

VĚDECKÉ SPISY VYSOKÉHO UČENÍ TECHNICKÉHO V BRNĚ

Edice PhD Thesis, sv. 923

ISSN 1213-4198

thesis IS

Ing. Dominik Šedivý

Interakce
nenewtonovské kapaliny
s pružnou stěnou



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

ENERGETICKÝ ÚSTAV

INTERAKCE NENEWTONOVSKÉ KAPALINY S PRUŽNOU STĚNOU

THE INTERACTION OF NON-NEWTONIAN FLUIDS
WITH A FLEXIBLE WALL

ZKRÁCENÁ VERZE DISERTAČNÍ PRÁCE

AUTOR PRÁCE

Ing. Dominik Šedivý

ŠKOLITEL

doc. Ing. Simona Fialová, Ph.D.

OPONENTI

**doc. Ing. Sylva Drábková, Ph.D.
doc. Ing. Petr Šidlof, Ph.D.**

DATUM OBHAJOBY

3. března 2023

Brno 2023

KLÍČOVÁ SLOVA

interakce tělesa s tekutinou, nenenewtonská kapalina, hyperelastický materiál

KEYWORDS

fluid-structure interaction, non-newtonian fluid, hyperelastic material

MÍSTO ULOŽENÍ PRÁCE

Vysoké učení technické v Brně

Fakulta strojního inženýrství

Technická 2896/2

616 69 Brno

© Dominik Šedivý, 2023

ISBN 978-80-214-6152-9

ISSN 1213-4198

Obsah

1. ÚVOD	5
2. TEORIE A POUŽITÉ METODY	7
2.1. Hyperelastické materiály	7
2.2. Laserová anemometrie (Particle image velocimetry)	7
2.3. Výpočtová simulace proudění	8
2.4. Deformačně napěťová analýza	9
2.5. Fluid – Structure Interaction (FSI)	10
2.5.1. <i>Princip numerického řešiče FSI</i>	10
3. EXPERIMENTÁLNÍ ZAŘÍZENÍ	11
4. VÝSLEDKY MĚŘENÍ	12
5. CFD SIMULACE	21
6. FSI SIMULACE	23
7. 1D MODEL	28
8. ZÁVĚR	32
9. SEZNAM LITERATURY	34
10. ŽIVOTOPIS	35
11. ABSTRAKT	36

1. ÚVOD

Díky zlepšování zdravotní péče a nárůstu životního komfortu dochází k prodloužení průměrné délky života. Na druhou stranu je s touto skutečností spojený vznik civilizačních chorob. Mezi ně patří například nemoci kardiovaskulárního systému. Jedním z možných onemocnění kardiovaskulárního systému je aneurysma (výduť) břišní aorty. Dříve tato onemocnění byla smrtelná, ale s rozvojem vědy a techniky se zvyšuje šance na uzdravení pacienta. V případě kardiovaskulárních onemocnění bylo vyvinuto mnoho zařízení, která jsou schopna nahradit některou významnou část srdečně cévního systému (umělé srdce, mechanické chlopně, cévní protězy). Bohužel žádné z vyvinutých zařízení se nedokáže vyrovnat fyziologickým vlastnostem dané části krevního řečiště. [14]

Hlavním problémem je komplikovanost kardiovaskulárního systému. Samotné srdce je schopné měnit frekvenci pulzů, tlak a průtok krve. Fyziologická hodnota tlaku v aortě se při klidovém režimu pohybuje od 10 kPa do 16 kPa. Frekvence tohoto děje je zhruba 1 Hz. Srdce funguje jako objemové čerpadlo a jedna z funkcí tepen (arterií) je právě zrovnoměnění průtoku krve zbytkem těla. Toho docilují pomocí tzv. pružnickového efektu, kdy během stlačení srdce se vlivem velkého tlaku roztáhnou a akumulují část vypuzeného objemu. Během snižování tlaku v systému následně akumulovanou krev vypuzují dále do těla. Aby toho tepny byly schopné, musí být složeny z materiálu, který je i při relativně malém zatížení schopný vykonat velkou elastickou deformaci. Materiál stěn krevního řečiště je velmi různorodý. Tepny obecně spadají do kategorie hyperelastických materiálů. Největší elastické deformace jsou schopny vykonávat právě tepny velkého průměru. Strukturální vlastnosti jednotlivých typů tepen jsou definovány typem a obsahem materiálů, ze kterých se skládají. Stěny všech tepen jsou tvořeny vnější vazivovou vrstvou (adventicia), střední vrstvou z hladkých svalů (media) a vnitřní vrstvou (intima).

Vnitřní vrstva se skládá převážně z endotelu a vazivové tkáně. Střední vrstva je tvořena svalovými buňkami, elastinem a kolagenními vlákny. Z pohledu mechaniky je nejvíce zajímavá media. Buňky hladké svaloviny mají hodnotu pružnosti v tahu okolo 20 kPa. Elastin je schopný dosahovat tažnosti až 130 % a jeho modul pružnosti v tahu se pohybuje v rozmezí 200–400 kPa. Střední vrstva je tvořena kolagenem ze 40–50 %. Kolagenní vlákna vykazují tažnost 4–10 % a mají modul pružnosti v tahu v řádu stovek MPa. K matematickému popisu deformačně napěťové analýzy nelineárně pružného materiálu se používají konstitutivní modely materiálů. [1][5][10]

Jako kapalina v kardiovaskulárním systému vystupuje krev, která v závislosti na velikosti smykového napětí a průměru cévy mění svoje fyzikální vlastnosti. Tato skutečnost je způsobena tím, že krev je silně heterogenní kapalina (objemový podíl pevné fáze v krvi tvoří okolo 45 %). Jednotlivé částice mezi sebou interagují a mají i malý elektrický náboj. Toto způsobuje, že krev nejdříve musí překonat určitou hodnotu smykového napětí, aby začala téct. Pro velké smykové rychlosti bývá hodnota dynamické viskozity krve 3,5 mPa·s a její hustota nabývá hodnoty 1050 kg·m⁻³. Proudění krve v tepnách se obecně považuje za laminární. K matematickému

popisu tohoto chování se nejčastěji využívá reologických modelů. Krev obvykle bývá popsána pomocí modelu Casson nebo Carreau.[1][11]

Stávající způsob řešení numerických simulací v oblasti biomechaniky kardiovaskulárního systému má mnohá úskalí, která otevírají prostor pro výzkum a zdokonalení. Výzkumné týmy se obvykle dělí na dvě základní skupiny. První řeší jenom deformačně napěťovou analýzu pomocí metody konečných prvků. Druhá skupina se zabývá pouze výpočtovými simulacemi proudění (CFD). Tento přístup je kvůli výše zmíněným důvodům nedostatečný, a proto je v posledních letech vyvíjeno velké úsilí tyto dva obory spojit dohromady. Svázání úloh mechaniky těles a mechaniky tekutin se nazývá Fluid – Structure Interaction (FSI).

2. TEORIE A POUŽITÉ METODY

Studie této problematiky je založena jak na experimentálně získaných datech, tak i na numerických výpočtech. Měření rychlostního pole v trubici bude provedeno pomocí particle image velocimetry (PIV), pomocí které se získají dvě složky rychlosti (axiální a radiální). Materiálové vlastnosti pružného potrubí budou stanoveny pomocí tahové zkoušky. Viskozita kapalin použitých při měření bude změřena pomocí rotačního viskozimetru. V rámci numerického řešení se budou provádět výpočty Navier-Stokesových rovnic a rovnice silové rovnováhy tělesa.

2.1. Hyperelastické materiály

Tepny spadají do kategorie materiálů, pro které jsou typická velká (konečná) přetvoření, a po odlehčení se vrátí do svého původního tvaru. Tyto dvě vlastnosti je řadí do kategorie hyperelastických materiálů. K matematickému popisu deformačně napěťové charakteristiky se používají konstitutivní modely. Princip je založený na předpokladu, že existuje elastická potencionální funkce W (měrná deformační energie), která je skalární funkcí daného tenzoru deformace (resp. přetvoření). Derivací měrné potenciální funkce podle některé složky přetvoření se získá odpovídající hodnota napětí. Pro popis materiálu pružného potrubí se použije nestlačitelná varianta modelu Arruda-Boyce (1), který vychází ze struktury materiálu a uvažuje v energii napjatosti mezní protažení strukturních řetězců polymeru. [6] [10]

$$W = G \left[\frac{1}{2} (\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{20\lambda_L^2} (\bar{I}_1^2 - 9) + \frac{11}{1050\lambda_L^4} (\bar{I}_1^3 - 27) + \frac{19}{7000\lambda_L^6} (\bar{I}_1^4 - 81) + \frac{519}{673750\lambda_L^8} (\bar{I}_1^5 - 243) \right], \quad (1)$$

kde W [Pa] je měrná deformační energie, G [Pa] je modul pružnosti ve smyku, $\bar{I}_1$ [-] je modifikovaný první invariant pravého Cauchy-Greenova tenzoru deformace, λ_L [-] je mezní protažení strukturních řetězců. Pokud se hodnota λ_L bude blížit nekonečnu, z modelu Arruda-Boyce vznikne model neo-Hook.

2.2. Laserová anemometrie (Particle image velocimetry)

Particle image velocimetry (PIV) je experimentální metoda, která umožňuje mapování rychlostního pole v dané rovině proudového pole. Výstupem jsou pouze 2 složky rychlosti, ale kvůli osové symetrii úlohy není potřeba využívat jiného přístupu, který by umožnil dopočítat třetí složku rychlosti. Největší výhodou této metody je, že není invazivní, a tak neovlivňuje proudové pole.

Během měření jsou do tekutiny přimíchávány pevné částice, o kterých se předpokládá, že neovlivňují dynamiku systému. Zaznamenávání dat obvykle probíhá pomocí citlivé kamery. Základní princip laserové anemometrie spočívá

v zaznamenávání posunů drobných částic, které jsou obsažené v proudící tekutině. K osvětlení studované oblasti se používá laser. Studovaná oblast proudu je vystavena krátkému laserovému pulsu, který nasvítí rozložení částic pro daný časový okamžik. Tato expozice je zaznamenána kamerou. Po určité velikosti časového intervalu je studovaná oblast znovu nasvícena a poloha částic je opět zaznamenána. Vektory rychlosti jsou poté dopočítány na základě znalosti pozic částice během dvou daných časových pulzů:

$$\bar{v} = \frac{\Delta \bar{x}}{\Delta t} \quad (2)$$

Pro účely této práce se použije systém od firmy Dantec Dynamics a jejich kamera Hisense Neo camera. Jako zdroj osvětlení bude sloužit Nd:YAG laser NewWave Gemini (532 nm wavelength). Kvůli velké dynamice studovaného děje se použije tzv. Time resolved PIV, které umožňuje zaznamenávání s vysokou frekvencí. Frekvence snímání bude nastavena na 1000 Hz. Polyamid fluorescent částice se použijí k zaznamenávání pozice. [2] [3]

Pomocí PIV bude provedeno měření rychlostních profilů jak v tuhé, tak i v deformovatelné trubici. Stěna tuhé trubice bude vyrobena ze skla. Poddajná trubice bude vyrobena z Tygonu nebo ze silikonu (PDMS). Měření budou provedena jak pro newtonskou (směs vody a glycerolu), tak i pro nenewtonskou kapalinu (směs vody, glycerolu a xantanu).

