

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta strojní

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Měření rychlosti proudící kapaliny v trubici

Liquid flow speed measurement in the tube

2015

Hana CAMBELOVÁ

Anotační list

| | |
|-----------------------|--|
| Jméno autora: | Hana CAMBELOVÁ |
| Název BP: | Měření rychlosti proudící kapaliny v trubici |
| Anglický název: | Liquid flow speed measurement in the tube |
| Rok: | 2015 |
| Obor studia: | Bez oboru |
| Ústav/Odbor: | Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky/Laboratoř biomechaniky člověka |
| Vedoucí: | Ing. Hynek Chlup |
| Konzultant: | - |
| Bibliografické údaje: | počet stran: 55 počet obrázků: 24 počet tabulek: 13 počet příloh: 7 |
| Klíčová slova: | Ultrazvuk, rychlostní profil, měření průtoku |
| Keywords: | Ultrasound, velocity profile, flow measurement |

Anotace:

Tato práce se zabývá prouděním newtonovské nestlačitelné kapaliny v pevné trubici kruhového průřezu. Cílem práce bylo porovnat experimentálně získané střední hodnoty rychlosti toku kapaliny a rychlostní profily pro námi zvolené tři měřící metody. Práce je zaměřena na oblast laminárního stacionárního proudění.

Abstract:

This work deals with flow of Newtonian incompressible liquid in fixed tube of circular cross-section. The main workload was compare experimentally obtained value of average velocity of liquid flow and velocity profiles for our three chosen measurement methods. This work is focused on the area of the laminar steady flow.

Prohlašuji, že jsem svojí bakalářskou práci vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury.

V Praze, dne 16. června 2015

Hana Cambelová

Za pomoc při vedení mé bakalářské práce, sestavení experimentálního okruhu, poskytnutí konzultací, cenných rad, připomínek a za čas strávený v laboratoři bych chtěla poděkovat vedoucímu své práce Ing. Hynku Chlupovi.

Obsah

| | |
|---|----|
| Seznam zkratek a symbolů | 8 |
| 1 Úvod | 10 |
| 1.1 Cíle práce | 10 |
| 2 Proudění kapalin..... | 11 |
| 2.1 Vlastnosti kapalin..... | 12 |
| 2.1.1 Newtonovské kapaliny | 12 |
| 2.1.2 Neneutronovské kapaliny | 12 |
| 2.2 Tok v trubici | 13 |
| 2.2.1 Stacionární a nestacionární tok..... | 13 |
| 2.2.2 Průtok a rovnice kontinuity | 13 |
| 2.2.3 Bernoulliho rovnice | 14 |
| 2.2.4 Hagen-Poiseuillův zákon | 15 |
| 2.2.5 Reynoldsovo číslo | 16 |
| 2.2.6 Laminární a turbulentní proudění v pevné trubici kruhového průřezu..... | 17 |
| 2.2.7 Stabilizační délka toku kapaliny v pevné trubici | 19 |
| 3 Měření rychlosti | 21 |
| 3.1 Měření průtoku..... | 21 |
| 3.1.1 Objemová metoda..... | 21 |
| 3.1.2 Hmotnostní metoda | 21 |
| 3.1.3 Elektromagnetická (indukční) metoda | 22 |
| 3.1.4 Měření pomocí tlakové diference | 23 |
| 3.2 Měření rychlostních profilů | 24 |
| 3.2.1 Metoda PIV (Particle Image Velocimetry)..... | 24 |
| 3.2.2 Metoda LDA (Laser Doppler Anemometry) | 25 |

| | | |
|-------|--|----|
| 3.2.3 | Anemometrická metoda (metoda žhavených senzorů)..... | 26 |
| 3.2.4 | Ultrazvukové měření | 27 |
| 4 | Pracovní kapalina | 31 |
| 4.1 | Odrazové částice v kapalinách..... | 31 |
| 4.1.1 | Vlastnosti použitých částic pro experiment | 33 |
| 5 | Experimentální měření..... | 36 |
| 5.1 | Návrh experimentálního okruhu | 36 |
| 5.2 | Měření geometrie experimentální trubice..... | 38 |
| 5.3 | Experimentální kapalina | 38 |
| 5.3.1 | Měření viskozity experimentální kapaliny | 39 |
| 5.4 | Měření rychlosti proudění kapaliny pomocí hmotnostní metody | 41 |
| 5.5 | Měření rychlosti proudění kapaliny pomocí tlakové difference | 43 |
| 5.6 | Měření rychlosti proudění kapaliny pomocí UVP Monitoru | 44 |
| 6 | Závěr | 45 |
| 7 | Použitá literatura..... | 48 |
| | Přílohy..... | 51 |

Seznam zkratek a symbolů

| Značka | Jednotka | Název |
|------------------------|------------------------------------|--|
| A | [m ²] | průtočná plocha |
| A_k | [m ² ·s ⁻²] | konstanta viskozimetru |
| B | [T] | indukce magnetického pole |
| c | [m·s ⁻¹] | rychlost proudění kapaliny |
| c_{max} | [m·s ⁻¹] | maximální rychlost proudění kapaliny |
| c_s | [m·s ⁻¹] | střední rychlost proudění kapaliny |
| c_{si} | [m·s ⁻¹] | střední rychlost proudění kapaliny i-tého měření |
| c_z | [m·s ⁻¹] | rychlost šíření zvuku v daném prostředí |
| d | [m] | aktuální vnitřní průměr trubice |
| dc | [m·s ⁻¹] | přírůstek rychlosti |
| dy | [m] | přírůstek kolmé vzdálenosti od stěny trubice |
| d_p | [m] | průměr odrazných částic |
| D | [m] | vnitřní průměr trubice |
| D_{sk} | [m] | vnitřní průměr připojovacích trnů |
| f | Hz | frekvence vysílaná ultrazvukovou sondou |
| g | [m·s ⁻²] | tíhové zrychlení |
| h | [m] | výška vodního sloupce |
| h_z | [m] | ztrátová výška |
| h_{zL} | [m] | ztrátová výška odpovídající ztrátám po délce |
| h_{zM} | [m] | ztrátová výška odpovídající místním ztrátám |
| L | [m] | délka trubice |
| L_p | [m] | stabilizační délka potrubí |
| m | [kg] | hmotnost |
| m_s | [kg] | hmotnost sirupu |
| m_v | [kg] | hmotnost vody |
| m_{50s} | [kg] | hmotnost 50 ml sirupu |
| m_{50v} | [kg] | hmotnost 50 ml vody |
| p | [Pa] | tlak kapaliny |
| Q | [m ³ ·s ⁻¹] | objemový průtok |
| Q_m | [kg·s ⁻¹] | hmotnostní průtok |
| r | [m] | aktuální vnitřní poloměr |
| R | [m] | vnitřní poloměr trubice |
| Re | [1] | Reynoldsovo číslo |
| s_x | [m] | tloušťka stěny experimentální trubice X |
| t | [s] | čas |
| U_i | [V] | Indukované elektrické napětí |
| v | [m·s ⁻¹] | rychlost šíření ultrazvukové vlny v médiu |
| V | [m ³] | objem |
| V_s | [m ³] | objem sirupu |
| V_v | [m ³] | objem vody |
| y | [m] | kolmá vzdálenost od stěny trubice |
| Z | [Rey] | akustická impedance |

| Značka | Jednotka | Název |
|-------------|------------------------------------|--------------------------------|
| η | [Pa·s] | dynamická viskozita tekutiny |
| λ | [m] | vlnová délka |
| λ_w | [1] | Weissbachův součinitel tření |
| ν | [m ² ·s ⁻¹] | kinematická viskozita tekutiny |
| ρ | [kg·m ⁻³] | hustota |
| φ_1 | [°] | úhel dopadu/odrazu |
| φ_2 | [°] | úhel lomu |
| τ | [Pa] | tečné napětí v kapalině |
| Δp | [Pa] | tlaková diference |

1 Úvod

Jako téma své bakalářské práce jsem si vybrala měření rychlosti proudící kapaliny v trubici. Toto téma je lákavé, protože spojuje techniku s medicínou, což je v dnešní době žádanou kombinací. Oblast měření rychlosti proudící kapaliny v trubici skýtá mnoho možností experimentálního i teoretického bádání, jak po čistě technické stránce, tak ve spojení s biomechanikou člověka.

V práci se zabývám popisem proudění newtonovské nestlačitelné kapaliny, metodami měření rychlostních profilů a průtoků proudící kapaliny v pevné trubici kruhového průřezu. Pro výběr tohoto tématu jsem měla několik důvodů. Na Fakultu strojní ČVUT v Praze jsem nastoupila se záměrem studovat biomechaniku. Téma jsem tedy hledala na ústavu, který se touto problematikou zabývá. Dále mě velmi ovlivnily přednášky z Mechaniky tekutin vedené prof. Ing. Pavlem Šafaříkem CSc.

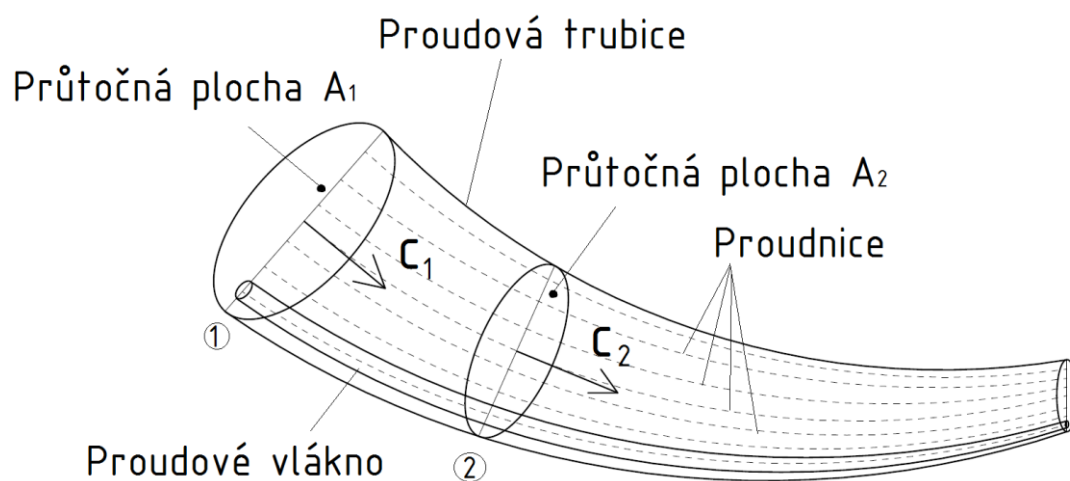
1.1 Cíle práce

Cílem práce je seznámit se se základními principy měření rychlosti toku kapalin v trubicích kruhového průřezu, nastudovat základní teorii pro výpočet proudění kapaliny v trubicích a konečně sestavit experimentální linku a s jejím využitím porovnat teoretické výpočty s experimentálně získanými daty. Při experimentálním měření rychlostních profilů kapaliny v trubici bylo využito ultrazvukového systému UVP Monitor. Pro měření rychlosti toku kapaliny byla použita hmotnostní metoda a metoda tlakové difference.

Výsledkem práce je porovnání středních rychlostí proudění kapaliny při laminárním stacionárním toku získané hmotnostní metodou, metodou tlakové difference a pomocí UVP Monitoru. Hlavním výstupem je porovnání experimentálně získaných rychlostních profilů prostřednictvím UVP Monitoru s teoreticky získanými profily. Měření je prováděno pro šest různých hodnot Reynoldsova čísla.

2 Proudění kapalin

Při analýze toku uvažujeme kapalinu jako spojitě, hmotné kontinuum. Při proudění opisují částice tekutiny dráhy nazvané proudové čáry neboli proudnice. Tyto čáry jsou fiktivní. Směr rychlosti kapaliny je v každém bodě tečný k proudnici, viz obr. 1. To platí při laminárním stacionárním proudění, které bude oblastí našeho zájmu. V práci se budeme zabývat prouděním kapaliny v pevné trubici kruhového průřezu s předpokladem, že proudová trubice je zcela vyplněna proudnicemi. Svazek proudnic tvoří proudové vlákno. Obsah plochy rovinného řezu kolmého na střední proudnici proudové trubice se nazývá průtočná plocha [1].



Obrázek 1 Proudová trubice

Proudění kapalin můžeme dělit několika způsoby. Podle závislosti pohybu částic kapaliny na čase můžeme proudění dělit na stacionární a nestacionární. Další základní dělení toku kapalin je dle tvaru proudnic, po kterých se částice kapaliny pohybují a to na laminární a turbulentní, to platí u vazkých kapalin [2].

Teorie zavádí model ideální kapaliny, která je nestlačitelná a nevazká, tedy bez vnitřního tření oproti skutečné kapalně, která je vazká a do jisté míry stlačitelná. V rámci této práce budeme uvažovat kapalinu newtonovskou, vazkou, která není stlačitelná, má konstantní hustotu a bude proudit stacionárně. Tato kapalina bude vyplňovat celou trubici.

2.1 Vlastnosti kapalin

2.1.1 Newtonovské kapaliny

V průmyslové i vědecko-výzkumné praxi se setkáváme se dvěma základními typy kapalin a to newtonovskou a neneutronovskou kapalinou.

Newtonovská kapalina je viskózní látka, která splňuje Newtonův zákon viskozity [2]:

$$\tau = \eta \frac{dc}{dy}, \quad (2.1)$$

kde $\frac{dc}{dy}$ je gradient rychlosti proudění v kolmém směru na pohyb tekutiny a η je dynamická

viskozita. S dynamickou viskozitou souvisí kinematická viskozita ν , kterou vyjadřuje vztah [3]:

$$\nu = \frac{\eta}{\rho} \quad (2.2)$$

Newtonovská vazká tekutina na smočené stěně lpí, platí podmínka ulpívání, takže rychlost proudící tekutiny na stěně trubice je nulová [4]. Je třeba brát v potaz vliv teploty, protože s rostoucí teplotou viskozita kapalin klesá [3]. Newtonovské kapaliny jsou například voda, benzín a petrolej [2].

Krev je obecně neneutronovská kapalina. V případě proudění ve velkých cévách, jako je například aorta, si ale můžeme dovolit považovat ji za newtonovskou kapalinu, protože velikost krevních částic je oproti velikosti vnitřního průměru velkých cév zanedbatelná [5].

2.1.2 Neneutronovské kapaliny

Pro tuto kapalinu neplatí Newtonův zákon viskozity. To znamená, že smykové napětí této kapaliny není v lineární závislosti vzhledem k rychlosti smykové deformace.

Konkrétními příklady neneutronovské kapaliny jsou např. pasta, potravinářské těsto, roztoky polymerů, mléko, nebo již v předchozí kapitole zmiňovaná krev. Neneutronovská kapalina je např. i viskoelastická látka. Přestane-li na tuto kapalinu působit napětí, dokáže se plně, nebo alespoň částečně vrátit do svého původního tvaru. Dalo by se říci, že tyto kapaliny mají paměť, jelikož smykové napětí nezávisí jen na lokální deformační rychlosti, ale také na její historii [2].

2.2 Tok v trubici

2.2.1 Stacionární a nestacionární tok

Stacionárním (ustáleným) prouděním označujeme takové proudění, při kterém nedochází ke změně vlastností toku kapaliny, jako je rychlost, tlak, nebo teplota v závislosti na čase v daném místě. Opakem stacionárního proudění je proudění nestacionární (pulsací).

Mnoho zařízení jako turbíny, kompresory, bojler, kondenzátory a tepelné výměníky pracují ve stejných podmínkách po dlouhou dobu a jsou klasifikovány jako zařízení se stacionárním prouděním. Všechna tato zařízení jsou určena ke kontinuálnímu provozu. Nutno dodat, že malá část těchto zařízení, např. v blízkosti rotujících lopatek má nestacionární proudění, které lze v celkové klasifikaci zanedbat [2].

U nestacionárního proudění dochází ke změně rychlosti a tlaku v daném místě v závislosti na čase. V praxi k němu dochází například při otvírání a zavírání potrubí [6], nebo při průchodu krve chlopněmi.

