost pro oděvní a bytový textil a OOP. *Textilní zkušební ústav* [online]. [cit. 2021-6-27]. Dostupné z: <https://www.tzu.cz/pevnost-a-taznost-pro-odevni-a-bytovy-textil-a-oop>
- [22] Druhy stehů v chirurgii. *WikiSkripta* [online]. [cit. 2021-6-27]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Druhy_steh%C5%AF_v_chirurgii
- [23] MOMENI SHAHRAKI, Narjes, Ali FATEMI, Vijay K. GOEL a Anand AGARWAL. On the Use of Biaxial Properties in Modeling Annulus as a Holzapfel–Gasser–Ogden Material. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* [online]. 2015, **3** [cit. 2021-6-27]. ISSN 2296–4185. Dostupné z: doi:10.3389/fbioe.2015.00069
- [24] DYNTAR, Jan. *Mechanical properties of the stitch for the reconstruction of the heart valve* [online]. Praha, 2019 [cit. 2021-6-27]. Dostupné z: https://dspace.cvut.cz/bitstream/handle/10467/84983/F2-BP-2019-Dyntar-Jan-Bakalarska_prace_J_Dyntar.pdf?sequence=-1&isAllowed=y. Bakalářská práce. ČVUT, Fakulta strojní.
- [25] *Produktový katalog Ethicon* [online]. [cit. 2021-6-27]. Dostupné z: <https://www.jnj.cz/sites/jnj.cz/files/pdfcz/JJ%20PRODUKTOVY%20KATALOG%202013%20CZ.pdf>

[26] Biaxial testing machine for soft tissue and elastomer mechanical testing. *Biomechanika* [online]. [cit. 2021-6-27]. Dostupné z:

http://www.biomechanika.cz/projects/72?category_id=30

[27] Koeficient determinace. *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001– [cit. 2021-6-27]. Dostupné z:

https://cs.wikipedia.org/wiki/Koeficient_determinace

[28] Srdeční revoluce. *WikiSkripta* [online]. [cit. 2021-6-27]. Dostupné z:

https://www.wikiskripta.eu/w/Srde%C4%8Dn%C3%AD_revoluce

[29] HASAN, Anwarul, Kim RAGAERT, Wojciech SWIESZKOWSKI, Šeila SELIMOVIĆ, Arghya PAUL, Gulden CAMCI-UNAL, Mohammad R.K. MOFRAD a Ali KHADEMHOSEINI.

Biomechanical properties of native and tissue engineered heart valve constructs. *Journal of Biomechanics* [online]. 2014, **47**(9), 1949–1963 [cit. 2021-6-27]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2013.09.023

[30] HORNÝ, Lukáš. *PATOBIOMECHANIKA SRDEČNĚCÉVNÍHO SYSTÉMU* [online]. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2014 [cit. 2021-6-27]. ISBN 978-80-01-05473-4. Dostupné z:

<http://users.fs.cvut.cz/~hornyluk/files/Patobiomechanika-srdecnecevnihho-systemu-l.pdf>

14 Seznam obrázků

Obrázek 1 – Pracovní diagram levé komory srdeční s vyznačenými fázemi [28]	12
Obrázek 2 – Srdeční chlopně [2]	13
Obrázek 3 – Tlak působící na cípy aortální chlopně při diastole (a) a při systole (b) [17]	15
Obrázek 4 – Závislost napětí na deformaci vzorku cípu aortální chlopně v obvodovém směru [15].	16
Obrázek 5 – Závislost protažení na radiálním a obvodovém směru s následným odlehčením [14].	16
Obrázek 6 – Kuličková chlopeň Starr–Edwardsova [10].....	19
Obrázek 7 – Disková chlopeň Medtronic–Hallova [8].....	19
Obrázek 8 – Dvoulistá chlopeň St. Jude Medical [8]	20
Obrázek 9 – Bioprotézy [8]	21
Obrázek 10 – Rozdělení aortální regurgitace podle El Khouryho [12]	22
Obrázek 11 – Jednotlivý steh [22]	23
Obrázek 12 – Jednoosé tahové křivky napětí–deformace pro lidské a zvířecí vzorky [29]	24
Obrázek 13 – Schéma jednoosé (a) a dvouosé tahové zkoušky (b)	25
Obrázek 14 – Graf napětí–deformace pro vstřebatelné šicí materiály bez uzlu a s uzlem [20]	26
Obrázek 15 – Schéma napětí–deformace s vyznačenými tečnami a směrovými úhly alfa, které tyto tečny svírají s osou deformace	28
Obrázek 16 – Aortální chlopeň s vyznačeným řezem červené barvy, kde byly vzorky vyříznuty	30
Obrázek 17 – Pásek vyříznutý z cípu chlopně	30
Obrázek 18 - Schéma jednotlivých stehů, které byly aplikovány na naše vzorky	31
Obrázek 19 - Atraumatická jehla s vláknem od firmy Ethicon	31
Obrázek 20 – Popis štítku námi použitého šicího materiálu	32
Obrázek 21 – Měření tloušťky vzorku umístěného na fólii	33
Obrázek 22 – Vzorek s vyznačenými pěti místy, kde došlo k měření tloušťky.....	34
Obrázek 23 – Průřezy vzorků podle skupin, oranžová – PVCII, šedá – PVCI, žlutá – S1, modrá – S2, zelená – S3	35
Obrázek 24 – Univerzální trhací stroj Zwick/Roell [26].....	36

Obrázek 25 – Vzorek bez stehu v referenční konfiguraci.....	36
Obrázek 26 – Schéma závislosti napětí na deformaci s určeným místem prokluzu stehu	38
Obrázek 27 – Graf závislosti napětí na deformaci pro PVCII (oranžová) a PVCI (šedá)	38
Obrázek 28 – Graf závislosti napětí na deformaci pro skupinu S1.....	38
Obrázek 29 – Graf závislosti napětí na deformaci pro skupinu S2.....	39
Obrázek 30 – Graf závislosti napětí na deformaci pro skupinu S3.....	39
Obrázek 31 – Napětí dosahované při mezi „prokluzu“ pro jednotlivé skupiny, S1 = žlutá, S2 = modrá, S3 = zelená	41
Obrázek 32 – Deformace dosahované při mezi „prokluzu“ pro jednotlivé skupiny, S1 = žlutá, S2 = modrá, S3 = zelená	41
Obrázek 33 – Tahový graf pro vzorek PVCII_1 proložený modelem. Modrá křivka = model, černá křivka = experimentální data.....	43
Obrázek 34 – Tahový graf pro vzorek PVCI_2 proložený modelem. Modrá křivka = model, černá křivka = experimentální data.....	43
Obrázek 35 – Tahový graf pro vzorek PVCII S1_10 proložený modelem. Modrá křivka = model, černá křivka = experimentální data.....	43
Obrázek 36 – Tahový graf pro vzorek PVCII S2_2 proložený modelem. Modrá křivka = model, černá křivka = experimentální data.....	43
Obrázek 37 – Tahový graf pro vzorek PVCII S3_1 proložený modelem. Modrá křivka = model, černá křivka = experimentální data.....	43
Obrázek 38 – Hodnot koeficientu determinace kvality modelu pro jednotlivé skupiny, oranžová = PVCII, šedá = PVCI, žlutá = S1, modrá = S2, zelená = S3	44
Obrázek 39 – Křivky modelů HGO vytvořené z průměrných hodnot pro jednotlivé skupiny. Oranžová = PVCII, šedá = PVCI, žlutá = S1, modrá = S2, zelená = S3.....	45
Obrázek 40 – ANOVA: jeden faktor, analýza hodnot průřezů vzorků.....	57
Obrázek 41 – ANOVA: jeden faktor, analýza hodnot maximálního napětí při prokluzu stehu	57
Obrázek 42 – ANOVA: jeden faktor, analýza hodnot maximální deformace při prokluzu stehu	57
Obrázek 43 – Analýza průřezu vzorků, porovnání PVCII a PVCI.....	58
Obrázek 44 – Analýza průřezu vzorků, porovnání PVCII a S1	58
Obrázek 45 – Analýza průřezu vzorků, porovnání PVCII a S2	58
Obrázek 46 – Analýza průřezu vzorků, porovnání PVCII a S3	58