2.3. Výpočtová simulace proudění

Numerická analýza proudění bude provedena pomocí komerčního software ANSYS Fluent. K vytvoření geometrie a výpočetní sítě se využijí další programy od firmy ANSYS (ANSYS Geometry a ANSYS Mesh). Budou provedeny dva typy výpočtů. První bude simulovat proudění newtonské a nenewtonské kapaliny v tuhé trubici. I když hodnoty Reynoldsova čísla mohou být v průběhu výpočtu vyšší než jeho kritická hodnota, tak všechny výpočty se budou řešit jako laminární, tedy budou se využívat Navier-Stokesovy rovnice (3). Důvodem je to, že reologické modely nenewtonských kapalin platí pouze pro laminární a ne pro turbulentní proudění. Dále bude uvažováno proudění nestlačitelné kapaliny (4).

$$\frac{\partial v_i}{\partial t} + \frac{\partial v_i}{\partial x_j} v_j = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_i} + \nu \frac{\partial^2 v_i}{\partial x_j \partial x_j} + G_i \quad (3)$$

$$\frac{\partial v_i}{\partial x_i} = 0 \quad (4)$$

Pro druhý typ výpočtu se budou používat stejné rovnice, nicméně už bude zahrnutý vliv poddajného materiálu potrubí. V tomto případě bude muset být použita dynamická síť, která umožní deformovat objemově diskretizovanou geometrii domény.

Výpočty s dynamickou sítí, tj. s pohyblivou hranicí domény, lze realizovat několika různými způsoby (přehled pro software ANSYS Fluent zde [9]), pro účely této práce se bude využívat pouze metoda Smoothing. Tato metoda umožňuje pohyb uzly sítě za účelem absorbovat trajektorii pohybující/deformující se hranice. Počet uzlů a jejich návaznost zůstává konstantní. Pro výpočet bude zvolena Diffusion-based metoda, která je obecně výpočetně náročnější než spring-based metoda, ale obvykle vede k lepší kvalitě generované sítě. Rovněž oproti spring-based metodě umožňuje větší pohyby/deformace. Pohyb sítě je řízen difúzní rovnicí, která má následující tvar:

$$\nabla(\gamma \nabla \vec{u}) = 0 \quad (5)$$

Kde $\vec{u}$ je rychlost posuvu sítě a γ je koeficient difuze. ANSYS Fluent nabízí dvě různé formulace difuzního koeficientu. První formulace využívá normalizované vzdálenosti od hranice. Pro tuto variantu se koeficient difuze rovná:

$$\gamma = \frac{1}{d^\alpha} \quad (6)$$

Kde d je normalizovaná vzdálenost od hranice a α je parametr zadávaný uživatelem. Doporučená hodnota pro tento parametr se pohybuje v rozmezí od 0 do 2. Rovnice pro druhý způsob formulace difuzního koeficientu má stejný tvar jako rovnice (6), ale místo normalizované vzdálenosti používá normalizovaný objem buňky sítě. Difuzní rovnice (5) se pomocí metody konečných objemů diskretizuje a výsledná matice se řeší iterativně. Řešení rychlosti posuvu platí pro těžiště buňky a pomocí interpolace jsou získány hodnoty pro jednotlivé uzly buněk. Nová hodnota pozice uzlu odpovídá rovnici:

$$\vec{x}_{nové} = \vec{x}_{staré} + \vec{u} \Delta t \quad (7)$$

Iterativní řešení se zastaví, když řešení splňuje požadovanou toleranci konvergence nebo v průběhu výpočtu bylo dosaženo maximálního počtu iterací.[9] [12]

2.4. Deformačně napěťová analýza

Pro numerické výpočty napěťově-deformační analýzy se využije metoda konečných prvků, která je naprogramována v programu ANSYS. Tato práce se zabývá silně dynamickým jevem, a proto se bude řešit Transient dynamic analysis. Tento přístup se používá právě k popisu dynamické odezvy pevné fáze (struktury) na působení různých časově závislých zatížení. Tento typ analýzy lze použít pro řešení časově proměnných posunů, přetvoření, napětí a sil působících na strukturu v závislosti na libovolné kombinaci statického, neustáleného a harmonického zatížení. Základní rovnice pohybu, která je řešená pomocí Transient dynamic analysis, je:

$$\{F(t)\} = [M]\{\ddot{u}\} + [B]\{\dot{u}\} + [K]\{u\} \quad (9)$$

V libovolném časovém okamžiku mohou být tyto rovnice uvažovány jako soustava staticky rovnovážných rovnic, která bere v potaz setrvačné i tlumící síly. Software používá integrace s využitím Newmarkovy metody nebo vylepšenou metodu Hilber-Hughes-Taylor k řešení těchto rovnic v diskretizovaných časových okamžicích. Úloha zároveň bude řešena jako nelineární analýza, protože materiál tepen nevykazuje lineárně elastické vlastnosti. K řešení nelineárních úloh program používá Newton-Raphson přístup. Zatížení je rozloženo na sérii přírůstků zatížení, které mohou být dávkovány přes několik zatěžovacích kroků. Před každým řešením tato metoda vyhodnotí nerovnováhu systému, která je způsobena rozdílem sil odpovídajícím napětí elementu a aplikovanému zatížení. Jednotlivé mezikroky jsou řešeny jako lineární úlohy. V případě, že kritéria konvergence nejsou dostatečná, se přepočítá nerovnováha, změní se matice tuhosti a získá se nové řešení. Pomocí iterativního řešení probíhá výpočet, dokud se nedocílí dostatečné konvergence. K výpočtu budou použity kvadratické elementy. [9]

2.5. Fluid – Structure Interaction (FSI)

Pro interakci tělesa s tekutinou je v odborné literatuře používán pojem Fluid – Structure Interaction, ze kterého byla odvozena častěji užívaná zkratka FSI. Pod pojmem interakce tělesa s tekutinou rozumíme interakci pohyblivé nebo deformovatelné (elasticky i plasticky) pevné struktury a proudící tekutiny, a to buď uvnitř této struktury, nebo zevnějšku. V takovém případě pohyb pevné struktury a okolní tekutiny nejsou nezávislé, ale jsou svázány pomocí kinematických a dynamických okrajových podmínek. Ty modelují společný kontakt kapaliny a tělesa. Při podrobnějším rozboru můžeme pohyb rozložit na trvalou a měnící se složku. To lze s výhodou využít pro matematické modelování chování provázaného systému. Z hlediska řešení reálných problémů je významnější proměnlivá složka pohybu, a proto se v některých případech trvalá složka pohybu neuvažuje. Kromě toho je struktura vystavena silovým účinkům proudění, které se projevují tlakovým a viskózním zatížením struktury. To může být doprovázeno i teplotním zatížením. [4] [7] [8]

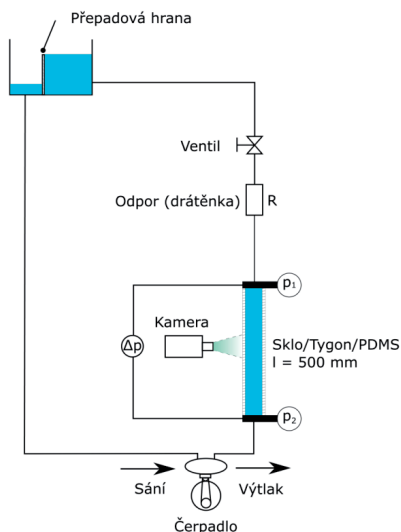
2.5.1. Princip numerického řešiče FSI

Implicitně svázaná úloha může být buďto iterativní nebo plně svázaná (fully coupled). Pro aplikaci FSI v biomechanice je nejlepší použít plně svázanou úlohu. Bohužel tento řešič není obsažen v programu ANSYS. Implicitní iterativní řešič přenáší výsledky během každé smyčky v průběhu výpočtu mezi jednotlivými řešiči. Výpočty budou probíhat pomocí svázání programů Transient Structural a Fluent. Spojení těchto dvou řešičů obstará program System Coupling. Na začátku výpočtu proběhne inicializace dle zadaných hodnot v programu ANSYS Fluent. Poté se vypočte silové působení na okrajové podmínce v CFD, která je součástí FSI výpočtu. Silové zatížení se pak přesune do strukturálního řešiče. V případě, že síť nejsou 100% mapované (uzel fluidní domény odpovídá uzlu strukturální domény), program provede automatickou interpolaci hodnot. Strukturální řešič vypočte velikosti deformací a napětí z nahraných hodnot zatížení. Velikosti posuvů se následně pošlou do CFD,

kde se podle nich změní tvar výpočtové domény. Následně se pro novou geometrii v CFD vypočítá nové proudové pole. Každý z řešičů monitoruje vlastní konvergenční kritéria a zároveň System Coupling kontroluje konvergenci přenosu dat. V případě, že všechny požadavky konvergence nebyly splněny, tak výpočet běží pro daný časový krok dále, dokud nebude splněna konvergence nebo nebude dosažen maximální počet iterativních kroků smyčky, který definoval uživatel. Pokud byla kritéria konvergence splněna, načte se nový časový krok s danými okrajovými podmínkami, a pokračuje se ve výpočtu. Simulace běží do uživatelem definovaného cílového času. V rámci této práce bude studována interakce kapaliny v přímé trubici, takže by se teoreticky dala použít podmínka axisymetrie. Bohužel FSI výpočty v prostředí ANSYS lze provádět pouze pro 3D tělesa. [9] [13]

3. EXPERIMENTÁLNÍ ZAŘÍZENÍ

Testovací zařízení se nachází v laboratoři Technické univerzity Liberec (TUL) na Oddělení fyzikálních měření. Měřicí okruh se skládá z membránového čerpadla (Bran+Luebbe ProCam Smart DS 500). Čerpadlo je řízeno pomocí frekvenčního měniče (Emerson Control Techniques Unidriver M200), aby frekvence jeho chodu byla zhruba 1 Hz. Na výtlačku za čerpadlem je namontovaná studovaná trubice. Montáž je provedena tak, aby šlo snadno vyměnit skleněnou trubici za silikonovou hadici. Délka pružné trubice je 500 mm a vnitřní průměr má 19 mm. Na vstupu a výstupu z trubice jsou umístěny tlakové snímače BD Sensors DMP 331i s rozsahem 0 – 2 bar (p_1 , p_2) a s přesností 0,35 % z rozsahu, které slouží k získání hodnot absolutního tlaku. V trati je také namontovaný diferenční tlakový snímač Domat SHD 692 s rozsahem 0 – 200 mBar (Δp) a s přesností do 1,3 %, protože tlakové snímače p_1 a p_2 nejsou schopny kvůli své přesnosti podchytit velikost tlakové ztráty. Uprostřed délky studované trubice je umístěna kamera, která slouží k PIV měření. Měření rychlostních profilů proběhne i na okrajích domény, ale zde naměřená data můžou vykazovat větší odchylky (vlivem různých nestabilit). Proto je kamera primárně umístěna uprostřed délky trubice. Za trubicí je umístěn odpor, který nezpůsobuje velké odrazy tlakových vln, ale zároveň umožňuje průchod částicím obsaženým v kapalině. Na výstupu z potrubí je umístěná nádoba s přepadovou hranou. Přepadová hrana je použita kvůli zajištění dostatečného hydrostatického tlaku, aby během sání čerpadla nedocházelo ke zborcení trubice. Zároveň zabraňuje ovlivnění proudu kapaliny ve studované oblasti vlivem přísávání čerpadla. Výstupem měření budou zejména rychlostní profily, hodnoty tlaků a tlakové ztráty. Dále by se z měření měly stanovit velikosti radiálních deformací. Tlaky a rychlosti se následně použijí k tvorbě okrajových podmínek pro CFD/FSI analýzy. Experimentální trať sice má za účel simulovat proudění krve v tepnách, ale provozní parametry nebudou odpovídat fyziologickým. Za účelem dosažení velkých elastických deformací pružné hadice budou maximální hodnoty tlaků vyšší než fyziologické hodnoty.



