



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF MACHINE AND INDUSTRIAL DESIGN

TESTOVÁNÍ PEVNOSTI HADICOVÝCH SPOJŮ MIMOTĚLNÍHO
KREVNÍHO OBĚHU

TESTING OF STRENGTH OF EXTRACORPOREAL BLOOD CIRCULATION
CONNECTIONS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

LUDĚK POSPÍŠIL

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

prof. RNDr. Ing. JOSEF NEVRLÝ,
CSc

BRNO 2014

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav konstruování

Akademický rok: 2013/14

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student (ka): Luděk Pospíšil

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Strojní inženýrství (2301R016)**

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

Testování pevnosti hadicových spojů mimotělního krevního oběhu

v anglickém jazyce:

Testing of strength of extracorporeal blood circulation connections

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Cílem práce je experimentální zjištění mezí pevnosti v tlaku a tahu vybraných hadicových spojů mimotělního krevního oběhu používaného v chirurgii. Práce má význam pro zajištění a ověření bezpečnosti těchto spojů při chirurgických operacích srdce, hrudníku apod.

Cíle bakalářské práce:

Bakalářská práce musí obsahovat: (odpovídá názvům jednotlivých kapitol v práci)

1. Úvod
2. Přehled současného stavu poznání
3. Analýza problému a cíl práce
4. Materiál a metody
5. Výsledky
6. Diskuze
7. Závěr
8. Seznam použitých zdrojů

Forma práce: průvodní zpráva, laboratorní protokol

Typ práce: experimentální; Účel práce: výzkum a vývoj

Rozsah práce: cca 27 000 znaku (15 - 20 stran textu bez obrázku).

Zásady pro vypracování práce:

http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/BP_DP/Zasady_VSKP_2014.pdf

Šablona práce: http://dokumenty.uk.fme.vutbr.cz/UK_sablona_praci.zip

Seznam odborné literatury:

MELICHAR, J, BLÁHA, J, BRADA, K. HYDRAULICKÉ STROJE. VYDAVATELSTVÍ
ČVUT, 2002. 378 s. ISBN 80-01-02657-4.

SHIGLEY, J. E, MISCHKE, Ch. R, BUDYNAS, R. G. KONSTRUOVÁNÍ STROJNÍCH
SOUCÁSTÍ. VUTIUM, 2008. 1300 s. ISBN 978-80-214-2629-0.

Vedoucí bakalářské práce: prof. RNDr. Ing. Josef Nevrlý, CSc.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2013/2014.

V Brně, dne 21.11.2013

L.S.

prof. Ing. Martin Hartl, Ph.D.
Ředitel ústavu

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc., dr. h. c.
Děkan

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá testováním pevnosti spoje mezi kanylou a hadicí u mimotělního krevního oběhu. První část pojednává o hadicích, kanylách a přístrojích používaných při mimotělním krevním oběhu. Následuje problematika pevnosti spoje, návrh a sestavení měřicího stendu včetně naměření požadovaných veličin za různých podmínek. Druhá část se zabývá vyhodnocením naměřených dat. Výstupem práce je změřená závislost pevnosti spoje na tlaku a teplotě protékajícího média a velikosti tahové síly působící v ose hadice na čase, analýza výsledků a porovnání s podklady od dodavatele kanyl a hadic.

KLÍČOVÁ SLOVA

mimotělní krevní oběh, peristaltické čerpadlo, hadice, kanyla, pevnost hadicového spoje, tlak

ABSTRACT

This thesis deals with testing the connection strength between the cannula and tubing for extracorporeal blood circulation. The first part gives information about tubing, cannulas and instruments in extracorporeal blood circuit. The following is the issue of connection strength, design and assembly of measuring stand including a measurement of the required parameters for different conditions. The second part deals with the evaluation of the measured data. The outcome of this work is measuring breakaway strength on pressure and temperature of the flowing medium and the size of the tensile forces in the axis of the tube over time, analysis of results and comparison with materials from supplier cannulas and tubing.

KEY WORDS

extracorporeal blood circuit, roller pump, hose, cannula, strength of the hose connection

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

POSPÍŠIL, L. Testování pevnosti hadicových spojů mimotělního krevního oběhu. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2014. 48 s. Vedoucí bakalářské práce prof. RNDr. Ing. Josef Nevrlý, CSc..



ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci *Testování pevnosti hadicových spojů mimotělního krevního oběhu* vypracoval samostatně pod vedením prof. RNDr. Ing. Josefa Nevrlého, CSc. a uvedl v seznamu literatury všechny použité literární a odborné zdroje.

V Brně dne

.....
podpis



PODĚKOVÁNÍ

Chtěl bych poděkovat panu prof. RNDr. Ing. Josefu Nevrlému, CSc. za odborné vedení a podnětné připomínky, kterými mi pomohl s vypracováním bakalářské práce. Dále bych chtěl poděkovat firmě CRESSTO, především pak panu Jiřímu Konvičnému za jeho ochotu a rychlost při poskytování informací a zapůjčení tlakového snímače. V neposlední řadě bych rád poděkoval také rodině, která mi byla během celého studia oporou.



OBSAH

ÚVOD	13
1 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ	14
1.1 Mímotělní krevní oběh.....	14
1.2 Čerpadla používaná pro mímotělní oběh	15
1.2.1 Peristaltické čerpadlo.....	15
1.2.2 Odstředivé čerpadlo	16
1.3 Kanyla	17
1.4 Hadice	19
1.5 Testovaný spoj	19
1.6 Měření vlastností spoje	21
1.6.1 Trhací zkouška.....	21
1.6.2 Tlaková zkouška	22
1.6.3 Dynamický test integrity	23
2 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE	24
2.1 Cíl práce	24
2.2 Formulace řešeného problému	24
2.3 Vědecká otázka	24
2.4 Pracovní hypotéza	24
3 MATERIÁL A METODY	25
3.1 Testované hadice.....	25
3.2 Tlakové zkoušky	25
3.2.1 Postup řešení.....	25
3.2.2 Viskozita tekutin.....	25
3.2.3 Požadavky na stend	26
3.2.4 Peristaltické čerpadlo.....	26
3.2.5 Rotační čerpadlo	27
3.2.6 Měření tlaku.....	28
3.2.7 Tlakový snímač	29
3.2.8 Snímač teploty	30
3.2.9 Regulace průtoku.....	31
3.2.10 Potrubí	31
3.2.11 Nádobu na ohřev vody.....	31
3.2.12 Zpracování signálu měřících přístrojů.....	32
3.3 Tahová zkouška	33
4 VÝSLEDKY	34
4.1 Tlaková zkouška	34
4.1.1 Výsledky měření za použití peristaltického čerpadla	34
4.1.2 Výsledky měření za použití trochoidního čerpadla	35
4.2 Dynamický test integrity.....	37
4.3 Tahová zkouška	37
4.4 Výsledky měření prováděných firmou Sorin Group Italia S.r.l.....	39
4.4.1 Tlaková zkouška firmy Sorin Group	39
4.4.2 Dynamický test integrity firmy Sorin Group.....	39
4.4.3 Tahová zkouška firmy Sorin group	39
5 DISKUZE	40
6 ZÁVĚR	42

7	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	43
8	SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ	46
9	SEZNAM TABULEK	47
10	SEZNAM PŘÍLOH	48

ÚVOD

Stejně jako já, si mnohdy také většina populace nepřipouští, že transplantace srdce, plic, bypass a další chirurgické zákroky, při kterých je zapotřebí využít mimotělního krevního oběhu, se mohou v budoucnu bohužel týkat i nás.

Prostřednictvím moderní techniky jsou zařízení používaná při mimotělním krevním oběhu na vysoké úrovni. Spojením lékařů a dalších odborníků s touto technikou jsou dosaženy vynikající výsledky chirurgických zákroků a s nimi spojené léčby.

Pro dosažení nejlepších výsledků musí všechny tyto přístroje spolu s dalšími perifériemi fungovat bezchybně během celého zákroku.

I přesto, že jsou na různá selhání celého systému mimotělního oběhu, ke kterým může dojít, na operačním sále připraveni, není příjemné tuto situaci, která si žádá okamžitý zásah, řešit. Jedním z takovýchto defektů může být rozpojení spoje mezi kanylou a hadicí přivádějící krev z mimotělního oběhu do těla operovaného pacienta. Právě tento problém je řešen v následující práci.

Na základě měření jsou stanoveny podmínky, za jakých může rozpojení nastat. Pevnost spoje je testována v závislosti na teplotě protékající kapaliny a jejím tlaku, dále jsou provedeny tahové zkoušky a v neposlední řadě také déletrvající zkouška simulující průběh operace.

Veškerá měření vycházejí ze zkoušek prováděných firmou Sorin Group Italia S.r.l., která zdravotní materiál (hadice, kanyly) dodává a testuje. Měření byla provedena na různých vzorcích hadic, čímž byly získány informace o vlastnostech a vhodnosti použití jednotlivých vzorků.

1 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU POZNÁNÍ

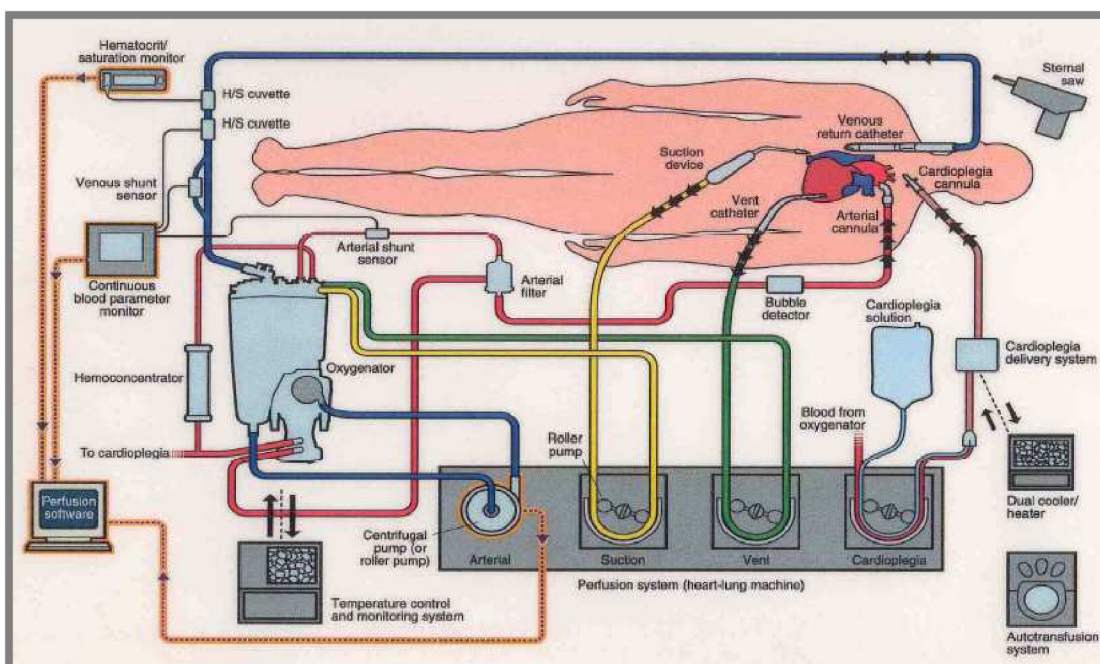
1

1.1 Mímotělní krevní oběh

1.1

Již v roce 1812 předpověděl francouzský fyziolog, lékař Julien-Jean LeGallois, že bude možné nahradit srdce pumpou, která bude schopna simulovat jeho činnost a umožní tak provést chirurgický zásah v případě srdečního onemocnění. Od té doby však uplynula více než dvě staletí a až spolu s rozvojem celé řady dalších oborů jako jsou anesteziologie, diagnostické a chirurgické metody, farmakologie a také organická chemie mohla být tato myšlenka uskutečněna v praxi. První operace využívající mímotělního oběhu byla realizována až v roce 1953 (John Heysham Gibbon – americký chirurg). Po necelých pěti letech byly provedeny první obdobné operace i v tehdejší Československu a to postupně v Brně, Hradci Králové a v Praze.

Dnes je celý mímotělní systém složen z řady přístrojů, hadic, filtrů a membrán, kterými musí krev protéct, aby se zbavila oxidu uhličitého, okysličila se, ochladila se, případně ohřála a vrátila zpět do organismu ve stavu, ve kterém může plnit svou funkci. Kromě čerpadla je proto také velmi důležitou součástí oxygenátor sloužící k okysličování krve. Nejčastěji je mímotělní oběh využíván při operacích srdce a plic, nebo v případě nádorových onemocnění, choroby chlopní, aneurysma, bypassu a při transplantacích. Operací, ve kterých je zapotřebí použít mímotělní krevní oběh, je v současnosti po celém světě více než 650 tisíc ročně [1], [4].