Obrázek 47 – Analýza průřezu vzorků, porovnání PVCI a S1	58
Obrázek 48 – Analýza průřezu vzorků, porovnání PVCI a S2	58
Obrázek 49 – Analýza průřezu vzorků, porovnání PVCI a S3	58
Obrázek 50 – Analýza průřezu vzorků, porovnání S1 a S2	58
Obrázek 51 – Analýza průřezu vzorků, porovnání S1 a S3	58
Obrázek 52 – Analýza průřezu vzorků, porovnání S2 a S3	58
Obrázek 53 – Analýza hodnot maximálního napětí při prokluzu stehu, porovnání S1 a S2	58
Obrázek 54 – Analýza hodnot maximálního napětí při prokluzu stehu, porovnání S1 a S3	58
Obrázek 55 – Analýza hodnot maximálního napětí při prokluzu stehu, porovnání S2 a S3	59
Obrázek 56 – Analýza hodnot maximální deformace při prokluzu stehu, porovnání S1 a S2 .	59
Obrázek 57 – Analýza hodnot maximální deformace při prokluzu stehu, porovnání S1 a S3 .	59
Obrázek 58 – Analýza hodnot maximální deformace při prokluzu stehu, porovnání S2 a S3 .	59
Obrázek 59 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.01 %, porovnání skupin ...	60
Obrázek 60 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.015 %, porovnání skupin .	60
Obrázek 61 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.02 %, porovnání skupin ...	61
Obrázek 62 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.025 %, porovnání skupin .	61
Obrázek 63 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.03 %, porovnání skupin ...	62
Obrázek 64 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.035 %, porovnání skupin .	62
Obrázek 65 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.04 %, porovnání skupin ...	63
Obrázek 66 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.045 %, porovnání skupin .	63
Obrázek 67 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.05 %, porovnání skupin ...	64
Obrázek 68 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.055 %, porovnání skupin .	64
Obrázek 69 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.06 %, porovnání skupin ...	65

15 Seznam tabulek

Tabulka 1 – Tabulka s vysvětlením značení.....	33
Tabulka 2 – Průměrné hodnoty tloušťky, šířky a průřezu pro jednotlivé skupiny	34
Tabulka 3 – hodnoty pravděpodobnosti p porovnávaných průřezů skupin vzorků pomocí T–testu.....	35
Tabulka 4 – Průměrné hodnoty modulů pružnosti pro deformace od 1 % do 6 %, modul $E_{0.01}$ odpovídá 1 % deformaci, $E_{0.015}$ odpovídá 1.5 % deformaci atd.	40
Tabulka 5 – p hodnoty určené z T–testu; žlutě vyznačené hodnoty odpovídají místu, kdy se moduly začínají signifikantně lišit.....	40
Tabulka 6 – Průměrné hodnoty napětí a deformace pro mez „prokluzu“	41
Tabulka 7 – Průměrné hodnoty materiálových parametrů a koeficientu determinace kvality modelu.....	44
Tabulka 8 – Rozměry pro nativní skupiny. Žlutě vyznačené vzorky byly z dalšího pozorování vyloučeny.....	66
Tabulka 9 – Rozměry pro skupiny S1. Žlutě vyznačené vzorky byly z dalšího pozorování vyloučeny.....	66
Tabulka 10 – Rozměry pro skupiny S2. Žlutě vyznačené vzorky byly z dalšího pozorování vyloučeny.....	67
Tabulka 11 – Rozměry pro skupiny S3. Žlutě vyznačené vzorky byly z dalšího pozorování vyloučeny.....	67

16 Přílohy

16.1 Výsledky analýz ANOVA

Anova: jeden faktor

Faktor					
Výběr	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl	
PVCII	14	39.70251	2.835893	0.50267	
PVCI	11	23.4854	2.135037	0.066897	
S1	24	46.32609	1.930254	0.194365	
S2	23	46.83078	2.036121	0.578736	
S3	23	44.74771	1.945553	0.245644	

ANOVA

Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Mezi výběry	8.90238	4	2.225595	6.719241	8.8723E-05	2.472927
Všechny výběry	29.81044	90	0.331227			
Celkem	38.71282	94				

Obrázek 40 – ANOVA: jeden faktor, analýza hodnot průřezů vzorků

Anova: jeden faktor

Faktor					
Výběr	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl	
S1	19	10.82498	0.5697359	0.085687	
S2	19	8.024531	0.4223437	0.040318	
S3	19	5.291764	0.2785139	0.008416	

ANOVA

Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Mezi výběry	0.805738	2	0.4028689	8.991256	0.000426	3.168246
Všechny výběry	2.419564	54	0.0448067			
Celkem	3.225302	56				

Obrázek 41 – ANOVA: jeden faktor, analýza hodnot maximálního napětí při prokluzu stehu

Anova: jeden faktor

Faktor					
Výběr	Počet	Součet	Průměr	Rozptyl	
S1	19	4.1381722	0.217799	0.0039	
S2	19	3.7817039	0.199037	0.004509	
S3	19	3.2300017	0.17	0.001823	

ANOVA

Zdroj variability	SS	Rozdíl	MS	F	Hodnota P	F krit
Mezi výběry	0.022039	2	0.011019	3.230973	0.0472731	3.168246
Všechny výběry	0.184171	54	0.003411			
Celkem	0.20621	56				

Obrázek 42 – ANOVA: jeden faktor, analýza hodnot maximální deformace při prokluzu stehu

16.2 Výsledky T–testu

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCII	PVCI
Stř. hodnota	2.835893	2.135037
Rozptyl	0.50267	0.066897
Pozorování	14	11
Hyp. rozdíl s	0	
Rozdíl	17	
t Stat	3.420377	
P(T<=t) (1)	0.00163	
t krit (1)	1.739607	
P(T<=t) (2)	0.003261	
t krit (2)	2.109816	

Obrázek 43 – Analýza průřezu vzorků, porovnání PVCII a PVCI

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCII	S3
Stř. hodnota	2.835893	1.945553
Rozptyl	0.50267	0.245644
Pozorování	14	23
Hyp. rozdíl s	0	
Rozdíl	21	
t Stat	4.12508	
P(T<=t) (1)	0.000241	
t krit (1)	1.720743	
P(T<=t) (2)	0.000482	
t krit (2)	2.079614	

Obrázek 46 – Analýza průřezu vzorků, porovnání PVCII a S3

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S3
Stř. hodnota	2.135037	1.945553
Rozptyl	0.066897	0.245644
Pozorování	11	23
Hyp. rozdíl s	0	
Rozdíl	32	
t Stat	1.46357	
P(T<=t) (1)	0.076533	
t krit (1)	1.693889	
P(T<=t) (2)	0.153066	
t krit (2)	2.036933	