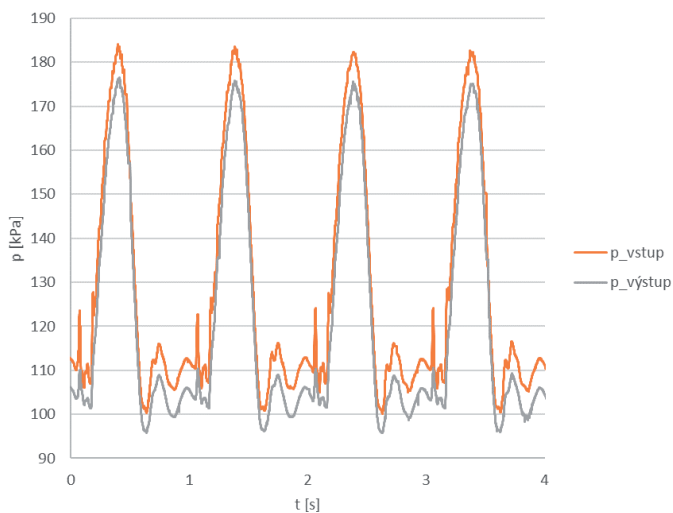
Obr. 1: Schéma experimentální tratě

4. VÝSLEDKY MĚŘENÍ

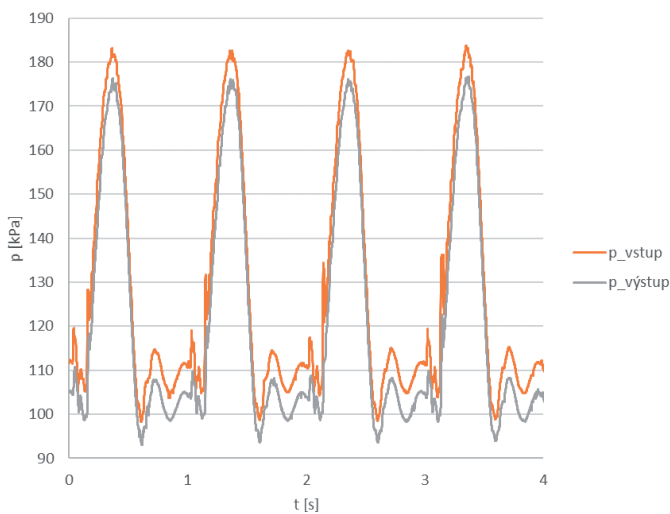
Experiment probíhal v laboratoři na TUL na měřicí trati, která byla popsána v kapitole 3. Skleněná trubice měla vnitřní průměr 23,5 mm a PDMS trubice měla vnitřní průměr o hodnotě, která se rovnala 19 mm. Tento rozdíl byl daný původním odhadem, jak výrazně se dokáže změnit průměr trubice při navýšení tlaku. Na Obr. 2 (měření se směsí vody a glycerinu) a Obr. 3 (měření se směsí vody, glycerinu a xantanu) jsou zobrazeny tlakové průběhy v průběhu 4 pracovních period membránového čerpadla. Tlaky byly zaznamenávány na vstupu a výstupu z trubice ve vzdálenosti 0,63 m. Jedná se o absolutní hodnoty tlaků. Na první pohled je patrné, že průběhy jsou si podobné, takže neneutonské chování kapaliny nemá velký vliv na tlakové průběhy. Jisté rozdíly jsou viditelné v oblastech nízkých tlaků, ale nedají se považovat za významné.

Porovnání průběhů rychlostí newtonské a neneutonské kapaliny je zobrazeno na Obr. 4. Rychlosti byly zaznamenávány v polovině délky trubice. Vykreslené hodnoty rychlostí na Obr. 4 nejsou průměrné hodnoty, ale okamžité hodnoty přímo v ose trubice (ve středu $r = 0$ mm). Průběhy jsou si podobné, ale neneutonská kapalina dosahuje o trochu vyšší (4%) hodnoty rychlostí než v případě newtonské kapaliny. Na Obr. 5-Obr. 14 jsou zobrazeny rychlostní profily ve středu trubice. Profily jsou vykresleny pro obě kapaliny s časovým rozestupem 0,1 s v průběhu jednoho cyklu. Profily jsou si velmi podobné, neneutonská kapalina má však větší tendenci si udržet tvar bližší parabole než newtonská. Tento jev odůvodňuje, proč na Obr. 4 jsou

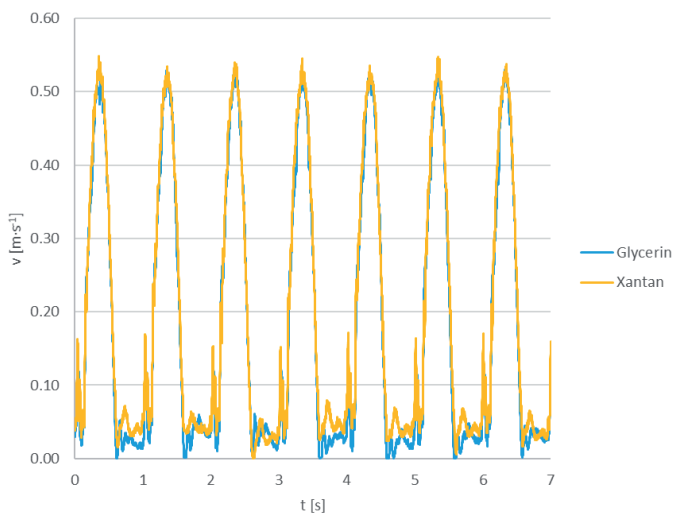
velikosti rychlostí ve středu trubice pro neneutonskou kapalinu vyšší než pro newtonskou.



Obr. 2: Průběhy tlaků na vstupu a výstupu ze skleněné trubice – glycerin

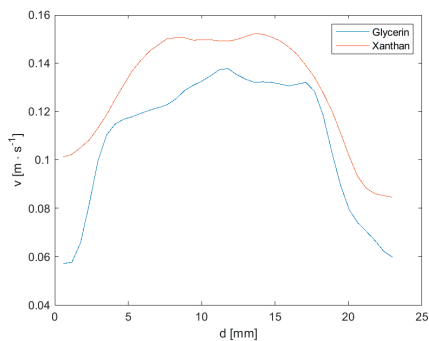


Obr. 3: Průběhy tlaků na vstupu a výstupu ze skleněné trubice – xantan

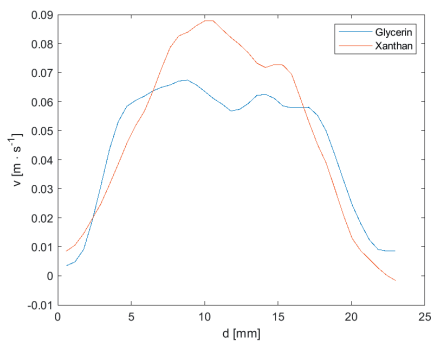


Obr. 4: Velikosti rychlostí ve středu skleněné trubice – glycerin vs. xantan

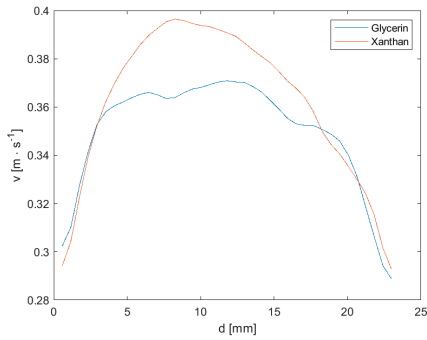
Obr. 5-Obr. 14: Rychlostní profily v rovině “xy” pro časový rozsah 0,9 s snímané s odstupem 0,1 s