Obr. 1-1 Schéma mímotělního krevního oběhu [4]

1.2 Čerpadla používaná pro mimotělní oběh

Jednou z klíčových součástí mimotělního krevního systému je arteriální čerpadlo, které dává krvi hybnost. V současné době se používají dva druhy čerpadel, a to:

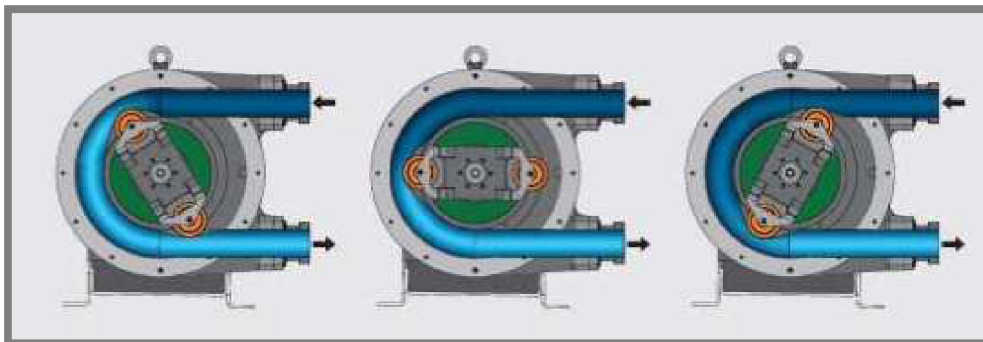
- peristaltické (válečkové) čerpadlo
- odstředivé čerpadlo

Nejprve se předpokládalo, že dříve vyvinuté peristaltické čerpadlo, bude s postupným vývojem modernějších čerpadel nahrazeno. Avšak nezávislý výzkum (Hansbro et al., 1999) neprokázal žádné výhody odstředivého čerpadla pro krátkodobé zákroky (méně než 8 hodin). Proto jsou tato čerpadla perfuzionisty stále hojně využívána především z důvodu jejich jednoduchosti a efektivity z hlediska nákladů [12].

1.2.1 Peristaltické čerpadlo

Vynález peristaltického čerpadla se připisuje firmě Porter and Bradley (USA), jež si v roce 1855 patentovala rotační válečkovou pumpu. Někdy je také známé pod pojmem hadicové nebo válečkové čerpadlo. Řadí se do skupiny hydrostatických čerpadel, která konají rotační pohyb a mají pouze jeden rotor. Mezi jejich výhody patří samonasávací schopnost, ke své činnosti nepotřebují žádná těsnění ani žádné ventily. Kapalina je dopravována pomocí pružné hadice, po které se odvaluje vačka (většinou dvě a více) ve směru proudění, čímž je kapalina vytlačována. Další výhodou jsou nízké náklady na provoz, kdy je prakticky jedinou namáhanou součástí pružná hadice, jejíž výměna je velmi jednoduchá a finančně nenáročná. Dopravovaná kapalina není v přímém kontaktu s částmi čerpadla, proto je také z hlediska sterilizace vhodná pro zdravotnické účely. Pohon je realizován pomocí elektromotoru. Maximální výstupní tlak je u těchto typů čerpadel až 2 MPa při průtocích 150 m³/h a otáčkách 20÷200 min⁻¹ [2].

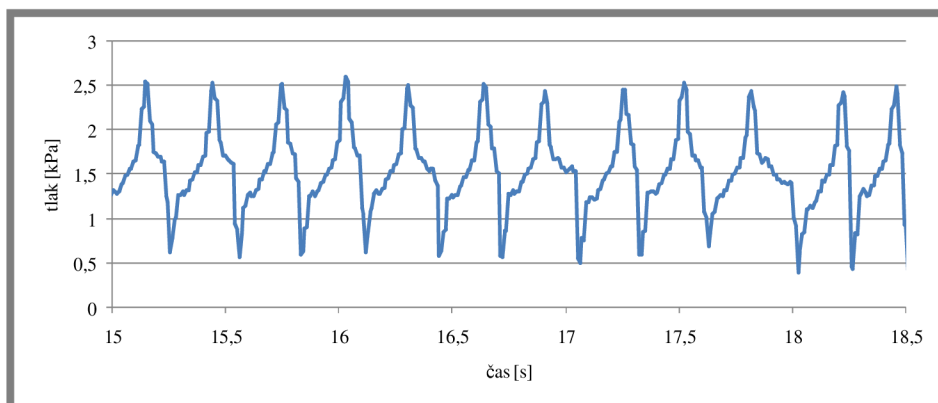
Nevýhodou však je, že výkon je při vysokých otáčkách omezen elasticitou použité hadice. Mohou se používat hadice z PVC, které jsou méně elastické nebo hadice silikonové, které se také rychleji vracejí do původního tvaru, neboť vysoké otáčky rotoru mohou způsobit, že se hadice nestačí narovnat a je stlačena dalším válečkem. Celkový průtok potom neodpovídá průtoku zobrazenému na displeji přístroje, protože objem krve obsažený v příslušném segmentu hadice je menší. Z doposud získaných zkušeností k tomu může docházet při průtocích vyšších než 6 l/min. Velmi důležité je také správné nastavení okluze (přítlačná síla válečků na vloženou hadici). To může spolu s podchlazením krve průtok ještě více ovlivnit, protože stěny hadice sníží svoji teplotu, čímž se sníží také její elasticita. Tento nižší průtok může nemocného poškodit následkem hypoperfuze (snížení prokrvení tkáně), proto se jako bezpečnější udává použití silikonových hadic a pro vysoké průtoky navíc čerpadla s většími rotory [4].



Obr. 1-2 Princip činnosti hadicového čerpadla se dvěma vačkami [5]



Obr. 1-3 Rotor peristaltického čerpadla [2]



Obr. 1-4 Graf závislosti tlaku na čase peristaltického čerpadla

1.2.2 Odstředivé čerpadlo

Někdy známé také jako centrifugální čerpadlo nemá samonasávací schopnost, proto je závislé na přítoku krve do čerpadla a rezistenci za ním. Pokud jsou splněny podmínky dostatečného přítoku krve a nízké rezistence za čerpadlem, je odstředivé čerpadlo schopno dosáhnout i vysokých průtoků používaných v medicíně. Kinetická energie je krvi dodávána prostřednictvím odstředivých sil vznikajících v čerpadle rotací lopatek. Tato čerpadla jsou šetrnější vůči krevním elementům, protože

1.2.2

představují nižší riziko mikroembolizace. Může se u nich také snadno měřit aktuální průtok systémem. Díky tomu tedy nemůže dojít k hypoperfuzi nemocného. Mezi jeho nevýhody patří především vysoká cena.

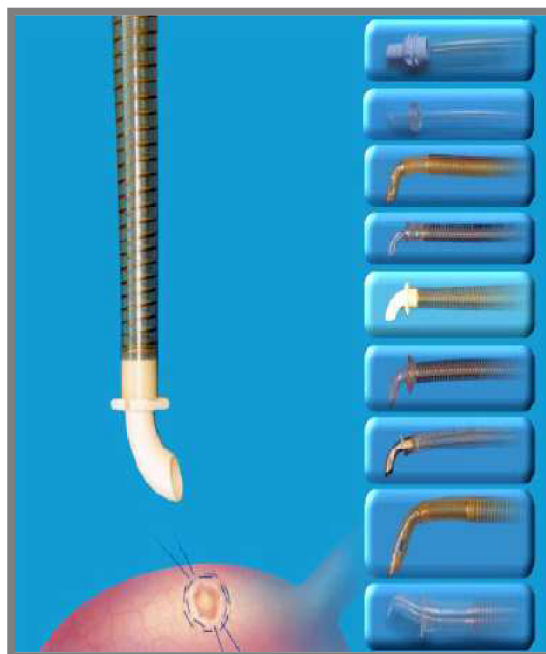


Obr. 1-5 Centrifugální čerpadlo [2]

1.3 Kanyla

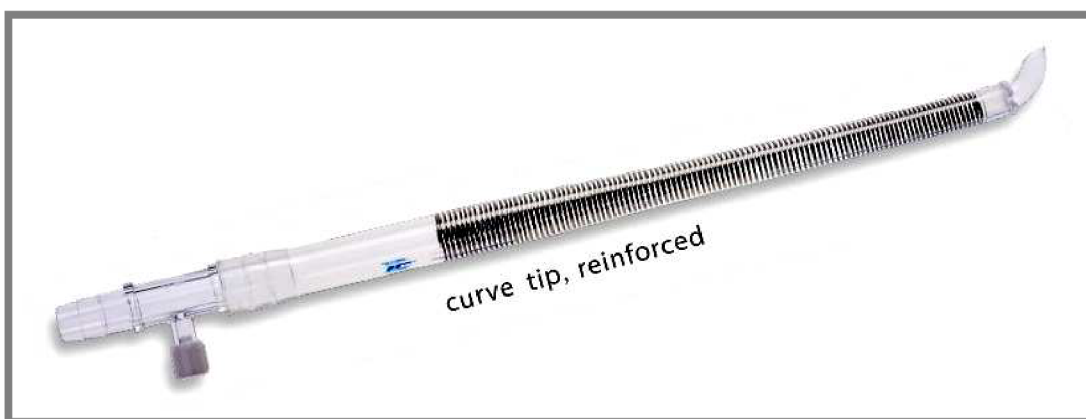
Kanyla je trubice, která se vsouvá do srdce, žil a dalších částí těla nemocného. V případě mimotělního oběhu slouží k recirkulaci okysličené krve přes vzestupné aorty. Na jedné straně má hrdlo, na které se nasune hadice mimotělního oběhu, na opačném konci plně transparentní a vysoce pevný hrot zaváděný do srdce. Vynikající „průtokový výkon“ zajišťují hladké vnitřní stěny, díky kterým se minimalizuje riziko hemolýzy.

1.3

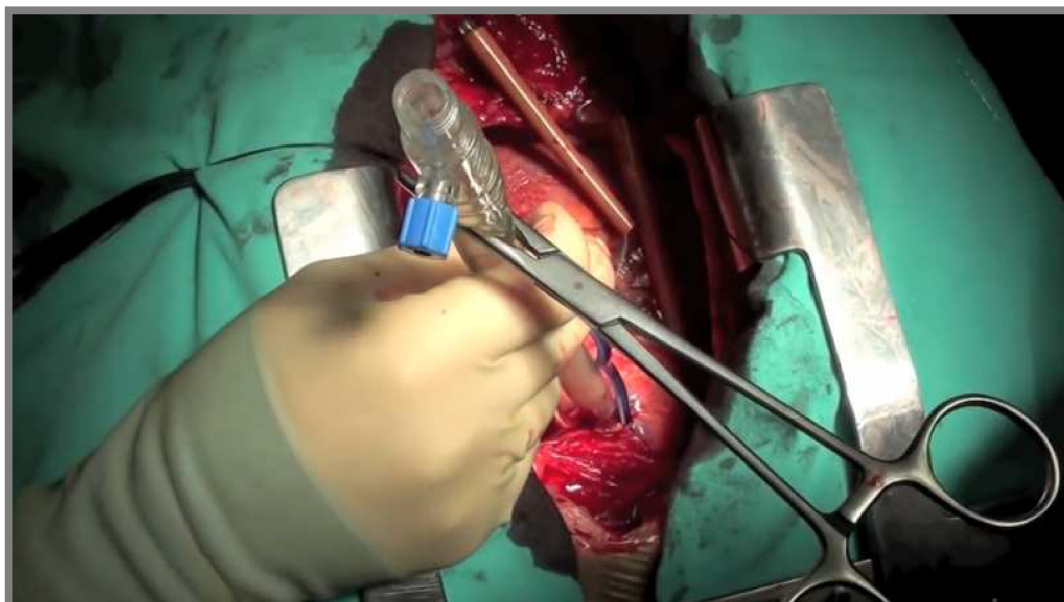


Obr. 1-6 Části kanyl zaváděných do srdce [7]

Arteriální kanyla je také nejkritičtějším místem z hlediska rozpojení systému mimotělního oběhu, a to i proto, že je nejužším místem tohoto systému. Vzhledem k velkému průtoku, který není adekvátní úzké kanyle, vznikají vysoké tlakové gradienty mezi systémem mimotělního oběhu a tepenným systémem nemocného. Nejenže tlakové gradienty mohou způsobovat vyšší hemolýzu, vysoká kinetická energie na konci kanyly poškodit stěnu tepny, ale také hrozí nebezpečí rozpojení celého systému. Z těchto důvodů se v řadě prací doporučuje používat kanyly, na jejichž koncích je gradient nižší než 100 mmHg a tlak v hadicích nepřesáhne hodnotu 250 mmHg. V dnešní době se proto vyrábí řada druhů kanyl s různými charakteristikami. Pro každý případ je tedy možné vybrat nejvhodnější kanylu. Její požadované hodnoty (tlakový gradient, průtok) jsou uvedeny v příloženém katalogu s technickými údaji pro daný typ kanyly [4].



