



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ENERGETICKÝ ÚSTAV

ENERGY INSTITUTE

**INTERAKCE NENEWTONOVSKÉ KAPALINY S
PRUŽNOU STĚNOU**

THE INTERACTION OF NON-NEWTONIAN FLUIDS WITH A FLEXIBLE WALL

DIZERTAČNÍ PRÁCE

DOCTORAL THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Ing. Dominik Šedivý

ŠKOLITEL

SUPERVISOR

doc. Ing. Simona Fialová, Ph.D.

BRNO 2022

Abstrakt

Disertační práce se zabývá interakcí 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. Primárním cílem práce bylo stanovit vliv použití neneutonské 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 sestavena měřicí trať. Měření byla provedena s newtonskou i neneutonskou 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.

Abstract

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, therefore structural solver was coupled with CFD solver. Simulations were used for evaluation of physical quantities which were not possible to measure. Simple mathematical model was created based on the results.

Klíčová slova: interakce tělesa s tekutinou, nenewtonská kapalina, hyperelastický materiál

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

Bibliografická citace

ŠEDIVÝ, Dominik. Interakce nenewtonovské kapaliny s pružnou stěnou. Brno, 2023. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/146679>. Dizertační práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Energetický ústav. Vedoucí práce Simona Fialová.

Prohlášení o originalitě práce

Prohlašuji, že jsem dizertační práci na téma Interakce neneutonské kapaliny s pružnou stěnou vypracoval samostatně za použití uvedené literatury a odborného vedení mé školitelky.

Ing. Dominik Šedivý

Poděkování

V první řadě děkuji za trpělivost a odborné vedení své školitelce doc. Ing. Simoně Fialové, Ph.D. Dále velké poděkování patří Ing. Romanovi Klasovi, Ph.D., který mi byl velkou podporou a rádčem při rozcházení simulací.

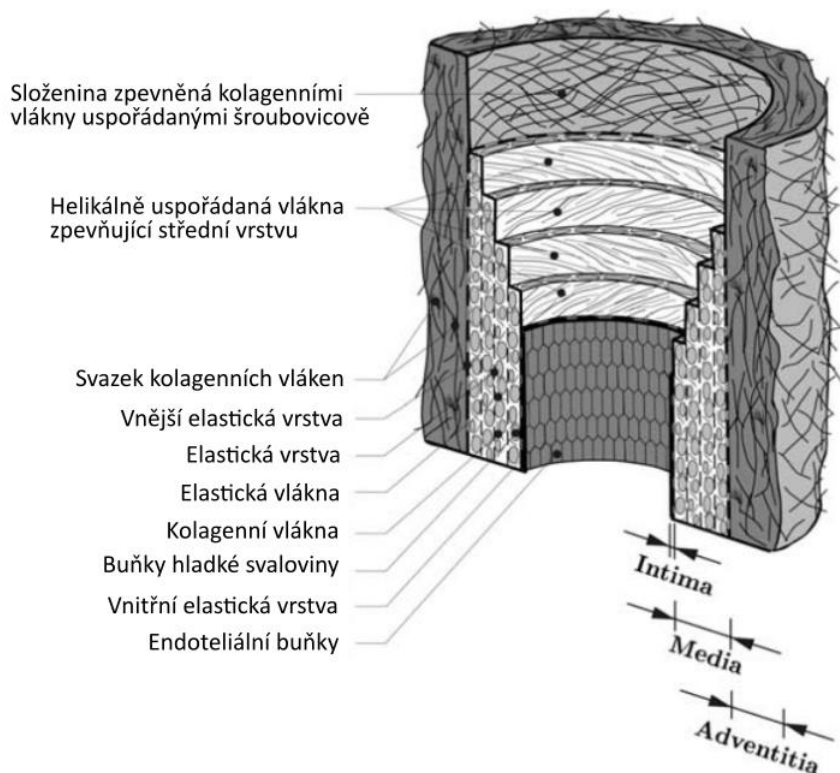
Obsah

1. ÚVOD.....	8
1.1. Modelování krve	10
1.2. Modelování deformačně-napěťové analýzy stěny tepny	11
1.3. Výpočtové modelování FSI.....	11
1.4. Experimentální modelování FSI	12
1.5. Rychlost zvuku.....	13
2. SOUČASNÝ STAV POZNÁNÍ.....	15
3. CÍLE.....	16
4. TEORIE A POUŽITÉ METODY	17
4.1. Hyperelastické materiály	17
4.2. Laserová anemometrie (Particle image velocimetry)	17
4.3. Výpočtová simulace proudění.....	18
4.4. Deformačně napěťová analýza	19
4.5. Fluid – Structure Interaction (FSI)	20
4.5.1. Princip numerického řešiče FSI	20
5. EXPERIMENTÁLNÍ ZAŘÍZENÍ	23
6. VÝSLEDKY MĚŘENÍ	25
7. CFD SIMULACE	39
8. FSI SIMULACE	47
9. 1D MODEL.....	60
10. ZÁVĚR.....	64
11. SEZNAM LITERATURY	66
12. SEZNAM PUBLIKACÍ.....	70
13. ŽIVOTOPIS	71
14. PŘÍLOHY.....	72

1. ÚVOD

Díky zlepšování zdravotní péče a nárůstu životního komfortu dochází k prodlužování 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 protézy). Bohužel žádné z vyvinutých zařízení se nedokáže vyrovnat fyziologickým vlastnostem dané části krevního řečiště. [1]

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 v době, kdy je srdce v diastole (fáze relaxace srdeční svaloviny), do 16 kPa při ejekční fázi systoly (stah srdeční svaloviny). 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

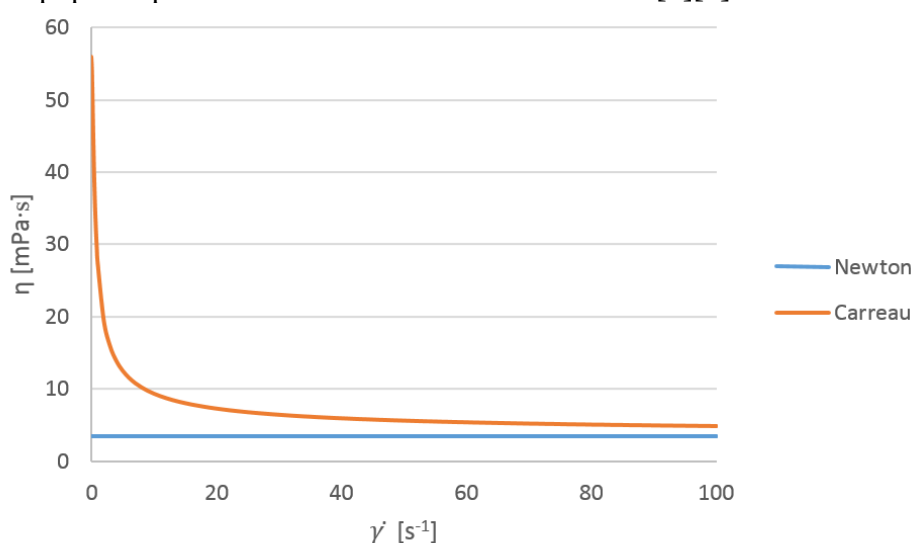


Obr. 1: Vrstvy tepenné stěny [2]

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 modulu 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. Tepny se obecně dělí do dvou kategorií: elastické a svalové. Toto označení vychází z poměrného zastoupení typů buněk, kterými jsou dané tepny tvořeny. Elastické arterie mívají relativně velké průměry, velký obsah elastinu a nacházejí se v blízkosti srdce. Tepny svalového typu se naopak vyskytují v periférii a obsahují menší zastoupení elastinu. Aorta se řadí k tepnám elastického typu. K matematickému popisu deformačně napěťové analýzy nelineárně pružného materiálu se používají konstitutivní modely materiálů. [2][3][4]

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 (porovnání newtonského a nenewtonského modelu je vidět na Obr. 2). Krev obvykle bývá popsána pomocí modelu Casson nebo Carreau.[3][5]

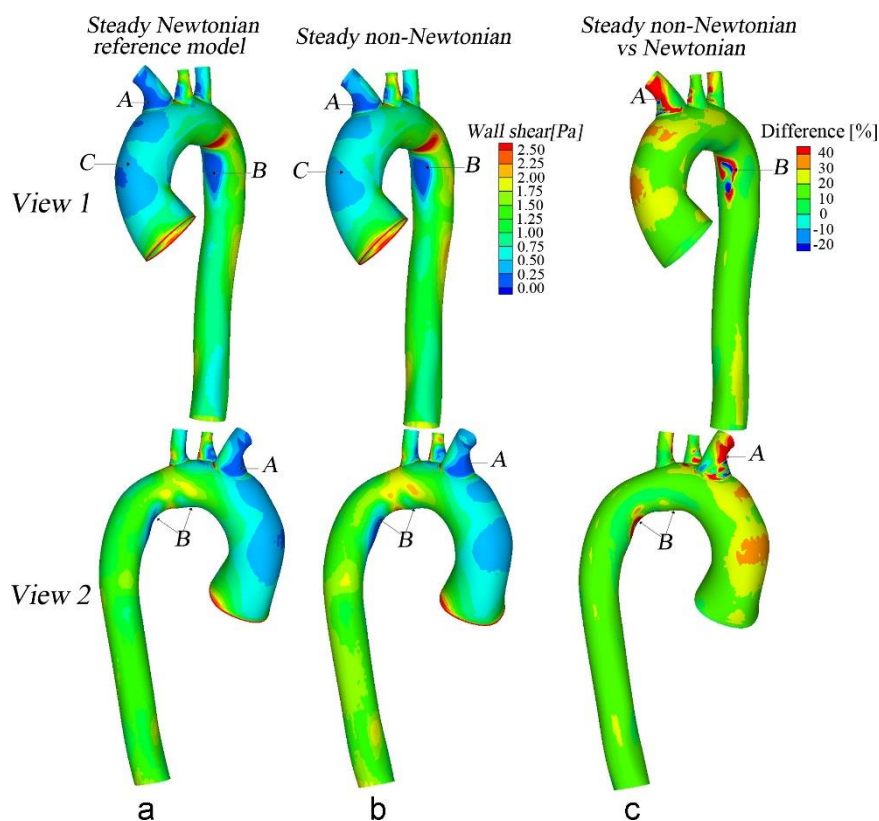


Obr. 2: Závislost viskozity krve na smykové rychlosti (newtonská kapalina vs. nenewtonská kapalina)

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).

1.1. Modelování krve

Jak bylo zmíněno v úvodu, krev je heterogenní kapalina, která patří do skupiny nelineárních kapalin. Viskozita krve je závislá zejména na velikosti smykové rychlosti. Pro vysoké hodnoty smykové rychlosti začne být viskozita krve prakticky konstantní, takže v této oblasti lze krev řešit jako newtonskou kapalinu. Průtok krve v aortě a jiných velkých tepnách je nestacionární, a proto nelze použít tohoto přístupu. Modelování proudění krve se ve světě provádělo ze začátku čistě tvorbou matematických modelů. Postupem času se začaly tyto teorie podkládat daty z experimentů. V současné době se proudění krve v cévách řeší zejména pomocí numerických výpočtů (CFD). V numerických výpočtech se volí dva typy přístupů k modelování této problematiky. První přístup je použití konstitutivního modelu krve, který byl vytvořen na základě reologických vlastností krve. Tento přístup je méně náročný na konvergenci úlohy a nenavýšuje výraznějším způsobem délku výpočtu. V práci [6] řešili proudění krve v bifurkaci (rozdvojení) malé tepny. Uvažovali zjednodušený model bifurkace a použili reologický model Casson. Dále pracovali s rozdílným podílem hematokritu, který ovlivňoval velikost dynamické viskozity, a to vedlo ke změně charakteru proudového pole. Použití CFD bylo odůvodněno tím, že simulovali proudění v malých arteriích, kde velikosti deformací jsou už malé a nejsou tak významné. Výpočty byly provedeny jako přímé numerické simulace (DNS – Direct Numerical Simulation). Výsledky porovnávali s daty z experimentu [7], kde byla uvažována newtonská i nelineární kapalina. V článku [5] modelovali proudění aortou. I když řešili proudění krve ve velké tepně, která vykazuje v závislosti na tlaku výrazná elastická přetvoření, tak výpočty řešili s nedeformující se stěnou. Model aorty byl vytvořený post-procesingem CT (computed tomography) snímků. Primárně porovnávali účinek newtonské a nelineární kapaliny na stěnu aorty. Jako reologické modely použili Casson, Carreau, Power-law a jejich různé modifikace. Práce [8] se také zabývala



Obr. 3: Porovnání velikosti smykového napětí na stěně aorty mezi newtonskou (vlevo) a nelineární (uprostřed) kapalinou při ustáleném průtoku [8]

prouděním newtonské a nenewtonské kapaliny zrekonstruovaným modelem aorty. Cílem bylo stanovit vliv nenewtonské kapaliny na velikost smykového napětí na stěně a zároveň velikost možného průtoku kyslíku stěnou aorty. Autoři se zabývají zejména změnou velikosti smykového napětí na stěně tepny, které by mohlo vést k navýšení rizika ruptury. Vliv nenewtonské kapaliny se studoval taky v publikaci [9]. V této práci autoři porovnávali pulsující proudění newtonské a nenewtonské kapaliny (Carreau-Yasuda model) v bypasech koronárních tepen. S rozvojem výpočetní techniky se krev začíná častěji modelovat jako vícefázová kapalina. V článku [10] je krev modelována jako dvoufázová kapalina, přičemž první fáze je krevní plazma, která je uvažována jako newtonská kapalina. Druhou fází jsou červené krvinky. Simulace byla provedena pomocí Eulerovského vícefázového modelu. Řešili proudění v oblouku potrubí, který byl otočený o 180°. Porovnávali právě rozdílný vliv jednofázové nenewtonské kapaliny a vícefázové nenewtonské kapaliny. Výsledky poukazyvaly na větší hromadění červenýchrvinek na vnitřní stěně oblouku, což způsobilo i rozdílné rychlostní profily. Stejní autoři následně na tuto práci navázali a rozšířili model o třetí fázi (bílé krvinky) [11]. Vícefázové modelování krve sice reálněji simuluje danou problematiku, nicméně je kvůli náročnosti celého výpočtu méně oblíbené.

1.2. Modelování deformačně-napěťové analýzy stěny tepny

Jedná se o relativně mladý vědecký obor, který začal vznikat v 90. letech 20. století. Stěna tepny se skládá ze tří vrstev, které vykazují odlišné mechanické vlastnosti. Specifické vlastnosti tepny jsou zejména závislé na věku a zdravotním stavu pacienta. Jak už bylo zmíněno v úvodu této práce, tepny se řadí mezi hyperelastické materiály a jsou velmi málo stlačitelné. K vytvoření konstitutivního modelu je potřeba znát materiálové parametry. Ty se získají z tahových zkoušek (obvykle dvouosá tahová zkouška). [4][12][13]

Práce se často zabývají detailnějším popisem materiálových vlastností a tvorbou nových konstitutivních modelů. Současným trendem je studium deformačně napěťových analýz aneurysmat (výdutí) tepen. Cílem je lepší porozumění a možnost určení, zda je potřeba pacienta s daným aneurysmatem operovat nebo ne. Prvotně se používaly modely, které uvažovaly homogenní a izotropní materiál stěny. V současné době se tepny modelují jako kompozitní materiály s uvažováním anizotropních vlastností. Tento přístup lépe popisuje chování tepen. Součástí okrajových podmínek bývá nejenom předepnutí v axiálním směru tepny, ale už i v obvodovém směru. [2][14][15][16]

1.3. Výpočtové modelování FSI

Numerické výpočty se v posledních letech staly neodmyslitelným nástrojem v oblasti vývoje a výzkumu. V důsledku toho jsou kladeny stále vyšší požadavky na přesnost a relevantnost jejich výsledků. To vede k potřebě modelovat v rámci jednoho výpočtu více než jen jeden fyzikální jev a řešit takzvané multifyzikální úlohy. Mezi nejvýznamnější multifyzikální problémy se řadí interakce tělesa s tekutinou.

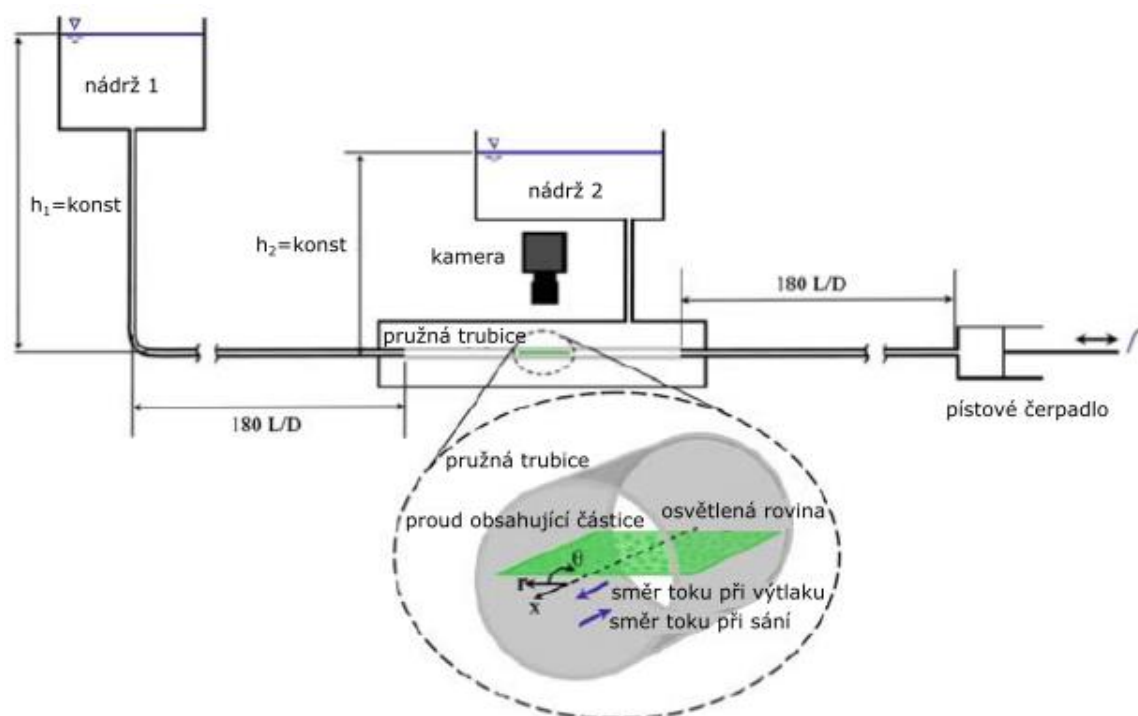
FSI je v dnešní době jedním z velmi intenzivně studovaných typů svázaných problémů. Nicméně i přes tuto snahu nebyla dodnes problematika FSI dokonale pochopena. V oblasti biomechaniky kardiovaskulárního systému už sice existují práce zabývající se touto problematikou, avšak aby v nich bylo dosaženo uspokojivého výsledku, tak se zavádějí jistá zjednodušení, která neodpovídají skutečnosti. Detailnější porozumění FSI v této oblasti by přineslo nové poznatky využitelné v budoucnu při návrhu kardiovaskulárních zařízení. V pracích se většinou řeší problematika proudění krve ve výduti nebo zúžení tepny, což značně ovlivňuje hemodynamické vlastnosti. Zejména původní práce tuto problematiku řešily pomocí nejjednodušších modelů. Materiál byl modelovaný jako lineárně elastický a kapalina byla newtonská. Jedna z prvotních prací [17], která se

zabývala problematikou interakce proudící kapaliny v pružném potrubí, byla publikována již v roce 2002. Vypočtená data porovnávali s výsledky z experimentu. Radiální deformace se poměrně dobře shodovaly, ale problematika celé úlohy se ukázala u velikosti průtoku. Vypočtené hodnoty vykazovaly značné odchylky vůči naměřeným datům. V práci [18] provedli studium proudění krve v zúžené přímé trubici, která představovala zjednodušenou geometrii tepny. Simulaci provedli pomocí komerčního softwaru od firmy ANSYS (APDL + FLOTRAN). Krev uvažovali jako newtonskou kapalinu a stěna tepny byla popsána jako homogenní a lineárně elastická a poměrně dost stlačitelná. Cílem studie bylo zjistit vliv zúžení na deformace, smykové napětí a na vlastnosti proudového pole při normálním a zvýšeném krevním tlaku. V další práci [19] provedli FSI simulaci v aortě (od vzestupné po břišní). Krev uvažovali jako newtonskou a materiál stěny aorty popsali jako lineárně elastický a nestlačitelný. Výsledky porovnávali s 1D modelem, který popisoval rychlost šíření vln v dané doméně. Porovnávali i vypočtené průběhy průměrů s naměřenými u daného pacienta. V tomto případě se ukázalo, že popis celé úlohy není dostatečný a při simulaci dochází k výrazně větším deformacím než u pacienta. V práci [20] řešili proudění zúženou tepnou. Jako model byla uvažována přímá hadice, která byla v jisté vzdálenosti od vstupu zúžená. Numerická studie byla podpořena daty z experimentu, ale porovnávali pouze tlakové průběhy na vstupu a výstupu z hadice (rychlosti nebyly cílem měření).

V dalším výzkumu byly numerické modely stěny tepny změněny na hyperelastické, izotropní, nestlačitelné a homogenní. Studovaná problematika byla pořád tatáž, jak bylo již výše zmíněno. Nejčastějším zástupcem hyperelastického modelu je Mooney-Rivlin [21], [22], [23], [24], [25], [26], [27], [28]. Dalším používaným modelem hyperelastického materiálu jsou Fung [29], [30] a Neo-Hook [31]. V nejdetailejších výpočtových modelech byla uvažována nenewtonská kapalina (reologický model Carreau) [32], [33]. Nicméně v těchto pracích neporovnávali rozdíly při proudění newtonské a nenewtonské kapaliny.

1.4. Experimentální modelování FSI

Problematika interakce kapaliny s pružnou stěnou se řeší i experimentálně, bohužel ne v tak velké míře jako numericky. Tato skutečnost je dána především komplikovaností kardiovaskulárního systému, která vede v návrzích experimentů k častým nutným zjednodušením. Touto problematikou se zabývá pracoviště na univerzitě RWTH Aachen [34], [35], [36]. V práci [34] detailně popsali nastavení experimentálního zařízení (viz Obr. 4). Poukázali na jedno z úskalí při měření rychlostních profilů pomocí PIV (particle image velocimetry) u deformujících se hadic. Tím může být proměnný index lomu vlivem deformace hadice. K měření se používá otevřený okruh. Důležitou částí měření je synchronizace časového záznamu kamery se zbytkem okruhu (čerpadlo, tlakové snímače). Zdrojem neustáleného průtoku a tlakových pulsací je objemové čerpadlo (obvykle pístové). Za materiál pružného potrubí se často volí silikon, který sice není schopný při fyziologických podmínkách vykonávat tak velké elastické přetvoření jako zdravá tepna, ale je dobře průhledný a v závislosti na deformaci se u něj výrazněji mění index lomu. Nedostatkem těchto prací je, že uvažují stěny trubice jako lineárně elastický materiál. Jako kapalina se používá směs vody a glycerolu. Tato směs má blízkou hustotu a střední viskozitu krve, ale chová se jako newtonská kapalina. Trubice jsou uloženy vodorovně a autoři se musejí vypořádat s průhybem hadice po délce. Rychlosti proudění v potrubí jsou relativně malé, a tak se při těchto experimentech pracuje s laminárním prouděním. Výstupem z experimentu jsou tvary rychlostních polí a velikosti deformací. Hlavní měřicí technika, která se pro tento účel využívá, je PIV (particle image velocimetry). Dále je trať ještě vybavena snímači tlaků k zaznamenávání tlakových průběhů. Většina experimentálních prací řeší pouze proudění v přímé trubici, která má nebo nemá konstantní vnitřní průměr po délce trubice. V publikaci [36] byl provedený experiment u trubice, která



Obr. 4: Schéma měřicí tratě [34]

byla zahnuta o 180° , a tak více simulovala oblast mezi vzestupnou a sestupnou aortou. Dalšími pracovišti, které se zabývají měřením této problematiky, jsou University of Canterbury a Monash University [37]. V této práci provedli PIV měření v pružné trubici s proměnlivým průřezem po délce trubice. Materiál pružného potrubí byl vyrobený ze silikonu a jako kapalinu použili směs glycerolu a vody.

Experimentální práce [7] a [38] se sice nezabývaly problematikou interakce kapaliny s pružnou stěnou, ale simulovaly proudění krve v tuhém potrubí. Krev modelovaly pomocí nenewtonské kapaliny, která byla vytvořena pomocí směsi vody, glycerolu a xantanové gumy. Směs obsahovala 79,10 % vody, 20,90 % glycerolu a 0,02 % xantanové gumy. Při tomto složení směs měla hustotu $1052 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$ a dynamickou viskozitu $3,32 \text{ mPa}\cdot\text{s}$. Tyto hodnoty poměrně přesně odpovídají hodnotám uváděným pro krev a viskozita byla závislá i na smykové rychlosti.

1.5. Rychlost zvuku

V případě nestlačitelného materiálu je rychlost v kapalině (rychlost šíření tlakového rozruchu) rovna nekonečnu. Ale v praxi jsou materiály stlačitelné, a proto i rychlosti šíření rázové vlny nabývají konečných hodnot. Rychlost zvuku v kapalině tedy souvisí s její stlačitelností/pružností. Modul objemové pružnosti je definován následovně (při izotermické změně):

$$K = \frac{1}{\delta} = \frac{V \cdot \Delta p}{\Delta V}, \quad (1)$$

kde $K[\text{Pa}]$ je modul objemové pružnosti, $\delta [\text{Pa}^{-1}]$ je součinitel objemové stlačitelnosti, $V [\text{m}^3]$ je objem kapaliny, $\Delta V [\text{m}^3]$ je změna objemu kapaliny a $\Delta p [\text{Pa}]$ je změna tlaku, který působí na kapalinu.

Vztah pro výpočet rychlosti zvuku v kapalině je vyjádřený jako:

$$a = \sqrt{\frac{K}{\rho}} = a_{th} , \quad (2)$$

kde a [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$] je rychlost zvuku a ρ [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$] je hustota kapaliny.

Ve skutečné aplikaci ale kapalina proudí v potrubí, které má svoji pružnost definovanou modulem pružnosti v tahu/tlaku E [Pa]. Rychlost zvuku podle rov. (2) tedy udává pouze teoretickou rychlost zvuku v dokonale tuhém prostředí a je označena a_{th} [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]. skutečná rychlost zvuku, která zohledňuje taky pružnost potrubí, je vždy menší než teoretická:

$$a = k \cdot a_{th} , \quad (3)$$

kde k [-] je součinitel pružnosti potrubí.

Součinitel pružnosti potrubí ($k < 1$) je závislý na materiálu, uložení a tloušťce stěny potrubí. Pro volně ložené tenkostěnné potrubí lze součinitel vypočítat pomocí vztahu:

$$k = \frac{1}{\sqrt{1 + \frac{K \cdot d}{E \cdot s}}} , \quad (4)$$

kde d [m] je vnitřní průměr potrubí a s [m] je tloušťka stěny potrubí.

Pro výpočet součinitele pružnosti potrubí volně loženého tlustostěnného potrubí se použije následující vztah:

$$k = \frac{1}{\sqrt{1 + \frac{2 \cdot K \cdot (D^2 + d^2)}{E \cdot (D^2 - d^2)}}} , \quad (5)$$

kde D [m] je vnější průměr potrubí [39].

2. SOUČASNÝ STAV POZNÁNÍ

Z provedené rešerše vyplývá, že současný výzkum se zabývá zejména numerickými simulacemi interakce krve se stěnou tepny. Toto je způsobeno komplikovaností kardiovaskulárního systému, protože experimentální výzkum je v tomto směru velmi limitovaný. Výstupy obvykle bývají rychlostní profily a deformačně napěťové analýzy. Většina publikací uvažuje krev jako newtonskou kapalinu. Přičemž z rešerše CFD výpočtů dané problematiky vyplývá, že neneutonská kapalina má vliv na velikost smykového napětí ve stěně tepny i na tvary rychlostních profilů. Všechny výpočty byly provedeny jako laminární. Výpočty často byly prováděny na komplikované geometrii (zrekonstruovaný oblouk aorty atd.), kde je obtížné vytvořit kvalitní síť, což může ovlivnit přesnost výsledků kvůli numerické chybě. V rámci experimentálního modelování se k měření v elastických trubicích používá PIV (particle image velocimetry) metoda, ze které se získávají rychlostní profily a velikosti deformací v radiálním směru. Při experimentálních měřeních v elastickém potrubí se dosud nepoužila neneutonská kapalina.

Dosud byla ve většině publikovaných prací provedena samostatně pouze numerická nebo experimentální vyhodnocení, ale nebyla vzájemně podpořena nebo vyvrácena. V případech, kdy se pokusili porovnat data z experimentu s výsledky numerických výpočtů FSI, nenastala shoda všech výsledků. Tato skutečnost podtrhuje náročnost celé úlohy. I při dobře odladěné numerické úloze je obtížné správně definovat okrajové podmínky z experimentu. Naopak v případech, kdy autoři modelovali interakci krve s reálným modelem aorty, použili fyziologické hodnoty průtoků a tlaků krve. Tyto hodnoty lze považovat za věrohodné. Nicméně ve chvíli, kdy porovnali průměry deformací v modelu a u pacienta, tak se jim výsledky rozcházeły. Toto je způsobeno rozdílnou definicí okrajových podmínek při strukturálních výpočtech. Tepny nejsou volně uložené, ale jsou obklopeny dalšími orgány a tkáněmi, se kterými taky interagují.

V rámci disertační práce navážeme na poznatky z dosud publikovaných numerických výsledků a bude snaha vytvořit výpočtové modely zahrnující neneutonské kapaliny. Dalším cílem je tedy stanovení silového působení od proudící neneutonské kapaliny na stěnu potrubí a měření radiálních posuvů a rychlostních profilů v oblastech deformovaného potrubí. V experimentální práci se bude navazovat na výsledky pilotní práce [40], která byla provedena v laboratoři Technické univerzity Liberec. Měření bude provedeno na modifikované trati, kde nebude sání čerpadla významně ovlivňovat proudění ve studované oblasti (původní trať byla uzavřeným okruhem). Tato měření budou následně doplněna o odpovídající výpočtové modely FSI. Na základě získaných výsledků bude proveden rozbor významnosti jednotlivých parametrů pro komplexní úlohu numerického a experimentálního modelování kardiovaskulárního systému. Na závěr bude vytvořen souhrn zjištěných praktických poznatků a doporučení pro tvorbu relevantních výpočtových modelů na principu FSI.

3. CÍLE

- *Provedení měření tlakových průběhů na vstupu a výstupu ze studované trubice*
- *Změření velikosti tlakových ztrát*
- *PIV měření rychlostních profilů*
- *Měření velikosti radiálních deformací*
- *Simulace proudění v tuhé trubici*
- *Simulace proudění v poddajné trubici*
- *Vytvoření matematického modelu, který popisuje proudění v poddajné trubici*
- *Stanovení míry interakce nenewtonské kapaliny s pružnou stěnou*

4. 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.

4.1. 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 neo-Hook (6) nebo nestlačitelná varianta modelu Arruda-Boyce (7). Druhý zmíněný model na rozdíl od modelu neo-Hook vychází ze struktury materiálu a uvažuje v energii napjatosti mezní protažení strukturních řetězců polymeru. [2] [12]

$$W = \frac{G}{2} (\bar{I}_1 - 3) , \quad (6)$$

kde W [Pa] je měrná deformační energie, G [Pa] je modul pružnosti ve smyku, $\bar{I}_1$ [-] je první invariant pravého Cauchy-Greenova tenzoru deformace.

$$W = G \left[\frac{1}{2} (\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{20\lambda_L^2} (\bar{I}_1^2 - 9) + \frac{11}{1050\lambda_L^4} (\bar{I}_1^3 - 27) + \frac{19}{7000\lambda_L^6} (\bar{I}_1^4 - 81) + \frac{519}{673750\lambda_L^8} (\bar{I}_1^5 - 243) \right] , \quad (7)$$

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.

4.2. Laserová anemometrie (Particle image velocimetry)

Particle image velocimetry 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 přimíchány 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:

$$\bar{v} = \frac{\Delta \bar{x}}{\Delta \bar{t}} \quad (8)$$

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. [40] [41]

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).