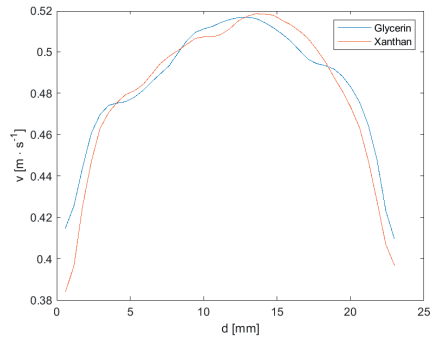
Obr. 5: $T + 0.04$ s



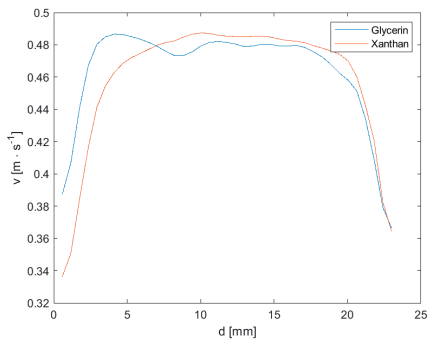
Obr. 6: $T + 0.14$ s



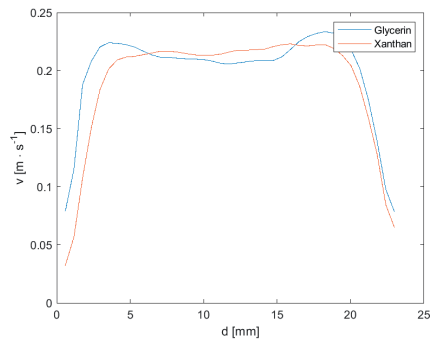
Obr. 7: $T + 0.24$ s



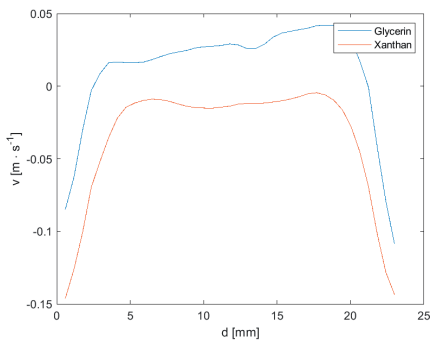
Obr. 8: $T + 0.34$ s



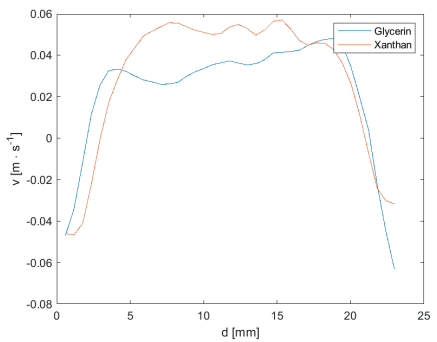
Obr. 9: $T + 0.44$ s



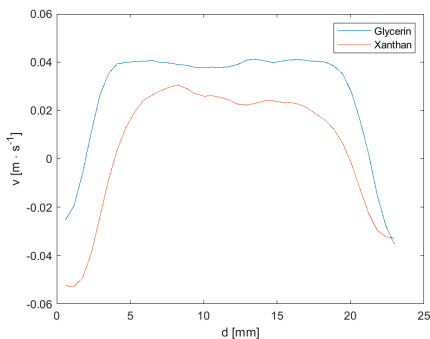
Obr. 10: $T + 0.54$ s



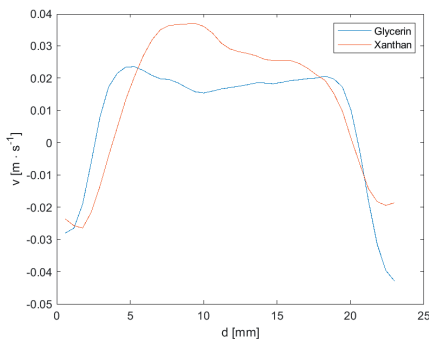
Obr. 11: $T + 0.64$ s



Obr. 12: $T + 0.74$ s



Obr. 13: $T + 0.84$ s

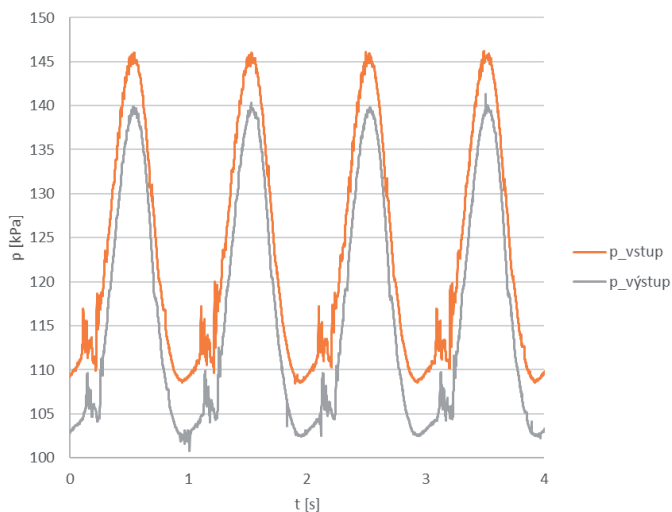


Obr. 14: $T + 0.94$ s

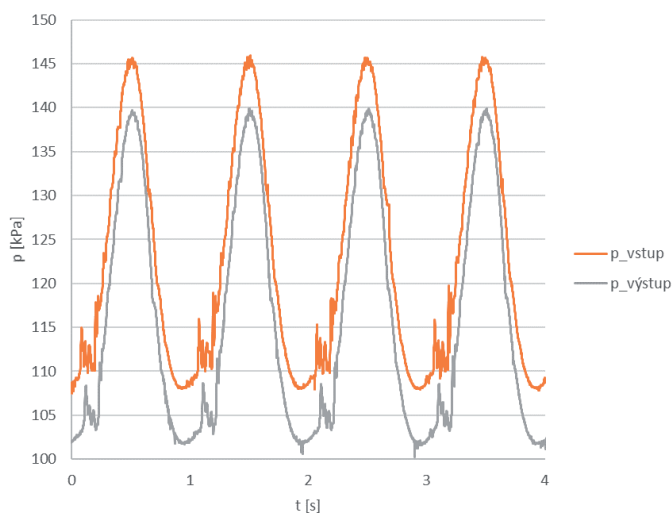
Tlakové průběhy na vstupu a výstupu z trubice z měření s poddajnou trubicí jsou zobrazeny na Obr. 15 (měření se směsí vody a glycerinu) a Obr. 16 (měření se směsí vody, glycerinu a xantanu). Vykreslené hodnoty jsou opět absolutní tlaky. Porovnání nenewtonské a newtonské kapaliny je stejné jako u měření s tuhou trubicí. Zajímavější je porovnání tlakových průběhů mezi pevnou (viz Obr. 2 a Obr. 3) a poddajnou trubicí (viz Obr. 15 a Obr. 16). Celá trať byla nastavena stejně – tzn., že čerpadlo bylo nastavené na stejný výtlak, škrtící ventil za studovanou oblastí byl v totožné pozici. Hned na první pohled jsou patrné rozdíly ve velikostech maximálních hodnot tlaků. Rozdíl v maximálních hodnotách je téměř 40 kPa. Tato skutečnost je dána poddajností trubice. U pevné trubice dojde k navýšení tlaku v celém systému o výrazně vyšší hodnotu, protože objemové čerpadlo pokaždé vytlačí téměř totožný objem kapaliny. V případě skleněné trubice se ale minimálně mění vnitřní objem měřící trati. U PDMS trubice vlivem působení tlaku dochází k jejímu rozpínání, což mění i vnitřní objem v měřící trati, takže nedojde k takovému nárůstu tlaku. Dalším patrným rozdílem jsou i tlaková minima. U pevné trubice dojde k prudkému poklesu tlaku. Na rozdíl od toho u pružné trubice je tlakový pokles plynulý. Tento jev se označuje jako tzv. pružnickový efekt. Taky velikosti tlakových rázů jsou u poddajné trubice nižší (zejména u hodnot na výstupu), protože poddajná trubice funguje jako tlumič v hydraulickém systému.

Průběhy rychlostí pro newtonskou a nenewtonskou kapalinu ve středu poddajné trubice jsou zobrazeny na Obr. 17. Vykreslené hodnoty jsou okamžité hodnoty v ose trubice. Opět platí totéž jako v případě skleněné trubice, nenewtonská kapalina dosahuje o 4 % vyšších hodnot než newtonská. Zase jsou viditelné rozdíly při porovnání průběhů rychlostí u skleněné a poddajné trubice. Kapalina ve skleněné trubicí proudí v podstatě jenom během výtlaku čerpadla. Po jeho skončení dojde k prudkému poklesu rychlosti na téměř nulovou. Naopak u poddajné trubice, stejně jako tomu bylo u tlakových průběhů, jsou změny v rychlostech po zavření výtláčného ventilu plynulejší. Toto je opět dáno pružnickovým efektem. Po skončení výtláčné fáze čerpadla začne klesat tlak v systému. U tuhé trubice se v podstatě nic nemění, ale v případě poddajné trubice je tomu jinak. Ve chvíli, kdy začne klesat tlak v systému, se začne zmenšovat průměr trubice, která byla vlivem velkého tlaku roztažená. Při

zmenšování průměru trubice dochází k vytlačování kapaliny, a kvůli tomu je průběh rychlostí plynulejší.



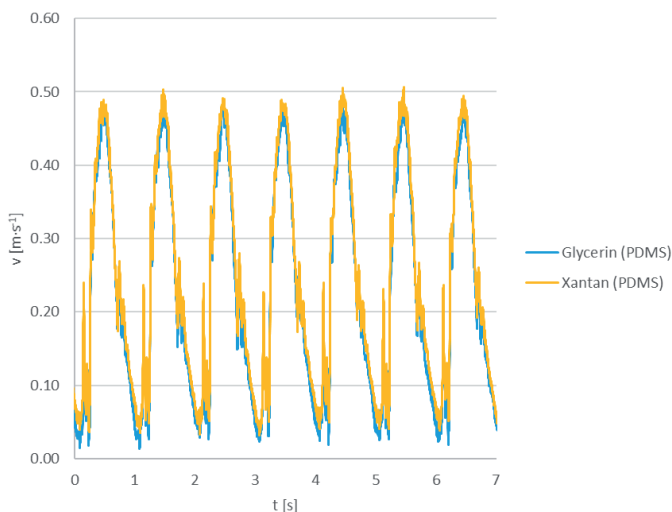
Obr. 15: Průběhy tlaků na vstupu a výstupu z PDMS trubice – glycerin



Obr. 16: Průběhy tlaků na vstupu a výstupu z PDMS trubice – xantan

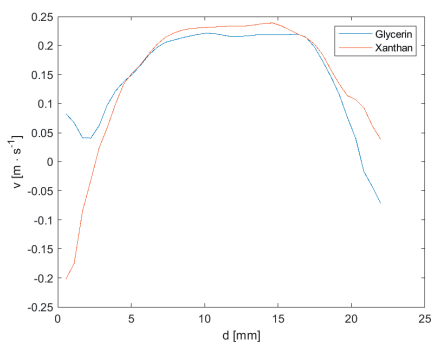
Rychlostní profily pro obě kapaliny v průběhu jedné periody jsou zobrazeny na Obr. 18–Obr. 27. Opět je zde vidět podobný trend jako u měření se skleněnou trubicí.

Zároveň je možné pozorovat oblasti zpětného proudění u stěn při malém průtoku. Rovněž rychlostní profily u nenewtonské kapaliny mají stabilnější průběh, což je způsobeno zvyšující se viskozitou.

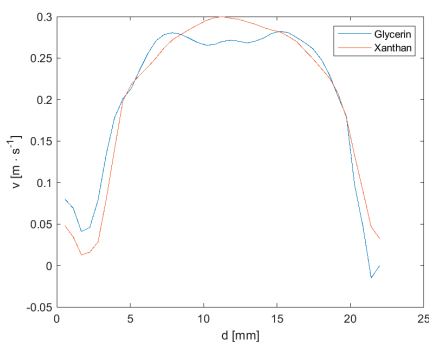


Obr. 17: Velikosti rychlostí ve středu PDMS trubice – glycerin vs. xantan

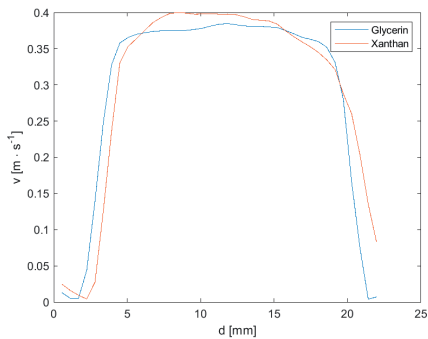
Obr. 18–Obr. 27: Rychlostní profily v rovině “xy” pro časový rozsah 0,9 s snímané s odstupem 0,1 s



