

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA STROJNÍ

ÚSTAV MECHANIKY TEKUTIN A TERMODYNAMIKY



PIV MĚŘENÍ V MODELECH CÉVY
S MNOHOČETNOU STENÓZOU

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Autor: Aneta Kuzmíková

Vedoucí práce: Ing. Adam Bláha

Praha 2021

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Kuzmíková** Jméno: **Aneta** Osobní číslo: **476684**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávací katedra/ústav: **Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky**
Studijní program: **Teoretický základ strojního inženýrství**
Studijní obor: **bez oboru**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

PIV měření v modelech cévy s mnohočetnou stenózou

Název bakalářské práce anglicky:

PIV Measurement within Vessel Models with Multiple Stenosis

Pokyny pro vypracování:

1. Navrhněte několik modelů cévy s mnohočetnou stenózou vhodných pro PIV měření (geometrie, materiál, výrobní postup). Geometrii modelu uzpůsobte cíli navazujícího experimentu zaměřeného na zjištění vzájemného ovlivnění sériově zařazených stenóz.
2. Navrhněte experimentální trať pro PIV měření.
3. Proveďte PIV měření v několika modelech, naměřená data vyhodnoťte a výsledky diskutujte.

Seznam doporučené literatury:

Dle pokynů vedoucího práce.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Adam Bláha, ústav mechaniky tekutin a termodynamiky FS

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **29.04.2021**

Termín odevzdání bakalářské práce: **30.07.2021**

Platnost zadání bakalářské práce: _____

Ing. Adam Bláha
podpis vedoucí(ho) práce

Ing. Michal Schmirler, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Studentka bere na vědomí, že je povinna vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studentky

Anotační list

Jméno autora:	Aneta Kuzmíková
Název:	PIV měření v modelech cévy s mnohočetnou stenózou
Anglický název:	PIV Measurement within Vessel Models with Multiple Stenosis
Rok:	2021
Studijní program:	Teoretický základ strojního inženýrství
Ústav:	Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky
Vedoucí:	Ing. Adam Bláha
Bibliografické údaje:	počet stran: 83 počet obrázků: 55 počet tabulek: 5 počet příloh: 2
Klíčová slova:	céva, stenóza, PIV, rychlostní pole, hemodynamika
Keywords:	Blood vessel, stenosis, PIV, velocity field, hemodynamics

Anotace:

Tato bakalářská práce se zabývá PIV měřením v modelech cév se sériově řazenými stenózami. První část práce je rešerše na téma proudění v cévách. Experimentální část práce se zabývá návrhem a výrobou modelu a provedením PIV měření v několika vyrobených modelech. Poslední částí práce je zhodnocení výsledků, které dává základní představu o vzájemném ovlivnění stenóz.

Abstract:

This bachelor thesis deals with the PIV measurement within vessel models with multiple stenosis. The first part of this work is the literature review about the blood flow in vessels. The experimental part deals with the design and manufacture of vessel models which is followed by PIV measurement in manufactured models. Results of the measurement are evaluated in order to give a basic imagination of how the stenoses influence each other.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „PIV měření v modelech cévy s mnohočetnou stenózou“ vypracovala samostatně pod vedením pana Ing. Adama Bláhy a s použitím literatury, která je uvedena na konci této práce v seznamu použité literatury.

V Praze 30.6.2021

Aneta Kuzmíková

Poděkování

V první řadě bych chtěla poděkovat vedoucímu mé bakalářské práce panu Ing. Adamu Bláhovi za odborné vedení, vstřícný přístup, trpělivost a pomoc s provedením celého experimentu od začátku až do konce. Další poděkování patří paní Ing. Haně Schmirlerové, Ph.D. za cenné rady a čas, který ochotně věnovala konzultacím rešeršní části mé práce.

Obsah

Seznam použitých symbolů.....	9
1 Úvod.....	11
2 Krev z biologického hlediska.....	12
2.1 Cévní systém	12
2.2 Složení krve	12
2.3 Druhy cév.....	13
2.4 Krevní oběhy.....	13
2.5 Stavba cévní stěny.....	14
2.6 Stenózy	15
2.6.1 Nebezpečí stenóz.....	16
2.6.2 Léčba.....	16
3 Mechanika tekutin	18
3.1 Obecné základy mechaniky tekutin.....	18
3.1.1 Viskozita	18
3.1.2 Proudění.....	19
3.1.3 Rovnice pro vazké tekutiny.....	20
3.1.4 Hydraulické ztráty.....	21
3.2 Hemodynamika	22
3.2.1 Reologické vlastnosti krve	23
3.2.2 Krevní tlak	24
3.2.3 Periferní odpor.....	26
4 Optické metody v dynamice tekutin	27
4.1 Metoda PIV	27
4.2 Metoda LDA	28
4.3 Fyzikální souvislosti měření PIV	29

5	Experiment.....	31
5.1	Návrh modelu.....	31
5.1.1	Volba materiálů.....	31
5.1.2	Geometrie modelu.....	31
5.2	Výroba modelu.....	34
5.2.1	Výroba formy.....	34
5.2.2	Výroba jader.....	35
5.2.3	Odlévání.....	37
5.2.4	Finální úpravy.....	38
5.3	Příprava pracovní tekutiny.....	38
5.4	Rozměrová analýza.....	39
5.5	Měřicí trať.....	41
5.5.1	Umístění komponent.....	41
5.5.2	Zatopení trati.....	42
5.6	Snímání.....	43
5.7	Zpracování dat.....	44
5.7.1	Kalibrace.....	44
5.7.2	Zpracování v programu DynamicStudio.....	45
5.7.3	Zpracování v programu Matlab R2019b.....	46
6	Výsledky.....	48
6.1	Vliv frekvence kamery na výsledky.....	48
6.2	Vzájemné ovlivnění dvou symetrických stenóz.....	51
6.3	Vzájemné ovlivnění symetrické a asymetrické stenózy.....	59
7	Závěr.....	74
	Seznam použité literatury.....	75
	Seznam obrázků.....	79
	Seznam tabulek.....	82

Seznam příloh.....	83
Příloha A	83

Seznam použitých symbolů

c'	[m/s]	rychlost krve při zadaných podmínkách
c	[m/s]	potřebná rychlost pracovní tekutiny
d	[m]	průměr potrubí (trubice)
$\frac{dv}{dy}$	[s ⁻¹]	rychlost smykové deformace
e_z	[J/kg]	měrná ztrátová energie
f_D	[s ⁻¹]	Dopplerova frekvence
g	[m ² /s]	tíhové zrychlení
h	[m]	vzdálenost osy vybraných průřezů potrubí od zvolené horizontální základní roviny
l	[m]	délka úseku potrubí (trubice)
n	[1]	absolutní index lomu optického prostředí
p	[Pa]	měrný tlak
p_{dias}	[mm Hg]	diastolický tlak
p_{sys}	[mm Hg]	systolický tlak
$p_z, \Delta p_{skut}$	[Pa]	skutečný ztrátový tlak
r	[m]	poloměr potrubí (trubice)
\check{s}	[mm]	šířka fotografie
t	[s]	čas
u	[m/s]	okamžitá rychlost částice
v	[m/s]	střední objemová rychlost proudění
$v\check{s}$	[mm]	výška fotografie
x		osa grafu, přímka y=0
y		osa grafu, přímka x=0
z	[m]	vzdálenost
A	[m ²]	plocha průřezu
A_p	[m ²]	požadovaná plocha průřezu modelové cévy
A_{skut}	[m ²]	skutečná plocha průřezu modelové cévy

D	[m]	vnitřní průměr modelu cévy
R	[kg/s·m ⁴]	periferní odpor
Re	[1]	Reynoldsovo číslo
Re_k	[1]	kritická hodnota Reynoldsova čísla
Re_{skut}	[1]	Reynoldsovo číslo v experimentu
U	[J]	vnitřní energie soustavy
\dot{V}	[m ³ /s]	objemový tok
\dot{V}_k	[m ³ /s]	objemový tok krve
\dot{V}_p	[m ³ /s]	potřebný objemový tok modelem
\dot{V}_{skut}	[m ³ /s]	objemový tok daný režimem čerpadla
$\alpha_{1d}, \alpha_4, \alpha_2$	[°]	úhel dopadu
$\alpha_{2l}, \alpha_3, \alpha_1$	[°]	úhel lomu
η	[Pa·s]	dynamická viskozita
η_a	[Pa·s]	zdánlivá viskozita neneutonských tekutin
η_k	[Pa·s]	dynamická viskozita krve
κ	[1]	Coriolisův součinitel
λ	[1]	součinitel třecích ztrát
ν	[m ² /s]	kinematická viskozita
ν_k	[m ² /s]	kinematická viskozita krve
ν_r	[m ² /s]	kinematická viskozita pracovní tekutiny (roztoku)
ζ	[1]	ztrátový součinitel
ρ	[kg/m ³]	hustota
ρ_k	[kg/m ³]	hustota krve
τ	[Pa]	tečné napětí
Δp_{teor}	[Pa]	teoretický ztrátový tlak

1 Úvod

Na ischemické choroby srdeční zemřelo v posledních letech v České republice asi 25 tisíc lidí každý rok. Cévní mozkové příhody jsou druhou nejčastější příčinou úmrtí v rozvinutých zemích. Příčinou drtivé většiny těchto chorob a akutních stavů je onemocnění zvané ateroskleróza.