4.3. 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 (9). Důvodem je to, že reologické modely nenewtonských kapalin platí pouze pro laminární a ne pro turbulentní proudění. Fluent obsahuje několik předem nadefinovaných reologických modelů. Pokud by žádný z modelů obsažených v programu nebyl vhodný, tak by reologie nenewtonské kapaliny byla popsána pomocí UDF (uživatelé definované funkce) na základě změřených dat. Dále bude uvažováno proudění nestlačitelné kapaliny (10).

$$\frac{\partial v_i}{\partial t} + \frac{\partial v_i}{\partial x_j} v_j = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_i} + \nu \frac{\partial^2 v_i}{\partial x_j \partial x_j} + G_i \quad (9)$$

$$\frac{\partial v_i}{\partial x_i} = 0 \quad (10)$$

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 [42]), 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:

$$\nabla(\gamma \nabla \vec{u}) = 0, \quad (11)$$

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:

$$\gamma = \frac{1}{d^\alpha}, \quad (12)$$

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 (12), ale místo normalizované vzdálenosti používá normalizovaný objem buňky sítě. Difuzní rovnice (11) 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:

$$\vec{x}_{nové} = \vec{x}_{staré} + \vec{u}\Delta t \quad (13)$$

Iterativní řešení se zastaví, když řešení splňuje požadovanou toleranci konvergence nebo v průběhu výpočtu bylo dosaženo maximálního počtu iterací.[42] [43]

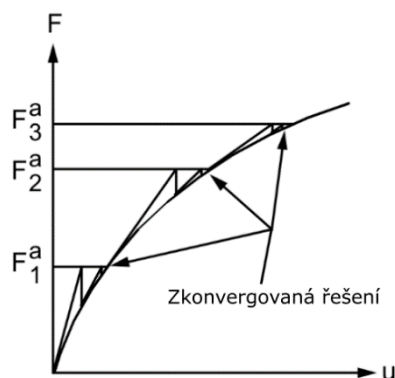
4.4. Deformačně napěťová analýza

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, neustálého a harmonického zatížení. Základní rovnice pohybu, která je řešená pomocí Transient dynamic analysis, je:

$$\{F(t)\} = [M]\{\ddot{u}\} + [B]\{\dot{u}\} + [K]\{u\} \quad (14)$$

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 (viz Obr. 5). 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

nejdou 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. [42]



Obr. 5: Princip Newton-Rapsonovy metody [42]

4.5. Fluid – Structure Interaction (FSI)

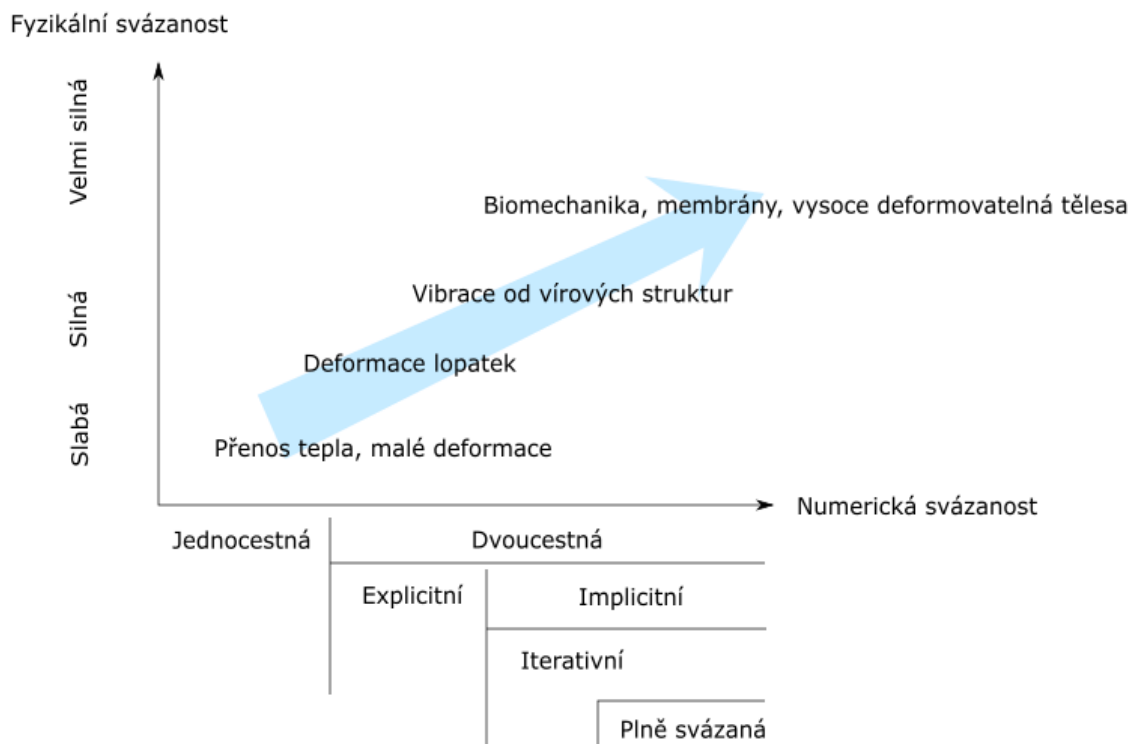
Pro interakci tělesa s tekutinou je v odborné literatuře používán pojem Fluid – Structure Interaction, ze kterého byla odvozena častěji užívaná zkratka FSI. Pod pojmem interakce tělesa s tekutinou rozumíme interakci pohyblivé nebo deformovatelné (elasticky i plasticky) pevné struktury a proudící tekutiny, a to buď uvnitř této struktury, nebo zvnějšku. 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. [31] [32] [44]

4.5.1. Princip numerického řešiče FSI

Existuje typově mnoho druhů FSI úloh, které se dělí podle významnosti interakce mezi tekutinou a pevnou látkou. Velikost interakce závisí na fyzikálním provázání obou domén, jinými slovy na tom, jak se moc vzájemně ovlivňují. Přehled rozdělení je uveden v následujícím grafu (Obr. 6).

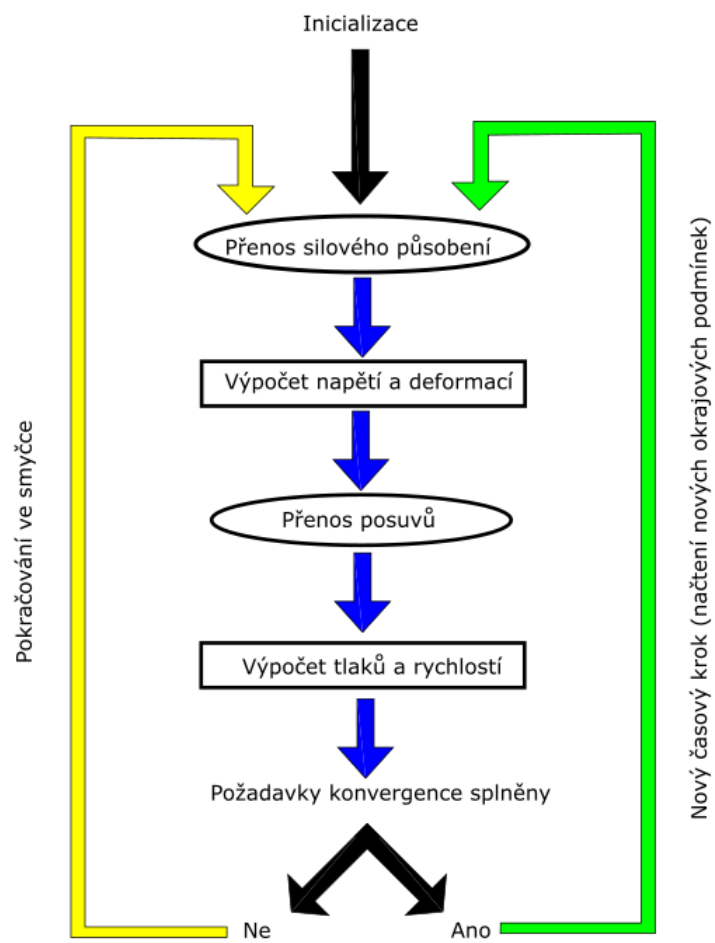
Nejnižším stupněm provázanosti je 1 - way coupling, který spočívá v odděleném vyřešení simulace proudění a výsledné pole veličin je přeneseno do strukturálního řešiče jako vnější zatížení. Tento druh se označuje jako jednocestná FSI analýza.

V případě 2 - way coupling (dvoucestná analýza) je rozlišována implicitní a explicitní svázanost. Explicitní coupling je velmi podobný jednocestné analýze. Úloha proudění a strukturální úloha jsou řešeny odděleně a jako zatížení se berou výsledky z konce předchozího časového kroku. K řešení oddělených úloh se využívají metody, které byly popsány výše. 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.



Obr. 6: Vliv fyzikální podstaty úlohy na typ řešení

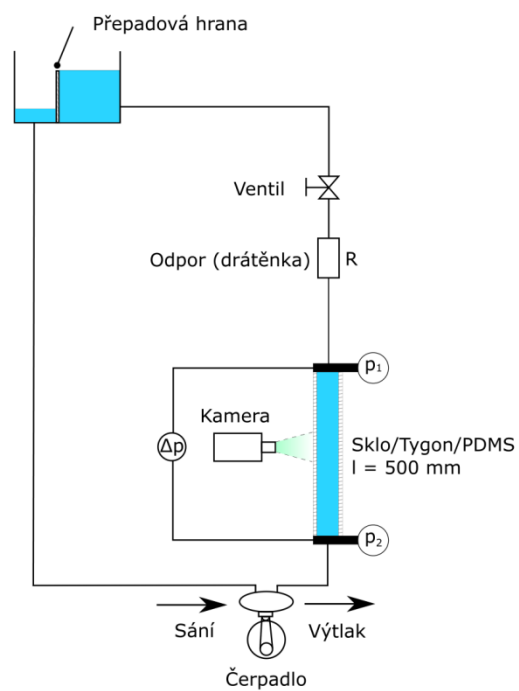
Zjednodušené schéma výpočtu je zobrazeno na Obr. 7. Na začátku výpočtu proběhne inicializace dle zadaných hodnot v program ANSYS Fluent. Poté se vypočte silové působení na okrajové podmínice v CFD, která je součástí FSI výpočtu. Silové zatížení se pak přesune do strukturálního řešiče. V případě, že síť nejsou 100% mapované (uzel fluidní domény odpovídá uzlu strukturální domény), program provede automatickou interpolaci hodnot. Strukturální řešič vypočte velikosti deformací a napětí z nahaných 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. [42] [45]



Obr. 7: Schéma FSI výpočtu

5. EXPERIMENTÁLNÍ ZAŘÍZENÍ

Testovací zařízení se nachází v laboratoři Technické univerzity Liberec (TUL) na Oddělení fyzikálních měření. Trať byla inspirována prací [34], ale základním rozdílem je vertikální uložení, které zabrání průhybu hadice vlivem gravitace. Původní trať, která se v laboratoři nacházela, byla uzavřený okruh (viz Přílohy Obr. 113). Tato konstrukce měla výrazný vliv na proudění ve studované oblasti (viz Přílohy Obr. 114), a proto trať musela být upravena. Okruh se skládá z membránového čerpadla (Bran+Luebbe ProCam Smart DS 500), které generuje pulzující průtok kapaliny. Čerpadlo je řízeno pomocí frekvenčního měniče (Emerson Control Techniques Unidriver M200), aby frekvence jeho chodu byla zhruba 1 Hz (frekvence srdečního cyklu). Na výtlaku za čerpadlem je namontovaná studovaná trubice. Montáž je provedena tak, aby bylo možné 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 umístěný odpor, který nezpůsobuje velké odrazy tlakových vln, ale zároveň umožňuje průchod částicím obsaženým v kapalině. Na výtok 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 přisávání 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.



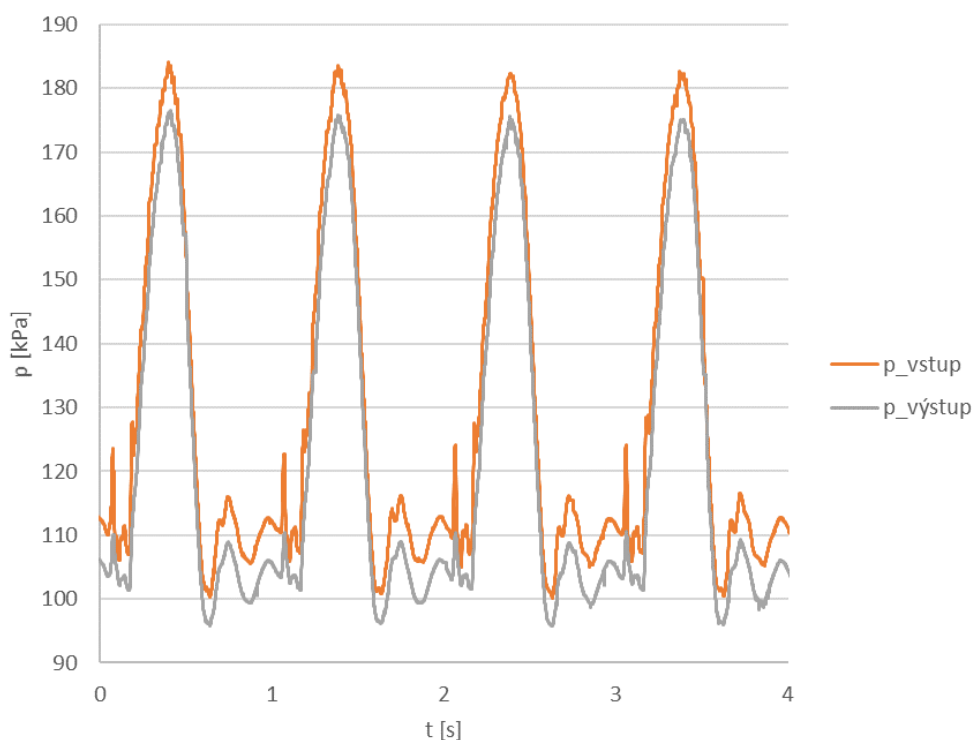
Obr. 8: Schéma experimentální tratě



Obr. 9: Upravená trať (otevřená trať s přepadovou hranou)

6. VÝSLEDKY MĚŘENÍ

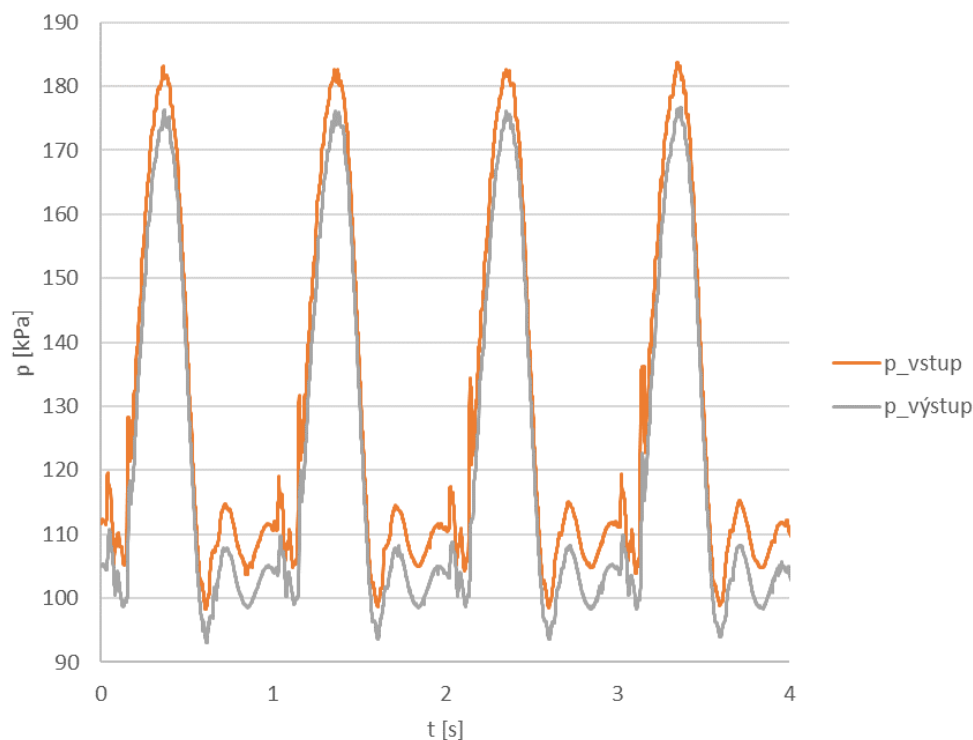
Experiment probíhal v laboratoři na TUL na měřicí trati, která byla popsána v kapitole 5. Samotné měření provedli zaměstnanci laboratoře, autor práce navrhl experimentální okruh, postup měření a vyhodnotil výsledky z měření. Původní záměr měřit rychlostní profily i na okrajích domény nebyl dodržen kvůli časové vytiženosti laboratoře. Lze také předpokládat, že získaná data, zejména na vstupu do trubice, by byla velmi těžce uchopitelná kvůli geometrii dané oblasti. Před vstupem do trubice bylo v trati několik změn průměru (viz Obr. 48), které by pravděpodobně vedly ke vzniku nestabilit v proudění. Změny průměru potrubí byly způsobeny tlakovými odběry a vodotěsným uchycením studované trubice. 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. 10 (měření se směsí vody a glycerinu) a Obr. 11 (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 nenewtonské chování kapaliny nemá velký vliv na tlakové průběhy. Jisté rozdíly jsou viditelné v oblastech nízkých tlaků, ale nedají se považovat za významné.



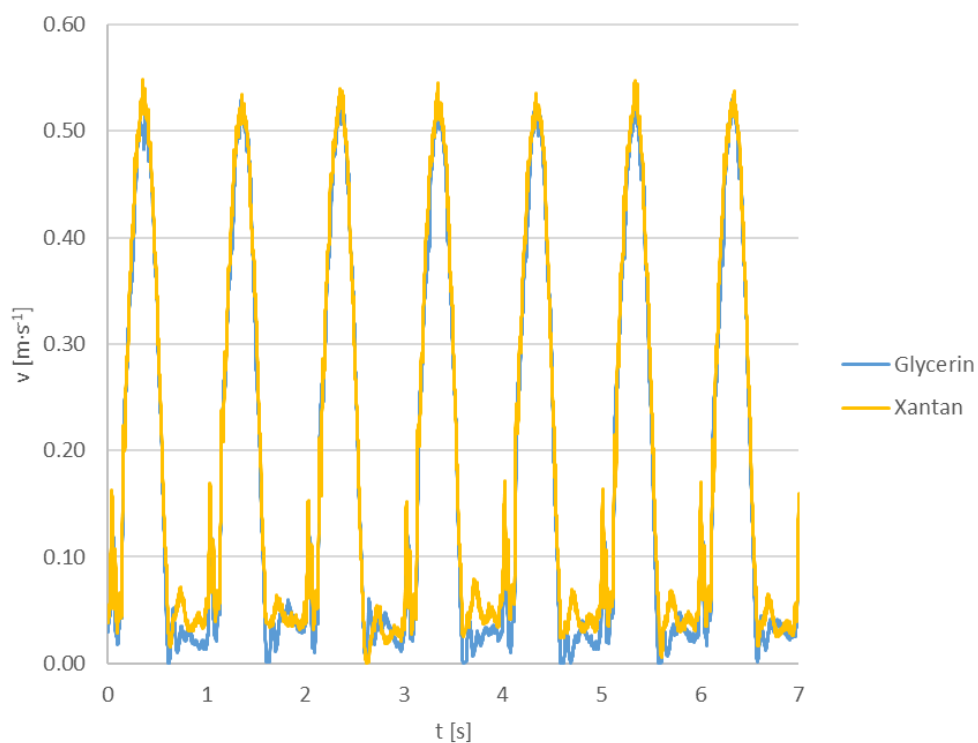
Obr. 10: Průběhy tlaků na vstupu a výstupu ze skleněné trubice – glycerin

Porovnání průběhů rychlostí newtonské a nenewtonské kapaliny je zobrazeno na Obr. 12. Rychlosti byly zaznamenávány v polovině délky trubice pomocí metody PIV. Laserový řez vstupoval do měřené trubice z boku a osvětloval měřený prostor podél osy proudu (viz Obr. 13). Osvětlována byla jedna rovina řezu trubice (vycházelo se z předpokladu symetrie proudového profilu). Ze získaných rovinných vektorových map byla vybrána oblast ve středu trubice a z ní vybrány hodnoty v profilu napříč průřezem trubice. Vykreslené hodnoty rychlostí na Obr. 12 nejsou průměrné hodnoty, ale okamžité hodnoty přímo v ose trubice (ve středu $r = 0$ mm). Průběhy jsou si podobné, ale nenewtonská kapalina dosahuje

o trochu vyšší hodnoty rychlostí než newtonská kapalina. Na Obr. 14 - Obr. 23 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, nenewtonská kapalina má však větší tendenci si udržet tvar bližší parabole než newtonská. Tento jev odůvodňuje, proč na Obr. 12 jsou velikosti rychlostí ve středu trubice pro nenewtonskou kapalinu trochu vyšší (4%) než pro newtonskou.



Obr. 11: Průběhy tlaků na vstupu a výstupu ze skleněné trubice – xantan

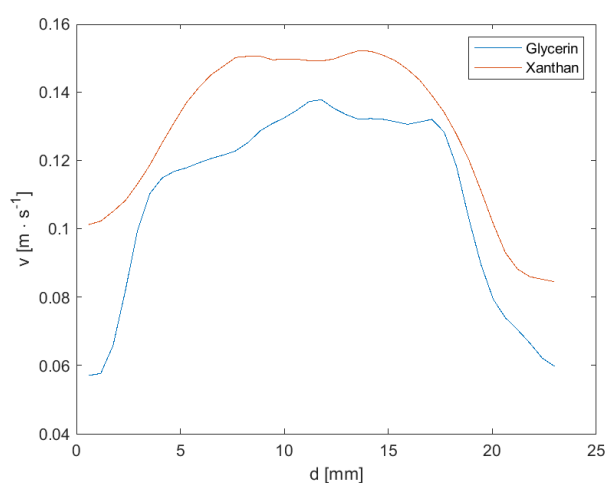


Obr. 12: Velikosti rychlostí ve středu skleněné trubice – glycerin vs. xantan

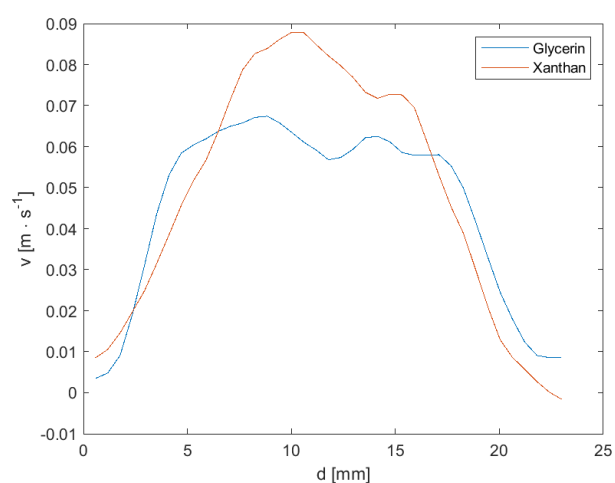


Obr. 13: Poloha optiky pro laserový řez k PIV měření a PIV kamery

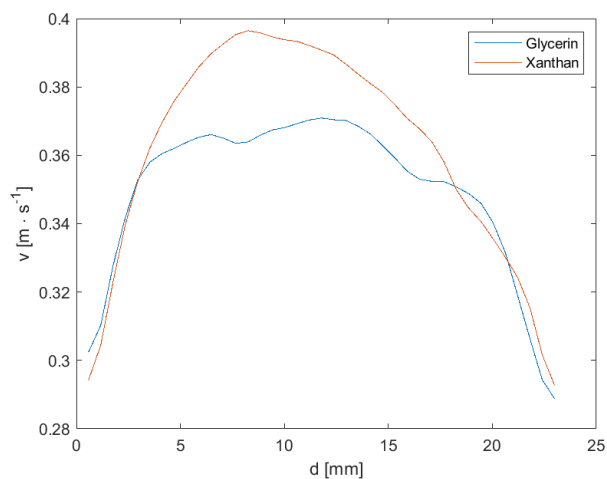
Obr. 14-Obr. 23: Rychlostní profily v rovině “xy” pro časový rozsah 0,9 s snímáné s odstupem 0,1 s



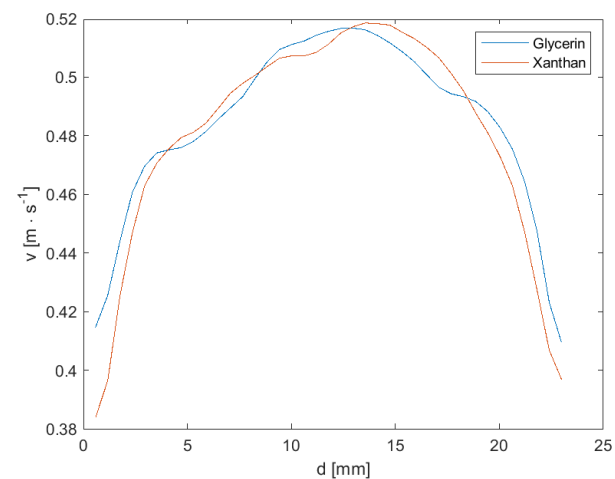
Obr. 14: $T + 0.04$ s



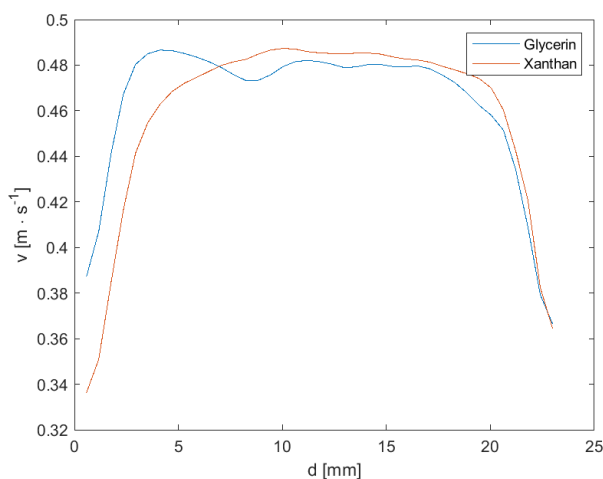
Obr. 15: $T + 0.14$ s



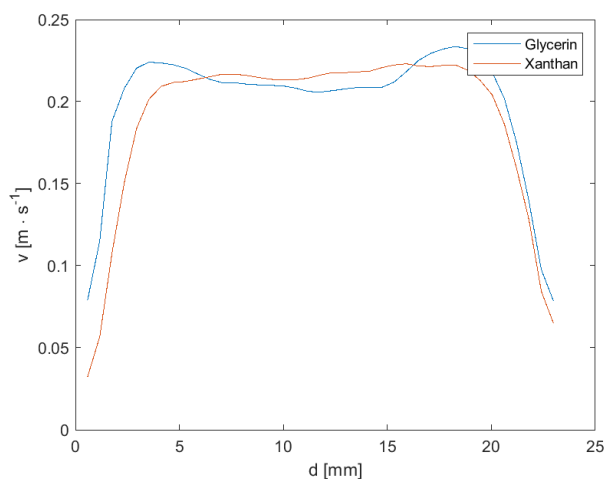
Obr. 16: $T + 0.24$ s



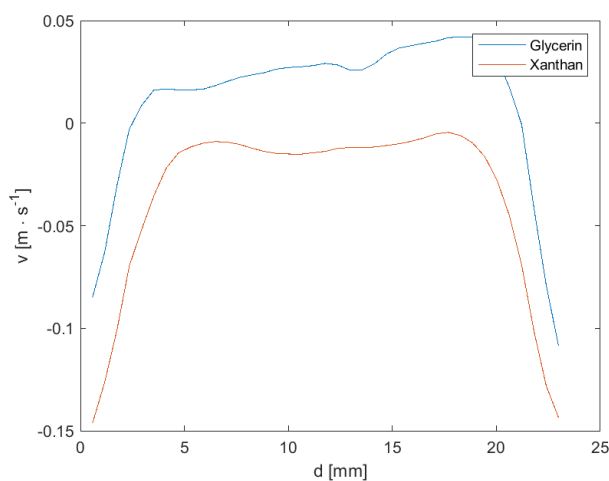
Obr. 17: $T + 0.34$ s



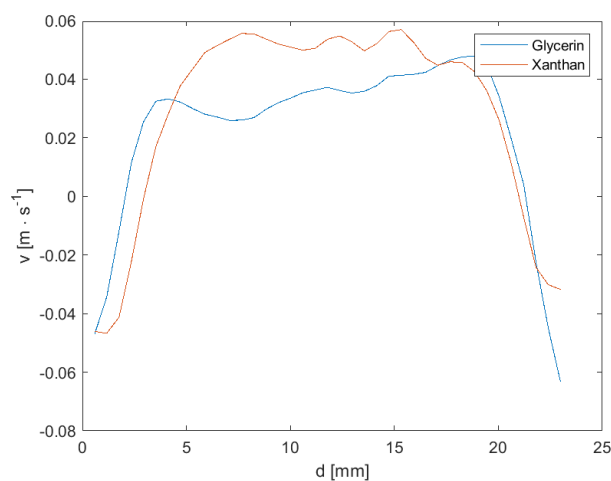
Obr. 18: $T + 0.44$ s



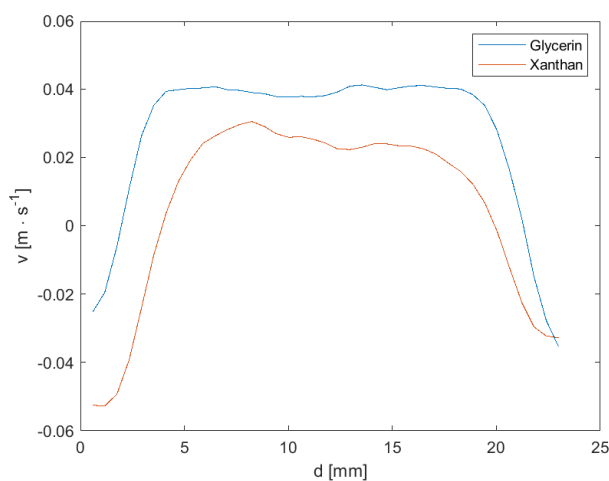
Obr. 19: $T + 0.54$ s



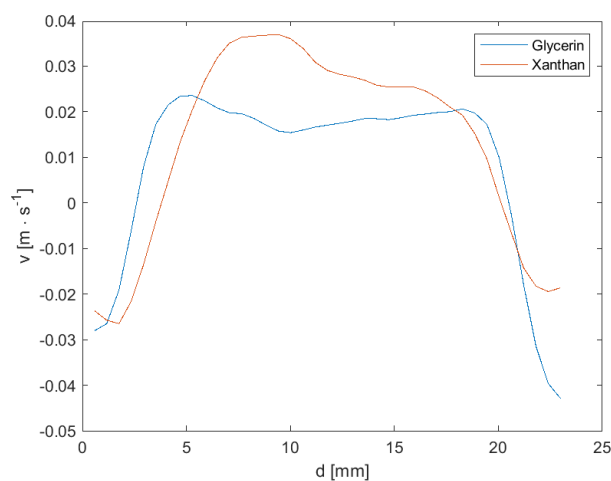
Obr. 20: $T + 0.64$ s



Obr. 21: $T + 0.74$ s



Obr. 22: $T + 0.84$ s

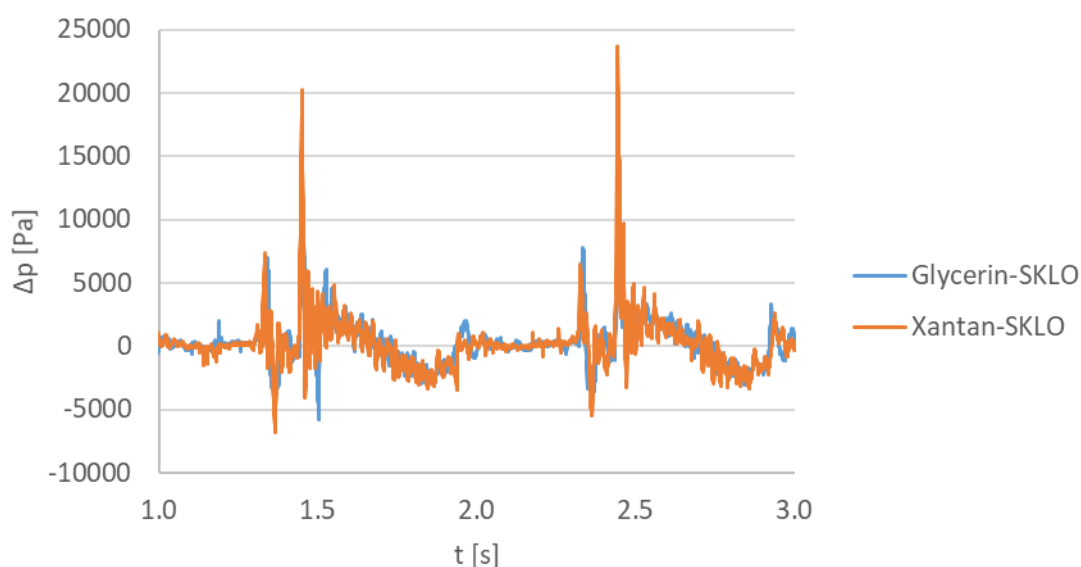


Obr. 23: $T + 0.94$ s

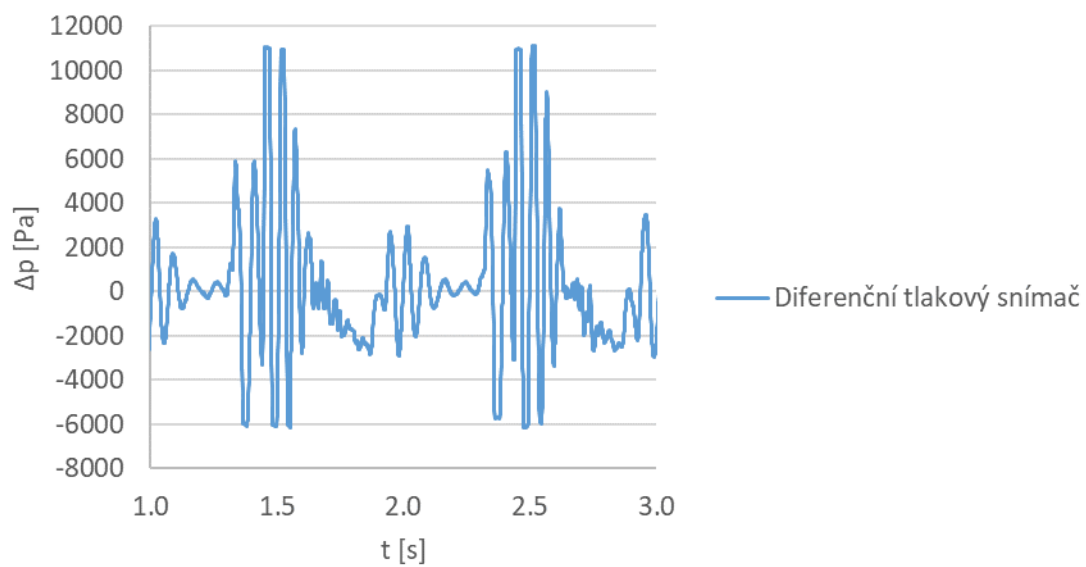
Jedním z cílů bylo porovnání tlakových ztrát při použití rozdílných kapalin. Z Obr. 24 je patrné, že tlakové ztráty mají podobné průběhy. Bližší vyhodnocení ale nelze provést, protože použité tlakové snímače mají přesnost 700 Pa a rozdíly se po velkou část periody pohybují pod touto hodnotou. Z tohoto důvodu byl do trati přimontovaný diferenční tlakový snímač, který byl o řád přesnější. Bohužel, jak ukázaly výsledky měření, tak

diferenční tlakový snímač je nevhodný k měření silně dynamických jevů (viz Obr. 25). Naměřené hodnoty jsou rozkmitány v důsledku interakce pulzů vyvolaných čerpadlem a poddajnosti hadiček pro tlakové odběry. Přívodní hadice byly z poddajného materiálu a nestejně délky. Tento vliv by šlo eliminovat použitím přívodního potrubí ke snímači diferenčního tlaku o stejné délce a volbou materiálu, který má vyšší modul pružnosti (např. měď). Obecně by ale bylo nejlepší pro měření tlakových ztrát použít přesnější snímače absolutního nebo relativního tlaku, které jsou k měření dynamických jevů vhodnější, jak se ukazují výsledky). Upravená data pomocí lowpass filtru (hodnota propustného pásma byla 15 Hz) jsou zobrazena na Obr. 26. I na těchto zpracovaných datech nepozorujeme vliv neneutonské kapaliny na velikost tlakové ztráty v systému.