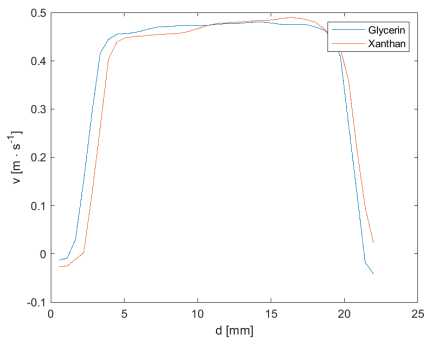
Obr. 18: $T + 0.27$ s



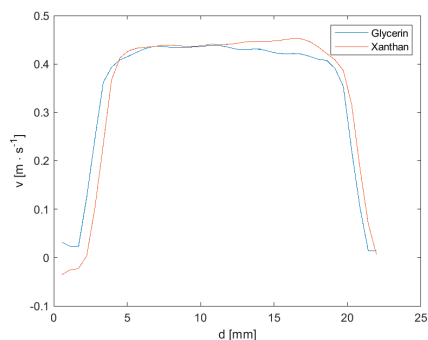
Obr. 19: $T + 0.37$ s



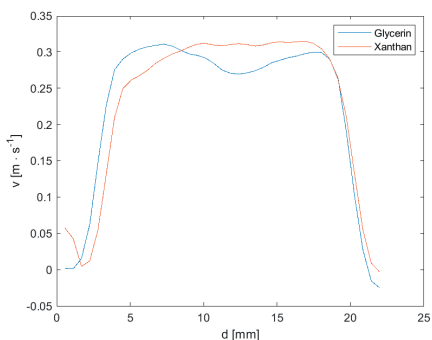
Obr. 20: $T + 0.47$ s



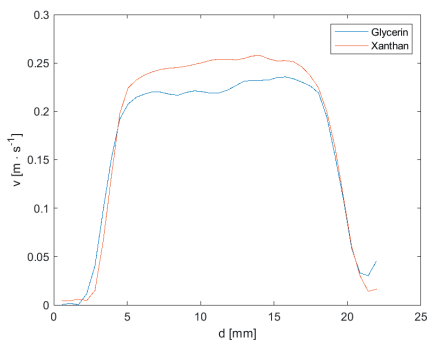
Obr. 21: $T + 0.57$ s



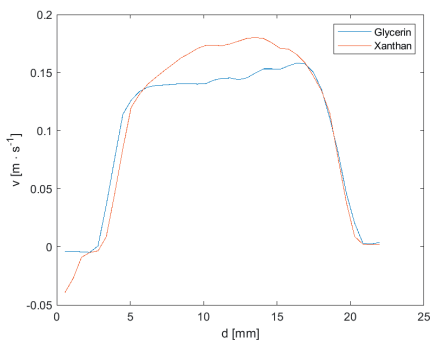
Obr. 22: $T + 0.67$ s



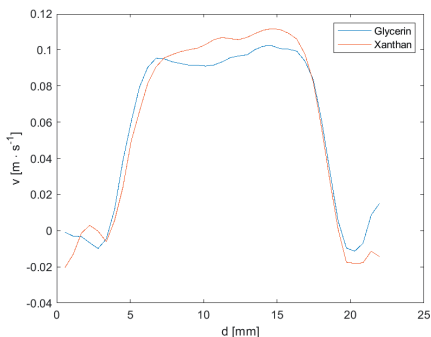
Obr. 23: $T + 0.77$ s



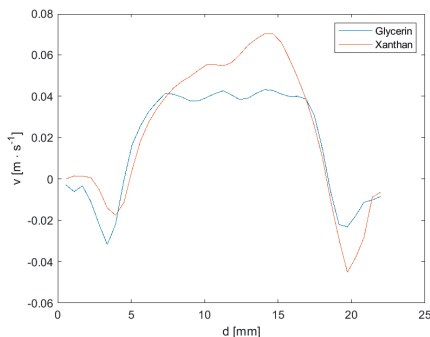
Obr. 24: $T + 0.87$ s



Obr. 25: $T + 0.97$ s

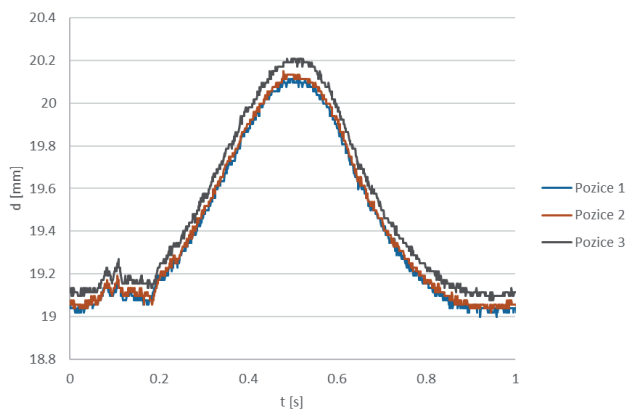


Obr. 26: $T + 1.07$ s

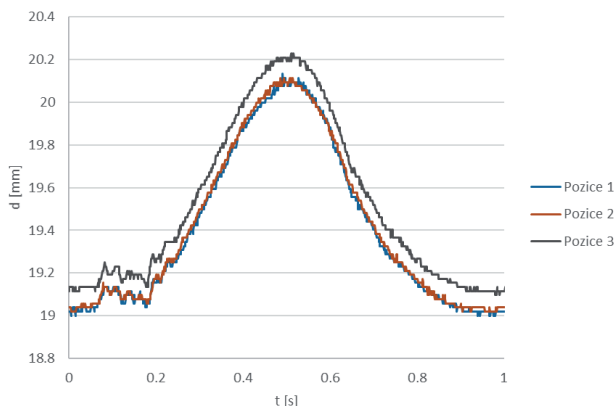


Obr. 27: $T + 1.17$ s

Změny vnitřních průměrů PDMS trubice v průběhu měření lze vidět na Obr. 28 (směs vody a glycerinu) a na Obr. 29 (směs vody, glycerinu a xantanu). Z výsledků je patrné, že newtonská kapalina nemá vliv na velikost radiálních deformací u přímo protékané trubice. Tato skutečnost je dána tím, že i tlakové průběhy jsou stejné. Trubice v průběhu jednoho cyklu změní svůj průměr o 1,1 mm. Výsledky byly vyhodnoceny ve 3 řezech v okolí poloviny trubice. Na jednotlivých pozicích je viditelná odchylka v průměru trubice po její délce. Tento rozdíl je dán výrobními nepřesnostmi PDMS trubice.



Obr. 28: Průběh průměrů trubice během 1 periody – glycerin

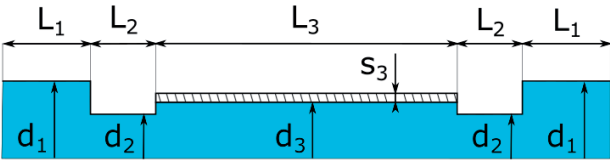


Obr. 29: Průběh průměrů trubice během 1 periody – xantan

5. CFD SIMULACE

Výpočetní simulace proudění v tuhé trubici byly provedeny v programu ANSYS Fluent 17.2. Geometrie výpočtové domény byla vymodelována dle experimentální tratě, pouze simulace nebyla provedena s kompletním průřezem trubice, ale pouze se čtvrtinovým (viz Obr. 30). Toto rozhodnutí jsme udělali zejména kvůli simulacím s pružnou hadicí, které jsou hodně časově a hardwarově náročné. Rozměry domény jsou uvedeny v Tab. 1. Výpočetní síť byla vytvořena v software ANSYS Meshing. Celkově měla síť 283 320 hexaedrických prvků. Všechny elementy měly ve směru osy trubice délku 1 mm. Maximální hodnota poměru stran buňky (max. aspect ratio) byla 3,18 a maximální šikmost (skewness) se rovnala 0,48. Jelikož se u skleněné trubice neřešily její deformace, tak nebyla uvažována tloušťka stěny trubice. Na vstupu do trubice byla definována rychlostní okrajová podmínka velocity inlet. Jako data pro podmínku se použila střední rychlost, která byla vyhodnocena z PIV měření. Na výstupu z trubice byla předepsána tlaková okrajová podmínka pressure outlet (relativní hodnota tlaku z experimentu). Pro tuto podmínku se použila data z tlakového snímače na výstupu z trubice. Hodnoty rychlostní a tlakové okrajové podmínky se nadefinovaly pomocí příkazu profile, přičemž na vstupu se použil pístový rychlostní profil (konstantní rychlost po průřezu), protože jeho reálný tvar zde není známý. Stěny trubice byly simulovány pomocí okrajové podmínky wall, tj. s podmínkou ulpívání. Ohraničení čtvrtinového výřezu jsme modelovali pomocí okrajových podmínek symmetry, ke kterým jsou rychlosti tečné. Jelikož se jedná o silně dynamický děj, tak simulace byly provedeny jako nestacionární s časovým krokem 0,005 s. Aby výpočet odpovídal experimentu, tak bylo uvažováno i působení vnějšího silového pole. Tíhové zrychlení bylo rovno $9,81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$, a aby fungovalo správně počítání hydrostatického tlaku vlivem výšky trubice, tak bylo zapnuto

Specified Operating Density v panelu Operating Conditions. Hodnota byla dle doporučení výrobce změněna na $0 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$.



Obr. 30: Rozměry výpočetní domény

Tab. 1: Rozměry výpočetní domény

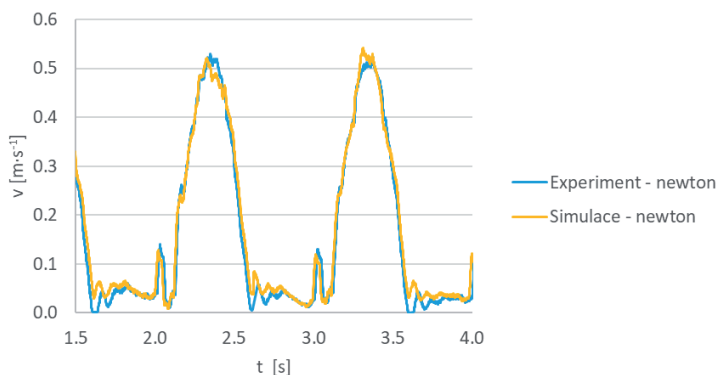
$L_1 = 25\text{mm}$	$d_1 = 25\text{mm}$	$s_3 = 0 \text{ mm}$
$L_2 = 40\text{mm}$	$d_2 = 15\text{mm}$	
$L_3 = 500\text{mm}$	$d_3 = 23,5\text{mm}$	

Kapalina v CFD simulaci je uvažována jako homogenní bez obsahu dalších částic, které byly z povahy 2D PIV metody součástí experimentu. Koncentrace těchto částic však musí být na velmi malé úrovni s hustotou blízkou použité kapaliny. Proto tyto částice nemají významnější vliv na dosažené výsledky. Vlastnosti kapalin byly definovány tak, aby odpovídaly vlastnostem kapalin použitých u experimentu. Hustota byla ověřena pomocí rozdílu tlaku na vstupu a výstupu z trubice a při známé vzdálenosti mezi snímači byla stanovena na $1050 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$. Viskozita kapalin se změřila pomocí rotačního viskozimetru. Pro simulace newtonské kapaliny byla viskozita rovna $4 \text{ mPa}\cdot\text{s}$. Viskozita nenewtonské kapaliny byla definována pomocí Hershel-Bulkley modelu:

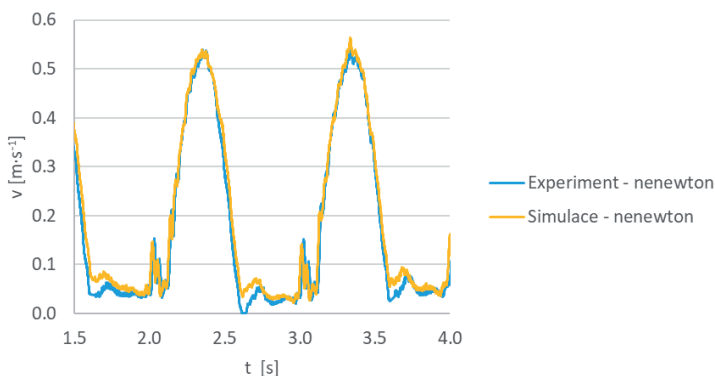
$$\tau = A + B \cdot \dot{\gamma}^n$$

Kde A je mezní smykové napětí ($0,0216 \text{ Pa}$), B je viskózní koeficient ($0,01345 \text{ Pa}\cdot\text{s}^{1/n}$), n je poměrový index ($0,7812$).

Porovnání rychlostí ve středu pro newtonskou kapalinu je zobrazeno na Obr. 31. Průběhy si dobře odpovídají. Větší rozdíly jsou patrné pouze v oblastech s nízkými rychlostmi (fáze sání čerpadla). Porovnání rychlostí ve středu pro nenewtonskou kapalinu je zobrazeno na Obr. 32. Průběhy si jako v případě newtonské kapaliny odpovídají. Významnější rozdíly jsou patrné pouze v oblastech s nízkými rychlostmi (fáze sání čerpadla).



Obr. 31: Průběhy rychlostí ve středu trubice



Obr. 32: Průběhy rychlostí ve středu trubice

6. FSI SIMULACE

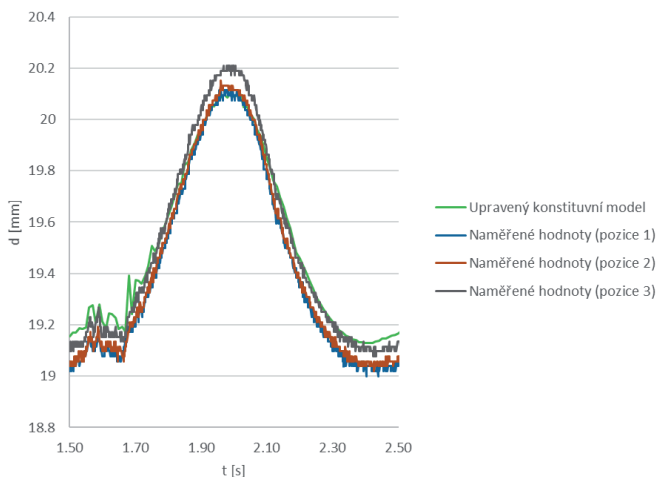
Materiálové parametry silikonové hadice byly získány pomocí experimentálních měření na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Proložení naměřených dat bylo provedeno pomocí softwaru Hyperfit (autor Ing. Pavel Skácel, Ph.D.).

