

VŠB – Technická univerzita Ostrava

Fakulta elektrotechniky a informatiky

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2015

Klára Fiedorová

VŠB – Technická univerzita Ostrava

Fakulta elektrotechniky a informatiky

Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Měření mechanických vlastností dialyzačních setů v závislosti na
vybraných fyzikálních parametrech**

**Measurement of Mechanical Properties of Dialysis Sets, Depending on
the Selected Physical Parameters**

2015

Klára Fiedorová

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Klára Fiedorová**

Studijní program: B2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik

Téma: **Měření mechanických vlastností dialyzačních setů v závislosti na vybraných fyzikálních parametrech**
Measurement of Mechanical Properties of Dialysis Sets, Depending on the Selected Physical Parameters

Zásady pro vypracování:

1. Rešerše stávající dialyzační techniky, především s ní souvisejícího spotřebního materiálu – dialyzačních setů.
2. Stanovení možného vlivu fyzikálních parametrů na mechanické vlastnosti dialyzačního setu.
3. Provedení sady experimentálních měření s cílem určení vlivu vybraných fyzikálních parametrů na mechanické vlastnosti dialyzačního setu z hlediska jejich časové stability a vlivu na neurčitost dávkování.
4. Vyhodnocení experimentálních dat.
5. Zhodnocení vlivu vybraných fyzikálních parametrů na stabilitu dialyzačního setu na adekvátnost dialýzy z hlediska přesnosti a bezpečnosti.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] ČIHÁK, Josef a Martin AUGUSTYNEK. *Infuzní technika a hemodialyzační technika a technologie*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2013, 340s. ISBN 978-80-248-3100-8.
- [2] BBRAUN. *Rizika infuzní léčby*. Firemní literatura B/Braun. Dostupné z: <http://www.bbraun.cz>
- [3] LOPOT, František. *Základy techniky hemodialýzy*. 1. vyd. Praha: 1989. 106 s.
- [4] LACHMANOVÁ, Jana. *Očistovací metody krve*. 1. vyd. Praha: Grada, 1999. 125 s. ISBN 80-7169-749-4.
- [5] LOPOT, František. *Adekvátnost dialýzy pro sestry, Certifikovaný kurz – Péče o nemocné léčené eliminačními metodami, část: Hemodialyzační technologie*. Praha 2012.
- [6] SULKOVÁ, Sylvie et al. *Hemodialýza*. 1. vydání. Praha : MAXDORF, 2000. 693 s. ISBN 80-85912-22-8.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Martin Augustynek, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2014

Datum odevzdání: 07.05.2015



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem zadanou bakalářskou práci vypracovala samostatně, pod odborným dohledem vedoucího bakalářské práce a použila jsem jen literaturu uvedenou v práci.

V Ostravě den: 7. 5. 2015


.....
Podpis studenta

Poděkování

Děkuji vedoucímu práce panu Ing. Martinu Augustynkovi, Ph.D. za metodickou pomoc, vstřícnost a užitečné připomínky k bakalářské práci dané problematiky.

Také bych chtěla poděkovat paní Ing. Miladě Hlaváčkové, Ph.D., panu RNDr. Josefu Čihákovi, Ing. Zdeňku Porubovi, Ph.D. a Bc. Alešovi Strakošovi za cenné rady a informace důležité pro vypracování bakalářské práce.

V neposlední řadě děkuji své rodině za velkou podporu při tvorbě bakalářské práce.

Abstrakt

Bakalářská práce se zaměřuje na mechanické vlastnosti krevních dialyzačních setů v závislosti na vybraných fyzikálních parametrech. Krevní sety jsou nedílnou součástí zdravotnického materiálu, který slouží pro každodenní použití. Sety se většinou používají za stálých podmínek. Nabízí se však otázka, jak materiál setů reaguje na nestandardní podmínky. Cílem práce je tyto vlastnosti pomocí experimentálního měření analyzovat a dále zpracovat. Zkoumají se vybrané závislosti a vyhodnocují se naměřená data. Na závěr jsou získané výsledky porovnávány.

Klíčová slova

Krevní dialyzační set, hemodialýza, mechanické vlastnosti PVC, mechanické zkoušky

Abstrakt

Bachelor thesis focuses on blood dialysis sets mechanical features depending on specified physical parameters. Blood sets are irreplaceable medical equipment's component for everyday usage. Set are usually used with stable conditions. This begs the question how would set's material react with unstable conditions. Thesis object is to analyze these features using experimental measurement and its processing further on. Selected things are being examined and measured data evaluated. Thesis compares acquired results at the end.

Key words

Blood set dialysis, hemodialysis, mechanical properties of PVC, mechanical tests

Seznam použitých zkratk a symbolů

CKD chronic kidney disease

MKO mimotělní krevní oběh

PVC polyvinylchlorid

DEHP di-ethylenhexylftalát

Obsah

1. Úvod.....	1
2. Ledvina.....	3
2.1 Nefron	4
2.2 Nemoci ledvin	4
2.2.1 Chronické selhání ledvin.....	4
3. Rešerše současného stavu Hemodialyzační techniky.....	6
3.1 Princip hemodialýzy.....	6
3.2 Výhody a nevýhody krevní dialýzy.....	7
3.3 Vybavení pro hemodialýzu	8
3.3.1 Arteriální a venózní jehly	8
3.3.2 Dialyzátor	9
3.3.3 Mimotělní krevní okruh a okruh pro dialyzační roztok.....	9
4. Dialyzační sety	12
4.1 Dělení dialyzačních setů.....	12
4.2 Části dialyzačního setu.....	13
4.3 Mechanické vlastnosti dialyzačních setů	16
4.3.1 Normy pro dialyzační sety	17
4.3.2 Zkoušky mechanických vlastností.....	17
4.4 Polyvinylchlorid.....	19
4.4.1 PVC ve zdravotnictví	20
4.5 Ftaláty, nejpoužívanější změkčovadla.....	20
4.5.1 Rizika použití ftalátů	20
4.6 Likvidace PVC	21
4.7 Biokompatibilita dialyzačních setů	21
5. Experimentální měření	22
5.1 Stanovení možného vlivu změny fyzikálních parametrů na mechanické vlastnosti dialyzačních setů.....	23
5.2 Návrh měřicího řetězce	25
5.3 Mechanická zkouška tahem	28
6. Vyhodnocení měřených dat.....	29
6.1 Závislost prodloužení na teplotě při různé rychlosti průtoku	29

6.2	Závislost maximální vynaložené síly na teplotě při různé rychlosti průtoku	33
6.3	Závislost modulu pružnosti na teplotě při různé rychlosti průtoku	36
6.4	Závislost prodloužení na průtoku při různé teplotě roztoku	40
6.5	Závislost maximální vynaložení síly na průtoku při různé teplotě roztoku	43
6.6	Závislost modulu pružnosti na rychlosti průtoku při různé teplotě roztoku	47
	Tab. 6.6 a Tabulka hodnot	47
7.	Zhodnocení experimentálního měření	50
8.	Závěr	51
9.	Seznam literatury	52
10.	Přílohy	55

1. Úvod

Dialyzační set je jednou z hlavních součástí dialyzačního přístroje, který slouží pro hemodialýzu krve. Tato metoda je v dnešním hektickém světě stále častěji používána. Proto se kladou velice přísné nároky na funkčnost celého zařízení, jelikož dialyzační přístroj hraje důležitou roli ve zdravotnictví. Tam nahrazuje vylučovací funkci ledviny. Hemodialýza krve se provádí při selhání funkce ledvin, které nejsou schopny plnit svou funkci. Nezabývají tedy tělo od škodlivých produktů metabolismu. Dále ledvina udržuje hladinu vody a soli v organismu a tvoří se v nich určité hormony. Jelikož selhání ledviny je život ohrožující stav, je nutné krev od odpadních látek metabolismu očišťovat. V praxi se nejčastěji používá právě hemodialýza. Ta však není trvalým řešením. Dalším krokem k léčbě je transplantace ledviny, zde je ale mnoho aspektů, které transplantaci ovlivňují.

Tématem této bakalářské práce jsou dialyzační sety. Ty slouží jako cesta pro převod krve z těla pacienta do dialyzátoru, kde probíhá očišťování krve, a zpět. Z toho vyplývá, že jsou sety v přímém kontaktu s krví pacienta. Proto je důležitý taky materiál, ze kterého se krevní sety vyrábějí. K výrobě setů se používá polyvinylchlorid. Díky tomu se set vyznačuje svými typickými vlastnostmi, jako je pružnost a ohebnost. Jelikož je PVC samo o sobě tvrdé a křehké, musí se do PVC při výrobě přidávat změkčovadlo, aby mělo námi potřebné vlastnosti. Nejčastěji používaným změkčovadlem jsou ftaláty. Ty jsou však v dnešní době odsuzovány, protože byl prokázán jejich škodlivý účinek na organismus. Proto se objevují výrobky z alternativních materiálů, ale zastoupení PVC ve zdravotnických pomůckách je stále velmi významné, protože alternativní materiály nevykazují některé potřebné vlastnosti.

Tyto informace jsou uvedeny v rešeršní části předkládané práce. Danými mechanickými vlastnostmi dialyzačních setů, za určitých podmínek, které mohou nastat i v reálných situacích se však nezabývá téměř žádná literatura.

Cílem předložené práce je zkoumat a následně zdokumentovat mechanické vlastnosti dialyzačních setů, tzn. vlastnosti PVC v závislosti na vybraných fyzikálních parametrech. Mechanickými vlastnostmi se rozumí chování materiálů za působení vnějších mechanických sil. Dialyzační sety budou vystavené různým námazám, např. tlaku okluzního válce, změně teploty fyziologického roztoku. Zkouškám materiál odolá, bude-li se vyznačovat určitými vlastnostmi, jako pevnost, pružnost, tvárnost aj. Předpokladem je, že mechanické vlastnosti dialyzačních setů budou za optimálních podmínek odpovídat požadavkům norem. Podle normy se sety podrobují zkoušce pevnosti v tahu a zkoušce těsnosti. Pokud ovšem set projde řadou zátěží, mělo by měření prokázat změnu mechanických vlastností dialyzačních setů. Bakalářská práce se zaměřuje na skupinu A-V dialyzačních setů, které jsou dnes nejpoužívanější. Sety se budou podrobovat zátěži a následně bude přeměřována pevnost na zkuškovém přístroji. Provede se série měření a určí se podmínky, za kterých se set již nedá použít a kdy je jeho funkčnost ještě neporušena. Protože správná funkčnost dialyzačního setu je životně důležitá.

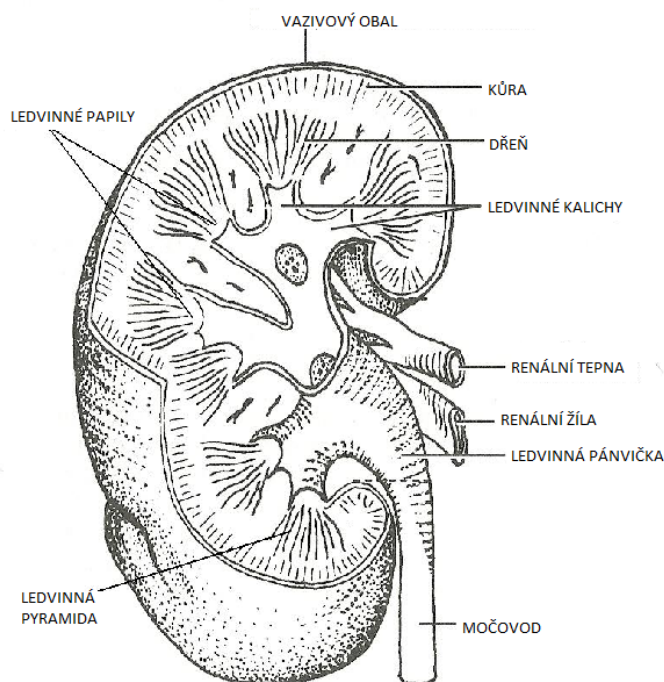
Jak už bylo zmíněno, dialyzační sety jsou součástí přístroje, který nahrazuje funkci ledvin. Proto považuji za důležité začít tuto bakalářskou práci právě ledvinami a následně popsat problematiku dialýzy a dialyzačních setů.

2. Ledvina

Ledvinami nazýváme párovou žlázu fazolovitého tvaru o velikosti 12x6x3cm uloženou retroperitoneálně, tzn. po obou stranách bederní páteře. Jejich funkce spočívá v odstraňování přebytečných a pro organismus škodlivých látek, které se tvoří při práci metabolismu. Ledviny hrají roli také při regulaci vodní rovnováhy, hlídání kyselin a zásad a tvorbě hormonů. Nejvýznamnějším hormonem vznikající v ledvině je adiuretin.

Tento orgán je uložen do tukového polštáře, který slouží jako mechanická ochrana proti nárazu. Důležitým místem je ledvinná branka, která se nachází na vnitřní straně ledviny. Zde vstupuje do ledviny ledvinná tepna a nachází se zde výstup ledvinné pánvičky a ledvinných žil. Na povrchu ledviny nacházíme vazovité pouzdro a samotný orgán dělíme do dvou částí – kůry a dřeně. [15] [16]

- **Kůra** - je tenká vrchní vrstva ledviny vybíhající mezi pyramidy dřeně.
- **Dřeň** - je rozdělena na jednotlivé pyramidy, na vrcholech (papilách) pyramid nacházíme ledvinné kalichy, ty se spojují a vytváří ledvinnou pánvičku.



Obr. 2 Nákres ledviny [16]

2.1 Nefron

Základní stavební jednotkou ledviny je nefron. V ledvině jich je kolem miliónu. Je to místo, kde dochází k tvorbě moči. Nefron začíná Bowmanovým pouzdrem, ve kterém je uloženo cévní klubičko. Dohromady tvoří Malpighiho tělísko. Mezi listy Bowmanova pouzdra se filtruje primární moč. Na Malpighiho tělísko navazuje proximální stočený kanálek, Henleova klička a distální stočený kanálek. V těchto místech se z primární moči tvoří moč definitivní. Na nefron navazují vývodné cesty močové, které se skládají se sběracího kanálku a pánvičky. V moči se z těla odplavují škodlivé látky.

[15] [16] [19] [26]

2.2 Nemoci ledvin

Ledviny mohou postihnout různé nemoci, které se projevují sníženou funkcí ledvin, krví v moči, zánětem ledvin, změnou složení moče nebo kombinací těchto příznaků. Onemocnění ledvin se může rozdělit do 5 stupňů podle velikosti postižení. Tyto stupně označujeme CKD – "*chronic kidney disease*" [26]

- CKD I: normální funkce ledviny, nesnížená glomerulární filtrace
- CKD II: lehká ledvinná nedostatečnost
- CKD III: středně těžká ledvinná nedostatečnost
- CKD IV: těžká ledvinná nedostatečnost
- CKD V: chronické ledvinné selhání

[26]

První tři stavy jsou v dnešní době léčitelné. CKD IV se často nedá úplně vyléčit, ale její průběh se dá zmírnit či zpomalit. Pokud se ovšem onemocnění dostane do pátého stupně a dojde k chronickému selhání ledvin, primárním cílem se stává náhrada funkce ledviny. Jinak by mohlo dojít k úmrtí pacienta, protože jeho tělo není schopno očišťovat organismus od produktů metabolismu a to vede k hromadění odpadních látek.

2.2.1 Chronické selhání ledvin

Při tomto patologickém stavu dochází ke změnám acidobazické rovnováhy, koncentrace soli a objemu extracelulární tekutiny. Stav doprovází nechutenství, zvracení, psychické poruchy, silné křeče. Chronickým selháním ledvin označujeme konečné stádium chronických onemocnění ledvin. V tomto stádiu dochází k zániku nefronů. Pokud dojde k překročení spodní hranice počtu nefronů, ledviny nejsou schopné udržovat stabilní stav vnitřního prostředí. Vytváří se tzv. bludný kruh, kdy je na zbývající glomeruly kladena větší zátěž a ty po určité době také zanikají. Výchozí bodem je transplantace ledviny, jenže ne pro každého postiženého se najde vhodný dárcce. Proto je dalším možným řešením krevní dialýza, ta je schopna zbavovat organismus škodlivých látek, ale nenahradí

plnou funkci ledviny. Pacient si volí mezi dvěma metodami – pravidelná krevní dialýza nebo peritoneální dialýza. [14]

[15] [16] [19]

3. Rešerše současného stavu Hemodialyzační techniky

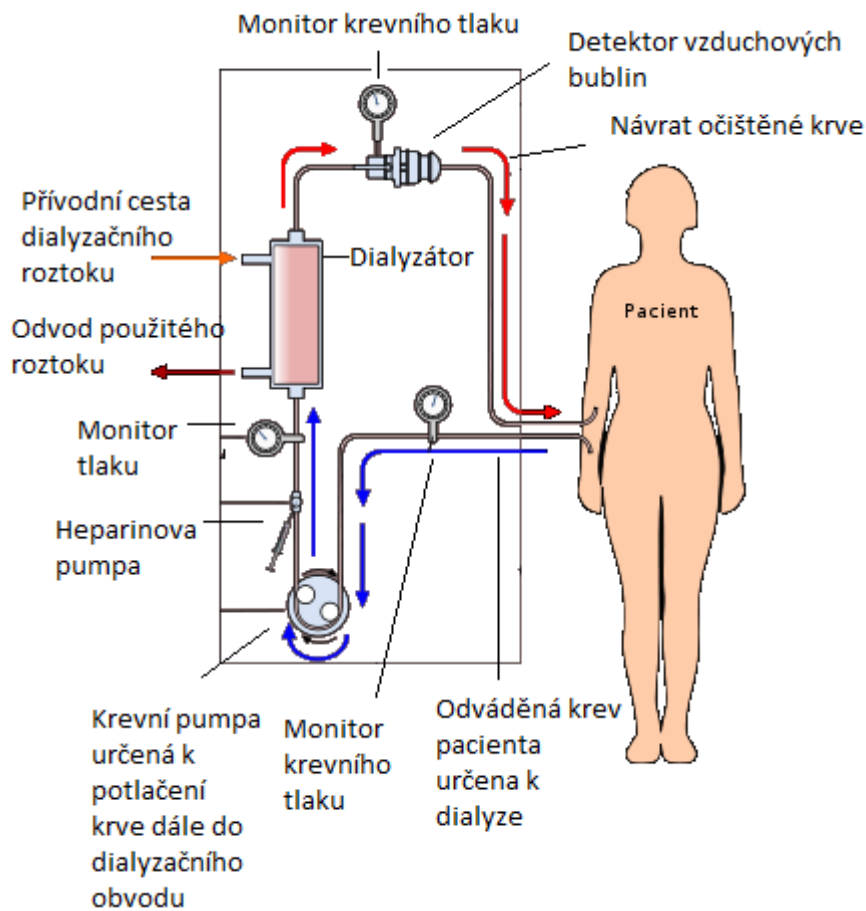
Krevní dialýza byla poprvé úspěšně provedena v roce 1944. Předešlé snahy byly kvůli, do té doby, nevyhovujícím materiálům neúspěšné. Chyběly materiály, které by mohly nahrazovat membrány a filtry nacházející se v ledvině. Vše se změnilo v okamžiku, kdy došlo k pokroku v chemii, a mohly vzniknout náhradní permeabilní membrány. Přes membrány dodnes prochází krev nemocného a dochází k eliminaci toxinů, zajištění elektrolytické rovnováhy a eliminaci nadbytečné vody.