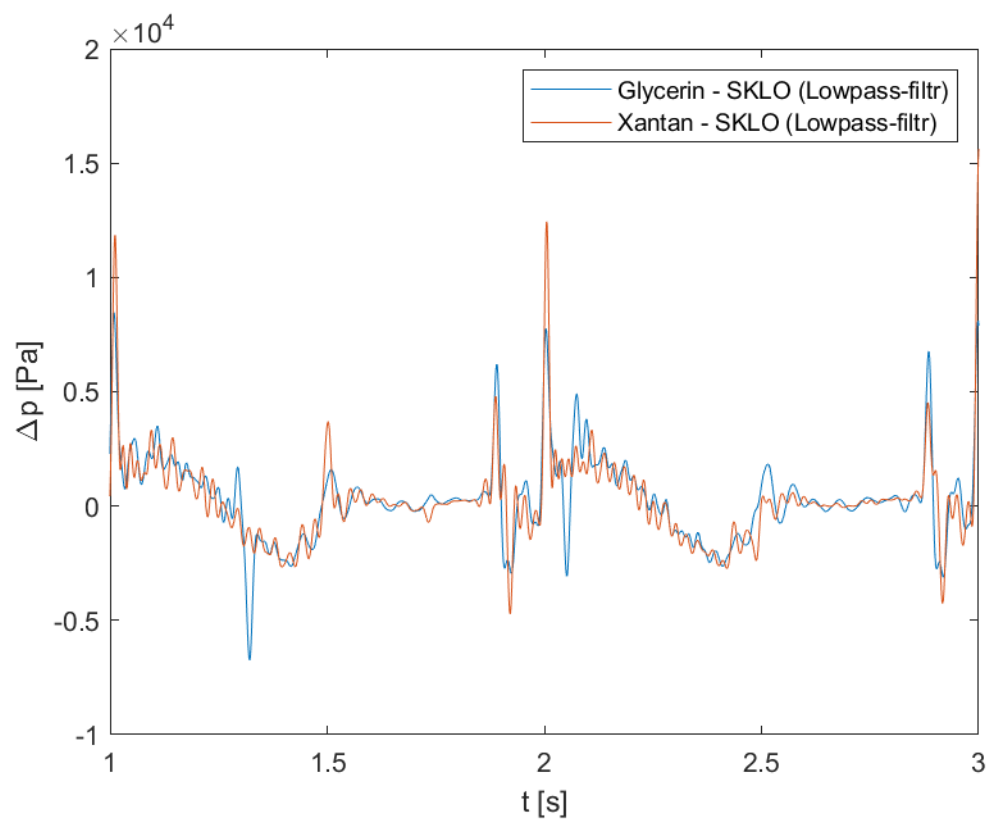
Tlakové průběhy na vstupu a výstupu z trubice z měření s poddajnou trubicí jsou zobrazeny na Obr. 27 (měření se směsí vody a glycerinu) a Obr. 28 (měření se směsí vody, glycerinu a xantanu). Vykreslené hodnoty jsou opět absolutní tlaky. Porovnání neneutonské a newtonské kapaliny je stejné jako u měření s tuhou trubicí. Zajímavější je porovnání tlakových průběhů mezi tuhou (viz Obr. 10 a Obr. 11) a poddajnou trubicí (viz Obr. 27 a Obr. 28). 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. pružníkový efekt. Taky velikosti tlakových rázů jsou u poddajné trubice nižší (zejména u hodnot na výstupu), protože poddajná trubice funguje jako tlumič v hydraulickém systému.



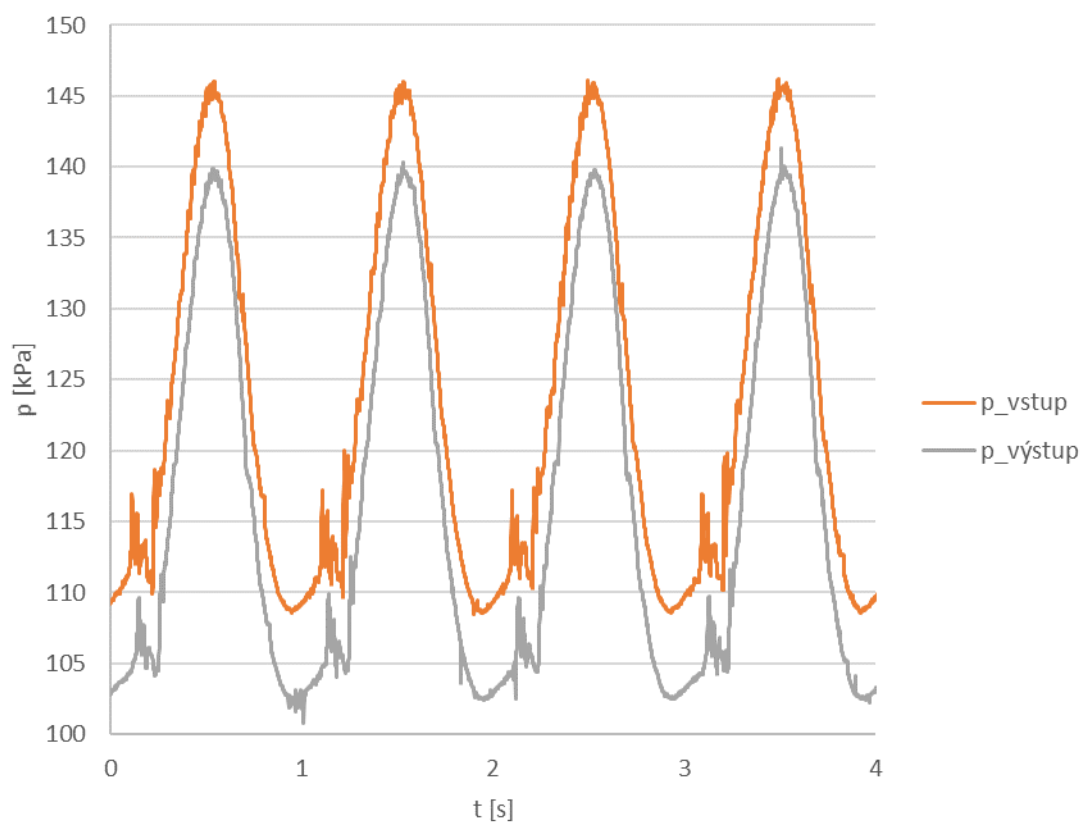
Obr. 24: Tlakové ztráty - absolutní tlakové snímače



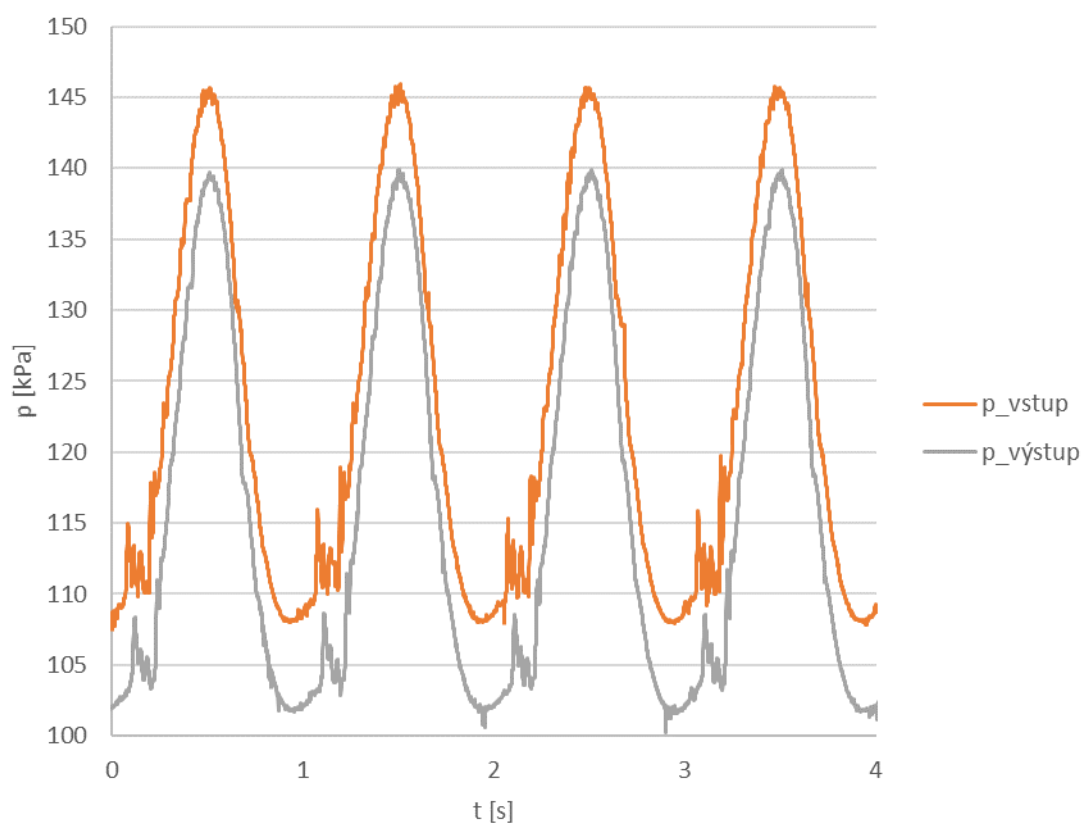
Obr. 25: Tlaková ztráta - diferenční tlakový snímač



Obr. 26: Tlakové ztráty - Lowpass filtr

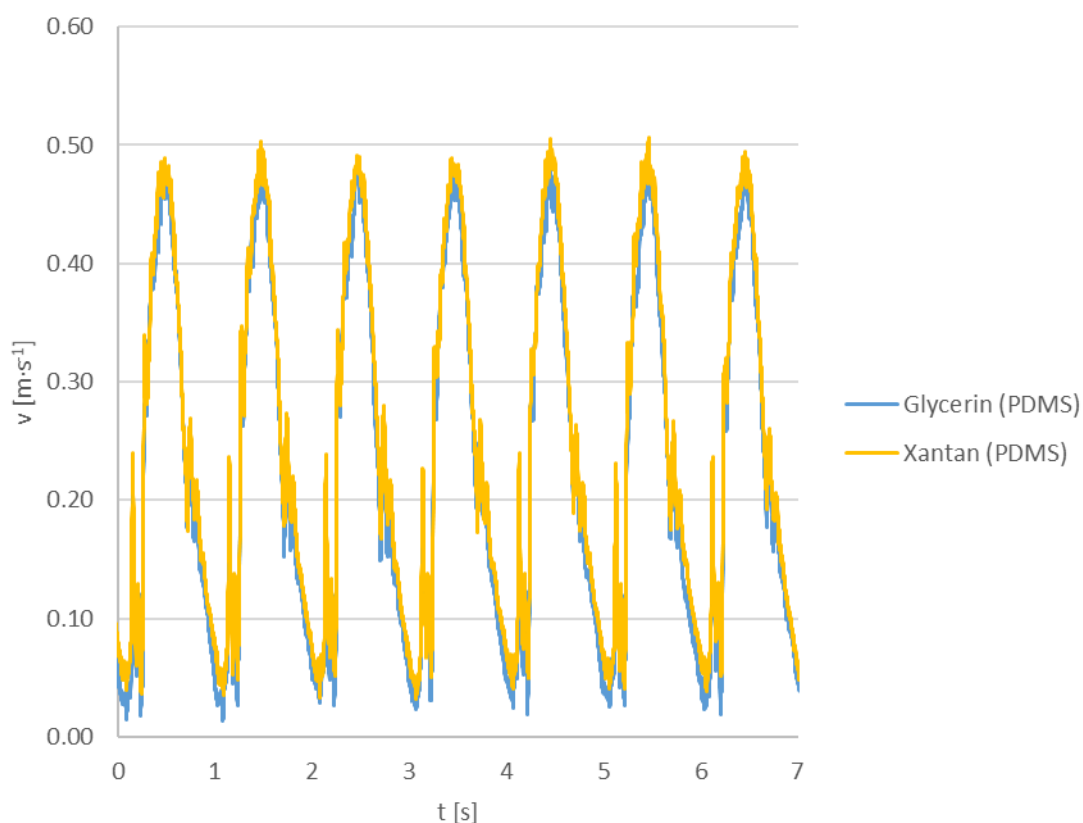


Obr. 27: Průběhy tlaků na vstupu a výstupu z PDMS trubice – glycerin



Obr. 28: Průběhy tlaků na vstupu a výstupu z PDMS trubice – xantan

Průběhy rychlostí pro newtonskou a neneutonskou kapalinu ve středu poddajné trubice jsou zobrazeny na Obr. 29. Vykreslené hodnoty jsou okamžité hodnoty v ose trubice. Opět platí totéž jako v případě skleněné trubice, neneutonská kapalina dosahuje o 4 % vyšších hodnot než newtonská. Zase jsou viditelné rozdíly při porovnání průběhů rychlostí u skleněné a poddajné trubice. Kapalina ve skleněné trubici 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 výtlakového ventilu plynulejší. Toto je opět dáno pružnickovým efektem. Po skončení výtlakové 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. Rychlostní profily pro obě kapaliny v průběhu jedné periody jsou zobrazeny na Obr. 30 - Obr. 39. 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 neneutonské kapaliny mají stabilnější průběh, což je způsobeno zvyšující se viskozitou.

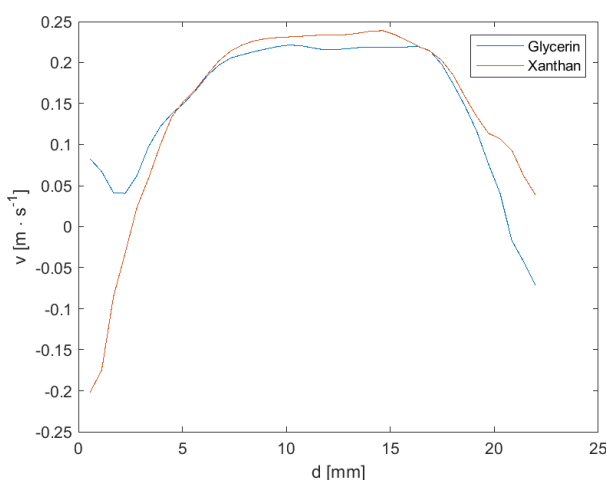


Obr. 29: Velikosti rychlostí ve středu PDMS trubice – glycerin vs. xantan

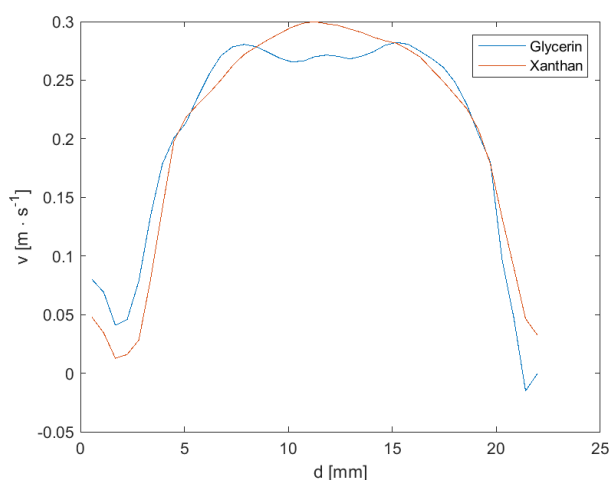
Změny vnitřních průměrů PDMS trubice v průběhu měření lze vidět na Obr. 40 (směs vody a glycerinu) a na Obr. 41 (směs vody, glycerinu a xantanu). Deformace pružné hadice byla měřena s využitím vysokorychlostní kamery, která se použila i pro měření PIV. Měření PIV mělo snímkovací frekvenci 1000 Hz, ale ke stanovení velikosti deformací se použila frekvence 100 Hz (vyhodnocoval se každý 10. snímek pořízený kamerou, protože pro získání věrohodného průběhu deformace nebyla potřeba tak vysoká frekvence). Pomocí kamery byl zaznamenáván pohled na roztahující se trubicí osvětlenou laserovým řezem

(stejně jako při měření PIV). Laserový řez rozptylující se na hranách trubice způsobil jasné kontrastní přechod mezi jednotlivými prostředími. Následnou analýzou obrazu byla odměřena vzdálenost mezi vnitřními hranami na obrazu řezu trubice. To bylo provedeno pro všechny snímky v celé periodě, a tak byl stanoven časový průběh deformace v jednom cyklu. Z výsledků je patrné, že neneutonská 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 změni 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.

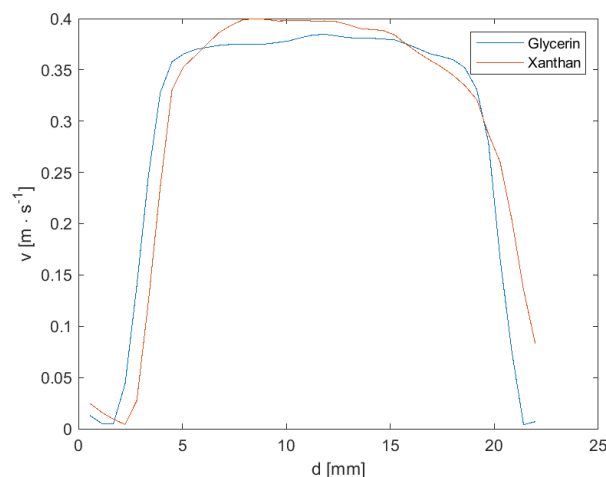
Obr. 30-Obr. 39: Rychlostní profily v rovině “xy” pro časový rozsah 0,9 s snímané s odstupem 0,1 s



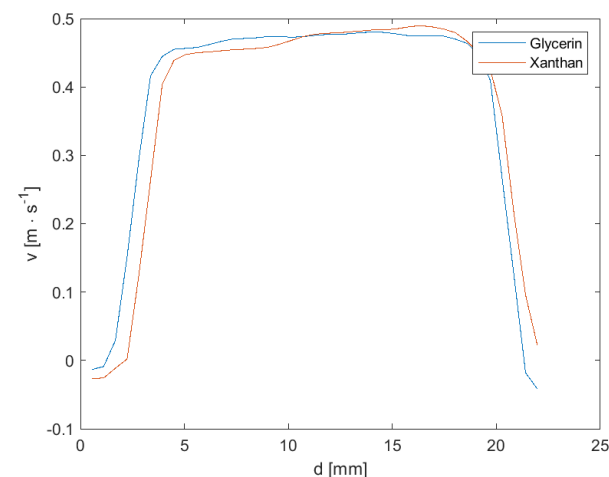
Obr. 30: $T + 0.27$ s



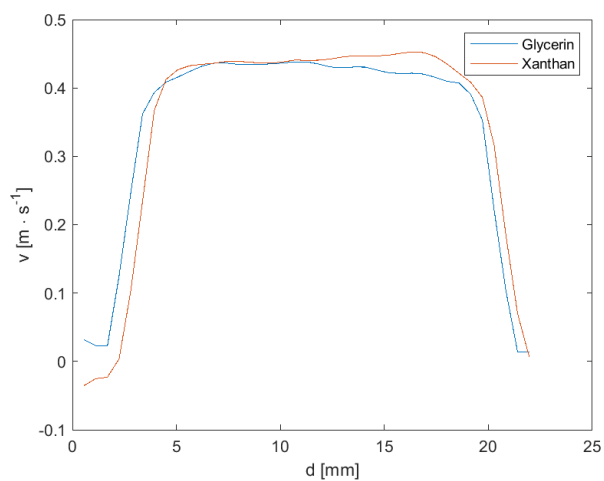
Obr. 31: $T + 0.37$ s



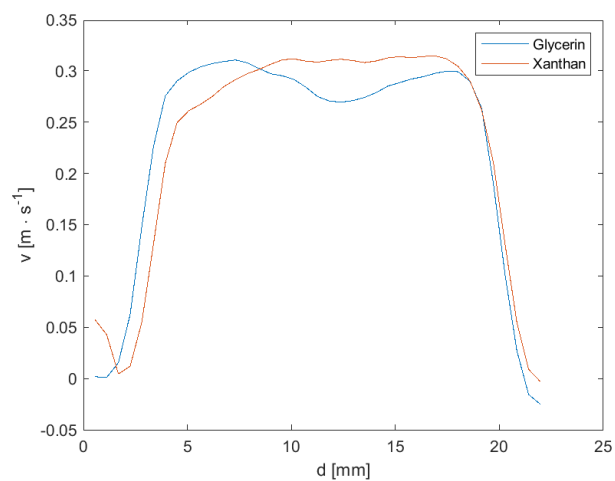
Obr. 32: $T + 0.47$ s



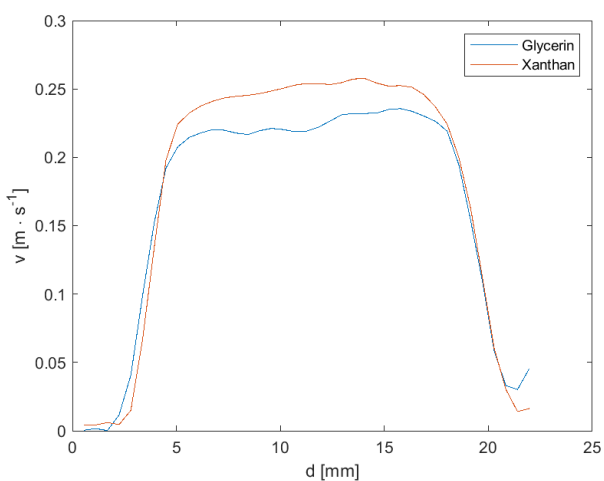
Obr. 33: $T + 0.57$ s



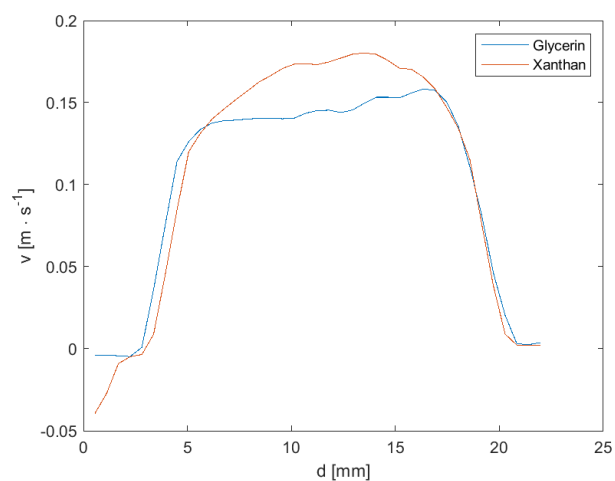
Obr. 34: $T + 0.67$ s



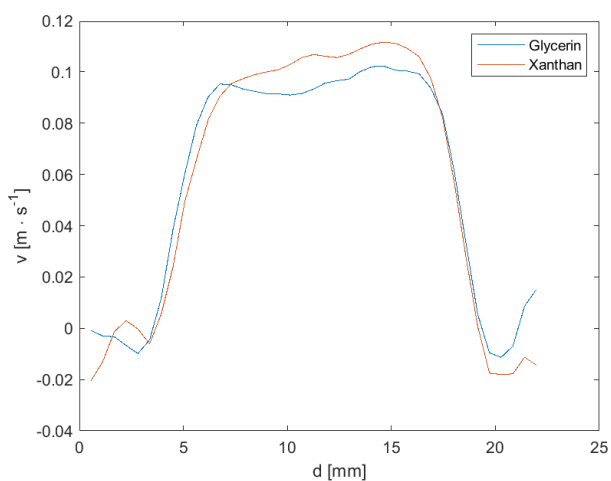
Obr. 35: $T + 0.77$ s



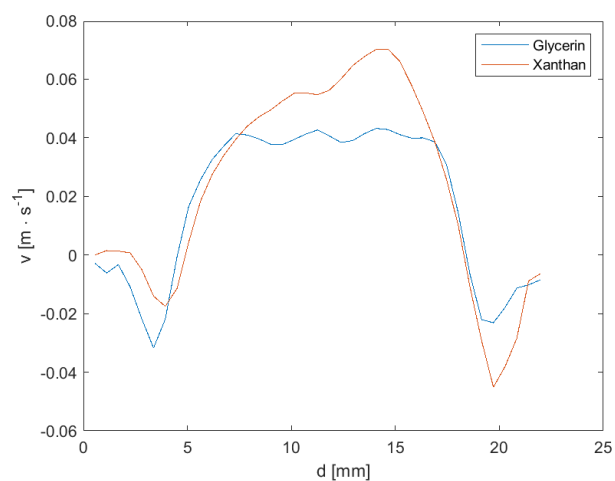
Obr. 36: $T + 0.87$ s



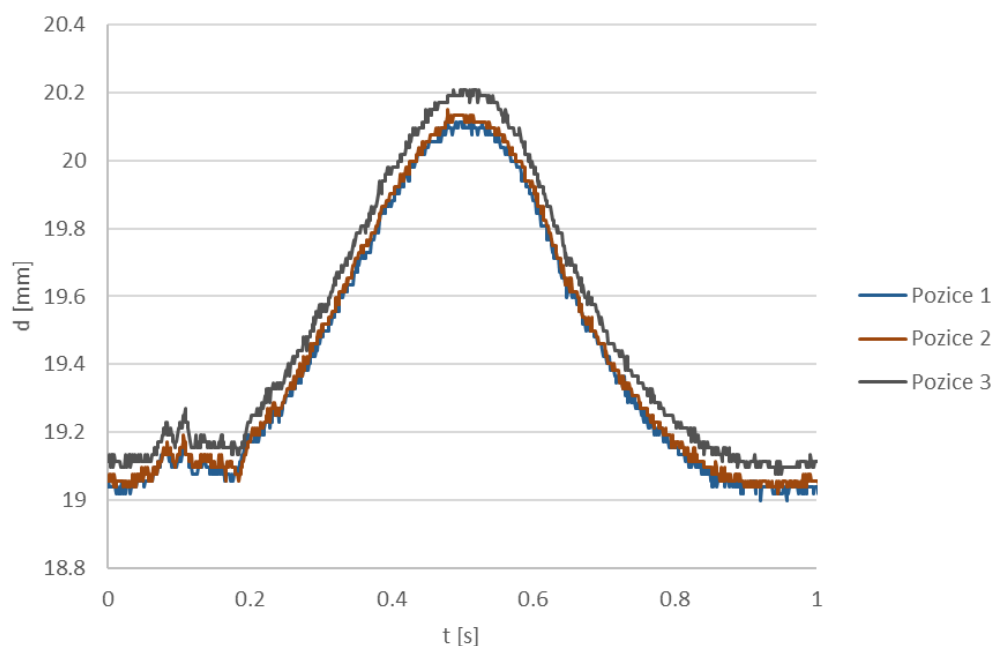
Obr. 37: $T + 0.97$ s



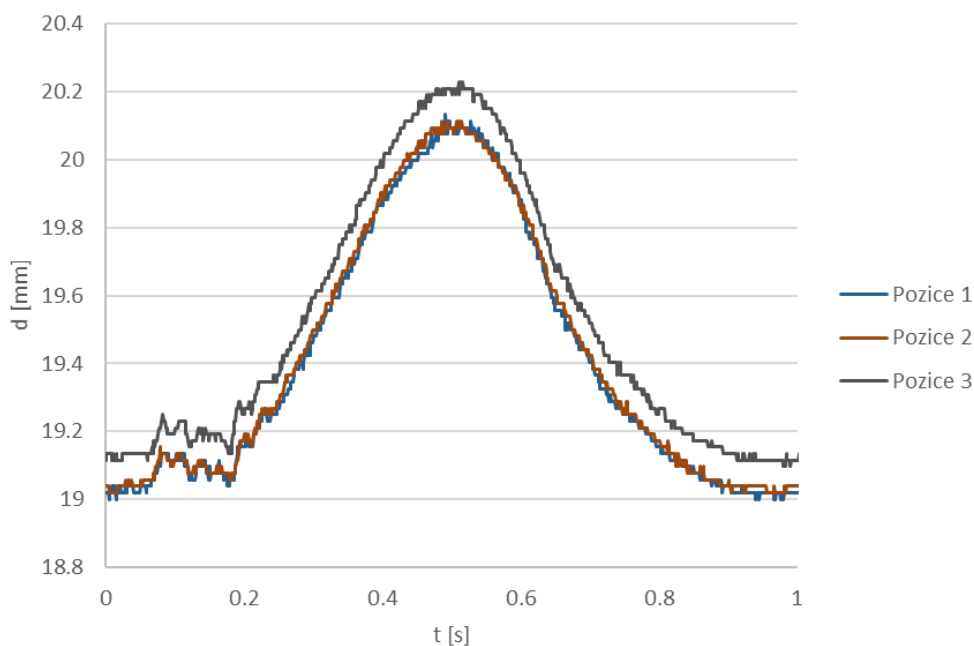
Obr. 38: $T + 1.07$ s



Obr. 39: $T + 1.17$ s



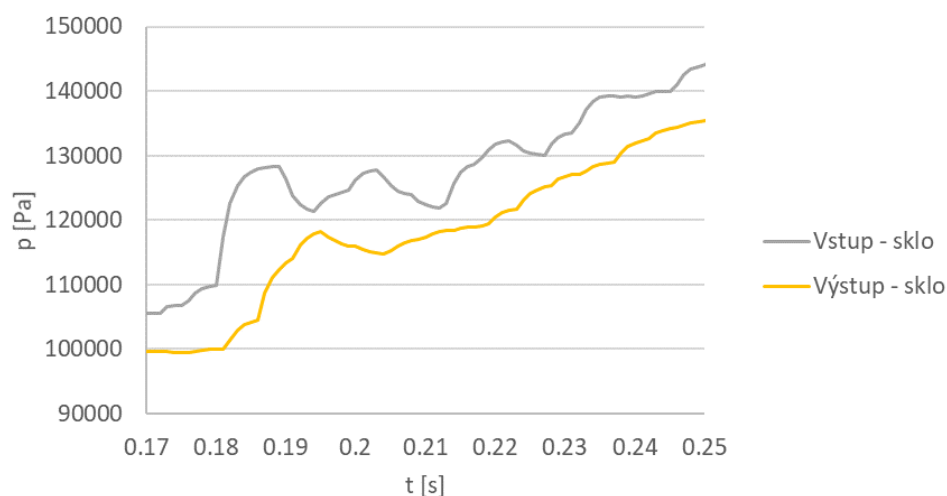
Obr. 40: Časový průběh velikosti průměru trubice během jedné periody – glycerin