2.2.2 Průtok a rovnice kontinuity

Průtok lze měřit několika způsoby. Mezi základní metody měření průtoku patří metoda objemová a hmotnostní. Objemový tok Q je objem tekutiny, který proteče daným průřezem za čas. Vyjadřuje ho vztah [1, 2, 4, 6]:

$$Q = \frac{V}{t} = c_s A, \quad (2.3)$$

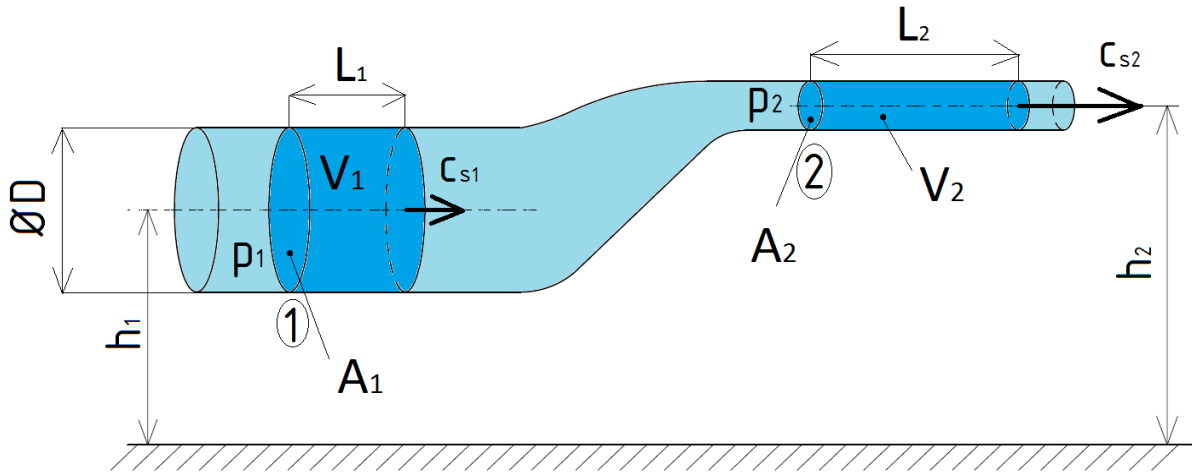
kde c_s je střední rychlost proudění kapaliny, A je průtočná plocha. Analogicky hmotnostní tok Q_m je hmotnost tekutiny, která proteče daným průřezem za čas, lze ho získat vynásobením objemového toku hustotou ρ , tedy [1, 2, 4, 6]:

$$Q_m = \frac{m}{t} = c_s A \cdot \rho \quad (2.4)$$

Z rovnice průtoku můžeme odvodit rovnici kontinuity, která říká, že každým místem (průtočnou plochou) proteče za stejný čas stejný objem tekutiny, což je znázorněno na obr. 2. V místě 1 proteče za čas t objem V_1 a za stejný čas t proteče místem 2 objem V_2 , který je roven objemu v místě 1, takže $V_1 = V_2$. Objemové toky v těchto dvou různých místech se budou rovnat:

$$Q_1 = Q_2 \quad (2.5)$$

Rovnice (2.3), (2.4) a (2.5) vyjadřují vztahy platné pro nestlačitelnou kapalinu, která proudí stacionárně.



Obrázek 2 Průtoková rovnice, vytvořeno podle [6]

Pro kapalinu stlačitelnou, proudící stacionárně je tvar rovnice kontinuity následující [1, 2, 4, 6]:

$$c_{s1} A_1 \rho_1 = c_{s2} A_2 \rho_2, \quad (2.6)$$

Pro nestlačitelnou kapalinu platí, že hustota je konstantní $\rho_1 = \rho_2$. Získáme tím vztah [2, 4, 6]:

$$c_{s1} A_1 = c_{s2} A_2 \quad (2.7)$$

2.2.3 Bernoulliho rovnice

Bernoulliho rovnice vyjadřuje zákon o zachování mechanické energie v kapalině a její vyjádření pro stacionární proudění ideální kapaliny je [2, 4]:

$$g \cdot h + \frac{p}{\rho} + \frac{c_s^2}{2} = konst., \quad (2.8)$$

kde h je výška vodního sloupce kapaliny, p je tlak kapaliny a c_s je střední rychlost proudění kapaliny v daném místě.

Pro vazkou kapalinu je nutné do rovnice na levou stranu zavést ztrátový člen, v našem případě ztrátovou výšku h_z , způsobenou primárně vazkými silami. Tato veličina se stanovuje empiricky. Rovnice tedy bude mít tvar [2, 4]:

$$g \cdot h + \frac{p}{\rho} + \frac{c_s^2}{2} + h_z \cdot g = konst., \quad (2.9)$$

kde ztrátová výška je rovna součtu ztrátové výšky odpovídající ztrátám po délce h_{zL} a ztrátové výšky odpovídající místním ztrátám h_{zM} , tedy:

$$h_z = h_{zL} + h_{zM}, \quad (2.10)$$

jelikož se budeme zabývat prouděním v trubici konstantního kruhového průřezu, bude místní ztráta h_{zM} rovna nule. Bernoulliho rovnice pro takovou trubici bude mít tvar:

$$g \cdot h + \frac{p}{\rho} + \frac{c_s^2}{2} + h_{zL} \cdot g = konst. \quad (2.11)$$

kde pro laminární i turbulentní proudění v trubici kruhového průřezu ztrátu po délce vyjadřuje vztah [2, 4, 6]:

$$h_{zL} = \lambda_w \frac{L c_s^2}{D 2g}, \quad (2.12)$$

Weissbachův součinitel tření v trubici kruhového průřezu při laminárním proudění vyjadřuje rovnice [2, 4, 6]:

$$\lambda_w = \frac{64}{\text{Re}} \quad (2.13)$$

Pro turbulentní proudění je Weissbachův součinitel tření v trubici kruhového průřezu vyjádřen vztahem [4, 6]:

$$\lambda_w = \frac{0,3164}{\sqrt[4]{\text{Re}}} \quad (2.14)$$

2.2.4 Hagen-Poiseuillův zákon

Tento zákon platí pro laminární proudění newtonovských viskózních kapalin a vyjadřuje velikost objemového toku Q [3]:

$$Q = \int_A c \cdot dA = \int_0^R c \cdot 2 \cdot \pi \cdot r \cdot dr = \int_0^R \frac{1}{4} \frac{\Delta p}{L \eta} (R^2 - r^2) \cdot 2 \cdot \pi \cdot r \cdot dr, \quad (2.15)$$

kde c je rychlost proudění kapaliny, A je průtočná plocha, r aktuální vnitřní poloměr trubice, R je vnitřní poloměr trubice, L je délka úseku trubice a Δp je tlaková diference. Rozdíl tlaků na začátku a konci trubice je hlavní příčinou toku kapaliny, např. krve v cévách. Kterákoliv kapalina se bude pohybovat z místa, kde působí vysoký tlak, do místa o nízkém tlaku. V živém organismu srdce, které zastává roli pumpy, pak musí tento tlakový gradient vytvořit [7]. Pro průtok v celém průřezu trubice dostaneme integrací rovnice (2.15) následující vztah [8]:

$$Q = \frac{\pi}{8\eta} \frac{\Delta p}{L} R^4 \quad (2.16)$$

Díky měření tlaků ve dvou různých místech trubice získáme tlakovou diferenci, na základě které budeme moci dle vztahu (2.16) spočítat velikost průtoku.

2.2.5 Reynoldsovo číslo

Reynoldsovo číslo je bezrozměrná veličina charakterizující proudění vazké tekutiny. Hodnotu Reynoldsova čísla vyjadřuje vztah [2, 4]:

$$Re = \frac{c_s D}{\nu}, \quad (2.17)$$

kde D je vnitřní průměr trubice a ν je kinematičká viskozita tekutiny. Ze vztahu je patrné, že se zvyšující se kinematičkou viskozitou kapaliny se snižuje hodnota Reynoldsova čísla. Za fyziologických podmínek, jak uvádí [7], je viskozita krve asi 3x vyšší než viskozita vody. Za toto zvýšení viskozity jsou zodpovědné krevní částice (erytrocyty, leukocyty, trombocyty...), které vzájemnou interakcí zvyšují vnitřní tření kapaliny.

| krevní buňky | průměr [μm] | tloušťka [μm] | počet na litr |
|--------------|--------------------------|----------------------------|---------------------------|
| erytrocyty | 6,7 - 7,7 | 1 - 2 | $3,8 - 5,2 \cdot 10^{12}$ |
| leukocyty | 6 - 30 | 6 - 30 | $4 - 10 \cdot 10^9$ |
| trombocyty | 2 - 4 | 0,5 - 1 | $1,2 - 3 \cdot 10^{11}$ |

Tabulka 1 Velikosti a počty krevních částic [9]

Lze tedy říci, že s narůstajícím počtem krevních částic (zejména červených krvinek), nebo nedostatečnou hydratací organismu (úbytek plazmy), roste i viskozita krve.

| látka | kinematická viskozita ν [$10^{-6} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$] | dynamická viskozita η [$10^{-3} \cdot \text{Pa} \cdot \text{s}$] |
|-----------------------|---|--|
| voda (20° C) | 1,004 | 1 |
| voda (40° C) | 0,658 | 0,653 |
| krev (37° C) | 2,8 - 3,4 | 3,0 - 3,6 |
| krevní plazma (37° C) | 1,8 - 1,9 | 1,8 - 2 |
| glycerol | 0,001 | 1480 |

Tabulka 2 Hodnoty dynamické a kinematické viskozity některých látek, podle [10, 11, 12]

| céva | průměr D [m] | Reynoldsovo číslo Re [1] | střední rychlost c_s [m/s] |
|-------------|---------------------------------------|-------------------------------------|--|
| aorta | $1,9 \cdot 10^{-2}$ | 1425 | 0,3 |
| karotida | $9,5 \cdot 10^{-3}$ | 1425 – 2137,5 | 0,6 - 0,9 |
| arterioly | $0,2 \cdot 10^{-4} - 2 \cdot 10^{-4}$ | 0,01 – 0,15 | $2 \cdot 10^{-3} - 3 \cdot 10^{-3}$ |
| vlásečnice | $5 \cdot 10^{-6} - 20 \cdot 10^{-6}$ | $6,25 \cdot 10^{-4}$ | $0,5 \cdot 10^{-3}$ |

Tabulka 3 Porovnání průměrů a rychlostí proudění krve vybraných cév lidského těla [13, 14, 8, 15]

2.2.6 Laminární a turbulentní proudění v pevné trubici kruhového průřezu

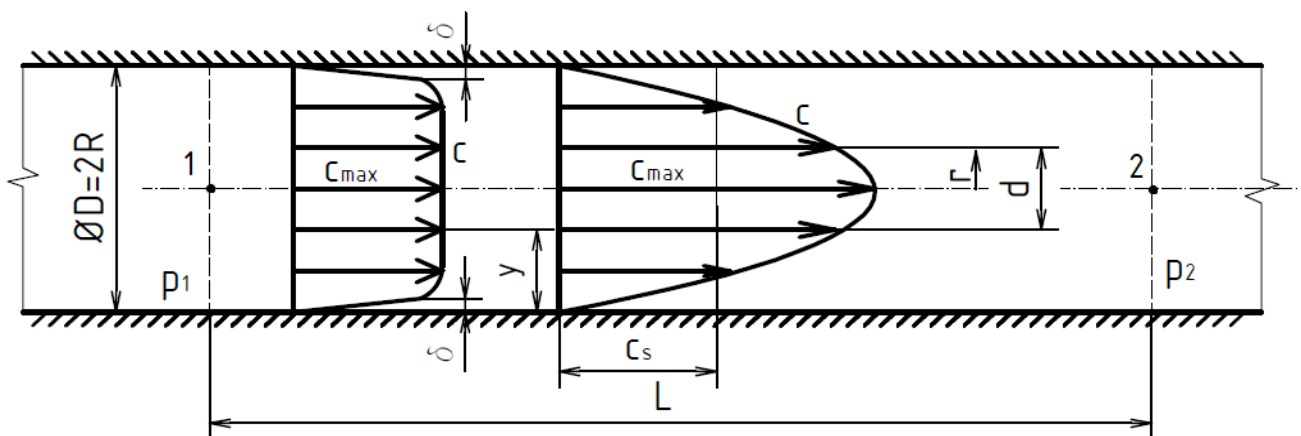
Při laminárním toku kapaliny v pevné trubici kruhového průřezu jsou jednotlivé proudnice kapaliny rovnoběžné s osou trubice, nekříží se. Částice kapaliny se pohybují v pomyslných vrstvách, které se nemísí. Laminární proudění se mění v turbulentní při překročení kritické rychlosti. Tato rychlost je obsažena v Reynoldsově čísle, viz rovnice (2.17), kdy změna typu toku z laminárního na turbulentní se dá přibližně určit pomocí kritické hodnoty Reynoldsova čísla. Při turbulentním proudění mají proudnice obecný tvar vzhledem k ose trubice. Proudnice se stáčí a kříží. Rozdíl mezi laminárním a turbulentním tokem je také ve velikosti odporu toku kapaliny proti pohybu. U turbulentního toku je tento odpor větší než u laminárního proudění v důsledku tvorby vírů [4]. Při laminárním proudění se jednotlivé rychlostní vrstvy o sebe navzájem smýkají/třou, směrem od středu trubice k její stěně se rychlost proudění snižuje, viz obr. 3.

V roce 1883 Osborne Reynolds provedl experiment, kdy do proudu kapaliny v trubici vstříkl kontrastní barevnou látku a definoval laminární a turbulentní proudění. Na rozdíl od turbulentního proudění se při proudění laminárním proudnice s barvou nepromíchávala s proudnicemi tvořenými čistou vodou [4].

Laminární proudění je v přírodě i v technice poměrně vzácné. Vyskytuje se pouze při průtoku vazkých tekutin úzkými kanály nebo při obtékání malých těles nízkou rychlostí.

V biomechanice se můžeme setkat s laminárním prouděním v toku krve vlásečnicemi, nebo arterioly. Turbulentně proudí krev ve velkých tepnách, jako je například aorta.

Laminární proudění přechází do turbulentního, překročí-li Reynoldsovo číslo svou kritickou hodnotu. Pro hladkou kruhovou trubici je uváděna hodnota kritického Reynoldsova čísla přibližně 2300 [4]. Příkladem turbulentního proudění je proudění krve v srdci. Rychlostní profil krve se mění v průběhu tepové vlny [16].



Obrázek 3 Rychlostní profil turbulentního (vlevo) a laminárního (vpravo) proudění v trubici kruhového průřezu, vytvořeno podle [4]

2.2.6.1 Vztahy pro laminární proudění

Na úseku délky L mezi průřezy 1 a 2, viz obr. 3, dojde vlivem smykového tření jednotlivých rychlostních vrstev ke ztrátě tlaku $\Delta p = p_1 - p_2$. Nedojde-li ke změně proudění, bude tato ztráta pro stejné délkové úseky konstantní. Rovnice pro rychlostní profil laminárního proudění, který je uveden na obr. 3 je [4]:

$$c = \frac{\Delta p}{16\eta L} (D^2 - d^2), \quad (2.18)$$

kde η je dynamická viskozita, D vnitřní průměr trubice a d aktuální vnitřní průměr, na kterém vyšetřujeme rychlost, viz obr. 3. Tato rovnice platí pro proudění newtonovské vazké tekutiny. Je to rovnice rotačního paraboloidu, jehož osa je totožná s osou trubice. Tento vztah upravíme tak, aby $D = 2R$ a $d = 2r$:

$$c = \frac{\Delta p}{4\eta L} (R^2 - r^2), \quad (2.19)$$

kde R je vnitřní poloměr trubice a r je aktuální vnitřní poloměr. Z rovnice je patrné, že pro $R = r$ je rychlost proudění nulová, platí zde podmínka ulpívání na stěně. Naopak položíme-li v rovnici (2.19) $r = 0$, dostaneme vztah pro maximální rychlost [4]:

$$c_{\max} = \frac{\Delta p}{4\eta L} R^2 \quad (2.20)$$

Použitím věty ze stereometrie, že objem rotačního paraboloidu je roven polovině objemu rotačního válce dostaneme vztah pro střední rychlost rychlostního profilu c_s [4]:

$$c_s = \frac{c_{\max}}{2} = \frac{\Delta p}{8\eta L} R^2 \quad (2.21)$$

2.2.6.2 Vztahy pro turbulentní proudění

Turbulentní proudění využívá vztahů poněkud odlišných. Střední rychlost proudění c_s vyjadřuje vztah [4]:

$$c_s \cong \frac{c_{\max}}{1,24}, \quad (2.22)$$

kde c_{\max} je maximální rychlost proudění kapaliny a konstanta 1,24 je funkcí Reynoldsova čísla.

Na obr. 3 vyznačuje δ tloušťku vazké podvrstvy, která charakterizuje oblast, kde se turbulentní proudění chová jinak, než ve zbylém objemu, kvůli vlivu blízkosti stěny trubice a její drsnosti [4].