Obr. 1-7 Kanyla [8]



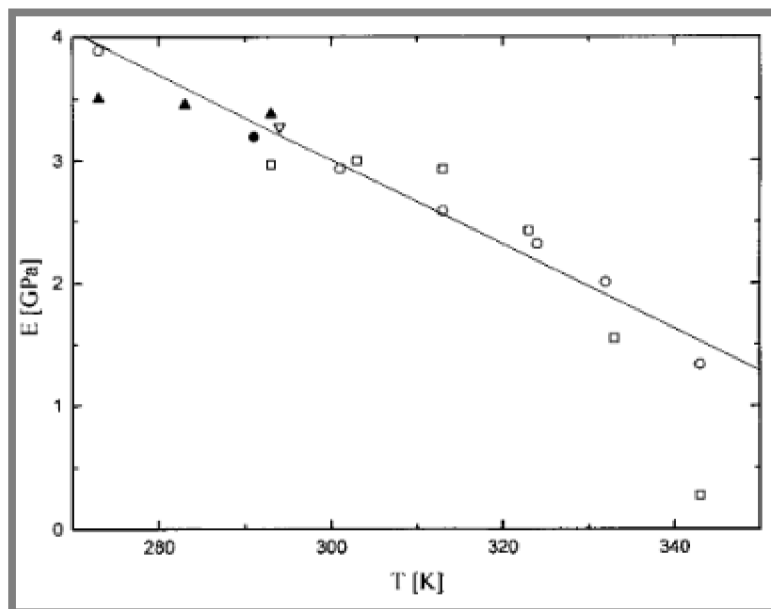
Obr. 1-8 Zavedená kanyla připravená k připojení přívodní hadice [9]

1.4 Hadice

Stejně jako u kanyly, i u hadice je důležité, aby její materiál minimálně poškozoval krevní elementy, což znamená, aby byl hladký, nesmáčivý a netoxický. Hadice jsou požadovány průhledné, elastické a maximálně otěruvzdorné. Proto jsou používány PVC nebo silikonové hadice v medicíně kvalitě. Světlost hadice je vždy taková, aby zajišťovala co nejnižší objem základní náplně mimotělního oběhu a set kladl toku krve co nejmenší odpor. Spojky, které jsou součástí systému mimotělního oběhu, musí mít dokonalou těsnost zabráňující úniku krve a nasávání vzduchu.

Velkou výhodou těchto hadic používaných při mimotělním oběhu je jejich technicky i finančně nenáročná výroba, související s jednorázovým použitím a současnou sterilitou. Na výrobek jsou však kladeny přísné kvalitativní požadavky a na výrobce je vyvíjen tlak na nepřetržitý proces vývoje materiálů.

Hadice pro mimotělní oběh jsou vyráběny procesem vytlačování. Nejčastěji používaným polymerem je PVC, někdy se však používá polyuretan, polyolefin a pro náročnější aplikace polyamid, polyester, polykarbonát nebo fluorované polymery. Cílem výrobců je nalézt optimální podmínky zpracování, které umožní vyrábět vysoce kvalitní a rozměrově přesné hadice. Aby byla zajištěna přesnost výroby hadic, musí být udržena konstantní rychlost proudění materiálu. Nejpřesnější stroje dosahují přesnosti výroby vnitřního průměru hadice $\pm 1\%$. Pro hadici s vnitřním průměrem 1,6 mm je tedy rozsah tolerance $\pm 10\ \mu\text{m}$ (pro zajímavost: průměr běžného lidského vlasu je pouze $75\ \mu\text{m}$). Tlaku na zpřesnění rozměrů hadic nahrává také úspora nákladů při jejich výrobě. Výrobce může ušetřit při snížení tolerance z $\pm 0,08\ \text{mm}$ na $\pm 0,01\ \text{mm}$ až \$ 12,5/hod. při výrobní rychlosti 10 kg/hod [13].



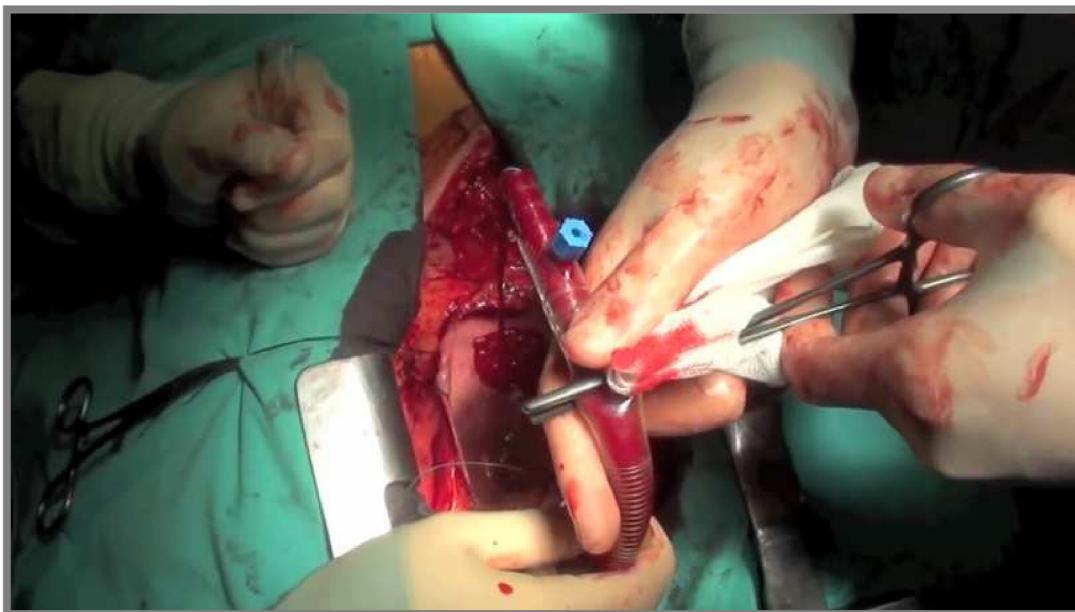
Obr. 1-9 Závislost modulu pružnosti v tahu na teplotě PVC [14]

1.5 Testovaný spoj

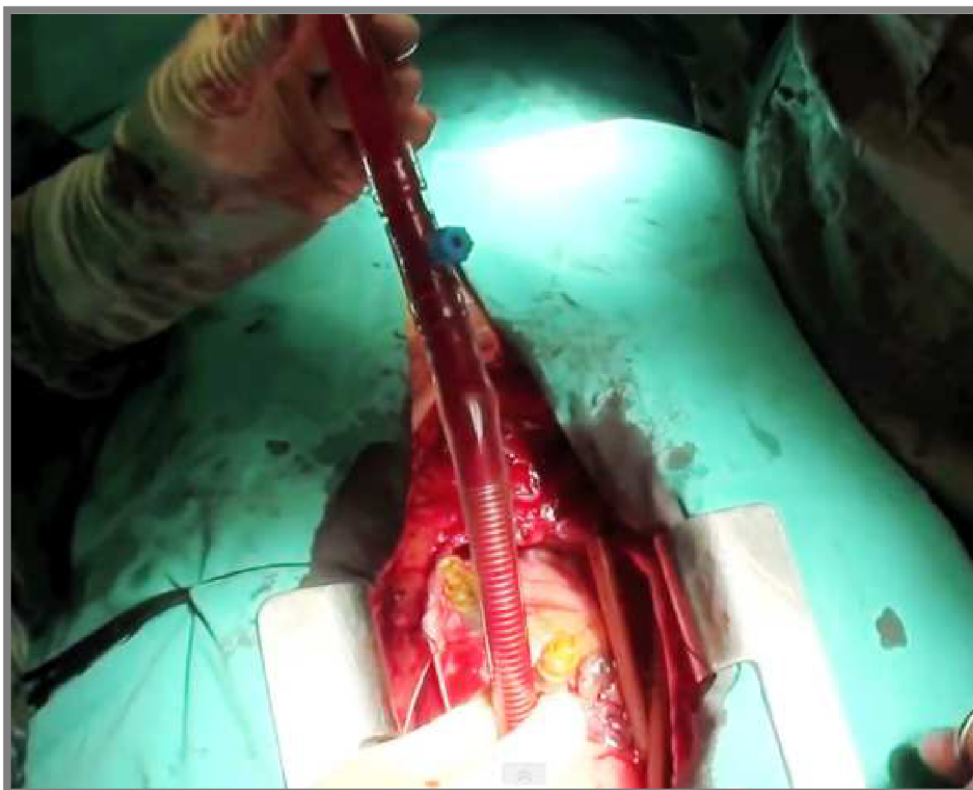
Jak již bylo zmíněno, největší tlakové gradienty ovlivňující pevnost spoje vznikají v kanyle, z důvodu jejího zúžení, a proto je z hlediska rozpojení systému

mimotělního oběhu nejvíce ohrožen spoj právě mezi kanylou a hadicí k ní připojenou. Hadicí proudí okysličená, ohřátá či podchlazená krev z mimotělního oběhu přes kanylu do srdce a zpět do krevního oběhu pacienta.

Na **obr. 1-10** je zobrazen spoj bezprostředně před spojením, kdy je kanyla plněna krví až po hrdlo. V levém horním rohu obrázku drží lékař v ruce hadici, která je připravena k nasunutí na hrdlo kanyly. Zapojený spoj při plnění své funkce je vyobrazen na **obr. 1-11**.



Obr. 1-10 Testovaný spoj těsně před spojením [9]



Obr. 1-11 Testovaný spoj po zapojení a současném průtoku krve [9]

1.6 Měření vlastností spoje

1.6

Odolnost spoje vůči rozpojení je testována třemi způsoby. Jsou to trhací zkouška, tlaková zkouška a dynamický test integrity.

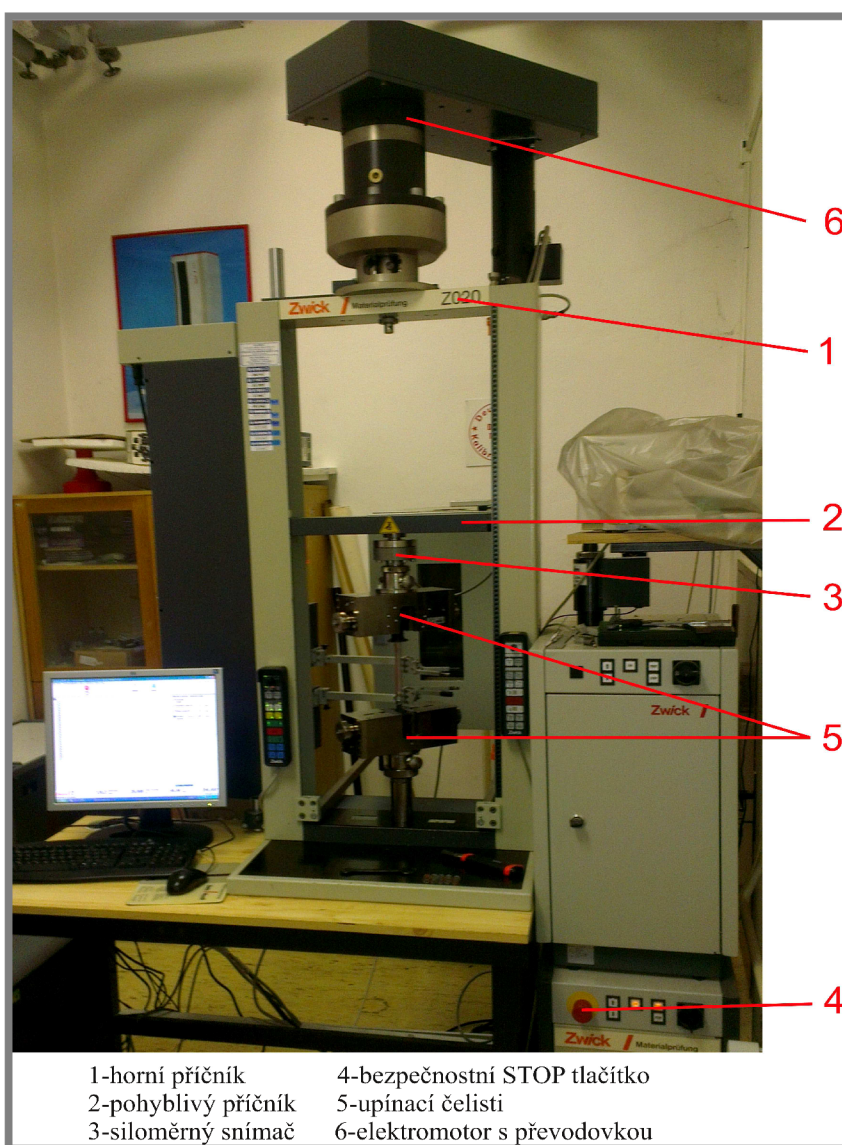
1.6.1 Trhací zkouška

1.6.1

Trhací zkouška se provádí na trhacích zařízeních tzv. trhačkách. Testování spoje je obdobné jako při měření mechanických vlastností kovových materiálů, kdy se oba konce testovaného vzorku upnou do čelistí „trhačky“ a namáhají tahovým zatížením.