Ateroskleróza je doprovázena zužováním vnitřního průměru cév neboli tvorbou stenóz. Ty mohou způsobit úplné ucpání cévy menší sraženinou, která neprojde přes zúžené místo. Dále mohou ublížit v případě, že se jich kus oddělí a cestuje krevním řečištěm a způsobí ono ucpání v cévě menšího průměru. Proudění krve v okolí stenóz je pozměněno a může se tedy stát i to, že se v místě stenózy začne vytvářet krevní sraženina. Přítomnost každé sraženiny v krvi může být zdraví až život ohrožující stav.

Právě ono ovlivnění proudění stenózami je předmětem experimentu v této bakalářské práci. Úkolem je zmapovat pohyb krve v nejbližším okolí stenóz z hlediska rychlosti proudění. Mechanikou pohybu krve obecně se zabývá vědní obor hemodynamika. V lidském těle se odehrává mnoho velmi složitých mechanismů a nestacionárních dějů a proudění krve není výjimkou. Navíc krev je stále živá tkáň, takže jakékoliv pokusy se skutečnou krví jsou nemyslitelné. Teoretická znalost těchto dějů je důležitá pro stanovení zjednodušujících předpokladů. Jelikož není snadné připravit odpovídající podmínky pro experiment, často se využívá zjednodušení na modelové případy.

V případě této práce byl model cévy vyroben ze speciálního průhledného silikonového elastomeru a pracovní tekutinou byla směs glycerolu a vody. Za pomoci této pracovní tekutiny a vhodně zvolených parametrů modelu lze simulovat proudění krve ve velkých cévách, kde se krev chová newtonsky.

2 Krev z biologického hlediska

2.1 Cévní systém

Lidský srdečně-cévní systém je uzavřená soustava tvořená srdcem, cévami a krví. Srdce plní funkci čerpadla, úkolem cév je rozvádět krev po celém těle. Krev přivádí kyslík, živiny a hormony do orgánů a tkání a zprostředkovává látkovou přeměnu. Zplodiny látkové přeměny odvádí k vyloučení do ledvin a oxid uhličitý odvádí k vyloučení do plic. Tímto je cévní soustava rozdělena na dva oddělené krevní oběhy – plicní (malý) a velký (tělní). [1]

2.2 Složení krve

Krev je tvořena krevními elementy a tekutou plazmou. Celkové množství krve v těle činí 7-10 % hmotnosti dospělého jedince. Plazma je vodný roztok a představuje 55 % objemu krve v těle. Ve složení převládá voda (93 %), v níž jsou rozpuštěny organické (6 %) i anorganické látky (1 %). Mezi organické složky patří zejména bílkoviny, dále pak fosfolipidy, cholesterol, glukóza, kyselina močová atd. Anorganické složky představují kationty sodné, draselné, vápenaté a anionty chloridové a bikarbonátové.

Mezi krevní elementy patří:

- a) červené krvinky (erytrocyty) – jsou bezjaderné, mají základní tvar bikonkávního disku o středním průměru 7,5 μm , tloušťce 2,6 μm po obvodu a 0,8 μm ve středu, jsou deformovatelné, takže svůj tvar mění při pohybu krevním řečištěm, jejich hlavní funkcí je transport dýchacích plynů,
- b) bílé krvinky (leukocyty) – jsou základem imunitního systému, jejich úkolem je zničit veškerou cizorodou hmotu v těle, podle jejich specializace rozlišujeme vícero druhů,
- c) krevní destičky (trombocyty) – vznikají jako odštěpky buněk kostní dřeně, jsou bezjaderné, v porovnání s erytrocyty mají třetinovou velikost, jejich úlohou je zástava krvácení. [2]

2.3 Druhy cév

Cévy v lidském těle rozdělujeme podle směru proudění krve a podle velikosti na několik druhů. Jsou to:

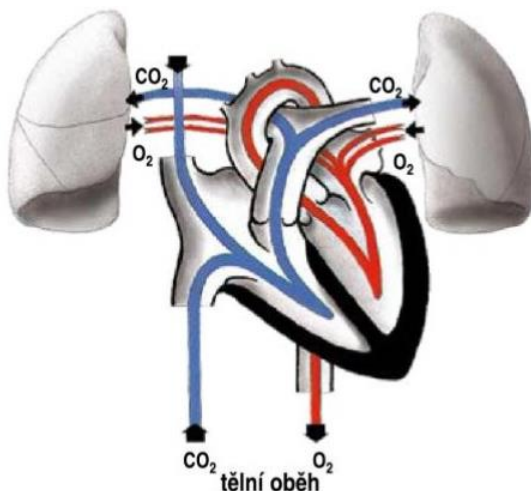
- a) tepny (artérie) – vedou krev ze srdce, zpravidla jsou v těle uloženy hlouběji pod povrchem, krev jimi protéká v tepových vlnách, projevuje se nestacionární proudění,
- b) tepénky (arterioly) – nejtenčí tepny, malý proměnlivý průsvit,
- c) kapiláry (vlásečnice) – nejmenší průměr cca 7 μm , proměnlivý průsvit, jejich stěnou probíhá veškerá látková výměna, krev protéká nejpomaleji,
- d) venuly – nejtenčí žíly, průměr větší než vlásečnice (8 až 100 μm)
- e) žíly – vedou krev do srdce, menší rychlost krve než v tepnách, nižší tlak krve. [1], [3]

2.4 Krevní oběhy

Tělní oběh začíná v levé komoře srdce odstupem aorty a končí v pravé předsíni ústím dolní a horní duté žíly. Krev vychází ze srdce okysličená a vrací se odkysličená. Tělní oběh vyživuje orgány a tkáně, zásobuje je kyslíkem a odvádí zplodiny látkové přeměny.

Plicní oběh začíná v pravé komoře plicnicí, jež se větví na pravou a levou plicní tepnu. Končí v levé předsíni ústím plicních žil. Krev vychází ze srdce odkysličená do plic, kde dochází k výměně dýchacích plynů, a vrací se do srdce okysličená.