Vztahy uvedené v podkapitolách 2.2.6.1 a 2.2.6.2 platí pro stacionární proudění nestlačitelné vazké newtonovské tekutiny o konstantní hustotě a dynamické viskozitě v přímé trubici neproměnného průřezu.

2.2.7 Stabilizační délka toku kapaliny v pevné trubici

Při narušení proudu, například čerpadlem, je potřeba, aby následovala určitá délka L_p potrubí bez narušení, po jejímž absolvování se proud opět stabilizuje. Pro laminární proudění vyjadřuje tuto hodnotu vztah [2]:

$$L_p = 0,05 \cdot \text{Re} \cdot D = 0,005 \cdot 1300 \cdot 23,9 = 1554 \text{ mm}, \quad (2.23)$$

kde D je vnitřní průměr trubice. Pro turbulentní proudění platí výraz [2]:

$$L_p = 1,359 \cdot \sqrt[4]{\text{Re}} \cdot D \quad (2.24)$$

Tyto hodnoty nejsou zcela přesné, ale jen přibližné. Problematikou stabilizační délky trubice se zabýváme, abychom si mohli sestavit experimentální trať.

3 Měření rychlosti

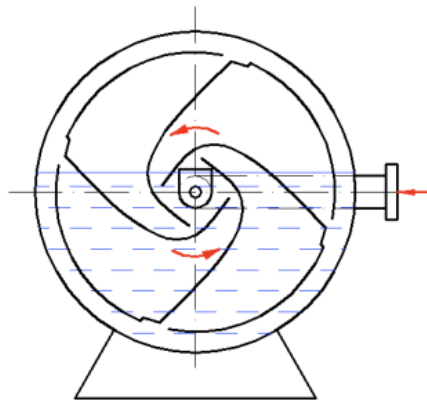
Rychlost proudící kapaliny se dá získat přímo z rychlostního profilu, nebo nepřímo z měření průtoku dopočtením dle vztahů uvedených v předchozích kapitolách.

3.1 Měření průtoku

3.1.1 Objemová metoda

Pro měření objemového průtoku používáme průtokoměry, které se skládají z prostorů o známém objemu. Tekutina pak tyto prostory naplňuje. Díky znalosti objemu těchto prostor, které se postupně/opakovaně naplňují a času, za který se tyto prostory naplnily, měří tyto průtokoměry průtok. Mezi tyto průtokoměry patří například bubnový průtokoměr, průtokoměr s krouživým pístem, oválné měřidlo a další.

Tyto průtokoměry způsobují tlakovou ztrátu, protože se vkládají do proudu tekutiny, a jelikož se skládají z mnoha pohyblivých částí, nejsou vhodné pro měření průtoku kapalin obsahujících pevné částice [17].

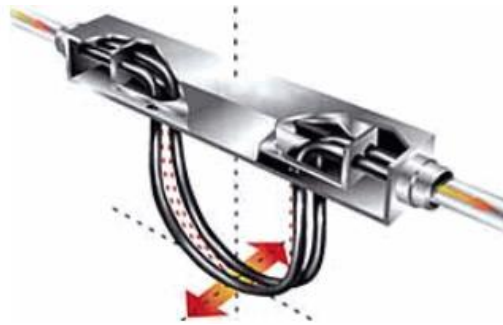


Obrázek 4 Bubnový průtokoměr [18]

3.1.2 Hmotnostní metoda

Přímou metodou můžeme hmotnostní průtok změřit například Coriolisovým průtokoměrem, tepelným hmotnostním průtokoměrem a dalšími. Coriolisův průtokoměr měří velice přesně, získané údaje jsou nezávislé na teplotě, tlaku, viskozitě a ani na obsahu pevných částic v tekutině [17].

Objemová a hmotnostní metoda jsou vhodné pro měření průtoku při stacionárním režimu toku. Pro měření nestacionárního průtoku nejsou vhodné, protože měří objem nebo hmotnost protékající kapaliny vždy za určitou jednotku času. Tím získáme střední hodnotu průtoku nikoli okamžitou nebo se v čase výrazně měnící. Také konstrukční uspořádání průtokoměrů není vhodné pro detekci v čase se vyvíjejícího průtoku. Konstrukční řešení těchto průtokoměrů nestacionarity v průtoku zatlumí, nebo je může přemodulovat [17].



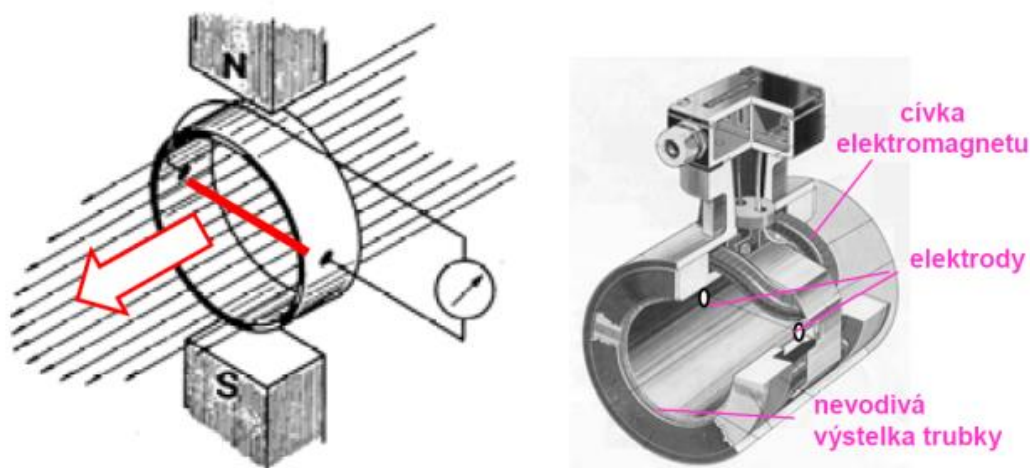
Obrázek 5 Coriolisův průtokoměr [18]

3.1.3 Elektromagnetická (indukční) metoda

Tato metoda je založena na Faradayově zákoně elektromagnetické indukce. Pohybem vodiče v homogenním magnetickém poli se indukuje elektrické napětí. V našem případě by úlohu vodiče hrála proudící kapalina. Objemový tok pak vyjadřuje vztah [17]:

$$Q = \frac{U_i \cdot \pi \cdot D}{4 \cdot B}, \quad (3.1)$$

kde U_i je indukované elektrické napětí, D je vnitřní průměr trubice a B je indukce magnetického pole. Podmínkou pro měření je, že trubice musí být zcela zaplněna kapalinou a médium musí být elektricky vodivé a naopak trubice musí být elektricky nevodivá. Výhodou je, že se elektromagnetický průtokoměr nekládá do potrubí a tedy nenarušuje proud kapaliny, dále se neskládá z pohyblivých částí, takže nepodléhá opotřebování [17, 19]. Při měření nezáleží na hustotě, složení, teplotě nebo tlaku proudící kapaliny, můžeme tedy měřit různě agresivní kapaliny. Měření závisí jen na rychlosti proudění kapaliny trubicí [19].



Obrázek 6 Obecný princip indukčního průtokoměru (vlevo) a jeho realizace (vpravo) [19]

3.1.4 Měření pomocí tlakové difference

Tato metoda je založena na měření rozdílu tlaku před a za primárním prvkem průtokoměru. Na tomto principu je založena většina průmyslových průtokoměrů. Základní skupinou těchto průtokoměrů jsou škrťící orgány, jako například clona, dýza, Venturiho trubice, rychlostní sondy (Pitotova trubice, Prandtlova trubice, válcová sonda a další).

Tlakové poměry v trubici při proudění popisuje Bernoulliho rovnice, která vyjadřuje zákon zachování mechanické energie v tekutinách, podle kterého při stejných podmínkách tlak v tekutině klesá s nárůstem rychlosti proudění. K tomuto dojde, pokud do trubice dáme překážku. Rychlost proudění a tedy i kinetická energie tekutiny roste při průchodu překážkou při poklesu tlaku v tekutině. Tlaková difference před a za překážkou je přímo úměrná druhé mocnině rychlosti proudění a závisí také na tvaru překážky [17].

Clona je plochá deska s otvorem, která je vložena do trubice mezi příruby. Průměr škrťacího otvoru a jeho umístění závisí na typu měřené tekutiny. Clona je náchylná na opotřebení obsahuje-li měřená kapalina částice. Alternativou k cloně je dýza. Dýza má na rozdíl od clony zaoblenou vtokovou hranu, čímž se zvyšuje její životnost [17].

Tlak je měřen tlakovými senzory, které jsou vybaveny senzitivními prvky, mezi které patří například piezokrystaly nebo membránami osazenými tenzometrickými můstky. Tyto senzitivní prvky reagují na zatížení změnou svých elektrických vlastností, které se projevují změnou výstupního napětí nebo proudu. Z teorie díky Hagen-Poiseuillovu zákonu a rovnice průtoku se pak díky znalosti tlakové difference dopočítá rychlost proudící kapaliny.

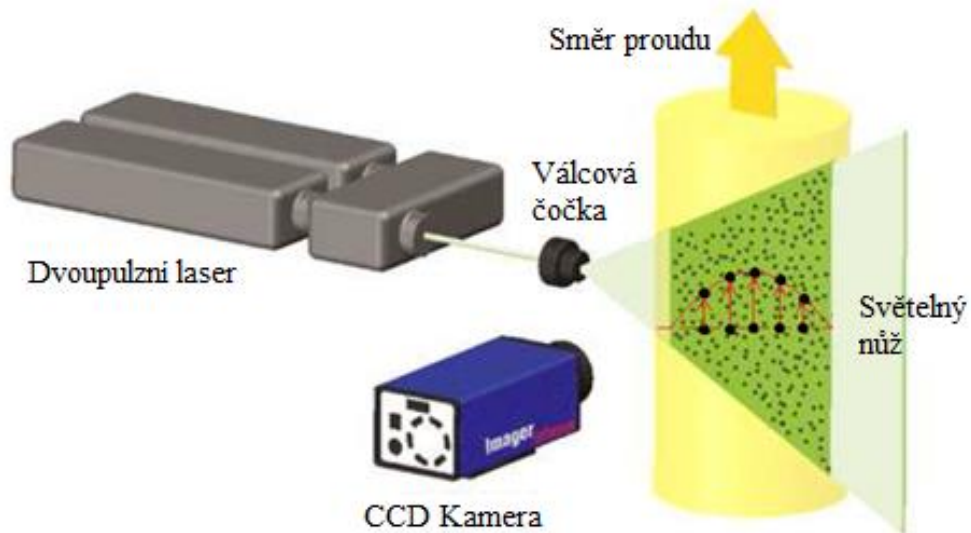
V tepnách se krevní tlak pohybuje mezi maximální (systolickou) a minimální (diastolickou) hodnotou. V medicíně se tlak obvykle měří tonometrem. U malých dětí může tato metoda selhat. Velmi častá metoda měření krevního tlaku je také pomocí ultrazvuku, kde je na základě dopplerova efektu měřena rychlost toku krve, ze které je pak přímo v měřicím systému dopočten tlak [16].

3.2 Měření rychlostních profilů

3.2.1 Metoda PIV (Particle Image Velocimetry)

Tato optická metoda se používá pro měření rychlostních polí proudících tekutin. Pro měření je třeba, aby kapalina obsahovala reflexní (odrazové) částice, které jsou vizualizovány pomocí laserového paprsku. Metoda PIV umožňuje měřit okamžité hodnoty velikosti a směru rychlosti v daném průřezu proudící tekutiny [20].

Pulsní laser generuje úzký světelný paprsek. Ten je převeden do tvaru světelného nože, který prosvětluje kapalinu v určité ploše. Tato osvětlená plocha je ohraničena zorným polem vysokofrekvenční kamery, která zaznamenává pohyb reflexních částic. Kamera je připojena k počítači, který je vybaven PIV čipem. Počítač vyhodnocuje informace o změně polohy sledovaných částic nesených kapalinou a časové diferenci mezi pořizovanými snímky kamery. Díky těmto datům dokáže vytvořit vektorovou mapu rychlosti proudění kapaliny [20]. Metoda PIV nachází stále větší uplatnění při vědeckých výzkumech, např. zkoumání proudění krve na modelu cévního větvení [21]. Výhodou je, že patří mezi neinvazivní metody, takže nedochází k narušení proudu tekutiny. Nevýhodou je, že je třeba do vyšetřované oblasti vidět, musí být transparentní. Další negativum je vysoká pořizovací cena [20].

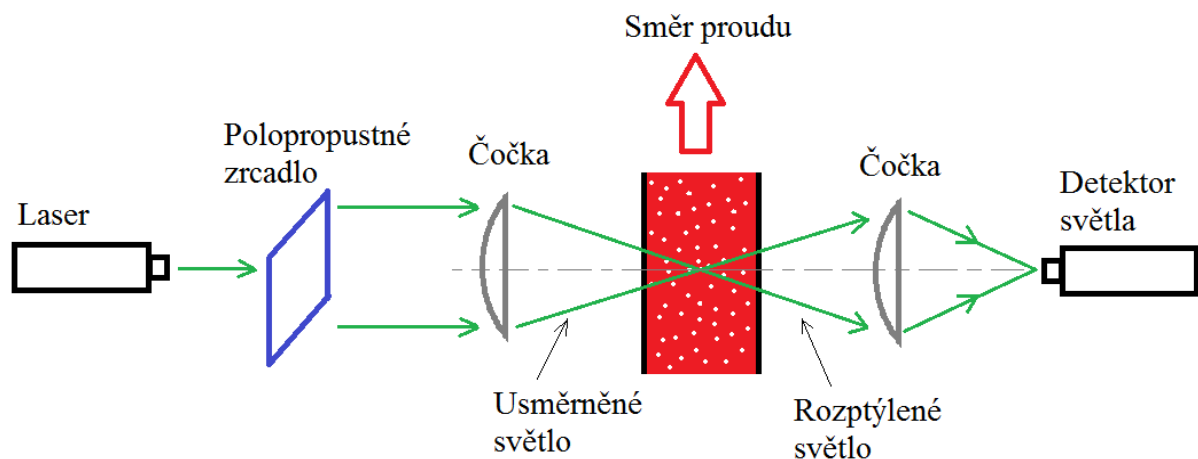


Obrázek 7 Schéma měření metodou PIV, upraveno podle [20]

3.2.2 Metoda LDA (Laser Doppler Anemometry)

Metoda LDA je optická neinvazivní metoda určená pro měření rychlosti toku kapalin v daném místě. Laser vysílá paprsek, který je pomocí optického zrcadla dělen na dva paprsky o stejné intenzitě. Tyto paprsky jsou následně usměrněny čočkou do jednoho určitého bodu, viz obr. 8. V místě, kde se paprsky protnou, dochází k interferenci světla a vzniku interferenčních proužků (rovin), tedy sérii tmavých a světlých ploch, kterými prochází sledovaná částice. Stejně jako u předchozí metody je vyžadována přítomnost reflexních částic, od kterých se odráží světlo. Tato metoda využívá Dopplerova efektu. Vysílač vyšle paprsek o jisté frekvenci, která se po odrazu od pohybující se částice změní. Prostřednictvím změny frekvence obdržíme rychlost monitorované částice [19].

Metoda LDA má široké využití, nejčastěji se používá především v automobilovém průmyslu a letectví jako výbava aerodynamických tunelů. Výhodou této metody je, že je neinvazivní a také, že měří rychlost lokálně. Nevýhodou je, že je třeba transparentní prostředí, aby jím laserový paprsek mohl projít [20].

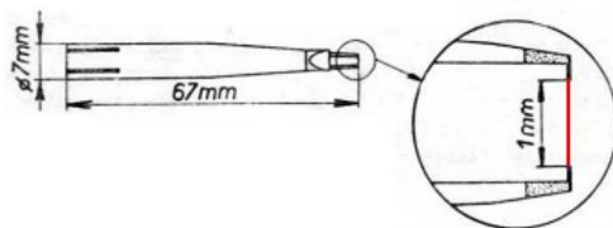


Obrázek 8 Schéma měření za pomoci LDA metody, vytvořeno podle [20]

3.2.3 Anemometrická metoda (metoda žhavených senzorů)

Tato metoda je založena na ochlazování žhaveného senzoru proudícím médiem. Teplota tohoto žhaveného senzoru se pohybuje od 100 °C až do 300 °C. Ochlazování senzoru je vyhodnoceno na základě naměřené hodnoty výstupního elektrického napětí anemometru. Snižuje-li se teplota žhaveného senzoru, snižuje se i elektrický odpor anemometru a tím i jeho elektrické napětí. Pro tuto metodu jsou používány sondy drátkové, filmové, nebo speciální. Nejmenší je sonda drátková, kde se průměr žhaveného drátku pohybuje od 1 μm . Díky těmto malým rozměrům mohou sondy měřit rychlost toku v blízkosti stěny trubice nebo kanálu, kde se nachází oblast vazké podvrstvy [22].