K hemodialýze se přistupuje, pokud ledviny nedokážou plnit svou funkci a je nutné zajišťovat očištění krve mimotělně. Zajišťují tedy náhradní funkci ledviny. Hemodialýza však stoprocentně nemůže nahradit funkci ledviny. Hemodialýzu uskutečňujeme pomocí moderního přístroje, na který jsou kladeny vysoké technické nároky. Proces, který se jsme schopni pomocí přístroje povést, nazýváme také principem umělé ledviny. [2] [4] [5]

3.1 Princip hemodialýzy

Hemodialýza uplatňuje fyzikální principy difuze, která se dá charakterizovat jako pasivní transport látek po koncentračním spádu, resp. z místa vyšší koncentrace do míst s nižší koncentrací. Dalším principem je osmóza, při které přechází voda, jako rozpouštědlo, přes membránu z místa nižší koncentrace do místa s vyšší koncentrace látky. Osmóza se zastaví při dosažení osmotického tlaku. Důležitým principem je také ultrafiltrace. Při ultrafiltraci se tělo zbavuje nadbytečné vody. Základem hemodialýzy je očišťování krve pomocí umělé ledviny mimo tělo pacienta. Mezi nejběžnější látky odstraňované při hemodialýze patří urea, což je výsledek metabolismu bílkovin. Výsledkem svalové činnosti vzniká odpadní látka kreatin. [7] [11] [13]

Hemodialýza je prováděna pomocí dialyzačního přístroje, který disponuje různými funkcemi. Umožňuje regulovat průtok krve a dialyzátu, snímá krevní tlak apod. Hlavní části přístroje jsou dialyzátor, monitor a systém hadic a jehel, které jsou zásadní pro tuto bakalářskou práci. Pomocí pumpy je krev poháněna krevními sety z těla pacienta do dialyzačního přístroje, ve kterém je umístěn dialyzátor. Díky dialyzátoru, ve kterém se nachází polopropustná membrána, dochází k filtraci a následnému očištění krve od škodlivých látek. Tyto látky jsou odváděny dialyzačními roztoky. Další série setů zajišťuje návrat krve zpět do těla pacienta.



Obr. 3.1 Znárodnění konstrukce hemodialyzačního přístroje [19]

3.2 Výhody a nevýhody krevní dialýzy

- **Výhody dialýzy** - krevní dialýzu nemusí pacient provádět sám, pacient má volné dny mezi jednotlivými terapiemi
- **Nevýhody dialýzy** – pacient na dialýzu musí docházet několikrát týdně, dochází ke kolísání minerálů a vody v těle, pacient musí držet přísnou dietu, při krevní dialýze se ztrácí úplná funkce ledvin

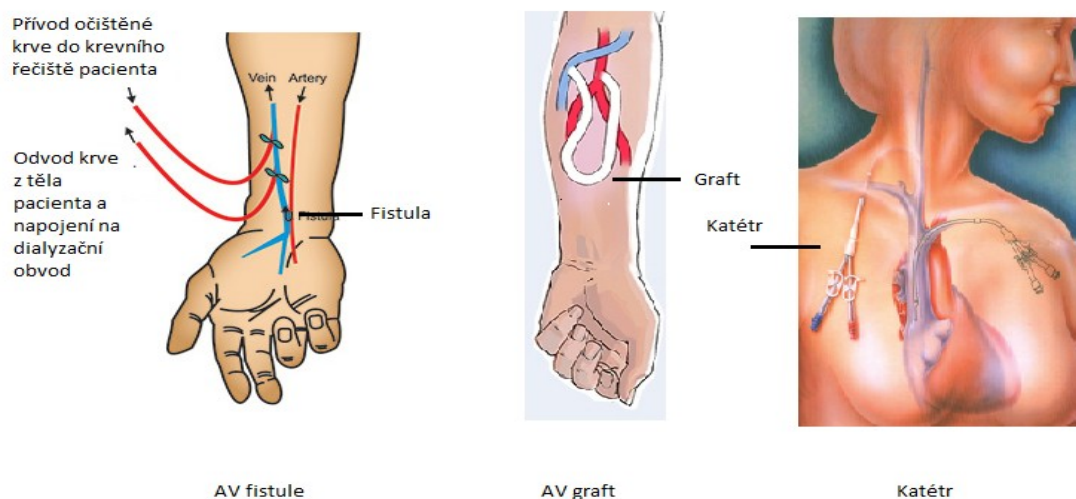
[3] [10] [12][19]

3.3 Vybavení pro hemodialýzu

Rozlišují se zde tři části, kterými jsou hemodialyzační přístroj, arteriální a venózní jehly a dialyzátor. Dialyzátor rozděljuje hemodialyzační přístroj na dvě části - mimotělní krevní oběh a oběh pro dialyzační roztok. K části mimotělního oběhu patří krevní a heparinová pumpa a čidla pro snímání tlaku.

3.3.1 Arteriální a venózní jehly

Důležitým prvkem pro úspěšnou dialýzu je trvalý krevní přístup pro opakované napojení na mimotělní oběh. Přístup musí dodávat do hemodialyzačního přístroje dostatečné množství krve po dlouhou dobu. Jedná se o 200-350 ml krve za minutu. Tyto přístupy se dělí podle cévního řečiště pacienta.



Obr. 3.3.1 Grafické znázornění jednotlivých přístupů [20]

- **AV fistule** - dalším používaným názvem je shut, tento přístup je nejpoužívanější a pro pacienty nejpohodlnější. Jedná se o spojení tepny se žílou, kdy vznikne zkrat a krev zde proudí velkou rychlostí. Nejčastěji najdeme fistuli na předloktí. Použití je možné 6 týdnů po zákroku, kdy se žíla zvětší a zesílí její stěna.
- **AV graft** - žíla s tepnou se propojí umělým materiálem. Propojka je tvořena z teflonu a zastupuje roli fistule. Je zde však větší riziko vzniku trombózy nebo infekce.

- **Katétr** - zavádí se do velkých žil, např. krční nebo stehenní žíly. Je to umělohmotná trubička, která se rozvětjuje na dvě části, první slouží pro odvod krve z těla pacienta a druhá slouží pro přívod krve zpět do pacienta.

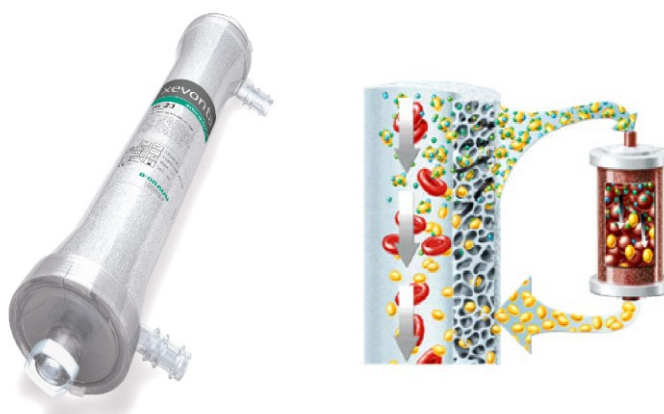
[20]

3.3.2 Dialyzátor

Dialyzátor se skládá z mnoha vláken, která představují polopropustnou membránu. Přes tuto membránu proudí krev a filtruje ji od odpadních látek. Opačným směrem proudí dialyzační roztok, do kterého se difundují škodlivé látky a jsou odváděny do odpadu. Rozlišují se tři typy dialyzátoru – cívkový, deskový a s kapilárou. Hlavními parametry dialyzátoru jsou plocha, účinnost, vnitřní odpor, plnicí a zbytkový objem, ultrafiltrace.

- Plocha dialyzátoru: pohybuje se v rozmezí 0,2 – 2,2 m²
- Účinnost dialyzátoru: je schopnost odstraňovat odpadní látky z krve
- Vnitřní odpor: je to rozdíl mezi vstupním a výstupním tlakem dialyzátoru
- Plnicí a zbytkový objem: plnicí objem je objem krve, který je potřebný k naplnění příslušenství a zbytkový objem je objem krve, která zůstane v dialyzátoru po hemodialýze

[7] [13] [21]



Obr. 3.3.2 Princip dialyzátoru [21]

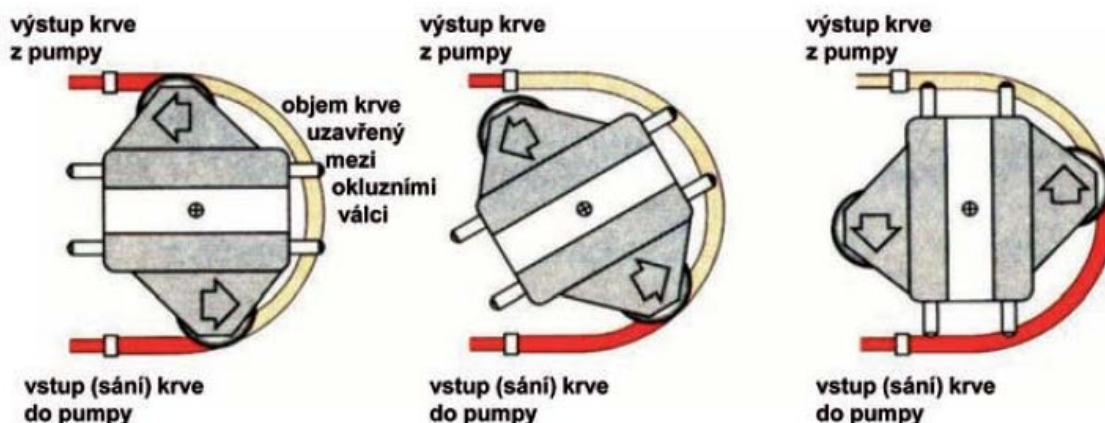
3.3.3 Mimotočelní krevní okruh a okruh pro dialyzační roztok

Krevní část dialyzačního přístroje se musí napojit na cévní přístup a po vytvoření krevního průtoku je krev přiváděná do dialyzátoru. Aby se vytvořil průtok, nachází se v obvodu krevní pumpa, která bude důležitou součástí u následujícího měření. Protože pomocí pumpy se mění rychlost

průtoku, tím pádem tlak vyvíjený na dialyzační set. Před pumpou je podtlaková strana, kde je umístěn snímač arteriálního tlaku. Za pumpou je venózní komůrkami s detekcí vzduchu a heparinová pumpa. Přetlaková strana je však náchylnější k prasknutí membrány či převodní hadice, proto je zde umístěna řada čidel. Mimosétní krevní oběh (dále jen MKO) slouží pro bezpečnou a řízenou přepravu krve pacienta. K přepravě krve se používají krevní dialyzační sety, které jsou rozděleny na modrou část (návrátovou venózní část) a červenou část (sací arteriální část). [7] [13]

Důležitou součástí MKO jsou mechanické svěrky. Dojde-li při hemodialýze k život ohrožující situaci, přístroj začne alarmovat a svěrky sepnou, odpojí pacienta od MKO. Během alarmu se zastaví i krevní pumpa.

Peristaltická krevní pumpa se skládá ze dvou okluzních válců, které se odvalují po části krevního setu určeného pro založení do krevní pumpy. Pracují na principu odtlačení krve před sebe. Za válcem, který se nachází na spodní straně, dochází k nasátí krve z cévního přístupu pacienta. „Odborně se říká, že úhel opsání je větší než 180 stupňů, tedy více než polovina kruhu.“ [7] Další pumpou v obvodu je stříkačková heparinová pumpa, která do okruhu dodává heparin proti srážení krve.



Obr. 3.3.3 Princip peristaltické krevní pumpy [7]

Aby se zabránilo jakýmkoliv komplikacím, do obvodu je začleněn ultrazvukový detektor vzduchu, který zachycuje vzduchové bubliny nacházející se v krvi. Zabraňuje tedy vzduchové embolii. Pro detekci průchodnosti krve v MKO jsou v obvodu nainstalovány snímače krevního tlaku.

Jelikož by měl MKO zajišťovat bezpečný odběr a návrat krve pacienta, je na něho kladen vysoký stupeň integrity. Bezpečnost nezajišťují jen mechanické bloky a čidla, ale taky krevní sety. Proto se za základní nároky na sety považují:

- **Mechanická pevnost materiálu** - zde se řadí pevnost materiálu, tloušťka stěn setů, spolehlivost spojů. Tyto požadavky podléhají normám a jsou přezkoumány zkouškou pevnosti v tahu. [13]
- **Optické vlastnosti** - tyto vlastnosti by měly splňovat dostatečnou průhlednost a čírost materiálů. [13]

Blok dialyzačního roztoku slouží k vzniku roztoku, který slouží k odstranění odpadních látek při filtraci krve membránou. Odvádí škodliviny z dialyzátoru do odpadu. Roztok se musí vyznačovat určitou vodivostí, tlakem i teplotou. Nejdůležitější součástí je mísicí blok, zde se mísí dvě složky potřebné k vytvoření roztoku (kyselá a bazická složka). Takhle vzniklý roztok se smíchá s ohřátou vodou. Výsledný roztok se před přivedením do MKO musí odzdušnit, poté je přiváděn pomocí zubového čerpadla do dialyzátoru. Druhým čerpadlem je odváděn z dialyzátoru do odpadu. [6] [7]

[5][11][20] [21]

4. Dialyzační sety

Jak už bylo výše uvedeno, dialyzační set slouží pro převod krve při hemodialýze pomocí cévního přístupu. Měl by tedy zaručovat bezpečnou cestu krve z těla pacienta a návrat očištěné krve zpět. Patří do speciálního zdravotnického materiálu, který musí splňovat určité vlastnosti. Sety používané při dialýze by se měly vyznačovat pružností, ohebností, pevností a těsností. Aby byly schopny plnit svou funkci, vyrábí se z polyvinylchloridu. Výroba setů z PVC jim zaručuje potřebné vlastnosti, je-li PVC při výrobě změkčováno plastifikátorem. Nejpoužívanějším změkčovadlem je diethylhexylftalát (dále jen DEHP). [1] [8]

Dalším kritériem, proč se sety vyrábí z PVC, je podmínka průhlednosti a čirosti materiálu. Při samotné krevní dialýze je velice důležitá kontrola pouhým zrakem, kdy zdravotní sestra zkoumá barvu krve a zabarvení samotného setu. Díky těmto vlastnostem může sestra přijít na poškození dialyzační hadice, případně může zachytit krevní sraženinu v krvi.

Sety jsou tedy jednou z hlavních komponent celého obvodu určeného pro dialýzu. Zatím co jiným částem, jako jsou monitory, filtry, dialyzátory, se věnují mnohé publikace, dialyzační sety zůstávají pozadu. Dle mého názoru jsou informace o vlastnostech a materiálu dialyzačních setů důležité. Například právě vlastnosti setů vyrobených z PVC určují jejich primární použití. Jelikož se set aplikuje do dialyzační ledviny, musí se poddat tvaru vedené cesty. Při volbě rychlosti průtoku se zvyšuje či snižuje tlak, který na set v danou chvíli působí. Vnější tlak vzniká působením okluzního válce, díky němuž je krev poháněná dále okruhem. Samotná krev pak vytváří tlak vnitřní. Zde se z vlastností uplatňuje zejména pevnost a pružnost. Nesmí se zapomínat na chování materiálu při působení určité teploty, protože krev a dialyzační roztoky se při hemodialýze vyznačují teplotou okolo 37 °C. Vlastnosti, které jsou pro dialyzační sety rozhodující, řadíme do mechanických vlastností materiálu. Následující kapitola se tedy podrobněji zaměřuje na jejich popis. [1] [8] [13]

[7]

4.1 Dělení dialyzačních setů

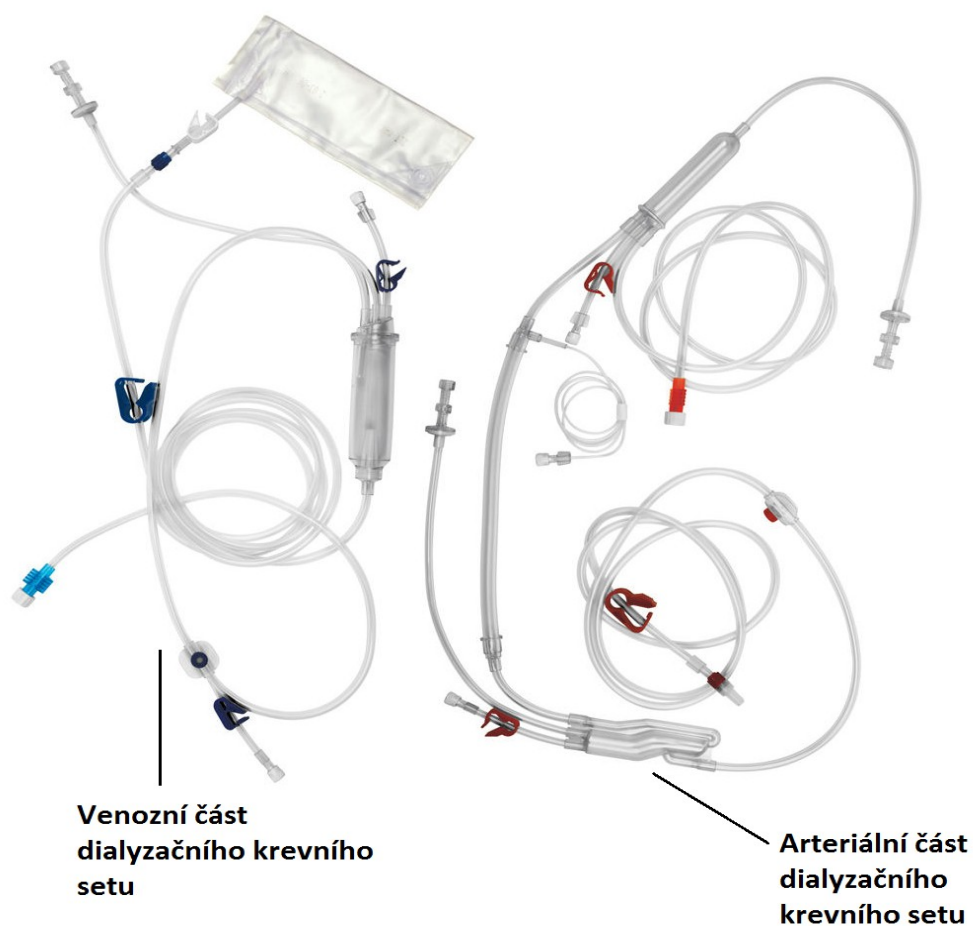
Dialyzační sety jsou děleny podle používaného dialyzačního přístroje. V českých dialyzačních střediscích se nejčastěji setkáváme s přístroji Dialog firmy B. Braun, typem 5008 a 4008 firmy Fresenius. Dalším přístrojem je AK 200S od firmy Gambro. Setkat se můžeme také s přístroji firmy Nikkiso a Bellco. Na trhu jsou k dostání originální krevní sety nebo kompatibilní sety jiných výrobců, které nesou osvědčení a schválení výrobce používaného přístroje. [7]

Dnešní moderní přístroje jsou velice pružné. Vedle základní verze přístroje mají sprostředkovatelé dialyzační péče možnost dokoupit rozšiřující moduly (teplotní čidla, spektrofotometr aj.) Proto jsou krevní sety, které se primárně skládají z arteriální a venózní části,

doplněné o další části, které odpovídají rozšiřujícímu modulu. Sety se tedy můžou rozdělit i podle variací používaného přístroje. Avšak to je velice individuální pro každé pracoviště. [28]

Novým kritériem pro výběr dialyzačního setu je materiál. V dnešní době je stále nejpoužívanějším materiálem PVC změkčované di(2-ethylexyl) ftalátem. Avšak k dostání jsou už výrobky, které závadný DEHP neobsahují. Tento plastifikátor je nahrazen látkou DEHT, která dle Vědeckého výboru pro vznikající a nově zjištěná rizika bezpečná. Dalším alternativním materiálem, ze kterého se dialyzační sety začínají vyrábět, je silikon, který je přirozeně ohebný a měkký, [1] [9]

4.2 Části dialyzačního setu



Obr. 4.2 a Systém dialyzačního setu [22]

Konektor

Konektory slouží k napojení pacienta na MKO. Pro arteriální část setu se konektor značí barvou červenou. Konektor venózní části má barvu modrou. Skládají se z ochranné krytky a rukojeti, která má ergonomický tvar zajišťující bezpečné připojení MKO.