[1]



Obr. 1 Krevní oběhy [1]

2.5 Stavba cévní stěny

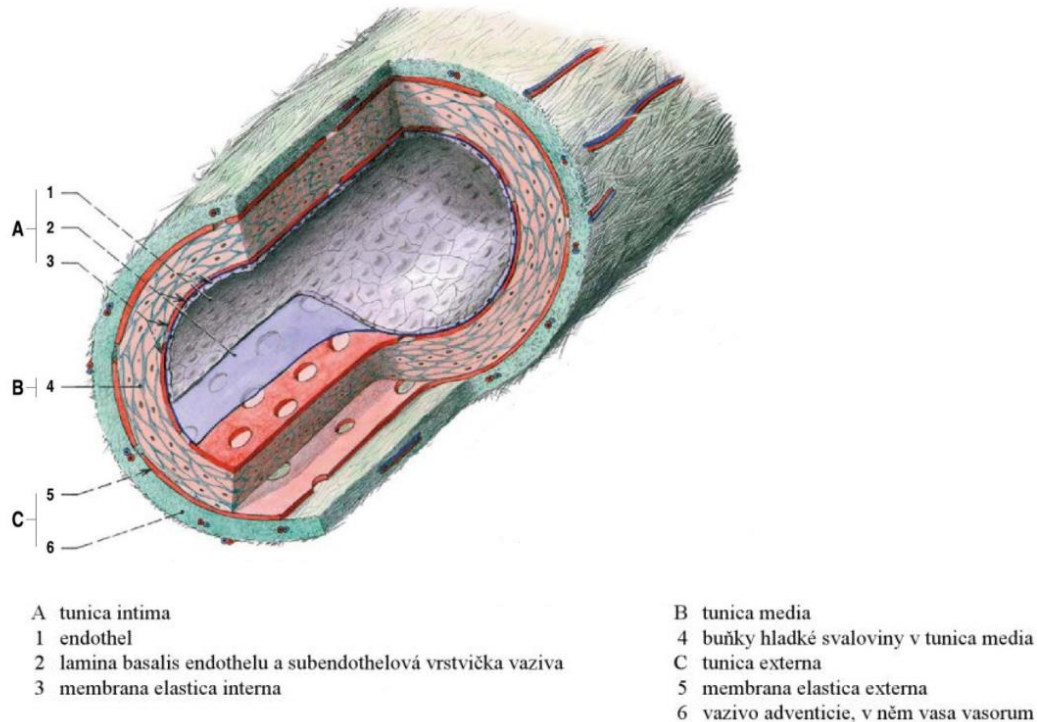
Obecně je cévní stěna třívrstvá. Vnější vrstva (*tunica externa*) se skládá ze dvou částí, ze zevní elastické membrány (*membrana elastica externa*) a vazivové vrstvy adventicie. Vazivová vrstva je tvořena sítí elastických a kolagenních vláken. Zajišťuje dobré mechanické vlastnosti a pružné uchycení cévy v okolí. Střední vrstva (*tunica media*) je tvořena hladkou svalovinou a zajišťuje stažení a roztažení cévy, čímž reguluje průtok krve. Vnitřní vrstva (*tunica intima*) je tvořena jednou vrstvou plochých těsně na sebe naléhajících buněk (endotelem). Jejím úkolem je mj. ovlivňovat buňky hladké svaloviny *tunica media*. [2]

Každý druh cévy má jisté speciality ve stavbě své stěny. U tepen je z vnější strany *tunica intima* síť elastických kolagenních vláken *membrana elastica interna*, někdy jsou obě vrstvy navíc proloženy jemnou vrstvou vaziva, viz obr.2. *Tunica media* je netlustší vrstvou tepenné stěny a tvoří ji elastické a svalové složky v různém poměru, podle převládající složky rozlišujeme tepny svalového a elastického typu. Elastická složka převažuje u velkých tepen a ubývá jí na úkor složky svalové se zmenšujícím se průměrem tepen.

Stěna tepen je pevná a pružná, pravidelně se roztahuje v tepových vlnách způsobených nárazy krve rytmicky vypuzované ze srdce. Vznikající tlaková vlna směrem od srdce slábne. Z toho důvodu směrem k periférii ubývá elastická složka *tunica media*. Úkolem menších tepen je regulovat přítok krve do orgánů a tkání, proto v nich naopak převládá svalová složka. [1]

Tepénky mají silnou stěnu, mezi *tunica media* a *tunica interna* mají také *membrana elastica interna* jako velké tepny. V *tunica media* převládá svalová složka, proto jsou také schopny rychle měnit průsvit a regulovat přítok krve. [1], [2]

Žíly mají stěnu tenčí než tepny stejného průměru. Členění stěny na jednotlivé vrstvy je u žil na rozdíl od tepen méně zřetelné. Prostřední vrstva je odlišná v jednotlivých částech těla, je však hojně prostoupena elastickými a svalovými vlákny. Stěna kapilár a venul je tvořena pouze endotelem. [3], [4]



Obr. 2 Stěna tepny střední velikosti svalového typu, upraveno dle [1]

2.6 Stenózy

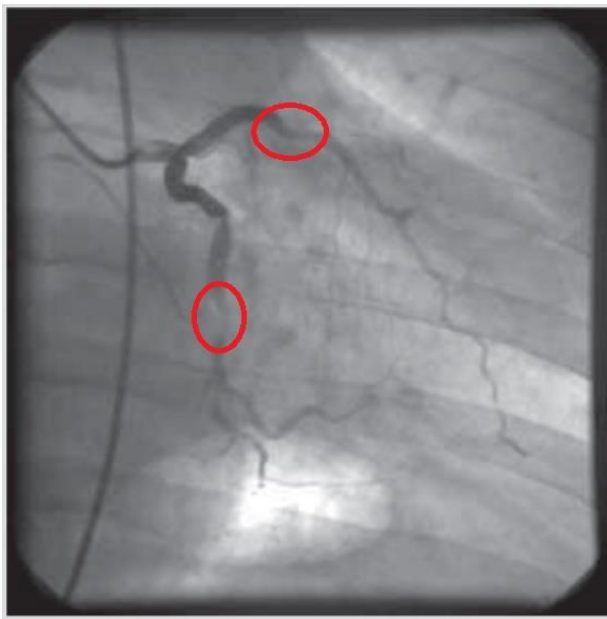
Ateroskleróza (arterioskleróza) je chronické onemocnění tepen, při němž vznikají vazivové pláty ve vnitřní vrstvě tepenné stěny. Je nejčastější příčinou vzniku stenóz (trvalých zúžení) na tepnách. Proces je spuštěn při poškození endotelu. Do poškozených míst se dostávají z krve lipoproteiny a krevní destičky. Svalové buňky ze střední vrstvy stěny migrují do vnitřní vrstvy a množí se tam, produkují kolagen a elastin, který je základem vazivového aterosklerotického plátu. Ke zvětšování plátu mohou přispět nahromaděné krevní destičky, které vytvoří malou sraženinu (trombus), jež může být zabudován do tepenné stěny. Plát se rozrůstá směrem dovnitř tepny. Nejčastěji bývají postiženy věnčité tepny a karotidy (krkavice). [5]

Stenóza může být symetrická i asymetrická. Asymetrie může vést k ještě většímu zvětšení smykového napětí, snížení objemového toku a většímu poklesu tlaku v postižené oblasti. [6], [7]

2.6.1 Nebezpečí stenóz

Karotidy jsou hlavní tepny vedoucí do mozku. Jejich zúžení v kombinaci s nerovným povrchem plátu vede k tvorbě sraženin, které se mohou odtrhnout a doplavit se krví až do cév o menším průměru, které mohou ucpat. Druhou příčinou ucpání cév související se stenózou může být ucpání odtrženým kusem aterosklerotického plátu. Z narušeného povrchu aterosklerotického plátu mohou vystupovat kolagenní vlákna, která ještě umocňují srážení krve v místě stenózy. Tkáně za místem ucpání trpí nedokrvením (ischemií). Toto může vést v nejhorším případě k cévní mozkové příhodě. [8], [9]

Věňčité (koronární) tepny jsou tepny, které zásobují krví srdeční sval. Stenózy v těchto tepnách způsobují především dlouhodobé nedokrvení části srdce projevující se palčivou bolestí. Pokud se do zúženého místa doplaví sraženina a zcela tepnu ucpe, postižené buňky srdeční svaloviny odumírají. Tento stav je známý pod názvem infarkt myokardu. [10]



Obr. 3 Stenózy části levé koronární tepny, upraveno dle [31]

2.6.2 Léčba

Závažnost problému se stanovuje zejména na základě velikosti stenózy. Pokud je průřez cévy menší o více jak 50 %, v některých případech nastává nutnost lékařského zákroku. Menší blokace se léčí pomocí léků. Zvýšené riziko v případě věňčitých tepen i karotid představuje stenóza od 70 % zmenšení průřezu. [11]

V případě karotid lze stenózy odstranit chirurgicky odstraněním vnitřní vrstvy tepny, zákrok se nazývá endarterektomie. V případě věčtých tepen se praktikuje buď koronární intervence (roztažení cévy v místě stenózy balónkem a vyztužení stentem), nebo bypass. [12]