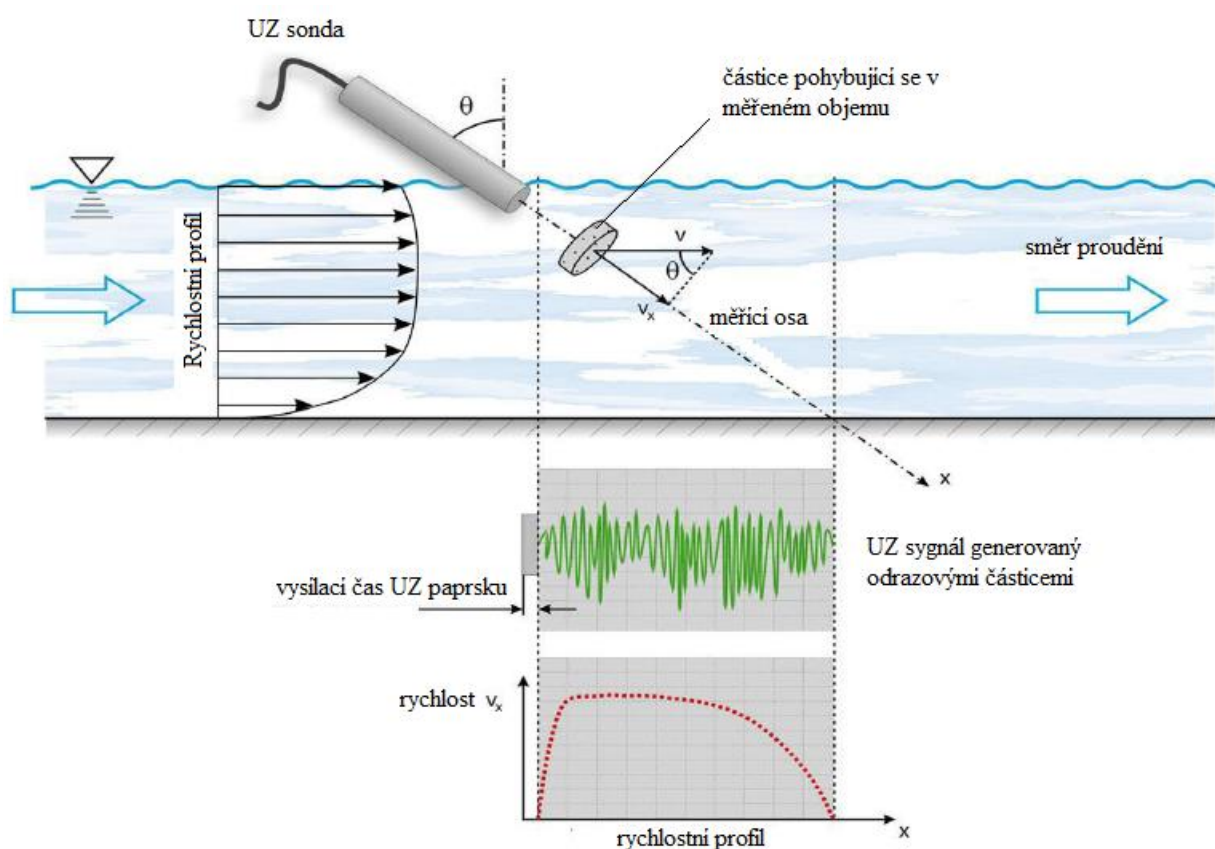
Výhodami této metody jsou: vysoká citlivost, velký rozsah měřitelných rychlostí, malá měřená oblast (měření lze považovat za měření bodové, podobně jako LDA) a relativně nízká cena. Nevýhodami této metody jsou křehkost sondy, citlivost na znečištění kapaliny (natavení nečistot na sondu) a narušení proudění přítomností sondy v proudu. Tato metoda se používá pro přesná bodová měření nízkých i vysokých rychlostí, nebo i pro měření rychlostí v oblasti mezní vrstvi [22].



Obrázek 9 Drátková sonda [22]

3.2.4 Ultrazvukové měření

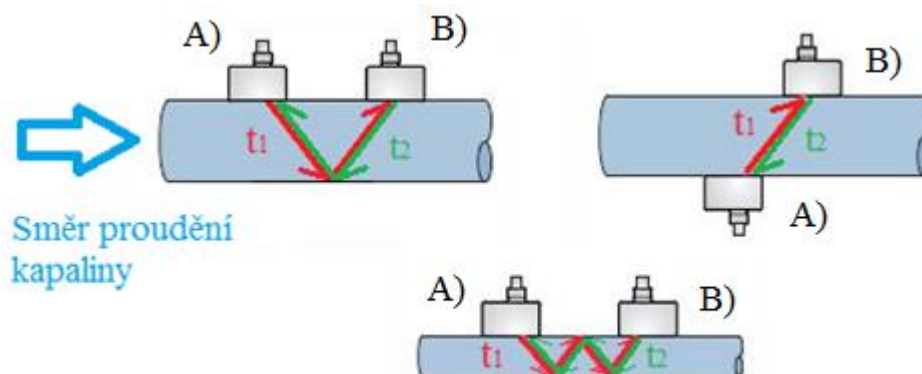
Měření rychlosti toku kapalin pomocí ultrazvukových vln lze provádět několika způsoby. První a námi uplatněný způsob měření je s využitím Dopplerova jevu. Měřícím systémem jsou do kapaliny vyslány ultrazvukové vlny s konstantní frekvencí, které se po odrazu od částic obsažených v kapalině vrátí do přijímače s pozměněnou frekvencí, viz obr. 10. Díky pohybu kapaliny s odrazovými částicemi je frekvence přijatého ultrazvukového vlnění odlišná od vyslané frekvence. Rozdíl vyslané a přijaté frekvence je úměrný rychlosti proudění kapaliny. Zařízení pracující na tomto principu je např. UVP Monitor, který byl zvolen pro experimentální měření. Proto se této metodě budeme následně věnovat podrobněji [17].



Obrázek 10 Schéma měření rychlosti proudící kapaliny s volnou hladinou pomocí UVP Monitoru [12, 20, 23]

Druhá metoda je založena na době průchodu ultrazvuku médiem. Tyto průtokoměry potřebují dvě komponenty – vysílač a přijímač, které jsou umístěny za sebou, nebo proti sobě viz obr. 11. Signál šířící se ve směru proudu kapaliny urazí vzdálenost za dobu t_1 , která je menší, než doba t_2 , která reprezentuje signál šířící se proti směru pohybu proudění kapaliny, viz obr. 11. Rozdíl dob průchodu signálu je úměrný rychlosti proudění tekutiny. V případě měření doby t_1 je vysílačem jednotka A a přijímačem jednotka B. Při měření doby t_2 je

vysílačem jednotka B a přijímačem jednotka A viz obr. 11. V porovnání s průtokoměry pracujícími dle Dopplerova principu, jsou tyto ultrazukové průtokoměry omezené na měření proudění pouze čistých tekutin a dávají většinou střední hodnotu rychlosti toku kapaliny [17].



Obrázek 11 Příklady možného rozmístění vysílače a přijímače při měření rychlosti toku kapaliny v potrubí pomocí ultrazvuku, upraveno podle [24]

Výhodou ultrazukových průtokoměrů je, že jsou neinvazivní (senzory se umísťují zvenčí na potrubí), takže nezpůsobují tlakovou ztrátu a nenarušují proud kapaliny [17]. Další výhodou je, že ultrazukem lze měřit přes transparentní i netransparentní materiály a dokonce přes pevnou i elastickou stěnu. Nevýhodou jsou drahé pořizovací náklady a také možné zkreslení ultrazukového signálu stavem stěny potrubí, např. vrstvou rzi nebo vodního kamene na vnitřní stěně potrubí.

3.2.4.1 Použití ultrazvuku

Ultrazuk má široké uplatnění. V průmyslu se využívá k technické diagnostice (vady materiálu...), čištění, nebo jako sonar. V lékařství můžeme dělit použití ultrazvuku na diagnostické (většinou zobrazovací techniky) a terapeutické. Diagnostické přístroje slouží pro rozmanitá vyšetření, jako je vyšetření žlučových a močových cest, zkoumání velikosti orgánů, jejich struktury a změn, neinvazivní vyšetření cév, nebo intravaskulární vyšetření. Intravaskulární ultrazuk je využíván především v kardiologii pro zobrazování koronární tepny (její stěny i vnitřku) [25]. Ultrazukové vyšetření je pokládáno za bezpečné (nevyužívá ionizující záření) a proto nahradilo v mnoha případech rizikovější vyšetřovací metody, jako je například rentgen. V gynekologických ordinacích se využívá především ke sledování vývoje plodu. Jistá rizika této metody ovšem existují, protože část akustické energie vyslaného ultrazukového

vlnění je pohlcena organismem, kde se mění na energii tepelnou. Při terapeutickém použití máme vyšší hodnoty intenzity ultrazvukového vlnění, díky nimž působí na tkáně aktivně. Ultrazvuková terapie se využívá například pro léčbu benigních i maligních nádorů a léčbě šedého zákalu (zaostřená ultrazvuková chirurgie), čištění a léčbě zubů, rozdrčení ledvinových kamenů (ultrazvukové šokové vlny) a dalších [26].

3.2.4.2 Vlastnosti ultrazvuku

Ultrazvukové vlnění je vlnění, jehož frekvence je vyšší než 20 kHz, tento zvuk není lidské ucho schopno zachytit [12]. Oproti slyšitelnému zvuku má ultrazvuk mnohem kratší vlnovou délku, což znamená, že ultrazvuk může být odrážen velmi malými částicemi. Ultrazvuk se skládá z příčných i podélných vln. Při využití UVP Monitoru využíváme a zpracováváme pouze podélné vlny. Velikost vlnové délky popisuje vztah [12]:

$$\lambda = \frac{c_z}{f}, \quad (3.2)$$

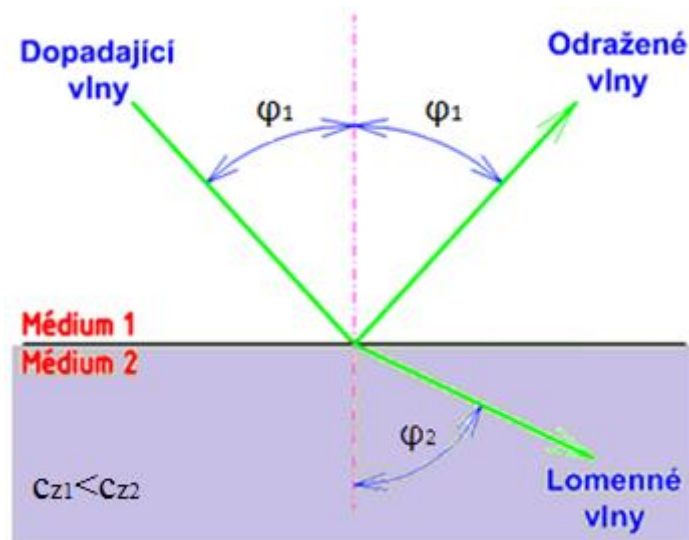
kde c_z je rychlost šíření ultrazvuku v médiu a f je vysílaná frekvence ultrazvuku. Stanovení velikosti vlnové délky hraje s hustotou kapaliny dominantní roli při výběru vhodných odrazových částic přidávaných do kapaliny.

Na rozhraní prostředí dochází k lomu a odrazu ultrazvukového paprsku. Rozhraním prostředí se rozumí hraniční plocha, kde se stýkají dvě média o různých akustických impedancích. Lom ultrazvukové vlny podléhá Fresnelovu zákonu [12]:

$$\frac{\sin \varphi_1}{\sin \varphi_2} = \frac{c_{z1}}{c_{z2}}, \quad (3.3)$$

kde φ_1 je úhel dopadu/odrazu a úhel φ_2 je úhel lomu ultrazvukového paprsku. Analogicky c_{z1} je rychlost šíření ultrazvukového vlnění v médiu 1 a c_{z2} je rychlost šíření ultrazvuku v médiu 2, viz obr. 12. Pokud dosadíme do rovnice (3.3) $\varphi_2 = 90^\circ$, znamená to, že se celá vlna odráží. Za této podmínky se bude úhel φ_1 nazývat kritickým úhlem, který vyjadřuje vztah [12]:

$$\varphi_1 = \sin^{-1} \left(\frac{c_{z1}}{c_{z2}} \right) \quad (3.4)$$



Obrázek 12 Schéma znázorňující graficky Fresnelův zákon [20]

Kritického úhlu lze snadno dosáhnout, jestliže se ultrazvuková vlna šíří z média o nižší rychlosti zvuku do média o vyšší rychlosti zvuku [12]. Pro ultrazvukové měření je třeba znát hodnotu veličiny, zvané akustická impedance značené Z . Je to vlastnost materiálu, která je definována součinem hustoty materiálu ρ a rychlosti šíření zvuku v médiu c_z , tedy [12]:

$$Z = \rho \cdot c_z \quad (3.5)$$

Jednotkou akustické impedance je Rayleigh (zkráceně Ray), který při rozepsání odpovídá $kg \cdot m^{-2} \cdot s^{-1}$ [12]. Tuto hodnotu je třeba znát, protože při měření rychlosti proudící kapaliny pomocí ultrazvuku je třeba volit takové částice, které mají hodnotu akustické impedance v požadovaném poměru s hodnotou proudící kapaliny.

4 Pracovní kapalina

Při měření rychlostního profilu proudící kapaliny pomocí UVP Monitoru je třeba volit takovou kombinaci materiálu stěny trubky a proudící kapaliny, aby byl jejich poměr akustických impedancí mezi 2 až 3 [12].

Trubka, ve které byl experiment prováděn byla z plexiskla. Jako proudící médium byla zvolena kapalina, která má podobnou viskozitu jako krev a je volně dostupná. V našem případě roztok sirupu a vody.

| materiál/látka | měrná hustota ρ [10^3 kg/m^3] | rychlost zvuku c_z [10^3 m/s] | akustická impedance Z [$10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$] |
|------------------|--|---|---|
| voda (při 20° C) | 0,98 | 1,483 | 1,5 |
| glycerol | 1,26 | 1,92 | 2,5 |
| plexisklo | 1,19 | 2,76 | 3,3 |

Tabulka 4 Vlastnosti vybraných látek důležité pro ultrazvukové měření [12]

Přesnou hodnotu rychlosti zvuku v roztoku sirupu a vody neznáme. Naše hodnota se nachází mezi hodnotou rychlosti zvuku ve vodě a glycerolu. Při dosazení rychlosti zvuku pro vodu a pak pro glycerol do našich vztahů, nedochází k zásadním změnám, takže můžeme počítat s hodnotou rychlosti zvuku pro vodu.

4.1 Odrazové částice v kapalinách

Při měření pomocí ultrazvukových metod založených na Dopplerově efektu je nezbytné, aby byly v kapalině obsaženy vhodné odrazové částice. Tyto částice mohou být přirozeného původu, např. krevní buňky v krvi, nebo jsou do kapaliny přidány uměle. Většina kapalin není naprosto čistá a jakési částice obsahuje. Tyto částice nemusí být svojí geometrií a hustotou vhodné pro ultrazvukové měření. Pro zlepšení poměru signál/šum a tím zkvalitnění měření, je vhodné do kapaliny přimíchat vyhovující odrazové částice.

Z teorie ultrazvuku vyplývá, že odrazové částice by měli mít průměr d_p větší než čtvrtinu vlnové délky λ , tedy [12]:

$$d_p > \frac{\lambda}{4} \quad (4.1)$$

Částice jsou voleny tak, aby se jejich hustota blížila hustotě měřené kapaliny. Jde o snahu dosáhnout rovnoměrného rozmístění částic v trubici, aby nedocházelo k usazování.

S vyhovující hustotou se částice budou pohybovat ve stejném směru a se stejnou rychlostí jako proudící kapalina. Dále je třeba, aby odrazné částice měli odlišnou akustickou impedanci, díky které budou vytvářet silné odrazy a také je třeba zvolit vhodnou velikost částic pro daný typ ultrazvukové sondy [12].