Vstřikovací otvory

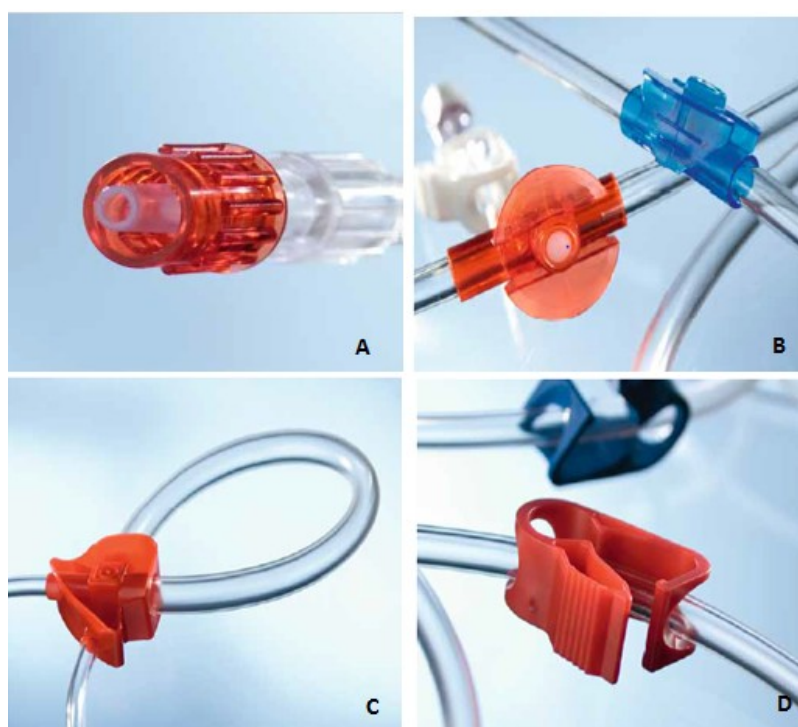
Tyto otvory slouží pro napojení injekčních stříkaček, jsou vyrobeny z latexu. Proto jehla snadno pronikne do MKO.

Pumpový segment

Tato část setu se vyznačuje ztluštěním stěn, protože musí odolat větší zátěži. Zakládá se do peristaltické pumpy, kde dochází k vyvinutí většího tlaku na set. Při práci peristaltické pumpy dochází také ke tření.

Svorky

Svorky slouží k zaškrcení MKO. Používají se většinou při proplachu fyziologickým roztokem, při ukončení dialýzy a návratu krve do pacienta.



Obr 4.2 b A – Konektor, B – Vstřikovací otvory, C – Pumpový segment, D – Svorky [28]

Převodník

Slouží k připojení MKO ke snímači arteriálního a venózního tlaku. Platí zde stejné značení, kdy červená barva značí arteriální tlak a modrá barva značí venózní tlak.

Heparinová linka

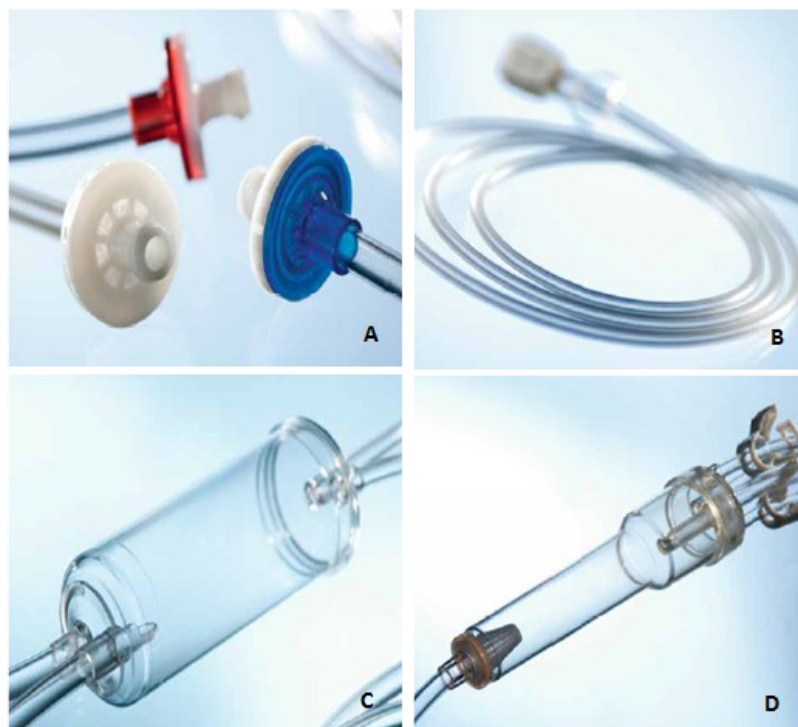
Napojuje se na heparinovou pumpu s injekční stříkačkou a slouží k přívodu heparinu do MKO.

Arteriální komůrka

V komůrce se musí před dialýzou vytvořit hladinka. Slouží k lepšímu pohybu krve obvodem. Zajišťuje dynamický průtok krve.

Venózní komůrka

Jako v arteriální komůrce se i zde musí vytvořit hladinka, aby nedocházelo k „volnému pádu“ krve na stávající hladinu. Reguluje průtok krve. Díky tvaru se komůrka snadno umísťuje do detektoru vzduchu.



Obr 4.2 c A – Převodník, B – Heparinová linka, C – Arteriální komůrka, D – Venózní komůrka [28]

Dialyzátorové konektory

Konektory jsou tvořeny z měkkého materiálu, to umožňuje snadné připojení MKO k dialyzátoru. Nachází se zde také barevné rozlišení (modrá, červená).



Obr. 4.2 d Dialyzátorové konektory [28]

[1] [2] [7] [8] [9] [11] [13] [28]

4.3 Mechanické vlastnosti dialyzačních setů

Mechanickými vlastnostmi se myslí chování daného materiálu za působení vnějších mechanických sil. Materiál je tedy vystaven namáhání, jako tah, tlak, krut a ohyb. V reálných případech na materiál vždy působí více namáhání. Za základní vlastnosti se považují pevnost, pružnost, houževnatost, plasticita. Od těchto vlastností se dále odvozují vlastnosti, jako je odolnost proti únavě, tvrdost a těsnost. Teplota hraje také roli na vlastnosti materiálu, kdy vlivem určité teploty může docházet ke změně struktury materiálu.

Dialyzační sety se vyrábí z polyvinylchloridu změkčeného plastifikátorem. Díky této skutečnosti se vyznačují pevností, ohebností, pružností, atd.

- **Pružnost** – pružná deformace před porušením, vyhodnocuje se pomocí modulu pružnosti, mezi pružnosti a energií elastické napjatosti.
- **Pevnost** – odpor materiálu proti deformaci a porušení vnějšími silami.
- **Plasticita** – materiál zachovává trvalou deformaci vyvolanou vnějšími silami, posuzuje se pomocí velikosti poměrné trvalé deformace před porušením.
- **Houževnatost** – odolnost proti působení velkého napětí, tato vlastnost je závislá na pevnosti a plasticitě. Měřítkem je práce potřebná k deformaci a porušení.

[23] [24]

4.3.1 Normy pro dialyzační sety

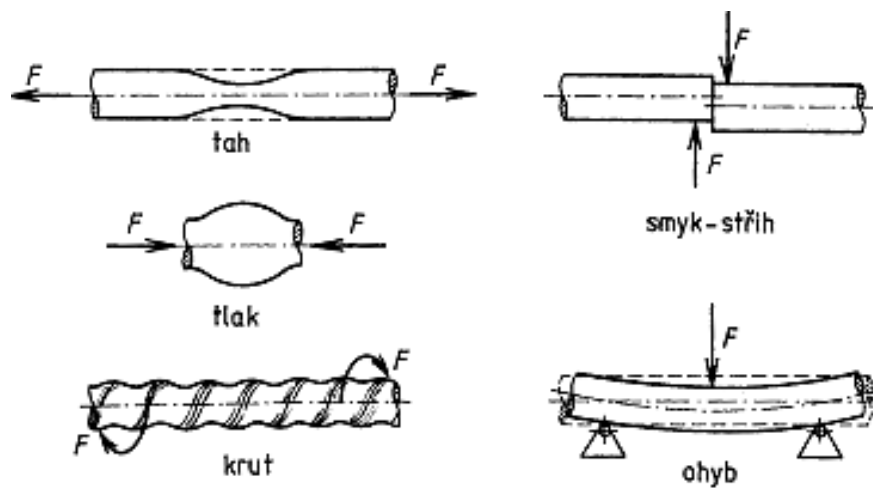
Dialyzační sety podléhají normě ČSN EN ISO 8638 Kardiovaskulární implantáty a mimotělní systémy - Mímotělní krevní okruhy pro hemodialyzátory, hemodiafiltry a hemofiltry. Normy nám stanovují, že dialyzační set musí projít zkouškou pevnosti v tahu a těsnosti. Aby sety byly schopné vyhovět normě, tím pádem nám zaručit požadovanou bezpečnost, musí vykazovat určitý typ vlastností, které jsou uvedené níže. Zkoušky se provádí na trhacím stroji, který sám vyhodnotí schopnost materiálu odolat požadované námaze. Proto se při mechanické zkoušce materiálu budou zaznamenávat hodnoty. Zaznamenává se síla, která musí být vyvinuta, aby došlo k přetržení materiálu. Dalšími hodnotami jsou modul pružnosti a prodloužení materiálu. [27]

4.3.2 Zkoušky mechanických vlastností

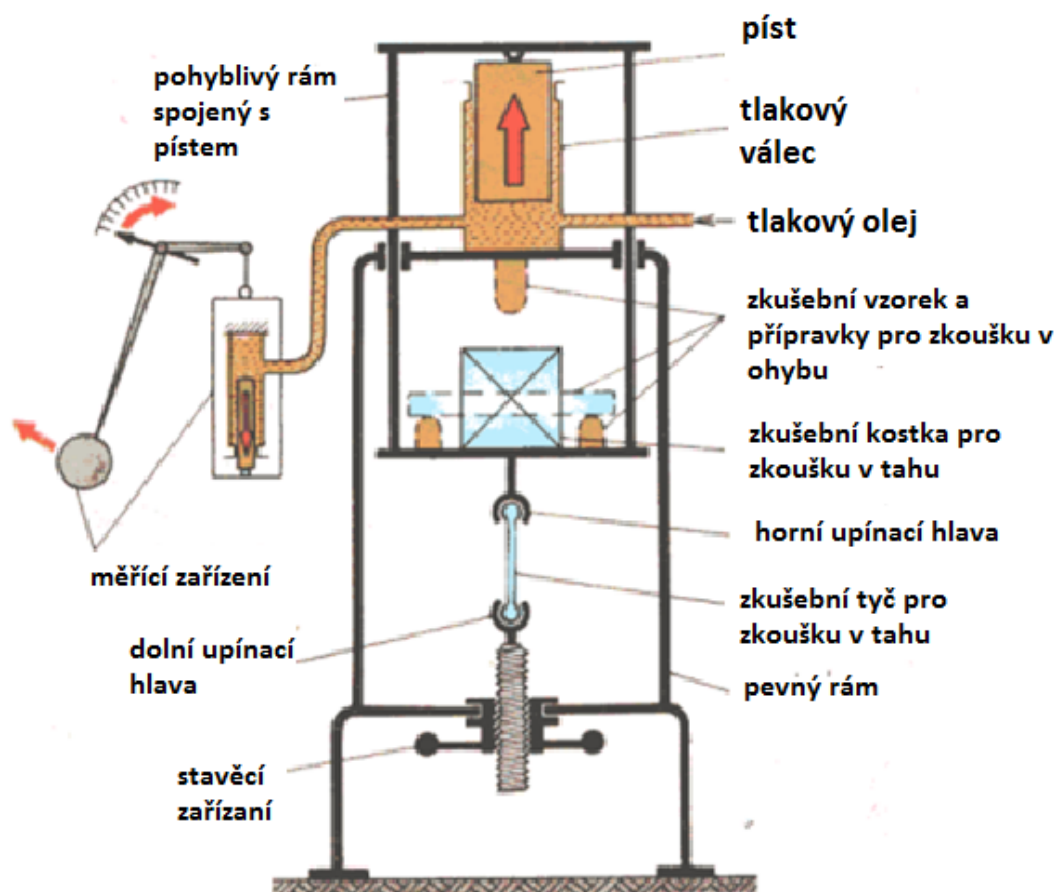
Mechanické vlastnosti jsou zjišťovány pomocí zkoušek, díky kterým se můžeme navzájem porovnávat jednotlivé vlastnosti. Zkoušky musí mít jednotné podmínky a musí být přesně definované. Mechanické zkoušky jsou tedy normalizované a klasifikujeme je podle různých kritérií.

- **Podle časového průběhu zatěžovací síly**
 - *Statické zkoušky* – zkušební předmět je podrobován zátěží pozvolna po dobu několika minut.
 - *Dynamické zkoušky* – předmět je vystaven nárazové síle v zlomku sekundy.
 - *Zvláštní technické zkoušky* – zde řadíme zkoušky tvrdosti za určitých podmínek.
- **Podle způsobu zatěžování** – zkoušky tahem, krutem, tlakem, ohybem, střihem.
- **Podle stavu napjatosti** – jednoosá napjatost, dvouosá napjatost, trojosá napjatost

Podle normy uvedené výše se dialyzační sety vystavují zkoušce pevnosti tahem. Tato zkouška se řadí do mechanických zkoušek statických. Rozhodující je, jaký způsob působení síly zvolíme. Poté tyto zkoušky dělíme na zkoušky pevnosti v tahu, tlaku, ohybu, krutu a střihu. Pro zkoušku slouží stroj jednoúčelový nebo univerzální. Na obrázku níže si můžeme prohlédnout konstrukci univerzálního stroje a jednotlivé typy zkoušek. [23] [24]



Obr. 4.3.2. a Základní zobrazení typů mechanických zkoušek [23]



Obr. 4.3.2. b Náčrt univerzálního stroje sloužícího pro zjištění mechanických vlastností [23]

Základní části stroje tvoří rám, upínací ústrojí, zatěžovací ústrojí, měřicí a registrační zařízení. Pohyb rámu je zajištěn přivedením oleje do tlakového válce. Do upínacích hlav se upevňují zkušební tyče pro zkoušku pevnosti v tahu. Pevnost pomocí tlaku se zjišťuje na zkušební kostce nebo válečku, který se pokládá na rám. Pokud se zjišťuje pevnost ohybem, vzorkovaný předmět se pokládá na dvě podpěry a ohýbání je zajištěno ohýbacím trnem. Kyvadlový nanometr je pomocí potrubí spojen s tlakovým válcem a tlak, který působí na píst měřicího válečku, se vyvažuje kyvadlem se závažím. A zatížení N je odečítáno ze stupnice měřicího zařízení, kde nám hodnotu ukazuje ručička umístěná na ramenou páky. [24]

Zkouška pevnosti tahem (trhací zkouška) se provádí u všech materiálů, protože díky naměřeným hodnotám můžeme dále počítat konstrukční prvky a volit vhodný materiál. Zkouška se provádí na normalizovaných tyčích, nikoliv na hotovém výrobku. Trhací zkouška nám zjišťuje pevnost v tahu, proměnné prodloužení, tažnost a zúžení materiálu.

[23] [24]

4.4 Polyvinylchlorid

PVC patří do skupiny polymerů, které jsou v dnešní době jedny z nejpoužívanějších materiálů nejen ve zdravotnictví. Jelikož patří do skupiny termoplastů. Působením tepla je poddajnější, dochází k měknutí. Naopak při vystavení chladu polymer tuhne. Díky svým významným vlastnostem a nízkým nákladům na výrobu má široké uplatnění v průmyslové výrobě. Bohužel v současné době představuje riziko pro naše zdraví i životní prostředí.

Polyvinylchlorid vzniká polymerací vinylchlorid monomeru. Což je těkavý, jemně nasládlý plyn, který vzniká sloučením etylenu a chlóru. Takto vyrobené PVC se nepoužívá, protože se vyznačuje nechtěnými vlastnostmi křehkosti a nepružnosti. Výsledné PVC vzniká přidáním dalších přísad. Tyto látky se odvíjejí od způsobu finálního použití a potřebných vlastností. Přísady jsou dalším problémem v užití PVC, jelikož nejsou v PVC chemicky pevně vázány, dochází k jejich uvolňování.

Mezi nejpoužívanější přísady patří stabilizátory a plastifikátory (změkčovadla). PVC bez přísad je náchylné na teplo a světlo, kdy se za působení vyšší teploty odpařuje chlór v podobě chlorovodíku. Tomuto jevu se zabráňuje přidáním stabilizátoru, který se skládá ze soli a kovu, např. olovo, barium, kadmium. Nejrozšířenějším stabilizátorem je olovo, které má nežádoucí účinky na vývoj nervové soustavy. Dialyzační sety musí být pružné, aby takovou vlastnost PVC splňovalo, přidává se do hmoty přísada s nízkou molekulární vahou. Díky plastifikátorům PVC získává mnohostranné vlastnosti. Hlavní typy změkčovadel jsou ftaláty a adipáty.

[8] [9]

4.4.1 PVC ve zdravotnictví

Jedna čtvrtina pomůcek používaná ve zdravotnictví je vyrobena z PVC. Patří sem vaky, infuzní a dialyzační sety, fólie, dýchací trubičky, katétry. Pro zdravotnické účely se PVC upravuje pomocí plastifikátorů, aby bylo ohebnější a poddajnější. Tím získá vlastnosti, které se dále uplatňují při použití zejména u dialyzační a infuzní techniky.

Právě změkčovadla představují přímé riziko pro uživatele. Nejvíce používanou skupinou pro změkčení PVC jsou ftaláty, konkrétně di(2-ethylexyl) ftalátem, kde představují až 60% hmotnosti. V infuzních a dialyzačních setech tvoří kolem 25% hmotnosti. Při použití výrobku z PVC ve zdravotnictví dochází často k přímému styku tělní tekutiny s povrchem výrobku. V tomto okamžiku může dojít k uvolnění škodlivých látek z PVC.

[1] [3] [8] [9] [17]

4.5 Ftaláty, nejpoužívanější změkčovadla

Estery kyseliny ftalové obsahují několik chemických látek, které se vyznačují různými vlastnostmi. Největší uplatnění našly v průmyslové výrobě pro změkčení plastových výrobků. Nejznámější a nejpoužívanější ftalát je di(2-ethylexyl) ftalát – DEHP ($C_{24}H_{38}O_4$).

DEHP je bezbarvá netěkavá kapalina, bez zápachu, dobře rozpustná v tucích (má lipofilní charakter). Jak už bylo výše uvedeno, ftaláty nejsou v PVC pevně vázány, proto patří k běžným kontaminantům.

4.5.1 Rizika použití ftalátů

V poslední době byla provedena řada testů. Tyto testy ukázaly, že DEHP nese riziko toxicity. Protože krevní dialýza trvá 3-4 hodiny, krev pacienta je po dlouhou dobu v kontaktu s dialyzačním setem a riziko přenosu toxických látek do organismu člověka je velké. Bylo prokázáno, že DEHP má vliv na lidskou reprodukci, způsobuje vrozené vady i kardiovaskulární problémy. Odplavovaný DEHP se hromadí v játrech a ledvinách, kde rovněž vyvolává problémy. Výrobci těchto zdravotnických pomůcek proto přistupují k alternativním plastifikátorům, tento proces je však na začátku.