3 Mechanika tekutin

3.1 Obecné základy mechaniky tekutin

3.1.1 Viskozita

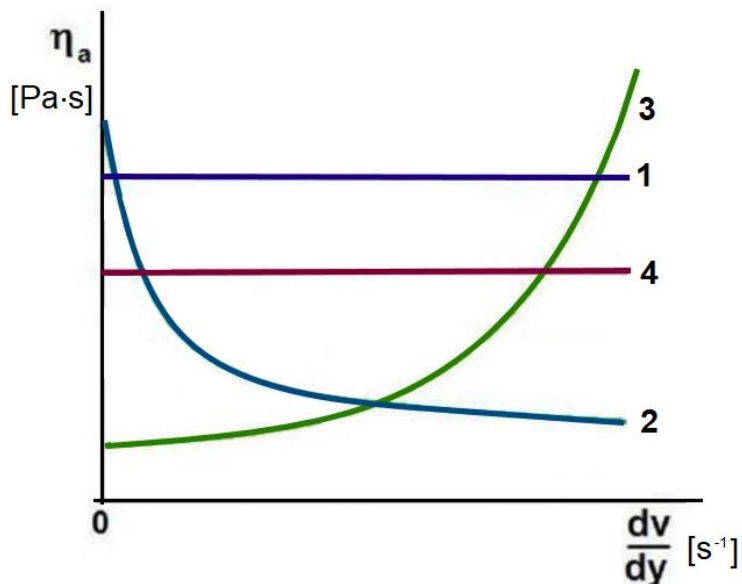
Významnou fyzikální vlastností tekutin je viskozita, která vyjadřuje jejich schopnost přenášet tečná napětí. Viskozita je příčinou odporu tekutiny proti tečení a příčinou vzniku tečného napětí mezi tekutinou a stěnou nádoby. Newtonův zákon

$$\tau = \eta \frac{dv}{dy}, \quad (1)$$

kde τ (Pa) je tečné napětí, η (Pa.s) je dynamická viskozita, $\frac{dv}{dy}$ (s⁻¹) je rychlost smykové deformace, platí pro laminární proudění newtonských tekutin. Dále je definována kinematická viskozita ν (m²/s) jako podíl dynamické viskozity η a hustoty ρ (kg/m³). Pro newtonské tekutiny tedy platí, že dynamická viskozita je závislá pouze na teplotě, tečné napětí je v čase neměnné a lineárně závislé na rychlosti smykové deformace.

U nenewtonských tekutin závisí dynamická viskozita na mnoha proměnných, proto se u nich zavádí obecná proměnná zvaná zdánlivá viskozita η_a (Pa.s). Rozdělujeme je na pseudoplastické, dilatantní a binghamské. Pro pseudoplastické nenewtonské tekutiny platí, že jejich zdánlivá viskozita se snižuje s rostoucí rychlostí smykové deformace. Opačnou vlastnost mají dilatantní tekutiny. Binghamské tekutiny vykazují tečení až po překročení určité hodnoty tečného napětí. [13]

Další podskupiny neneutonských tekutin představují tekutiny se zdánlivou viskozitou závislou na době namáhání. Rozdělují se na tixotropní a reopektické. S rostoucí dobou působení smykového napětí se zdánlivá viskozita tixotropních tekutin zmenšuje a reopektických naopak zvětšuje. [14]



Obr. 4 Závislost zdánlivé viskozity na rychlosti smykové deformace různých tekutin: 1 - newtonské, 2 - pseudoplastické, 3 - dilatantní, 4 - binghamské, upraveno dle [33]

3.1.2 Proudění

Proudění (tok, tečení) je obecně pohyb tekutiny. Zabývá se jím oblast dynamiky tekutin. Každé skutečné proudění je třírozměrné a velmi často nestacionární, což znamená, že v daném místě proudění se jeho rychlost s časem mění. Pro usnadnění popisu někdy uvažujeme proudění jednorozměrné (popř. dvojrozměrné) a stacionární. Jeden rozměr takového proudění převládá nad zbylými dvěma a rychlost v daném místě je v čase neměnná. Při jednorozměrném stacionárním proudění vazké kapaliny se část její počáteční energie přemění v teplo (disipuje). Z toho důvodu je nutné v energetických rovnicích pro proudění vazké tekutiny počítat se změnou vnitřní energie.

Dále rozlišujeme laminární a turbulentní proudění. Při prouděním laminárním se „posouvají“ rovnoběžné vrstvy tekutiny a nemísí se. Turbulentní proudění představuje neuspořádané proudění s víry, trajektorie částic tekutiny jsou

nepravidelné, protínají se, tekutina se mísí v celém objemu. Pro obě proudění však platí, že okamžitá rychlost tekutiny na obtékané (protékané) stěně je nulová. K jednoduššímu rozlišení lze využít příklad potrubí kruhového průřezu. Reynoldsovo číslo

$$Re = \frac{vd}{\nu}, \quad (2)$$

kde ν (m²/s) je střední objemová rychlost proudění, d (m) je průměr potrubí a ν je kinematická viskozita (m²/s), rozděluje laminární a turbulentní proudění při kritické hodnotě $Re_k = 2300$. Avšak není nemožné, aby i při vyšším Reynoldsově čísle existovalo laminární proudění. Takové laminární proudění bude nestabilní a i malé poruchy proudu (např. při vstupu do potrubí) zapříčiní vznik turbulencí. Při $Re < Re_k$ poruchy proudu tlumí viskozita tekutiny. [13], [15]

3.1.3 Rovnice pro vazké tekutiny

Pokud uvažujeme stacionární proudění vazké (viskózní) nestlačitelné tekutiny trubici konečného průřezu, je objemový tok \dot{V} stejný ve všech jejích průřezech. Rychlost tekutiny jako funkce poloměru v obecném průřezu trubice nabývá různých hodnot. V každém průřezu A lze určit střední objemovou rychlost v jako podíl \dot{V}/A . Rovnice kontinuity má potom stejný tvar jako pro nevazké tekutiny dle rovnice (3).

$$A_1 v_1 = A_2 v_2 = konst, \quad (3)$$

$A_{1,2}$ (m²) je plocha vstupního (výstupního) průřezu kontrolní oblasti trubice a $v_{1,2}$ (m/s) je střední objemová rychlost tekutiny po celém průřezu $A_{1,2}$. [13]

Další z důležitých rovnic pro uvažované podmínky je Hagen-Poiseuillův zákon, který vyjadřuje objemový tok \dot{V} (m³/s) mezi dvěma průřezy trubice o poloměru r .

$$\dot{V} = \frac{\pi(p_1 - p_2)r^4}{8l\eta}, \quad (4)$$

kde $p_1 - p_2$ (Pa) je rozdíl hydrostatických tlaků na začátku a na konci měřeného úseku délky l (m). [16]

Pro rovnici energetickou opět předpokládáme stacionární proudění vazké nestlačitelné tekutiny mezi dvěma různými průřezy trubice $A_{1,2}$ bez přívodu energie zvenčí. Vlivem disipace se mění vnitřní energie U soustavy vymezené kontrolní oblastí, uvažujeme $U_2 > U_1$. Bernoulliho rovnice má tvar

$$gh_1 + \frac{p_1}{\rho} + \kappa_1 \frac{v_1^2}{2} = gh_2 + \frac{p_2}{\rho} + \kappa_2 \frac{v_2^2}{2} + e_z, \quad (5)$$

kde g (m/s^2) je tíhové zrychlení, $h_{1,2}$ (m) je vzdálenost osy vybraných průřezů od zvolené horizontální základní roviny, $p_{1,2}$ (Pa) je tlak v ose vybraných průřezů, ρ (kg/m^3) je hustota proudící tekutiny, $\kappa_{1,2}$ (bezrozměrné) je Coriolisův součinitel, $v_{1,2}$ (m/s) je střední rychlost tekutiny a e_z (J/kg) je měrná ztrátová (disipovaná) energie. Právě z důvodu dosazení střední rychlosti do rovnice je nutný korekční Coriolisův součinitel, který udává poměr mezi skutečnou energií proudění s rychlostí proměnnou po průřezu a energií proudění s rychlostí konstantní po průřezu. Pro laminární proudění se využívá $\kappa=2$, pro turbulentní $\kappa=1$. [13]

3.1.4 Hydraulické ztráty

Hydraulickou ztrátu představuje snížení počáteční mechanické energie proudící tekutiny a její přeměna ve vnitřní energii (disipace). Tato energetická „ztráta“ resp. ztrátová energie je závislá na mnoha parametrech, zejména na rychlosti proudění, geometrii potrubí a viskozitě tekutiny. Ztráty lze obecně dělit na třecí a místní.