Protože byla při experimentu použita sonda o vysílací frekvenci 8 MHz, lze dopočítat vlnovou délku potřebnou pro výpočet minimálního průměru odrazných částic. Při výpočtu vlnové délky je třeba znát rychlost šíření zvuku v použitém médiu. Rychlost šíření zvuku v našem roztoku vody, sirupu a odrazových částic není přesně známá, proto byla pro výpočet použita hodnota rychlosti šíření zvuku ve vodě. Předpokládáme, že toto zjednodušení je akceptovatelné a výrazně neovlivní výsledek. Vlnová délka tedy bude [23]:

$$\lambda = \frac{c_z}{f} = \frac{1480}{8 \cdot 10^6} = 1,85 \cdot 10^{-4} \text{ m} \quad (4.2)$$

Dle rovnice (4.1) bude minimální velikost průměru odrazných částic [23]:

$$d_p > \frac{\lambda}{4} = \frac{1,85 \cdot 10^{-4}}{4} = 4,625 \cdot 10^{-5} \text{ m} = 46,25 \mu\text{m} \quad (4.3)$$

| výrobce | jméno | materiál | průměrná velikost d_p [μm] | hustota ρ [$\text{kg} \cdot \text{m}^{-3} \cdot 10^{-3}$] |
|------------|-----------|------------------|---|--|
| 3M | B38/4000 | skleněné bubliny | 100 | 0,38 |
| | S60/1000 | skleněné bubliny | 105 | 0,6 |
| | K46 | skleněné bubliny | 149 | 0,46 |
| Liquid Gas | MSF-300M | SiO ₂ | 30 | 1,35 |
| | MSF-500M | SiO ₂ | 50 | 1,35 |
| | MSF-750M | SiO ₂ | 75 | 1,35 |
| | MSF-1000M | SiO ₂ | 100 | 1,35 |
| HULS | WP200S | Nylon 12 | 80 | 1,02 |
| | L1640P | Nylon 12 | 350 | 1,02 |
| Sumimoto | CL-2507 | polystyren | 150 | 0,92 |
| Sekisui | SB-100 | polystyren | 100 | 1,17 |
| | SB-200 | polystyren | 200 | 1,17 |
| | MBX-50 | polymetakrylát | 50 | 1,17 |
| | MBX-80 | polymetakrylát | 80 | 1,17 |
| | MBX-100 | polymetakrylát | 100 | 1,05 |
| | MBX-200 | polymetakrylát | 200 | 1,05 |

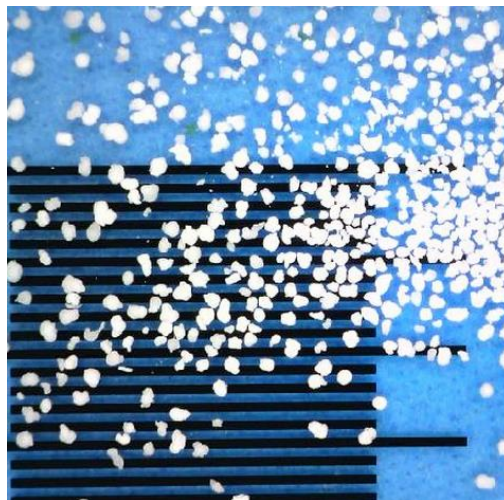
Tabulka 5 Některé komerčně dostupné odrazné částice [12]

4.1.1 Vlastnosti použitých částic pro experiment

V laboratoři byly k dispozici 3 druhy odrazových částic. Polyamidové částice o průměru 20 μm , skleněné duté částice potažené stříbrem o průměru 10 μm a částice z PVC o průměru 150 μm . Pro experimenty byl vybrán třetí typ částic.

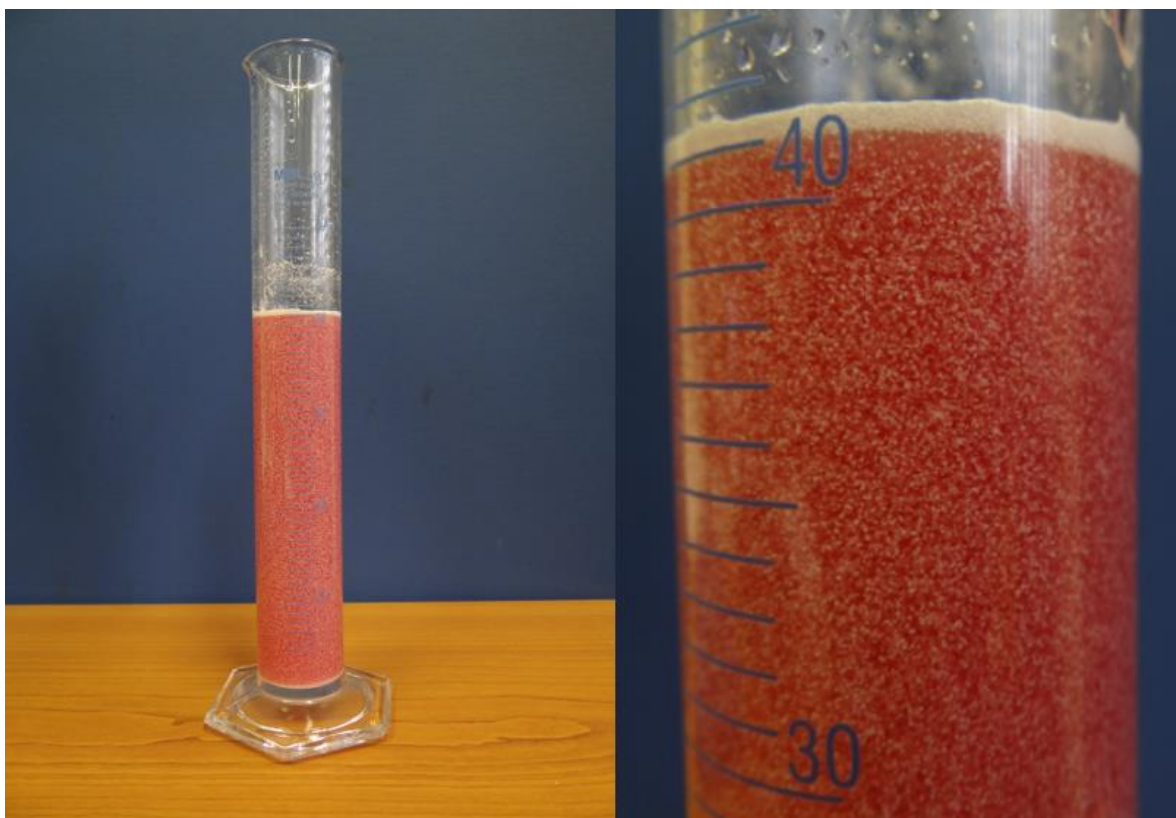
| | |
|----------------------|--|
| materiál | PVC |
| měrná hmotnost | $\rho_{stř} = 1200 \text{ kg} \cdot \text{m}^3$ |
| průměr částic | $d_{stř} = 150 \mu\text{m}$ |
| rychlost zvuku v PVC | $c_{zPVC} = 2380 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ |
| akustická impedance | $Z = \rho \cdot c_z = 1200 \cdot 2380 = 2,856 \cdot 10^6 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ |

Průměr částic vyhovuje požadavku z rovnice (4.1). Převyšují minimální průměr více než trojnásobně.

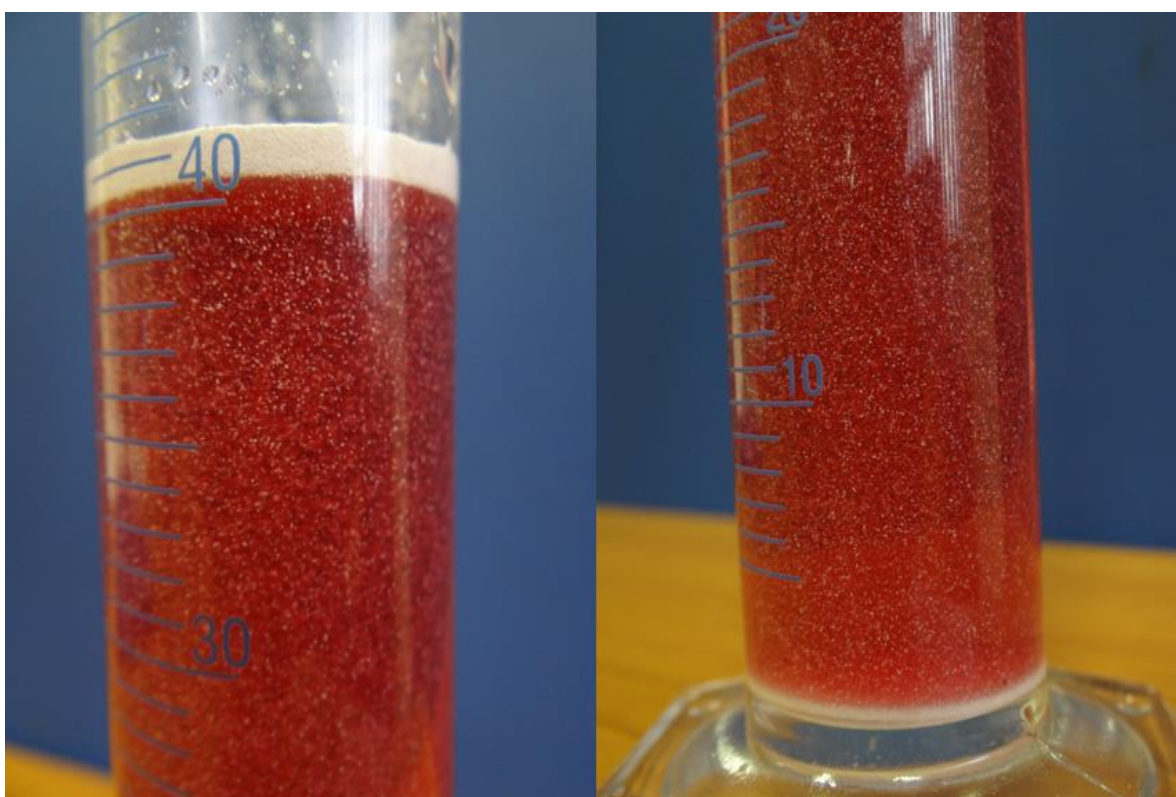


Obrázek 13 Použité odrazné částice pod mikroskopem (1 dílek na stupnici = 0,2 mm)

Při ultrazvukovém měření proudění krve (sonografii) nám jako přirozené odrazové částice slouží krevní buňky, z nichž největší vliv mají erytrocyty.

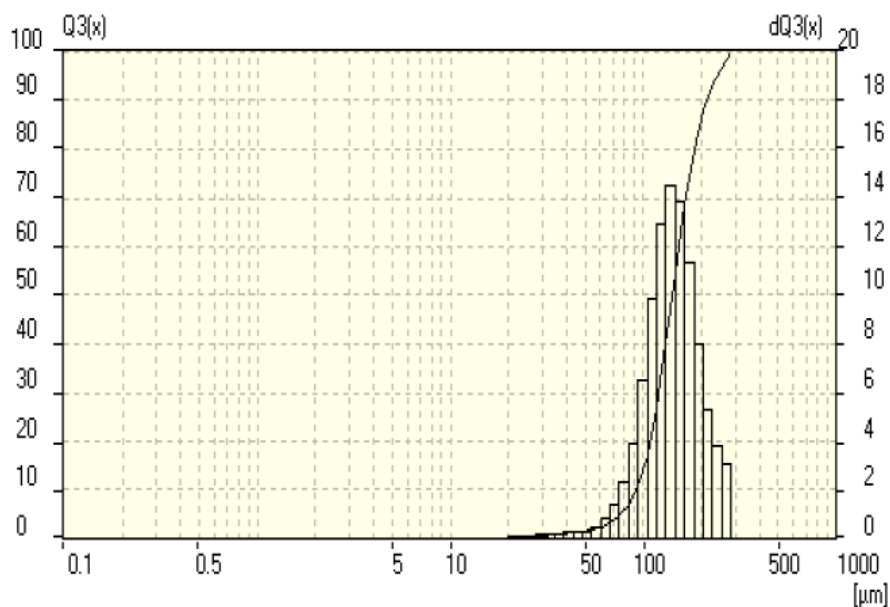


Obrázek 14 Odrazné částice hned po rozmíchání v roztoku a jejich detail



Obrázek 15 Detail roztoku s částicemi po 20 minutách

Částice se i po uplynutí 20 minut nacházely v celém objemu kapaliny. Malá část jich sedimentovala na dno, a část vyplavala na hladinu. Drtivá část odrazných částic zůstala ve vznosu. Sedimentace a vyplavání částic k hladině je s největší pravděpodobností dáno různou velikostí částic, tedy jejich hmotností a související hustotou částic, viz obr. 16.



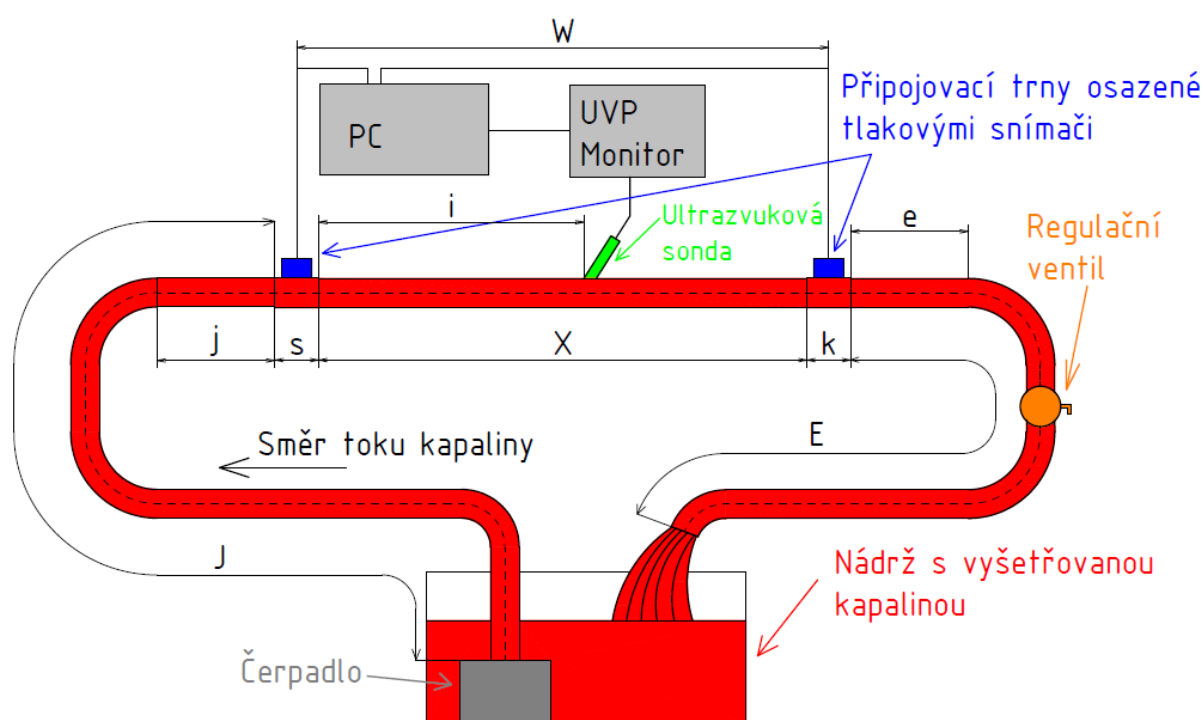
Obrázek 16 Velikostní zastoupení odrazných částic [23]

5 Experimentální měření

Dle možností a vybavení pracoviště byly pro měření rychlosti proudění roztoku vody, sirupu a odrazných částic zvoleny 3 metody. Bylo prováděno měření průtoku hmotnostní metodou, stanovení střední hodnoty rychlosti toku pomocí metody tlakové difference a měření rychlostního profilu pomocí UVP Monitoru

5.1 Návrh experimentálního okruhu

Pro provedení experimentu bylo třeba sestavit experimentální okruh, viz obr. 17.