Míra uvolnění ftalátu ze zdravotních pomůcek do lidského organismu závisí na několika faktorech. Rozhodující je délka a periodičita procedury, složení roztoku, který přichází do styku s materiálem, a také velikost kontaktní plochy.

[1] [3] [9] [17]

4.6 Likvidace PVC

Odstranění výrobku vyrobeného z PVC, který už není možno použít, není zcela jednoduché. Reálně neexistuje žádný způsob na úplnou likvidaci PVC. Tento problém se řeší alternativním řešením, jako je skladování, spalování nebo recyklace.

- **Skladování** – je nejčastěji používaným řešením pro likvidaci PVC. Dochází zde však k degradaci a uvolňování ftalátu a těžkých kovů, tyto látky znečišťují skládkové vody a dostávají se do řeky.
- **Spalování** – toto řešení je nejnevhodnějším způsobem likvidace PVC. Díky spalování dochází k znečištění životního prostředí.
- **Recyklace** – recyklace by byla nejschůdnějším řešením. Bohužel kvůli rozdílu přidaných aditiv je PVC pro recyklaci nevhodný.

[17]

4.7 Biokompatibilita dialyzačních setů

Biokompatibilita materiálu je důležitou součástí pro úspěch hemodialýzy. V dnešní době jsou negativita hemodialýzy spojovány právě s biokompatibilitou dialyzačních setů. Vyžaduje se, aby set nevytvářel trombogenní, zánětlivé, imunitní ani toxické reakce. Dále by nemělo docházet k změně plazmatické struktury. Naopak pozitivním působením setu je absorpce některých bílkovin. Hemodialyzační sety nejsou stoprocentně biokompatibilní. Z tohoto důvodu dochází k uvolňování škodlivých látek do krve pacienta. Při hemodialýze je důležitým faktorem čas. Hemodialýza je zdoluhavý proces, který opakujeme často po dlouhou dobu. „Bylo spočítáno, že plocha, se kterou přijde v mimotělním oběhu do kontaktu krev chronicky dialyzovaného, může odpovídat až rozměrům fotbalového hřiště“ [25] Proto je biokompatibilita důležitá a zaměřují se na ní časté studie. [25]

5. Experimentální měření

Musíme si uvědomit, že dialyzační přístroj je velice složitý mechanismus. Skládá se z mnoha komponentů. Správné zapojení všech potřebných částí vyžaduje určitou míru zkušeností. Z tohoto důvodu jsem absolvovala zaškolení ve Fakultní nemocnici Ostrava na stanici hemodialýzy. Během zaškolení jsem pracovala s různými typy dialyzačních ledvin. Setkala jsem se i s typem Fresenius medical care, který budu mít k dispozici ve školní laboratoři. Dále jsem se seznámila s důležitými body, bez kterých by hemodialýza nemohla proběhnout.

Experimentální měření bude probíhat ve školní laboratoři. Bude se skládat z několika komponent, abychom byli schopni nasimulovat dialyzační proces. Jednotlivými částmi jsou dialyzační přístroj Fresenius 4008, originální dialyzační sety Fresenius Basic Line AV – Set - FMC, originální dialyzátory Fresenius AV600S, fyziologický roztok a chemikálie pro tvorbu dialyzačního přístroje.

Dialyzační přístroj Fresenius 4008 - tento typ přístroje je starší, ale díky spolehlivosti hojně používaný. Samotný stroj slouží ke kontrole a provozu MKO a obvodu pro dialyzační roztok. Díky nabídkovému menu můžeme zadávat a kontrolovat hodnoty, za kterých by dialýza měla probíhat. Tedy nastavuje se teplota, rychlost průtoků, tlaky a vedení dialyzačního roztoku. Přístroj zajišťuje přípravu hemodialyzačního roztoku z upravené vody a chemikálií. Dále ohřívá a odvdzušňuje namíchaný roztok a dopravuje ho do dialyzátoru a následně do odpadu. Dalším úkolem přístroje je snímání tlaků a vzduchových bublin v krvi, dopravení heparinu do MKO. Díky doplňkovým blokům se dá funkce přístroje rozšířit. Pro měření budeme používat základní verzi přístroje. [31]

Dialyzační set Fresenius Basic Line AV – Set – FMC - tyto sety jsou originální, proto přesně odpovídají jednotlivým blokům přístroje. Pro laboratorní měření použijeme dvoujehlovou dialýzu.

Dialyzátor Fresenius AV600S – originální dialyzátor zajišťuje vyšší výměnu tekutin, nerušený filtrační tok a nízký odpor kapilár. Tím pádem snižuje tření. [29]

Dialyzační přístroj je vybaven dvoustupňovým modulem pro mísení dialyzačního roztoku, aby se rozdělila kyselá a bazická složka. Tím se zabrání nežádoucí chemické reakci. Používaný přístroj obsahuje modul na použití suchého bikarbonátu. Díky tomu budeme používat **Bibag** s bikarbonátem v suché podobě. Chlorid vápenatý, který je obsažen v kyselé složce, čerpáme z **kanistru** pomocí násosky. [30]

[2] [8] [17] [23] [29] [30] [31]



Obr. 5 A – Bibag, B – Dialyzační přístroj Fresenius 4008, C – Dialyzator AV 600S [29] [30] [31]

Fyzikální parametry, za kterých se měření bude uskutečňovat, se budou měnit v závislosti na měřené sérii. Kombinace a hodnoty těchto parametrů jsou uvedeny v následující kapitole. Optimálními fyzikálními parametry, za kterých se dialýza provádí, je teplota procházejícího roztoku 37°C a rychlost peristaltické pumpy 300ml/min.

Po provedení měření se sety podrobí zkoušce pevnosti tahem. Výsledkem testů budou hodnoty, které se budou vkládat do grafů a tabulek. Takto zpracované hodnoty budou ukazatelem pro určení vlivu fyzikálních vlastností na mechanické vlastnosti dialyzačních setů.

5.1 Stanovení možného vlivu změny fyzikálních parametrů na mechanické vlastnosti dialyzačních setů

Jak už bylo uvedeno výše, sety se podle uvedené normy ČSN EN ISO 8638 Kardiovaskulární implantáty a mimotělní systémy - Mimetělní krevní okruhy pro hemodialyzátory, hemodiafiltry a hemofiltry vystavují mechanickým zkouškám v tahu. Tato zkouška se provádí na nepoužitém setu, u kterého se předpokládá, že bude použit za standardních podmínek. Takový set musí mít podle normy určité vlastnosti, jako je pružnost, těsnost, plasticitu. Proto je cílem této práce ověřit vliv určitých fyzikálních parametrů na vlastnosti setu.

Bakalářská práce se zaměřuje na vliv teploty a tlaku. Tyto parametry se budou měnit a následně zjišťovat hodnoty, které se budou porovnávat a vyhodnocovat. Polyvinylchlorid patří do skupiny termoplastů, které reagují na změnu teploty. Při působení teploty však nedochází ke změně chemické struktury a proto se může bez omezení opakovat fáze měknutí a tuhnutí.

Vliv teploty na mechanické vlastnosti setu je odvozen od jeho struktury. PVC je tvořeno lineárními nebo mírně rozvětvenými řetězci. Předpokládá se, že působením rozdílné teploty se vnitřní struktura setu bude roztahovat či stahovat. Poznáme to tuhnutím nebo změkčením setu. Při vyšších teplotách bude set poddajnější a ohebnější. Naopak pevnost setu bude slábnout. Pokud je set vystaven nižším teplotám, dojde k tuhnutí. V takovém případě set přestává mít své elastické vlastnosti a stává se křehčím. Působení teploty však ovlivňuje tloušťka dialyzačního setu. Nastavení dialyzačního přístroje neumožňuje větší změnu teploty. Proto by vliv teploty na vlastnosti setu neměl být tak markantní.

Vliv tlaku na mechanické vlastnosti setu bude mít dopad pouze na místo přímého působení, nikoliv na délku celého setu. Důležité je si uvědomit, že pokud se tlak bude zmenšovat, vlastnosti setů zůstanou neměnné. Pokud se tlak bude zvětšovat, v místě působení dojde k oslabení materiálu. Tím pádem k zmenšení pevnosti. Tlaky se dají ovlivnit změnou průtoku. Kdy standardní rychlost průtoku je 250ml/min nebo 300ml/min. K největším změnám bude docházet na části setu zvané pumpový segment, který se zakládá do peristaltické pumpy. Na tuto část je kladen největší tlak okluzních válců pumpy.

Sety, které budou vystaveny větší námaze, tzn. větší teplotě a větší rychlosti peristaltické pumpy, by měly vykazovat větší poddajnost a pružnost. Tím pádem by mělo docházet k většímu prodloužení a ze vzorce $F = \frac{E \cdot \rho \Delta \cdot l}{l_{\Delta}}$ můžeme odvodit, že bude růst i maximální vynaložená síla. Modul pružnosti by měl v tom to případě naopak klesat, protože s pružností klesá hodnota tohoto modulu.

[2] [8] [17] [23] [27]

Tabulka znázorňující změny parametrů při jednotlivých měřeních:

MĚŘENÍ:	1. měření	2. měření	3. měření	4. měření	5. měření	6. měření	7. měření	8. měření	9. měření
Dialyzační set	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.
Teplota fyziologického roztoku [°C]	36,5	37,0	37,5	36,5	37,0	37,5	36,5	37,0	37,5
Rychlost peristaltické pumpy [ml/min]	200	200	200	300	300	300	450	450	450

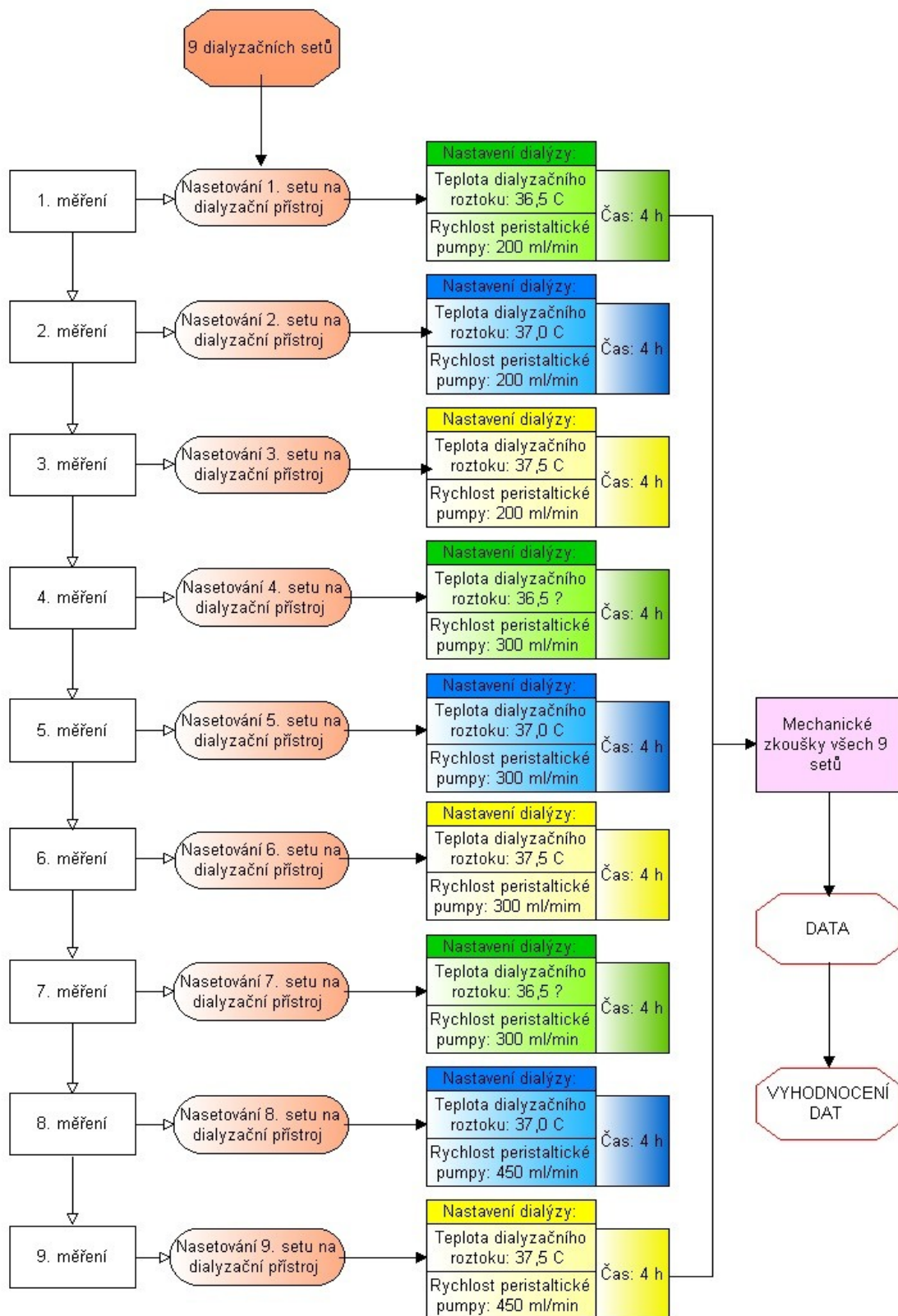
Tab. 5.1 Tabulka změn teplot fyziologického roztoku a tlaků

5.2 Návrh měřicího řetězce

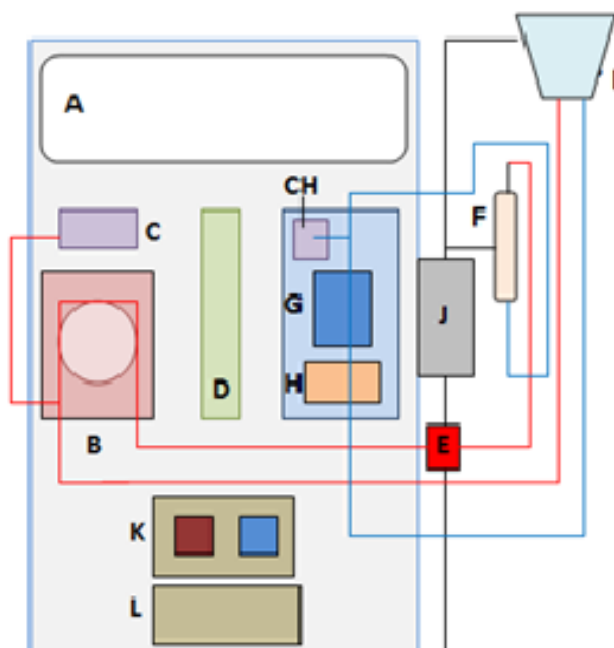
Před zahájením dialyzačního procesu je nutné namotat dialyzační set do dialyzačního přístroje a zajistit všechny kritické body – elektrický zdroj, klapky, pumpu, úchyty, monitory. Následně je do setů přiveden fyziologický roztok a spuštěn test stroje. Voda, která projde obvodem, se hromadí v odpadním vaku. Během tohoto testu se z dialyzačního okruhu vyvádí vzduchové bubliny a probíhá automatické testování jednotlivých částí. Pokud přístroj alarmuje chybu, musí se obvod překontrolovat. V opačném případě se může zahájit samotná dialýza. Měřicí soustava začíná napojením dialyzačního setu na cévní přístup pacienta. Pomocí peristaltické pumpy je krev poháněná obvodem. Během postupu krve obvodem je monitorován tlak krve a detekují se vzduchové bubliny, aby nedošlo k poškození pacienta. Nejdůležitější částí obvodu je dialyzátor, kde dochází k čištění. Nezapomínejme na přívod dialyzačního roztoku a heparinovou pumpu. Tyto komponenty jsou nezbytné k provedení úspěšné dialýzy. Očištěná krev se setem vrací přes cévní přístup do těla pacienta a odpadní látky jsou z dialyzátoru odváděny.

Jelikož se v laboratoři nebude pracovat s biologickým materiálem, místo krve bude použit fyziologický roztok zahříváný primárně na 37 °C, protože teplota krve v lidském těle je cca 36 – 37°C. K dispozici budou chemikálie potřebné k vytvoření dialyzačního roztoku pokojové teploty. Místo napojení na cévní přístup použijeme cirkulační vaky, na které napojíme dialyzační sety. Roztok, který proteče obvodem, se bude odvádět zpět do vaku. Řetězec pro bakalářskou práci je sestaven s dialyzačními sety firmy Fresenius, které jsou kompatibilní s dialyzační ledvinou typu 4008, kterou budeme mít k dispozici, dialyzátoru, odpadních vaků a chemikálií. Důležitou součástí je trhací stroj pro zjištění mechanických vlastností dialyzačních setů, které budeme vyhodnocovat.

Při měření se musí dbát na konstantní podmínky prostředí (tlak, teplota, vlhkost), aby se mohlo měření opakovat za stálých podmínek. Měření na **jednom setu** se provádí vždy pouze jednou, protože dialyzační sety slouží pro jednorázové použití. První fyzikální parametr, který se bude měnit, je teplota procházejícího roztoku. Budou se provádět měření za použití teploty **36,5 °C, 37 °C, 37,5 °C**. Změnou rychlosti peristaltické krevní pumpy docílíme změny druhého fyzikálního parametru, kterým je tlak. Klasický průtok krve se pohybuje okolo **250-300 ml/min** a dialyzační roztok přivádíme rychlostí 500ml/min. Pro měření se budou volit hodnoty průtoku peristaltické pumpy **200 ml/min, 300ml/min a 450ml/min**. Měření za daných podmínek bude probíhat po dobu **4 hodin**.



Obr. 5.2 a Vývojový diagram postupu měření



Obr. 5.2 b Schéma zapojení

Popis blokového schématu

Na obrázku je znázorněn princip namotání dialyzačního setu do dialyzačního přístroje. Arteriální část dialyzačního setu je označena *červenými čarami*, které jsou napojeny na cirkulační vak pomocí konektorů. Prochází peristaltickou pumpou, snímačem arteriálního tlaku a ústí do dialyzátoru přes dialyzátorové konektory. *Modré čáry* značí venózní část setu. Ta začíná napojení na dialyzátor, prochází snímačem venózního tlaku, detektorem vzduchu a závěrkou. Venózní část končí napojením zpět na cirkulační vak.

Část dialyzačního přístroje, kterým prochází arteriální část krevního setu, je označena písmeny **B**, **C** a **D**. Pod písmenem **B** se nachází peristaltická krevní pumpa, která nasává fyziologický roztok a pohání ho dále obvodem. Do této části se namotává pumpový segment. Písmeno **C** označuje snímač arteriálního krevního tlaku, na který se set připojí pomocí převodníku. Písmenem **D** je označena heparinová pumpa. Ta se v měření nepoužívá, ale krevní set je vybaven heparinovou linkou. K arteriální části setu patří také písmeno **E**, pod kterým se nachází arteriální komůrka.

Písmena **G**, **H**, **CH** vyznačují blok dialyzačního přístroje, kterým prochází venózní část setu. Vzduchový snímač se nachází pod písmenem **G**, zde se umísťuje venózní komůrka. Dále následuje písmeno **H**, což je v obvodu svěrač, který při alarmujících stavech zaškrtní obvod. Písmenem **CH** je označen snímač venózního tlaku.

Monitor dialyzačního přístroje je vyznačen v blokovém schématu písmenem **A**. Označení **I** nese cirkulační vak s fyziologickým roztokem. Písmenem **F** je označen dialyzátor, na který je napojen

set, dále jsou zde přivedeny dialyzátorové hadice. Dialyzátorové hadice jsou uloženy ve zkratovacím díle, který je označen písmenem J. Písmena K, L označují moduly pro přívod chemikálií na vytvoření dialyzačního roztoku.