Jako konstitutivní model byl nakonec použitý Arruda-Boyce model, který byl pro popis této problematiky nejpřesnější. Použité materiálové vlastnosti pro PDMS hadici v simulacích byly následující:

Tab. 3: Materiálové vlastnosti

Konstitutivní model	Modul pružnosti ve smyku [MPa]	Mezní protažení strukturních řetězců [-]	Parametr stlačitelnosti [Pa^{-1}]	Hustota [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$]
Arruda-Boyce	0,3	1	0	1210

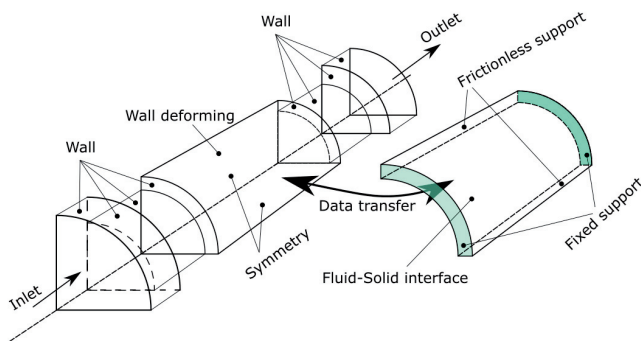
Na Obr. 33 je zobrazeno porovnání průběhu změny průměru pružné trubice pro použitý konstitutivní model a naměřené hodnoty. Z výsledků je zřejmé, že model popisuje chování materiálu dostatečně přesně. Vypočtené hodnoty deformací se pohybují v rozmezí naměřených hodnot.



Obr. 33: Změna průměru v čase – upravený konstitutivní model vs. naměřené hodnoty

Jak bylo zmíněno v úvodní pasáži, hlavním prostředkem k ověření a navození dějů pozorovaných během experimentu s pružnou hadicí byly numerické FSI simulace. Tyto simulace byly uskutečněny v prostředí ANSYS Workbench 17.2, v němž byly pomocí System Coupling svázány řešiče metody konečných prvků (FEM – řešil pevnou fázi) a metody konečných objemů (CFD – řešil kapalnou fázi). Deformačně-napěťová analýza využívala Transient Structural a simulace proudění kapaliny byla realizována pomocí řešiče ANSYS Fluent. Geometrie odpovídala experimentu, ale kvůli časové náročnosti simulace byla modelována pouze čtvrtina trubice (viz Obr. 34). V jiných testovaných úlohách bylo v té souvislosti ověřeno, že data získaná pro čtvrtinu a celý průřez trubice vykazují naprosto minimální odchylky v oblasti přetlaku statického tlaku. Výpočetní doba svázané úlohy (režim System Coupling) je i u takto jednoduché úlohy na hranici přijatelnosti vzhledem k možnému testování a verifikaci

výsledků. Pro redukci trubice na čtvrtinu hovoří i ta skutečnost, že zvažovaná plná trubice by byla stejně jako její čtvrtina čistě kruhového průřezu. Skutečná trubice však určité odchylky v kruhovitosti i tloušťce stěny vykazuje. Rozměry geometrie jsou stejné jako u samostatných CFD simulací, ale vnitřní průměr studované oblasti byl 19 mm (v nezatiženém stavu) a tloušťka stěny trubice byla 2,2 mm. Dále byla délka trubice prodloužena z 0,63 m na 0,9 m (tzn., že výstupní okrajová podmínka se posunula o 0,27 m). Toto rozhodnutí bylo uděláno na základě pilotních výsledků výpočtů, kdy při přesné vzdálenosti, jako tomu bylo u experimentu, vycházely maximální rychlosti o zhruba 20% vyšší než změřené. Tento jev jsme si vysvětlili tak, že i při použití tlaků přímo z experimentu v simulaci chybí setrvačnost kapaliny, která byla u experimentu. Hmota vody vytvářela odpor a zpomalovala rychlost proudění. Takže kapalina zaplňovala zvětšující se objem místo toho, aby protekla hadicí dál. Výpočetní síť pro kapalnou doménu byla tvořena lineárními hexahedrickými prvky. Všechny elementy měly ve směru osy trubice délku 1 mm. Směrem ke stěnám prvky nebyly více zhuštěné, protože výpočet byl nastavený jako laminární, a proto se neřešily stěnové funkce. Celkový počet prvků pro fluidní doménu byl 356 280. Maximální hodnota poměru stran buňky (max. aspect ratio) byla 3,14 a maximální šikmost (skewness) se rovnala 0,48. Výpočetní síť pevné fáze byla tvořena kvadratickými hexahedrickými prvky. Použití kvadratických elementů umožňovalo zajištění přesnosti výpočtu i při použití nižšího počtu prvků. V axiálním směru měly prvky délku 2 mm a celkově bylo použito 15 000 prvků (tj. 77 977 uzlů). Maximální hodnota poměru stran buňky (max. aspect ratio) byla 4,04 a maximální šikmost (skewness) se rovnala 0,025.

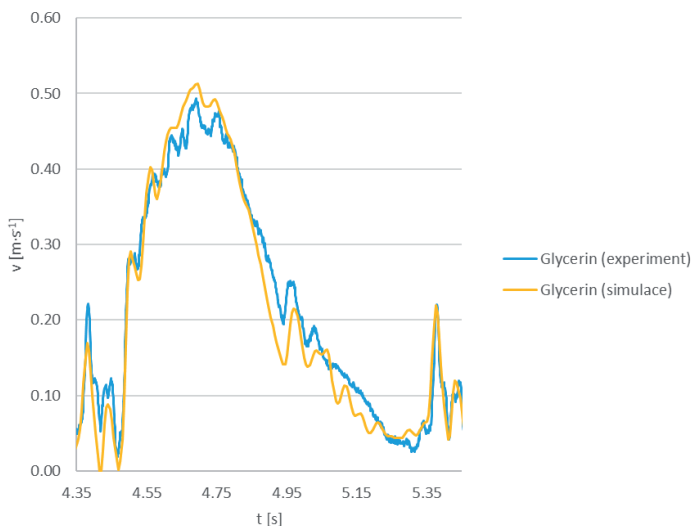


Obr. 34: Schéma geometrie kapalně a pevné fáze a okrajových podmínek

Většina nastavení pro výpočet fluidní domény byla stejná jako u simulací proudění v tuhé trubici. Na rozdíl od samostatných CFD výpočtů byla na vstupu použita tlaková okrajová podmínka, protože u simulací proudění v poddajné trubici se časový průběh rychlosti po její délce mění. Pro prvních 0,5 s simulace byly zachovány ustálené tlakové podmínky na vstupu a výstupu z domény. Tento krok byl učiněn proto, aby se po inicializaci ustálilo tlakové pole a trubice se patřičně deformovala. Další

změnou v nastavení bylo zapnutí dynamické sítě, protože v průběhu výpočtu dochází ke změně tvaru výpočtové domény, a proto se musí měnit i tvar výpočtové sítě. V deformujících se regionech proto byly zvoleny Dynamic Mesh Update Methods v režimu Diffusion-Based Smoothing, které se z dostupných možností jevily jako nejvhodnější (přesné nastavení bylo následující: Smoothing: Diffusivity Based on Cell Volume, Diffusion Parameter: 0). Všechny zóny fluidní domény kromě rozhraní kapaliny a pružné stěny (wall deforming, viz Obr. 34) pak byly definovány jako deformující se. Poloha těchto zón však byla zafixována prostřednictvím souřadnic a vektorů, protože pozice těchto entit je ve skutečnosti neměnná nebo pevně orientovaná. Rozhraní wall deforming podléhalo nastavení System Coupling, v rámci něhož dochází ke sdílení dat mezi strukturálním a fluidním řešičem. Přenos dat ovlivňuje stabilitu a přesnost výpočtu. Existuje několik přístupů, jak docílit stability výpočtu. Častou variantou je nastavení postupného zatěžování přímo v programu System Coupling. Nám se nejvíce osvědčilo pracovat se Solution Stabilization (Solution Stabilization: Method: coefficient-based, Scale Factor: 0.0013), který je obsažený přímo v modulu dynamické sítě v programu ANSYS Fluent.

Jak už bylo dříve zmíněno, provedení FSI výpočtu je na přesnost výsledků s experimentem mnohem náročnější, než jak je to v případě CFD výpočtu. Porovnání velikostí rychlostí ve středu trubice z dat získaných z experimentu s daty z FSI simulace je na Obr. 35. Výsledky nesedí tak přesně, jako tomu bylo u CFD analýzy, ale pořád poměrně věrohodně popisují charakter proudění. Na výsledcích je taky patrné, že je potřeba více period, aby došlo ke shodě.

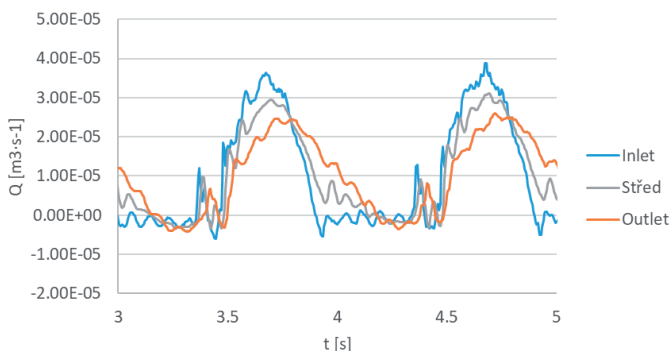


Obr. 35: Detail porovnání rychlostní ve středu poddajné trubice (glycerin)

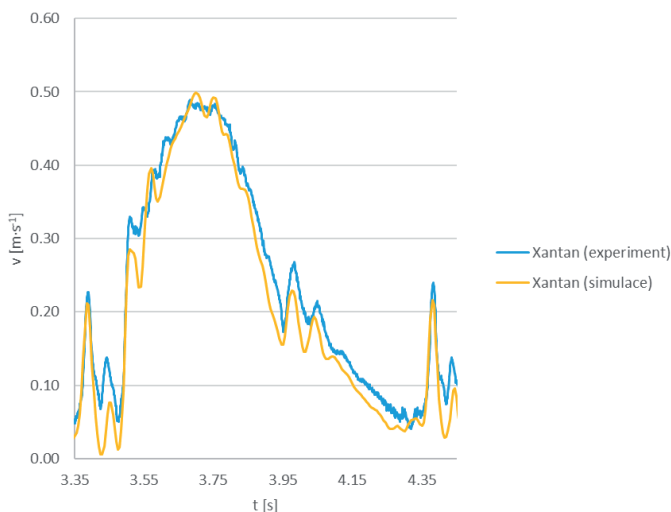
Aktuální velikost rychlosti/průtoku je u pulzujícího proudění v poddajné trubici silně závislá nejenom na čase, ale i místě, kde se daná veličina měří. Vypočítané hodnoty objemových průtoků pro tři rozdílná místa (vstup, střed a výstup) v doméně jsou zobrazeny na Obr. 36. Průtoky na vstupu mají podobný tvar a charakter jako průtoky u skleněné trubice. Rychlosti v důsledku stlačení objemového čerpadla rychle narostou, ale jakmile čerpadlo přestane vytlačovat kapalinu, tak taky rychle začnou klesat. Během sací fáze mají prakticky nulovou hodnotu. Naopak je vidět, že po délce poddajné trubice dochází ke zrovnoměnění průtoků, kdy velikosti průtoků nedosahují tak vysokých hodnot a zároveň tak rychle neklesají. Tohoto je docíleno právě pomocí pružnickového efektu, kdy pružná hadice nejdříve do sebe akumuluje část energie, aby ji následně při poklesu tlaku uvolnila.

Porovnání velikostí rychlostí ve středu pružné trubice mezi daty získanými pomocí experimentálního měření a daty vypočítanými pomocí FSI simulace je vidět na Obr. 37. Na první pohled je zřejmé, že tyto výpočty více odpovídají experimentu než v případě glycerinu (Obr. 35). Toto mohlo být způsobeno právě jiným modelem kapaliny.