Obrázek 49 – Analýza průřezu vzorků, porovnání PVCI a S3

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S2	S3
Stř. hodnota	2.036121	1.945553
Rozptyl	0.578736	0.245644
Pozorování	23	23
Hyp. rozdíl s	0	
Rozdíl	38	
t Stat	0.478384	
P(T<=t) (1)	0.317559	
t krit (1)	1.685954	
P(T<=t) (2)	0.635118	
t krit (2)	2.024394	

Obrázek 52 – Analýza průřezu vzorků, porovnání S2 a S3

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCII	S1
Stř. hodnota	2.835893	1.930254
Rozptyl	0.50267	0.194365
Pozorování	14	24
Hyp. rozdíl s	0	
Rozdíl	19	
t Stat	4.317291	
P(T<=t) (1)	0.000186	
t krit (1)	1.729133	
P(T<=t) (2)	0.000371	
t krit (2)	2.093024	

Obrázek 44 – Analýza průřezu vzorků, porovnání PVCII a S1

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S1
Stř. hodnota	2.135037	1.930254
Rozptyl	0.066897	0.194365
Pozorování	11	24
Hyp. rozdíl s	0	
Rozdíl	31	
t Stat	1.719703	
P(T<=t) (1)	0.047729	
t krit (1)	1.695519	
P(T<=t) (2)	0.095457	
t krit (2)	2.039513	

Obrázek 47 – Analýza průřezu vzorků, porovnání PVCI a S1

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S2
Stř. hodnota	1.930254	2.036121
Rozptyl	0.194365	0.578736
Pozorování	24	23
Hyp. rozdíl s	0	
Rozdíl	35	
t Stat	-0.580487	
P(T<=t) (1)	0.282653	
t krit (1)	1.689572	
P(T<=t) (2)	0.565305	
t krit (2)	2.030108	

Obrázek 50 – Analýza průřezu vzorků, porovnání S1 a S2

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S2
Stř. hodnota	0.569736	0.422344
Rozptyl	0.085687	0.040318
Pozorování	19	19
Hyp. rozdíl s	0	
Rozdíl	32	
t Stat	1.809914	
P(T<=t) (1)	0.039855	
t krit (1)	1.693889	
P(T<=t) (2)	0.07971	
t krit (2)	2.036933	

Obrázek 53 – Analýza hodnot maximálního napětí při prokluzu stehu, porovnání S1 a S2

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCII	S2
Stř. hodnota	2.835893	2.036121
Rozptyl	0.50267	0.578736
Pozorování	14	23
Hyp. rozdíl s	0	
Rozdíl	29	
t Stat	3.236395	
P(T<=t) (1)	0.001512	
t krit (1)	1.699127	
P(T<=t) (2)	0.003023	
t krit (2)	2.04523	

Obrázek 45 – Analýza průřezu vzorků, porovnání PVCII a S2

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S2
Stř. hodnota	2.135037	2.036121
Rozptyl	0.066897	0.578736
Pozorování	11	23
Hyp. rozdíl s	0	
Rozdíl	30	
t Stat	0.559606	
P(T<=t) (1)	0.289951	
t krit (1)	1.697261	
P(T<=t) (2)	0.579903	
t krit (2)	2.042272	

Obrázek 48 – Analýza průřezu vzorků, porovnání PVCI a S2

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S3
Stř. hodnota	1.930254	1.945553
Rozptyl	0.194365	0.245644
Pozorování	24	23
Hyp. rozdíl s	0	
Rozdíl	44	
t Stat	-0.111639	
P(T<=t) (1)	0.455809	
t krit (1)	1.68023	
P(T<=t) (2)	0.911617	
t krit (2)	2.015368	

Obrázek 51 – Analýza průřezu vzorků, porovnání S1 a S3

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S3
Stř. hodnota	0.569736	0.278514
Rozptyl	0.085687	0.008416
Pozorování	19	19
Hyp. rozdíl s	0	
Rozdíl	22	
t Stat	4.1381	
P(T<=t) (1)	0.000215	
t krit (1)	1.717144	
P(T<=t) (2)	0.000431	
t krit (2)	2.073873	

Obrázek 54 – Analýza hodnot maximálního napětí při prokluzu stehu, porovnání S1 a S3

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S2	S3
Stř. hodno	0.422344	0.278514
Rozptyl	0.040318	0.008416
Pozorován	19	19
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	25	
t Stat	2.839958	
P(T<=t) (1)	0.004419	
t krit (1)	1.708141	
P(T<=t) (2)	0.008839	
t krit (2)	2.059539	

Obrázek 55 – Analýza hodnot maximálního napětí při prokluzu stehu, porovnání S2 a S3

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S2	S3
Stř. hodno	0.199037	0.17
Rozptyl	0.004509	0.001823
Pozorován	19	19
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	31	
t Stat	1.590628	
P(T<=t) (1)	0.060921	
t krit (1)	1.695519	
P(T<=t) (2)	0.121841	
t krit (2)	2.039513	

Obrázek 58 – Analýza hodnot maximální deformace při prokluzu stehu, porovnání S2 a S3

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S2
Stř. hodno	0.217799	0.199037
Rozptyl	0.0039	0.004509
Pozorován	19	19
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	36	
t Stat	0.891831	
P(T<=t) (1)	0.189203	
t krit (1)	1.688298	
P(T<=t) (2)	0.378406	
t krit (2)	2.028094	

Obrázek 56 – Analýza hodnot maximální deformace při prokluzu stehu, porovnání S1 a S2

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S3
Stř. hodno	0.217799	0.17
Rozptyl	0.0039	0.001823
Pozorován	19	19
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	32	
t Stat	2.754056	
P(T<=t) (1)	0.004812	
t krit (1)	1.693889	
P(T<=t) (2)	0.009625	
t krit (2)	2.036933	

Obrázek 57 – Analýza hodnot maximální deformace při prokluzu stehu, porovnání S1 a S3

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů			Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů			Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů			Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů		
	PVCII	PVCI		PVCII	S1		PVCII	S2		PVCII	S3
Stř. hodno	0.513839	0.770137	Stř. hodno	0.513839	0.599725	Stř. hodno	0.513839	0.506645	Stř. hodno	0.513839	0.396353
Rozptyl	0.051128	0.306782	Rozptyl	0.051128	0.466259	Rozptyl	0.051128	0.091227	Rozptyl	0.051128	0.058548
Pozorován	10	10	Pozorován	10	22	Pozorován	10	22	Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0		Hyp. rozdíl	0		Hyp. rozdíl	0		Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	12		Rozdíl	28		Rozdíl	23		Rozdíl	19	
t Stat	-1.35475		t Stat	-0.52953		t Stat	0.074768		t Stat	1.332485	
P(T<=t) (1)	0.100228		P(T<=t) (1)	0.300307		P(T<=t) (1)	0.470523		P(T<=t) (1)	0.099231	
t krit (1)	1.782288		t krit (1)	1.701131		t krit (1)	1.713872		t krit (1)	1.729133	
P(T<=t) (2)	0.200455		P(T<=t) (2)	0.600614		P(T<=t) (2)	0.941046		P(T<=t) (2)	0.198462	
t krit (2)	2.178813		t krit (2)	2.048407		t krit (2)	2.068658		t krit (2)	2.093024	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů			Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů			Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů		
	PVCI	S1		PVCI	S2		PVCI	S3
Stř. hodno	0.770137	0.599725	Stř. hodno	0.770137	0.506645	Stř. hodno	0.770137	0.396353
Rozptyl	0.306782	0.466259	Rozptyl	0.306782	0.091227	Rozptyl	0.306782	0.058548
Pozorován	10	22	Pozorován	10	22	Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0		Hyp. rozdíl	0		Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	21		Rozdíl	12		Rozdíl	11	
t Stat	0.748233		t Stat	1.411964		t Stat	2.047113	
P(T<=t) (1)	0.231309		P(T<=t) (1)	0.091682		P(T<=t) (1)	0.03265	
t krit (1)	1.720743		t krit (1)	1.782288		t krit (1)	1.795885	
P(T<=t) (2)	0.462618		P(T<=t) (2)	0.183363		P(T<=t) (2)	0.0653	
t krit (2)	2.079614		t krit (2)	2.178813		t krit (2)	2.200985	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů			Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů			Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů		
	S1	S2		S1	S3		S2	S3
Stř. hodno	0.599725	0.506645	Stř. hodno	0.599725	0.396353	Stř. hodno	0.506645	0.396353
Rozptyl	0.466259	0.091227	Rozptyl	0.466259	0.058548	Rozptyl	0.091227	0.058548
Pozorován	22	22	Pozorován	22	22	Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0		Hyp. rozdíl	0		Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	29		Rozdíl	26		Rozdíl	40	
t Stat	0.584723		t Stat	1.316745		t Stat	1.3367	
P(T<=t) (1)	0.281628		P(T<=t) (1)	0.099707		P(T<=t) (1)	0.094437	
t krit (1)	1.699127		t krit (1)	1.705618		t krit (1)	1.683851	
P(T<=t) (2)	0.563256		P(T<=t) (2)	0.199413		P(T<=t) (2)	0.188874	
t krit (2)	2.04523		t krit (2)	2.055529		t krit (2)	2.021075	