5.3 Mechanická zkouška tahem

Mechanická zkouška tahem byla provedena na Fakultě strojní Vysoké školy báňské – TUO. Testy se uskutečnily na přístroji Testometric M500-50CT. Zkoušce se podrobila nejnamáhavější část setu. V případě experimentálního měření je to pumpový segment. Ten se vyznačuje vnitřním garantovaným průměrem 8 mm a vnějším změřeným průměrem 12 mm. Pro testování se vzorek zkrátil na 6 cm. Ustřižená část byla však delší kvůli upevnění do svorek testovacího zařízení. Rychlost, se kterou je vzorek natahován, je 100mm/min. Celý stroj je řízen pomocí softwaru, kdy se v počítači nastavují příslušné parametry (délka vzorku, vnější a vnitřní průměr, rychlost). Po nastavení příslušných parametrů se stroj spustí.

Po spuštění testování dochází k napínání materiálu. Materiál by se měl, po dosažení určitého prodloužení a vynaložení určité síly, přetrhnout. Celý průběh testování je zaznamenávám do grafů závislosti síly na prodloužení. Tyto dokumenty jsou součástí CD přílohy. Získaná data se dále zpracovávají v kapitole 7.

Vzorky z experimentálního měření byly však příliš hrubé a plastické, proto v některých případech došlo před protrhnutím k vyklouznutí zkoušeného materiálu ze svorek. Díky této zkušenosti se vzorky krátily z 15 cm na 10 cm a dále na 6 cm.



Obr. 5.3 Fotografie testovacího stroje

6. Vyhodnocení měřených dat

Data získaná z testování materiálu na mechanických zkouškách, výpočtem, nastavením a měřením budou zpracována a vyhodnocena pomocí tabulek a grafů. Vynášet se budou závislosti vybraných fyzikálních veličin na průtoku a teplotě.

Pracuje se s nastavenými daty, jako je teplota fyziologického roztoku procházející MKO, která se uvádí v $[^{\circ}\text{C}]$. Další nastavenou hodnotou je rychlost peristaltické krevní pumpy, tzn. průtok. Tato hodnota je uvedena v $[\text{ml}/\text{min}]$. Mezi získaná data z mechanické zkoušky patří prodloužení $[\text{mm}]$, maximální vyvinutá síla $[\text{N}]$ a Youngův modul $[\text{MPa}]$. Měřenými daty se myslí změření délky testovaného setu. Tato délka se uvádí v $[\text{mm}]$.

6.1 Závislost prodloužení na teplotě při různé rychlosti průtoku

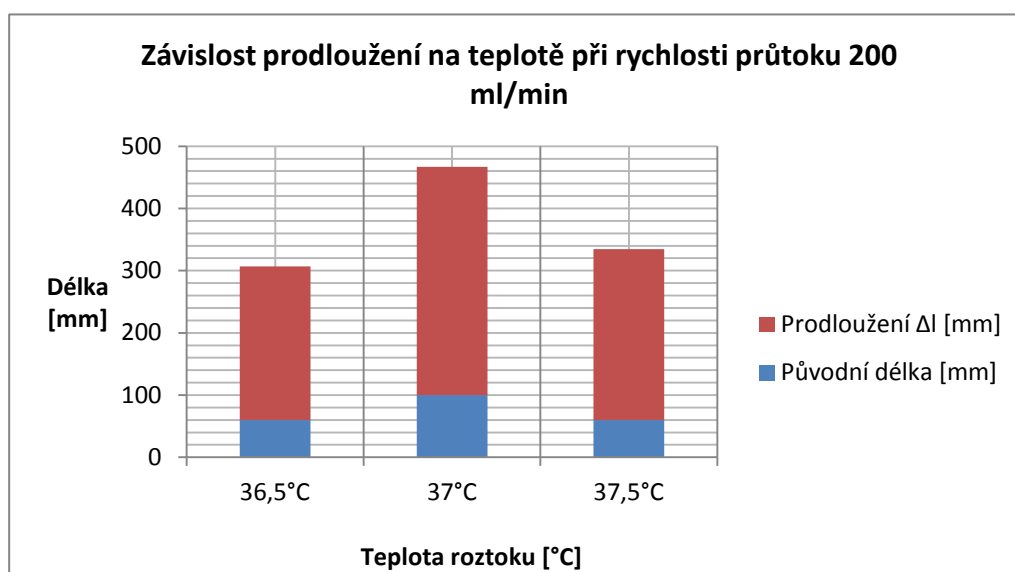
V příložených tabulkách a grafech je znázorněná závislost prodloužení na teplotě fyziologického roztoku. Tyto hodnoty byly získány z mechanických zkoušek krevního setu. Teplota se měnila při každé začínající měřené sérii. Nastavovaly se 3 teploty pro každou použitou rychlost. Na X osu se vynášely hodnoty teploty fyziologického roztoku $[^{\circ}\text{C}]$ a na Y osu se zaznamenávalo prodloužení $[\text{mm}]$.

Závislost prodloužení na teplotě při rychlosti průtoku 200 ml/min

Rychlost pumpy
200 ml/min

<i>Označení setu</i>	<i>1A</i>	<i>1B</i>	<i>1C</i>
<i>Teplota $[^{\circ}\text{C}]$</i>	36,5 $^{\circ}\text{C}$	37 $^{\circ}\text{C}$	37,5 $^{\circ}\text{C}$
<i>Původní délka $[\text{mm}]$</i>	60	100	60
<i>Prodloužení Δl $[\text{mm}]$</i>	246,768	367,071	274,882

Tab. 6.1 a Tabulka hodnot



Graf 6.1 a. 1 Graf závislosti

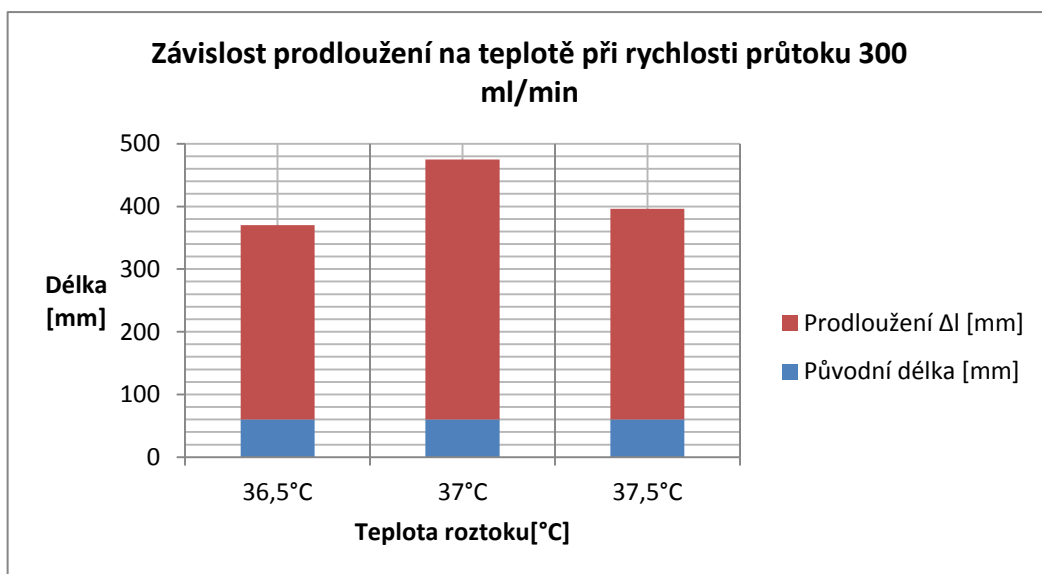
Jelikož jeden testovaný vzorek měl jinou původní délku, závěry z této závislosti prodloužení na teplotě při rychlosti krevní pumpy 200 ml/min jsou diskutabilní. Ale je zde vidět, že při teplotě 36,5°C nedošlo k takovému natažení, jako při použité teplotě 37,5°C. Zde bylo prodloužení o 28,114 mm delší. To se shoduje s předpokládaným vlivem teploty na materiál dialyzačního setu, kdy by mělo docházet k oslabení pevnosti materiálu.

Závislost prodloužení na teplotě při rychlosti průtoku 300 ml/min

*Rychlost pumpy
300 ml/min*

<i>Označení setu</i>	<i>2A</i>	<i>2B</i>	<i>2C</i>
<i>Teplota [°C]</i>	36,5°C	37°C	37,5°C
<i>Původní délka [mm]</i>	60	60	60
<i>Prodloužení Δl [mm]</i>	310,092	414,579	335,918

Tab. 6.1 b Tabulka hodnot



Graf 6.1 b. 1 Graf závislosti

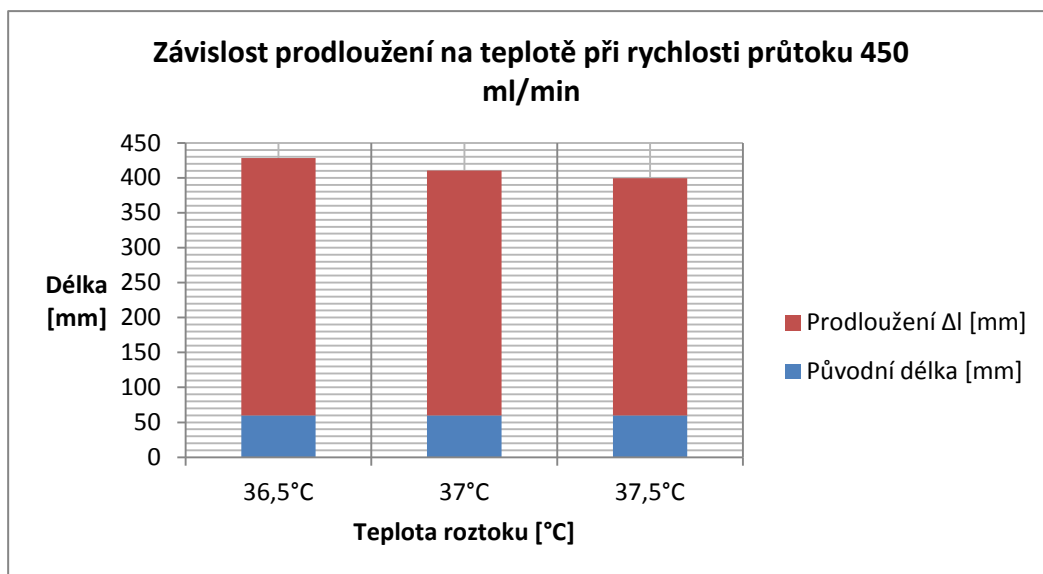
Tato závislost prodloužení na teplotě odpovídá rychlosti pumpy 300 ml/min. Zde se trochu vymyká teplota 37°C, kdy došlo k největšímu prodloužení. Podle předpokladu by k největšímu prodloužení mělo dojít při teplotě 37,5 °C, kdy by mělo docházet k největšímu vlivu teploty na použitý materiál. Patrné je, že při teplotě 36 °C je prodloužení nejmenší. Pokud tyto závislosti porovnáme s předchozím grafem, kdy měření probíhalo při rychlosti pumpy 200 ml/min, zjistíme, že prodloužení setů při rychlosti 300 ml/min je větší. Závěrem tedy můžeme říci, že vystavení setů stejným teplotám za různé rychlosti krevní pumpy má vliv na mechanické vlastnosti materiálu, dochází k ochabnutí materiálu.

Závislost prodloužení na teplotě při rychlosti průtoku 450 ml/min

*Rychlost pumpy
450 ml/min*

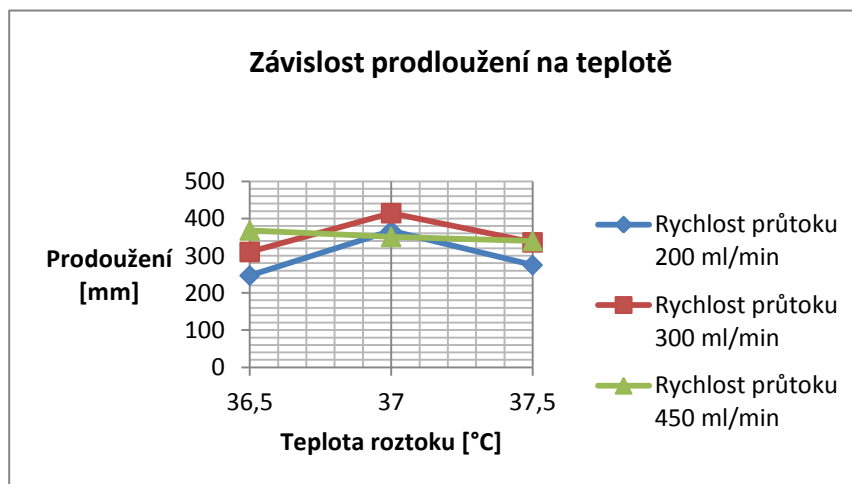
<i>Označení setu</i>	<i>3A</i>	<i>3B</i>	<i>3C</i>
<i>Teplota [°C]</i>	36,5°C	37°C	37,5°C
<i>Původní délka [mm]</i>	60	60	60
<i>Prodloužení Δl [mm]</i>	368,106	350,573	339,464

Tab. 6.1 c Tabulka hodnot



Graf 6.1 c. 1 Graf závislosti

Z této závislosti je patrné, že prodloužení se zmenšovalo s rostoucí teplotou. To neodpovídá předpokladu, že při vyšších teplotách by mělo docházet k většímu prodloužení setů. Podle hodnot, které se vztahují k závislosti teploty na prodloužení při rychlosti krevní pumpy 300 ml/min, a hodnot uvedené v této tabulce se dá usoudit, že větší vliv opět měla rychlost krevní pumpy.



Graf 6.1 d Graf závislosti

Na grafu jsou zobrazené závislosti prodloužení na teplotě při každém nastaveném průtoku. Díky tomuto grafu můžeme vidět, že prodloužení v závislosti na použité teplotě, je nejmenší při rychlosti průtoků 200 ml/min. Při rychlosti průtoku 300 ml/min se toto prodloužení zvětšuje, což je

podle předpokladu správné. Při rychlosti pumpy 450 ml/min se prodloužení moc nemění. Na tomto grafu je opět viditelné, že teplota 37°C způsobuje největší prodloužení testovacího vzorku.

6.2 Závislost maximální vynaložené síly na teplotě při různé rychlosti průtoku

V následujících tabulkách a grafech je znázorněná závislost maximální vynaložení síly na teplotě fyziologického roztoku. Hodnoty byly získané stejným postupem, který je uvedený v předchozí kapitole. Na *X osu* se vynášely hodnoty teploty fyziologického roztoku [°C] a na *Y osu* se zaznamenávala maximální síla [N].

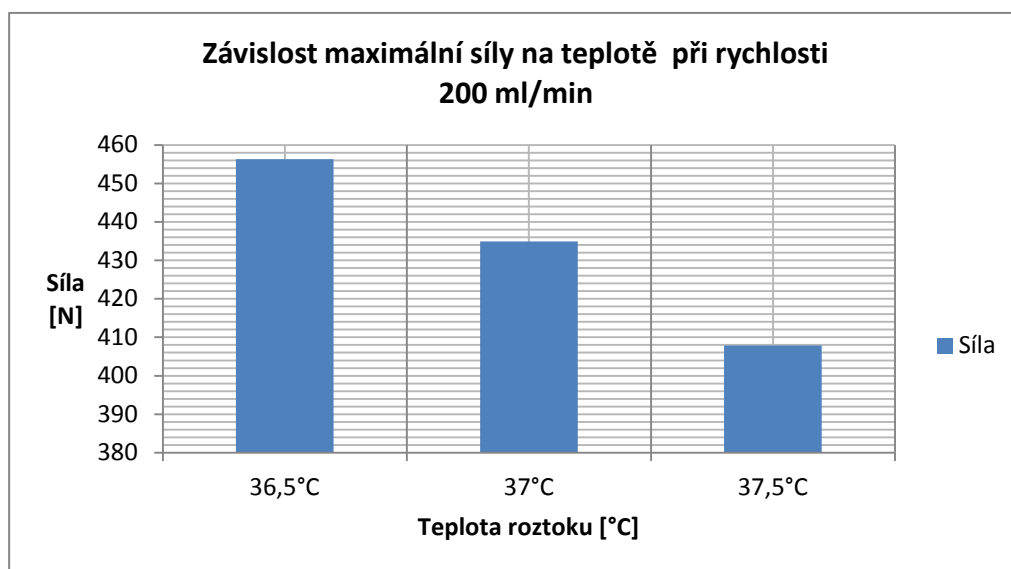
Závislost maximální vynaložené síly na teplotě při rychlosti průtoku 200 ml/min

Rychlost pumpy

200 ml/min

<i>Označení setu</i>	<i>1A</i>	<i>1B</i>	<i>1C</i>
<i>Teplota [°C]</i>	36,5°C	37°C	37,5°C
<i>Síla [N]</i>	456,3	434,9	407,9

Tab. 6.2 a Tabulka hodnot



Graf 6.2 a. 1 Graf závislosti

Z hodnot v grafu je patrné, že čím se teplota roztoku zvětšovala, tím klesala síla, která byla potřebná k přetržení testovacího vzorku. Vezmeme-li v potaz graf 6.1 a. 1, kdy docházelo k většímu prodloužení s rostoucí teplotou. Měla by se tato síla zvětšovat, protože materiál byl poddajnější.

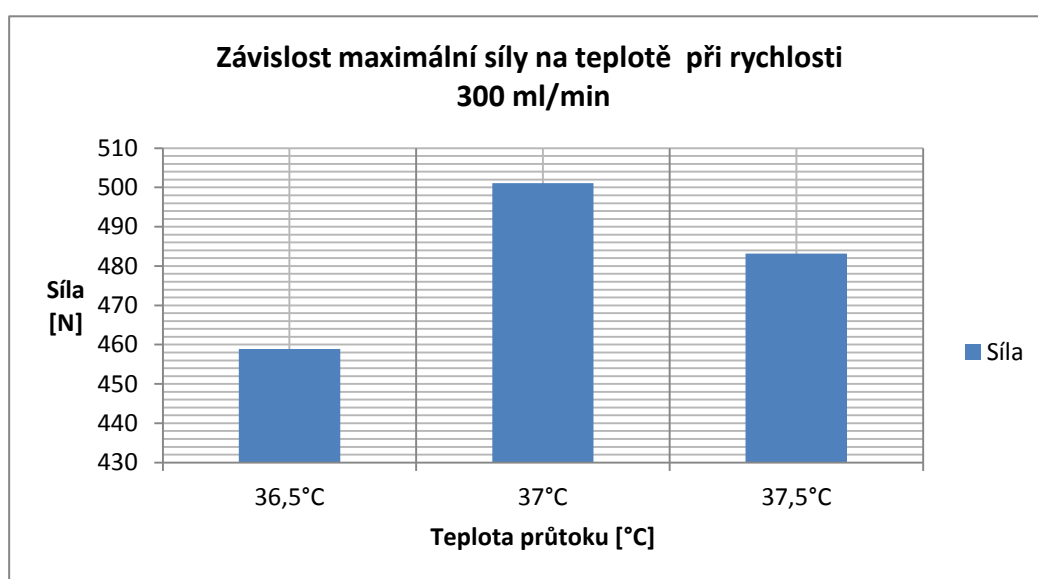
Závislost maximální vynaložené síly na teplotě při rychlosti průtoku 300 ml/min

Rychlost pumpy

300 ml/min

<i>Označení setu</i>	<i>2A</i>	<i>2B</i>	<i>2C</i>
<i>Teplota [°C]</i>	36,5°C	37°C	37,5°C
<i>Síla [N]</i>	458,9	501,1	483,2

Tab. 6.2 b Tabulka hodnot



Graf 6.2 b. 1 Graf závislosti

Z grafu je patrné, že hodnoty síly uvedeny při teplotě 36,5 °C a 37 °C odpovídají předpokladu, kdy síla u teploty 36,5 °C by měla být menší než u teploty 37 °C. Srovnáme-li hodnoty síly u setů s teplotou 37 °C a 37,5 °C, měly by uvedené síly, použité k přetržení testovacího vzorku, být mylné, protože mají klesající charakter. Vezmeme-li v potaz hodnoty síly z předchozího testování, síly vynaložené pro přetržení při otáčkách pumpy 300 ml/min jsou větší. To odpovídá předpokladu, protože vzorky uvedené v tomto grafu byly vystaveny větší námaze.