3.1.4.1 Třecí ztráty

Třecí ztráty jsou ovlivněny hustotou, viskozitou, koncentrací, množstvím proudící tekutiny, průměrem, délkou a drsností potrubí. Existuje mnoho empirických vztahů pro výpočet energetických ztrát, jeden z nejznámějších je Weissbachův vzorec

$$e_z = \lambda \frac{l v^2}{d}, \quad (6)$$

v němž e_z je měrná disipovaná energie (J/kg), λ je bezrozměrný součinitel třecích ztrát, l (m) je délka potrubí, d (m) je průměr potrubí a v (m/s) je střední objemová rychlost proudění. [13]

3.1.4.2 Místní ztráty

K místním ztrátám dochází v místech náhlé změny geometrie potrubí, např. při změně velikosti průřezu potrubí nebo změně směru proudu. Změna geometrie narušuje proud tekutiny a část jeho energie se spotřebuje na vytvoření víru v daném místě. Měrnou ztrátovou energii místní ztráty lze vyjádřit jako násobek měrné kinetické energie

$$e_z = \zeta \frac{v^2}{2}, \quad (7)$$

kde ζ je bezrozměrný ztrátový součinitel a v (m/s) je střední objemová rychlost proudění.

Pro některé typické oblasti existují experimentálně stanovené hodnoty ztrátových součinitelů, například pro vstup do potrubí. Ztrátový součinitel je závislý na geometrii místa a někdy i na Re . Pro tuto práci je významná ztráta náhlým rozšířením průřezu, tzv. Bordova ztráta. [13]

Rozšíření průřezu potrubí způsobí pokles rychlosti a zvýšení tlaku. Teoretický nárůst tlaku (v ideální nevazké tekutině) by byl roven rozdílu kinetických tlaků $\Delta p_{teor} = \frac{\rho(v_1^2 - v_2^2)}{2}$, ale skutečný nárůst tlaku („ztrátový tlak“) je menší o rozdíl statických tlaků za a před rozšířením $p_2 - p_1$, tedy je dle [13] roven

$$p_z = \Delta p_{skut} = \rho \frac{v_1^2 - v_2^2}{2} - (p_2 - p_1). \quad (8)$$

Dalšími úpravami získáme dle [13] výsledný vztah pro ztrátovou energii

$$e_z = \frac{(v_1 - v_2)^2}{2} = \zeta_1 \frac{v_1^2}{2}, \quad (9)$$

kde ztrátový součinitel je

$$\zeta_1 = \left(1 - \frac{A_1}{A_2}\right)^2. \quad (10)$$

3.2 Hemodynamika

Hemodynamika je vědní obor, který se zabývá mechanikou toku krve uvnitř cévního systému. Vzhledem k některým vlastnostem krve a proudění v cévách je

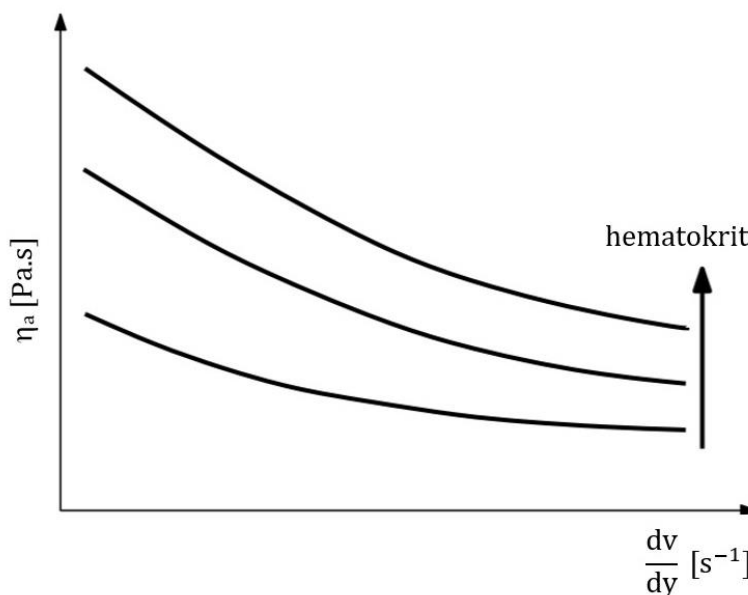
problematika komplikovaná a odlišuje se od základních principů popsaných v předchozí kapitole. [17]

Jsou to zejména tyto vlastnosti:

- a) proudění je nestacionární, [18]
- b) proudění se na vstupu aorty mění z turbulentního na laminární, v celém řečišti mohou vznikat lokální víry, [17], [19]
- c) proudění v tepnách má pulzující charakter, [18]
- d) aorta se mnohonásobně větví na asi 10^8 cév, [17]
- e) cévy kontinuálně mění svůj průměr, [17]
- f) srdce vhání krev do oběhu v dávkách, [17]
- g) krev je suspenze částic ve vodném roztoku, [17]
- h) krev mění svoji hustotu. [20]

3.2.1 Reologické vlastnosti krve

Reologie se zabývá deformováním a tečením hmoty způsobeným napětím. Mezi reologické vlastnosti krve lze zařadit pseudoplasticitu, viskoelasticitu a tixotropii. Jelikož se krev obecně chová jako nenevtonská kapalina, její viskozita závisí na mnoha faktorech. Jedním z nich je podíl červených krvinek v krvi, tzv. hematokrit. Čím vyšší hematokrit vykazuje krev, tím strmější je pokles její zdánlivé viskozity s rostoucí rychlostí smykové deformace, jak lze vidět na obr.5.



Obr. 5 Závislost zdánlivé viskozity krve na rychlosti smykové deformace, upraveno dle [14]

Červené krvinky ovlivňují viskozitu krve také tím, že jsou schopné měnit svůj tvar. Přeměňují se z bikonkávního tvaru na eliptický, aby prošly nejtenčími kapilárami, a přitom se snižuje viskozita krve. Při malých smykových napětích dochází ke shlukování červených krvinek, čímž se zdánlivá viskozita krve naopak zvětšuje. [14], [21]

Viskoelastické látky spojují vlastnosti elastických a viskózních látek. Odezva viskoelastických materiálů na zatížení je vždy nějakou kombinací elastické a viskózní deformace. Konstantní elastická deformace se objeví ihned po zatížení elastického materiálu konstantním zatížením a po odlehčení je vratná. Viskózní materiál se při konstantním zatížení deformuje konstantní rychlostí a akumulovaná deformace za čas zatěžování není po odlehčení vratná. Viskoelasticita není vlastností pouze krve, ale společným projevem systému krve, cév a tkání. [21], [22]

Tixotropie se projevuje spíše při menších smykových napětích působících po delší dobu, je přechodným jevem a značně záleží na složení krve, proto se může u různých jedinců projevovat odlišně. [22]

3.2.2 Krevní tlak

Protože proudění krve v tepnách má pulzující charakter, jeho vlastnosti se cestou k periférii výrazně mění. Největší rychlosti (až 1 m/s) dosahuje krev ve vzestupné aortě při vypuzovací fázi systoly. V důsledku toho je zde proudění lokálně turbulentní, další víření nastávají zejména ve větvení a ohybu větších tepen. Průměrná rychlost krve v aortě člověka v klidu je cca 0,2 m/s. S rostoucí vzdáleností od levé komory se maximální rychlost ještě zmenšuje, čímž se prodlužuje doba, po kterou se krev jednoho systolického objemu zdržuje v tepně. (Extrémní situace nastává ve vzestupné aortě, kde krev proudí pouze při vypuzovací fázi systoly a část se během diastoly dokonce vrací k srdci a uzavírá aortální chlopu). V tepnách vzdálenějších od srdce již proudí krev nepřetržitě. Směrem ke kapilám se tedy proudění zpomaluje, „zklidňuje“ a výrazně se zmenšuje amplituda proudového pulzu. Tato schopnost tepen měnit charakter proudění se nazývá pružnickový efekt. [2]