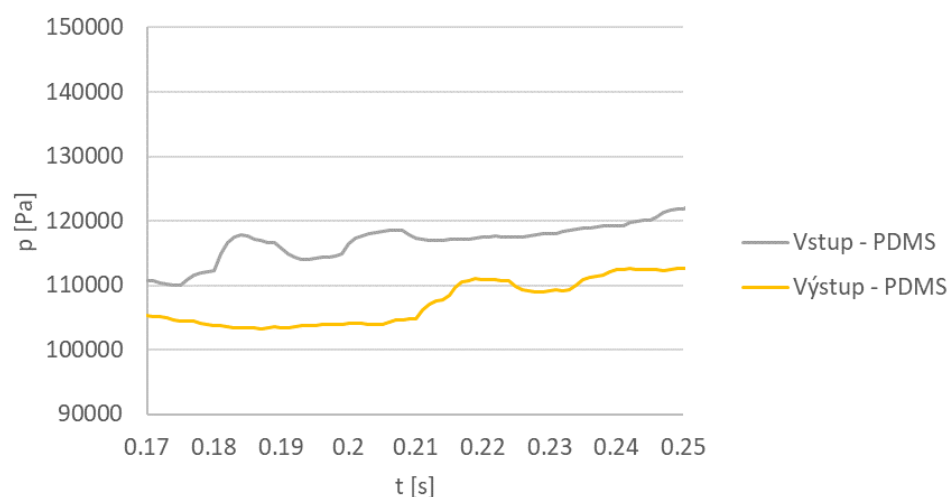
Obr. 41: Časový průběh velikosti průměru trubice během jedné periody – xantan

Poddajnost trubice má i významný vliv na rychlost zvuku v daném prostředí. Na Obr. 42 je zobrazený začátek tlakového pulzu ve fázi výtlaku čerpadla pro tuhou trubici. Z tohoto obrázku je patrné, že časový rozestup šíření tlakového pulsu je 0,005 s. Při dané délce trubice (0,63 m – včetně uchycení tlakových snímačů) by výsledná rychlost zvuku byla $126 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$. Záznam šíření tlakového pulzu pro poddajnou trubici je zobrazený na Obr. 43. Na první pohled je zřejmé, že na rozdíl od tuhé trubice je výrazně větší časová prodleva. Zároveň vlivem poddajnosti systému jsou nárůsty tlaků menší. Časový rozdíl v začátku šíření tlakového pulzu mezi dvěma tlakovými snímači je 0,03 s. Z tohoto údaje vychází rychlost šíření tlakových pulzů $21 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$. Oba záznamy jsou pro nenewtonskou kapalinu.

Mezi newtonskou a neneutonskou kapalinou v tomto směru nebyl rozdíl. Průběhy tlakových ztrát jsou zobrazeny na Obr. 44 a Obr. 45. Stejně jako u proudění v tuhé trubici nejde kvůli přesnosti snímačů vyhodnotit vliv kapaliny na velikost tlakové ztráty.



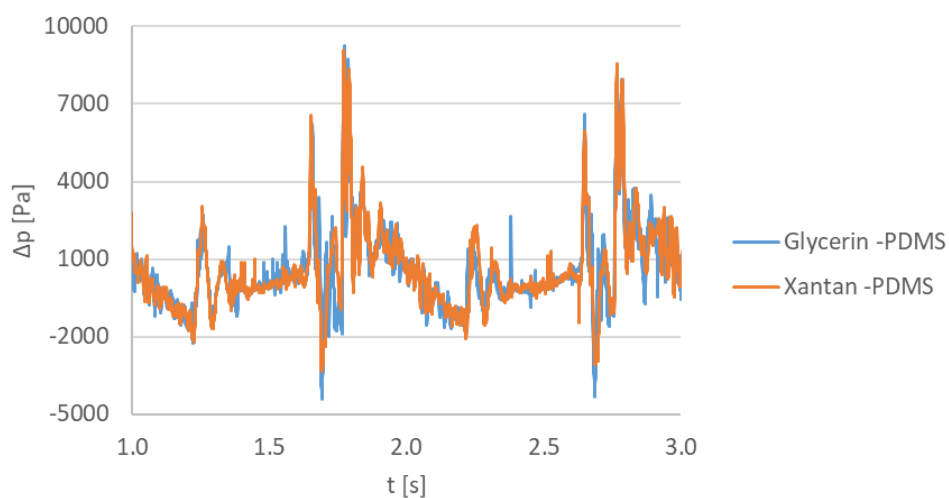
Obr. 42: Šíření tlakového pulzu – tuhá trubice



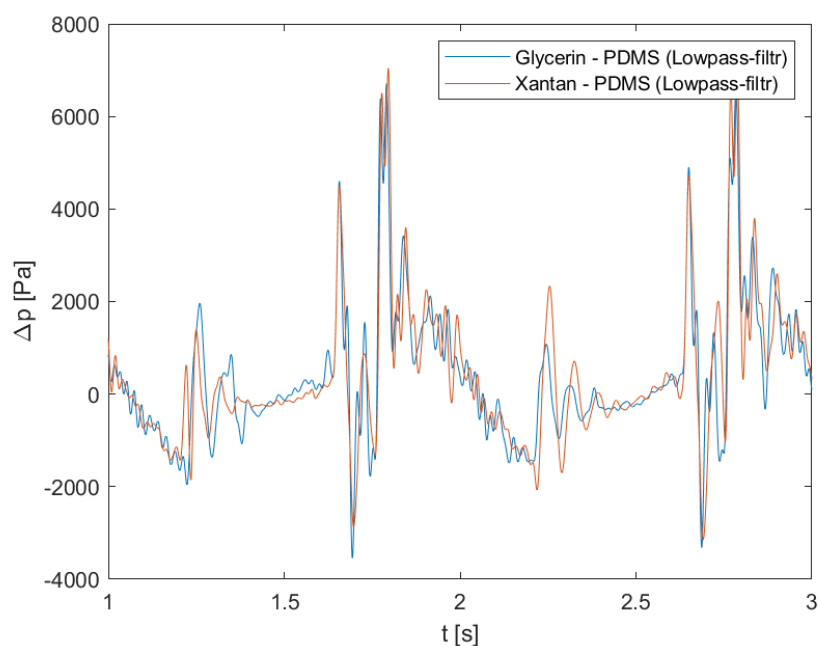
Obr. 43: Šíření tlakového pulzu - poddajná trubice

V rámci experimentální části práce se změřila i viskozita použitých kapalin. Viskozita se měřila pomocí rotačního viskozimetru (Nahita model 801 viz Obr. 46). Zařízení se skládá z motoru, hřídele, válečku o poloměru 9,5 mm, pružiny a stupnice. Při měření se nastaví konstantní otáčky motoru, který otáčí válečkem. Zařízení snímá krouticí moment. V případě, že váleček se nachází v neviskózní tekutině, tak je moment nulový. Při otáčení s válečkem ve viskózní kapalině vzniká tření mezi kapalinou a válečkem, což generuje krouticí moment a dojde ke zkroucení pružiny. Na stupnici se zobrazí aktuální velikost měřené dynamické viskozity. Tento model viskozimetru má 4 stupně otáček (6, 12, 30 a 60 rpm). Mezera mezi válečkem a statickou částí činila 7,5 mm. Změřené hodnoty jsou uvedeny v Tab. 1 a zobrazeny na Obr. 47. Viskozita glycerinu se změřila pouze třikrát, protože při nejnižších otáčkách už nešlo hodnotu věrohodně odečíst ze stupnice. Nicméně její hodnota se ve všech 3 bodech pohybuje okolo 4 mPa·s. Naopak u kapaliny, která

obsahovala i xantan, je patrné, že její viskozita je značně závislá na velikosti smykové rychlosti.



Obr. 44: Tlakové ztráty



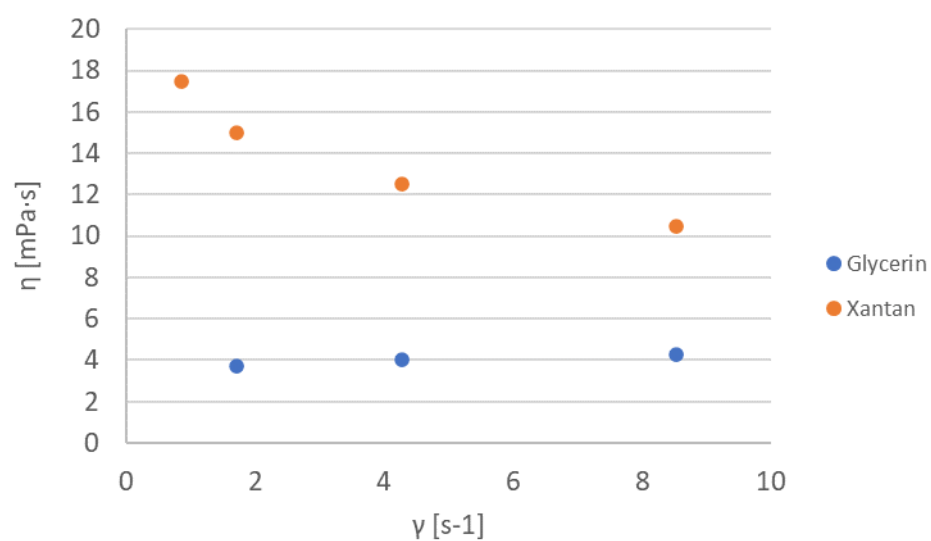
Obr. 45: Tlakové ztráty - Lowpass filtr (PDMS hadice)

Tab 1: Naměřené viskozity

Otáčky	Dynamická viskozita – Glycerin	Dynamická viskozita – Xantan	Smyková rychlost
[rpm]	[mPa·s]	[mPa·s]	[s ⁻¹]
6	-	17,5	0,853
12	3,75	15	1,705
30	4	12,5	4,264
60	4,25	10,5	8,527



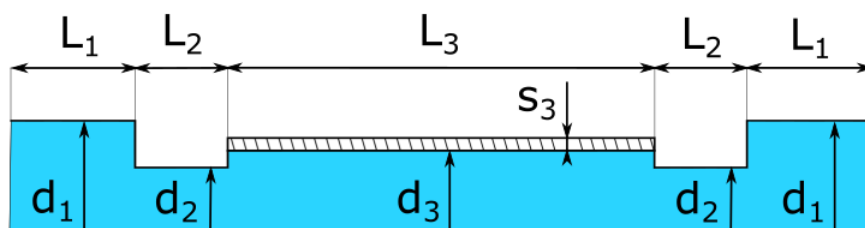
Obr. 46: Rotační viskozimetr



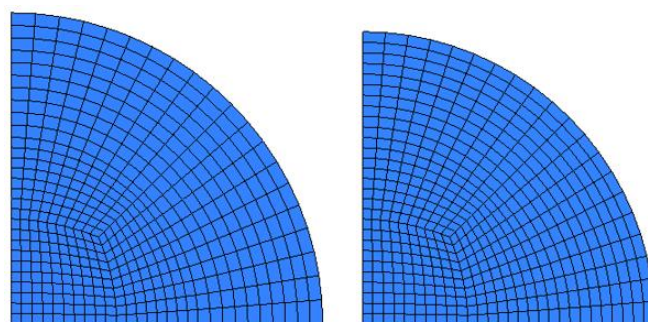
Obr. 47: Vliv smykové rychlosti na viskozitu

7. 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. 48). Toto rozhodnutí jsme udělali zejména kvůli simulacím s pružnou hadicí, které jsou hodně časově a hardwarově náročné. Rozměry domény jsou uvedeny v Tab. 2. Výpočetní síť byla vytvořena v software ANSYS Meshing. Celkově měla síť 283 320 hexaedrických prvků (detail sítě na vstupu/výstupu z trubice a uprostřed trubice je zobrazený na Obr. 49). 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 (viz Obr. 50). 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. Nastavení řešiče je uvedeno v Tab. 3. 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 $0 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$. Z výsledků experimentů je patrné, že maximální hodnota Reynoldsova čísla [39]. Jeho maximální hodnota (v okamžiku největší rychlosti proudění kapaliny) se pohybovala v rozmezí 3000 – 3100. Tyto hodnoty jsou vyšší, než je jeho kritická hodnota (2320), a tudíž by mohlo docházet k turbulentnímu proudění. V literatuře se k posouzení turbulentního děje u pulzujícího proudění používá Womersleyho číslo [46]. Pro náš případ by se jeho hodnota rovnala 15. Kritická hodnota Womersleyho čísla není jednoznačně daná, ale nejčastěji se uvádí limitní hodnota 10 (pro newtonské kapaliny), což by také nahrávalo turbulentnímu proudění. Ale vědecká obec v tomto směru není konzistentní a např. práce [47] uvádí, že některé výzkumné týmy pracují s poměrem Reynoldsova a Womersleyho čísla. Kritická hodnota poměru těchto dvou parametrů je 200, což by znamenalo, že pouze na krátký moment může nastat turbulence. I přes zvážení všech zmíněných aspektů byl režim proudění v trubici uvažován jako laminární. Turbulentní chování neneutonských kapalin zatím není dostatečně popsáno. V programu ANSYS Fluent není možné použít neneutonské modely kapaliny v kombinaci s modely turbulence (pozn. lze to propojit pouze přes příkazovou řádku). Posledním důvodem je, že řada výzkumných týmů dělá simulace proudění v komplikovanějších geometriích (např. celý oblouk aorty) a také uvažují laminární proudění (viz kap 1.1).



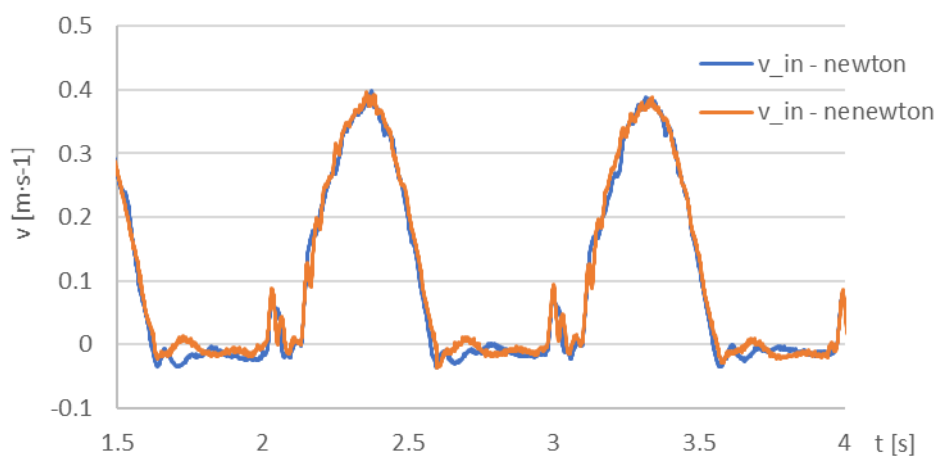
Obr. 48: Rozměry výpočetní domény



Obr. 49: Detaily sítě pro CFD výpočet

Tab. 2: Rozměry výpočetní domény

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



Obr. 50: Experimentálně získané hodnoty rychlostí, použité jako okrajové podmínky

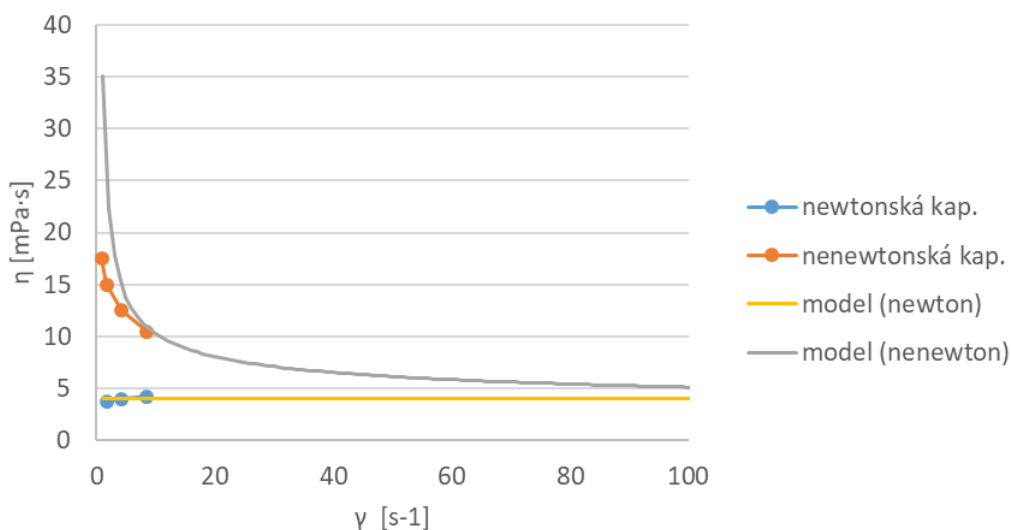
Tab. 3: Nastavení numerického řešiče

Pressure velocity coupling scheme		SIMPLE
Spatial discretization	Gradient	Least Square Cell Based
	Pressure	Second Order
	Momentum	Second Order Upwind
Transient Formulation		Second Order Implicit
Časový krok		0,005 s
Počet iterací na 1 časový krok		20

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 pomocí Pascalova zákona stanovena na $1050 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$. Viskozita kapalin (viz Obr. 51) se změřila pomocí rotačního viskozimetru. Rotační viskozimetr měl pouze 4 stupně otáček (6, 12, 30 a 60 rpm), takže měření sloužilo k ověření viskozity kapalin. Viskozita newtonské kapaliny se pohybovala kolem hodnoty $4 \text{ mPa}\cdot\text{s}$. Newtonská kapalina byla změřena pouze 3krát, protože při nejnižších otáčkách byla mimo měřitelný rozsah. Pro simulace newtonské kapaliny byla viskozita rovna $4 \text{ mPa}\cdot\text{s}$. U nenewtonské kapaliny je vidět trend, během kterého s rostoucí hodnotou smykové rychlosti klesá i viskozita kapaliny. Jelikož byly změřeny pouze 4 hodnoty, které by nestačily k přesnému popisu chování, tak byla kapalina definována pomocí modelu uvedeného v článku [7], podle kterého byla i namíchána koncentrace kapaliny. Viskozita byla definována pomocí Hershel-Bulkley modelu, který je již definovaný v ANSYS Fluent:

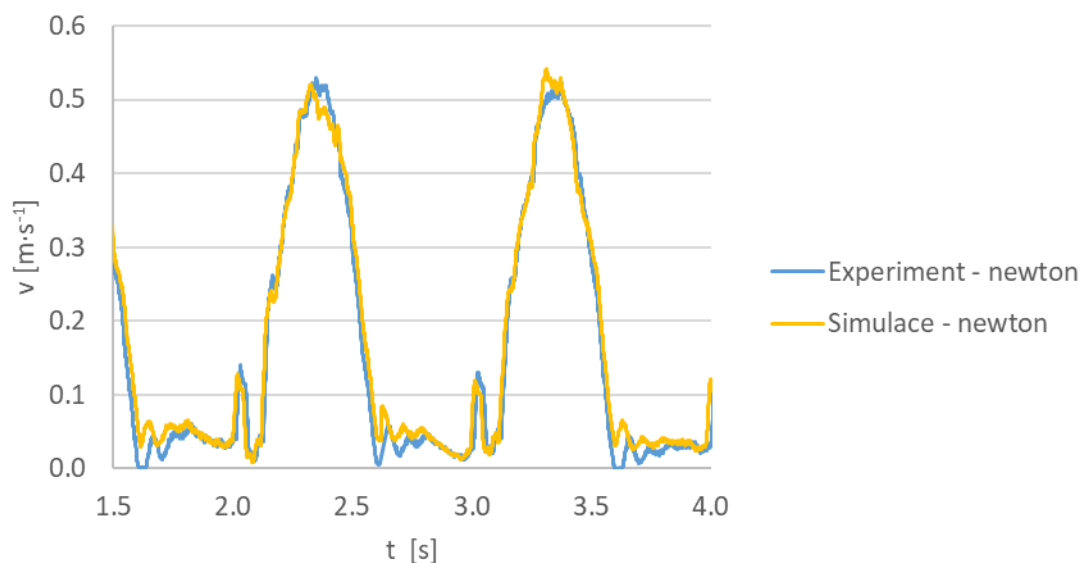
$$\tau = A + B \cdot \dot{\gamma}^n$$

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 ($0,7812$).



Obr. 51: Závislost viskozity na smykové rychlosti u použitých kapalin

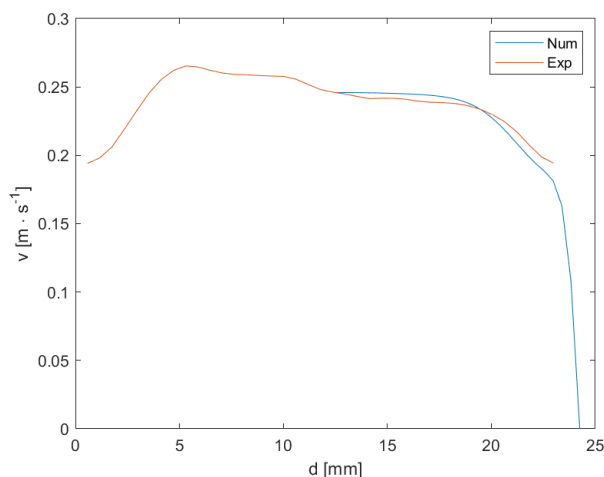
Porovnání rychlostí ve středu pro newtonskou kapalinu je zobrazeno na Obr. 52. Průběhy si dobře odpovídají. Větší rozdíly jsou patrné pouze v oblastech s nízkými rychlostmi (fáze sání čerpadla). Rychlostní profily v průběhu jedné periody s časovým rozestupem $0,1 \text{ s}$ jsou zobrazeny na Obr. 53 - Obr. 62. Z porovnání je patrné, že výpočet poměrně věrohodně popisuje stav proudění uvnitř skleněné trubice.



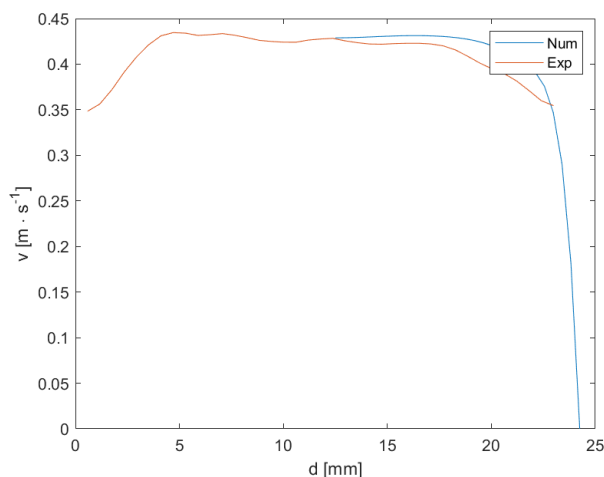
Obr. 52: Průběhy hodnot rychlostí v ose trubice (v polovině trubice)

Porovnání rychlostí ve středu pro nenewtonskou kapalinu je zobrazeno na Obr. 63. Průběhy si jako v případě newtonské kapaliny odpovídají. Významnější rozdíly jsou patrné pouze v oblastech s nízkými rychlostmi (fáze sání čerpadla). Rychlostní profily v průběhu jedné periody jsou zobrazeny na Obr. 64 - Obr. 73. Z porovnání je zřejmé, že výpočet poměrně věrohodně popisuje i stav proudění nenewtonské kapaliny uvnitř skleněné trubice. K jednomu z rozhodujících faktorů při řešení hemodynamiky patří smykové napětí. Z podobných průběhů rychlostních profilů lze usuzovat, že smykové napětí v kapalině bude pro oba modely podobné. Průběhy smykového napětí na stěně skleněné trubice jsou zobrazeny na Obr. 74. Smykové napětí bylo vyhodnoceno uprostřed délky trubice jako průměrná hodnota z plochy, která měla v axiálním směru 1 cm a v obvodovém směru celou délku stěny (čtvrtina trubice). Z výsledků je patrné, že pro daný typ proudění nemá nenewtonský model kapaliny významný vliv na velikost smykového napětí na stěně.

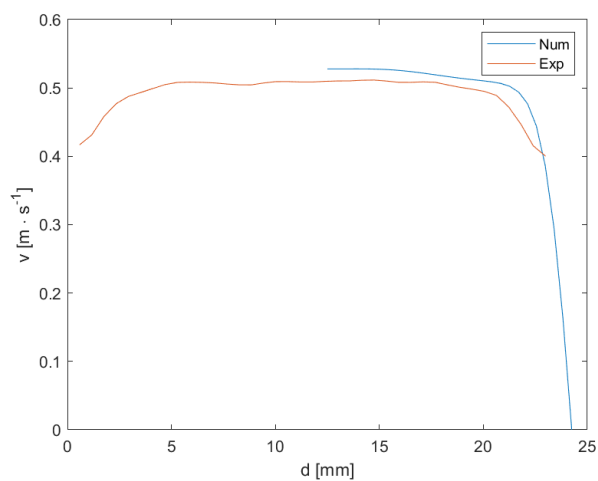
Obr. 53-Obr. 62: Rychlostní profily v rovině “xy” pro časový rozsah 0,9 s snímané s odstupem 0,1 s