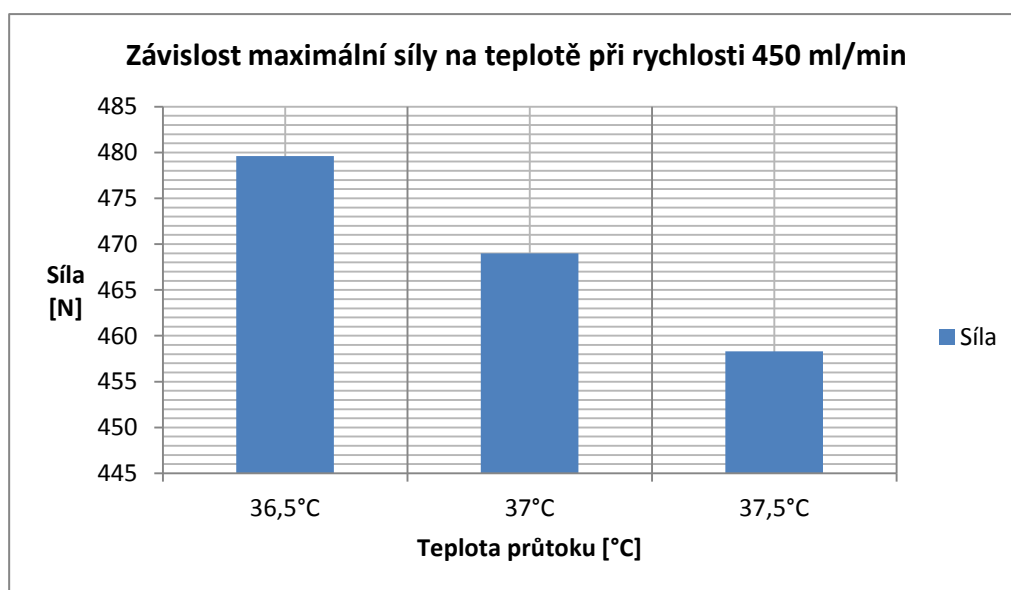
Závislost maximální vynaložené síly na teplotě při rychlosti průtoku 450 ml/min

Rychlost pumpy

450 ml/min

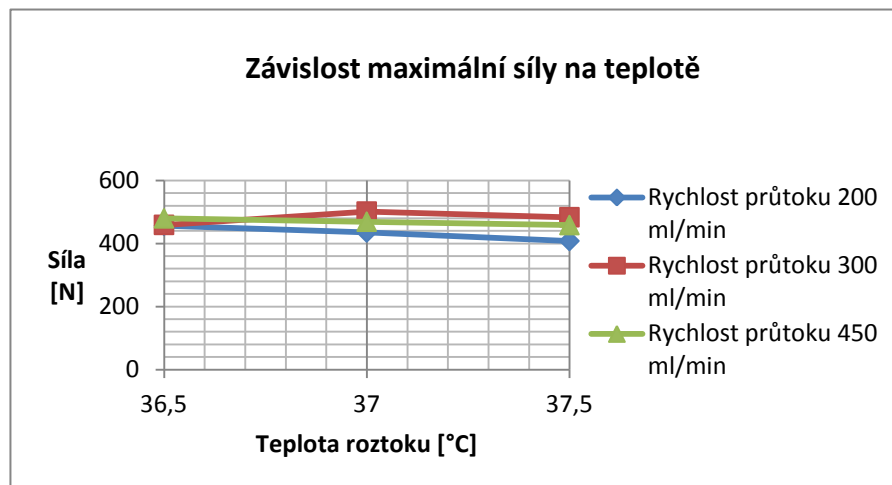
<i>Označení setu</i>	<i>3A</i>	<i>3B</i>	<i>3C</i>
<i>Teplota[°C]</i>	36,5°C	37°C	37,5°C
<i>Síla[N]</i>	479,6	469	458,3

Tab. 6.2 c Tabulka hodnot



Graf 6.2 c. 1 Graf závislosti

Graf nám ukazuje, že použitá síla pro přetržení testovacího vzorku klesá v závislosti na teplotě fyziologického roztoku. Tyto hodnoty tedy neodpovídají předpokladu, že by použitá síla měla růst s rostoucí teplotou, protože dochází ke zvětšení plasticity materiálu. Pokud ovšem tyto hodnoty srovnáme s hodnotami uvedenými výše, vidíme, že síla použitá pro přetržení vzorku, který byl odměřen při teplotě 36,5 °C, ale při různém průtoku, se zvětšuje. To souhlasí s předpokladem, že tato síla by se měla zvětšovat s rostoucí zátěží na vzorek. U ostatních teplot se tento závěr nedá vyvozovat, protože síly vynaložené k přetržení vzorku při průtoku 450 ml/min jsou menší. Se závěrem však souhlasí hodnoty sil při rychlosti průtoku 200 ml/min, které jsou menší oproti hodnotám sil při průtoku 300 ml/min.



Graf 6.2 d Graf závislostí

Na tomto grafu je patrné, že vzorky měřené při teplotě 37 °C nevykazují takové výkyvy hodnot. Maximální síla vynaložená na přetrhnutí vzorků, které byly měřeny při rychlosti peristaltické pumpy 200 ml/min, byla nejmenší a postupně se zvětšovala. Avšak maximální síla použitá na vzorcích při rychlosti pumpy 450 ml/min je menší než maximální síla, která byla použita na vzorcích měřených při 300 ml/min.

6.3 Závislost modulu pružnosti na teplotě při různé rychlosti průtoku

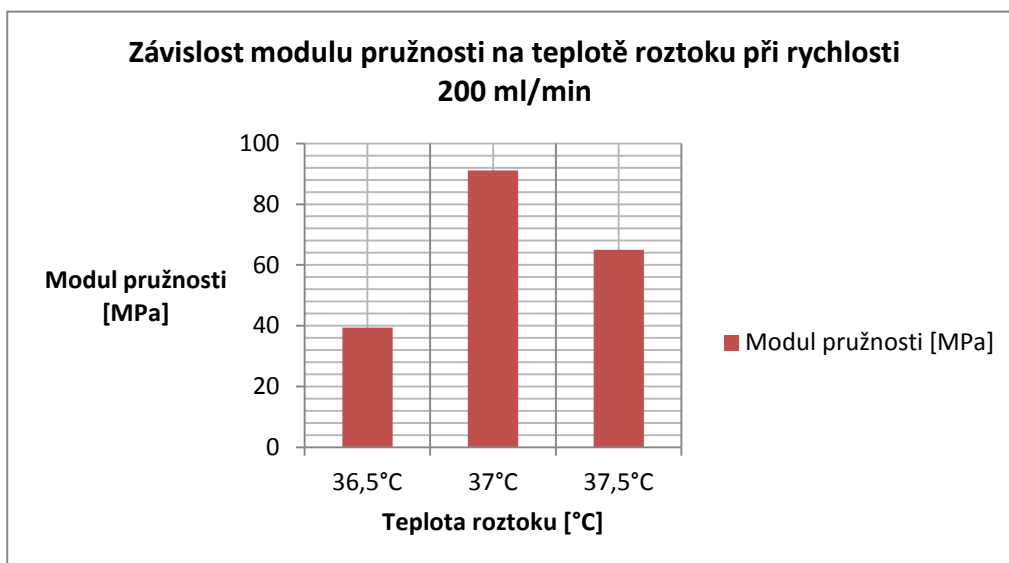
V této kapitole budou vynášeny závislosti modulu pružnosti na teplotě. Použitá data byla získána stejným způsobem jako v předešlých případech. Na *X osu* se vynášely hodnoty teploty fyziologického roztoku [°C] a na *Y osu* se zaznamenával modul pružnosti [MPa].

Závislost modulu pružnosti na teplotě při rychlosti průtoku 200 ml/min

**Rychlost pumpy
200 ml/min**

Označení setu	1A	1B	1C
Teplota [°C]	36,5°C	37°C	37,5°C
Modul pružnosti [MPa]	39,359	91,166	65,01

Tab. 6.3 a Tabulka hodnot



Graf 6.3 a. 1 Graf závislosti

Vezme-li se v potaz, že modul pružnosti je tím větší, čím pevnější je testovaný materiál, měl by teoreticky v našem případě tento modul pružnosti klesat. Protože sety, které byly vystaveny větší námaze, se stávají pružnějšími. Pokud srovnáme vzorky měřené při teplotách 37 °C a 37,5 °C. Toto tvrzení by odpovídalo. Nestandardně se choval vzorek měřený při teplotě 36,5 °C, kde byl modul pružnosti nejmenší.

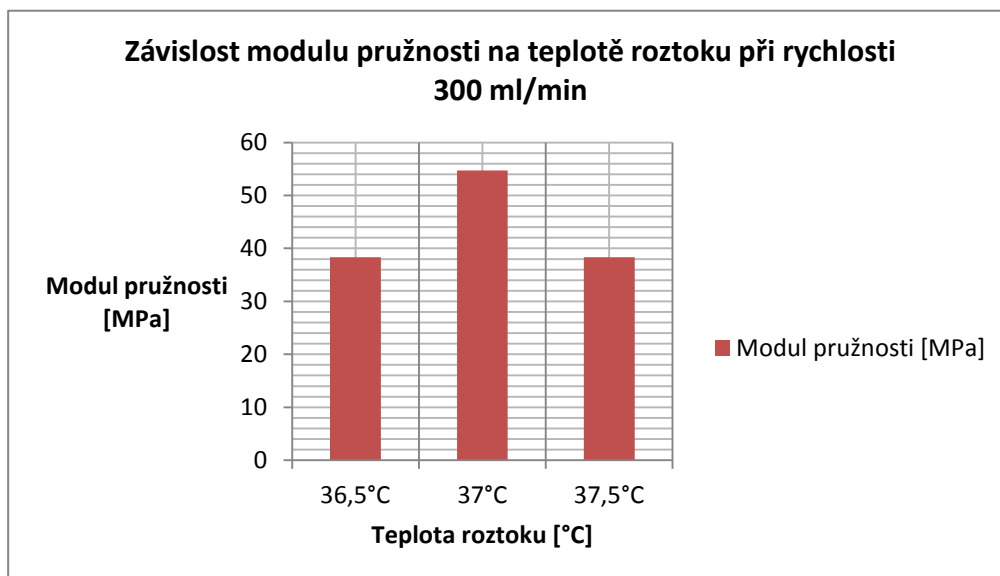
Závislost modulu pružnosti na teplotě při rychlosti průtoku 300 ml/min

Rychlost pumpy

300 ml/min

<i>Označení setu</i>	2A	2B	2C
<i>Teplota [°C]</i>	36,5°C	37°C	37,5°C
<i>Modul pružnosti [MPa]</i>	38,327	54,7	38,327

Tab. 6.3 b Tabulka hodnot



Graf. 6.3 b. 1 Graf závislosti

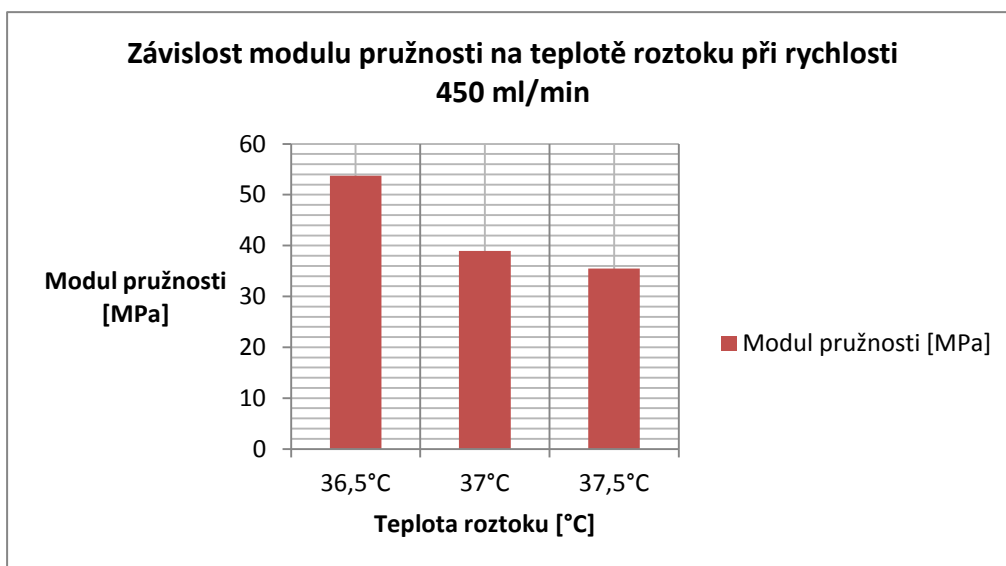
Z tohoto grafu je patrné, že se vyšší modul pružnosti vyskytuje opět při setu s teplotou 37 °C, nikoliv u teploty 36,5 °C. Pokud bychom ovšem porovnali jen sety s teplotou 37 °C 37,5 °C, došli bychom ke stejnému závěru jako u grafu Graf 6.3 a. 1.

Závislost modulu pružnosti na teplotě při rychlosti průtoku 450 ml/min

*Rychlost pumpy
450 ml/min*

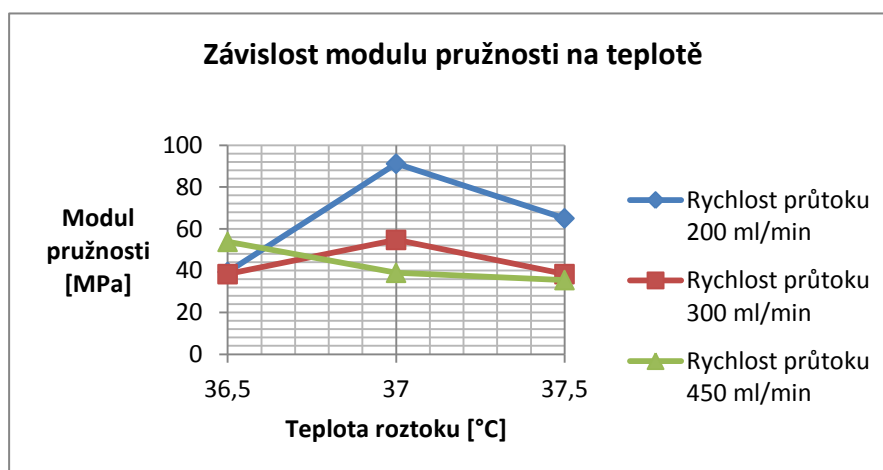
<i>Označení setu</i>	<i>3A</i>	<i>3B</i>	<i>3C</i>
<i>Teplota [°C]</i>	36,5°C	37°C	37,5°C
<i>Modul pružnosti [MPa]</i>	53,773	38,977	35,487

Tab. 6.3 c Tabulka hodnot



Graf 6.3 c. 1 Graf závislosti

Tento graf se jako jediný shoduje s předpokladem, že modul pružnosti klesá se zvětšující se pružností. Kdy byl tento model pružnosti největší při prvním vzorku a postupně klesal s přibývajícím namáháním.



Graf 6.3 d Graf závislosti

I tento graf nám potvrzuje uvedený předpoklad a to postupné klesání modulu pružnosti s přibývajícím namáháním setu. Jen hodnoty uvedené u setů měřených při 36,5 °C se vymykají.

6.4 Závislost prodloužení na průtoku při různé teplotě roztoku

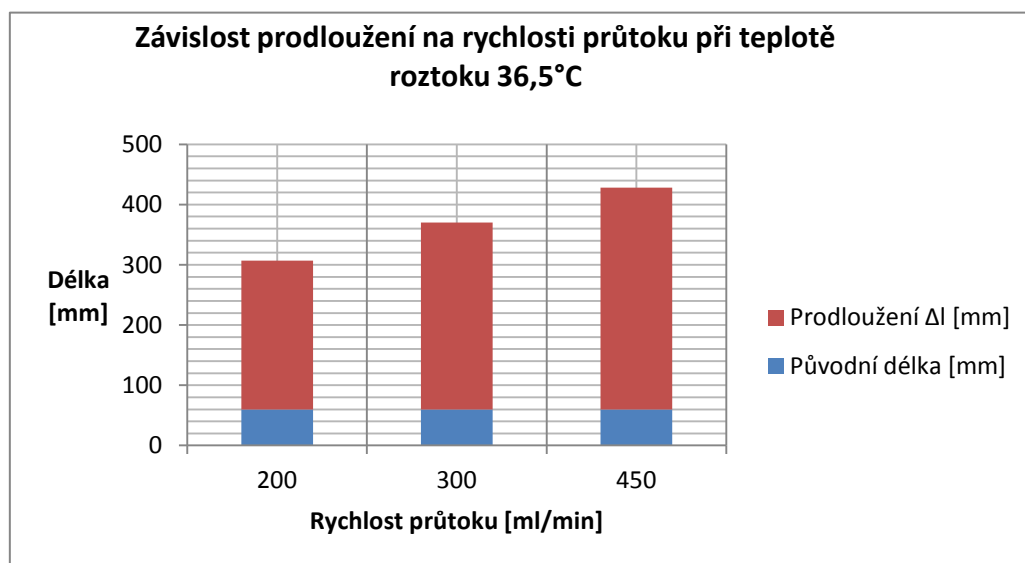
Tato kapitola obsahuje tabulky a grafy týkající se závislosti prodloužení na průtoku, tedy na rychlosti peristaltické krevní pumpy. Hodnoty byly získány z mechanických zkoušek krevního setu. Rychlost průtoku fyziologického roztoku se měnila s používanou teplotou fyziologického roztoku. Kdy každá měřená rychlost byla použita pro každou teplotu. Na *X osu* se vynášely hodnoty rychlosti průtoků [ml/min] a na *Y osu* se zaznamenávalo prodloužení [mm].

Závislost prodloužení na průtoku při teplotě roztoku 36,5° C

**Teplota roztoku
36,5°C**

Označení setu	1A	2A	3A
Rychlost [ml/min]	200	300	450
Původní délka [mm]	60	60	60
Prodloužení Δl [mm]	246,768	310,092	368,106

Tab. 6.4 a Tabulka hodnot



Graf 6.4 a. 1 Graf závislosti

Z grafu je patrné, že se zvětšující se rychlostí průtoků stoupá i prodloužení testovacích vzorků. Protože materiál se stává ohebnější a poddajnější a tím pádem dochází k většímu prodloužení testovacích vzorků.