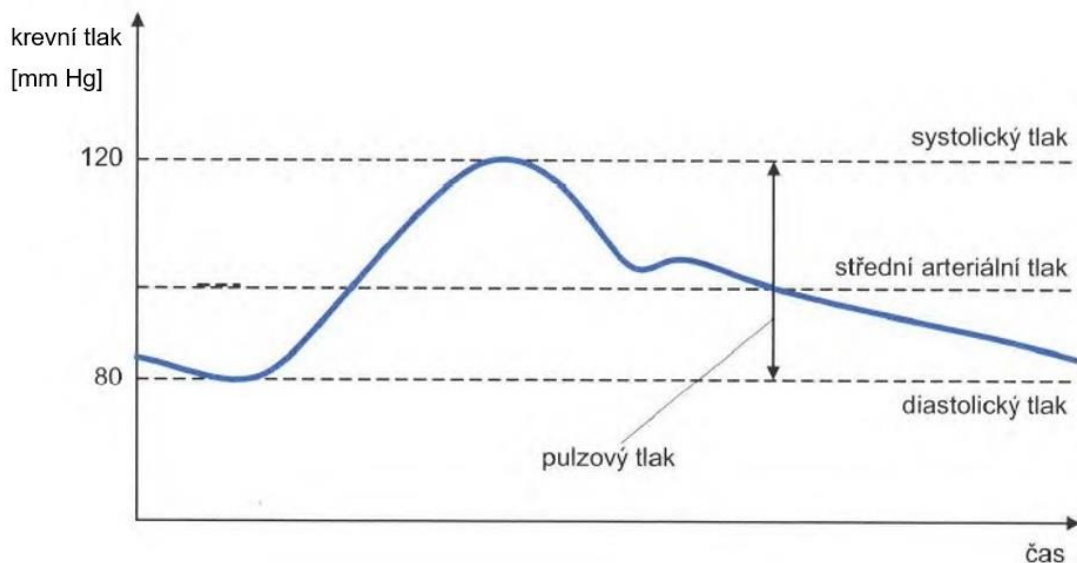
Pružnickový efekt je zaručen elastickou složkou *tunica media*. Stěna se roztáhne při nárazu krve, část kinetické energie krve se přemění na okamžité zvýšení

kapacity tepny, hlavní proud krve odeče, stěna se vrátí do neroztaženého stavu, čímž je vypuzen objem krve setrvávající v rozšíření. [2]

Vypuzení krve při vypuzovací fázi systoly vyvolá náhlé zvýšení tlaku v tepnách, tzv. tlakový pulz. Poté tlak prudce klesá až do začátku diastoly, kdy opět mírně vzroste (náraz části krve ze vstoupné aorty na aortální chlopeň), a pozvolně klesá dál až do další vypuzující fáze systoly viz obr.6. Nejvyšší dosažená hodnota tlaku během systoly se nazývá systolický tlak, nejnižší dosažená hodnota během diastoly se nazývá diastolický tlak. Jejich rozdíl je tlak pulzový. Další používanou hodnotou je střední arteriální tlak (MAP) zavedený vztahem

$$MAP = \frac{1}{3}p_{sys} + \frac{2}{3}p_{dias}. \quad (11)$$

Střední arteriální tlak není aritmetickým průměrem tlaku systolického a diastolického proto, že diastola trvá déle než systola. Pružnickový efekt zmírňuje kolísání středního arteriálního tlaku. [2], [23]



Obr. 6 Průběh krevního tlaku v závislosti na čase, upraveno dle [17]

Matematicky lze skutečný krevní tlak popsat jako periodicky opakující se vlnu a uvažovat průběh tlakového gradientu jako harmonickou oscilaci. S pulzujícím tlakem úzce souvisí pulzující charakter proudění. Výpočet objemového toku jako funkce tlakového gradientu je oproti Hagen-Poiseuillově zákonu komplikovanější, avšak za určitých zjednodušujících předpokladů lze použít tento zákon i pro krev v tepnách o minimálním průměru 0,5 mm. Krev proudící užšími cévami totiž nelze považovat za newtonskou tekutinu. Zjednodušující předpoklady jsou

např. nulová rychlost krve na stěně tepny, dokonale válcový tvar tepny, dokonale tuhá tepenná stěna, jejíž průměr se nemění s tlakem atd. Dále rozhodně není možné uplatnit rovnici v místě změny průřezu cévy nebo v ohybu, kde se mohou objevit víření. [18]

Hagen-Poiseuillov zákon se v hemodynamice dá využít např. k vyjádření periferního odporu, který znázorňuje, proč je změna průměru cév jejich hlavním regulačním nástrojem. [17]

3.2.3 Periferní odpor

Periferním odporem rozumíme celkový odpor všech cév tělního oběhu vůči protékající krvi, značeno R . Největší podíl na celkovém periferním odporu mají tzv. rezistenční cévy. Rezistenční cévy jsou ty, které regulují přítok krve k orgánům a tkáním, patří sem tepénky a venuly. Tepénky se podílejí na celkovém periferním odporu mnohem více než venuly. [17]

Pokud objemový průtok krve vyjádříme,

$$\dot{V}_k = \frac{p_1 - p_2}{R}, \quad (12)$$

kde $p_1 - p_2$ (Pa) je rozdíl tlaků mezi začátkem a koncem délkového úseku jedné cévy, lze použitím Hagen-Poiseuillova zákona podle [17] zapsat celkový periferní odpor jako

$$R = \frac{8\eta l}{\pi r^4}. \quad (13)$$

4 Optické metody v dynamice tekutin

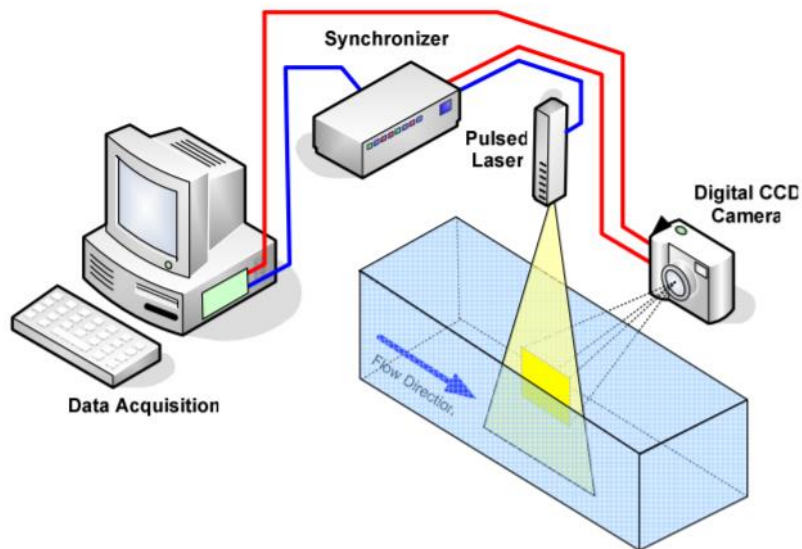
Optické metody slouží obecně k experimentálnímu určení vlastností proudící tekutiny pomocí zviditelnění částic v tekutině. Jsou neintruzivní, tzn. není nutná přítomnost měřícího zařízení uvnitř proudu tekutiny, což by mohlo způsobit lokální přerušování proudění a víry. Díky tomu jsou tyto metody hojně rozšířené v technické praxi. Následující dvě zmíněné metody slouží k měření rychlosti proudění v daném průřezu nebo objemu. [24]

4.1 Metoda PIV

Particle Image Velocimetry je optická metoda, pomocí níž se měří rychlostní pole. Rychlost proudění v daném místě se vyhodnocuje jako rychlost značkovacích částic uměle přidaných do pracovní tekutiny. Částice by měly být rovnoměrně rozloženy v proudící tekutině a neměly by nijak ovlivňovat vlastnosti proudění. Musí být chemicky stálé a korozivzdorné. Měly by být dostatečně malé na to, aby byly snadno unášeny tekutinou, ale zároveň by měly mít dostatečně velký povrch, aby se z něj rozptýlilo potřebné množství světla pro vytvoření obrazu částice na kameře. Např. pro měření ve vodě se používají polystyrenové nebo duté skleněné kuličky s průměrem 5 až 100 μm . [24], [25]

K měření je potřeba zdroj světla, fotoaparát (kamera) a vyhodnocovací software, typické uspořádání je na obr.7. Směr proudění tekutiny je kolmý k optické ose objektivu a rovnoběžný se světelným listem vysílaným zdrojem. Optická osa objektivu je tedy kolmá ke světelnému listu, s nímž splývá objektová rovina. Proudící tekutina je v krátkých časových intervalech osvětlována zdrojem a částice nacházející se v daném okamžiku v objektové rovině jsou zaznamenány na fotografii, na níž se jeví jako bílé skvrny na černém pozadí.