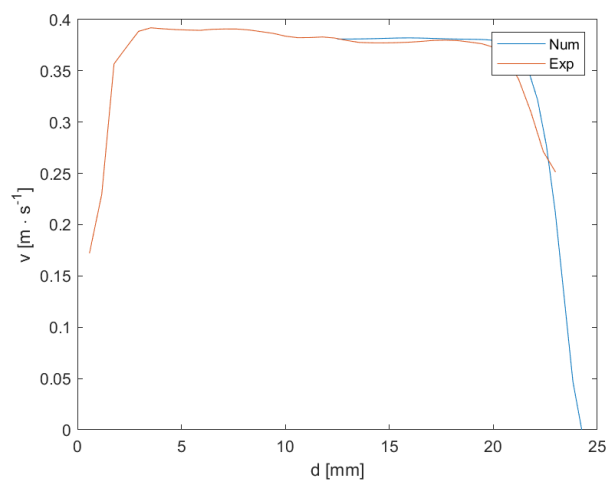
Obr. 53: Profily v čase 2.2 s



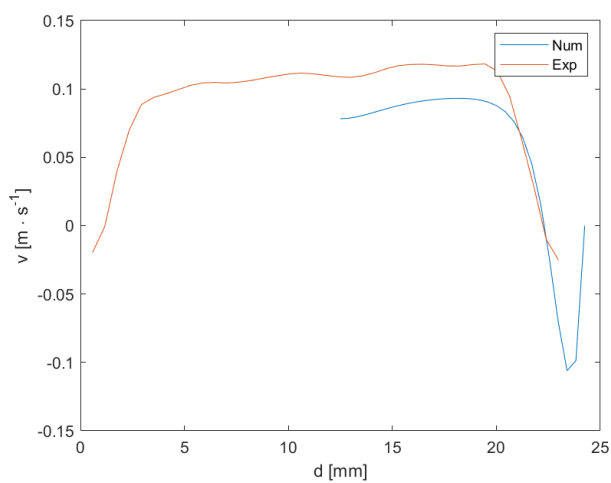
Obr. 54: Profily v čase 2.3 s



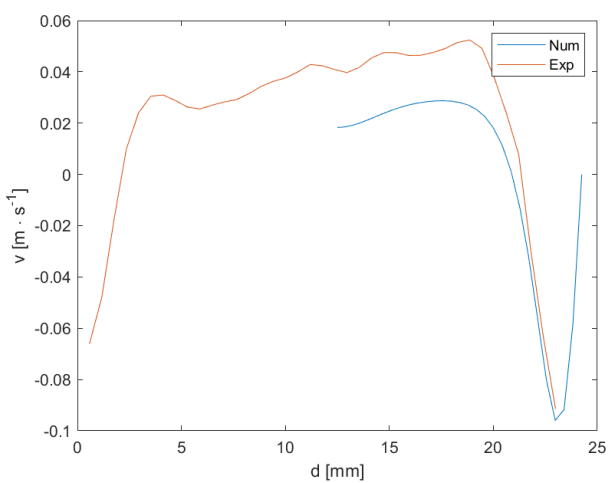
Obr. 55: Profily v čase 2.4 s



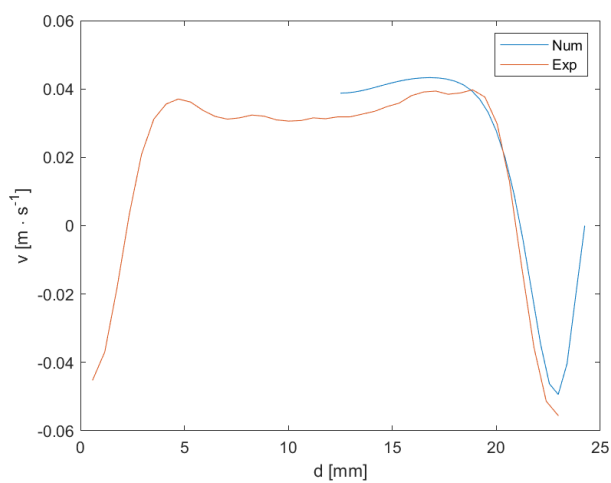
Obr. 56: Profily v čase 2.5 s



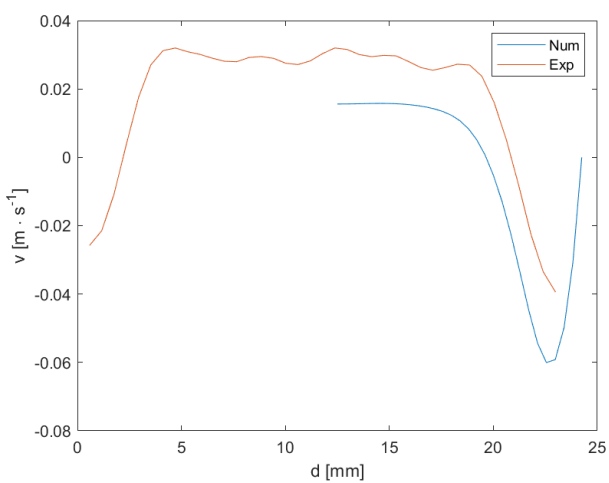
Obr. 57: Profily v čase 2.6 s



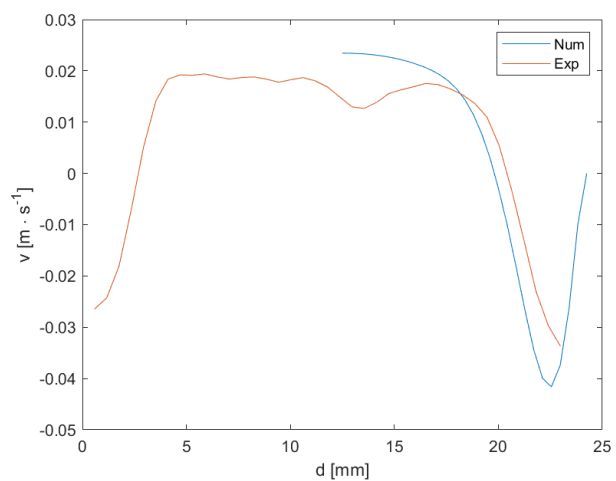
Obr. 58: Profily v čase 2.7 s



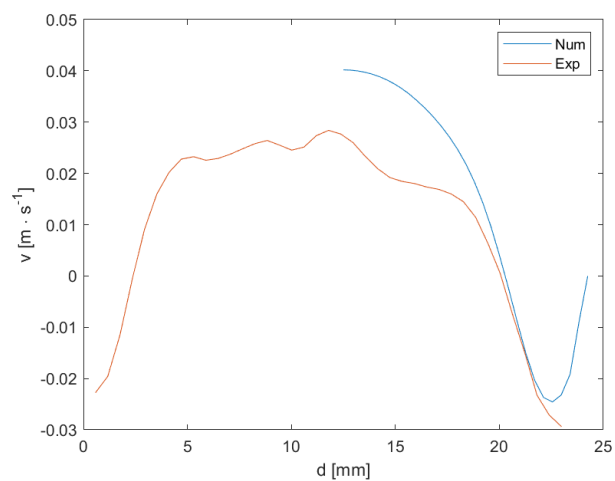
Obr. 59: Profily v čase 2.8 s



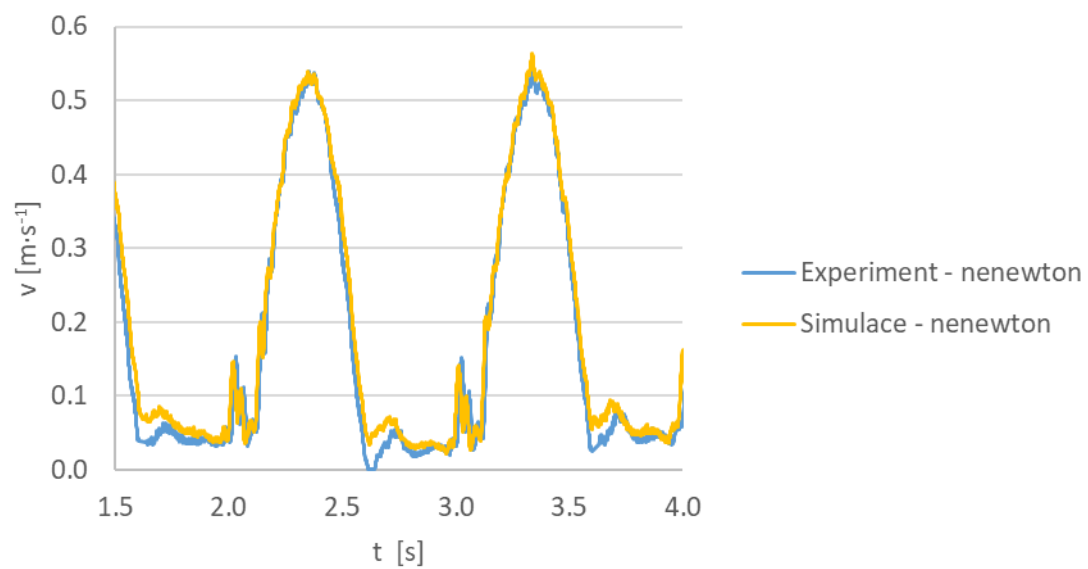
Obr. 60: Profily v čase 2.9 s



Obr. 61: Profily v čase 3.0 s

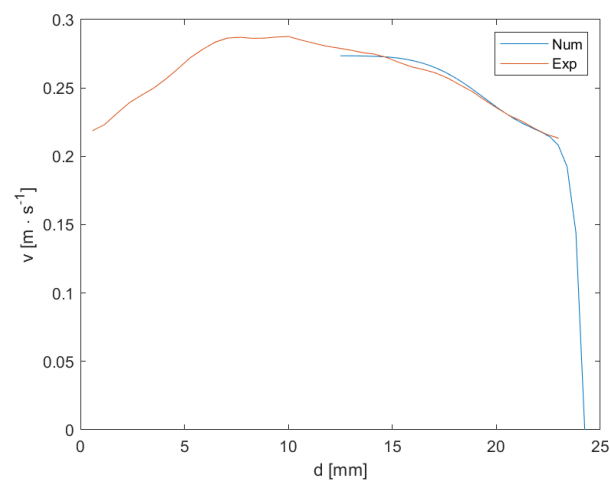


Obr. 62: Profily v čase 3.1 s

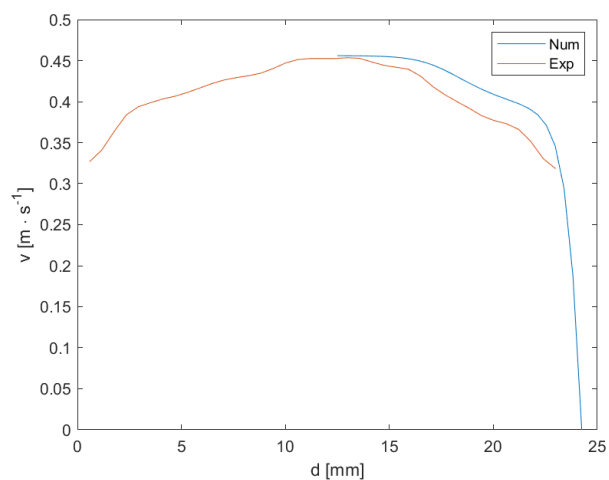


Obr. 63: Průběhy rychlostí ve středu trubice

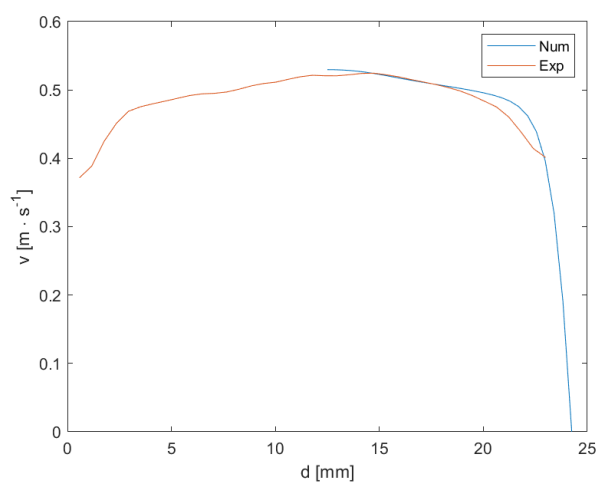
Obr. 64-Obr. 73: Rychlostní profily v rovině “xy” pro časový rozsah 0,9 s snímané s odstupem 0,1 s



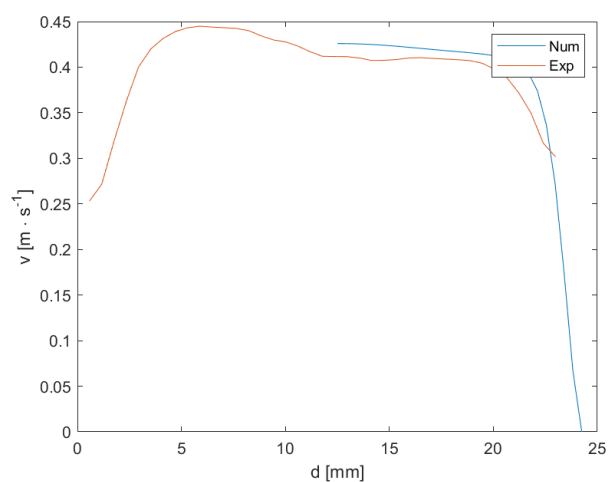
Obr. 64: Profily v čase 2.2 s



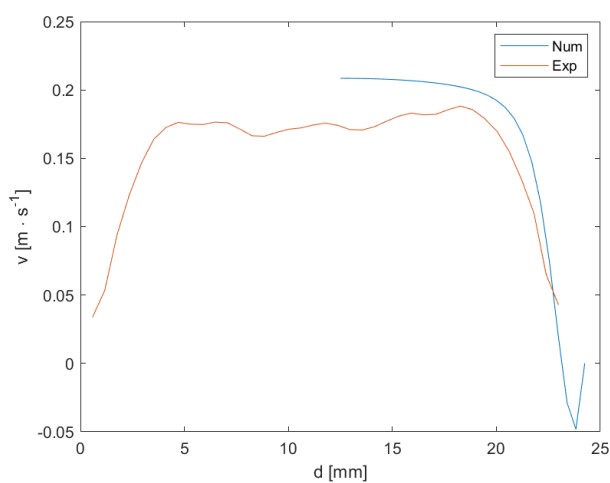
Obr. 65: Profily v čase 2.3 s



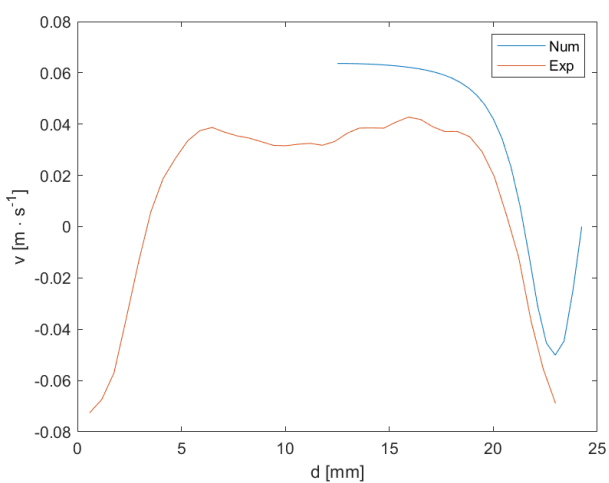
Obr. 66: Profily v čase 2.4 s



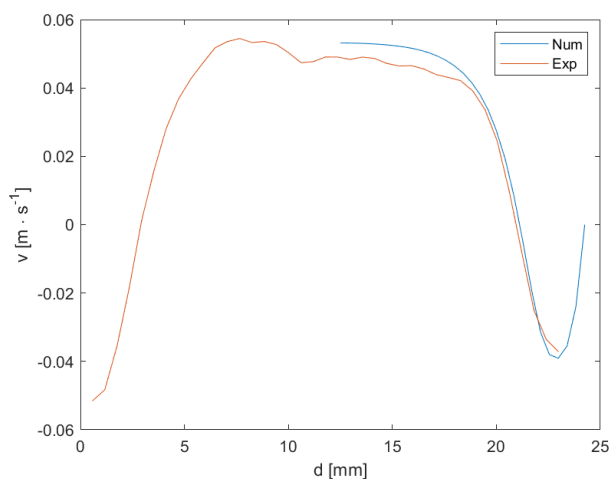
Obr. 67: Profily v čase 2.5 s



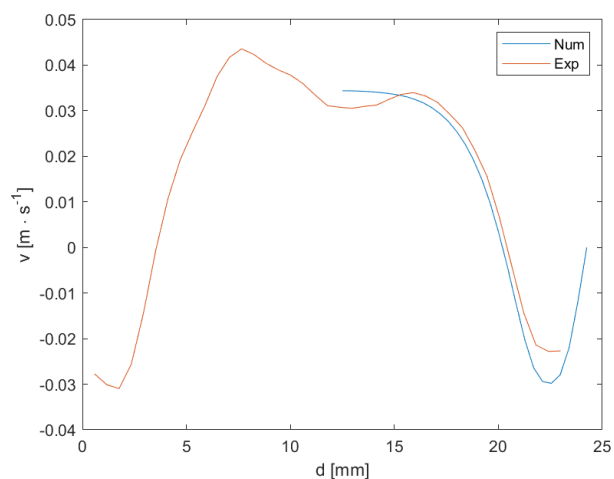
Obr. 68: Profily v čase 2.6 s



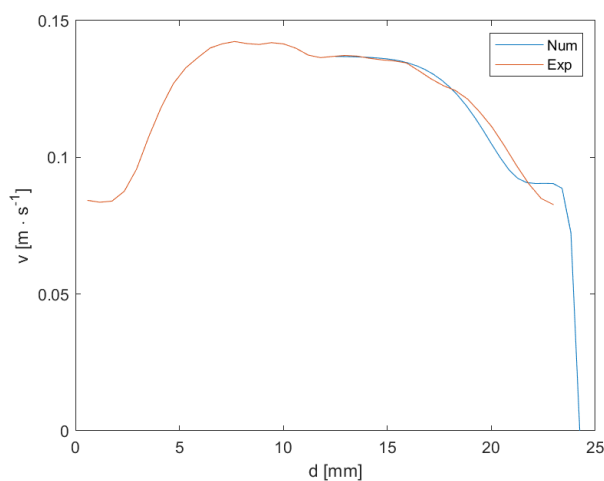
Obr. 69: Profily v čase 2.7 s



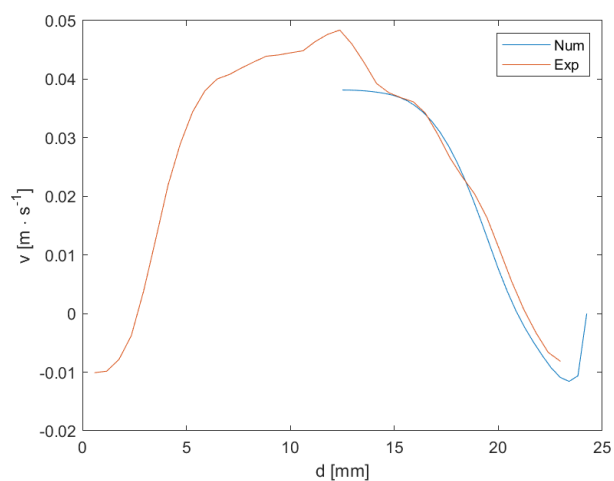
Obr. 70: Profily v čase 2.8 s



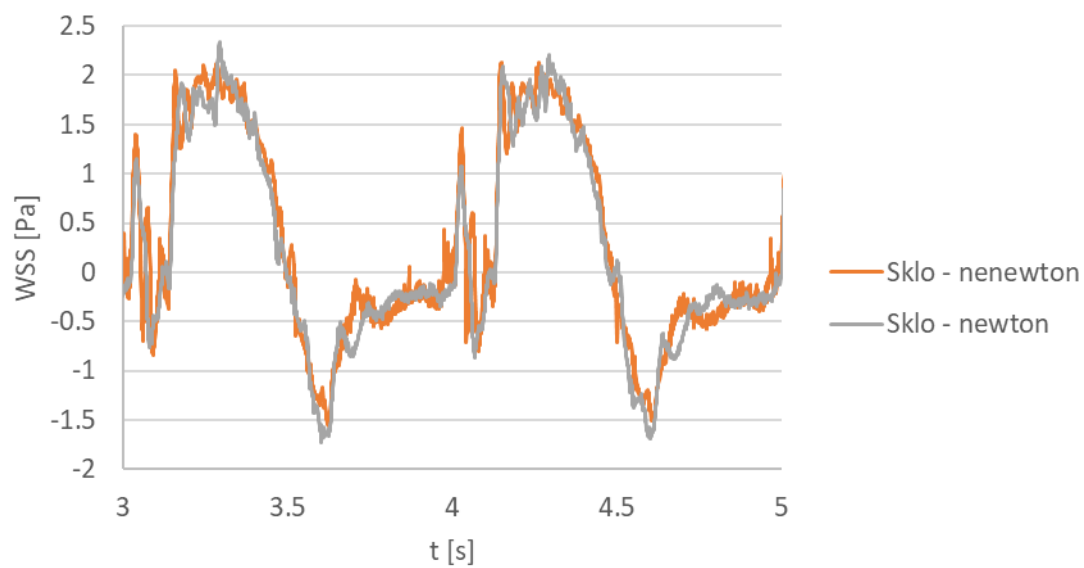
Obr. 71: Profily v čase 2.9 s



Obr. 72: Profily v čase 3.0 s



Obr. 73: Profily v čase 3.1 s



Obr. 74: Porovnání smykového napětí (Wall shear stress – pevná trubice) - výpočet

8. 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.). Data z tahových zkoušek a jejich proložení pomocí konstitutivních modelů jsou zobrazena na Obr. 115 - Obr. 120 v přílohách.

Z původně uvažovaného modelu Neo-Hook bylo ustoupeno, protože při vyšších deformacích tento model nedokázal popsat zpevňování materiálu. Dokonce se místo toho model choval více poddajněji. Proto byl nakonec použitý Arruda-Boyce model, který byl pro popis této problematiky přesnější. Změřené materiálové vlastnosti pro PDMS hadici byly následující:

Tab. 4: Materiálové vlastnosti

Konstitutivní model	Modul pružnosti ve smyku [MPa]	Mezní protažení strukturních řetězců [-]	Parametr stlačitelnosti [Pa^{-1}]	Hustota [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$]
Neo-Hook	0,633	–	0	1210
Arruda-Boyce(1)	0,273	1,092	0	1210

Kvůli komplikacím při provedení experimentů byl velký časový posun mezi provedením tahových zkoušek a finálními měřeními PIV profilů. To mělo vliv na změnu vlastností materiálu (kvůli jeho stárnutí), a proto výsledné parametry byly upraveny (viz Tab. 5) pomocí čistě deformačně napěťových simulací ve strukturálním řešiči, aby velikosti napočítaných deformací odpovídaly deformacím změřeným při experimentu (viz Obr. 75). Vnitřní stěna trubice byla zatížena průměrnou hodnotou tlaku ze snímače na vstupu a výstupu v daný časový okamžik. Zbývající povrchy měly stejné vazby jako u FSI simulace (viz Obr. 70).

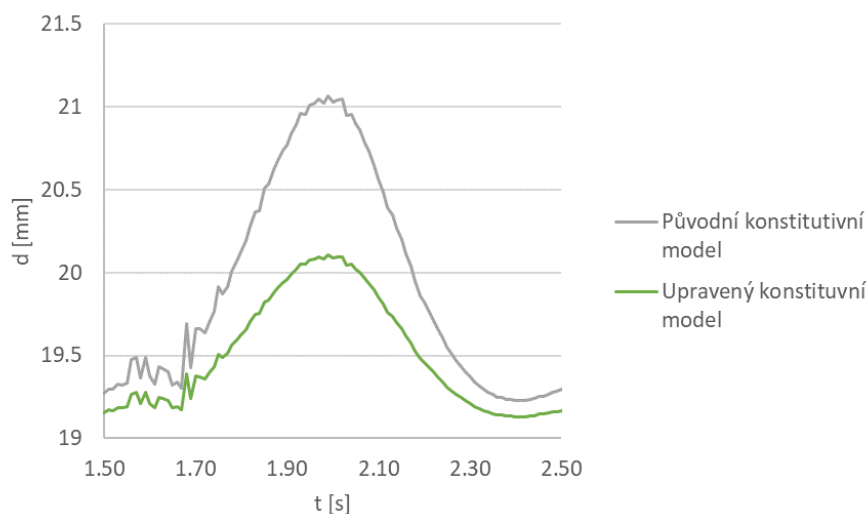
Tab. 5: Upravené materiálové vlastnosti

Konstitutivní model	Modul pružnosti ve smyku [MPa]	Mezní protažení strukturních řetězců [-]	Parametr stlačitelnosti [Pa^{-1}]	Hustota [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$]
Arruda-Boyce(2)	0,3	1	0	1210

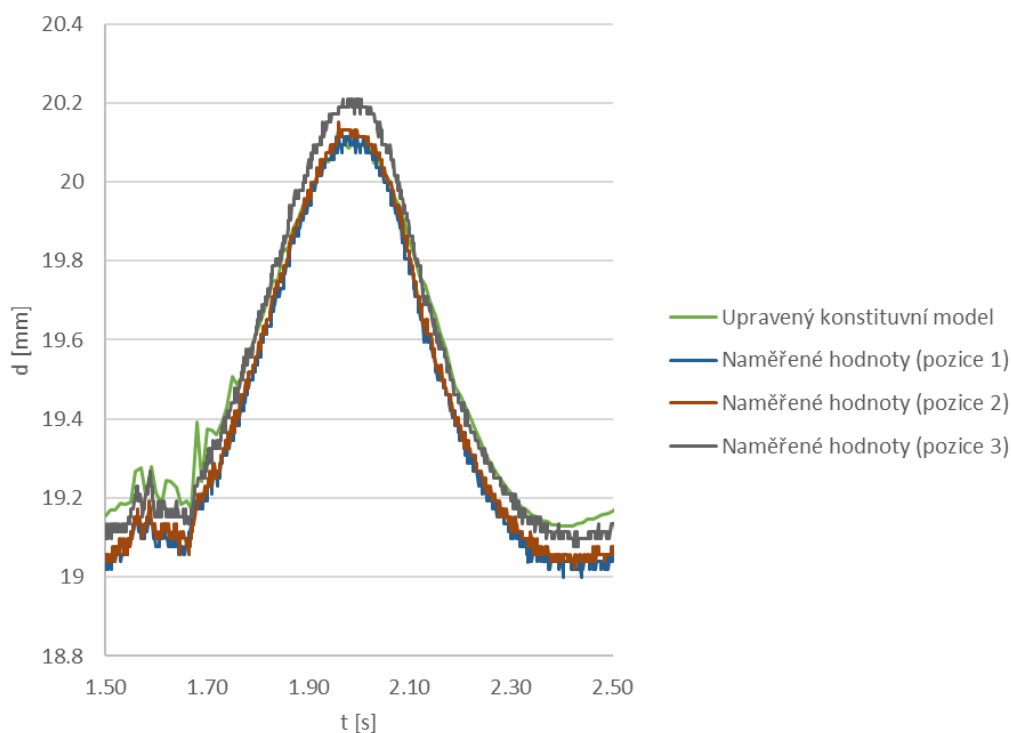
Na Obr. 76 je zobrazeno porovnání průběhu změny průměru pružné trubice pro upravený konstitutivní model a naměřené hodnoty. Z výsledků je zřejmé, že model popisuje chování materiálu dostatečně přesně. Vypočtené hodnoty deformací se pohybují v rozmezí naměřených hodnot.

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. 77). V jiných testovaných úlohách bylo v této 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.



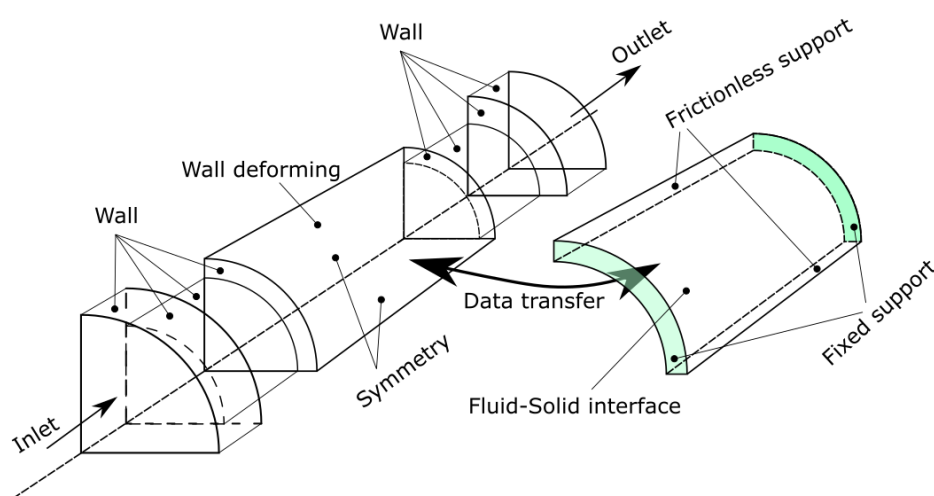
Obr. 75: Průběh velikosti průměru trubice v čase pro původní a upravený konstitutivní model (oba Arruda-Boyce)



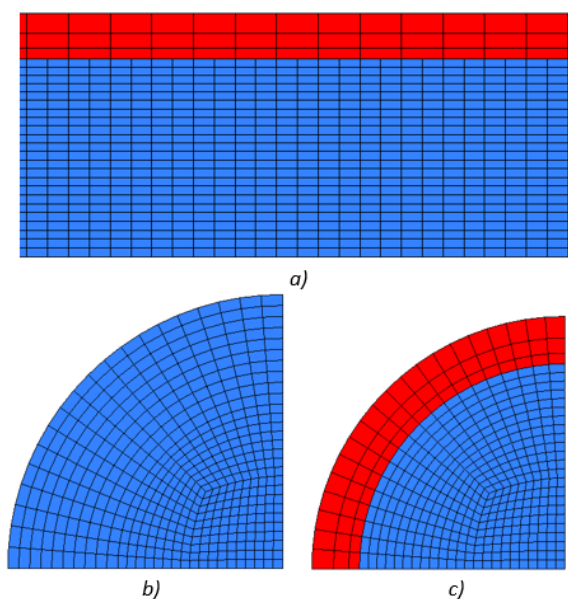
Obr. 76: Průběh velikosti průměru trubice v čase – upravený konstitutivní model vs. naměřené hodnoty

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, které by i při uvažování celého průřezu nebylo možné zahrnout do modelu. Rozměry geometrie jsou stejné jako u samostatných CFD simulací, ale vnitřní průměr studované oblasti byl 19 mm (v nezátíženém 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 (viz Obr. 121). Tento jev jsme si vysvětlili tak, že i při použití tlaků přímo z experimentu v simulaci chybí setrvačnost kapaliny, která byla u experimentu. Hmotu 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 (viz Obr. 78). 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.

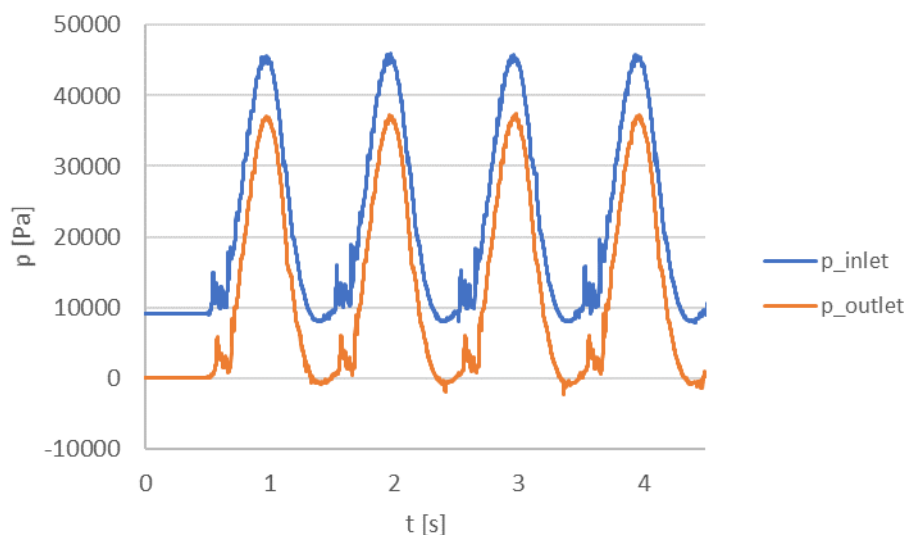


Obr. 77: Schéma geometrie kapalně a pevné fáze a okrajových podmínek

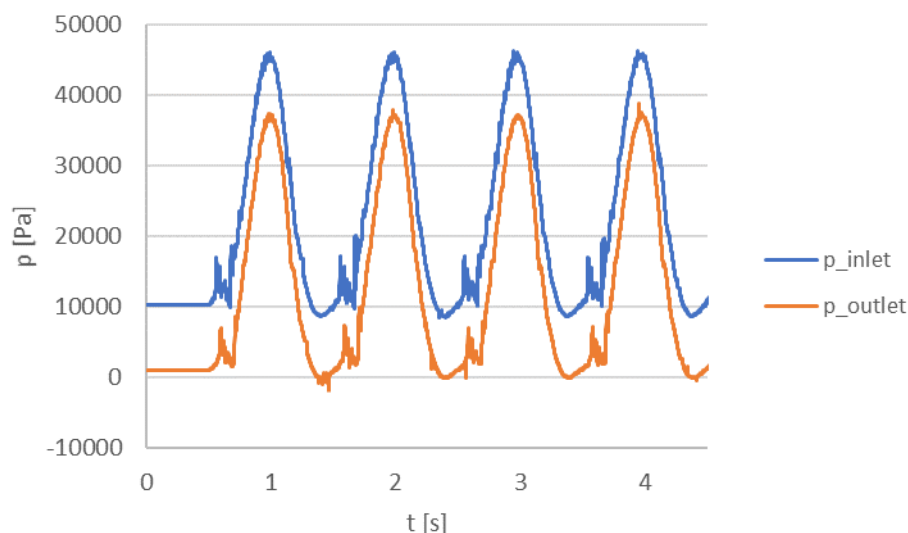


Obr. 78: Výpočetní síť pro FSI výpočet (červená - trubice, modrá - kapalina):
a) pohled z boku uprostřed délky trubice, b) síť na vtoku/výtoku z trubice, c) kolmý řez trubicí uprostřed její délky

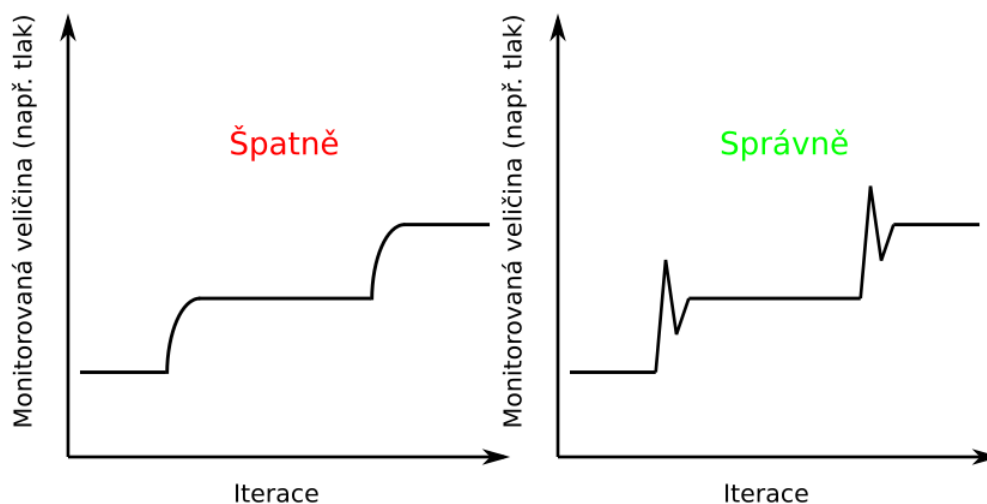
Většina nastavení pro výpočet fluidní domény byla stejná jako u simulací proudění v tuhé trubici. Na rozdíl od samostatných CFD výpočtů byla na vstupu použita tlaková okrajová podmínka (viz Obr. 79 a Obr. 80), protože u simulací proudění v poddajné trubici se časový průběh rychlosti po její délce mění. 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 jeví 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. 77) 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 kterého 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. Bohužel nastavení stabilizačního koeficientu nelze předem určit na základě nějakého vztahu. Tento koeficient musí být laděn pro každý druh simulace zvlášť. Přitom na jeho nastavení závisí konvergence a přesnost úlohy. Pokud jeho hodnota bude příliš nízká, tak úloha se stane nestabilní a výpočet se ukončí kvůli vzniklým chybám. V případě, že koeficient bude mít vysokou hodnotu, tak úloha sice bude stabilní, ale výsledky budou zkreslené, protože budou utlumené. Koeficient musí být nastavený tak, aby průběhy monitorované veličiny vypadaly jako na Obr. 81. Nastavení strukturálního řešiče zůstalo v základním provedení beze změn.