Obrázek 59 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.01 %, porovnání skupin

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů			Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů			Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů			Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů		
	PVCII	PVCI		PVCII	S1		PVCII	S2		PVCII	S3
Stř. hodno	0.7348	1.115145	Stř. hodno	0.7348	0.671371	Stř. hodno	0.7348	0.597593	Stř. hodno	0.7348	0.466992
Rozptyl	0.105548	0.799646	Rozptyl	0.105548	0.551391	Rozptyl	0.105548	0.101233	Rozptyl	0.105548	0.074007
Pozorován	10	10	Pozorován	10	22	Pozorován	10	22	Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0		Hyp. rozdíl	0		Hyp. rozdíl	0		Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	11		Rozdíl	30		Rozdíl	17		Rozdíl	15	
t Stat	-1.26417		t Stat	0.336085		t Stat	1.114497		t Stat	2.269977	
P(T<=t) (1)	0.116149		P(T<=t) (1)	0.369573		P(T<=t) (1)	0.140288		P(T<=t) (1)	0.019192	
t krit (1)	1.795885		t krit (1)	1.697261		t krit (1)	1.739607		t krit (1)	1.75305	
P(T<=t) (2)	0.232298		P(T<=t) (2)	0.739146		P(T<=t) (2)	0.280575		P(T<=t) (2)	0.038384	
t krit (2)	2.200985		t krit (2)	2.042272		t krit (2)	2.109816		t krit (2)	2.13145	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů			Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů			Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů		
	PVCI	S1		PVCI	S2		PVCI	S3
Stř. hodno	1.115145	0.671371	Stř. hodno	1.115145	0.597593	Stř. hodno	1.115145	0.466992
Rozptyl	0.799646	0.551391	Rozptyl	0.799646	0.101233	Rozptyl	0.799646	0.074007
Pozorován	10	22	Pozorován	10	22	Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0		Hyp. rozdíl	0		Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	15		Rozdíl	10		Rozdíl	10	
t Stat	1.369334		t Stat	1.779737		t Stat	2.24533	
P(T<=t) (1)	0.095525		P(T<=t) (1)	0.052736		P(T<=t) (1)	0.024282	
t krit (1)	1.75305		t krit (1)	1.812461		t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.191049		P(T<=t) (2)	0.105472		P(T<=t) (2)	0.048563	
t krit (2)	2.13145		t krit (2)	2.228139		t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů			Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů			Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů		
	S1	S2		S1	S3		S2	S3
Stř. hodno	0.671371	0.597593	Stř. hodno	0.671371	0.466992	Stř. hodno	0.597593	0.466992
Rozptyl	0.551391	0.101233	Rozptyl	0.551391	0.074007	Rozptyl	0.101233	0.074007
Pozorován	22	22	Pozorován	22	22	Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0		Hyp. rozdíl	0		Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	28		Rozdíl	27		Rozdíl	41	
t Stat	0.42836		t Stat	1.212185		t Stat	1.463319	
P(T<=t) (1)	0.335833		P(T<=t) (1)	0.117971		P(T<=t) (1)	0.075503	
t krit (1)	1.701131		t krit (1)	1.703288		t krit (1)	1.682878	
P(T<=t) (2)	0.671666		P(T<=t) (2)	0.235943		P(T<=t) (2)	0.151005	
t krit (2)	2.048407		t krit (2)	2.051831		t krit (2)	2.019541	

Obrázek 60 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.015 %, porovnání skupin

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI1	PVCI2
Stř. hodno	1.038309	1.410851
Rozptyl	0.219585	0.987505
Pozorován	10	10
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	13	
t Stat	-1.07227	
P(T<=t) (1)	0.15155	
t krit (1)	1.770933	
P(T<=t) (2)	0.3031	
t krit (2)	2.160369	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI1	S1
Stř. hodno	1.038309	0.808921
Rozptyl	0.219585	0.711363
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	29	
t Stat	0.984457	
P(T<=t) (1)	0.166517	
t krit (1)	1.699127	
P(T<=t) (2)	0.333034	
t krit (2)	2.04523	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI1	S2
Stř. hodno	1.038309	0.740254
Rozptyl	0.219585	0.188007
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	16	
t Stat	1.706537	
P(T<=t) (1)	0.053619	
t krit (1)	1.745884	
P(T<=t) (2)	0.107239	
t krit (2)	2.119905	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI1	S3
Stř. hodno	1.038309	0.532578
Rozptyl	0.219585	0.096405
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	13	
t Stat	3.116069	
P(T<=t) (1)	0.004095	
t krit (1)	1.770933	
P(T<=t) (2)	0.008189	
t krit (2)	2.160369	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI1	S1
Stř. hodno	1.410851	0.808921
Rozptyl	0.987505	0.711363
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	15	
t Stat	1.662527	
P(T<=t) (1)	0.058578	
t krit (1)	1.75305	
P(T<=t) (2)	0.117156	
t krit (2)	2.13145	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI1	S2
Stř. hodno	1.410851	0.740254
Rozptyl	0.987505	0.188007
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	11	
t Stat	2.047242	
P(T<=t) (1)	0.032643	
t krit (1)	1.795885	
P(T<=t) (2)	0.065285	
t krit (2)	2.200985	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI1	S3
Stř. hodno	1.410851	0.532578
Rozptyl	0.987505	0.096405
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	2.734838	
P(T<=t) (1)	0.010509	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.021018	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S2
Stř. hodno	0.808921	0.740254
Rozptyl	0.711363	0.188007
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	31	
t Stat	0.33962	
P(T<=t) (1)	0.368217	
t krit (1)	1.695519	
P(T<=t) (2)	0.736433	
t krit (2)	2.039513	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S3
Stř. hodno	0.808921	0.532578
Rozptyl	0.711363	0.096405
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	27	
t Stat	1.442173	
P(T<=t) (1)	0.080377	
t krit (1)	1.703288	
P(T<=t) (2)	0.160754	
t krit (2)	2.051831	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S2	S3
Stř. hodno	0.740254	0.532578
Rozptyl	0.188007	0.096405
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	38	
t Stat	1.826515	
P(T<=t) (1)	0.037818	
t krit (1)	1.685954	
P(T<=t) (2)	0.075637	
t krit (2)	2.024394	