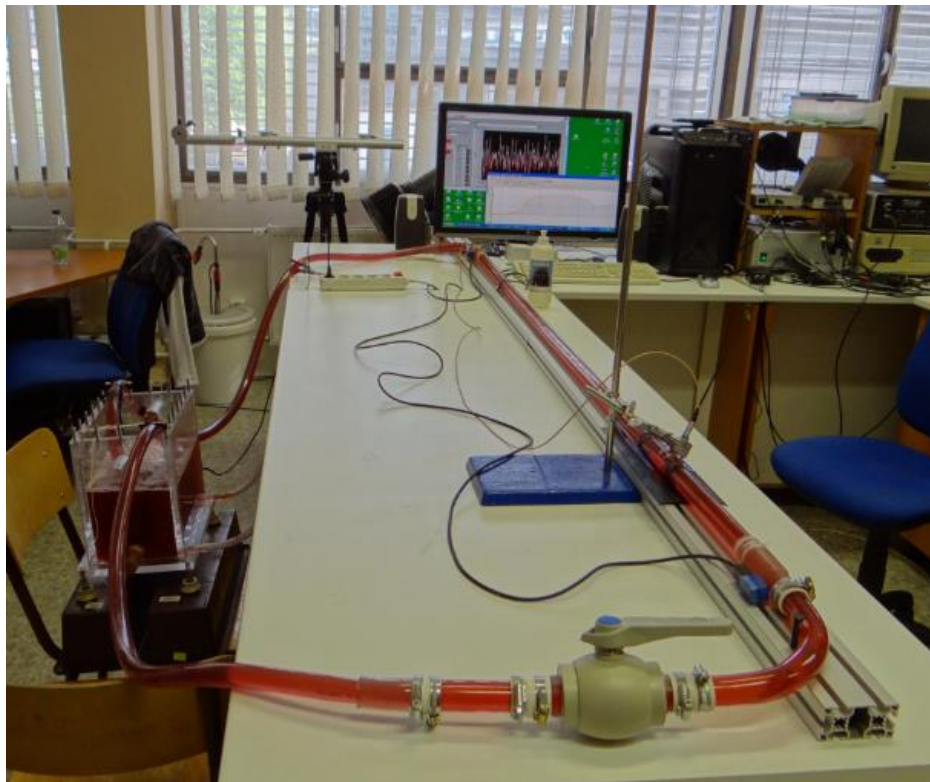
Obrázek 17 Schéma experimentálního okruhu

Experimentální kapalina byla z nádrže nasávána čerpadlem do hadice J . Dále pokračovala přípojovacím trnem s , osazeným tlakovým snímačem pro měření tlaku p_1 do přímé trubice X . Na trubici X byla ve vzdálenosti i od přípojovacího trnu s umístěna ultrazvuková sonda. Vzdálenost i byla větší než vzdálenost stabilizační délky pro laminární tok L_p . Tudiž měření UVP Monitorem proběhlo v oblasti stabilizovaného proudění kapaliny. Z trubice X pokračovala kapalina do přípojovacího trnu k , osazeného tlakovým snímačem pro měření tlaku p_2 . Dále kapalina pokračovala do hadice E , kde byl instalován regulační ventil pro regulaci

toku proudící kapaliny. Z hadice *E* kapalina vytékala zpět do nádrže, viz obr. 17. Zde byl měřen průtok proudící kapaliny hmotnostní metodou.

| úsek okruhu | délka úseku L [mm] | vnitřní průměr D [mm] |
|-------------|--------------------|-----------------------|
| J | 2500 | 24 |
| s | 135 | 25,01 |
| X | 2008 | 23,9 |
| k | 130 | 25,01 |
| E | 1850 | 24 |
| j | 70 | - |
| W | 2150 | - |
| e | 95 | - |
| i | 1720 | - |

Tabulka 6 Rozměry úseků experimentálního okruhu



Obrázek 18 Experimentální okruh

Pro experiment byla použita ultrazvuková sonda TX8-2.5-8-40 o vysílací frekvenci 8 MHz a průměru aktivní části 2,5 mm. Vnitřní světlost trubice *X* byla vybrána tak, aby se blížila vnitřnímu průměru aorty. Tento rozměr byl také zvolen s ohledem na velikost průměru sondy, aby nedocházelo k nadměrné disipaci vysílaných ultrazvukových vln vlivem křivosti trubice.

Jako generátor toku vhnějíci roztok do okruhu bylo použito čerpadlo NEW-JET 800. Tlaky v okruhu byly snímány tlakovými senzory Cressto KTS 10kPa.

5.2 Měření geometrie experimentální trubice

Hlavní součástí experimentálního okruhu byla přímá trubice části okruhu X , viz obr. 17, na které bylo prováděno měření UVP Monitorem.

| č. měření | tloušťka stěny exp. trubice X s_x [mm] | vnitřní průměr exp. trubice X D [mm] | vnitřní průměr trnů v částech okruhu s a k D_{sk} [mm] |
|--|--|--|---|
| 1 | 3,09 | 23,85 | 24,96 |
| 2 | 3,23 | 23,92 | 25 |
| 3 | 3,08 | 23,87 | 25 |
| 4 | 3,22 | 23,93 | 25,04 |
| 5 | 3,06 | 23,92 | 25,27 |
| 6 | 3,06 | 23,92 | 25,23 |
| 7 | 3,12 | 23,95 | 24,35 |
| 8 | 3,21 | 23,87 | 25,24 |
| průměr [mm] | 3,13 | 23,90 | 25,01 |
| výběrová směrodatná odchylka [mm] | 0,07 | 0,04 | 0,29 |
| chyba měření [%] | 2,36 | 0,15 | 1,18 |

Tabulka 7 Naměřené hodnoty rozměrů použité trubice a připojovacích trnů, části okruhu X , s a k

Průměrná hodnota vnitřního průměru připojovacího trnu v místě s a k , viz obr. 17 a tabulka 7, se od průměrné hodnoty vnitřního průměru trubice v části okruhu X lišila jen o 4,6%. Tato hodnota je poměrně malá, takže bylo možné pro plánování měření zanedbat vliv místních ztrát vlivem skokové změny průřezu trubice v místech s a k .

5.3 Experimentální kapalina

Pro experiment bylo třeba odhadnout množství potřebného roztoku. Nejdříve bylo nutné odhadnout množství kapaliny, které vyplní celé potrubí experimentálního okruhu. Celkový objem, který zaujímaly části J , s , X , k , E byl 2,9 l. Nádoba měla rozměry 246x146x223 mm při odečtení 50 mm od výšky nádoby, aby nedošlo k přetečení kapaliny ven z nádoby. Objem této nádoby tedy byl 8 l. Takže, ve stavu zapnutého čerpadla se v nádobě

nacházelo přibližně 5,1 l. Do 8 l připraveného roztoku sirupu a vody bylo přimícháno 8 g odrazných částic.

5.3.1 Měření viskozity experimentální kapaliny

Aby se odrazné částice v kapalině pohybovali stejnou rychlostí jako samotná kapalina, nacházeli se ve vznosu, bylo třeba zjistit viskozitu a hustotu použité kapaliny. Viskozita se měřila pouze na roztoku sirupu a vody bez přidání odrazných částic, protože průměr kapiláry viskozimetru byl 0,636 mm při délce kapiláry 90 mm a průměr odrazných částic byl 0,15 mm. Odrazné částice byly na takovéto měření příliš velké, proto se viskozita měřila bez jejich přítomnosti ve vyšetřovaném roztoku.

| č. měření | hmotnost 50 ml vody m_{50v} [g] | hmotnost 50 ml sirupu m_{50s} [g] |
|------------------------------|--------------------------------------|--|
| 1 | 48,34 | 63,52 |
| 2 | 49,16 | 63,47 |
| 3 | 48,81 | 62,92 |
| 4 | 49,06 | 63,10 |
| 5 | 48,84 | 62,48 |
| aritmetický průměr | 48,84 | 63,10 |
| výběrová směrodatná odchylka | 0,32 | 0,43 |

Tabulka 8 Měření hmotnosti 50 ml kapaliny pro stanovení hmotnosti 1 ml

Měření viskozity bylo prováděno na vzorcích 1 - 6 viz tabulka 10. Hmotnost kapaliny byla odečtena na váze aeADAM PGW 753e, s přesností na 0,001 g.

Hustota kapaliny byla získána dle následujícího postupu. Z aritmetického průměru hmotnosti 50 ml kapaliny byla odvozena hmotnost 1 ml kapaliny, viz tabulka 8. Takže 1 ml sirupu vážil $9,7744 \cdot 10^{-4}$ kg a 1 ml vody $12,693 \cdot 10^{-4}$ kg. Následně byl změřen už jen objem kapaliny pomocí odměrných válců. Hmotnost byla dopočítána díky znalosti spočtených hmotností připadajících na 1 ml kapaliny. Ze znalosti hmotnosti a objemu kapaliny byla dopočtena hustota kapaliny:

$$\rho = \frac{m}{V} = \frac{V_s \cdot 12,693 \cdot 10^{-4} + V_v \cdot 9,7744 \cdot 10^{-4}}{(V_s + V_v) \cdot 10^{-6}}, \quad (5.1)$$

kde proměnná V_s je objem sirupu a V_v je objem vody, viz tabulka 9. Předpokládáme platnost zákona aditivity objemu, tj. objem směsi se rovná součtu objemu sirupu a vody.

| č. směsi | čas t [s] | objem sirupu V_s [ml] | hmotnost sirupu m_s [g] | objem vody V_v [ml] | hmotnost vody m_v [g] |
|----------|--------------|----------------------------|------------------------------|--------------------------|----------------------------|
| 1 | 291,8 | 20 | 19,55 | 20 | 25,39 |
| 2 | 301,6 | 22 | 21,50 | 20 | 25,39 |
| 3 | 327,2 | 24 | 23,46 | 20 | 25,39 |
| 4 | 355,6 | 25 | 24,44 | 20 | 25,39 |
| 5 | 438,6 | 30 | 29,32 | 20 | 25,39 |
| 6 | 362,8 | 4363,6 | 4265,16 | 3636,4 | 4615,68 |

Tabulka 9 Měření času, objemu a hmotnosti vody a sirupu pro stanovení kinematické viskozity

| č. směsi | hustota roztoku ρ [kg/m ³] | poměr roztoku sirup:voda | kinematická viskozita roztoku ν [10 ⁻⁶ ·m ² ·s ⁻¹] | teplota t_0 [° C] |
|----------|--|-----------------------------|--|------------------------|
| 1 | 1123 | 1:1 | 2,8 | 25 |
| 2 | 1116 | 11:10 | 2,9 | 24,5 |
| 3 | 1110 | 6:5 | 3,2 | 23,8 |
| 4 | 1107 | 5:4 | 3,4 | 24 |
| 5 | 1094 | 3:2 | 4,2 | 24,5 |
| 6 | 1110 | 6:5 | 3,5 | 23 |

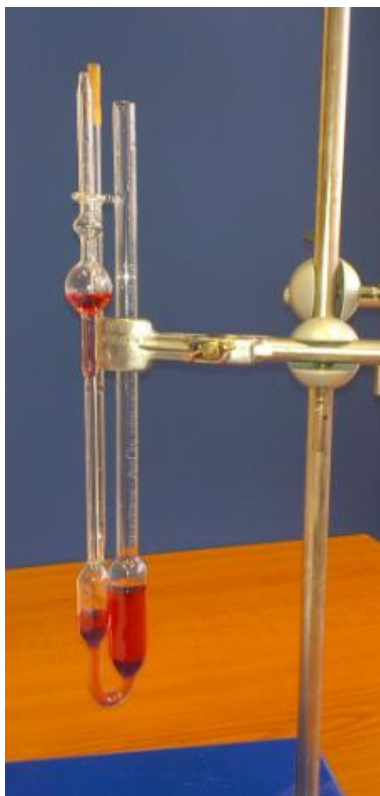
Tabulka 10 Hodnoty pro stanovení poměru sirupu a vody v experimentální kapalině

Objem vody a sirupu byl vždy měřen v příslušném a v laboratoři dostupném odměrném válci, aby bylo měření co nejpřesnější. Tedy 20, 22, 24 a 25 ml bylo měřeno v odměrném válci se stupnicí do 25 ml. Objem 30 ml byl měřen v odměrném válci s kapacitou 50 ml.

Pro zjištění hodnoty kinematické viskozity byl použit viskozimetr UBBELOHDE TS 107, typ UI viz obr. 19. Měřil se čas, za který proteče kapalina kapilárou. Kinematická viskozita pak byla dopočtena dle vztahu:

$$\nu = A_k \cdot t, \quad (5.2)$$

kde $A_k = 0,00967 \text{mm}^2 \cdot \text{s}^{-2}$ je konstanta viskozimetru. Pro naši trať byl použit poměr sirupu a vody 6:5, jak je zvýrazněno v tabulce 10, protože nejlépe odpovídal viskozitě krve, které jsme chtěli dosáhnout.



Obrázek 19 Použitý viskozimetr UBBELOHDE TS 107, typ UI

Poslední řádek tabulky 9 ukazuje, že pro experiment bylo namícháno 8 litrů roztoku. Bylo provedeno kontrolní měření viskozity použité směsi. Viskozita směsi č. 3 a směsi č. 6 se lišila i přes stejný poměr sirup:voda, jelikož roztok 8 litrů byl namíchán z části ze sirupu, který byl starší a mohlo v něm dojít k postupným chemickým procesům, které mohly ovlivnit jeho viskozitu.

5.4 Měření rychlosti proudění kapaliny pomocí hmotnostní metody

Vzhledem k prostorovým možnostem a uspořádání experimentálního okruhu, byl měřen hmotnostní tok proudící kapaliny. Z něho byla stanovena hodnota střední rychlosti toku kapaliny. Dále Reinoldsovo číslo a minimální stabilizační délka trubice X , na které bylo prováděno měření pomocí ultrazvukové sondy, viz obr. 17. Zmiňované hodnoty jsou souhrnně uvedeny v tabulce 11 a 12. Hmotnostní tok byl měřen pomocí stopování času, za který byla odebrána proudící kapalina na výtoku trubice (část okruhu E). Ta pak byla zvážena na laboratorní váze. Každé měření bylo provedeno 3x.

| č. série měření | m [g] | t [s] | Q_m [g/s] | c_{si} [m/s] | Re [1] | stabilizační délka L [m] |
|-----------------|--------|-------|-------------|----------------|--------|--------------------------|
| 1.1 | 216,60 | 2,3 | 93,36 | 0,187 | 358 | 0,427 |
| 1.2 | 274,59 | 2,8 | 98,07 | 0,197 | 709 | 0,847 |
| 1.3 | 250,68 | 2,7 | 92,84 | 0,186 | 1401 | 1,674 |
| 2.1 | 286,71 | 4,2 | 68,59 | 0,138 | 1280 | 1,53 |
| 2.2 | 305,83 | 4,4 | 69,82 | 0,140 | 1345 | 1,607 |
| 2.3 | 294,95 | 4,2 | 70,73 | 0,142 | 1273 | 1,521 |
| 3.1 | 290,07 | 6,0 | 48,51 | 0,097 | 940 | 1,124 |
| 3.2 | 261,37 | 5,8 | 45,06 | 0,090 | 957 | 1,144 |
| 3.3 | 274,20 | 5,7 | 48,1 | 0,097 | 970 | 1,159 |
| 4.1 | 300,22 | 9,5 | 31,6 | 0,063 | 665 | 0,795 |
| 4.2 | 291,71 | 9,8 | 29,77 | 0,060 | 618 | 0,738 |
| 4.3 | 265,51 | 9,4 | 28,25 | 0,057 | 660 | 0,788 |
| 5.1 | 272,79 | 12,0 | 22,75 | 0,046 | 433 | 0,518 |
| 5.2 | 243,53 | 11,5 | 21,18 | 0,043 | 408 | 0,488 |
| 5.3 | 265,34 | 12,8 | 20,73 | 0,042 | 387 | 0,463 |
| 6.1 | 303,21 | 34,6 | 8,76 | 0,018 | 312 | 0,373 |
| 6.2 | 271,47 | 32,6 | 8,33 | 0,017 | 290 | 0,347 |
| 6.3 | 285,18 | 34,7 | 8,22 | 0,017 | 284 | 0,34 |

Tabulka 11 Hodnoty střední rychlosti proudění kapaliny i-tého měření hmotnostní metodou

| č. série měření | střední hodnota Q_m [g/s] | výběrová směrodatná odchylna Q_m [g/s] | střední hodnota c_s [m/s] | výběrová směrodatná odchylna c_s [m/s] |
|-----------------|-----------------------------|--|-----------------------------|--|
| 1 | 94,76 | 2,88 | 0,190 | 0,006 |
| 2 | 69,71 | 1,07 | 0,140 | 0,002 |
| 3 | 47,22 | 1,88 | 0,095 | 0,004 |
| 4 | 29,87 | 1,68 | 0,060 | 0,003 |
| 5 | 21,55 | 1,06 | 0,044 | 0,002 |
| 6 | 8,44 | 0,29 | 0,017 | 0,001 |

Tabulka 12 Střední hodnoty střední rychlosti proudění kapaliny hmotnostní metodou

Pro každé provedené platné měření byla dopočtena hodnota střední rychlosti proudící kapaliny c_{si} , viz tabulka 11. Dále byla stanovena střední hodnota střední rychlosti proudění kapaliny c_s pro danou sérii měření, viz tabulka 12, která odpovídala aritmetickému průměru měření jednotlivých středních rychlostí c_{si} v sérii.