PVC hadice mají stejně jako kovové materiály mez pevnosti, modul pružnosti v tahu a další charakteristiky, proto dochází během zkoušky k elastické deformaci hadice.

Aby bylo možné spoj v trhacím zařízení uchytit, bylo nutné vyrobit jednoduché přípravky, ke kterým se vzorky připevnilly.



Obr. 1-12 Trhací zařízení Zwick Z020

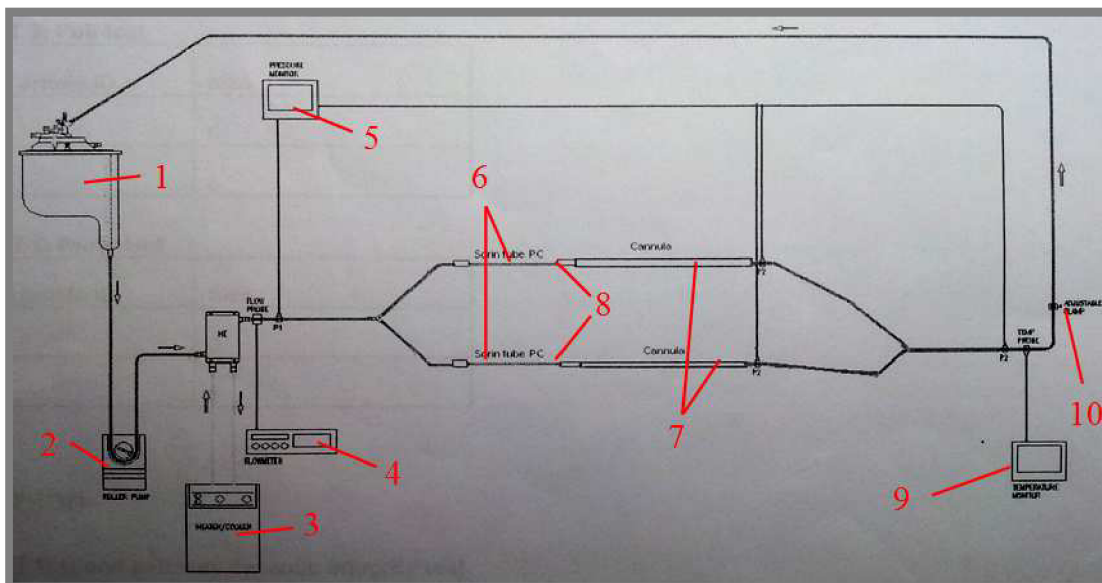


Obr. 1-13 Upnutí spoje v trhacím zařízení

1.6.2 Tlaková zkouška

Cílem této zkoušky je vyvolat tlak potřebný na rozpojení spoje při různých teplotách proudící kapaliny. Abychom mohli tento tlak určit, museli jsme sestavit měřicí stand, na kterém bylo možné tyto závislosti měřit. Pro transparentnost naměřených výsledků vychází podoba měřicího standu ze schématu uvedeného v technické zprávě dodané firmou Sorin Group.

1.6.2



Obr. 1-14 Schéma měřicího stendu firmy Sorin Group

- Legenda k obr. 1-14:
- | | |
|----------------------------|---------------------------|
| 1 – nádrž s kapalinou | 6 – hadice |
| 2 – peristaltické čerpadlo | 7 – kanyly |
| 3 – výměník tepla | 8 – kontrolovaný spoj |
| 4 – průtokoměr | 9 – snímač teploty |
| 5 – snímač tlaku | 10 – nastavitelná objímka |

1.6.3 Dynamický test integrity

Princip dynamického testu integrity spočívá v sestavení stejného obvodu jako při tlakové zkoušce a simulaci průběhu chirurgického zákroku avšak za 5 krát vyšších tlaků. V obvodu se nastaví hodnota tlaku protékající kapaliny na $1,5 \pm 0,1$ kPa a po dobu šesti po sobě jdoucích hodin se mění každou hodinu teplota v rozsahu $(10 \div 40)^\circ\text{C}$. Během této zkoušky probíhá každých 20 minut vizuální kontrola úniku kapaliny ve spojích a spojení kanyly s hadicí.

1.6.3

2 ANALÝZA PROBLÉMU A CÍL PRÁCE

2

2.1 Cíl práce

2.1

Cílem bakalářské práce je určení hodnot tlaku a tahové síly potřebných na rozpojení spoje mezi kanylou a hadicí u mimotělního krevního oběhu na základě měření. Hodnoty budou určeny pro 5 vzorků hadic a jednoho vzorku kanyly. Výstupem bude tlaková závislost protékající kapaliny na teplotě potřebné pro rozpojení spoje a tahová síla potřebná pro rozpojení spoje v závislosti na čase.

2.2 Formulace řešeného problému

2.2

Spoj mezi kanylou a hadicí je při mimotělním krevním oběhu namáhán především tlakem protékající krve. Tento tlak může v krajním případě dosáhnout kritické hodnoty, při níž budou soudržné síly ve spoji menší než síly vyvolané tlakem proudící krve a dojde k rozpojení. Spoj je také namáhán tahovou silou působící v jeho podélné ose. Ta je vyvolána především hmotností hadice a její náplně. Velikost této síly je velmi malá a má tedy na pevnost spoje v porovnání s tlakem krve minimální vliv.

2.3 Vědecká otázka

2.3

Pokud dosáhne tlak protékající krve kritické hodnoty, dojde k rozpojení spoje a úniku krve z mimotělního krevního oběhu. Ke stejnému účinku dojde při vyvolání maximální tahové síly na kontrolovaný spoj.

2.4 Pracovní hypotéza

2.4

Při tlakové zkoušce je hadicový spoj namáhán tlakem od protékající kapaliny. Pokud dosáhne tlak kritické hodnoty, dojde při dané teplotě k rozpojení spoje. Stejně je tomu i u tahové zkoušky, ve které je ale rozpojení vyvoláno tahovou silou působící v podélné ose spoje.

3 MATERIÁL A METODY

3

3.1 Testované hadice

3.1

Tab. 1 Seznam měřených vzorků hadic

vzorek	výrobce	typ	materiál
1	Sorin Group	Coated	PVC
2	Sorin Group	Class VI	PVC
3	Terumo	Xcoating	PVC
4	Sorin group	Hard	PVC
5	Medtronic	Class VI	PVC

Všechny vzorky hadic byly testovány s jedním vzorkem kanyly, a to od firmy Edwards, typ EZC21A.

3.2 Tlakové zkoušky

3.2

3.2.1 Postup řešení

3.2.1

- shromáždění technických parametrů měřicího zařízení
- specifikace měřených veličin
- návrh schématu měřicího zařízení
- výběr měřicích přístrojů
- sestavení měřicího stendu
- měření požadovaných veličin

3.2.2 Viskozita tekutin

3.2.2

Kapalné látky mění účinkem i malé vnější síly svůj tvar (deformují se) – tečou. Kapalina teče tím rychleji, čím větší je vnější síla a čím menší jsou vnitřní síly, které toku zabraňují. Vnitřní síly nebo také vnitřní tření jsou důsledkem tepelného pohybu a mezimolekulárních přitažlivých sil.

Při laminárním proudění (malých rychlostech toku kapaliny) vzniká v důsledku mezimolekulárních sil ve stykové ploše dvou vrstev pohybujících se různou rychlostí tečné napětí, jímž rychlejší vrstva urychluje pomalejší a ta naopak zpomaluje vrstvu rychlejší.

Viskozita tekutin se projevuje pouze za pohybu, neboť způsobuje odpor vůči proudění tekutin.

Pokud budeme uvažovat kapalinu (krev, vodu) ve spoji, tj. mezi hrdlem kanyly a vnitřní stěnou nasunuté části hadice, je zde její pohyb nulový. Vzhledem k nulovému pohybu tekutiny ve spoji můžeme tedy uvažovat, že odlišná viskozita krve ($\eta = 4 \text{ mPa}\cdot\text{s}$) a vody ($\eta = 1 \text{ mPa}\cdot\text{s}$) nebude mít na pevnost spoje vliv.

3.2.3 Požadavky na stand

Měřicí stand se skládá z těchto částí: sací nádrž s vodou sloužící současně k ohřevu kapaliny, peristaltické čerpadlo, hadice pro vedení kapaliny, kulový ventil, tvarovky a prvky pro měření požadovaných veličin viz. **obr. 3-1**. Měřicí okruh je navržen pro měření tlaků do 1 MPa a světlosti hadic DN3/8".

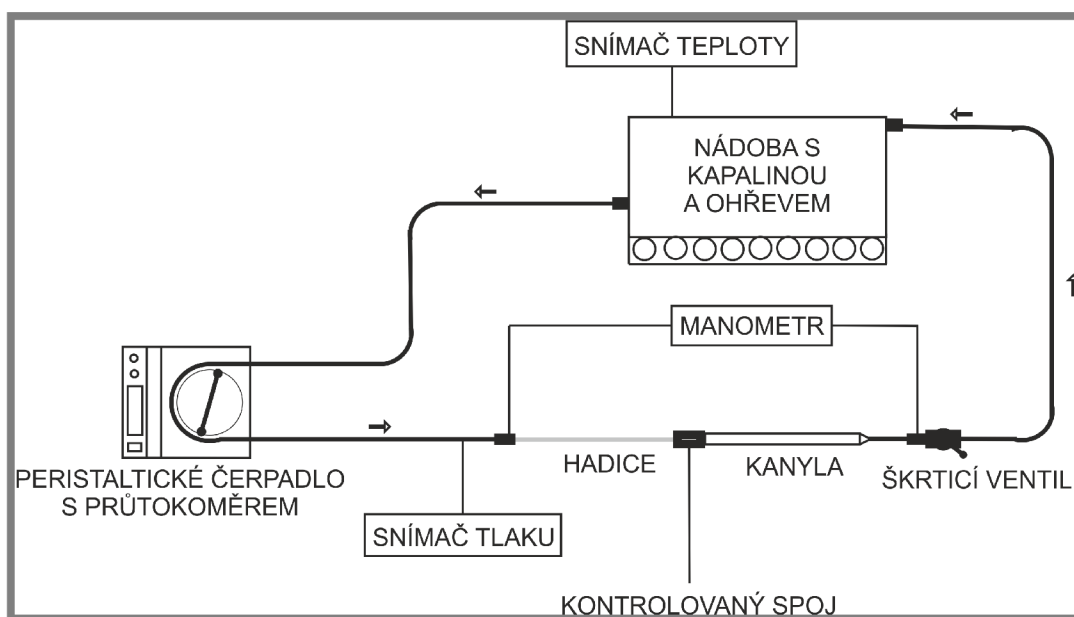
Všechny spoje vyjma kontrolovaného jsou zajištěny kovovou hadicovou sponou nebo plastovou stahovací páskou z důvodu jejich těsnosti a pevnosti.

K měření tlaku v místě kontrolovaného spoje je nutný tlakový snímač a v blízkosti spoje ještě kontrolní manometry.

Zpravidla je u všech hydraulických okruhů požadován systém na odvzdušnění. Pokud vycházíme z velikosti měřicího standu, přímosti tratě, umístění snímačů a parametrů čerpadla, můžeme předpokládat, že bude při spuštění čerpadla veškerý vzduch vytlačen. Díky transparentním hadicím provedeme však ještě před měřením vizuální kontrolu a obvod případně odvzdušníme.