Obr. 79: OP pro newtonskou kapalinu (relativní tlaky)



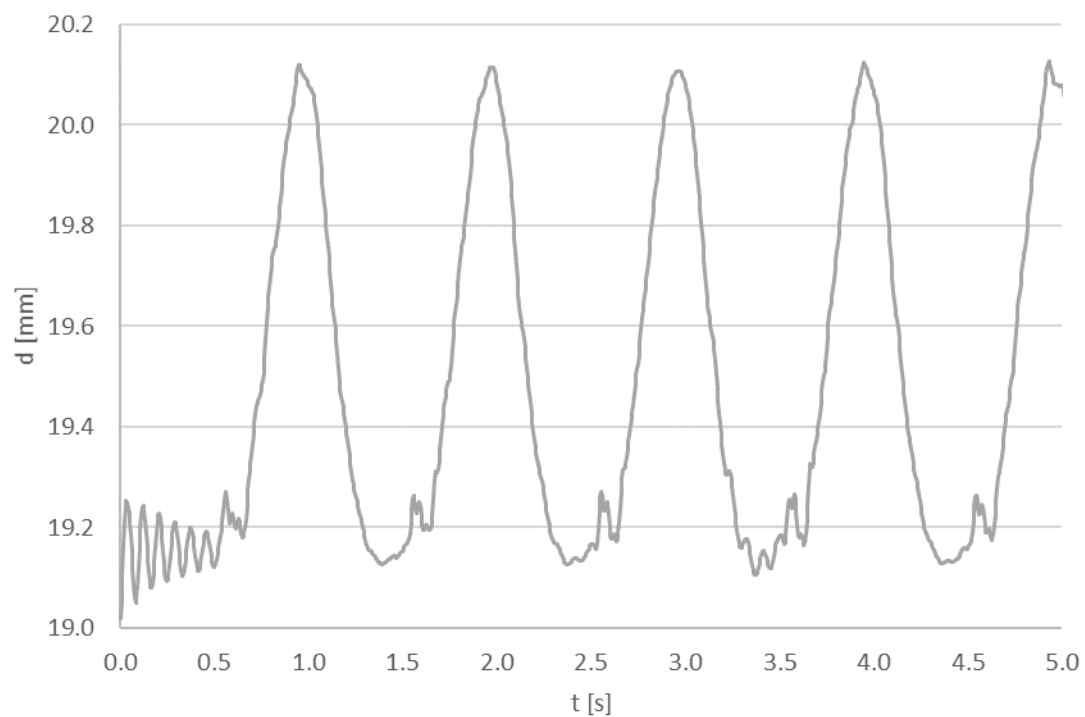
Obr. 80: OP pro nenewtonskou kapalinu (relativní tlaky)



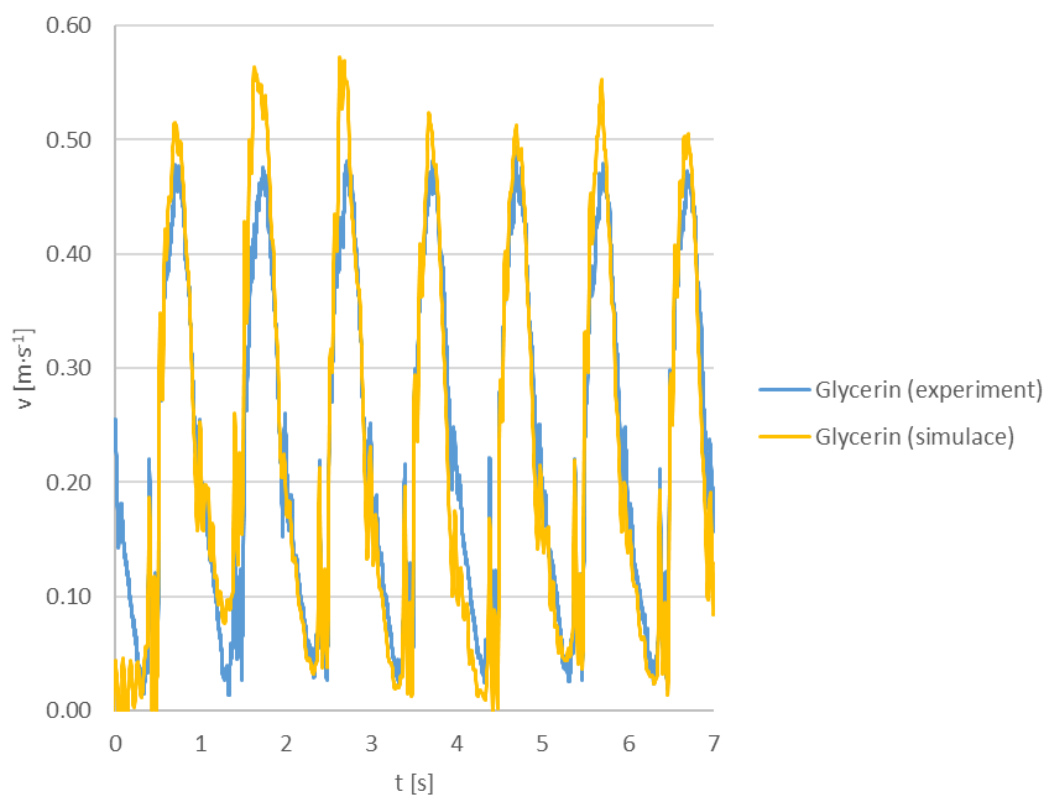
Obr. 81: Nastavení stabilizačního koeficientu

Jak už bylo dříve zmíněno, provedení FSI výpočtu je na přesnost výsledků s experimentem mnohem náročnější, než jak je to v případě CFD výpočtu. Velikost vnitřního průměru pružné trubice uprostřed její délky je zobrazena na Obr. 82. Z výsledků je patrné, že dobře odpovídají experimentálnímu měření. To není překvapivé, protože do výpočtu byly nastavené takové hodnoty materiálových parametrů, aby byl průběh deformací ve výpočtu co nejvíce podobný experimentálně změřeným datům. Porovnání velikostí rychlostí ve středu trubice z dat získaných z experimentu s daty z FSI simulace je na Obr. 83. 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. Detail porovnání je zachycený na Obr. 84, na kterém jsou patrné odchylky simulace oproti experimentu, ale zároveň je vidět, že simulace dobře podchycuje reálnou dynamiku děje.

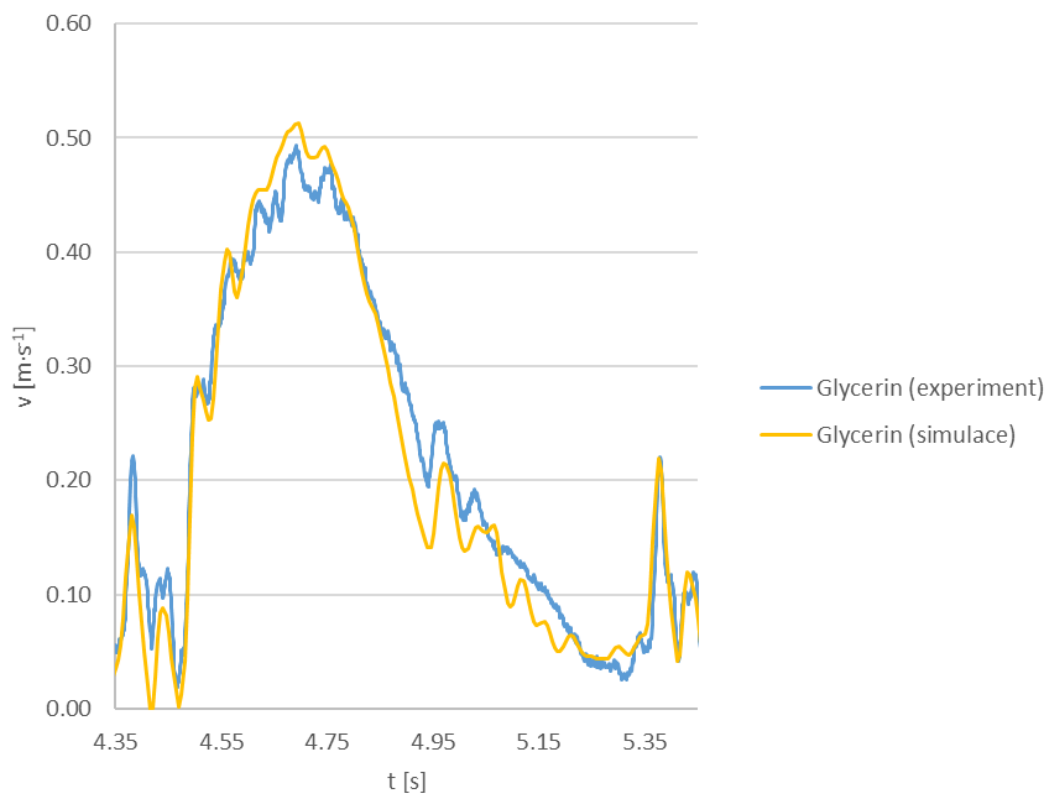
Porovnání rychlostních profilů získaných pomocí PIV měření s daty napočítaných simulací jsou vykresleny na Obr. 85 - Obr. 94. Zde napočítané profily už nesedí tak přesně jako u CFD výpočtu. Tento jev je dán zejména větší odchylkou u samotného průběhu rychlostí (oproti CFD simulaci). Nicméně tvarem a trendem dobře popisují proudění.



Obr. 82: Velikost průměru trubice v čase (FSI výpočet)

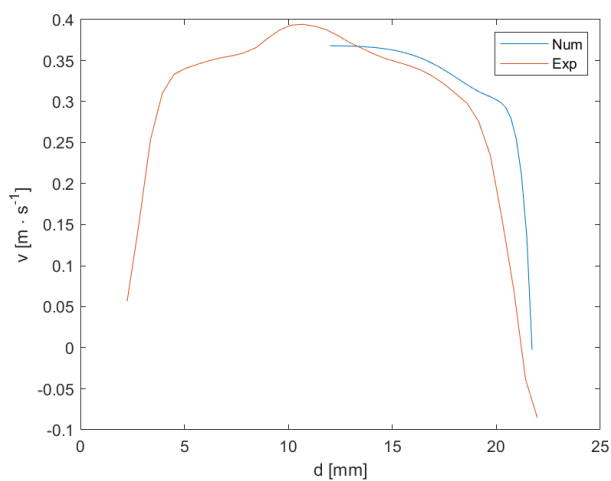


Obr. 83: Hodnoty rychlostí ve středu poddajné trubice (glycerin)

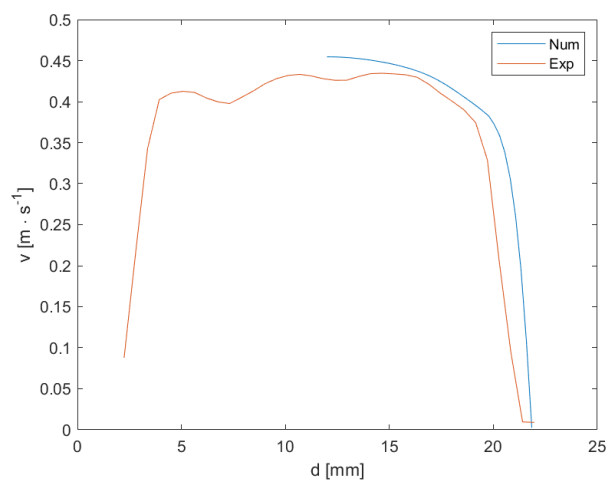


Obr. 84: Detail porovnání rychlostní ve středu poddajné trubice (glycerin)

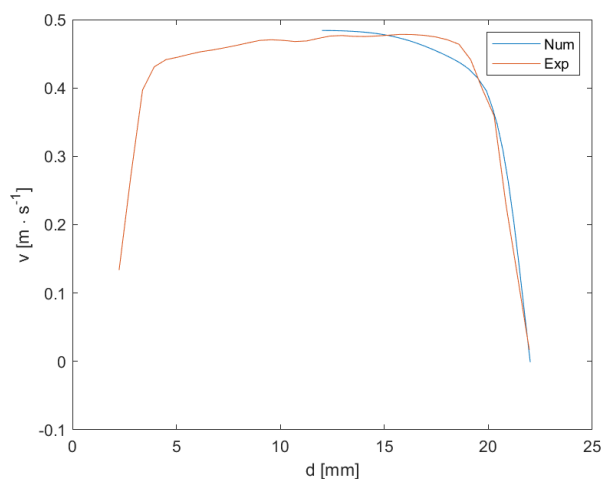
Obr. 85-Obr. 94: Rychlostní profily v rovině “xy” pro časový rozsah 0,9 s snímané s odstupem 0,1 s



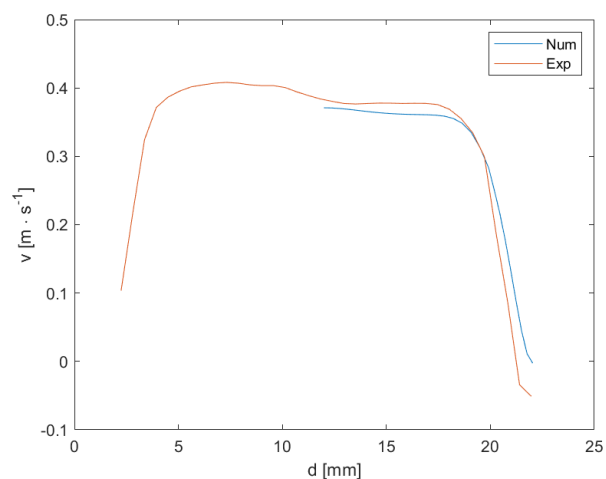
Obr. 85: Profily v čase 4.55 s (FSI - glycerin)



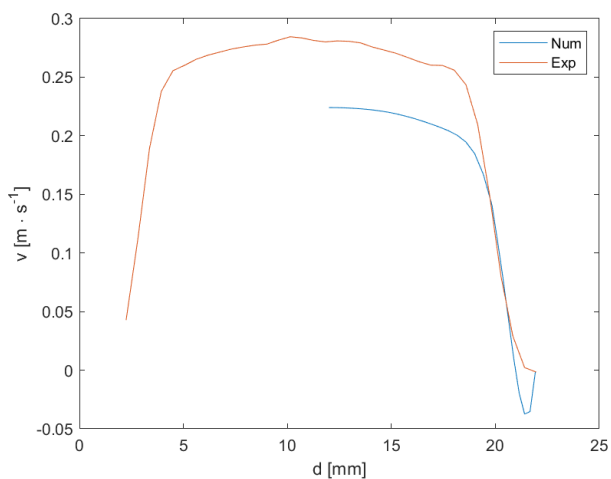
Obr. 86: Profily v čase 4.65 s (FSI - glycerin)



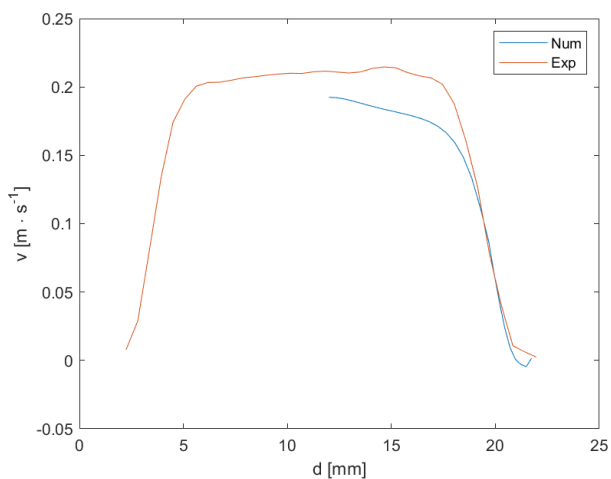
Obr. 87: Profily v čase 4.75 s (FSI - glycerin)



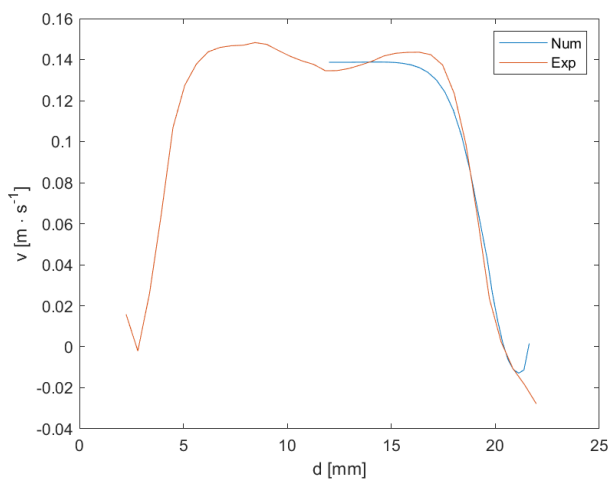
Obr. 88: Profily v čase 4.85 s (FSI - glycerin)



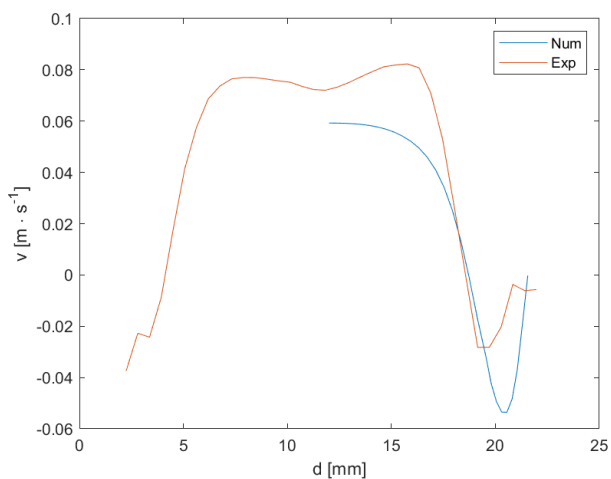
Obr. 89: Profily v čase 4.95 s (FSI - glycerin)



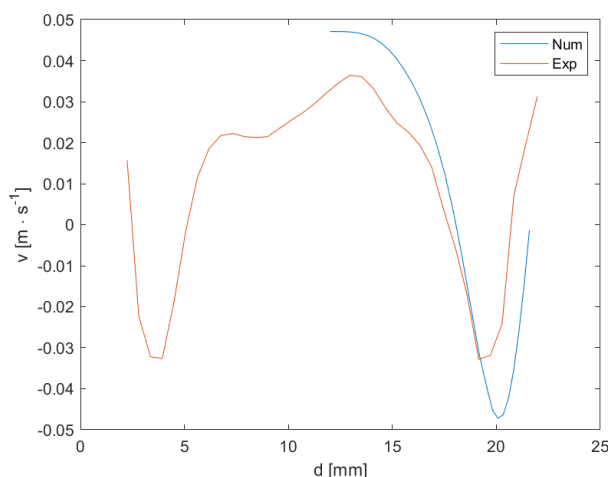
Obr. 90: Profily v čase 5.05 s (FSI - glycerin)



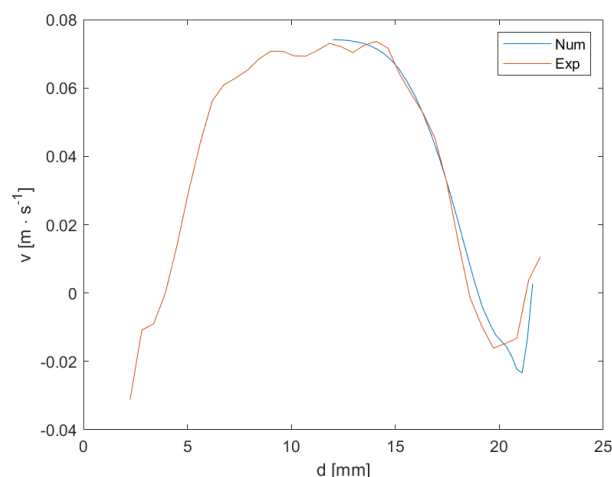
Obr. 91: Profily v čase 5.15 s (FSI - glycerin)



Obr. 92: Profily v čase 5.25 s (FSI - glycerin)

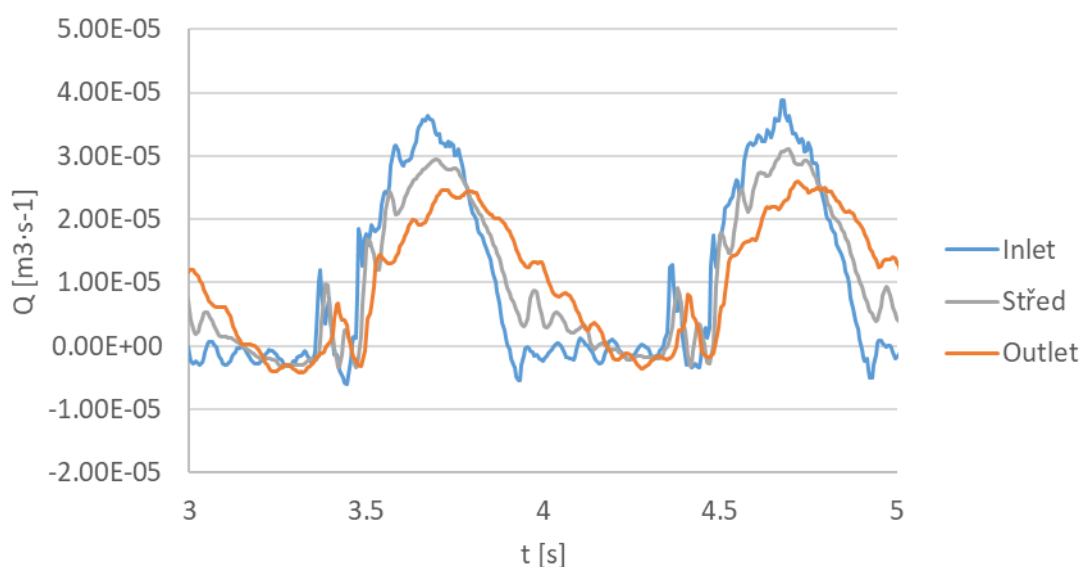


Obr. 93: Profily v čase 5.35 s (FSI - glycerin)



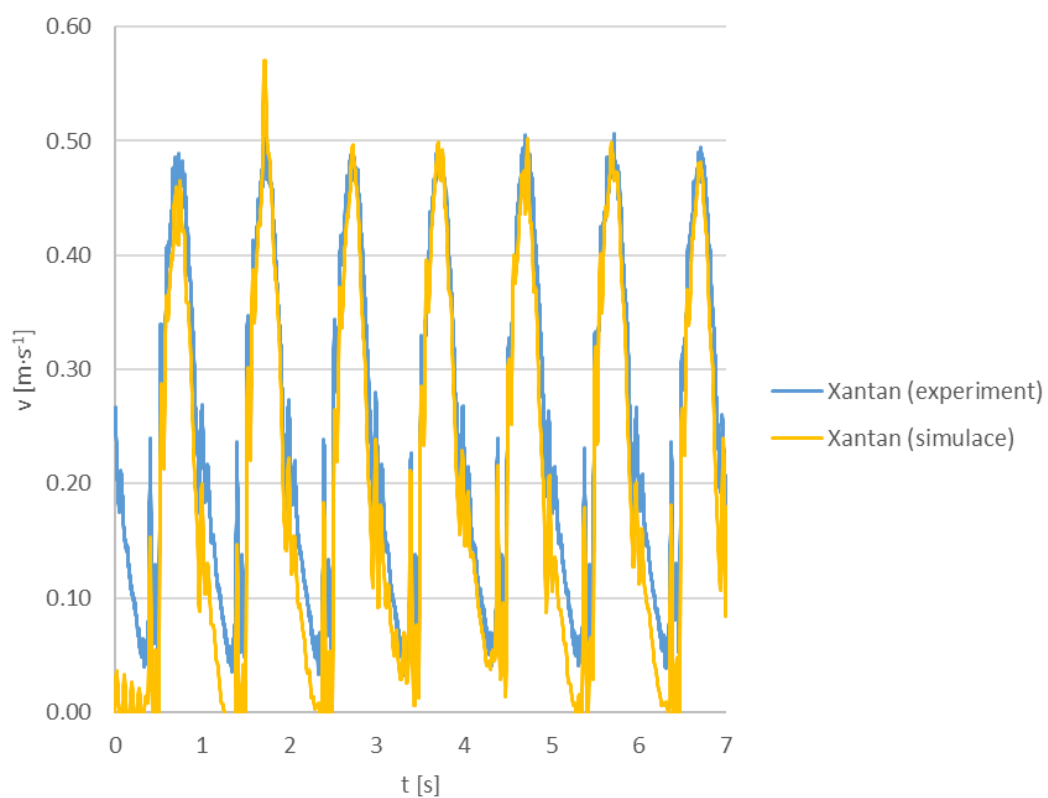
Obr. 94: Profily v čase 5.45 s (FSI - glycerin)

Aktuální velikost rychlosti/průtoku je u pulzujícího proudění v poddajné trubici silně závislá nejenom na čase, ale i na místě, kde se daná veličina měří. Vypočítané hodnoty objemových průtoků pro tři rozdílná místa (vstup, střed a výstup) v doméně jsou zobrazeny na Obr. 95. Průtoky na vstupu mají podobný tvar a charakter jako průtoky u skleněné trubice. Rychlosti v průběhu výtlačné fáze práce 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 zrovnoměrnění 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.

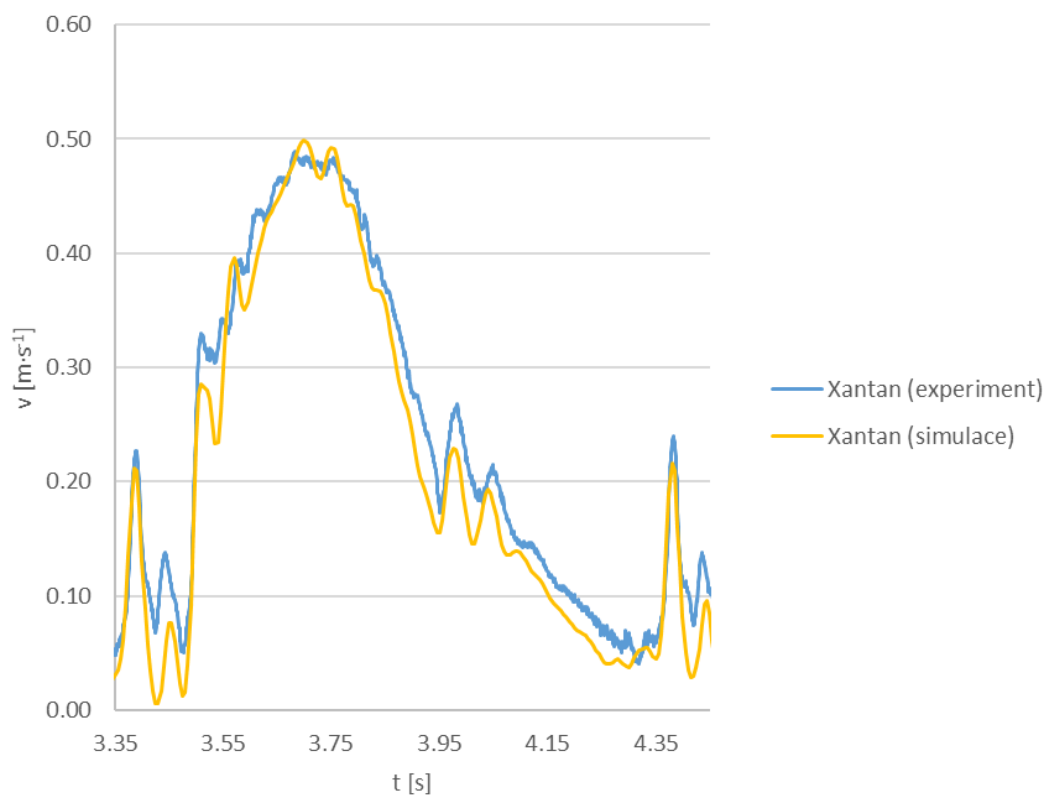


Obr. 95: Objemové průtoky poddajnou trubicí (glycerin) - výpočet

Porovnání velikostí rychlostí ve středu pružné trubice mezi daty získanými pomocí experimentálního měření a daty vypočítanými pomocí FSI simulace je vidět na Obr. 96. Na první pohled je zřejmé, že tyto výpočty více odpovídají experimentu než v případě glycerinu (Obr. 83). Toto mohlo být způsobeno právě jiným modelem pro viskózní (reologické) chování kapaliny. Detail průběhů rychlostí pro jednu periodu je zobrazený na Obr. 97.



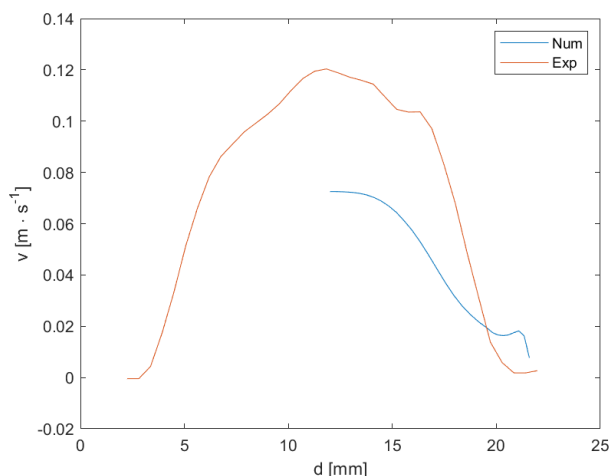
Obr. 96: Průběhy hodnot rychlostí ve středu poddajné trubice (xantan)



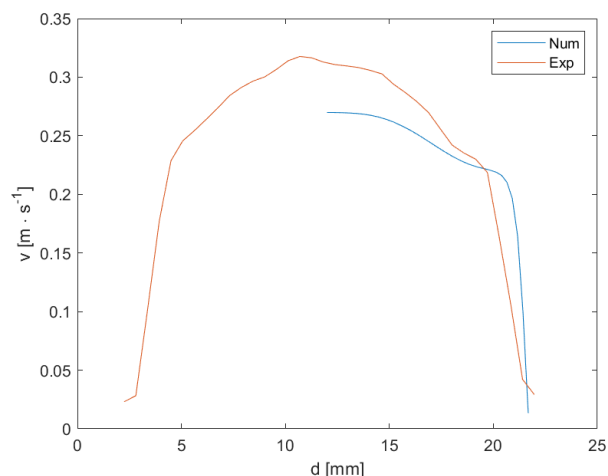
Obr. 97: Detail porovnání hodnot rychlostí ve středu poddajné trubice (xantan)

Porovnání rychlostních profilů získaných pomocí PIV měření s daty napočítanými simulací jsou vykresleny na Obr. 98 - Obr. 107. Zde napočítané profily rovněž nepopisují charakter proudění tak přesně jako u CFD výpočtu. Opět je tento jev dán zejména větší odchylkou u samotného průběhu rychlostí (oproti CFD simulaci). Nicméně tvarem a trendem dobře popisují proudění.