Z rovnice (2.3) byla dopočtena na základě změřeného průtoku střední rychlost proudění c_s . Ze znalosti střední rychlosti proudění kapaliny c_s a vnitřního poloměru

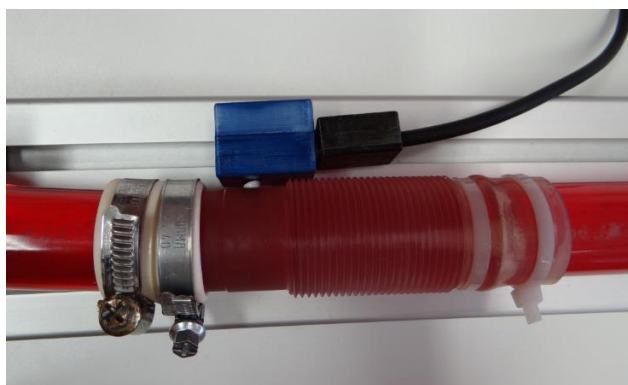
experimentální trubice R byl z rovnice (2.21) spočten poměr $\frac{\Delta p}{8\eta L}$. S jeho znalostí nám pak nechyběli žádné hodnoty pro výpočet teoretického rychlostního profilu, dle rovnice (2.19).

5.5 Měření rychlosti proudění kapaliny pomocí tlakové difference

Měření tlaků probíhalo pomocí dvou tlakových senzorů Cressto KTS 10kPa, které byly umístěny v experimentálním okruhu v částech s a k , ve vzdálenosti $W = 2150 \text{ mm}$, viz obr. 17. Z Hagen-Poiseuillova zákona rovnice (2.15) a rovnice (2.3) objemového průtoku, vyplývá vztah (2.19), vyjadřující střední rychlost proudící kapaliny, která byla dle tohoto vztahu dopočtena. Každá série měření byla měřena senzory po dobu 3,945 s. Tlaky byly snímány se vzorkovací frekvencí 200 Hz. V každé sérii bylo naměřeno 790 hodnot tlaků. Z každé série měření tlaků byla stanovena průměrná hodnota s její směrodatnou odchylkou. Z těchto průměrných hodnot byla dopočtena tlaková difference a z té pak byla stanovena střední rychlost proudění kapaliny, viz tabulka 13.

| č. série měření | průměr vstupního tlaku p_1 [Pa] | výběrová směrodatná odchylka p_1 [Pa] | průměr výstupního tlaku p_2 [Pa] | výběrová směrodatná odchylka p_2 [Pa] | tlaková difference Δp [Pa] | dopočtená c_s [m/s] |
|-----------------|-----------------------------------|---|------------------------------------|---|------------------------------------|-----------------------|
| 1 | 10554,74 | 81,12 | 10213,21 | 91,13 | 341,53 | 0,728 |
| 2 | 10022,20 | 86,53 | 9699,45 | 91,07 | 322,75 | 0,688 |
| 3 | 9837,39 | 72,48 | 9525,13 | 89,33 | 312,26 | 0,666 |
| 4 | 9218,49 | 68,60 | 8927,16 | 83,50 | 291,33 | 0,621 |
| 5 | 8201,93 | 52,23 | 7932,67 | 69,20 | 269,26 | 0,574 |
| 6 | 6825,23 | 64,70 | 6605,93 | 83,66 | 219,30 | 0,468 |

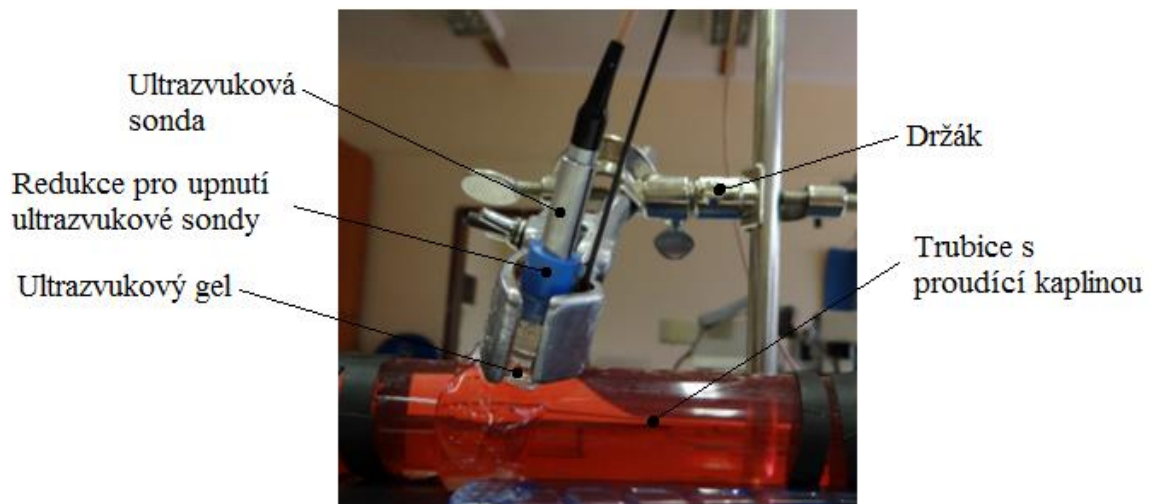
Tabulka 13 Průměrné hodnoty naměřených tlaků, jejich směrodatné odchylky a hodnoty dopočtených středních rychlostí proudění kapaliny



Obrázek 20 Připojovací trn osazený tlakovým snímačem (modrá krabička), část okruhu s a k

5.6 Měření rychlosti proudění kapaliny pomocí UVP Monitoru

Toto měření jako jediné nepotřebovalo dopočítávání žádných hodnot dle teoretické části, jelikož všechny hodnoty potřebné pro znázornění rychlostního profilu byly obdrženy přímo z UVP Monitoru, který je na potřebné propočty nastaven. Ultrazvuková sonda byla umístěna z boku trubice. Touto pozicí byla snaha eliminovat případné odrazy/šum od odrazných částic a vzduchových bublinek usazujících se v horní části trubice. Aktivní délka ultrazvukového paprsku procházející trubicí byla rozdělena na 90 kanálů, tj. 90 kontrolních objemů, ve kterých byla měřena okamžitá hodnota rychlosti. Z těchto okamžitých hodnot rychlosti byly skládány rychlostní profily. Každý rychlostní profil byl naměřen 50x, přičemž vzorkovací frekvence UVP Monitoru byla nastavena na 5 Hz. Z těchto 50 rychlostních profilů byl vytvořen střední rychlostní profil, viz obr. 24, kde jsou zároveň znázorněny chybové úsečky. Ty odpovídají výběrovým směrodatným odchylkám okamžité rychlosti v daném kontrolním objemu/kanálu. V příloze A je znázorněna barevná mapa 50 rychlostních profilů, kde je vidět, že vzdálenější strana trubice je zatížena sekundárními – rušivými odrazy. Tento jev lze pozorovat u všech provedených měření, viz pravá strana obr. 24.

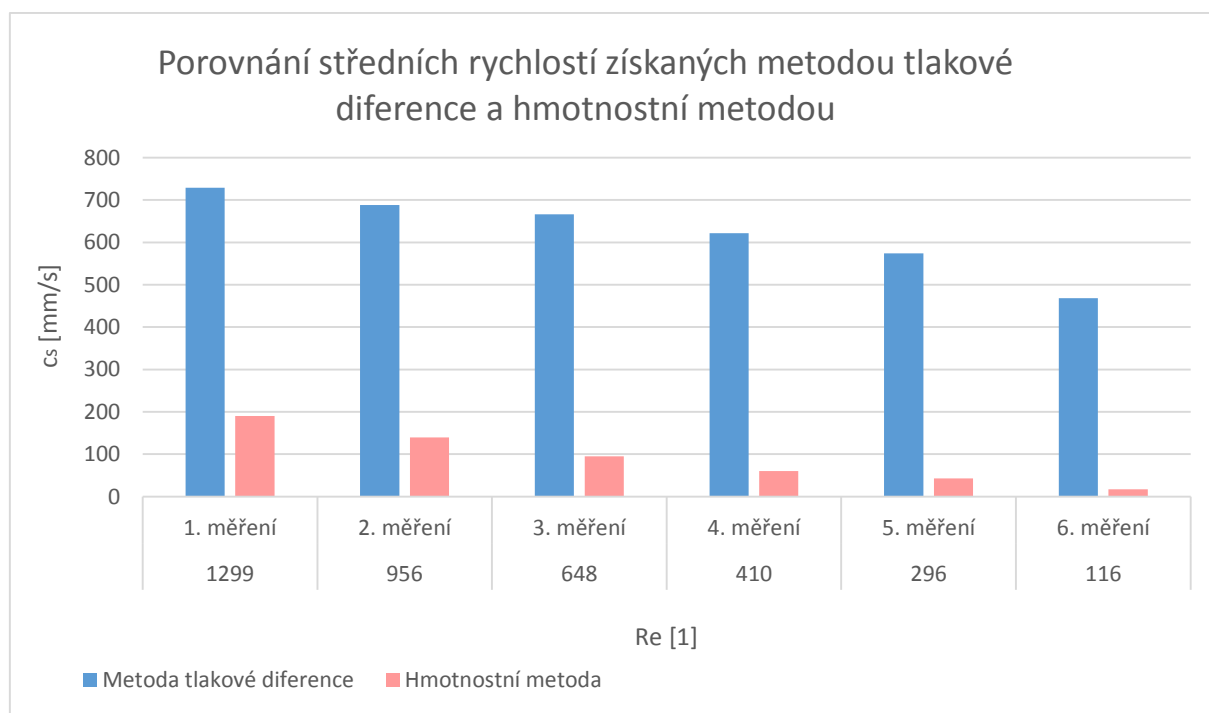


Obrázek 21 Umístění ultrazvukové sondy na přímé trubici X

6 Závěr

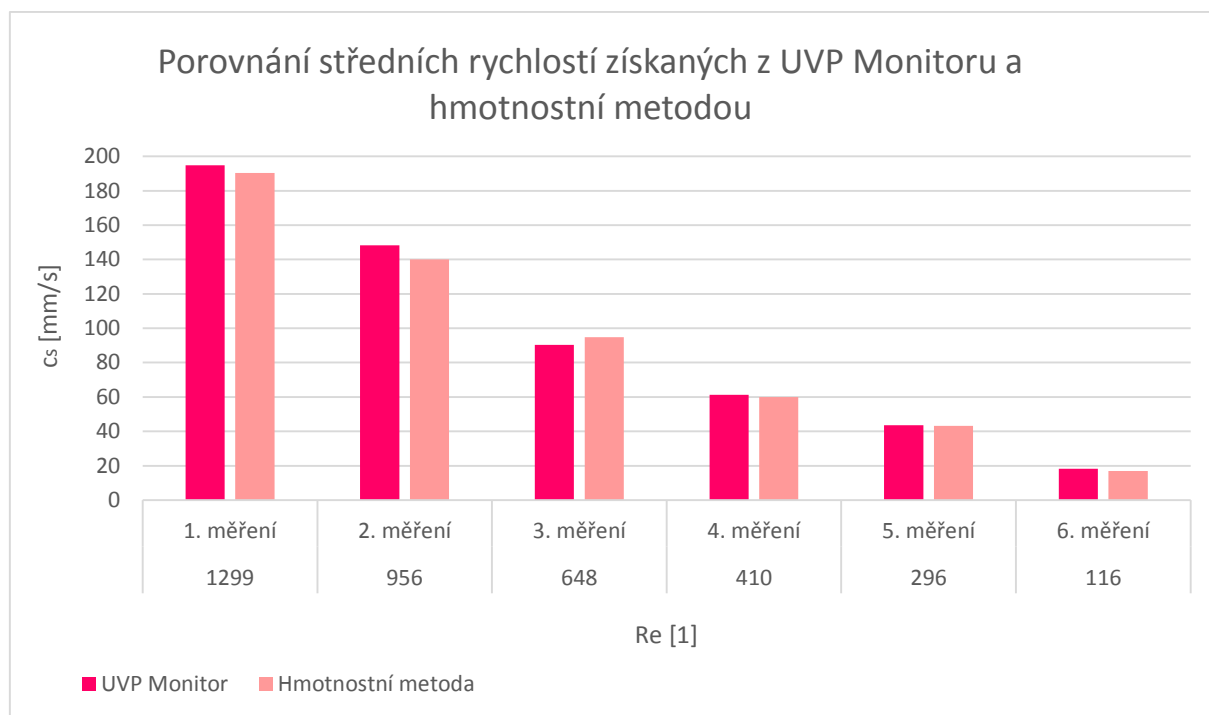
Experimentální měření rychlosti proudění kapaliny bylo prováděno třemi různými metodami. Rychlostní profil se měřil přímo pomocí UVP Monitoru. Střední hodnoty rychlosti toku kapaliny byly získány využitím hmotnostní metody a metody tlakové difference. Pomocí regulačního ventilu byl regulován tok proudící kapaliny tak, aby bylo v experimentálním okruhu bezpečně dosaženo laminárního toku. Experimenty pak probíhaly v rozsahu Reynoldsova čísla od 1300 do 116.

Střední hodnoty rychlosti proudící kapaliny získané z měření pomocí tlakové difference se výrazně lišila od hodnot získaných ze zbylých dvou výše uvedených metod. Tento značný rozdíl mohl mít několik příčin. Tlakové senzory snímali tlak s chybou měření 1,5% z celkového rozsahu senzoru, tj. 150 Pa. Zjištěná tlaková difference byla při měřeních maximálně do 342 Pa. Z čehož plyne, že pro měření tak malé tlakové difference by bylo vhodnější použít citlivější tlakové senzory. Další příčinou mohly být mírně se lišící vnitřní průměry trnů, na kterých byly umístěny tlakové senzory a navazujících částí experimentálního okruhu, viz tabulka 7. Tlakové senzory byly umístěny v blízkosti části okruhu *J* a *E*, viz obr. 17, kde byla hadice zahnutá. V těchto místech nebyly dodrženy stabilizační délky potřebné pro ustálení toku. Proto je toto měření považováno za neprůkazné.



Obrázek 22 Porovnání středních rychlostí proudící kapaliny získaných z hmotnostní metody a metody tlakové difference

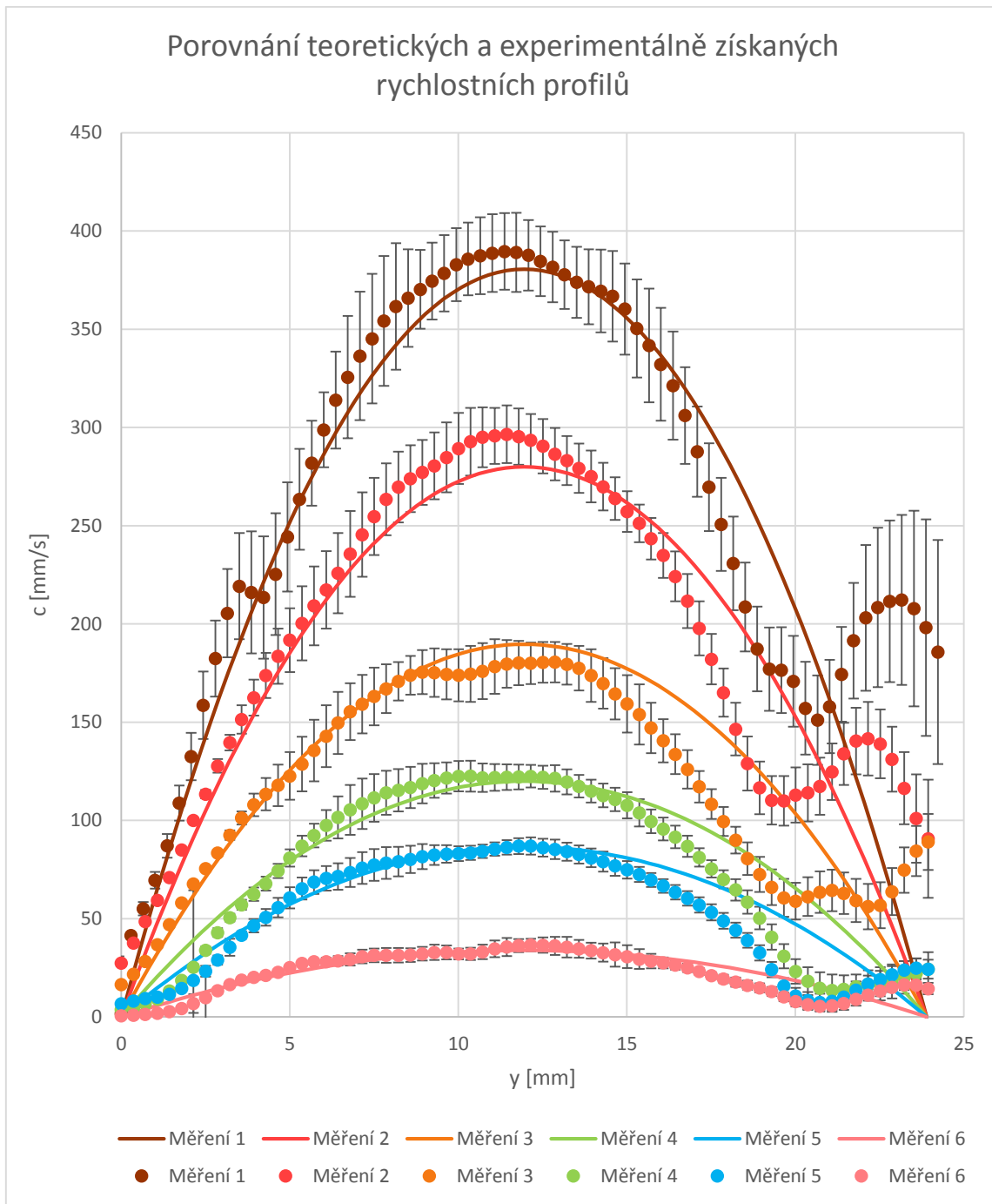
Střední hodnoty rychlostí proudění kapaliny získané měřením pomocí UVP Monitoru byly v dobré shodě s hodnotami středních rychlostí získaných hmotnostní metodou, viz obr. 23.