K sestavení tlakové závislosti na teplotě musí být do měřicího okruhu zapojen také teplotní snímač. Vzhledem k použitému objemu kapaliny a velikosti průtoku lze snímač umístit do sací nádrže.

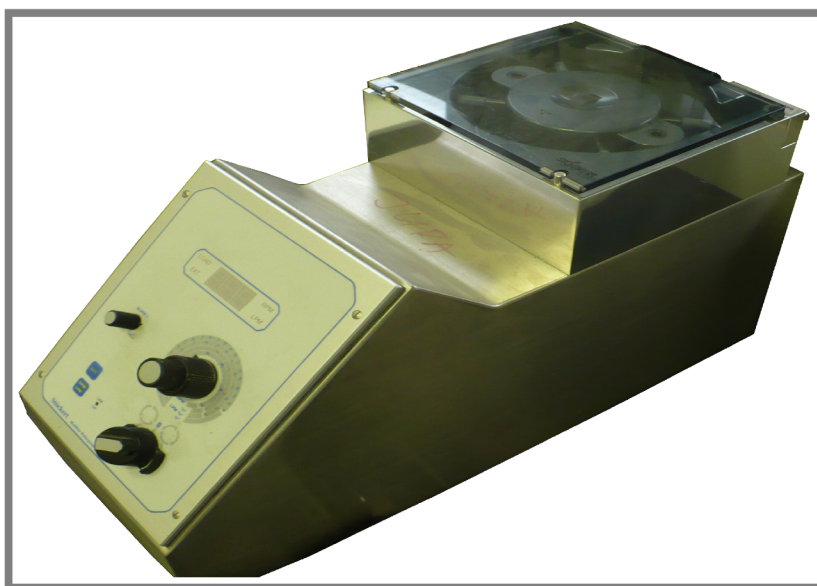
Použitý tlakový snímač musí mít jako výstup napěťový signál, se kterým pracuje použitá měřicí karta. Ta posílá naměřená data do počítače, kde jsou následně ve vhodném softwaru zpracována.



Obr. 3-1 Schéma námi sestaveného standu

3.2.4 Peristaltické čerpadlo

Do navrženého obvodu bylo zapojeno peristaltické čerpadlo Stöckert Caps Roller Pump 10-10-00 se dvěma vačkami, které bylo na tato měření zapůjčeno z Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně. Čerpadlo má stejné parametry jako to, u něhož došlo k rozpojení spoje. Disponuje také třímístným displejem zobrazujícím aktuální minutovou frekvenci otáček rotoru čerpadla nebo průtok v litrech za minutu. Průtok lze nastavit potenciometrem v rozsahu 0 až 10 l/min.



Obr. 3-2 Peristaltické čerpadlo Stöckert Caps Roller Pump 10-10-00

3.2.5 Trochoidní čerpadlo

Trochoidní čerpadlo NOP TOP-2MY750-208HWMVD bylo vybráno z hlediska dostupnosti a výkonu jako náhrada peristaltického čerpadla pro tlaky, které jsou nad rámec výkonnosti čerpadla hadicového. Čerpadlo dodává teoreticky stejný objem kapaliny za jednu otáčku při libovolných otáčkách nezávisle na dopravní výšce v rozsahu pracovních tlaků čerpadla. Trochoidní čerpadlo se skládá ze dvou rotorů, vnitřního a vnějšího, kdy vnitřní je oproti vnějšímu namontován excentricky a má o jeden zub méně. Vnitřní rotor se otáčí současně s vnějším. Protože jsou počty zubů rotorů různé, mění se objem mezery mezi rotory v závislosti na poloze. Sání je v místě, kde se zuby vzájemně míjejí a mezera mezi zuby se začíná zvětšovat (vzniká podtlak). Naopak výtlak je v místě, kde se zubová mezera zmenšuje. Poháněno je třífázovým motorem ATB AF71/2B-7, jehož otáčky jsou regulovány měničem frekvence.

3.2.5

NOP TOP-2MY750-208HWMVD

výkon: 12 l/min při 1500 min⁻¹

jmenovitý tlak: 1,5 MPa

ATB AF71/2B-7

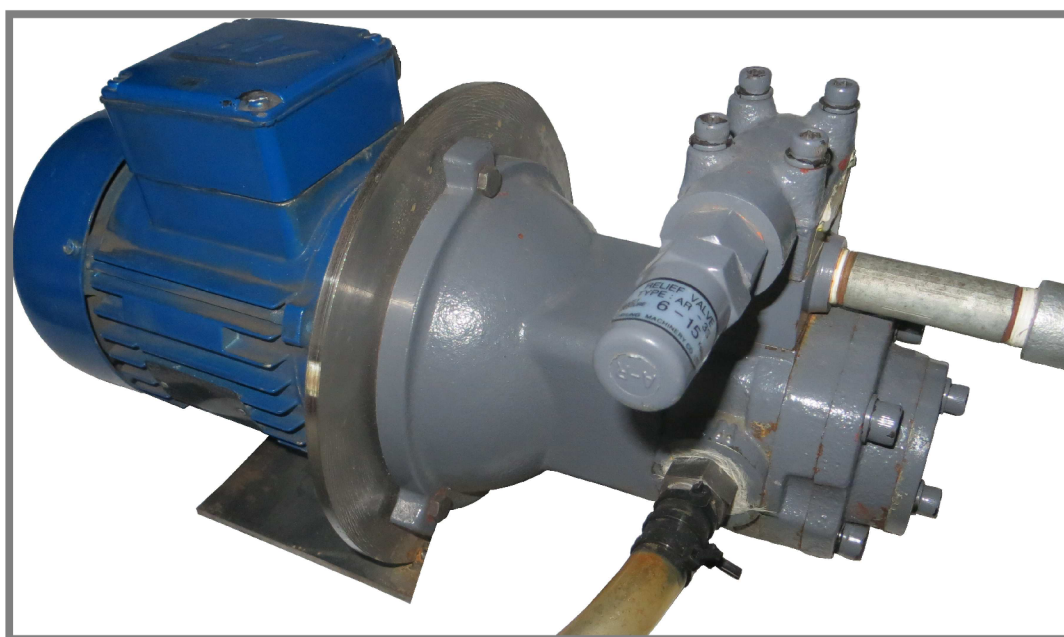
výkon: 0,55 kW

napětí: 400/230 V (Y/Δ) 50 Hz

proud: 1,5/2,6 A (Y/Δ)

otáčky: 2880 min⁻¹

krytí: IP 54



Obr. 3-3 Trochoidní čerpadlo s elektromotorem

3.2.6 Měření tlaku

U tlaku, stejně jako u většiny dalších fyzikálních veličin, existuje mnoho způsobů měření. Z hlediska měřeného tlaku rozlišujeme tlakoměry na manometry, barometry a vakuometry podle toho, zda měříme přetlak, absolutní tlak nebo podtlak.

3.2.6

Hydrostatické tlakoměry

Princip měření je založen na hydrostatickém tlaku kapaliny, kdy tlak je přímo úměrný výšce sloupce kapaliny. Z tlakoměru je pak odečtena výška sloupce kapaliny. Veličiny, které ovlivňují měření, jsou hustota a teplota kapaliny.

Jejich výhodou je jednoduchá konstrukce, vysoká přesnost a nízká cena. Jako hlavní nevýhoda se dnes považuje absence vysílání elektrického signálu, který u modernějších přístrojů posílá měřená data přímo do počítače, kde mohou být bezprostředně zpracována.

Silové tlakoměry

Při měření využívají definice tlaku jako síly působící na plochu, kdy jsou účinky síly vyvažovány např. závažím nebo pružinou. Hustota kapaliny neovlivňuje měřenou hodnotu ale měřicí rozsah. Do této skupiny řadíme zvonový a pístový tlakoměr.

Deformační tlakoměry

Princip funkce deformačních tlakoměrů je založen na velikosti deformace pružného tlakoměrného prvku vlivem působení měřeného tlaku. Materiály deformačních prvků jsou uhlíkové a niklové oceli, mosaz, beryliový a fosforový bronz a další vhodné slitiny. Díky jejich vysoké spolehlivosti, jednoduchosti, odolnosti vůči elektromagnetickému rušení a především nízké ceně si dnes udržují vedoucí postavení při měření tlaků v náročných podmínkách (např. za vysoké či

nízké teploty). Nevýhodou je elastické dopružování měřícího prvku během provozu a ovlivňování modulu pružnosti materiálu měřícího prvku okolní teplotou. Patří sem trubcový, membránový, vlnovcový a krabicový tlakoměr.

Snímače tlaku s elektrickým výstupem

Současná automatizace vyžaduje snímače, které využívají jako výstup elektrický signál, který je následně zpracován v elektronických analogových a číslicových obvodech. Mnohdy využívají několikanásobného převodu mezi výstupním elektrickým signálem a měřeným tlakem (změna mechanické části a následně změna elektrického nebo elektronického čidla). Tlakoměr je s místem odběru propojen signálním potrubím, jehož délka nesmí přesahovat 50 m a světlost je doporučována 6 až 10 mm. Signální potrubí nesmí obsahovat ostré ohyby, musí být položeno bez možnosti usazování kondenzátu nebo vytváření vzduchových bublin.

Typy snímačů:

- Snímacím prvkem je vhodný deformační člen (nejčastěji membrána) a vyhodnocována je změna její polohy.
- Snímacím prvkem je vhodný deformační člen (nejčastěji nosník nebo membrána) a vyhodnocována je změna jeho mechanického napětí.

3.2.7 Tlakový snímač

3.2.7

Tlak je podle schématu měřen na třech místech, která jsou v blízkosti kontrolovaného spoje. Vzhledem ke krátké délce použitých hadic a zanedbatelným tlakovým ztrátám byl zvolen jeden snímač tlaku a dva kontrolní manometry.

CRESSTO TMG 617 A3H

způsob měření tlaku: relativní přetlak

měřicí rozsah: 0 ÷ 1 MPa (přetížitelnost 2 MPa)

relativní přesnost: 1 %

typ použité membrány: keramická

přípojka tlaku: nerez, G 1/2"

výstupní signál: 0 ÷ 10 V

napájení: 12 ÷ 36 V / max. 4 mA



Obr. 3-4 Snímač tlaku CRESSTO TMG 617 A3H [18]

3.2.8 Snímač teploty

K měření teploty byl zvolen kabelový snímač firmy ZPA EKOREG, Pt 100.

ZPA EKOREG Pt 100, typ 11206

měřicí rozsah: -40 až +180°C

přesnost: toleranční třída B ČSN EN 60751 ($\pm 0,3 + 0,005 |t|$ [°C])

měřicí proud: 1 mA

průměr měřicího stonku: 8 mm

čas teplotní odezvy: voda 6 s

stupeň krytí: IP 64



Obr. 3-5 Snímač teploty ZPA EKOREG, typ 11206 [19]

Pro zobrazení hodnoty teploty vody ze snímače byl zvolen měřič teploty ZPA EKOREG DGT-52 se čtyřmístným displejem.



Obr. 3-6 ZPA EKOREG DGT-52

3.2.9 Regulace průtoku

3.2.9

Pro regulaci průtoku byl vybrán kulový ventil od firmy SAGITTARIUS, typ 05830 s vnitřním průměrem 1/2". I přes jeho velmi nízkou citlivost pro naše účely plně postačí.



Obr. 3-7 Kulový ventil SAGITTARIUS, typ 05830 [20]

3.2.10 Potrubí

3.2.10

Vzhledem k rozměrům měřených vzorků hadic, které mají velikost světlého průměru DN3/8" a průměru silikonové hadice vkládané do peristaltického čerpadla, bylo zvoleno celé vedení měřicího stendu z hadic o této světlosti.

3.2.11 Nádoba na ohřev vody

3.2.11

Jako nejvhodnější a pro danou aplikaci plně dostačující nádobu jsem zvolil zavařovací automat BIELMEIER BHG 680.0. Automat disponuje nastavitelným termostatem. Pro větší přesnost je ale teplota vody v nádobě kontrolována snímačem teploty. Varný prostor je od topného oddělen dnem.