Obrázek 61 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.02 %, porovnání skupin

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI1	PVCI2
Stř. hodno	1.434483	1.792155
Rozptyl	0.391605	1.234749
Pozorován	10	10
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	14	
t Stat	-0.88691	
P(T<=t) (1)	0.195056	
t krit (1)	1.76131	
P(T<=t) (2)	0.390111	
t krit (2)	2.144787	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI1	S1
Stř. hodno	1.434483	0.908961
Rozptyl	0.391605	0.909974
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	26	
t Stat	1.851958	
P(T<=t) (1)	0.03771	
t krit (1)	1.705618	
P(T<=t) (2)	0.07542	
t krit (2)	2.055529	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI1	S2
Stř. hodno	1.434483	0.826931
Rozptyl	0.391605	0.236256
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	14	
t Stat	2.719794	
P(T<=t) (1)	0.0083	
t krit (1)	1.76131	
P(T<=t) (2)	0.0166	
t krit (2)	2.144787	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI1	S3
Stř. hodno	1.434483	0.637071
Rozptyl	0.391605	0.153695
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	12	
t Stat	3.712041	
P(T<=t) (1)	0.001485	
t krit (1)	1.782288	
P(T<=t) (2)	0.00297	
t krit (2)	2.178813	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI1	S1
Stř. hodno	1.792155	0.908961
Rozptyl	1.234749	0.909974
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	15	
t Stat	2.175346	
P(T<=t) (1)	0.023003	
t krit (1)	1.75305	
P(T<=t) (2)	0.046007	
t krit (2)	2.13145	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI1	S2
Stř. hodno	1.792155	0.826931
Rozptyl	1.234749	0.236256
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	11	
t Stat	2.634692	
P(T<=t) (1)	0.011606	
t krit (1)	1.795885	
P(T<=t) (2)	0.023212	
t krit (2)	2.200985	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI1	S3
Stř. hodno	1.792155	0.637071
Rozptyl	1.234749	0.153695
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	3.197962	
P(T<=t) (1)	0.004762	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.009525	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S2
Stř. hodno	0.908961	0.826931
Rozptyl	0.909974	0.236256
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	31	
t Stat	0.359377	
P(T<=t) (1)	0.360875	
t krit (1)	1.695519	
P(T<=t) (2)	0.72175	
t krit (2)	2.039513	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S3
Stř. hodno	0.908961	0.637071
Rozptyl	0.909974	0.153695
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	28	
t Stat	1.23652	
P(T<=t) (1)	0.113269	
t krit (1)	1.701131	
P(T<=t) (2)	0.226537	
t krit (2)	2.048407	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S2	S3
Stř. hodno	0.826931	0.637071
Rozptyl	0.236256	0.153695
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	40	
t Stat	1.426065	
P(T<=t) (1)	0.080804	
t krit (1)	1.683851	
P(T<=t) (2)	0.161608	
t krit (2)	2.021075	

Obrázek 62 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.025 %, porovnání skupin

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	PVCI
Stř. hodno	1.914488	2.376712
Rozptyl	0.916904	2.661686
Pozorován	10	10
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	15	
t Stat	-0.77267	
P(T<=t) (1)	0.22586	
t krit (1)	1.75305	
P(T<=t) (2)	0.45172	
t krit (2)	2.13145	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S1
Stř. hodno	1.914488	0.975802
Rozptyl	0.916904	1.021906
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	18	
t Stat	2.52572	
P(T<=t) (1)	0.010576	
t krit (1)	1.734064	
P(T<=t) (2)	0.021152	
t krit (2)	2.100922	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S2
Stř. hodno	1.914488	0.901562
Rozptyl	0.916904	0.275
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	12	
t Stat	3.138079	
P(T<=t) (1)	0.004281	
t krit (1)	1.782288	
P(T<=t) (2)	0.008562	
t krit (2)	2.178813	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S3
Stř. hodno	1.914488	0.732462
Rozptyl	0.916904	0.186622
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	11	
t Stat	3.734663	
P(T<=t) (1)	0.001648	
t krit (1)	1.795885	
P(T<=t) (2)	0.003297	
t krit (2)	2.200985	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S1
Stř. hodno	2.376712	0.975802
Rozptyl	2.661686	1.021906
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	12	
t Stat	2.505546	
P(T<=t) (1)	0.013816	
t krit (1)	1.782288	
P(T<=t) (2)	0.027633	
t krit (2)	2.178813	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S2
Stř. hodno	2.376712	0.901562
Rozptyl	2.661686	0.275
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	2.794422	
P(T<=t) (1)	0.009488	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.018975	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S3
Stř. hodno	2.376712	0.732462
Rozptyl	2.661686	0.186622
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	3.13745	
P(T<=t) (1)	0.005278	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.010556	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S2
Stř. hodno	0.975802	0.901562
Rozptyl	1.021906	0.275
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	32	
t Stat	0.30577	
P(T<=t) (1)	0.38088	
t krit (1)	1.693889	
P(T<=t) (2)	0.76176	
t krit (2)	2.036933	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S3
Stř. hodno	0.975802	0.732462
Rozptyl	1.021906	0.186622
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	28	
t Stat	1.038238	
P(T<=t) (1)	0.154021	
t krit (1)	1.701131	
P(T<=t) (2)	0.308043	
t krit (2)	2.048407	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S2	S3
Stř. hodno	0.901562	0.732462
Rozptyl	0.275	0.186622
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	41	
t Stat	1.16738	
P(T<=t) (1)	0.124901	
t krit (1)	1.682878	
P(T<=t) (2)	0.249802	
t krit (2)	2.019541	

Obrázek 63 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.03 %, porovnání skupin

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	PVCI
Stř. hodno	2.658285	3.002256
Rozptyl	1.62032	4.612789
Pozorován	10	10
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	15	
t Stat	-0.43568	
P(T<=t) (1)	0.334636	
t krit (1)	1.75305	
P(T<=t) (2)	0.669272	
t krit (2)	2.13145	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S1
Stř. hodno	2.658285	1.052923
Rozptyl	1.62032	1.055866
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	15	
t Stat	3.502971	
P(T<=t) (1)	0.001602	
t krit (1)	1.75305	
P(T<=t) (2)	0.003204	
t krit (2)	2.13145	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S2
Stř. hodno	2.658285	1.07975
Rozptyl	1.62032	0.333064
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	11	
t Stat	3.750227	
P(T<=t) (1)	0.001604	
t krit (1)	1.795885	
P(T<=t) (2)	0.003209	
t krit (2)	2.200985	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S3
Stř. hodno	2.658285	0.821254
Rozptyl	1.62032	0.215539
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	4.431676	
P(T<=t) (1)	0.000635	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.001271	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S1
Stř. hodno	3.002256	1.052923
Rozptyl	4.612789	1.055866
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	11	
t Stat	2.731559	
P(T<=t) (1)	0.009762	
t krit (1)	1.795885	
P(T<=t) (2)	0.019524	
t krit (2)	2.200985	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S2
Stř. hodno	3.002256	1.07975
Rozptyl	4.612789	0.333064
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	2.785309	
P(T<=t) (1)	0.009637	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.019274	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S3
Stř. hodno	3.002256	0.821254
Rozptyl	4.612789	0.215539
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	9	
t Stat	3.177682	
P(T<=t) (1)	0.005613	
t krit (1)	1.833113	
P(T<=t) (2)	0.011227	
t krit (2)	2.262157	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S2
Stř. hodno	1.052923	1.07975
Rozptyl	1.055866	0.333064
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	33	
t Stat	-0.10677	
P(T<=t) (1)	0.457809	
t krit (1)	1.69236	
P(T<=t) (2)	0.915619	
t krit (2)	2.034515	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S3
Stř. hodno	1.052923	0.821254
Rozptyl	1.055866	0.215539
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	29	
t Stat	0.963691	
P(T<=t) (1)	0.171584	
t krit (1)	1.699127	
P(T<=t) (2)	0.343168	
t krit (2)	2.04523	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S2	S3
Stř. hodno	1.07975	0.821254
Rozptyl	0.333064	0.215539
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	40	
t Stat	1.636955	
P(T<=t) (1)	0.054742	
t krit (1)	1.683851	
P(T<=t) (2)	0.109485	
t krit (2)	2.021075	