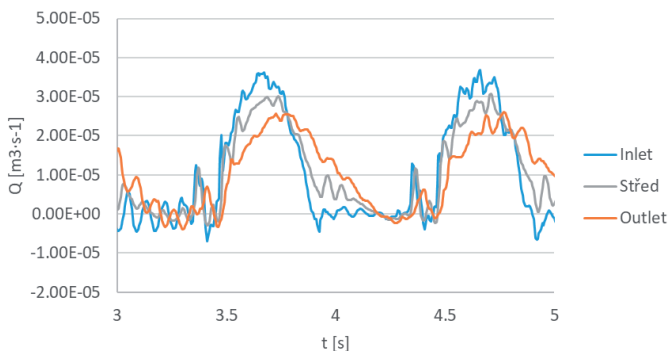
Pro newtonskou kapalinu byly taky určeny hodnoty průtoků v rozdílných místech trubice. Vypočítané hodnoty objemových průtoků pro tři rozdílná místa (vstup, střed a výstup) v doméně jsou zobrazeny na Obr. 38. Z výsledků je patrné, že tvary průtoků jsou podobné jako u newtonské kapaliny, což znamená, že primární vliv na proudění má poddajnost trubice.



Obr. 36: Objemové průtoky poddajnou trubicí (glycerin)



Obr. 37: Detail porovnání rychlostní ve středu poddajné trubice (xantan)



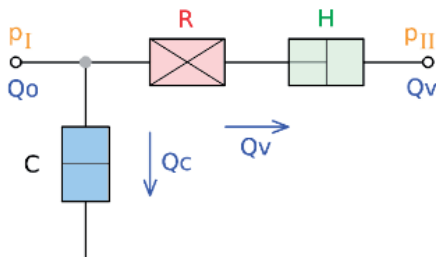
Obr. 38: Objemové průtoky poddajnou trubicí (xantan)

7.1D MODEL

FSI simulace jsou náročné jak na čas, tak i svými požadavky na hardware. Proto je vhodné dokázat popsat danou problematiku i pomocí jednoduchého modelu, který sice nebude tak přesný, ale dokáže nám dát aspoň rychlou představu o charakteru proudění. Rovněž by tento model mohl být vhodný k určení rychlostní/průtokové okrajové podmínky právě pro FSI simulaci.

Model bude vytvořen pomocí elektrohydraulické analogie. Dříve se tímto způsobem běžně modelovaly průtoky v cévách (tyto modely byly označovány jako

tzv. x-prvkové Windkessel modely) [15]. Pro popis průtoku ve studované trubici použijeme 3-prvkový model. Bude se jednat o sériové zapojení odporu proti pohybu R a odporu proti zrychlení H . V paralelní větvi k nim bude připojený odpor proti deformaci D (viz Obr. 39).



Obr. 39: Schéma modelu

Pomocí Kirchhoffových zákonů lze definovat průtok a statický tlak v trubici:

$$p_I - p_{II} = RQ_v^n + H \frac{dQ_v}{dt} \quad (10)$$

$$Q_0 = Q_v + Q_c \quad (11)$$

Pokud budeme uvažovat laminární proudění, tak hodnota exponentu průtoku bude $n = 1$. Odpor proti pohybu je definovaný následovně:

$$R = \lambda \frac{l}{d} \rho v^2 \quad (12)$$

Kde l je délka trubice, ρ hustota kapaliny, λ součinitel délkových ztrát, d průměr trubice a v je rychlost proudící kapaliny. Pro výpočet se použila stejná délka trubice jako u simulace, takže její délka je rovna 0,9 m. Rovněž hustota kapaliny byla stejná. Ale průměr trubice byl konstantní po celé délce trubice na rozdíl od FSI a měl hodnotu 0,019 m. Součinitel délkových ztrát pro laminární proudění lze vyjádřit následovně:

$$\lambda = \frac{64}{Re} \quad (13)$$

Odpor proti zrychlení:

$$H = \frac{m}{S^2} = \frac{4l\rho}{\pi d^2} \quad (14)$$

Odpor proti deformaci kapaliny je obecně definovaný jako podíl modulu objemové pružnosti kapaliny a objemu kapaliny (obrácená hodnota vyjadřuje kapacitu kapaliny

C). V případě uvažování poddajného potrubí je potřeba stanovit kombinovaný modul, který uvažuje i materiálové vlastnosti stěny potrubí. Bohužel v případě použití modelu Arruda-Boyce se nejedná o triviální řešení, a proto Q_C bude přímo řešeno jako změna objemu trubice za čas. K určení posuvu v závislosti na tlaku bude použita následující rovnice, která byla odvozena v literatuře [16]:

$$p = 2(\lambda_{r2}^2 - \lambda_{r1}^2)C_1 \sum_{i=1}^5 i \alpha_i \beta^{i-1} I_1^{1,2^{i-1}}, \quad (15)$$

kde p [Pa] je tlak působící na stěnu trubice, λ_{r2} [-] je přetvoření v radiálním směru na vnějším poloměru, λ_{r1} [-] přetvoření v radiálním směru na vnitřním průměru, C_1 [Pa] je materiálová konstanta a v našem případě to byl modul pružnosti ve smyku, α_i [-] a β [-] jsou koeficienty, které slouží pouze ke zkrácení zápisu a mají následující tvar:

$$\alpha_1 = \frac{1}{2}, \quad \alpha_2 = \frac{1}{20}, \quad \alpha_3 = \frac{11}{1050}, \quad \alpha_4 = \frac{19}{7000}, \quad \alpha_5 = \frac{519}{673750}$$

$$\beta = \frac{1}{\lambda_l^2}, \quad (16)$$

přičemž koeficient β se pro dané materiálové konstanty rovná právě 1. I_1 [-] je první invariant Cauchy-Greenova tenzoru deformace. Horní index 1 a 2 určuje vnitřní a vnější poloměr trubice. Při uvažování nulové deformace v axiálním směru trubice má invariant následující tvar:

$$I_1^1 = \lambda_{t1}^2 + \frac{1}{\lambda_{t1}^2} + 1 = \frac{r_1^2}{r_{10}^2} + \frac{r_{10}^2}{r_1^2} + 1, \quad (17)$$

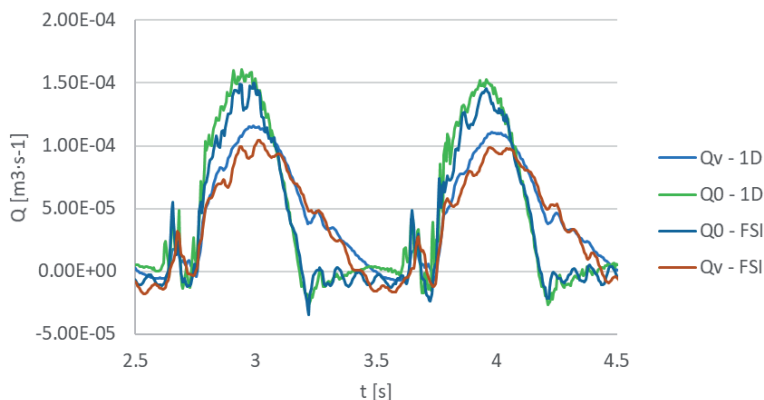
$$I_1^2 = \lambda_{t2}^2 + \frac{1}{\lambda_{t2}^2} + 1 = \frac{r_2^2}{r_{20}^2} + \frac{r_{20}^2}{r_2^2} + 1, \quad (18)$$

kde r_{10} [m] je původní vnitřní průměr, r_{20} [m] je původní vnější průměr, r_1 [m] je nový vnitřní průměr a r_2 [m] je nový vnější průměr. Hmotnostní průtok Q_C lze pak vyjádřit pomocí následujícího vztahu:

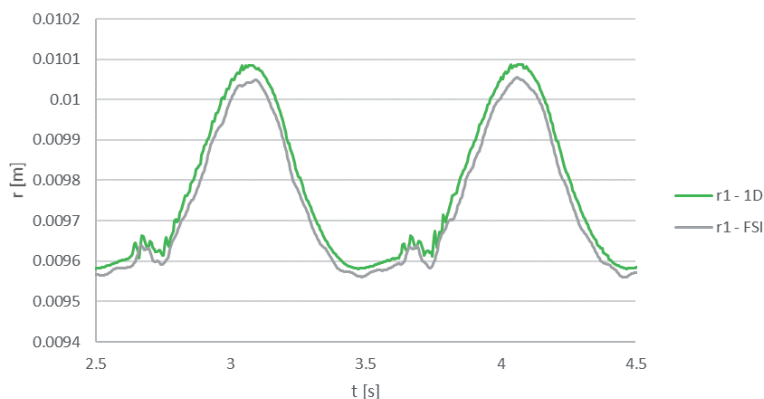
$$Q_C = \frac{\pi \rho l (r_i^2 - r_{i-1}^2)}{\Delta t}, \quad (19)$$

kde r_i [m] je vnitřní průměr v okamžiku i .

Výpočet byl provedený v programu Octave. Porovnání výsledných průtoků získaných pomocí 1D simulace s výsledky z FSI simulace jsou zobrazeny na Obr. 40. Zde je vidět, že průtoky u 1D simulace jsou místy až o 10 % větší než u FSI simulace. Tento jev může být způsobený zjednodušenou geometrií, ale taky velikostí deformace. Změna průměru u 1D simulace nabývala vyšších hodnot, než tomu bylo u FSI simulace (viz Obr. 41). Z toho důvodu průtok na vstupu musel být větší. Z výsledků je ale patrné, že tento model lze vhodně použít. Jeho silná stránka je zejména v rychlém získání základních výsledků, a dále lze pomocí toho modelu ladit potřebná délka domény pro FSI simulaci při použití tlakových okrajových podmínek na vstupu a výstupu z domény, protože získání výsledků je řádově rychlejší než u FSI výpočtu, a zároveň požadavky na hardware jsou v dnešní době prakticky nulové.



Obr. 40: Výsledné průtoky – 1D simulace vs. FSI simulace



Obr. 41: Změna průměru trubice – 1D simulace vs. FSI simulace

8. ZÁVĚR

Tématem této disertační práce bylo prozkoumat interakci neneutonské kapaliny s pružnou stěnou. K této interakci dochází nepřetržitě v každém lidském těle, protože krev je neneutonská kapalina a cévy obecně patří do kategorie pružných materiálů. Velká část zahraniční literatury poukazuje na výrazné ovlivnění výsledků experimentů i výpočtů v závislosti na tom, zda byla v rámci simulací proudění krve použita neneutonská kapalina nebo newtonska. Hlavním cílem této práce bylo stanovit vliv použití neneutonské kapaliny místo newtonske na výsledek experimentu simulace proudění krve. Obsáhnout veškeré typy proudění krve v lidském těle je v rámci jedné práce nemožné, a proto jsme se v rámci této práce zaměřili na oblast největších rychlostí a deformací. Touto oblastí je aorta. Praktická část práce se dělí na dva celky. Prvním oddílem jsou experimentální měření a ve druhé části jsou provedeny výpočtové simulace, které se opírají o data z měření. V práci bylo navázáno na průběžné výsledky z grantového projektu *Interakce heterogenní kapaliny s pružnou stěnou* (GA17-19444S) a velká část této práce byla zaštitěna právě tímto projektem, protože krev spadá i mezi heterogenní kapaliny.