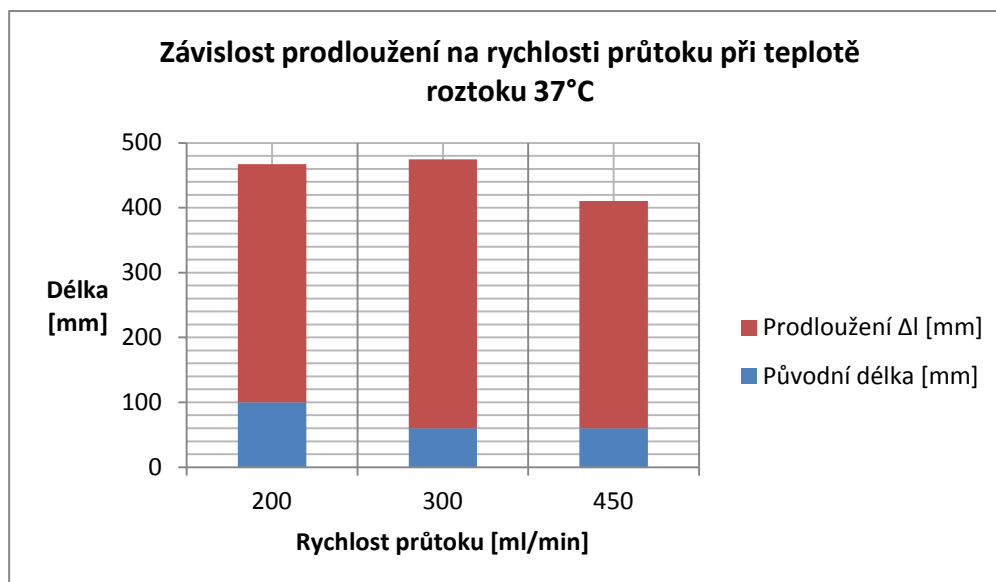
Závislost prodloužení na průtoku při teplotě roztoku 37 °C

Teplota roztoku

37°C

Označení setu	1B	2B	3B
Rychlost [ml/min]	200	300	450
Původní délka [mm]	100	60	60
Prodloužení Δl [mm]	367,071	414,579	350,573

Tab. 6.4 b Tabulka hodnot



Graf 6.4 b. 1 Graf závislosti

Z této závislosti vyplývá, že při teplotě 37 °C s rychlostí průtoků 450 ml/min prodloužení zmenšuje. Tato hodnota, se neshoduje s předpokládaným vlivem, kdy by měla být tato hodnota největší. Při rychlostech 200 ml/min a 300 ml/min se prodloužení postupně zvětšuje.

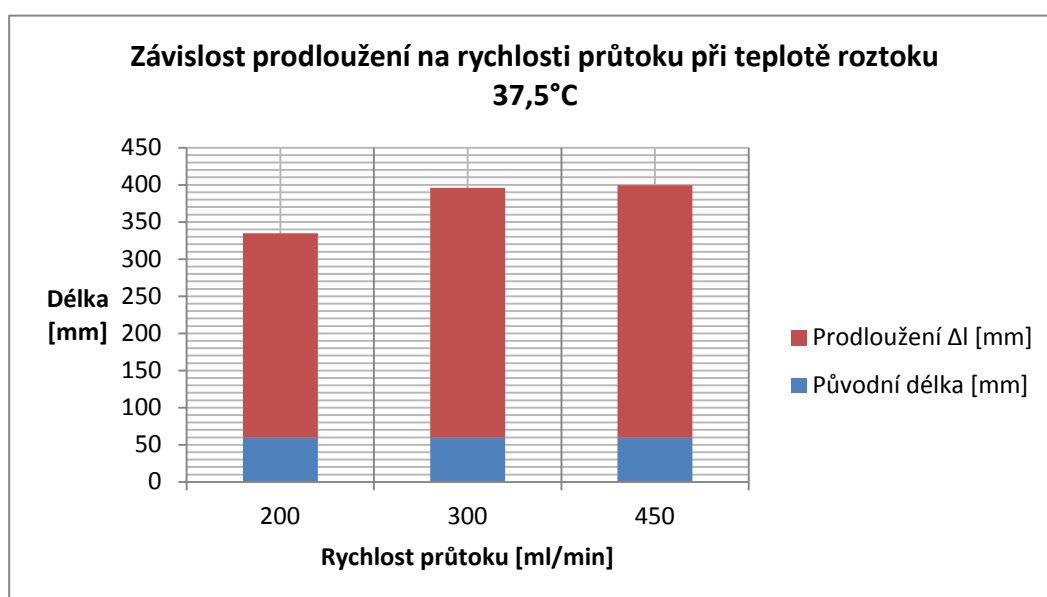
Závislost prodloužení na průtoku při teplotě roztoku 37,5 °C

Teplota roztoku

37,5°C

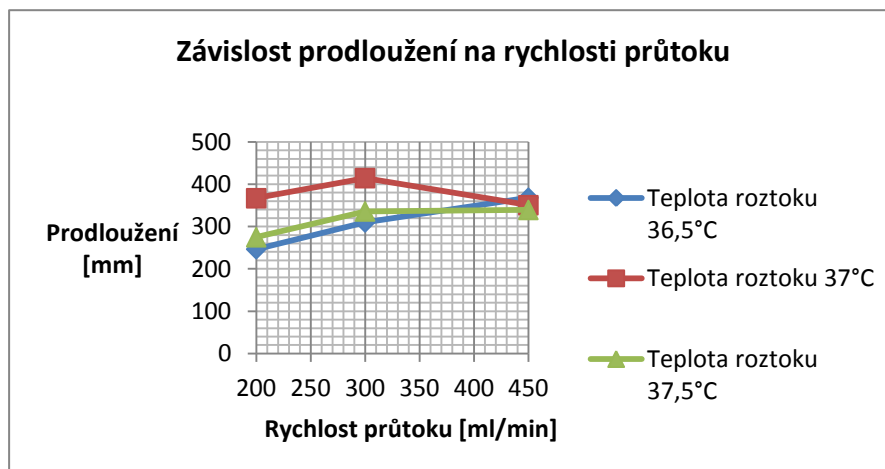
Označení setu	1C	2C	3C
Rychlost [ml/min]	200	300	450
Původní délka [mm]	60	60	60
Prodloužení Δl [mm]	274,882	335,918	339,464

Tab. 6.4 c Tabulka hodnot



Graf 6.4 c. 1 Graf závislosti

Opět z grafu můžeme vyčíst, že prodloužení se postupně zvětšuje s rychlostí peristaltické krevní pumpy. To odpovídá předpokládaným vlivům. Protože s rostoucí zátěží vynakládanou na set se zvětšuje její poddajnost a plasticita. Ale klesá pevnost, což vede k použití větší síly. Pokud hodnoty prodloužení srovnáme s hodnotami prodloužení z předchozí tabulky, dojdeme k závěru, že pokud stoupá teplota, klesá prodloužení. V tomto případě byl materiál podroben větší zátěži, proto by měly být tyto hodnoty větší.



Graf 6.4 d Graf závislostí

Tento graf ukazuje, že sety, které byly vystaveny teplotě 37 °C, se opravdu vymykají předpokladu. Hodnoty uvedené u tohoto vzorku by se měly pohybovat mezi hodnotami naměřených na ostatních vzorcích, kdy set vystavený nejvyšší teplotě by měl mít nejvyšší prodloužení.

6.5 Závislost maximální vynaložené síly na průtoku při různé teplotě roztoku

V této kapitole jsou grafy a tabulky zobrazující závislost maximální vynaložené síly na rychlosti průtoku. Jako v ostatních případech byly hodnoty získány na mechanických zkouškách materiálu. Na *X osu* se vynášely hodnoty rychlosti průtoků [ml/min] a na *Y osu* se zaznamenávala maximální síla [N].

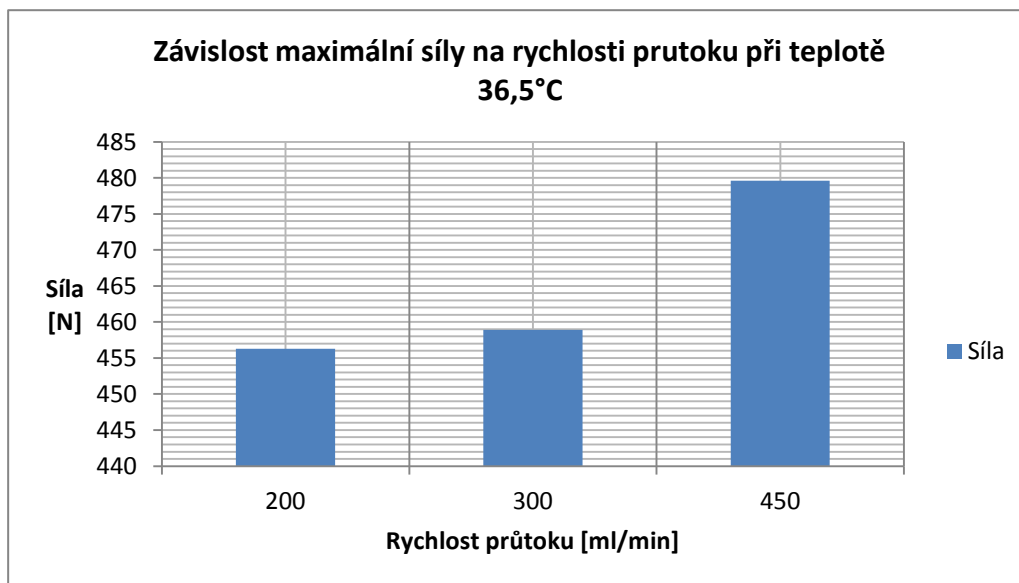
Závislost maximální vynaložené síly na průtoku při teplotě 36,5°C

Teplota roztoku

36,5°C

<i>Označení setu</i>	1A	2A	3A
<i>Rychlost[ml/min]</i>	200	300	450
<i>Síla[N]</i>	456,3	458,9	479,6

Tab. 6.5 a Tabulka hodnot



Graf 6.5 a. 1 Graf závislosti

Z grafu je patrné, že působením větší rychlosti krevní pumpy dojde k oslabení materiálu. Srovnáme-li to s grafem 6.4 a. 1, kdy prodloužení rostlo se zvětšující se rychlostí pumpy a u materiálu docházelo k měknutí, tím pádem se testovací vzorek více prodloužil a stroj musel použít větší sílu na přetržení vzorku.

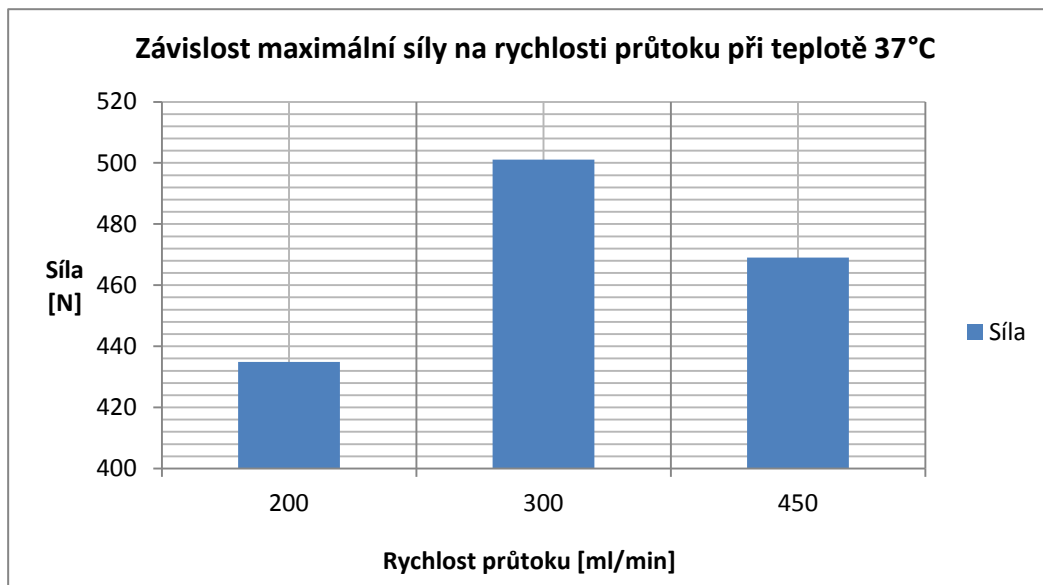
Závislost maximální vynaložené síly na průtoku při teplotě 37°C

Teplota roztoku

37°C

<i>Označení setu</i>	1B	2B	3B
<i>Rychlost[ml/min]</i>	200	300	450
<i>Síla[N]</i>	434,9	501,1	469

Tab. 6.5 b Tabulka hodnot



Graf 6.5 b. 1 Graf závislosti

Závislost rychlosti průtoků při otáčkách pumpy 300 ml/min na síle se vymyká z hlediska posouzení ostatních závislostí. Síla vynaložena pro přetřnutí vzorku, který byl udělán při otáčkách 200 ml/min, je menší než síla vynaložena na vzorek měření při 450 ml/min. Můžeme tedy tvrdit, že se síla úměrně zvětšovala.

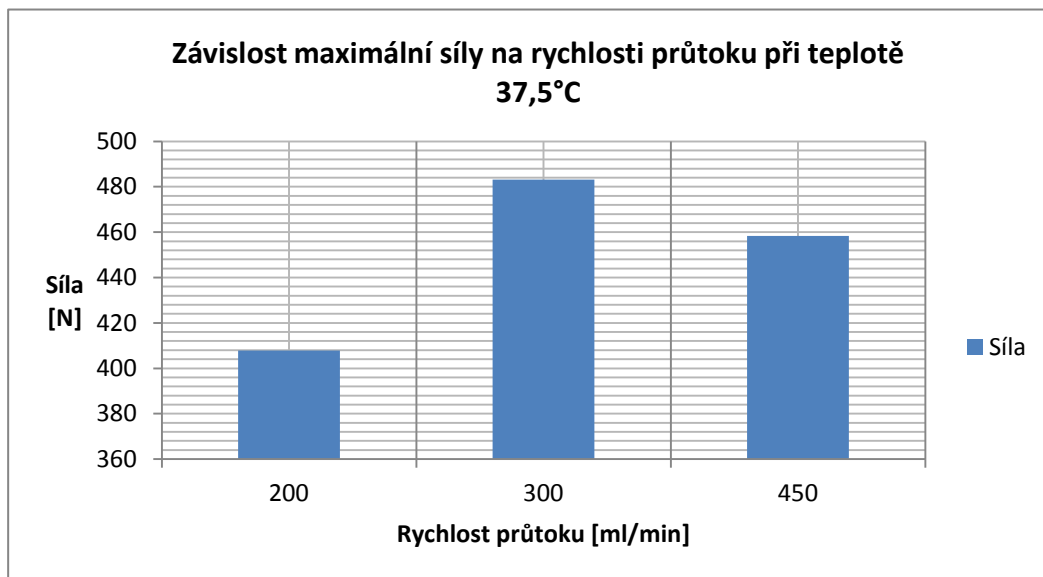
Závislost maximální vynaložené síly na teplotě při teplotě 37,5°C

Teplota roztoku

37,5°C

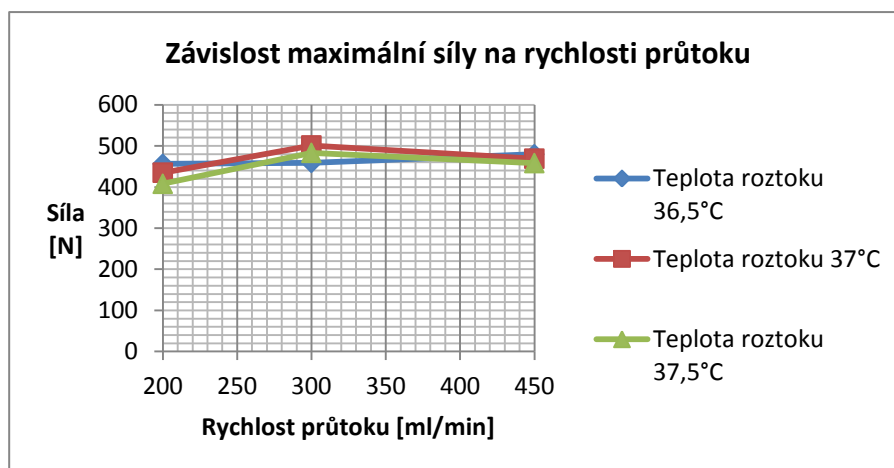
<i>Označení setu</i>	1C	2C	3C
<i>Rychlost[ml/min]</i>	200	300	450
<i>Síla[N]</i>	407,9	483,2	458,3

Tab. 6.5 c Tabulka hodnot



Graf 6.5 c. 1 Graf závislosti

Jako při předešlém grafu se druhá závislost při průtoku 300 ml/min vymyká předpokladům. Ostatní závislosti však odpovídají, kdy síla stoupá s rostoucí rychlostí průtoků. Srovnáme-li hodnoty předešlých tabulek, až na hodnoty naměření při průtoku 300 ml/min při různých teplotách, mají síly klesající charakter.



Graf 6.5 d Graf závislosti

Je patrné, že vliv průtoku nemá na maximální použitou sílu takový vliv, protože naměřené hodnoty jsou dosti podobné. Data získaná u vzorku měřeného při 37 °C a 300 ml/min jsou opět vyšší než ostatní hodnoty, i když by neměly vybočovat.

6.6 Závislost modulu pružnosti na rychlosti průtoku při různé teplotě roztoku

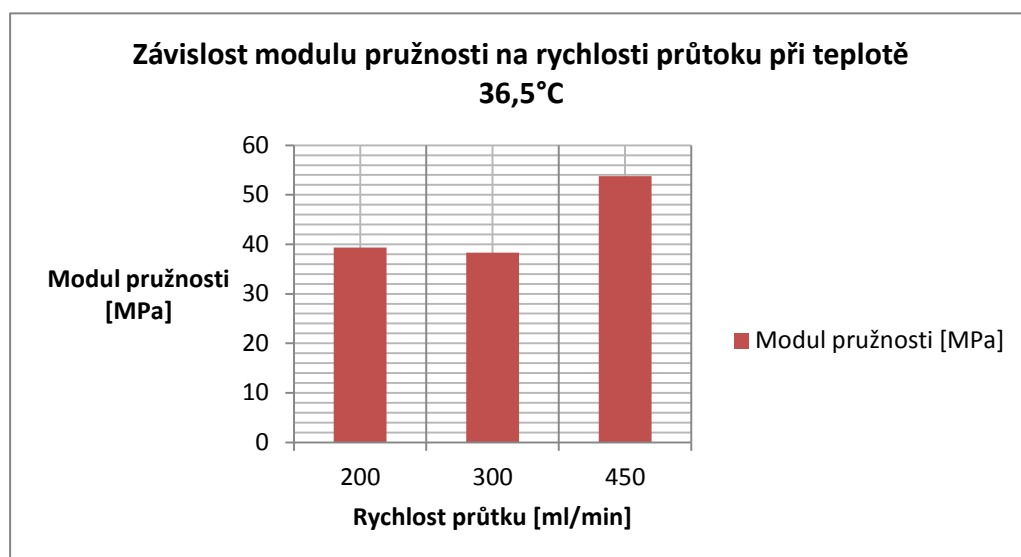
V poslední kapitole zabývající se závislostmi vybraných parametrů je vyhodnocena závislost modulu pružnosti na rychlosti průtoku. Na *X osu* se vynášely hodnoty rychlosti průtoků [ml/min] a na *Y osu* se modul pružnosti [MPa].

Závislost modulu pružnosti na rychlosti průtoků při teplotě 36,5°C

Teplota roztoku
36,5°C

Označení setu	1A	2A	3A
Rychlost [ml/min]	200	300	450
Modul pružnosti [MPa]	39,359	38,327	53,773

Tab. 6.6 a Tabulka hodnot



Graf 6.6 a. 1 Graf závislosti

Po odečtení hodnot z grafu je patrné, že největší modul pružnosti se nachází při posledním vzorku, který byl získán po měření při 36,5 °C a 400 ml/min. To neseší s předpokladem, že u tohoto vzorku by měla být tato hodnota nejmenší. Porovnáme-li další dvě hodnoty, zjistíme, že tyto hodnoty předpoklad splňují.