Jako zdroj světla se často využívá pulsní laser, protože osvětluje průřez proudu tekutiny po tak krátký čas, že poloha částice se během jednoho osvětlení nezmění, a je tedy přesně daná na každé fotografii. Laser navíc dodává dostatečný světelný tok pro vytvoření fotografie. K záznamu obrazu se využívají kamery s CCD čipem (charge coupled device). [26]



Obr. 7 Schéma měření metodou PIV [32]

Každá fotografie je vyhodnocovacím softwarem rozdělena na několik pravoúhlých oblastí. Software porovnává vždy dvě stejné oblasti dvou po sobě následujících snímků. V těchto oblastech je mnoho obrazů částic, jejichž poloha se na jednotlivých snímkách liší, přičemž posunutí obrazů částic není stejné. V každé oblasti se hledá průměrné posunutí obrazu částic pomocí výpočtu korelační funkce, typicky se numericky určuje vzájemná korelační funkce. Poloha maxima vzájemné korelační funkce přímo odpovídá hledanému průměrnému posunutí. [26]

Vyhodnocovací software určí z průměrných posunutí částic ve všech oblastech všech dvojic po sobě jdoucích fotografií rychlosti tekutiny v jednotlivých místech. Získaná data jsou tedy množství čtveřic údajů – dvě složky vektoru rychlosti v daném místě určeném dvěma souřadnicemi. [25], [26]

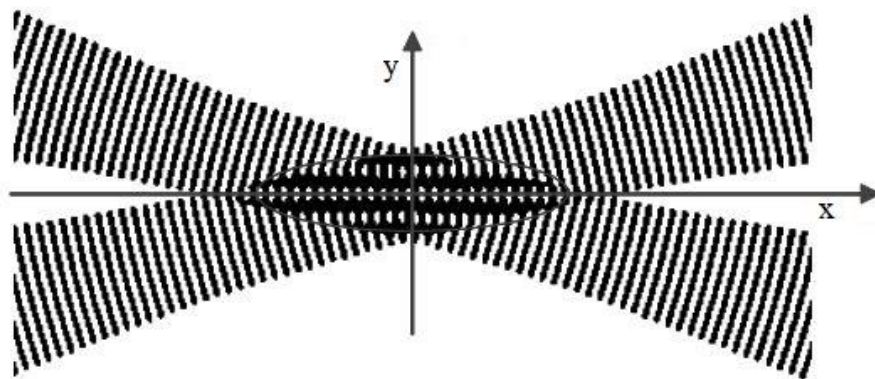
4.2 Metoda LDA

Laser Doppler Anemometry slouží také k měření rychlosti snímaných značkových částic uměle přidaných do tekutiny. Metoda je založena na Dopplerově jevu, tedy rychlost částice se určuje pomocí změny frekvence elektromagnetického vlnění před a po střetu s částicí. Je nutné podotknout, že změna frekvence může být měřena přímo pouze při velmi vysokých rychlostech částic, v běžné praxi je nutné měřit změnu frekvence světla rozptýleného o částici pomocí dvou laserových paprsků vzniklých rozdělením jednoho laserového paprsku ze zdroje. Složením (interferencí) dvou vlnění velmi blízkých frekvencí

v přijímači (blízkých, protože vycházejí z jednoho zdroje) se získá výsledná frekvence zvaná Dopplerova f_D (skládání dvou vlnění blízkých frekvencí je známo jako rázy). Získaná Dopplerova frekvence pro jednu částici je přímo úměrná velikosti složky rychlosti částice ve směru kolmém na směr šíření vln.

Při představě paprsků jako vlnění je vidět, že v prostoru, v němž se protínají dva průběhy, vznikají rovnoběžné roviny světla a tmy viz obr.8. Vzdálenost těchto rovin je rovna vzdálenosti z , kterou urazí částice za čas $t = \frac{1}{f_D}$. Paprsky rozptýlené proudem tekutiny zachytávají čočky a směřují je do fotodetektoru, který převádí jejich frekvenci na elektrický signál. Výsledkem zpracování signálu je určení Dopplerovy frekvence pro každou částici a určení vzdálenosti z . Okamžitá rychlost částice je dle [24] a [25]

$$u = \frac{z}{\frac{1}{f_D}} = z \cdot f_D. \quad (14)$$



Obr. 8 Interference dvou paprsků vzniklých rozdělením jednoho laserového paprsku [24]

4.3 Fyzikální souvislosti měření PIV

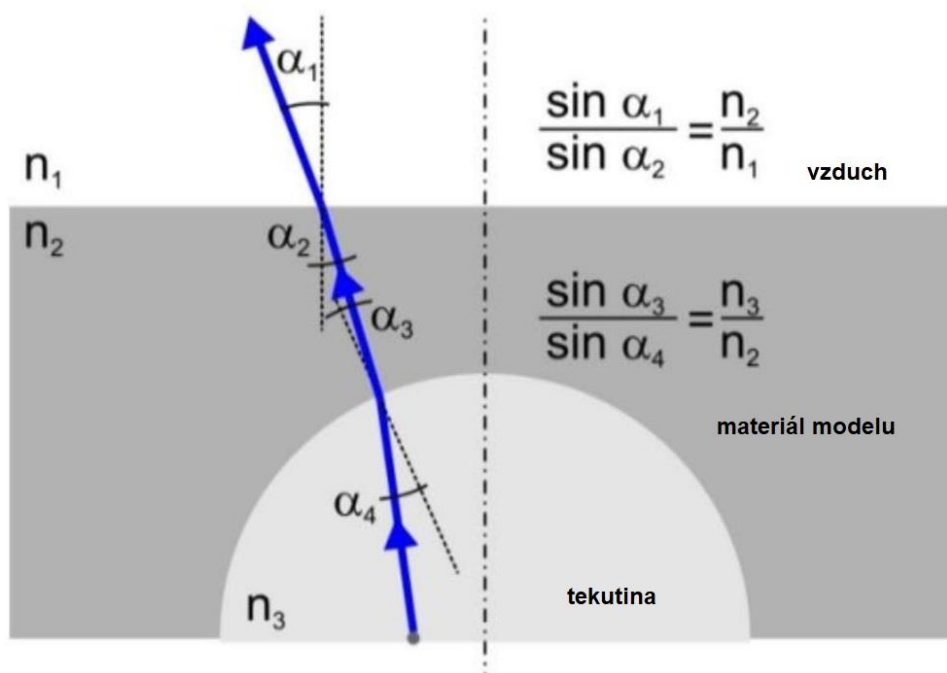
Optické metody vyžadují průhlednou tekutinu a dobrý optický přístup zdroje i snímače světla k proudící tekutině např. skrz okna. Odrazy světla a rozptyl světla o cokoliv jiného než o značkovací částice jsou nežádoucí. Deformaci obrazu PIV nejčastěji způsobuje prosvícení optických prostředí s odlišným nebo nehomogenním indexem lomu. Rušení obrazu PIV navíc způsobují odrazy, které vznikají právě na rozhraní dvou optických prostředí s odlišným indexem lomu. [24], [27]

Absolutní index lomu optického prostředí (index lomu) je bezrozměrná fyzikální veličina, která udává poměr rychlosti světla ve vakuu ku rychlosti světla v optickém prostředí, a tedy je vždy větší nebo rovna 1. Světelný paprsek při průchodu dvěma optickými prostředími s různými indexy lomu mění svůj směr. Změna směru paprsku lze vyjádřit pomocí Snellova zákona

$$\frac{\sin \alpha_{1d}}{\sin \alpha_{2l}} = \frac{n_2}{n_1}, \quad (15)$$

v němž α_{1d} reprezentuje úhel dopadu (=úhel, jež svírá dopadající paprsek s kolmicí dopadu) a α_{2l} reprezentuje úhel lomu (=úhel, který svírá lomený paprsek s kolmicí dopadu). [15]