Z logických důvodů měření nešlo provést na pacientech, a proto musel být vytvořen experimentální okruh, který by byl schopný simulovat proudění krve v aortě. Design experimentálního zařízení vycházel z trati, která byla sestavena k měření výše zmíněného grantového projektu. K účelům této práce musela být trať autorem lehece pozměněna a z uzavřeného okruhu vznikl okruh s volnou hladinou. Měření proběhlo v laboratoři na Technické univerzitě Liberec. Samotné měření provedli zaměstnanci laboratoře. Postup měření a vyhodnocení získaných dat byla autorova práce. Hlavním cílem měření bylo získat rychlostní profily a okrajové podmínky pro numerické simulace. Celkově byla provedena čtyři různá nastavení experimentu. Nejprve se změnilo proudění newtonske a neneutonske kapaliny v tuhém potrubí (sklo). Potom se měřily tytéž kapaliny, ale v poddajném potrubí (PDMS hadice). Newtonská kapalina byla vytvořena smícháním glycerinu a vody. K přípravě neneutonske kapaliny byl navíc použit xantan. Z porovnání výsledků jednotlivých experimentů (viz kapitola 6) je patrné, že při proudění obou kapalin jsou v rychlostních profilech drobné rozdíly, které nelze považovat za významné. Rovněž vyhodnocení tlakových ztrát nevedlo ke zjištění rozdílů při aplikaci rozdílných kapalin. Větší vliv na charakter proudění mělo použití poddajného potrubí. Tato vlastnost potrubí významně ovlivnila průběh rychlosti během jedné periody. Poddajné potrubí je schopné akumulovat tlakovou energii do deformační energie (změny velikosti průměru). Díky této vlastnosti se zmenší amplitudy tlaků a rychlostí v dané periodě, a zároveň dochází k proudění kapaliny i po konci výtlačné fáze objemového čerpadla. Toto je způsobeno smršťováním hadice v důsledku poklesu tlaku. Dalším pozorovaným jevem bylo snížení rychlosti zvuku v poddajném potrubí ve srovnání s rychlostí zvuku ve skleněné trubici.

Při numerických simulacích proudění se jako okrajové podmínky použila data z experimentu. CFD simulace byly provedeny pomocí programu ANSYS Fluent 17.2. Samotný CFD výpočet byl použitý pro simulaci proudění v tuhé trubici. Jednalo se

o v dnešní době relativně běžné nestacionární simulace, u kterých není problém s jejich nastavením. K popisu nenewtonské kapaliny byl použitý vztah uvedený v literatuře [17], ale zároveň jsme si pomocí rotačního viskozimetru tuto skutečnost ověřili. V případě simulací proudění kapaliny v poddajné hadice nastavení úlohy už nebylo tak triviální záležitostí. Musely se vzájemně propojit strukturální řešič (Transient Structural), který počítal napětí a deformace hadice, a CFD program (Fluent), který počítal tlakové a rychlostní pole v kapalině. Tímto spojením se vytvořila tzv. dvoucestná FSI analýza. Získání podobných průběhů rychlostí jako u experimentu bylo obtížné. Nejříve jsme narazili na problém s velikostmi deformací, které v simulacích neodpovídaly těm experimentálním. Proto bylo nutné měnit materiálové konstanty. Vlastnosti PDMS hadice se změnily vlivem stárnutí materiálu, neboť závěrečná měření byla provedena s určitou časovou prodlevou. Data z tahové zkoušky hadice tudíž nepopisovala daný materiál přesně. I když velikosti deformací poté odpovídaly naměřeným datům, tak hodnoty rychlosti kapaliny v čase se stále lišily od hodnot změřených experimentálně. Nakonec nejvíce pomohlo prodloužit výstupní okrajovou podmínku, čímž se změnila hybnost kapaliny, a použít tlakové okrajové podmínky. Porovnání výsledků (viz kapitola 5 a 6) nevedlo ke zjištění, že nenewtonská kapalina má zásadní vliv na charakter proudění, a to dokonce ani v případě velikostí smykových napětí na stěně. Průběh smykových napětí v kapalině je lehce rozdílný, ale tato diference by nemohla způsobovat ničení krevních elementů. V rámci numerických simulací byl vytvořený 1D model proudění kapaliny v pružném potrubí. Největší přínos tohoto modelu spočívá v jeho jednoduchosti. Lze díky němu mnohonásobně rychleji než pomocí FSI simulace stanovit velikost prodloužení výstupní tlakové okrajové podmínky, aby data odpovídala experimentu.

Na základě výsledků získaných pomocí provedených experimentů i simulací je patrné, že použití nenewtonské kapaliny místo newtonské nemá vliv na hlavní parametry proudění krve ve velkých cévách kardiovaskulárního systému. Celá práce sice uvažovala proudění v přímé trubici, ale z výsledků nic nenasvědčuje tomu, že její zakřivení by mohlo vést k rozdílným výsledkům. Odlišné poznatky by mohlo přinést studování jiné oblasti kardiovaskulárního systému (cévy menších průměrů), kde nedochází k tak velkým změnám rychlosti proudění krve. Silně pulzující proudění mohlo vést ke smazání rozdílů mezi dvěma použitými reologickými modely. Jako významný parametr při modelování proudění krve lze uvažovat elasticitu cév, která vede ke změnám průměrů těchto cév, a to ve výsledku ovlivňuje celý charakter proudění.

9. SEZNAM LITERATURY

- [1] GANONG, William. Přehled lékařské fyziologie. 1. vyd. Jinočany: H&H, 1995, 681 s. ISBN 80-857-8736-9.
- [2] Dantec Dynamics, a Nova Instruments company: Particle Image Velocimetry (PIV). <http://www.dantecdynamics.com/>
- [3] JASIKOVA, Darina, Michal KOTEK, Frantisek POCHYLY, Vaclav KOPECKY, P. DANČOVÁ a J. NOVOSAD. Flow field velocity measurement of liquid interaction with rigid and flexible wall. *EPJ Web of Conferences* [online]. 2019, 213. DOI: 10.1051/epjconf/201921302031. ISSN 2100-014X.
- [4] BAZILEVS, Y., M. C. HSU, Y. ZHANG, W. WANG, et al. A fully-coupled fluid-structure interaction simulation of cerebral aneurysms. *Computational Mechanics*, Jun 2010, 46(1), 3-16.
- [5] FUNG, Yuan-Cheng. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. Second edition. New York, NY: Springer New York, 1993. ISBN 978-147-5722-574.
- [6] HUMPHREY, J. D. *Cardiovascular Solid Mechanics: Cells, Tissues, and Organs*. Edition ed. New York: NY: Springer New York, 2002. ISBN 978-038-7215-761.
- [7] PAIDOUSSIS, M. *Fluid-Structure Interactions*. Edition ed. London: Academic Press, 2004.
- [8] VALENCIA, A. AND F. BAEZA Numerical simulation of fluid-structure interaction in stenotic arteries considering two layer nonlinear anisotropic structural model. *International Communications in Heat and Mass Transfer*, Feb 2009, 36(2), 137-142.
- [9] ANSYS, Inc.: ANSYS Documentation 17.2
- [10] HOLZAPFEL, G. A., T. C. GASSER AND R. W. OGDEN A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. *Journal of Elasticity*, 2000, 61(1-3), 1-48.
- [11] KARIMI, S., M. DABAGH, P. VASAVA, M. DADVAR, et al. Effect of rheological models on the hemodynamics within human aorta: CFD study on CT image-based geometry. *Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics*, May 2014, 207, 42-52.
- [12] ŠEDIVÝ, D. Proudění umělou srdeční chlopní. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakultastrojního inženýrství, 2016. 59s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Simona Fialová, Ph.D.
- [13] *Interakce kapaliny a stěny potrubí při nestacionárním proudění*. Ostrava, 2013. Disertační práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Adam Bureček.
- [14] RIEDEL, Martin. Dějiny kardiologie. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 668 s. ISBN 978-80-7262-614-4.
- [15] WESTERHOF, Nico, Jan-Willem LANKHAAR a Berend E. WESTERHOF. The arterial Windkessel. 2009, 47(2), 131-141. ISSN 0140-0118.
- [16] HOLZAPFEL, Gerhard A. *Nonlinear Solid Mechanics: A continuum Approach for Engineering*. Chichester: John Wiley, 2000. ISBN 04-718-2319-8.
- [17] ANASTASIOU, A.D., A.S. SPYROGIANNI, K.C. KOSKINAS, G.D. GIANNOGLOU a S.V. PARAS. Experimental investigation of the flow of a blood analogue fluid in a replica of a bifurcated small artery. 2012, 34(2), 211-218. DOI: 10.1016/j.medengphys. 2011.07.012. ISSN 13504533.

10. ŽIVOTOPIS

Jméno a příjmení: Dominik Šedivý

Datum narození: 28. 2. 1992

Vzdělání:

2016 - 2023 *Doktorské studium* – Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, obor Konstrukční a procesní inženýrství

2014 - 2016 *Magisterské studium* - Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, obor Fluidní inženýrství

2011 - 2014 *Bakalářské studium* Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, obor Strojní inženýrství

2007 – 2011 Gymnázium Matyáše Lercha

Zaměstnání:

2020 - dosud *Strojírenský zkušební ústav, s. p.* – Zkušební technik

2017 - 2020 *Vysoké učení technické v Brně* – Technický a pedagogický pracovník

11. ABSTRAKT

Disertační práce se zabývá interakcí nenewtonské kapaliny s pružnou stěnou. K této interakci dochází nepřetržitě v každém lidském těle, protože krev je nenewtonská kapalina a cévy obecně patří do kategorie pružných materiálů. Primárním cílem práce bylo stanovit vliv použití newnetonské kapaliny místo newtonské na charakter proudění krve. V rámci této práce byl kladen důraz na oblast největších rychlostí a deformací. Touto oblastí je aorta. Praktická část práce se dělí na dva celky. Prvním oddílem jsou experimentální měření a ve druhé části jsou provedeny výpočtové simulace. K experimentálnímu měření byla navržena a sestrojena měřicí trať. Měření byla provedena s newtonskou i nenewtonskou kapalinou a to pro dva typy potrubí. Jedno bylo nedeformující se v závislosti na tlaku (skleněné) a druhé v závislosti na velikosti tlaku v kapalině měnilo svůj průřez (silikonové). Hlavním výstupem měření byly rychlostní profily (získány pomocí PIV), velikosti deformací poddajné trubice a tlakové průběhy na okrajích studované oblasti. Data z experimentu rovněž sloužila jako vstupní podmínky pro simulace, které byly provedeny v software od firmy ANSYS. Pro numerické řešení proudění v tuhém potrubí se použilo výpočtových simulací proudění a v případě poddajného potrubí bylo potřeba celou problematiku řešit jako interakci tělesa s kapalinou. Toho se docílilo pomocí svázání strukturálního a CFD řešiče. Pomocí simulací byly stanoveny veličiny, které by bylo velmi obtížné získat experimentálně. Na základě výsledků byl vytvořený jednoduchý matematický model dané problematiky.

The doctoral thesis deals with an interaction between non-newtonian fluid and flexible wall. This interaction occurs continuously in all human bodies since a blood is a non-newtonian fluid and blood vessels belong to hyperelastic materials. The main aim of the thesis was to study and evaluate the impact of non-newtonian fluid on the flow. The aorta is blood vessel with the highest deformations and flowrates and it was studied in this work. The practical section of thesis is divided into two parts. Experimental measurements are contained in the first part and numerical simulations are in the second part. A new testing device was designed and built. Measurements were done for both types of fluid (newtonian and non-newtonian) and with two types of tubes. One of them was made from glass and was considered as rigid. The second one was pliable and it was made from silicon. Measurement outputs were velocity profiles (measured by PIV), pliable tube deformations and absolute pressures at the inlet and the outlet of the tubes. Simulations were based on experimental data and were performed in software ANSYS. The simulation of the flow in the pipe with rigid wall was calculated with computational fluid dynamic. Fluid-structure interaction was applied in case of pliable tube, therefor structural solver was coupled with CFD solver. Simulations were used for evaluation of physical quantitie which were not possible to measure. Simple mathematical model was created based on the results.