Obr. 3-8 Zavařovací automat BIELMEIER BHG 680.0 [21]

BIELMEIER BHG 680.0

příkon: 2000 W

regulace teploty: od 30°C do bodu varu

objem nádoby: 29 l

hmotnost: 6,9 kg

3.2.12 Zpracování signálu měřicích přístrojů

3.2.12

Ke zpracování elektrického signálu ze snímače tlaku byla použita externí měřicí karta do USB. Karta disponuje 16 analogovými vstupy, 4 digitálními vstupy, 4 digitálními výstupy, 4 programovatelnými vstupy (rozsah $\pm 0,2$ až ± 10 V) pro každý kanál, digitální spouštěč a dva čítače.

NI USB-6210

vstup: 16 x analogový vstup (16-bit)

4 x digitální vstup

vstupní rozsahy: - 10 až 10 V

výstup: 4 x digitální výstup

přesnost: $\pm 2,69$ mV

hmotnost: 206 g

K měřicí kartě je nejvhodnějším měřicím softwarem LabVIEW, ve kterém se snadno a rychle vytvářejí programy potřebné pro měření.



Obr. 3-9 Měřicí karta NI USB-6210 [22]

3.3 Tahová zkouška

Aby bylo možné testované vzorky uchytit v trhacím zařízení, bylo nutné vyrobit jednoduché přípravky. Velikost těchto přípravků byla volena podle zdvihu trhacího stroje a rozměrů čelistí.



Obr. 3-10 Přípravky s připevněnou kanylou a hadicí

4 VÝSLEDKY

4

4.1 Tlaková zkouška

4.1

Postup měření

1. zapojení spoje mezi kanylou a hadicí
2. spuštění čerpadla a nastavení průtoku na 5 l/min
3. od vzdušnění měřicího okruhu
4. kontrola funkce snímače tlaku a teploty
5. zapnutí zavařovacího automatu a ohřev vody na požadovanou teplotu
6. po dobu dvou minut nechat proudit vodu o dané teplotě okruhem, aby se hadice touto teplotou dostatečně prohřála
7. vlastní měření tlaku, kdy v okruhu zvyšujeme tlak pomalým uzavíráním kulového ventilu až do rozpojení spoje nebo přetížení čerpadla
8. po rozpojení spoje nebo přetížení čerpadla se kulový ventil otočí do plně otevřené polohy, zastaví čerpadlo a naměřené hodnoty uloží

V technické zprávě k tlakovým zkouškám prováděných firmou Sorin Group nejsou přesně specifikovány podmínky, za kterých ke spojení kanyly a hadice dochází. Je to především teplota, která má na pevnost spoje významný vliv. Požadavkem nemocnice ale bylo testovat spoj v určitém rozsahu teplot, což bylo také provedeno.

Zapojení spoje bylo realizováno dvěma způsoby:

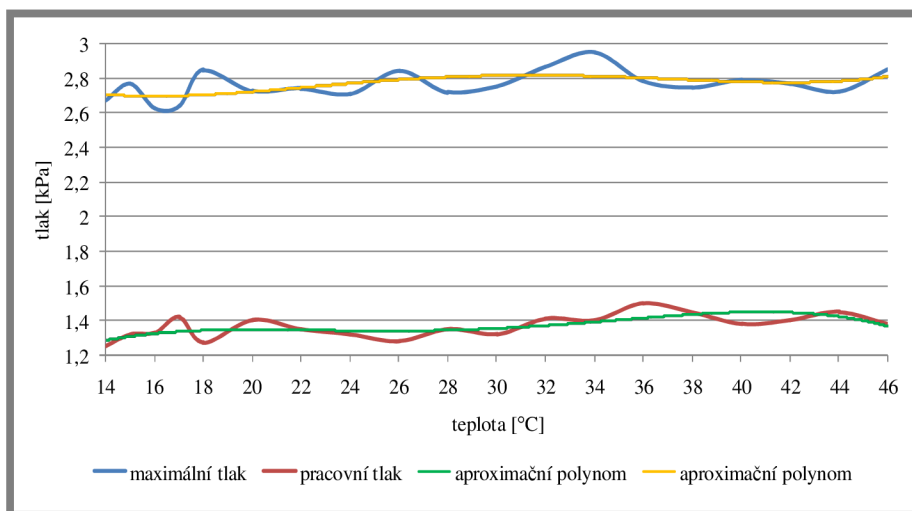
- oba spojované konce jsou dokonale vysušeny a následně spojeny (dále uváděno jako měření „na sucho“)
- oba spojované konce jsou namočeny do vody a ihned spojeny (dále uváděno jako měření „na mokro“)

4.1.1 Výsledky měření za použití peristaltického čerpadla

4.1.1

Měřením za použití peristaltického čerpadla bylo zjištěno, že tento typ čerpadla není schopen za daných podmínek, při kterých měření probíhala, vyvinout takový tlak, aby došlo k rozpojení spoje. Pro názornost je v následujícím obrázku graf, který znázorňuje jeden vzorek hadic, ve kterém lze vidět, jaké tlaky je čerpadlo schopno vyvinout při různých teplotách (hodnoty těchto tlaků se u jednotlivých vzorků prakticky neliší, proto je z důvodu přehlednosti uveden pouze jeden vzorek). Jsou to tlaky pracovní a maximální, které je však možné vyvolat pouze na krátký časový okamžik. V tomto stavu již na čerpadle svítí kontrolka přetížení a může být označen za stav mezní, ke kterému však v praxi nesmí dojít.

V grafu na **obr. 4-1** jsou jednotlivé křivky průběhu tlaku v závislosti na teplotě aproximovány polynomem 4. stupně, který lépe vypovídá o skutečném průběhu tlaků v závislosti na teplotě než křivka procházející přímo naměřenými hodnotami.

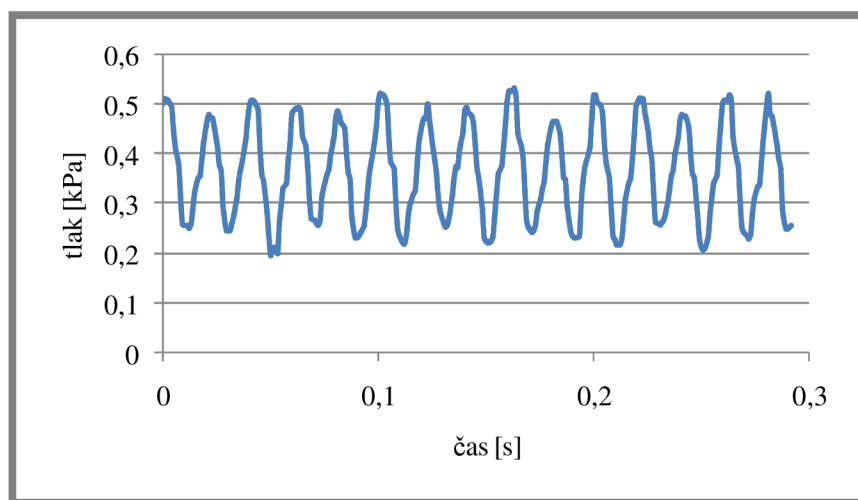


Obr. 4-1 Graf závislosti tlaku na teplotě pro vzorek 3 za použití peristaltického čerpadla

4.1.2 Výsledky měření za použití trochoidního čerpadla

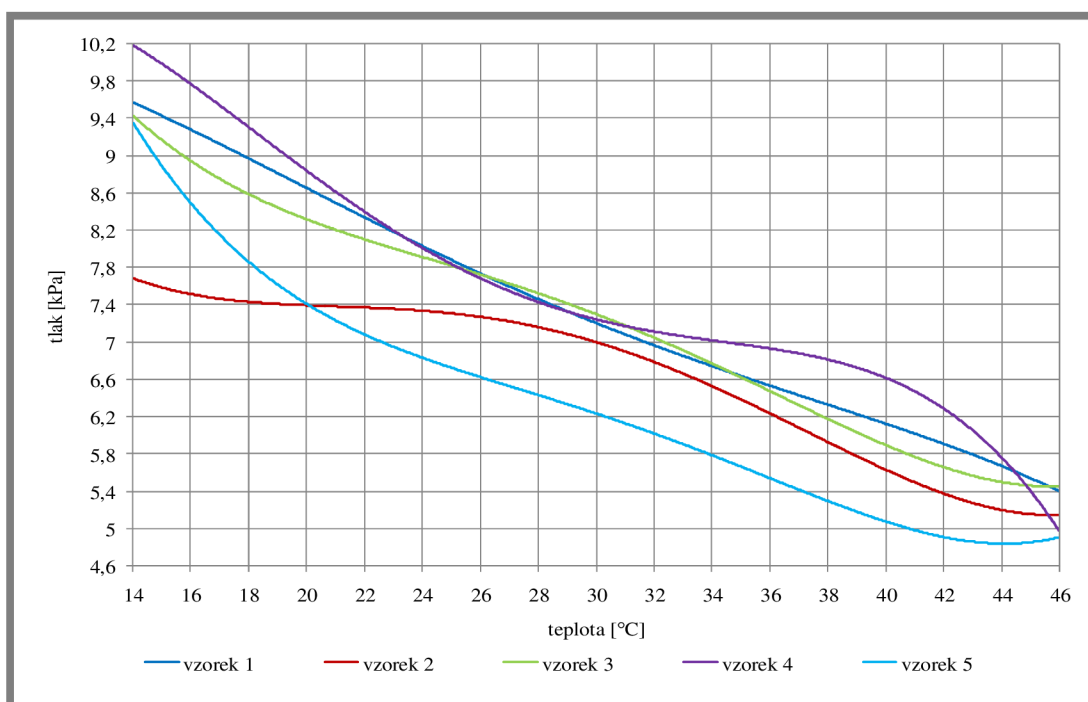
4.1.2

V předchozím odstavci bylo zmíněno, že peristaltické čerpadlo z nemocnice není schopno při tomto druhu zkoušek a daných podmínkách spoj rozpojit. Proto bylo nutné použít výkonnější čerpadlo. Pro měření nebylo možné v daných podmínkách zajistit výkonnější hadicové čerpadlo, proto bylo použito trochoidní čerpadlo. Čerpadlo nemá stejný charakter průtoku jako čerpadlo hadicové. Amplituda závislosti tlaku na čase trochoidního čerpadla nabývá pouze okolo 15 % velikosti amplitudy čerpadla hadicového a perioda je přibližně 12,5 krát kratší, jak můžeme vidět na obr. 4-2 (závislost tlaku na čase hadicového čerpadla lze vidět na obr. 1-4). Průtok lze tedy považovat v každém časovém okamžiku za konstantní. Proto mohou být tlaky potřebné pro rozpojení spoje nižší, a to z důvodu vyšších tlakových rázů hadicového čerpadla.

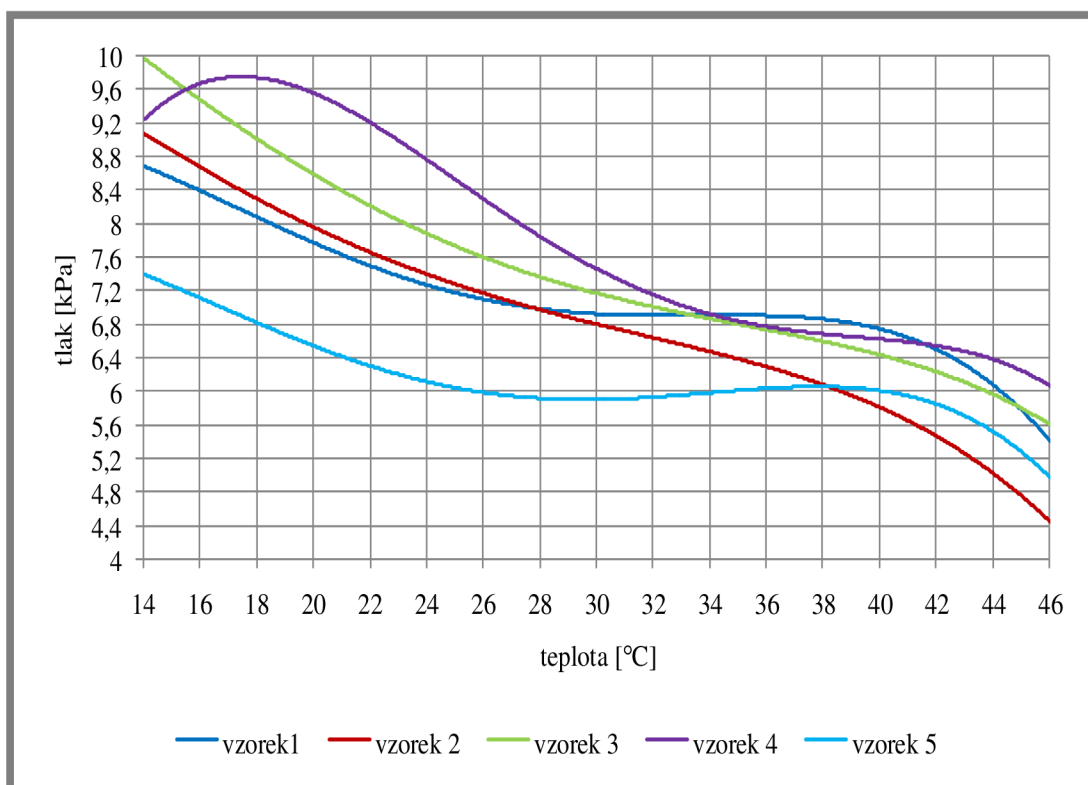


Obr. 4-2 Závislost tlaku trochoidního čerpadla na čase

Pomocí tohoto čerpadla již bylo možné změřit závislosti tlaku potřebného pro rozpojení spoje na teplotě. Výsledky zkoušek „na sucho“ a „na mokro“ jsou zobrazeny v grafech na následujících obrázcích.