Obrázek 64 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.035 %, porovnání skupin

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	PVCI
Stř. hodno	3.516481	3.288836
Rozptyl	2.421373	4.583716
Pozorován	10	10
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	16	
t Stat	0.271988	
P(T<=t) (1)	0.394555	
t krit (1)	1.745884	
P(T<=t) (2)	0.78911	
t krit (2)	2.119905	

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S1
Stř. hodno	3.516481	1.15334
Rozptyl	2.421373	1.034808
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	13	
t Stat	4.394505	
P(T<=t) (1)	0.000362	
t krit (1)	1.770933	
P(T<=t) (2)	0.000725	
t krit (2)	2.160369	

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S2
Stř. hodno	3.516481	1.193842
Rozptyl	2.421373	0.387068
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	4.557423	
P(T<=t) (1)	0.000523	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.001046	
t krit (2)	2.228139	

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S3
Stř. hodno	3.516481	0.916132
Rozptyl	2.421373	0.280783
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	5.150466	
P(T<=t) (1)	0.000216	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.000431	
t krit (2)	2.228139	

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S1
Stř. hodno	3.288836	1.15334
Rozptyl	4.583716	1.034808
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	11	
t Stat	3.003846	
P(T<=t) (1)	0.005999	
t krit (1)	1.795885	
P(T<=t) (2)	0.011997	
t krit (2)	2.200985	

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S2
Stř. hodno	3.288836	1.193842
Rozptyl	4.583716	0.387068
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	3.036652	
P(T<=t) (1)	0.006267	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.012534	
t krit (2)	2.228139	

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S3
Stř. hodno	3.288836	0.916132
Rozptyl	4.583716	0.280783
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	3.456776	
P(T<=t) (1)	0.003078	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.006156	
t krit (2)	2.228139	

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S2
Stř. hodno	1.15334	1.193842
Rozptyl	1.034808	0.387068
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	35	
t Stat	-0.15932	
P(T<=t) (1)	0.437167	
t krit (1)	1.689572	
P(T<=t) (2)	0.874334	
t krit (2)	2.030108	

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S3
Stř. hodno	1.15334	0.916132
Rozptyl	1.034808	0.280783
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	32	
t Stat	0.970018	
P(T<=t) (1)	0.169656	
t krit (1)	1.693889	
P(T<=t) (2)	0.339313	
t krit (2)	2.036933	

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	S2	S3
Stř. hodno	1.193842	0.916132
Rozptyl	0.387068	0.280783
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	41	
t Stat	1.59391	
P(T<=t) (1)	0.059319	
t krit (1)	1.682878	
P(T<=t) (2)	0.118637	
t krit (2)	2.019541	

Obrázek 65 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.04 %, porovnání skupin

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	PVCI
Stř. hodno	4.527462	3.870964
Rozptyl	3.876079	6.680117
Pozorován	10	10
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	17	
t Stat	0.638968	
P(T<=t) (1)	0.26568	
t krit (1)	1.739607	
P(T<=t) (2)	0.531359	
t krit (2)	2.109816	

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S1
Stř. hodno	4.527462	1.187233
Rozptyl	3.876079	0.875638
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	11	
t Stat	5.109214	
P(T<=t) (1)	0.00017	
t krit (1)	1.795885	
P(T<=t) (2)	0.000339	
t krit (2)	2.200985	

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S2
Stř. hodno	4.527462	1.341818
Rozptyl	3.876079	0.511173
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	4.970033	
P(T<=t) (1)	0.000281	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.000562	
t krit (2)	2.228139	

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S3
Stř. hodno	4.527462	1.05356
Rozptyl	3.876079	0.358911
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	5.465989	
P(T<=t) (1)	0.000137	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.000275	
t krit (2)	2.228139	

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S1
Stř. hodno	3.870964	1.187233
Rozptyl	6.680117	0.875638
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	3.189919	
P(T<=t) (1)	0.004828	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.009655	
t krit (2)	2.228139	

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S2
Stř. hodno	3.870964	1.341818
Rozptyl	6.680117	0.511173
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	3.041987	
P(T<=t) (1)	0.00621	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.01242	
t krit (2)	2.228139	

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S3
Stř. hodno	3.870964	1.05356
Rozptyl	6.680117	0.358911
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	9	
t Stat	3.405789	
P(T<=t) (1)	0.003901	
t krit (1)	1.833113	
P(T<=t) (2)	0.007801	
t krit (2)	2.262157	

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S2
Stř. hodno	1.187233	1.341818
Rozptyl	0.875638	0.511173
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	39	
t Stat	-0.6157	
P(T<=t) (1)	0.270834	
t krit (1)	1.684875	
P(T<=t) (2)	0.541668	
t krit (2)	2.022691	

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S3
Stř. hodno	1.187233	1.05356
Rozptyl	0.875638	0.358911
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	36	
t Stat	0.564288	
P(T<=t) (1)	0.288028	
t krit (1)	1.688298	
P(T<=t) (2)	0.576057	
t krit (2)	2.028094	

Dvouúběrový t-test s nerovností rozptylů

	S2	S3
Stř. hodno	1.341818	1.05356
Rozptyl	0.511173	0.358911
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	41	
t Stat	-1.449481	
P(T<=t) (1)	0.077405	
t krit (1)	1.682878	
P(T<=t) (2)	0.15481	
t krit (2)	2.019541	

Obrázek 66 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.045 %, porovnání skupin

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCII	PVCI
Stř. hodno	5.638266	4.379097
Rozptyl	7.377406	5.764367
Pozorován	10	10
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	18	
t Stat	1.098391	
P(T<=t) (1)	0.143255	
t krit (1)	1.734064	
P(T<=t) (2)	0.286509	
t krit (2)	2.100922	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCII	S1
Stř. hodno	5.638266	1.281404
Rozptyl	7.377406	0.979413
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	4.926046	
P(T<=t) (1)	0.0003	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.000599	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCII	S2
Stř. hodno	5.638266	1.447808
Rozptyl	7.377406	0.688987
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	4.778393	
P(T<=t) (1)	0.000374	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.000748	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCII	S3
Stř. hodno	5.638266	1.190818
Rozptyl	7.377406	0.382853
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	9	
t Stat	5.117953	
P(T<=t) (1)	0.000315	
t krit (1)	1.833113	
P(T<=t) (2)	0.00063	
t krit (2)	2.262157	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S1
Stř. hodno	4.379097	1.281404
Rozptyl	5.764367	0.979413
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	3.931046	
P(T<=t) (1)	0.001408	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.002815	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S2
Stř. hodno	4.379097	1.447808
Rozptyl	5.764367	0.688987
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	3.760058	
P(T<=t) (1)	0.001861	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.003722	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S3
Stř. hodno	4.379097	1.190818
Rozptyl	5.764367	0.382853
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	4.137347	
P(T<=t) (1)	0.00101	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.00202	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S2
Stř. hodno	1.281404	1.447808
Rozptyl	0.979413	0.688987
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	41	
t Stat	-0.60426	
P(T<=t) (1)	0.274499	
t krit (1)	1.682878	
P(T<=t) (2)	0.548999	
t krit (2)	2.019541	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S3
Stř. hodno	1.281404	1.190818
Rozptyl	0.979413	0.382853
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	35	
t Stat	0.364033	
P(T<=t) (1)	0.359012	
t krit (1)	1.689572	
P(T<=t) (2)	0.718023	
t krit (2)	2.030108	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S2	S3
Stř. hodno	1.447808	1.190818
Rozptyl	0.688987	0.382853
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	39	
t Stat	1.164294	
P(T<=t) (1)	0.125689	
t krit (1)	1.684875	
P(T<=t) (2)	0.251378	
t krit (2)	2.022691	