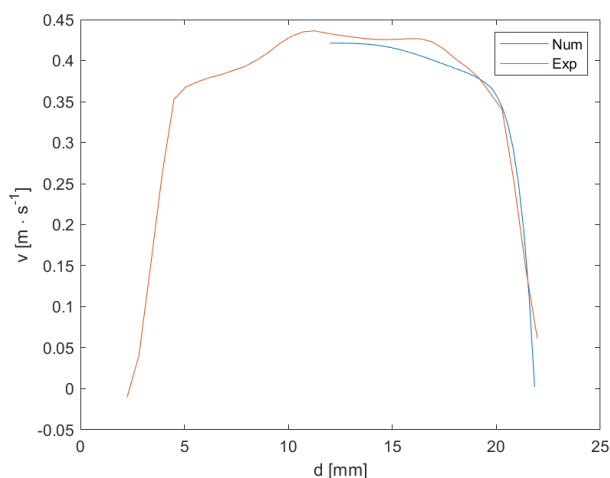
Obr. 98-Obr. 107: Rychlostní profily v rovině “xy” pro časový rozsah 0,9 s s snímané s odstupem 0,1 s



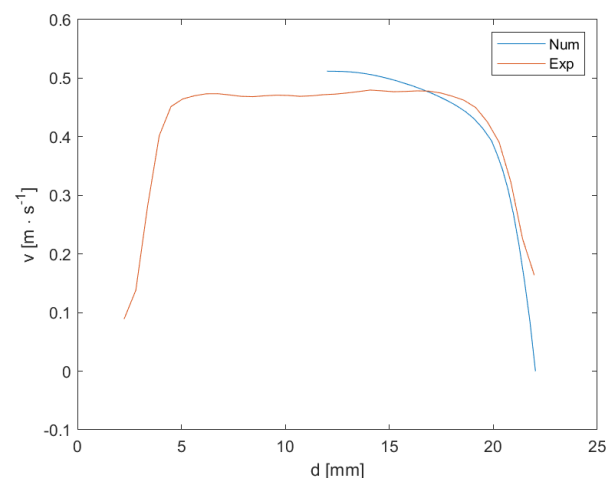
Obr. 98: Profily v čase 3.45 s (FSI - xantan)



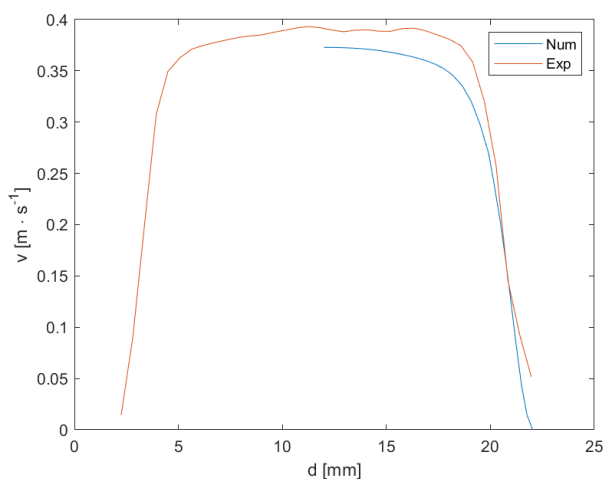
Obr. 99: Profily v čase 3.55 s (FSI - xantan)



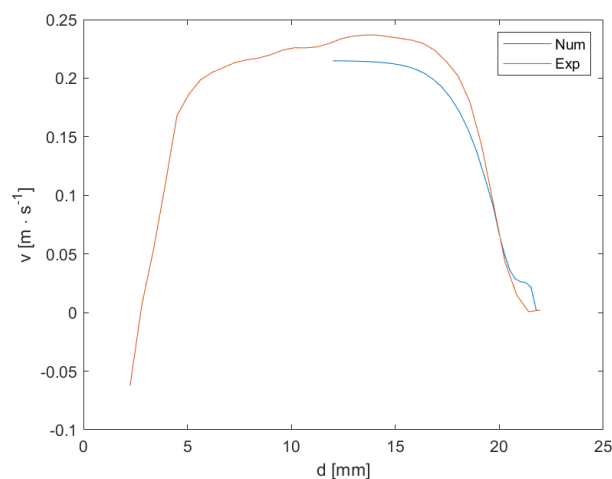
Obr. 100: Profily v čase 3.65 s (FSI - xantan)



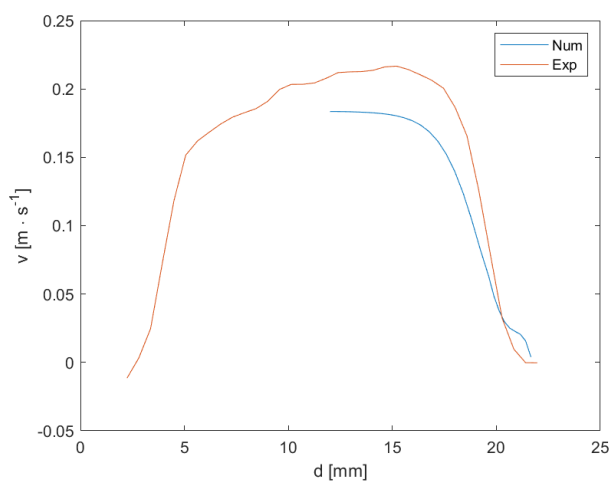
Obr. 101: Profily v čase 3.75 s (FSI - xantan)



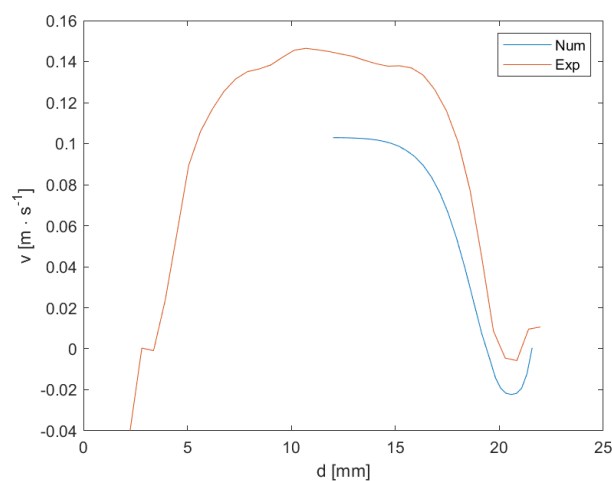
Obr. 102: Profily v čase 3.85 s (FSI - xantan)



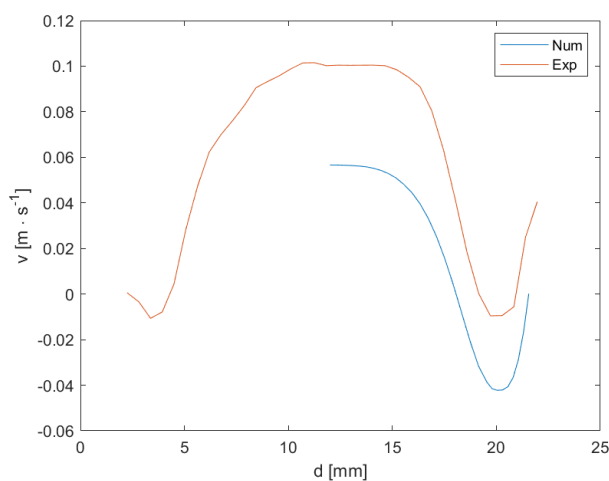
Obr. 103: Profily v čase 3.95 s (FSI - xantan)



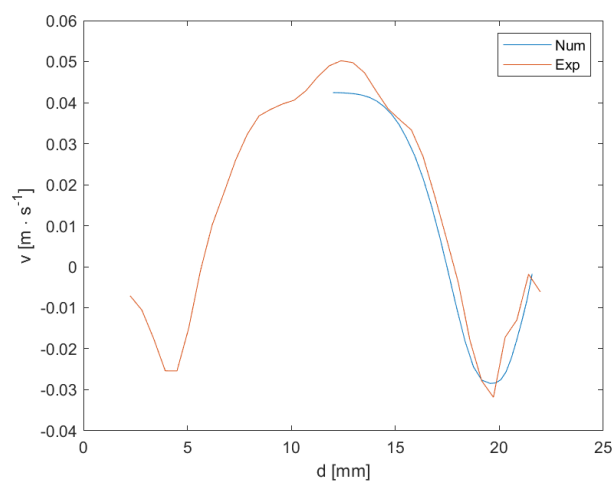
Obr. 104: Profily v čase 4.05 s (FSI - xantan)



Obr. 105: Profily v čase 4.15 s (FSI - xantan)



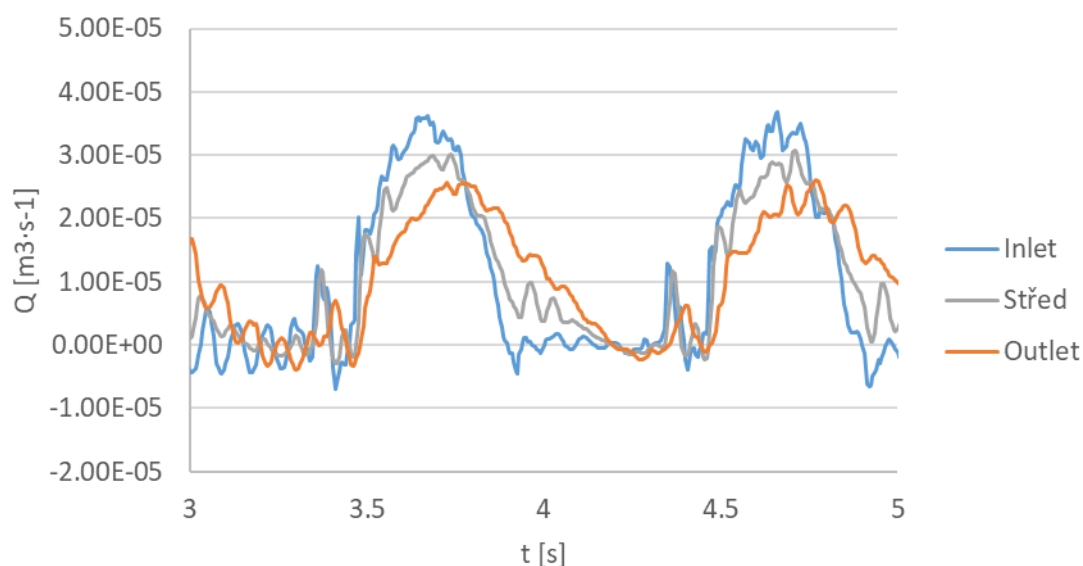
Obr. 106: Profily v čase 4.25 s (FSI - xantan)



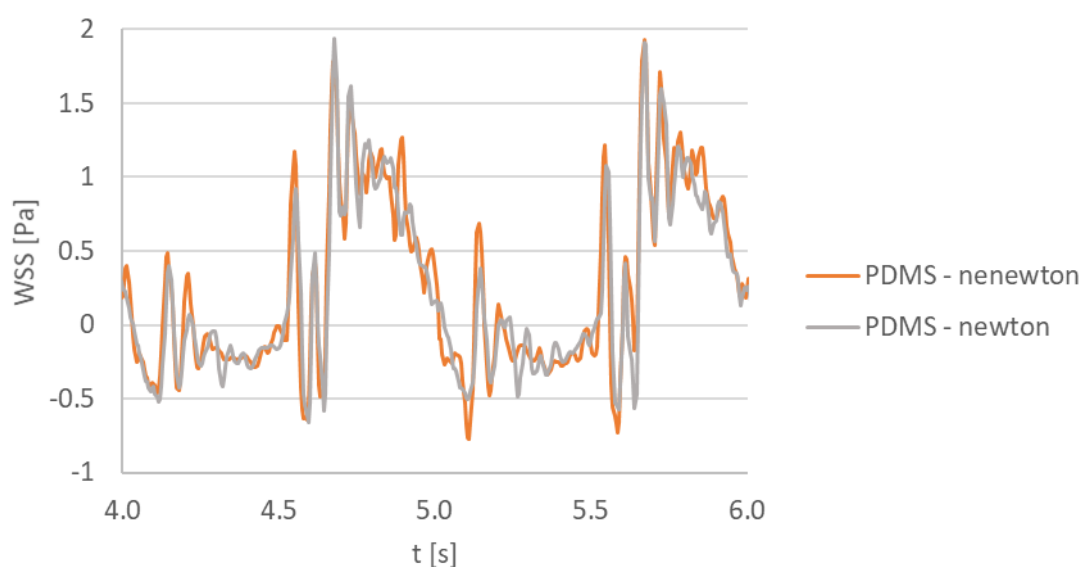
Obr. 107: Profily v čase 4.35 s (FSI - xantan)

Pro nenewtonskou 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. 108. Z výsledků je patrné, že tvary průběhů průtoků v čase jsou podobné jako u newtonské kapaliny, což znamená, že primární vliv na proudění má poddajnost trubice.

Na Obr. 109 jsou vykresleny průběhy smykového napětí na stěně pružné hadice pro oba dva typy kapaliny. Smykové napětí bylo vyhodnoceno na stejné pozici jako u výpočtů pro tuhou trubici. Stejně jako tomu bylo v případě pevné trubice, lze vidět, že rozdílné modely kapalin nemají významný vliv na velikost smykového napětí. Porovnání rychlostních profilů pro oba modely kapaliny z FSI simulací postrádá většího významu, protože při simulacích dochází k větším odchylkám od experimentu. Proto profily nejde mezi sebou porovnávat a vyvozovat z toho větší závěry (viz Přílohy Obr. 122 - Obr. 131).



Obr. 108: Objemové průtoky poddajnou trubicí (xantan) - výpočet

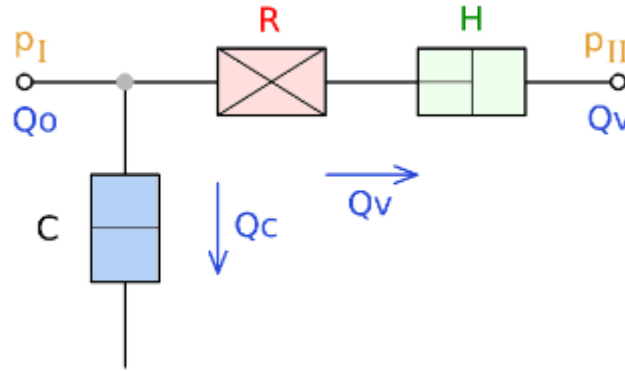


Obr. 109: Porovnání smykového napětí (Wall shear stress – pružná trubice) - výpočet

9. 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) [48]. 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. 110).



Obr. 110: Schéma modelu

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

$$p_I - p_{II} = RQ_v^n + H \frac{dQ_v}{dt} \quad (15)$$

$$Q_0 = Q_v + Q_c \quad (16)$$

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

$$R = \lambda \frac{l}{d} \rho v^2, \quad (17)$$

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:

$$\lambda = \frac{64}{Re}, \quad (18)$$

Odpor proti zrychlení:

$$H = \frac{m}{S^2} = \frac{4l\rho}{\pi d^2} \quad (19)$$

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 [49]:

$$p = 2(\lambda_{r2}^2 - \lambda_{r1}^2)C_1 \sum_{i=1}^5 i \alpha_i \beta^{i-1} I_1^{1,2i-1}, \quad (20)$$

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:

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

$$\beta = \frac{1}{\lambda_i^2}, \quad (21)$$

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 ploměr trubice. Při uvažování nulové deformace v axiálním směru trubice má invariant následující tvar:

$$I_1^1 = \lambda_{t1}^2 + \frac{1}{\lambda_{t1}^2} + 1 = \frac{r_1^2}{r_{10}^2} + \frac{r_{10}^2}{r_1^2} + 1, \quad (22)$$

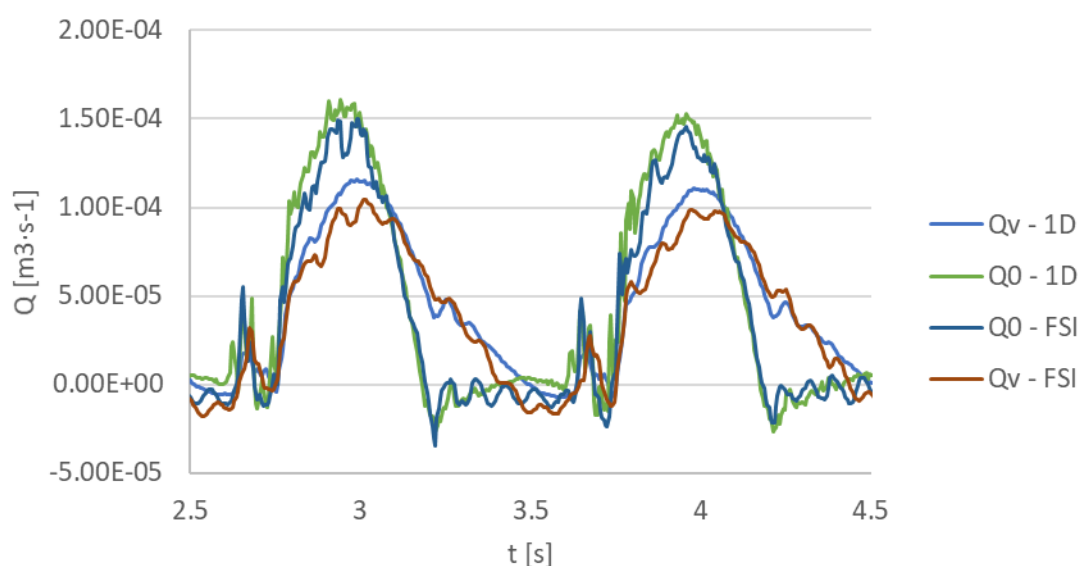
$$I_1^2 = \lambda_{t2}^2 + \frac{1}{\lambda_{t2}^2} + 1 = \frac{r_2^2}{r_{20}^2} + \frac{r_{20}^2}{r_2^2} + 1, \quad (23)$$

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:

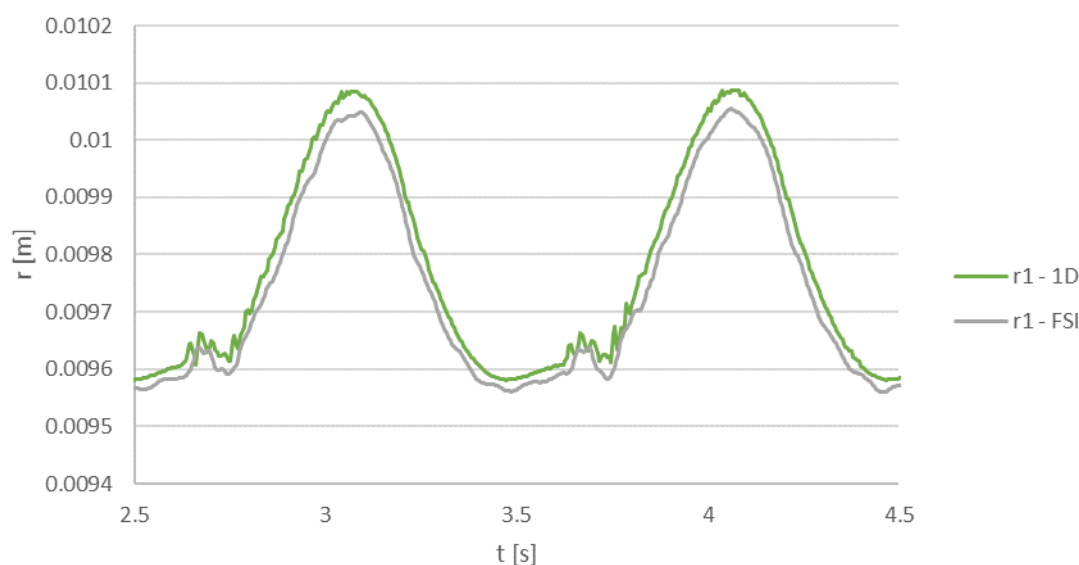
$$Q_C = \frac{\pi \rho l (r_i^2 - r_{i-1}^2)}{\Delta t}, \quad (24)$$

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. 111. 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. 112). 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. 111: Výsledné průtoky – 1D simulace vs. FSI simulace



Obr. 112: Změna průměru trubice - 1D simulace vs. FSI simulace

Celá situace by šla modelovat snáze, pokud by se vytvořil kombinovaný modul pružnosti ze znalosti hustoty a rychlosti zvuku v daném prostředí. Nicméně stanovená rychlost zvuku z experimentu je ovlivněna dalšími faktory, jako je uchycení potrubí, a potrubí mezi tlakovými snímači není tvořeno jenom PDMS hadicí (tlakové snímače jsou uchyceny v mosazných kusech). Aby kombinovaný modul vyšel správně, tak by bylo potřeba mít zhruba poloviční rychlost zvuku, než jaká vyšla v experimentu s PDMS hadicí.

10. 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 sestrojena k měření výše zmíněného grantového projektu. K účelům této práce musela být trať autorem lehce pozmeněna 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. Nejdříve se změřilo proudění newtonske a neneutonske kapaliny v tuhém potrubí (sklo). Potom se měřily tytéž kapaliny, ale v poddajném potrubí (PDMS hadice). Newtonska kapalina byla vytvořena smícháním glycerinu a vody. K přípravě neneutonske kapaliny byl navíc použitý 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 (změní velikost průměru). Díky této vlastnosti se zmenší amplitudy tlaků a rychlostí v dané periodě, a zároveň dochází k proudění kapaliny i po konci výtláčné 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 neneutonske kapaliny byl použitý vztah uvedený v literatuře [7], 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. Nejdříve 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 7 a 8) nevedlo ke zjištění, že nenenewtonská 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 difference 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 nenenewtonské 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.

11. SEZNAM LITERATURY

- [1] RIEDEL, Martin. Dějiny kardiologie. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 668 s. ISBN 978-80-7262-614-4.
- [2] 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.
- [3] GANONG, William. Přehled lékařské fyziologie. 1. vyd. Jinočany: H&H, 1995, 681 s. ISBN 80-857-8736-9.
- [4] FUNG, Yuan-Cheng. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. Second edition. New York, NY: Springer New York, 1993. ISBN 978-147-5722-574.
- [5] 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.
- [6] KANARIS, A. G., A. D. ANASTASIOU AND S. V. PARAS Modeling the effect of blood viscosity on hemodynamic factors in a small bifurcated artery. *Chemical Engineering Science*, Mar 2012, 71, 202-211.
- [7] 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.medengphy.2011.07.012. ISSN 13504533.
- [8] LIU, X., Y. B. FAN, X. Y. DENG AND F. ZHAN Effect of non-Newtonian and pulsatile blood flow on mass transport in the human aorta. *Journal of Biomechanics*, Apr 2011, 44(6), 1123-1131.
- [9] VIMMR, J., A. JONÁŠOVÁ a O. BUBLÍK. Numerical analysis of non-Newtonian blood flow and wall shear stress in realistic single, double and triple aorto-coronary bypasses. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*. 2013, 29(10), 1057-1081. ISSN 20407939. Doi:10.1002/cnm.2560
- [10] JUNG, J. W., R. W. LYCZKOWSKI, C. B. PANCHAL AND A. HASSANEIN Multiphase hemodynamic simulation of pulsatile flow in a coronary artery. *Journal of Biomechanics*, 2006, 39(11), 2064-2073.
- [11] JUNG, J. AND A. HASSANEIN Three-phase CFD analytical modeling of blood flow. *Medical Engineering & Physics*, Jan 2008, 30(1), 91-103.
- [12] HUMPHREY, J. D. *Cardiovascular Solid Mechanics: Cells, Tissues, and Organs*. Edition ed. New York: NY: Springer New York, 2002. ISBN 978-038-7215-761.
- [13] MCGLOUGHLIN, T. M. *Biomechanics and mechanobiology of aneurysms*. Edition ed. Heidelberg: Springer, 2011. ISBN 36-421-8095-7.
- [14] LABROSSE, M. R., C. J. BELLER, T. MESANA AND J. P. VEINOT Mechanical behavior of human aortas: Experiments, material constants and 3-D finite element modeling including residual stress. *Journal of Biomechanics*, May 2009, 42(8), 996-1004.
- [15] POLZER, S. AND T. C. GASSER Biomechanical rupture risk assessment of abdominal aortic aneurysms based on a novel probabilistic rupture risk index. *Journal of the Royal Society Interface*, Dec 2015, 12(113), 11.
- [16] POLZER, S., T. C. GASSER, J. BURSA, R. STAFFA, et al. Importance of material model in wall stress prediction in abdominal aortic aneurysms. *Medical Engineering & Physics*, Sep 2013, 35(9), 1282-1289.
- [17] TANG, D. L., C. YANG, H. WALKER, S. KOBAYASHI, et al. Simulating cyclic

- artery compression using a 3D unsteady model with fluid-structure interactions. *Computers & Structures*, Aug 2002, 80(20-21), 1651-1665.
- [18] KHADER, S. M. A., A. AYACHIT, B. R. PAI, V. R. K. RAO, et al. FSI Simulation of Common Carotid under Normal and High Blood Pressures. *Advances in Mechanical Engineering*, 2012, 6.
 - [19] REYMOND, P., P. CROSETTO, S. DEPARIS, A. QUARTERONI, et al. Physiological simulation of blood flow in the aorta: comparison of hemodynamic indices as predicted by 3-D FSI, 3-D rigid wall and 1-D models. *Med Eng Phys*, Jun 2013, 35(6), 784-791.
 - [20] SAMAEI, M., M. TAFAZZOLI-SHADPOUR AND H. ALAVI Coupling of shear-circumferential stress pulses investigation through stress phase angle in FSI models of stenotic artery using experimental data. *Med Biol Eng Comput*, Oct 2016.
 - [21] KIM, Y. H., J. E. KIM, Y. ITO, A. M. SHIH, et al. Hemodynamic analysis of a compliant femoral artery bifurcation model using a fluid structure interaction framework. *Ann Biomed Eng*, Nov 2008, 36(11), 1753-1763.
 - [22] TANG, D., C. YANG, S. MONDAL, F. LIU, et al. A negative correlation between human carotid atherosclerotic plaque progression and plaque wall stress: in vivo MRI-based 2D/3D FSI models. *J Biomech*, 2008, 41(4), 727-736.
 - [23] TANG, D. L., C. YANG, G. CANTON, Z. Y. WU, et al. Correlations between carotid plaque progression and mechanical stresses change sign over time: a patient follow up study using MRI and 3D FSI models. *Biomedical Engineering Online*, Oct 2013, 12, 12.
 - [24] TORII, R., N. B. WOOD, N. HADJILOIZOU, A. W. DOWSEY, et al. Fluid-structure interaction analysis of a patient-specific right coronary artery with physiological velocity and pressure waveforms. *Communications in Numerical Methods in Engineering*, May 2009b, 25(5), 565-580.
 - [25] VALENCIA, A. AND F. SOLIS Blood flow dynamics and arterial wall interaction in a saccular aneurysm model of the basilar artery. *Computers & Structures*, Aug 2006, 84(21), 1326-1337.
 - [26] WONG, K. K. L., P. THAVORNPAATTANAPONG, S. C. P. CHEUNG, Z. H. SUN, et al. Effect of calcification on the mechanical stability of plaque based on a three-dimensional carotid bifurcation model. *Bmc Cardiovascular Disorders*, Feb 2012, 12, 18.
 - [27] YANG, C., G. CANTON, C. YUAN, M. FERGUSON, et al. Advanced human carotid plaque progression correlates positively with flow shear stress using follow-up scan data: An in vivo MRI multi-patient 3D FSI study. *Journal of Biomechanics*, Sep 2010, 43(13), 2530-2538.
 - [28] YANG, C., G. CANTON, C. YUAN, M. FERGUSON, et al. Impact of flow rates in a cardiac cycle on correlations between advanced human carotid plaque progression and mechanical flow shear stress and plaque wall stress. *Biomedical Engineering Online*, Jul 2011, 10, 11.
 - [29] TORII, R., M. OSHIMA, T. KOBAYASHI, K. TAKAGI, et al. Fluid-structure interaction modeling of a patient-specific cerebral aneurysm: influence of structural modeling. *Computational Mechanics*, Dec 2008, 43(1), 151-159.
 - [30] TORII, R., M. OSHIMA, T. KOBAYASHI, K. TAKAGI, et al. Influence of wall thickness on fluid-structure interaction computations of cerebral aneurysms. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, Mar-Apr 2010, 26(3-4), 336-347.
 - [31] 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.
- [32] 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.
 - [33] VALENCIA, A., F. MUNOZ, S. ARAYA, R. RIVERA, et al. Comparison between computational fluid dynamics, fluid-structure interaction and computational structural dynamics predictions of flow-induced wall mechanics in an anatomically realistic cerebral aneurysm model. *International Journal of Computational Fluid Dynamics*, 2009, 23(9), 649-666.
 - [34] BURGMANN, S., S. GROSSE, W. SCHRODER, J. ROGGENKAMP, et al. A refractive index-matched facility for fluid-structure interaction studies of pulsatile and oscillating flow in elastic vessels of adjustable compliance. *Experiments in Fluids*, Oct 2009, 47(4-5), 865-881.
 - [35] PIELHOP, K., M. KLAAS AND W. SCHRODER Experimental analysis of the fluid-structure interaction in finite-length straight elastic vessels. *European Journal of Mechanics B-Fluids*, Mar-Apr 2015, 50, 71-88.
 - [36] PIELHOP, K., C. SCHMIDT, S. ZHOLTOVSKI, M. KLAAS, et al. Experimental investigation of the fluid-structure interaction in an elastic 180 degrees curved vessel at laminar oscillating flow. *Experiments in Fluids*, Oct 2014, 55(10), 13.
 - [37] GEOGHEGAN, P. H., N. A. BUCHMANN, J. SORIA AND M. C. JERMY Time-resolved PIV measurements of the flow field in a stenosed, compliant arterial model. *Experiments in Fluids*, May 2013, 54(5), 19.
 - [38] GIJSEN, F.J.H., E. ALLANIC, F.N. VAN DE VOSSE a J.D. JANSSEN. The influence of the non-Newtonian properties of blood on the flow in large arteries: unsteady flow in a 90° curved tube. *Journal of Biomechanics*. 1999, 32(7), 705-713. DOI: 10.1016/S0021-9290(99)00014-7. ISSN 00219290.
 - [39] ŠOB, František. *Hydromechanika*. Vyd. 2. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2008. ISBN 978-80-214-3578-0.
 - [40] 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.
 - [41] Dantec Dynamics, a Nova Instruments company: Particle Image Velocimetry (PIV). <http://www.dantecdynamics.com/>
 - [42] ANSYS, Inc.: ANSYS Documentation 17.2
 - [43] 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.
 - [44] PAIDOUSSIS, M. *Fluid-Structure Interactions*. Edition ed. London: Academic Press, 2004.
 - [45] BUREČEK, Adam. Interakce kapaliny a stěny potrubí při nestacionárním proudění. Ostrava, 2013. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/101240>. Disertační práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
 - [46] Xu, D., Warnecke, S., Song, B., Ma, X. a Hof, B. Transition to turbulence in pulsating pipe flow. *Journal of Fluid Mechanics*. 2017, roč. 831, September, s. 418–432. ISSN 14697645.
 - [47] KOHÚT, Jiří. Srovnání pulsujícího proudění newtonské a ne-newtonské kapaliny v komplexní geometrii. Brno, 2020. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Ing. Jiří Jagoš.

- [48] WESTERHOF, Nico, Jan-Willem LANKHAAR a Berend E. WESTERHOF. The arterial Windkessel. 2009, 47(2), 131-141. ISSN 0140-0118.
- [49] HOLZAPFEL, Gerhard A. Nonlinear Solid Mechanics: A continuum Approach for Engineering. Chichester: John Wiley, 2000. ISBN 04-718-2319-8.

12. SEZNAM PUBLIKACÍ

2020

ŠEDIVÝ, D.; FIALOVÁ, S.; KLAS, R.; KOTEK, M. FSI Computation and Experimental Verification of Fluid Flow in Flexible Tubes. *Measurement Science Review*, 2020, roč. 20, č. 3, s. 104-114. ISSN: 1335-8871. IF = 1,319

2019

FIALOVÁ, S.; KOZUBKOVÁ, M.; JABLONSKÁ, J.; HAVLÁSEK, M.; POCHYLÝ, F.; ŠEDIVÝ, D. Journal bearing with non-Newtonian fluid in the area of Taylor vortices. In *IOP Conference Series: Earth and Environmental Science*. IOP Conference Series: Earth and Environmental Science. 2019. s. 1-9. ISSN: 1755-1315.

ŠEDIVÝ, D.; BURŠA, J.; FIALOVÁ, S. Experimental and numerical investigation of flow field in flexible tube. In *IOP Conference Series: Earth and Environmental Science*. IOP Conference Series: Earth and Environmental Science. 2019. s. 1-7. ISSN: 1755-1315.

2018

ŠEDIVÝ, D.; FIALOVÁ, S.; JAŠÍKOVÁ, D. Flow of Newtonian and non-Newtonian fluid through pipe with flexible wall. *AIP Conference Proceedings*, 2018, roč. 2000, č. 1, s. 020015-1 (20015-5 s.) ISSN: 1551-7616.

FIALOVÁ, S.; POCHYLÝ, F.; ŠEDIVÝ, D. A new form of equation for force determination based on Navier-Stokes equations. In *EPJ Web of Conferences*. EPJ Web of Conferences. 2018. p. 1-6. ISSN: 2100-014X.

ŠEDIVÝ, D.; FERFECKI, P.; FIALOVÁ, S. Influence of Eccentricity and Angular Velocity on Force Effects on Rotor of Magnetorheological Damper. In *EPJ Web of Conferences*. EPJ Web of Conferences. 2018. s. 555-559. ISSN: 2100-014X.

2017

ŠEDIVÝ, D.; FIALOVÁ, S. Computational Fluid Dynamics Simulation and Comparison of Flow through Mechanical Heart Valve Using Newtonian and Non-Newtonian Fluid. *World Academy of Science, Engineering and Technology (electronic)*, 2017, roč. 11, č. 9, s. 1481-1486. ISSN: 2010-3778.