Obr. 4-3 Graf závislosti tlaku na teplotě při měření „na sucho“



Obr. 4-4 Graf závislosti tlaku na teplotě při měření „na mokro“

Naměřené hodnoty jsou ve výše uvedených grafech aproximovány polynomy 4. stupně, které se jeví jako nejvhodnější pro přiblížení skutečné závislosti.

4.2 Dynamický test integrity

Postup měření

1. zapojení spoje mezi kanylou a hadicí způsobem „na mokro“, kdy se oba spojované konce namočí do vody a spoj je ihned zapojen
2. spuštění čerpadla a nastavení průtoku na 5 l/min
3. odvzdušnění měřicího okruhu
4. kontrola funkce snímače tlaku a teploty
5. zapnutí zavařovacího automatu
6. nastavení průtoku na čerpadle tak, aby tlak ve spoji byl $1,5 \pm 0,1$ kPa
7. nastavení teploty vody v měřicím okruhu na 10 ± 2 °C, po jedné hodině změna teploty na 40 ± 2 °C, opakování tohoto „ochlazovacího/ohřívacího“ cyklu po dobu 6 hodin
8. během měření bude probíhat každých 20 minut vizuální kontrola úniku kapaliny ve spojích a spojení kanyly s hadicí
9. test je považován za úspěšný, pokud během měření není ve spoji mezi kanylou a hadicí identifikován únik kapaliny

Tab. 2 Výsledky dynamického testu integrity

označení vzorku	peristaltické čerpadlo	trochoidní čerpadlo
	vydrží/nevydrží ✓/✗	vydrží/nevydrží ✓/✗
1	✓	✓
2	✓	✓
3	✓	✓
4	✓	✓
5	✓	✓

Poznámky k tab. 2: - výsledky měření za použití peristaltického čerpadla jsou platné pro pracovní tlaky, kterých je čerpadlo schopno dosáhnout za daných teplot
- výsledky měření za použití trochoidního čerpadla byly naměřeny za podmínek uvedených v postupu měření

4.3 Tahová zkouška

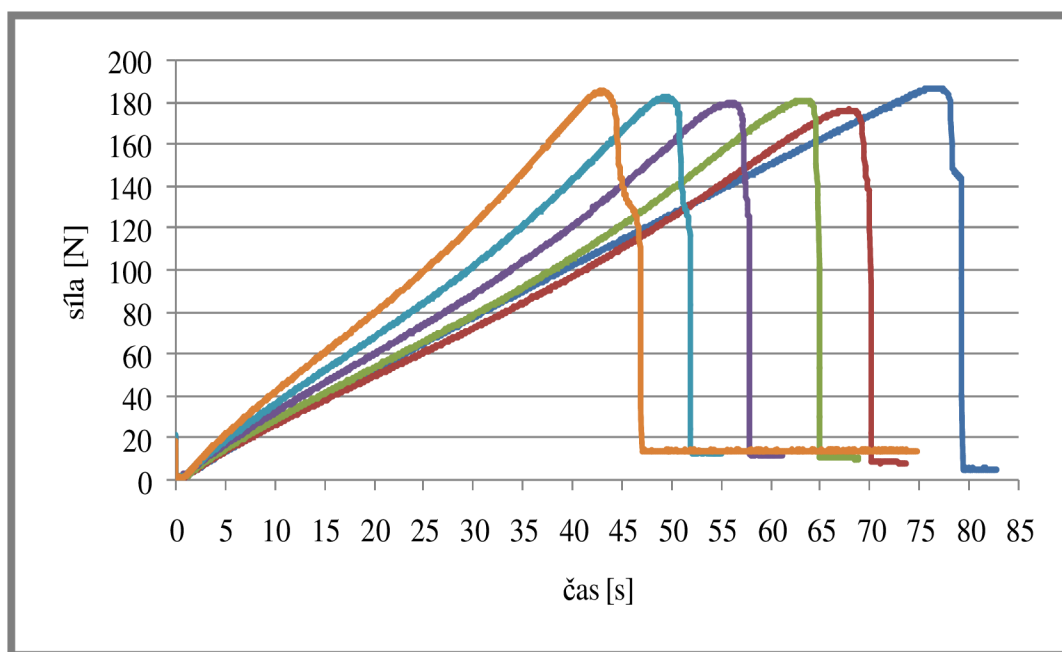
Postup měření

1. připevnění hadice i kanyly k přípravku
2. uchycení přípravků v čelistech trhacího stroje a zapojení kontrolovaného spoje
3. nastavení zatěžovací rychlosti (30 mm/min)
4. spuštění měření a zatěžování spoje do okamžiku rozpojení
5. ukončení zatěžování a uložení výsledků
6. po každém měření je část hadice, která je nasunuta na hrdle kanyly odříznuta z důvodu jisté deformace způsobené tvarem a rozměry hrdla kanyly

Tab. 3 Výsledky tahových zkoušek

vzorek	maximální tahová síla
	[N]
1	137,48
2	228,79
3	152,24
4	182,14
5	197,06

Poznámky k tab. 3: - v tabulce jsou uvedeny aritmetické průměry hodnot tahové síly potřebné pro rozpojení spoje, tyto průměry vycházejí z šesti měření tahové síly pro každý vzorek



Obr. 4-5 Graf závislosti tahové síly na čase pro šest měření vzorku 4

Na obr. 4-5 je graf, v němž jsou jednotlivé doby zatěžování různé z důvodu odlišné délky testovaného vzorku hadice. Pokud je hadice delší, je větší také její deformace, která se projeví delší dobou zatěžování. Jak můžeme v grafu vidět, délka hadice neovlivňuje velikost maximální tahové síly potřebné pro rozpojení spoje.

4.4 Výsledky měření prováděných firmou Sorin Group Italia S.r.l.

Měření firmy Sorin Group byla provedena na dvou vzorcích kanyl a jednom vzorku hadice.

kanyly: - CalMed (NA-4536)
- Sorin (A212-65A)

hadice: - Sorin coated (019061RPC)

4.4.1 Tlaková zkouška firmy Sorin Group

V protokolu z měření provedených firmou Sorin Group nejsou definovány podmínky, za kterých měření probíhala. Z tohoto důvodu není možné porovnat tyto výsledky s námi naměřenými hodnotami.

Tab. 4 Hodnoty tlaků potřebných pro rozpojení spoje z měření firmy Sorin Group

kanyla	CalMed	Sorin
průměrná hodnota tlaku potřebného pro rozpojení	6,63 kPa	5,94 kPa

4.4.2 Dynamický test integrity firmy Sorin Group

Při dynamickém testu integrity vydržel spoj v obou případech (za použití kanyly CalMed i Sorin) tlak 1,5 kPa po dobu šesti hodin za změny teploty z 10 °C na 40 °C každou hodinu.

4.4.3 Tahová zkouška firmy Sorin group

Stejně jako u tlakové zkoušky, i zde nejsou definovány podmínky, při kterých měření probíhala stejně jako rychlost zatěžování. U tahových zkoušek je možné předpokládat, že měření probíhala za standardních laboratorních podmínek (teplota 23 ± 1 °C a tlak 101,325 kPa). Za těchto podmínek probíhala i námi provedená měření.

Tab. 5 Hodnoty sil potřebných pro rozpojení spoje z měření firmy Sorin Group

kanyla	CalMed	Sorin
průměrná hodnota síly potřebné pro rozpojení	438 N	395 N

5 DISKUZE

Z výsledků měření tlakových zkoušek je patrné, že pevnost spoje je výrazně ovlivňována teplotou protékající kapaliny, v našem případě vody. Lze předpokládat, že pokud by byl proveden vysoký počet měření daného vzorku pro každou teplotu v požadovaném rozsahu (například 100), dostali bychom téměř lineární závislost pevnosti spoje na teplotě.

Nejnižší hodnoty tlaků potřebných pro rozpojení spoje se pohybují při měření „na sucho“ i „na mokro“ mezi $4,9 \div 5,5$ kPa při teplotě $42\text{ }^{\circ}\text{C}$, což je maximální teplota, při které mohou operace probíhat. To jsou hodnoty $14 \div 17$ krát vyšší než maximální tlaky, které mohou při operaci nastat.

Je ovšem nutno dodat, že tato měření byla provedena za použití trochoidního čerpadla, které má jiné charakteristiky průtoku než peristaltické čerpadlo, které vyvolá v měřicím okruhu větší tlakové rázy. Ty s největší pravděpodobností způsobí, že budou maximální hodnoty tlaků nižší. Vzhledem k tomu, že nebylo v mých možnostech ani v možnostech Ústavu konstruování zajistit výkonnější peristaltické čerpadlo, nemohla být tato měření provedena. Je proto obtížné určit, do jaké míry by použití peristaltického čerpadla výsledky ovlivnilo.

Dynamickým testem integrity bylo za použití peristaltického i trochoidního čerpadla ověřeno, že spoj je schopen po dobu 6 hodin odolávat tlakům $4 \div 5$ krát větším než tlakům, které v hadicích při operaci reálně jsou. Z těchto výsledků je možné usoudit, že pokud nebude spoj namáhán jinými silami nebo nebude-li jeho pevnost negativně ovlivněna jiným faktorem, je schopen plnit svou funkci během celého zákroku.

Měření provedená firmou Sorin Group vyšla stejně, a tedy i při jejich testování vydržely oba spoje po celou dobu zatěžování.

Spoj není při operaci namáhán pouze tlakem protékající krve, jak tomu bylo v našem měření, kdy byla podélná osa spoje v horizontální poloze, ale také tíhovými silami od kapaliny a hadice. Při operaci jsou hadice a tedy také spoj vedeny po těle pacienta a pevnost spoje tedy může ovlivnit i tíhová síla od hadic a krve v nich. Tento vliv lze považovat za zanedbatelný vzhledem k velmi malému spádu, který může na ležícím těle být, objemu krve a hmotnosti hadic. Na základě těchto skutečností by měly být výsledky měření odpovídající reálnému stavu.

Výsledky tahových zkoušek jsou pro jednotlivé vzorky výrazně odlišné. Rozdíl mezi nejvyšší a nejnižší naměřenou hodnotou tahové síly potřebné pro rozpojení spoje je 91 N. Tyto rozdíly jsou způsobeny především tvrdostí hadice, která je u jednotlivých výrobců odlišná. Rozdílnou tvrdost hadic lze pozorovat při zapojování spoje, kdy je třeba vyvinout při nasouvání hadice na hrdlo kanyly jinou sílu pro každý vzorek. Vzhledem k nedostatečným informacím o průběhu a podmínkách zatěžování při měření prováděných firmou Sorin Group není možné hodnoty naměřené firmou Sorin Group a námi porovnat.

Při tahových zkouškách se všeobecně neuvažuje vliv působení tíhové síly, proto nebyl zahrnut ani při našem měření. Oproti zkouškám kovových materiálů je navíc hmotnost kanyly s hadicí výrazně menší, tudíž by byl také její vliv několikanásobně menší.

Při operaci došlo k rozpojení spoje po přibližně 10 minutách od zapojení mimotělního krevního oběhu, kdy byla teplota krve cca $30\text{ }^{\circ}\text{C}$ a tlak v hadicích 0,33 kPa. Z výsledků měření vyplývá, že při této teplotě je tlak potřebný pro rozpojení spoje 5,9 kPa při zapojení „na mokro“ a 6,2 kPa při zapojení „na sucho“. Na základě

měření se jeví jako nejpravděpodobnější příčina rozpojení spoje nesprávné zapojení, a to i z důvodu, že k rozpojení spoje došlo pouze jednou.