Obrázek 67 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.05 %, porovnání skupin

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCII	PVCI
Stř. hodno	6.965446	3.955103
Rozptyl	10.02162	5.126783
Pozorován	10	10
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	16	
t Stat	2.445866	
P(T<=t) (1)	0.013195	
t krit (1)	1.745884	
P(T<=t) (2)	0.02639	
t krit (2)	2.119905	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCII	S1
Stř. hodno	6.965446	1.468564
Rozptyl	10.02162	1.181865
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	5.349443	
P(T<=t) (1)	0.000162	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.000324	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCII	S2
Stř. hodno	6.965446	1.534868
Rozptyl	10.02162	0.81108
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	5.327608	
P(T<=t) (1)	0.000167	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.000334	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCII	S3
Stř. hodno	6.965446	1.265041
Rozptyl	10.02162	0.402401
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	9	
t Stat	5.642991	
P(T<=t) (1)	0.000158	
t krit (1)	1.833113	
P(T<=t) (2)	0.000316	
t krit (2)	2.262157	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S1
Stř. hodno	3.955103	1.468564
Rozptyl	5.126783	1.181865
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	11	
t Stat	3.303952	
P(T<=t) (1)	0.003514	
t krit (1)	1.795885	
P(T<=t) (2)	0.007029	
t krit (2)	2.200985	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S2
Stř. hodno	3.955103	1.534868
Rozptyl	5.126783	0.81108
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	3.264792	
P(T<=t) (1)	0.004252	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.008505	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S3
Stř. hodno	3.955103	1.265041
Rozptyl	5.126783	0.402401
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	3.691171	
P(T<=t) (1)	0.002083	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.004165	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S2
Stř. hodno	1.468564	1.534868
Rozptyl	1.181865	0.81108
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	41	
t Stat	-0.22029	
P(T<=t) (1)	0.413367	
t krit (1)	1.682878	
P(T<=t) (2)	0.826735	
t krit (2)	2.019541	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S3
Stř. hodno	1.468564	1.265041
Rozptyl	1.181865	0.402401
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	34	
t Stat	0.758424	
P(T<=t) (1)	0.226711	
t krit (1)	1.690924	
P(T<=t) (2)	0.453423	
t krit (2)	2.032245	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S2	S3
Stř. hodno	1.534868	1.265041
Rozptyl	0.81108	0.402401
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	38	
t Stat	1.148898	
P(T<=t) (1)	0.128889	
t krit (1)	1.685954	
P(T<=t) (2)	0.257779	
t krit (2)	2.024394	

Obrázek 68 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.055 %, porovnání skupin

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCII	PVCI
Stř. hodno	8.828676	4.662924
Rozptyl	13.9676	6.122392
Pozorován	10	10
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	16	
t Stat	2.939027	
P(T<=t) (1)	0.004814	
t krit (1)	1.745884	
P(T<=t) (2)	0.009628	
t krit (2)	2.119905	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCII	S1
Stř. hodno	8.828676	1.468708
Rozptyl	13.9676	0.888826
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	6.139362	
P(T<=t) (1)	5.49E-05	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.00011	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCII	S2
Stř. hodno	8.828676	1.671371
Rozptyl	13.9676	0.869846
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	5.972102	
P(T<=t) (1)	6.86E-05	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.000137	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCII	S3
Stř. hodno	8.828676	1.486236
Rozptyl	13.9676	0.507559
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	9	
t Stat	6.162007	
P(T<=t) (1)	8.31E-05	
t krit (1)	1.833113	
P(T<=t) (2)	0.000166	
t krit (2)	2.262157	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S1
Stř. hodno	4.662924	1.468708
Rozptyl	6.122392	0.888826
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	3.953915	
P(T<=t) (1)	0.001357	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.002713	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S2
Stř. hodno	4.662924	1.671371
Rozptyl	6.122392	0.869846
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	3.705501	
P(T<=t) (1)	0.002036	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.004071	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	PVCI	S3
Stř. hodno	4.662924	1.486236
Rozptyl	6.122392	0.507559
Pozorován	10	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	10	
t Stat	3.985491	
P(T<=t) (1)	0.001289	
t krit (1)	1.812461	
P(T<=t) (2)	0.002578	
t krit (2)	2.228139	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S2
Stř. hodno	1.468708	1.671371
Rozptyl	0.888826	0.869846
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	42	
t Stat	-0.71679	
P(T<=t) (1)	0.238735	
t krit (1)	1.681952	
P(T<=t) (2)	0.477469	
t krit (2)	2.018082	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S1	S3
Stř. hodno	1.468708	1.486236
Rozptyl	0.888826	0.507559
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	39	
t Stat	-0.06957	
P(T<=t) (1)	0.472446	
t krit (1)	1.684875	
P(T<=t) (2)	0.944891	
t krit (2)	2.022691	

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	S2	S3
Stř. hodno	1.671371	1.486236
Rozptyl	0.869846	0.507559
Pozorován	22	22
Hyp. rozdíl	0	
Rozdíl	39	
t Stat	0.739897	
P(T<=t) (1)	0.231897	
t krit (1)	1.684875	
P(T<=t) (2)	0.463794	
t krit (2)	2.022691	

Obrázek 69 – Analýza hodnot modulů pružnosti pro deformaci 0.06 %, porovnání skupin

16.3 Tabulky rozměrů pro jednotlivé vzorky

		Tloušťka [mm]		Šířka [mm]		Průřez [mm ²]	Průřez [mm ²]	
		Průměr	SD	Průměr	SD		Průměr	SD
PVCII	PVCII_1	0.448	0.089	6.005	0.041	2.690	2.836	0.683
	PVCII_2	0.346	0.024	6.176	0.217	2.137		
	PVCII_3	0.511	0.104	5.447	0.049	2.783		
	PVCII_4	0.328	0.122	6.617	0.221	2.168		
	PVCII_5	0.448	0.041	7.612	0.154	3.413		
	PVCII_6	0.560	0.009	6.671	0.134	3.734		
	PVCII_7	0.374	0.100	7.761	0.135	2.900		
	PVCII_8	0.512	0.109	5.388	0.166	2.761		
	PVCII_9	0.579	0.014	7.923	0.120	4.585		
	PVCII_10	0.444	0.109	5.469	0.148	2.427		
	PVCII_11	0.384	0.055	6.181	0.144	2.375		
	PVCII_12	0.526	0.040	6.235	0.307	3.281		
	PVCII_13	0.394	0.106	5.262	0.077	2.075		
	PVCII_14	0.433	0.046	5.487	0.056	2.374		
PVC I	PVC I_1	0.349	0.104	5.543	0.233	1.937	2.135	0.247
	PVC I_2	0.387	0.083	5.425	0.245	2.101		
	PVC I_3	0.364	0.142	5.814	0.254	2.118		
	PVC I_4	0.428	0.173	5.988	0.401	2.562		
	PVC I_5	0.435	0.160	5.427	0.442	2.363		
	PVC I_6	0.366	0.063	4.915	0.271	1.801		
	PVC I_7	0.365	0.049	5.086	0.289	1.856		
	PVC I_8	0.424	0.084	5.155	0.259	2.184		
	PVC I_9	0.484	0.209	4.195	0.188	2.029		
	PVC I_10	0.374	0.131	5.322	0.480	1.988		
	PVC I_11	0.565	0.249	4.508	0.414	2.547		

Tabulka 8 – Rozměry pro nativní skupiny. Žlutě vyznačené vzorky byly z dalšího pozorování vyloučeny.