ŠEDIVÝ, D.; FERFECKI, P.; FIALOVÁ, S. Force Effects on Rotor of Squeeze Film Damper Using Newtonian and Non-Newtonian Fluid. *AIP Conference Proceedings*, 2017, roč. 1889, č. 020034, s. 020034-1 (020034-7 s.) ISSN: 1551-7616.

13. ŽIVOTOPIS

Jméno a příjmení: Dominik Šedivý

Datum narození: 28. 2. 1992

Vzdělání:

2016 - dosud *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

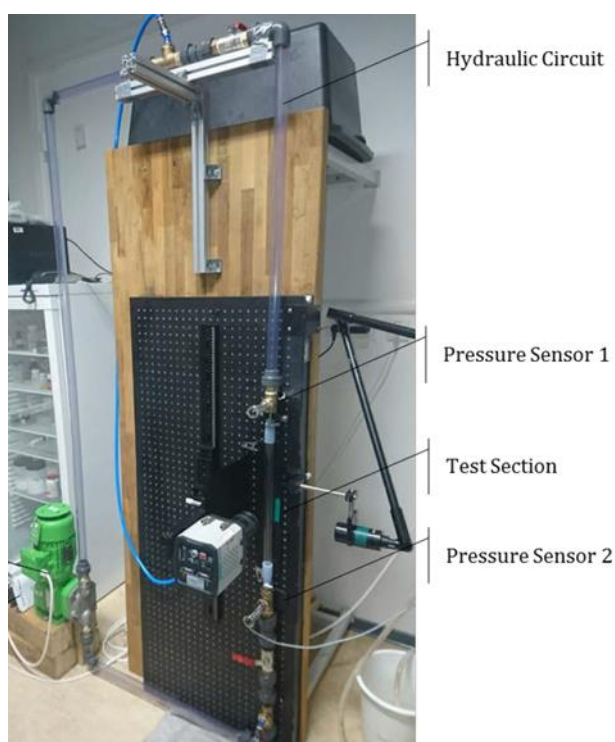
2007 - 2011 Gymnázium Matyáše Lercha

Zaměstnání:

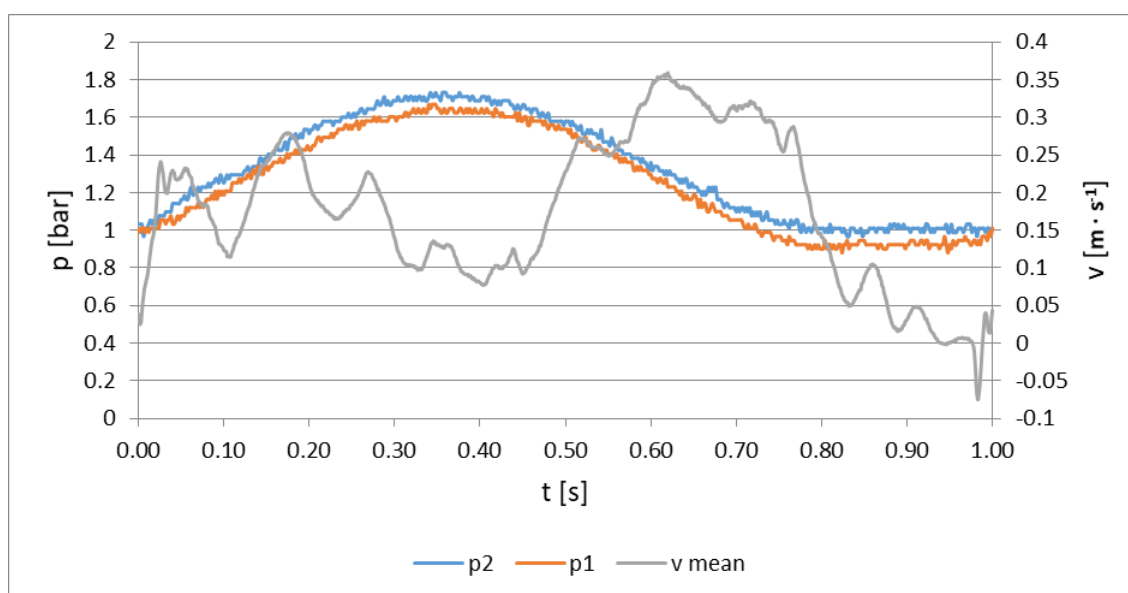
2020 - dosud *Strojírenský zkušební ústav, s. p.* – Zkušební technik

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

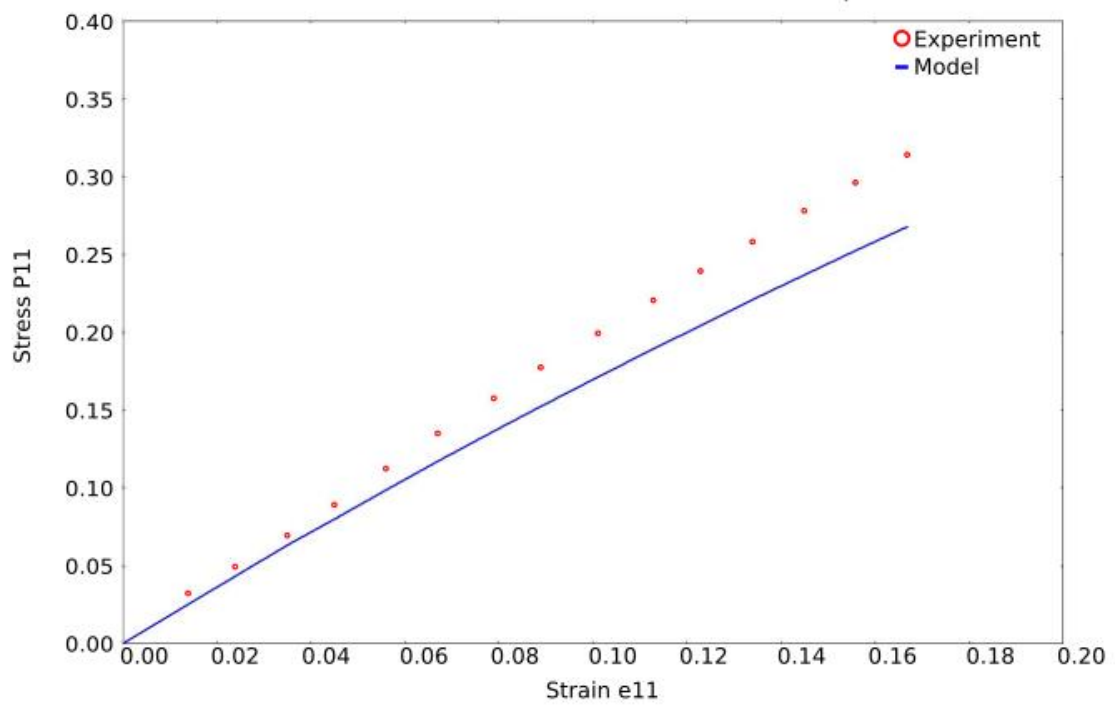
14. PŘÍLOHY



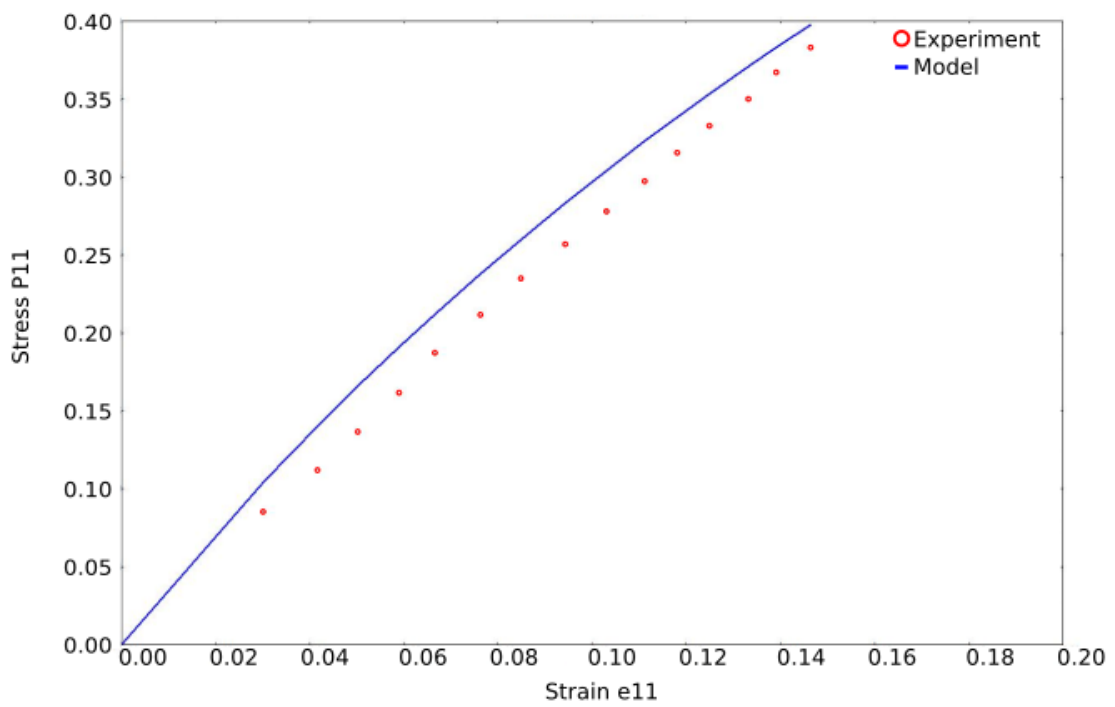
Obr. 113: Původní měřicí trať (uzavřený okruh)



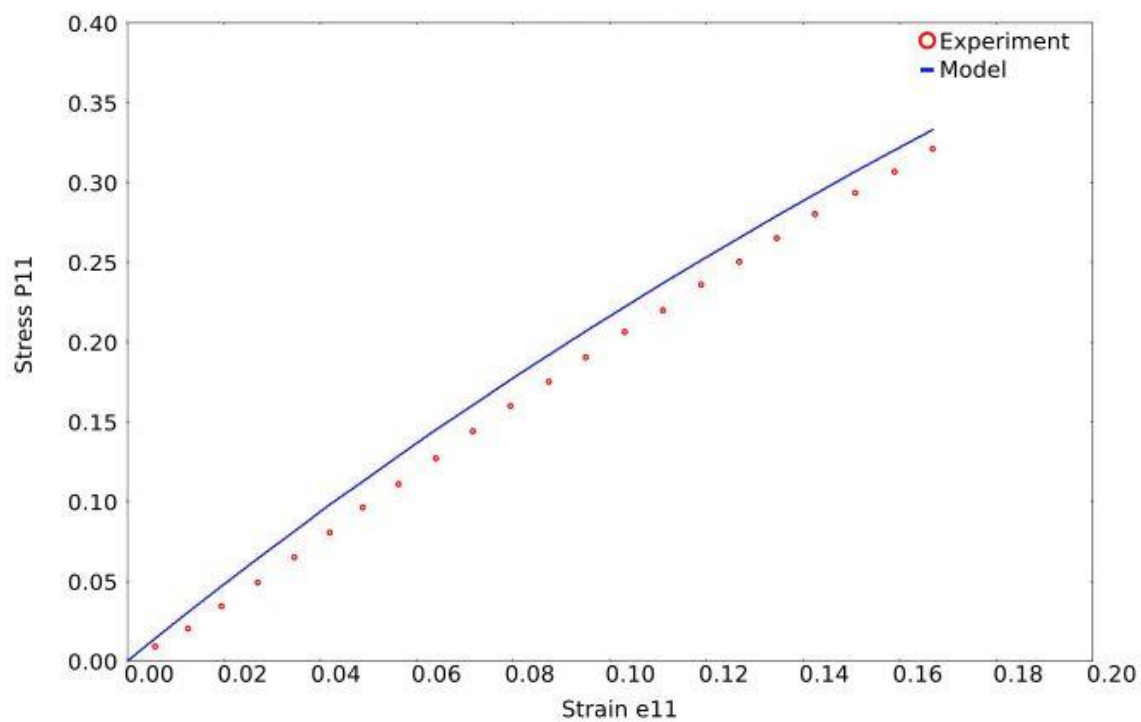
Obr. 114: Průběhy tlaků a rychlostí v uzavřeném okruhu s pružnou hadicí



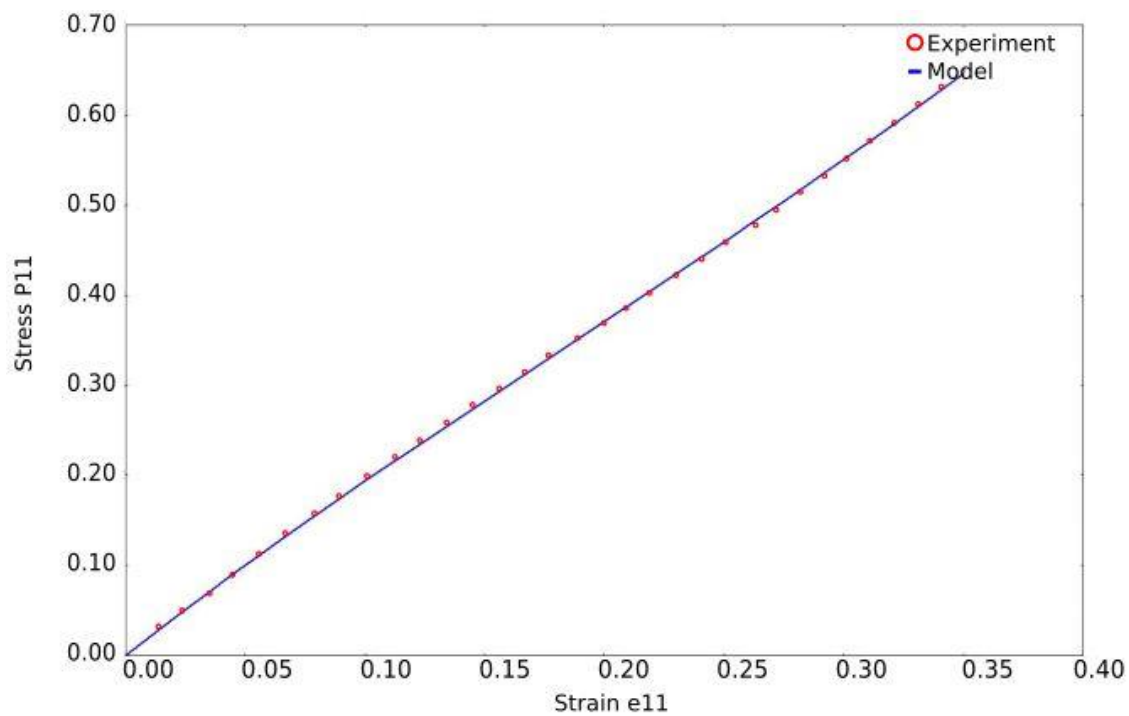
Obr. 115: Neo-Hook model (jednoosá napjatost)



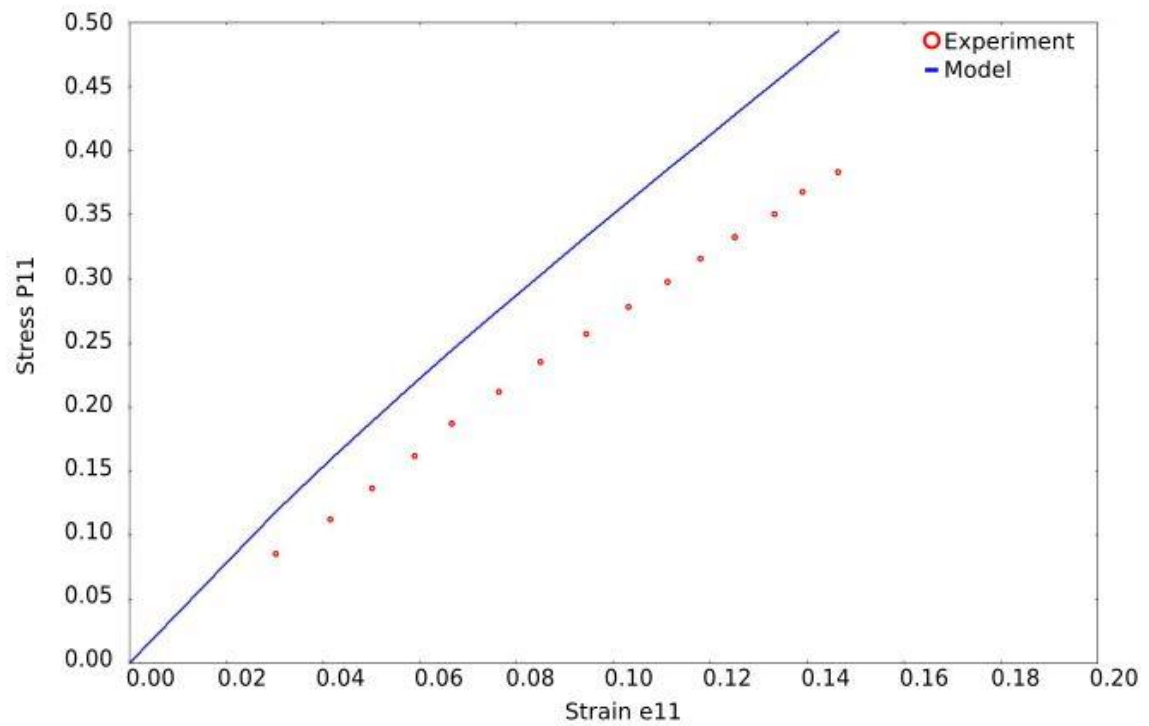
Obr. 116: Neo-Hook model (dvojosá napjatost)



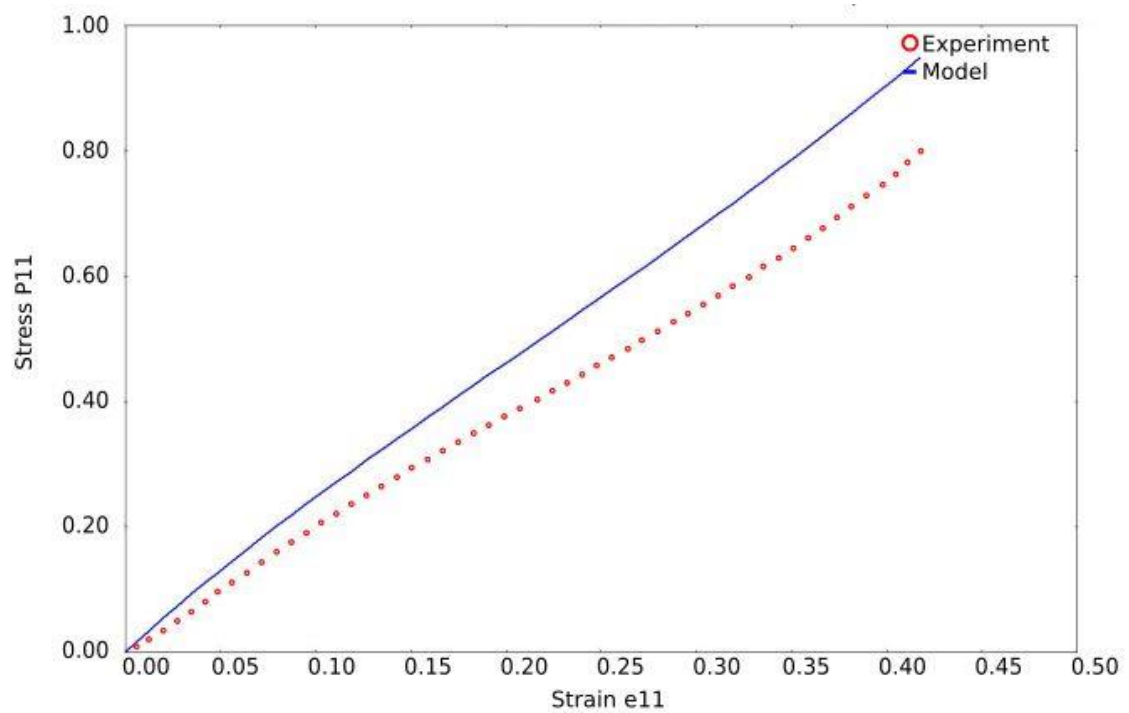
Obr. 117: Neo-Hook model (rovinná napjatost)



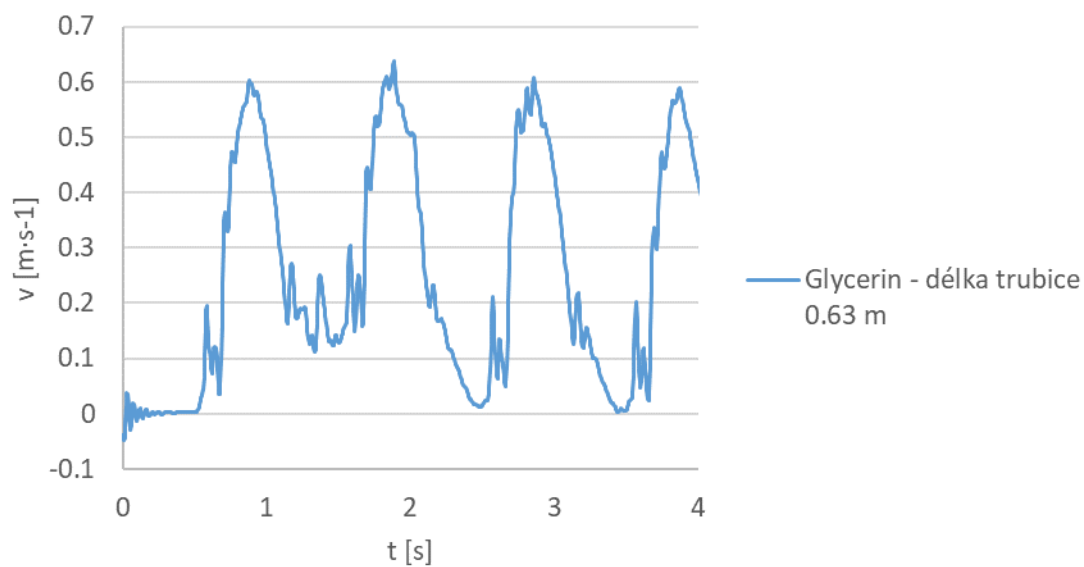
Obr. 118: Arruda-Boyce (jednoosá napjatost)



Obr. 119: Arruda-Boyce (dvojosá napjatost)

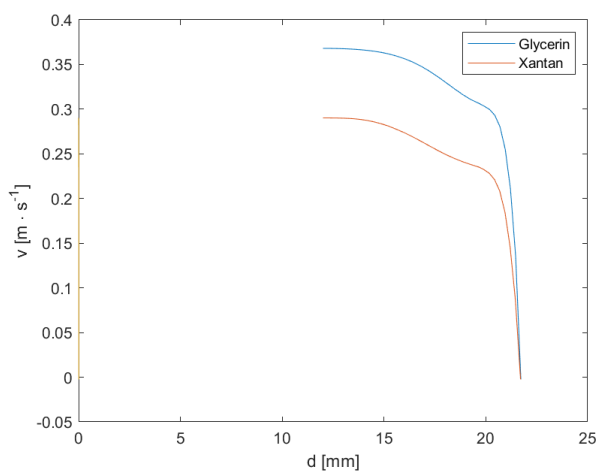


Obr. 120: Arruda-Boyce (rovinná napjatost)

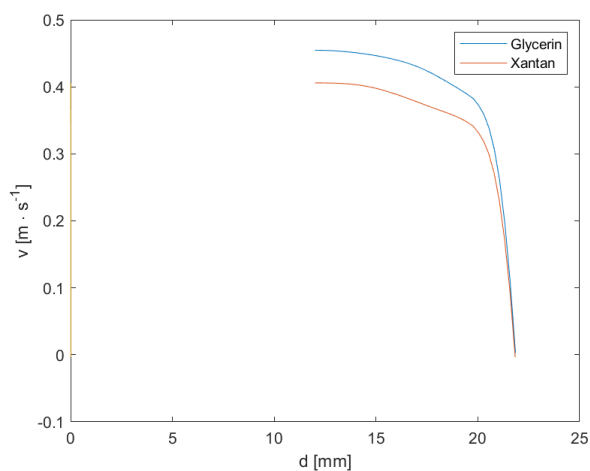


Obr. 121: Průběhy rychlostí (FSI simulace, délka trubice 0.63 m)

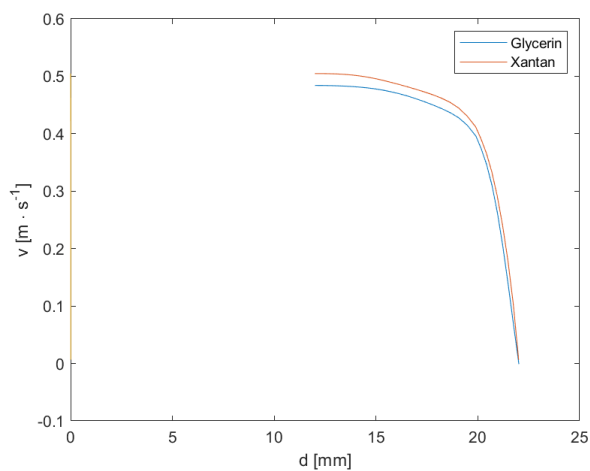
Obr. 122-Obr. 131: Rychlostní profily v rovině “xy” pro časový rozsah 0,9 s snímané s odstupem 0,1 s



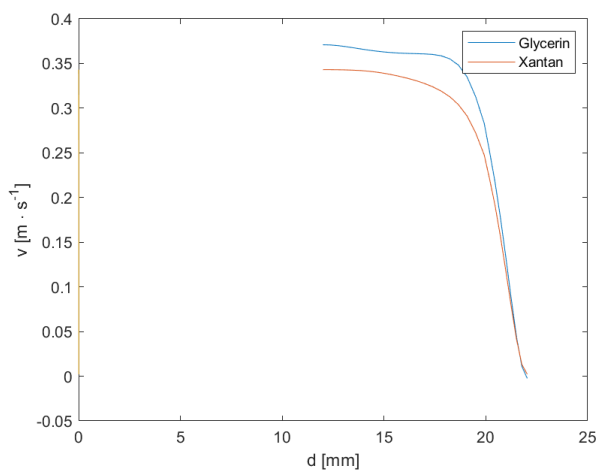
Obr. 122: FSI - glycerin vs. xantan



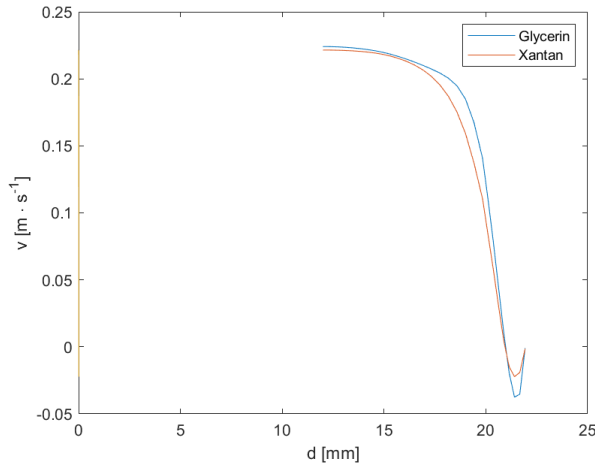
Obr. 123: FSI - glycerin vs. xantan



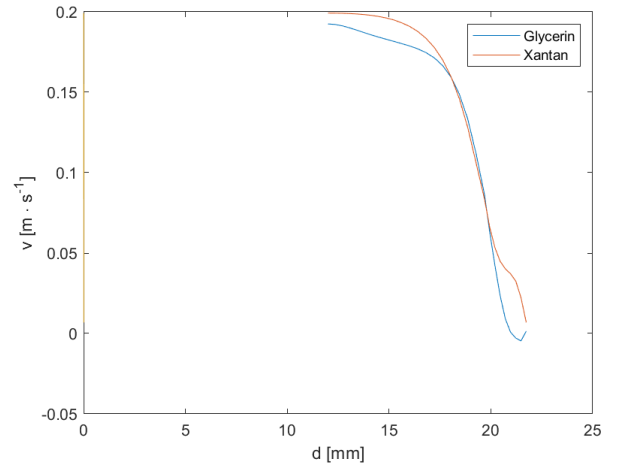
Obr. 124: FSI - glycerin vs. xantan



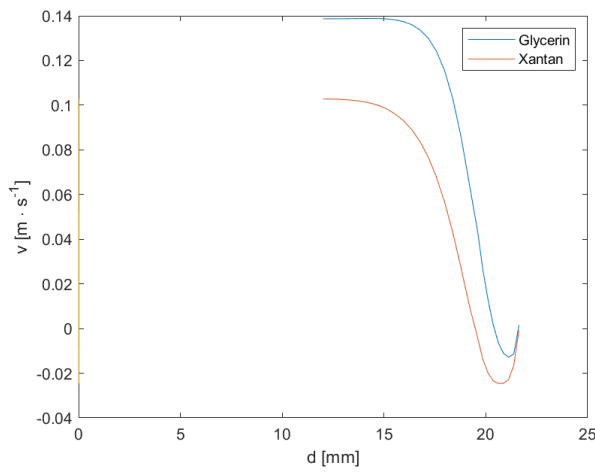
Obr. 125: FSI - glycerin vs. xantan



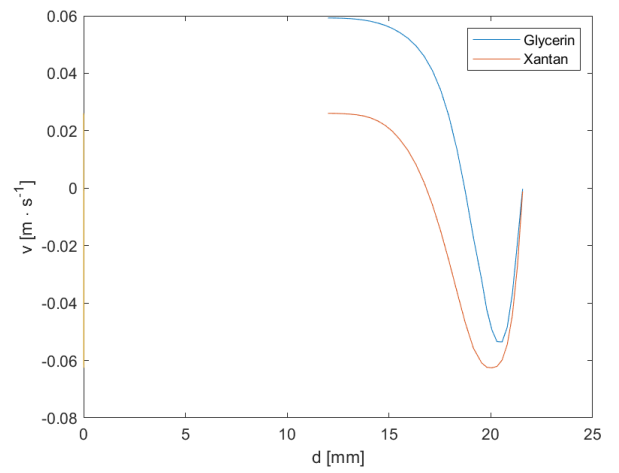
Obr. 126: FSI - glycerin vs. xantan



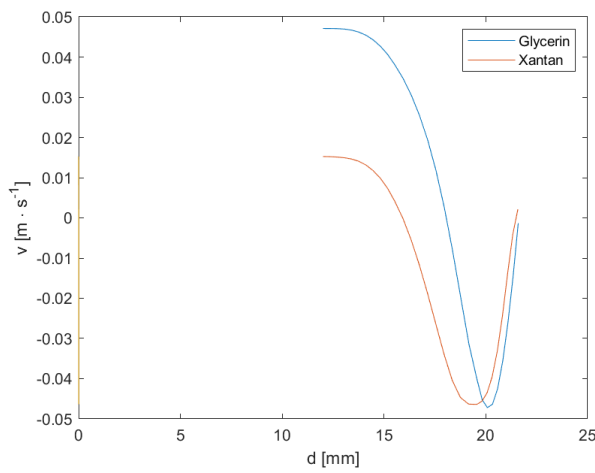
Obr. 127: FSI - glycerin vs. xantan



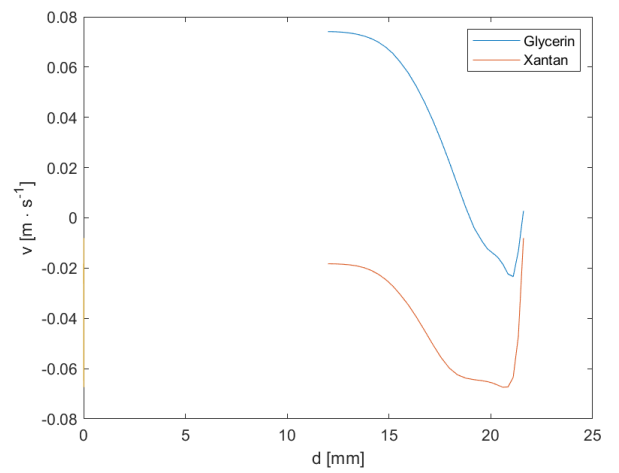
Obr. 128: FSI - glycerin vs. xantan



Obr. 129: FSI - glycerin vs. xantan



Obr. 130: FSI - glycerin vs. xantan



Obr. 131: FSI - glycerin vs. xantan