Způsoby zapojování a průběhy zkoušek byly pravidelně konzultovány s kardiochirurgem MUDr. Jiřím Slavíkem. Důležité byly především informace o způsobu a podmínkách zapojování spoje během chirurgického zákroku. Dospěli jsme k závěru, že zapojení způsobem „na mokro“ se nejvíce blíží skutečné situaci na operačním sále a výsledky těchto zkoušek budou nejlépe vypovídat o pevnosti spoje.

6 ZÁVĚR

Užití mimotělního krevního oběhu je v dnešní době v řadě chirurgických zákroků běžnou praxí a lékaři jej často využívají. Jeho použití je například při transplantaci srdce jediným možným řešením, jak po dobu zákroku zajistit činnost životně důležitých orgánů.

Hlavním cílem této práce bylo určit meze pevnosti spoje mezi kanylou a hadicí používaných při mimotělním krevním oběhu, a to na základě měření tlaku a tahové síly potřebných pro rozpojení spoje. K měření tlaku potřebného pro rozpojení spoje bylo nutné navrhnout a sestavit měřicí stend, na kterém byly požadované závislosti naměřeny. Stend není určen k měření tahových sil působících v ose spoje, proto byla požadovaná měření provedena na trhacím zařízení na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Všechna měření byla prováděna vedle testování firmou Sorin Group.

Z výsledků jednotlivých zkoušek vyplývá, že je spoj schopen plnit svou funkci po celou dobu chirurgického zákroku, neboť vydržel dynamický test integrity, který nejlépe simuluje průběh chirurgického zákroku avšak za 4 ÷ 5 krát vyšších tlaků. Také hodnoty tlaků potřebných pro rozpojení spoje jsou více jak 15 krát vyšší než tlaky, za jakých operace probíhají.

Součástí této bakalářské práce nebylo měření vnitřního průměru hadic, avšak pro vyhodnocení pevnosti spoje by bylo velmi přínosné a získali bychom tím přesnější informace o vlastnostech spoje, neboť bude mít velikost vnitřního průměru na pevnost spoje významný vliv.

Výsledky jednotlivých měření byly zaneseny do tabulek a grafů, ve kterých byly vykresleny požadované závislosti. Tyto výsledky byly předány nemocnici, která na jejich základě získá informace o pevnosti spoje za jednotlivých podmínek.

7 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] LONSKÝ, Vladimír, Jan DOMINIK, Jaroslav KUBÍČEK a Martin VOLT. *Historie a současnost mimotělního oběhu* [online]. 2000 [cit. 2014-04-19]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/historie-a-soucasnost-mimotelniho-obehu-125898>
- [2] FIALA, Radovan. Přístroje v srdeční a cévní chirurgii. In: *Přístroje v srdeční a cévní chirurgii* [online]. © 2013 [cit. 2014-04-24]. Dostupné z: <http://www.kardio-motol.cz/prezentace>
- [3] MACHÁČKOVÁ, Šárka. *Práce perfusionisty při vedení mimotělního oběhu* [online]. 2007 [cit. 2014-04-19]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/sestra/prace-perfusionisty-pri-vedeni-mimotelniho-obehu-305675>
- [4] POSPÍŠIL, Zbyněk. Mimotělní oběh. In: *Mimotělní oběh* [online]. 2008 [cit. 2014-04-24]. Dostupné z: http://trubka.fs.cvut.cz/downloads/NPH2008/Pospisil_mimotelni_obeh.pdf
- [5] ŠMÍD, Pavel. *Konstrukční provedení čerpadel*. Brno, 2010. Dostupné z: http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=27927. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Roman Klas.
- [6] MELICHAR, Jan. *Hydraulické stroje: konstrukce a provoz*. 1. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2002, 378 s. ISBN 80-010-2657-4.
- [7] MALÝ, Jiří. Chirurgická léčba srdce. In: *Chirurgická léčba srdce* [online]. 2010 [cit. 2014-04-24]. Dostupné z: <http://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&ved=0CC8QFjAA&url=http%3A%2F%2Fmefanet-motol.cuni.cz%2Fdownload.php%3Ffid%3D1042&ei=ryBZU-TcEIOv7Aa39oGIDg&usg=AFQjCNFhAyusegsEWavNRUu3VOI-HcIUnQ&sig2=4LpKrDE5zUNGnW-5VHE6YA&bvm=bv.65397613,d.ZGU>
- [8] KEWEI RISING MEDICAL CO.,Ltd. *China medical device* [online]. [cit. 2014-04-24]. Dostupné z: <http://www.chinamedevice.com/ChinaSuppliers/6752/Arterial-Cannula-465216.html>
- [9] ELEVLI, Murat Güçlü. Cannulation. In: *Youtube* [online]. Zveřejněno 17. 06. 2011 [vid. 2014-04-19]. Dostupné z: https://www.youtube.com/watch?v=fTFTk_q8dh0
- [10] Rotační čerpadla. *Čerpadla - druhy čerpadel* [online]. © 2010 [cit. 2014-04-28]. Dostupné z: <http://druhy-cerpadel.cz/hydrostaticka/rotacni-cerpadla/>

- [11] FIALOVÁ, Simona. *Čerpadlo pro mimotělní krevní oběh: The extracorporeal blood pump: zkrácená verze Ph.D. Thesis*. V Brně: Vysoké učení technické, 2005. 24 s. ISBN 80-214-3088-5. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce František Pochylý.
- [12] MULHOLLAND, J. W. *Journal of fluids and structures: Blood flow and damage by the roller pumps during cardiopulmonary bypass* [online]. 2005 [cit. 2014-04-19]. ISBN 0889-9746. Dostupné z: <http://www.maths.gla.ac.uk/~xl/MSL-paper.pdf>
- [13] COLBERT, John. *Achieving Precision Tube Extrusion for Medical Applications* [online]. 1996 [cit. 2014-04-19]. Dostupné z: <http://www.mddionline.com/article/achieving-precision-tube-extrusion-medical-applications>
- [14] POVOLO, F., G. SCHWARTZ a HERMIDA. Stress Relaxation of PVC Below the Yield Point. *Stress Relaxation of PVC Below the Yield Point*. 1996, č. 7. Dostupné z: <http://cfm.ehu.es/schwartz/resources/Papers/Journal-of-Polymer-Science-Part-B-Polymer-Physics-1996-Povolo.pdf>
- [15] Precision Medical Tube Extrusion Line. *Plastics 007* [online]. © 2011 [cit. 2014-04-19]. Dostupné z: http://www.plastics007.com/showroom/Baodie/product-detail_50615_Precision-Medical-Tube-Extrusion-Line-.html
- [16] Medical Grade PVC Tubing: Custom PVC Tubing Design, Engineering, Prototypes and Manufacturing. In: *Medical Grade PVC Tubing* [online]. © 2009 [cit. 2014-04-19]. Dostupné z: <http://www.apextrusion.com/medical-grade-pvc-tubing.html>
- [17] JAKUBEC, Jan. *Měření tlaku* [online]. Brno, 2009 [cit. 2014-04-19]. Dostupné z: https://dspace.vutbr.cz/bitstream/handle/11012/10106/2008_BP_Jakubec_Jan_85586.pdf?sequence=1. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Kamil Podaný.
- [18] CRESSTO | snímač tlaku s keramickou měřicí membránou - série A. *CRESSTO | Snímače tlaku, Měřidla tlaku, Tlaková čidla* [online]. © 2010 [cit. 2014-05-10]. Dostupné z: <http://www.cressto.cz/snimace-tlaku/serie-a-podpora>
- [19] ZPA EKOREG SPOL. S.R.O. *Typ 11206* [online]. [cit. 2014-04-24]. Dostupné z: http://www.zpaul.cz/domain/zpaul/files/kl_22330911.pdf
- [20] Kulový kohout s páčkou - závit vnitřní/vnitřní s odvodušněním. *Sagittarius : Intercom Bohemia* [online]. © 2010-2014 [cit. 2014-04-24]. Dostupné z: <http://www.sagittarius.cz/cz/kulovy-kohout-s-packou-zavit-vnitri-vnitri-s-odvzdušenim>

- [21] BIELMEIER Zavařovací automat BHG 680.0. *Bielmeier* [online]. © 2013 [cit. 2014-04-24]. Dostupné z: <http://www.bielmeier.cz/Zavarovaci-hrnce/Smalt/BIELMEIER-Zavarovaci-automat-BHG-680-0.html>
- [22] NI USB-6210 - National Instruments. *National Instruments* [online]. © 2014 [cit. 2014-05-10]. Dostupné z: <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/cs/nid/203223>
- [23] FERRARINI, Matteo. SORIN GROUP ITALIA S.R.L. *Connection resistance between the Sorin coated tube and the connector of the cannula*. Italia, 2013.
- [24] TOMAN, Michal. *Srovnání výsledků měření viskozity "nenewtonovských" kapalin získaných různými metodami měření*. Brno, 2008. Bakalářská práce. Masarykova Univerzita. Vedoucí práce Daniel Vlk.

8 SEZNAM OBRÁZKŮ A GRAFŮ**8**

Obr. 1-1	Schéma mimotělního krevního oběhu [4]	14
Obr. 1-2	Princip činnosti hadicového čerpadla [5]	16
Obr. 1-3	Rotor peristaltického čerpadla [2]	16
Obr. 1-4	Graf závislosti tlaku na čase peristaltického čerpadla	16
Obr. 1-5	Centrifugální čerpadlo [2]	17
Obr. 1-6	Části kanyl zaváděných do srdce [7]	17
Obr. 1-7	Kanyla [8]	18
Obr. 1-8	Zavedená kanyla připravená k připojení přívodní hadice [9]	18
Obr. 1-9	Závislost modulu pružnosti v tahu na teplotě PVC [14]	19
Obr. 1-10	Testovaný spoj těsně před spojením [9]	20
Obr. 1-11	Testovaný spoj po zapojení a současném průtoku krve [9]	20
Obr. 1-12	Trhací zařízení Zwick Z020	21
Obr. 1-13	Upnutí spoje v trhacím zařízení	22
Obr. 1-14	Schéma měřicího stendu firmy Sorin Group	23
Obr. 3-1	Schéma námi sestaveného stendu	26
Obr. 3-2	Peristaltické čerpadlo Stöckert Caps Roller Pump 10-10-00	27
Obr. 3-3	Trochoidní čerpadlo s elektromotorem	28
Obr. 3-4	Snímač tlaku CRESSTO TMG 617 A3H [18]	29
Obr. 3-5	Snímač teploty ZPA EKOREG, typ 11206 [19]	30
Obr. 3-6	ZPA EKOREG DGT-52	30
Obr. 3-7	Kulový ventil SAGITTARIUS, typ 05830 [20]	31
Obr. 3-8	Zavařovací automat BELMEIER BHG 680.0 [21]	31
Obr. 3-9	Měřicí karta NI USB-3210 [22]	32
Obr. 3-10	Přípravky s připevněnou kanylou a hadicí	33
Obr. 4-1	Graf závislosti tlaku na teplotě pro vzorek 3 za použití peristaltického čerpadla	35
Obr. 4-2	Závislost tlaku trochoidního čerpadla na čase	35
Obr. 4-3	Graf závislosti tlaku na teplotě při měření „na sucho“	36
Obr. 4-4	Graf závislosti tlaku na teplotě při měření „na mokro“	36
Obr. 4-5	Graf závislosti tahové síly na čase pro šest měření vzorku 4	38

9 SEZNAM TABULEK

9

Tab. 1	Seznam měřených vzorků hadic	25
Tab. 2	Výsledky dynamického testu integrity	37
Tab. 3	Výsledky tahových zkoušek	38
Tab. 4	Hodnoty tlaků potřebných pro rozpojení spoje z měření firmy Sorin Group	39
Tab. 5	Hodnoty sil potřebných pro rozpojení spoje z měření firmy Sorin Group	39

10 SEZNAM PŘÍLOH

10

Příloha 1	Tabulky naměřených sil potřebných pro rozpojení spoje
Příloha 2	Grafy průběhu tahových zkoušek pro jednotlivé vzorky
Příloha 3	Grafy závislosti tlaku potřebného pro rozpojení spoje na teplotě pro jednotlivé vzorky při měření „na sucho“
Příloha 4	Grafy závislosti tlaku potřebného pro rozpojení spoje na teplotě pro jednotlivé vzorky při měření „na sucho“
Příloha 5	Technická zpráva z měření prováděných firmou Sorin Group Italia S.r.l.