		Tloušťka [mm]		Šířka [mm]		Průřez [mm ²]	Průřez [mm ²]	
		Průměr	SD	Průměr	SD		Průměr	SD
S1	PVCIS1_1	0.305	0.031	4.844	0.098	1.476	1.930	0.432
	PVCIS1_2	0.249	0.104	6.289	0.051	1.568		
	PVCIS1_3	0.333	0.010	3.894	0.103	1.297		
	PVCIS1_4	0.311	0.037	6.023	0.257	1.873		
	PVCIS1_5	0.294	0.058	6.014	0.058	1.768		
	PVCIS1_6	0.336	0.050	5.811	0.359	1.951		
	PVCIS1_7	0.400	0.044	4.745	0.152	1.896		
	PVCIS1_8	0.372	0.083	5.609	0.248	2.088		
	PVCIS1_9	0.364	0.085	6.563	0.192	2.391		
	PVCIS1_10	0.393	0.098	4.524	0.114	1.776		
	PVCIS1_11	0.354	0.087	4.857	0.201	1.718		
	PVCIS1_12	0.468	0.053	5.042	0.147	2.359		
	PVCIS1_1	0.279	0.129	4.631	0.459	1.290		
	PVCIS1_2	0.474	0.151	5.128	0.245	2.432		
	PVCIS1_3	0.438	0.117	5.293	0.662	2.319		
	PVCIS1_4	0.602	0.341	5.471	0.308	3.294		
	PVCIS1_5	0.362	0.142	4.669	0.270	1.688		
	PVCIS1_6	0.429	0.086	5.249	0.435	2.250		
	PVCIS1_7	0.436	0.208	4.050	0.080	1.767		
	PVCIS1_8	0.524	0.174	4.253	0.275	2.228		
	PVCIS1_9	0.471	0.130	4.117	0.336	1.937		
	PVCIS1_10	0.414	0.051	4.300	0.201	1.782		
	PVCIS1_11	0.444	0.043	3.453	0.307	1.533		
	PVCIS1_12	0.458	0.080	3.589	0.400	1.644		

Tabulka 9 – Rozměry pro skupiny S1. Žlutě vyznačené vzorky byly z dalšího pozorování vyloučeny.

		Tloušťka [mm]		Šířka [mm]		Průřez [mm ²]	Průřez [mm ²]	
		Průměr	SD	Průměr	SD		Průměr	SD
S2	PVCIIS2_1	0.532	0.109	5.460	0.215	2.905	2.036	0.744
	PVCIIS2_2	0.473	0.036	3.921	0.096	1.856		
	PVCIIS2_3	0.503	0.067	7.238	0.398	3.643		
	PVCIIS2_4	0.517	0.079	5.730	0.276	2.961		
	PVCIIS2_5	0.331	0.005	6.793	0.526	2.248		
	PVCIIS2_6	0.438	0.035	5.582	0.111	2.445		
	PVCIIS2_7	0.339	0.083	4.303	0.587	1.459		
	PVCIIS2_8	0.377	0.019	4.591	0.105	1.729		
	PVCIIS2_9	0.477	0.115	7.387	0.194	3.526		
	PVCIIS2_10	0.471	0.107	5.586	0.358	2.633		
	PVCIIS2_11	0.452	0.074	6.595	0.088	2.981		
	PVCIIS2_12	0.377	0.055	5.361	0.026	2.019		
	PVCIS2_1	0.345	0.093	3.500	0.320	1.206		
	PVCIS2_2	0.380	0.072	3.611	0.276	1.374		
	PVCIS2_3	0.552	0.211	3.692	0.215	2.036		
	PVCIS2_4	0.395	0.042	3.618	0.541	1.430		
	PVCIS2_5	0.500	0.147	3.615	0.238	1.808		
	PVCIS2_6	0.459	0.115	3.959	0.235	1.816		
	PVCIS2_7	0.324	0.048	3.362	0.169	1.089		
	PVCIS2_8	0.361	0.042	3.343	0.153	1.206		
	PVCIS2_9	0.412	0.070	4.502	0.184	1.857		
	PVCIS2_10	0.396	0.040	3.871	0.403	1.533		
PVCIS2_11	0.377	0.043	2.843	0.685	1.071			

Tabulka 10 – Rozměry pro skupiny S2. Žlutě vyznačené vzorky byly z dalšího pozorování vyloučeny.

		Tloušťka [mm]		Šířka [mm]		Průřez [mm ²]	Průřez [mm ²]	
		Průměr	SD	Průměr	SD		Průměr	SD
S3	PVCIIS3_1	0.472	0.099	5.789	0.108	2.732	1.946	0.485
	PVCIIS3_2	0.473	0.044	4.452	0.181	2.104		
	PVCIIS3_3	0.520	0.074	5.654	0.647	2.938		
	PVCIIS3_4	0.445	0.103	4.092	0.695	1.821		
	PVCIIS3_5	0.532	0.116	4.794	0.381	2.549		
	PVCIIS3_6	0.498	0.071	4.119	0.586	2.051		
	PVCIIS3_7	0.467	0.023	3.759	0.335	1.755		
	PVCIIS3_8	0.512	0.114	4.555	0.198	2.331		
	PVCIIS3_9	0.530	0.114	4.803	0.148	2.547		
	PVCIIS3_10	0.575	0.117	4.164	0.397	2.396		
	PVCIIS3_11	0.475	0.112	4.182	0.164	1.986		
	PVCIIS3_12	0.554	0.076	4.146	0.124	2.298		
	PVCIS3_1	0.519	0.188	4.028	0.231	2.089		
	PVCIS3_2	0.496	0.180	3.579	0.196	1.774		
	PVCIS3_3	0.363	0.042	3.710	0.135	1.347		
	PVCIS3_4	0.322	0.069	3.443	0.738	1.109		
	PVCIS3_5	0.390	0.099	4.273	0.214	1.666		
	PVCIS3_6	0.337	0.028	4.315	0.574	1.455		
	PVCIS3_7	0.427	0.047	4.593	0.182	1.962		
	PVCIS3_8	0.399	0.060	3.946	0.411	1.573		
	PVCIS3_9	0.510	0.100	3.334	0.419	1.699		
	PVCIS3_10	0.354	0.057	3.548	0.737	1.254		
PVCIS3_11	0.352	0.091	3.717	0.135	1.309			

Tabulka 11 – Rozměry pro skupiny S3. Žlutě vyznačené vzorky byly z dalšího pozorování vyloučeny.