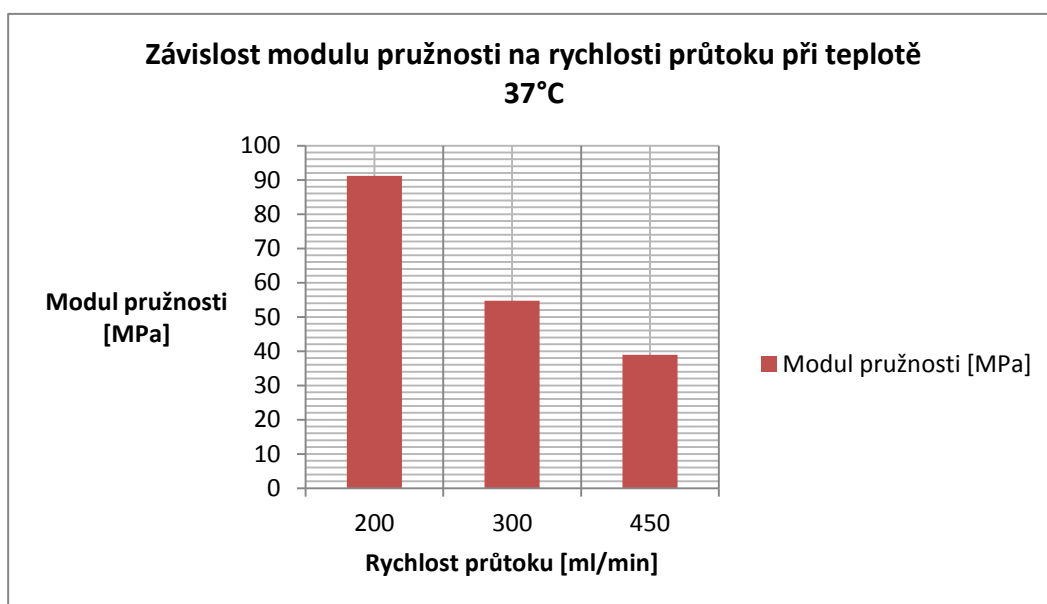
Závislost modulu pružnosti na rychlosti průtoků při teplotě 37°C

Teplota roztoku

37°C

Označení setu	1B	2B	3B
Rychlost [ml/min]	200	300	450
Modul pružnosti [MPa]	91,166	54,7	38,977

Tab. 6.6 b Tabulka hodnot



Graf 6.6 b. 1 Graf závislosti

Vzorky měřené při teplotě 37 °C za použití různého průtoků splňují teorii, že s přibývajícím nábíhem klesá modul pružnosti, protože u prvního vzorku je modul pružnosti největší a postupně klesá.

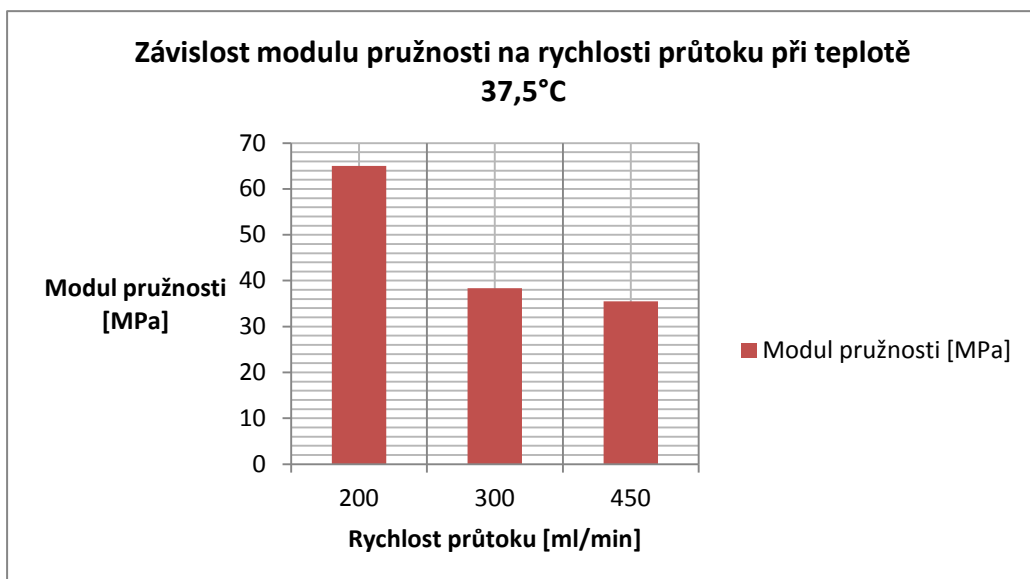
Závislost modulu pružnosti na rychlosti průtoků při teplotě 37,5°C

Teplota roztoku

37,5°C

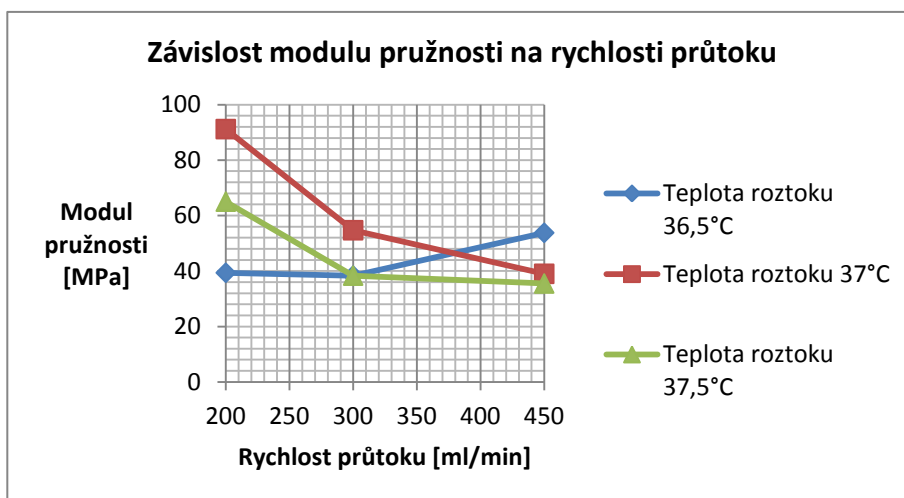
Označení setu	1C	2C	3C
Rychlost [ml/min]	200	300	450
Modul pružnosti [MPa]	65,01	38,327	35,487

Tab. 6.6 c Tabulka hodnot



Graf 6.6 c. 1 Graf závislosti

U tohoto grafu docházíme ke stejnému závěru jako u grafu Graf 6.6 b. 1.

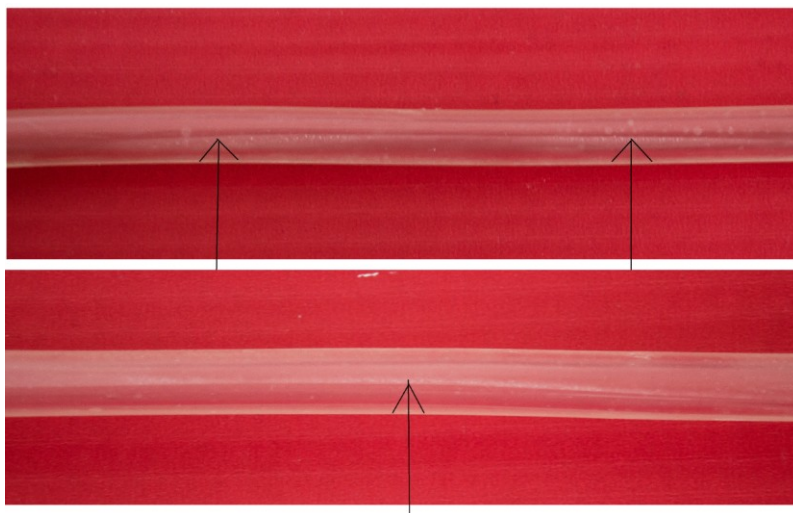


Graf 6.6 d Graf závislostí

Porovnájí-li se hodnoty všech měřených vzorků, je patrné, že hodnoty u vzorků, vystavených teplotě 37 °C, opět vybočují z řady. Srovnají-li se ale hodnoty u rychlosti 450ml/min vidíme, že model pružnosti se zmenšoval s rostoucí teplotou.

7. Zhodnocení experimentálního měření

Při měření docházelo v oblasti peristaltické krevní pumpy k mechanickému namáhání setu. To potvrzují uvedené fotografie. Materiál setu je trvale poškozený, toto poškození se projevuje poškrábáním stěny setu.



Obr. 7 Snímky použitého setu

Vyhodnocením všech tabulek a grafů lze dojít k závěru, že vzorky, které byly vystaveny teplotě 37 °C, vykazují hodnoty, které nezapadají mezi ostatní získaná data. Pokud je hodnotíme jako celek, s ostatními teplotami, nejsou v souladu se stanoveným předpokladem. Tyto výkyvy by se mohly odůvodnit tím, že standardně se hemodialýza používá právě při teplotě 37 °C.

Testované vzorky, které byly vystaveny nejrychlejšímu průtoku a zároveň nejvyšší teplotě v dané sérii, se vyznačují nejvyššími hodnotami dané veličiny oproti hodnotám u vzorků s nejnižší teplotou a nejpomalejší rychlostí. Jen vzorky, jak už bylo uvedeno výše, které byly vystaveny 37 °C, se vyznačují rozdílnými hodnotami.

Pokud se porovnají všechny závislosti na teplotě se závislostmi na rychlosti průtoku, naměřené hodnoty se pohybují ve stejném rozmezí. Kdy prodloužení a maximální vynaložená síla s rostoucí rychlostí a teplotou postupně rostou. Vedle toho modul pružnosti testovacích vzorků, které byly vystaveny větší námaze, postupně klesá. Prodloužení testovacích vzorků se pohybuje v rozmezí 200–400 mm, s prodloužením roste i maximální vynaložená síla, která stoupá od 400-500 N. Rozmezí 40-100 MPa patří modulu pružnosti.

Uvedený modul pružnosti nemohl být ověřený výpočtem, protože Hookův zákon platí jen na malou lineární část, kterou nemůžeme odečíst z grafu. Za touto hranicí dochází k velké deformaci materiálu.

8. Závěr

Cílem bakalářské práce bylo ověření mechanických vlastností dialyzačních setů v závislosti na vybraných fyzikálních parametrech, kterými byla teplota fyziologického roztoku a rychlost krevní peristaltické pumpy. Toto téma bylo zvolené z důvodu každodenního využití dialyzačních setů ve zdravotnictví, kdy dialyzační sety zajišťují mimotělní krevní okruh. Ten slouží pro převod krve z těla pacienta do dialyzátoru, kde dochází k očištění krve. Následně ji vede zpět do pacienta. Sety jsou tedy velice důležitou součástí hemodialyzační techniky, a proto musí zajišťovat vysokou bezpečnost pacienta.

V dnešní moderní době jsou dialyzační přístroje, jako takové, na vysoké technologické úrovni. Používají se každodenně a podrobují se pravidelným kontrolám. Problém tedy může nastat ve spotřebním materiálu, který představují dialyzační sety. Ty jsou vyrobené z charakteristického materiálu - polyvinylchloridu. Tato skutečnost setu propůjčuje určité potřebné vlastnosti, které eliminují vznik případných chyb při dialýze. U většiny případů během krevní dialýzy problémy s materiálem nenastávají. Avšak roli zde hrají nastavené parametry, za kterých krevní dialýza probíhá. Vlastnosti setu se mohou změnit několikahodinovým namáháním za použití nestandardních parametrů. A právě toto bylo úkolem mé práce. Zjistit jak se daný materiál chová za měnných podmínek.

Na úvod práce bylo potřeba analyzovat dialyzační krevní sety spolu s dialyzačním přístrojem. To mi bylo umožněno ve Fakultní nemocnici Ostrava. Dalším bodem bylo určení vlivu změny fyzikálních parametrů na mechanické vlastnosti setu a sestavení řetězce experimentálního měření. Toto měření evokovalo krevní dialýzu, místo biologického materiálu byl použit fyziologický roztok. Každé měření probíhalo čtyři hodiny pro devět setů a byla měněna teplota fyziologického roztoku a rychlost krevní peristaltické pumpy. Určení vlivu těchto změn fyzikálních parametrů na mechanické vlastnosti setu se uskutečnilo pomocí mechanické zkoušky v tahu. Kdy byly stanoveny veličiny, jako prodloužení, maximální síla a modul pružnosti, které se následně analyzovaly. Zhodnocení naměřených dat ukázalo, že na materiál setu má největší vliv teplota 37 °C. Při této teplotě docházelo k největším výkyvům od ostatních dat. Dalším výrazným vlivem byla rychlost peristaltické pumpy 450ml/min, kdy docházelo k největším změnám tlaku. Součástí hodnocení jsou také snímky použitých setů, kde jsou jasně vidět šrámy z mechanického namáhání setů. K tomuto poškození došlo na části setu, kterému se říká pumpový segment. Ten se zakládá do peristaltické krevní pumpy a na set je zde vynakládán největší tlak okluzních válců.

Měření prokázalo, že změna fyzikálních parametrů (teploty fyziologického roztoku a rychlosti peristaltické krevní pumpy) má vliv na mechanické vlastnosti dialyzačních krevních setů, protože použité sety za různých podmínek vykazovaly odlišné měřené hodnoty prodloužení, maximální vynaložené síly a modulu pružnosti. Tyto změny však v důsledku nebyly tak velké, aby měly vliv na bezpečnost pacienta při hemodialýze. Sety se na mechanických zkouškách prokázaly jako velice pevný a odolný materiál. Situace, které mohou nastat ve zdravotnických zařízeních pod dohledem odborného personálu, nevystaví set takovým podmínkám, aby došlo k fatálnímu selhání materiálu.

9. Seznam literatury

- [1] MÍSAŘ, Petr. Infuzní sety a příslušenství bez rizika. *Braunoviny*. 2010, č. 3.
- [2] HAŠKOVCOVÁ, Helena. Objevení umělé ledviny: Z historie dialyzační léčby III. *Dialog, Časopis nejen pro dialyzované pacienty: B. Braun Avitum*. 2012, roč. 4, č. 3, s. 7-8. ISSN 1803-7267
- [3] ŘEHOŘOVÁ, Jitka, Soňa ŠTĚPÁNKOVÁ a Jakub ŠEVČÍK. Spolupráce praktického lékaře se specialistou v péči o nemocné na dialýze. *Medicína pro praxi*. 2010, č. 7, 263–267.
- [4] OPATRŇÝ, Karel. Náhradní funkce ledvin. *Vesmír*. 1999, roč. 75, č. 6.
- [5] LOPOT, František. Biologická ledvina a její umělá náhrada: Principy. *Stežeň*. 2012, roč. 23, č. 2. ISSN: 1210-0153
- [6] LOPOT, František. Princip umělé ledviny: Dialyzátor. *Stežeň*. 2012, roč. 23, č. 3. ISSN: 1210-0153
- [7] LOPOT, František. Princip umělé ledviny: Dialyzační přístroj. *Stežeň*. 2012, roč. 23, č. 4. ISSN: 1210-0153
- [8] DIVILOVÁ, Žaneta. *PVC a jeho aplikace v lékařství*. 2006. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně. Vedoucí práce Ing. Alena Kalendová, Ph.D.
- [9] ONDRÁČKOVÁ, Gabriela. *Význam a vliv ftalátu při peritoneální dialýze a současné možnosti jejich náhrady*. 2011. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce doc. Ing. Josef Čáslavský, CSc.
- [10] VIKLICKÝ, Ondřej, Libor JANOUŠEK a Peter BALÁŽ. *Transplantace ledviny v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Grada, 2008, 1380 s. ISBN 978-802-4724-553.
- [11] PENHAKER, Marek, Martin AUGUSTYNEK a Peter BALÁŽ. *Zdravotnické elektrické přístroje 2*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 310 s. ISBN 978-80-248-3108-4.
- [12] TEPLAN, Vladimír. *Praktická nefrologie: 2, zcela přepracované a doplněné vydání*. 1. vyd. Praha: Grada, 1998, 466 s., tab. ISBN 80-716-9474-6
- [13] ČIHÁK, Josef a Martin AUGUSTYNEK. *Infuzní technika a hemodialyzační technika a technologie*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2013, 373 s. ISBN 978-80-248-3100-8.
- [14] STRŽÍTESKÝ, Jan. *Patologie*. Vyd. 1. Olomouc: Epava, 2001. ISBN 80 86297 06 3.

- [15] RIGUTTI, Adriana. *Ilustrovaný atlas anatomie*. 1. vyd. Praha: Sun, 2006, 239 s. ISBN 80-737-1142-7.
- [16] HORÁČEK, Jaroslav. *Anatomie pro bakalářské studium se zdravotnickým zaměřením*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2006. ISBN 80-248-1203-7
- [17] *Arnika* [online]. 2014 [cit. 2015-01-20]. Dostupné z: <http://arnika.org/>
- [18] SMRŽOVÁ, Jana. *Nefrologie: O životě s ledvinami i bez nich* [online]. 2014 [cit. 2015-01-20]. Dostupné z: <http://www.nefrologie.eu/cgi-bin/main/read.cgi?page=uvod>
- [19] *Ikem: Klinika nefrologie* [online]. 2012 [cit. 2015-01-20]. Dostupné z: <http://www.ikem-nefrologie.cz/cs/>
- [20] LOPAKOVIČ, Vladimír. *Cévní přístupy pro hemodialýzu. Stěžeň*. 2014, roč. 25, č. 1.
- [21] HRUBÝ, Milan. *DIAL: studie zaměřená na výkon nové generace dialyzátorů. Braunoviny*. 2010, č. 2.
- [22] *GML: Health Care* [online]. 2013 [cit. 2015-01-20]. Dostupné z: <http://www.gml-dialyza.cz/gml-produkty-nikkiso-asahi-biomedica-alleman>
- [23] DRIML, Bohuslav. *ZÁKLADNÍ VLASTNOSTI MATERIÁLŮ A JEJICH ZKOUŠENÍ. Oddělení povrchového inženýrství*. 2011, č. 1. Dostupné z: <http://www.ateam.zcu.cz/>
- [24] JANOVEC, Jiří a Jiří CEJP. *Nauka o materiálu: STRUKTURA A VLASTNOSTI MATERIÁLU A JEJICH ZKOUŠENÍ. UMI: Ústav materiálového inženýrství*. 2014, č. 1.
- [25] JR, Karel Opatrný. *Biokompatibilita dialyzačních membrán*. Euroverlag, 2000. ISBN 80-717-7506-1.
- [26] SMRŽKOVÁ, Jana a Martin DVOŘÁK. *Život s ledvinami i bez nich*. SMRŽOVÁ, Jana. [online]. [cit. 2015-04-27]. Dostupné z: <http://www.nefrologie.eu/cgi-bin/main/read.cgi?page=uvod>
- [27] ČSN EN ISO 8638. *Kardiovaskulární implantáty a mimotělní systémy: Mimetělní krevní okruhy pro hemodialyzátory, hemodiafiltry a hemofiltry*. 2014
- [28] *Bloodlines, Tubing Systems, Accessories: Product Range*. Bad Homburg: Copyright, 2010. Dostupné z: <http://www.fmc-ag.se/files/Blodslangar.pdf>
- [29] *Acute Renal Replacement Therapy: Ultraflux*. Bad Homburg: Copyright, 2014. Dostupné z: http://www.fmc-austria.at/files/5434_Folder_UltraFlux_D.pdf

- [30] *BiBag: On-line Dry Bicarbonate Concentrate*. Bad Homburf: Copyright, 2010. Dostupné z: <http://fmc-au.com/pdf/disposables/Bibag%20-%20On-line%20Dry%20Bicarbonate%20Concentrate.pdf>
- [31] VANĚČEK, Karel. Fresenius Medical Care: Návod k obsluze hemodialyzačního přístroje FRESENIUS 4008 S [online]. 2004, 2005 [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: <http://fresenius.wz.cz/>

10. Přílohy

Přílohy jsou umístěny na přiloženém CD.

Obsah:

- Protokoly z mechanických zkoušek
- Manuál – Fresenius 4008