Obrázek 23 Porovnání středních rychlostí proudící kapaliny získaných z hmotnostní metody a měření pomocí UVP Monitoru

Pomocí UVP Monitoru nebyli měřeny pouze střední rychlosti proudění kapaliny, ale celé rychlostní profily. Experimentálně získané rychlostní profily byly porovnány s teoretickými rychlostními profily a stejně jako střední hodnoty rychlosti proudění kapaliny byly i tyto rychlostní profily v dobré shodě, viz obr. 24.

Odchýlení experimentu od teorie nastalo jen na pravé straně rychlostních profilů, což mohlo být způsobeno sekundárními odrazy/šumem na rozhraní prostředí vzdálenější stěny trubice. Dále mohly být nedokonalosti způsobeny tvorbou bublinek v proudícím roztoku. Snížení tohoto rušení může být dosaženo ponořením vyšetřované trubice do lázně s identickým roztokem, který byl měřen. Rušivé odrazy a konkrétní nastavení UVP Monitoru je uvedeno v přílohách.



Obrázek 24 Porovnání teoretických rychlostních profilů vypočtených z hmotnostní metody a experimentálně získaných rychlostních profilů z UVP Monitoru

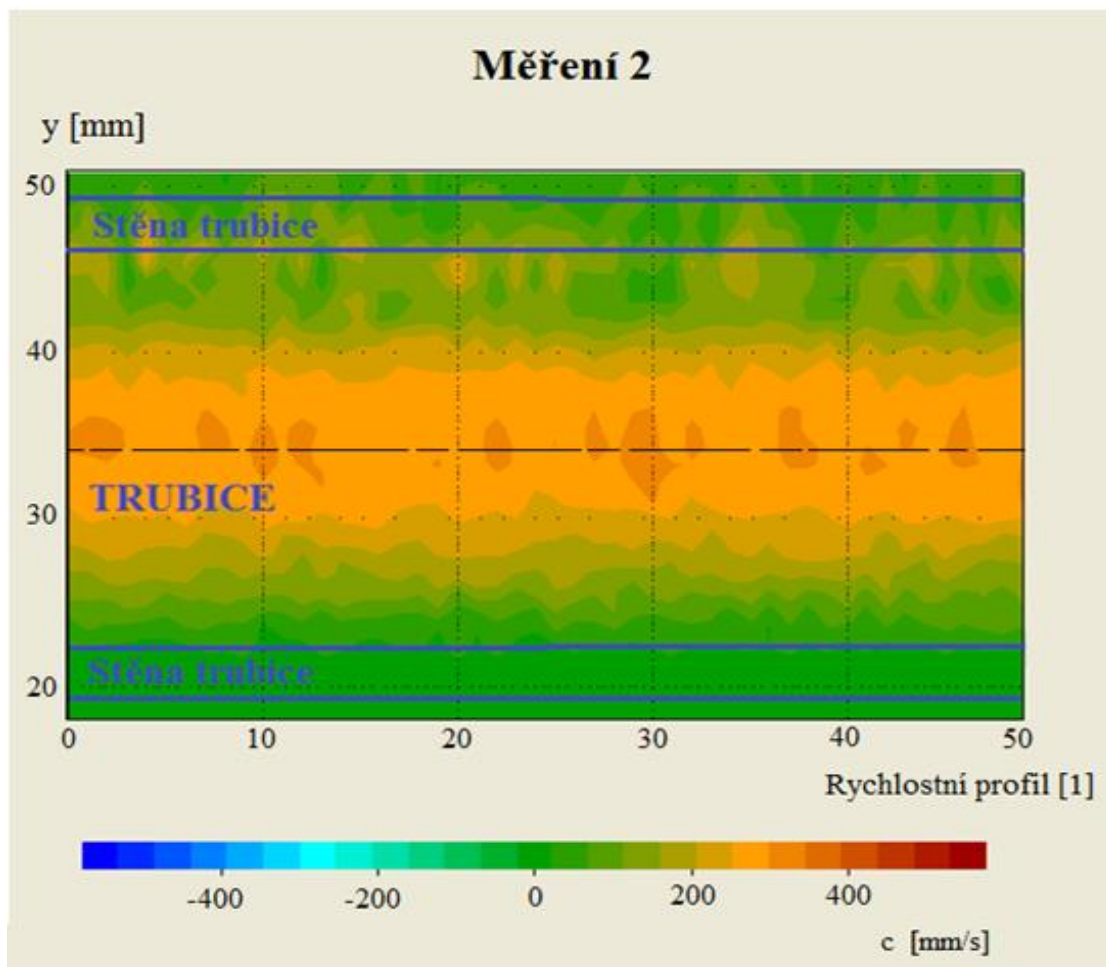
7 Použitá literatura

- [1] A. Procházka, Proudění tekutin potrubím a kanály, Praha: Státní nakladatelství technické literatury, 1962.
- [2] A. C. Yunus a M. C. John, Fluid Mechanics: Fundamentals and Applications, Singapore: McGraw-Hill Education, 2014.
- [3] J. Vimmr, „Úvod do modelování v mechnice,“ [Online]. Available: http://www.kme.zcu.cz/mhajzman/download/UMM09/UMM_9.pdf. [Přístup získán 23 Únor 2015].
- [4] J. Nožička, Mechanika tekutin, Praha: Nakladatelství ČVUT, 2006.
- [5] Z. Stošek, Biomechanika cév a cévních náhrad, Diplomová práce, UK, Farmaceutická fakulta, Hradec Králové, 2006.
- [6] V. Vondráček a V. Mamula, Mechainka IV - Mechanika tekutin a termomechanika, Praha: SNTL - Nakladatelství Technické Literatury, 1977.
- [7] J. Trnka a a kol., „Funkce buněk a lidského těla,“ UK, 3. LF, 2013. [Online]. Available: <http://fbt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/2-krevni-obeh/>. [Přístup získán 6 Duben 2015].
- [8] M. Cholt, Cévní sonografie, Praha: Grada, 2013.
- [9] „Biologie krve, krevní elementy a krevní srážení,“ [Online]. Available: <http://biologie.upol.cz/download/KBB-EXBIO/Uvod-do-hematologie.pdf>. [Přístup získán 13 Duben 2015].
- [10] „Dynamická viskozita,“ [Online]. Available: <http://www.converter.cz/tabulky/dynamicka-viskozita.htm>. [Přístup získán 2 Březen 2015].
- [11] „Kinematická viskozita,“ [Online]. Available: <http://www.converter.cz/tabulky/kinematicka-viskozita.htm>. [Přístup získán 8 Březen 2015].
- [12] Met-Flow SA, Stručný úvod do UVP techniky, Praha: Met-Flow SA, 2005.


- [13] „Tepna,“ [Online]. Available: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Tepna>. [Přístup získán 8 Březen 2015].
- [14] „Céva,“ [Online]. Available: <http://cs.wikipedia.org/wiki/C%C3%A9va>. [Přístup získán 8 Březen 2015].
- [15] I. Sošková, „Návrh a výroba prvku simulujícího systémový odpor krevního řečiště,“ Praha, 2010.
- [16] V. Mornstein, „Biofyzika kardiovaskulárního systému,“ MU, Lékařská fakulta, Brno, 2012.
- [17] S. Orlíková, „Měření průtoku tekutin - principy průtokoměrů,“ [Online]. Available: http://www.elektrorevue.cz/clanky/01049/index.html#_Zpusoby_mereni_prutoku. [Přístup získán 22 Únor 2015].
- [18] V. Hnilíčková, Měření průtoků plynů, Bakalářská práce, VUT, Fakulta strojního inženýrství, Brno, 2010.
- [19] A. Vojáček, „Zajímavé principy měření - Elektromagnetické (indukční) průtokoměry,“ automatizace.hw.cz, 8 Srpen 2009. [Online]. Available: <http://automatizace.hw.cz/zajimave-principy-mereni-elektromagneticke-indukcni-prutokomery>. [Přístup získán 12 Duben 2015].
- [20] J. Kárník, Měření rychlostních profilů v kapalinách pomocí UVP, VUT, Fakulta strojního inženýrství, Brno, 2011.
- [21] „Particle Image Velocimetry Measurement,“ Charles University in Prague, 26 Leden 2007. [Online]. Available: <http://nempov.lf1.cuni.cz/Data/files/PragueMedicalReport/PMR%2007-01%20Grus.pdf>. [Přístup získán 24 5 2015].
- [22] V. Uruba, „Anemometrie - žhavené senzory,“ [Online]. Available: <http://www.it.cas.cz/~uruba/docs/HW/PA.pdf>. [Přístup získán 12 Duben 2015].
- [23] P. Gadušová, Ultrazvukové měření rychlostních profilů, Bakalářská práce, ČVUT, Fakulta strojní, Praha, 2011.
- [24] „Debi Kontrol,“ <http://debikontrol.com/>, [Online]. Available: <http://debikontrol.com/en/urunler/transit-time-flow-meter-ttfm-10.html>. [Přístup získán 12 Duben 2015].

- [25] A. Horning, I. Kotík, K. Peterka a I. Jeřábek, „Intravaskulární ultrazvuk v kardiologii,“ 5 Srpen 2003. [Online]. Available: <http://www.internimedica.cz/pdfs/int/2003/08/05.pdf>. [Přístup získán 9 Červen 2015].
- [26] P. Pouč, Měření rychlosti šíření ultrazvuku, Diplomová práce, VUT, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Brno, 2009.
- [27] „Modely interakce kontinuí různých fází v biomechanice,“ [Online]. Available: <http://www.kme.zcu.cz/granty/biofrvs/pdf/1-1FRVS-03.pdf>. [Přístup získán 23 Únor 2015].
- [28] „Tekutiny,“ [Online]. Available: <http://tresen.vscht.cz/kot/wp-content/uploads/2010/charakteristika-a-chovani-tekutin/2010-07-charakteristika-a-chovani-tekutin-3x2.pdf>. [Přístup získán 2 Březen 2015].
- [29] „Viskozita,“ [Online]. Available: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Viskozita>. [Přístup získán 8 Březen 2015].


Přílohy




Příloha A – Mapa všech 50 rychlostních profilů pro měření č. 2

| | | |
|--|---|---|
| Medium Sound speed [m/s]: 1480 | Maximum depth and velocity range Maximum depth [mm]: 171.13 Vaxis range [mm/s]: width: 400 from-to: -200 , 198.4 Vstep [mm/s]: 1.56 | Voltage & Echo gain Voltage: 150 V Gain start: 4 Gain end: 8 Trigger: None |
| Signal Frequency: 8 MHz # of cycles: 4 Channel width: 0.37 # of repetitions: 32 Noise filter: 4 <input type="button" value="Default parameters"/> | Window Start [mm]: 19.98 End [mm]: 53.65 # of channels: 90 Channel distance: 0.37 Overlap: None | |
| Measurement window | | |
| Transducer))))  Maximum depth | | |


Příloha B – Nastavení UVP Monitoru pro měření č. 1

| | | |
|--|---|---|
| Medium Sound speed [m/s]: 1480 | Maximum depth and velocity range Maximum depth [mm]: 228.11 Vaxis range [mm/s]: width: 300.1 from-to: -150 , 148.9 Vstep [mm/s]: 1.17 | Voltage & Echo gain Voltage: 150 V Gain start: 4 Gain end: 8 Trigger: None |
| Signal Frequency: 8 MHz # of cycles: 4 Channel width: 0.37 # of repetitions: 32 Noise filter: 4 <input type="button" value="Default parameters"/> | Window Start [mm]: 17.95 End [mm]: 51.62 # of channels: 90 Channel distance: 0.37 Overlap: None | |
| Measurement window | | |
| Transducer))))  Maximum depth | | |

Příloha C – Nastavení UVP Monitoru pro měření č. 2

| | | |
|--|---|---|
| Medium Sound speed [m/s]: 1480 | Maximum depth and velocity range Maximum depth [mm]: 342.25 Vaxis range [mm/s]: width: 200 from-to: -100 , 99.2 Vstep [mm/s]: 0.781 | Voltage & Echo gain Voltage: 150 V Gain start: 4 Gain end: 8 Trigger: None |
| Signal Frequency: 8 MHz # of cycles: 4 Channel width: 0.37 # of repetitions: 32 Noise filter: 4 <input type="button" value="Default parameters"/> | Window Start [mm]: 17.95 End [mm]: 51.62 # of channels: 90 Channel distance: 0.37 Overlap: None | |
| Measurement window | | |
| Transducer)))  | | Maximum depth |

Příloha D – Nastavení UVP Monitoru pro měření č. 3

| | | |
|--|---|---|
| Medium Sound speed [m/s]: 1480 | Maximum depth and velocity range Maximum depth [mm]: 456.4 Vaxis range [mm/s]: width: 150 from-to: -75 , 74.4 Vstep [mm/s]: 0.586 | Voltage & Echo gain Voltage: 150 V Gain start: 4 Gain end: 8 Trigger: None |
| Signal Frequency: 8 MHz # of cycles: 4 Channel width: 0.37 # of repetitions: 32 Noise filter: 4 <input type="button" value="Default parameters"/> | Window Start [mm]: 17.95 End [mm]: 51.62 # of channels: 90 Channel distance: 0.37 Overlap: None | |
| Measurement window | | |
| Transducer)))  | | Maximum depth |

Příloha E – Nastavení UVP Monitoru pro měření č. 4

| | | |
|--|---|---|
| Medium Sound speed [m/s]: 1480 | Maximum depth and velocity range Maximum depth [mm]: 855.63 Vaxis range [mm/s]: width: 80 from-to: -40 , 39.7 Vstep [mm/s]: 0.313 | Voltage & Echo gain Voltage: 150 V Gain start: 4 Gain end: 8 Trigger: None |
| Signal Frequency: 8 MHz # of cycles: 4 Channel width: 0.37 # of repetitions: 32 Noise filter: 4 <input type="button" value="Default parameters"/> | Window Start [mm]: 17.95 End [mm]: 51.62 # of channels: 90 Channel distance: 0.37 Overlap: None | |
| Measurement window | | |
| Transducer))) | | Maximum depth |

Příloha F – Nastavení UVP Monitoru pro měření č. 5

| | | |
|--|---|---|
| Medium Sound speed [m/s]: 1480 | Maximum depth and velocity range Maximum depth [mm]: 977.91 Vaxis range [mm/s]: width: 70 from-to: -35 , 34.7 Vstep [mm/s]: 0.273 | Voltage & Echo gain Voltage: 150 V Gain start: 4 Gain end: 8 Trigger: None |
| Signal Frequency: 8 MHz # of cycles: 4 Channel width: 0.37 # of repetitions: 32 Noise filter: 4 <input type="button" value="Default parameters"/> | Window Start [mm]: 17.95 End [mm]: 51.62 # of channels: 90 Channel distance: 0.37 Overlap: None | |
| Measurement window | | |
| Transducer))) | | Maximum depth |

Příloha G – Nastavení UVP Monitoru pro měření č. 6