Vznik prostorové deformace obrazu PIV lze ukázat na příkladu vnitřní zakřivené stěny modelu, kterým proudí tekutina. Model a tekutina mají odlišný index lomu. Úhel lomu paprsku závisí na vzdálenosti kolmice dopadu od osy zakřivené stěny, jak lze vidět na obr.9. Vyhodnocení takového obrazu je složité. Při použití materiálů o stejném indexu lomu se eliminuje vliv zakřivení stěny a lom nastává pouze na rozhraní prostředí mezi modelem a vzduchem, které nezpůsobuje prostorovou deformaci obrazu. [27]



Obr. 9 Vliv indexů lomu na prostorovou deformaci obrazu metody PIV, upraveno dle [27]

5 Experiment

Hlavní náplní experimentální části této práce je návrh, kompletní příprava a ukázka měření pomocí optické metody PIV. Východiskem pro návrh experimentu byla potřeba z určitého hlediska zobrazit a zmapovat chování krve proudící cévou s opakovanou stenózou. Hledisko sledované tímto experimentem byla rychlost proudění. Připravovaný experiment měl nasimulovat podmínky, které jsou v lidské karotidě o vnitřním průměru 5 mm při průtoku 600 až 1500 ml/min.

5.1 Návrh modelu

Jednotlivé části modelu bylo potřeba před vlastní výrobou nejprve navrhnout a vymodelovat pomocí počítačových programů.

5.1.1 Volba materiálů

Vzhledem k měření optickou metodou byla nutná podmínka, aby pracovní tekutina i materiál modelu byly průhledné a měly stejný index lomu. Na základě zkušeností získaných týmem v laboratoři nestacionárního proudění a hemodynamiky byl zvolen pro výrobu modelu Sylgard 184, který má podle [28] index lomu přibližně 1,43. Je to silikonový elastomer dodávaný výrobcem jako 2 oddělené tekuté složky, jež je potřeba smíchat a posléze nechat vytvrdnout ve formě. Vytvrzení lze uskutečnit při pokojové teplotě, urychleně při zvýšené teplotě nebo kombinací obojího. Mechanické vlastnosti hotového modelu závisí na podmínkách vytvrzování. Při pokojové teplotě (23°C) Sylgard 184 dostatečně ztvrdne po 24 hodinách, všechny mechanické vlastnosti získá po 7 dnech. Výsledkem je tuhý, pružný, teplotně stabilní model.

Pracovní tekutinu bylo potřeba zvolit tak, aby se index lomu mohl snadno měnit a přizpůsobovat Sylgardu 184. Roztok vody a glycerolu mění index lomu s hmotnostní koncentrací mezi $n = 1,3$ až $1,5$ [29]. Glycerol je bezbarvá viskózní polární kapalina, lze ho tedy neomezeně mísit s vodou. Příprava roztoku je jednoduchá, bezpečná a provádí se při pokojové teplotě.

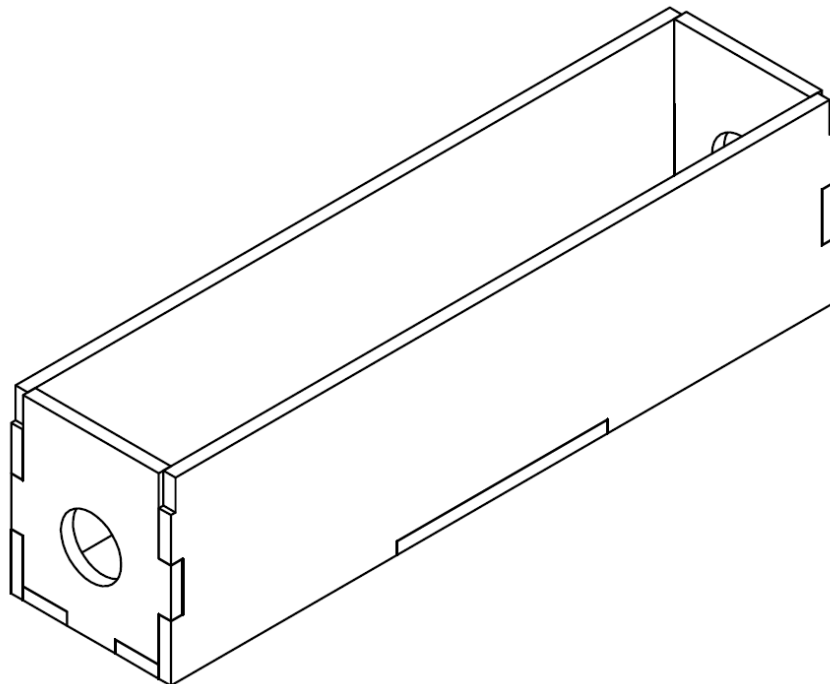
5.1.2 Geometrie modelu

Požadovaný model musel mít rovné vnější stěny a pracovní tekutina musela proudit skrze něj průchozími otvory symbolizujícími cévy se stenózami. Bylo

rozhodnuto, že Sylgard 184 bude odléván do hranaté formy a do jejího vnitřního prostoru bude vloženo jádro z materiálu PVA. Po vytvrdnutí Sylgardu 184 budou jádro i vnější forma odstraněny.

5.1.2.1 Forma

Forma na odlévání byl otevřený kvádr o vnějších rozměrech 53×59×220 mm a tloušťce stěny 4 mm. Rozměry byly navrženy tak, aby kolem jader byla vrstva Sylgardu 184 minimálně 15 mm. Ve výšce 22,5 mm od vnitřní podstavy probíhala středem formy osa jádra.

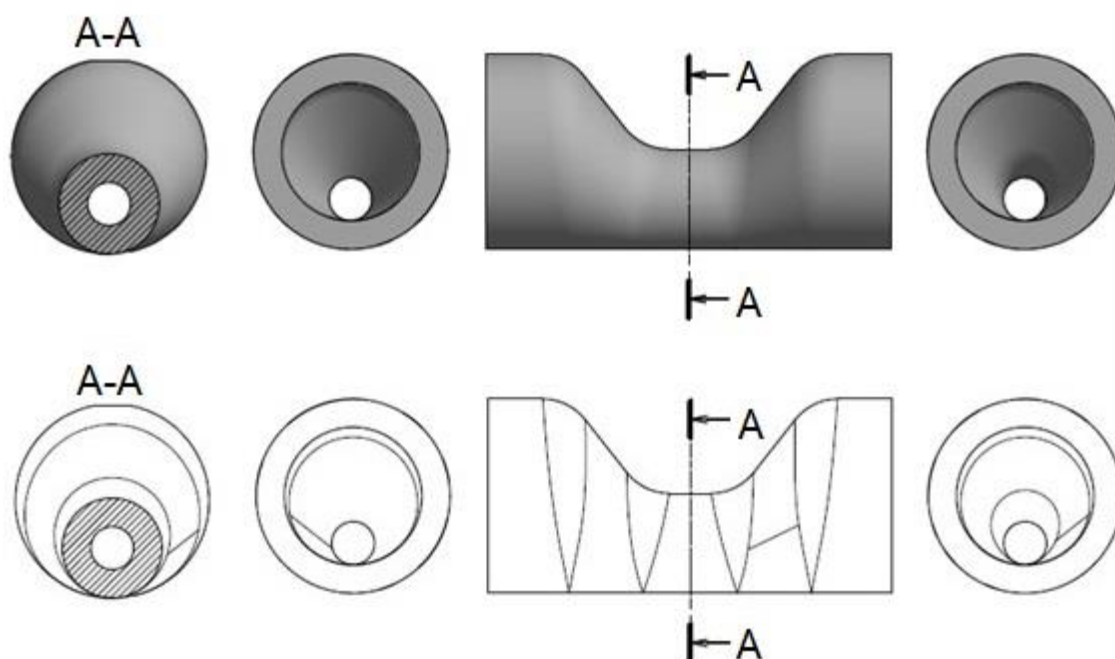


Obr. 10 Forma na odlévání

5.1.2.2 Jádra

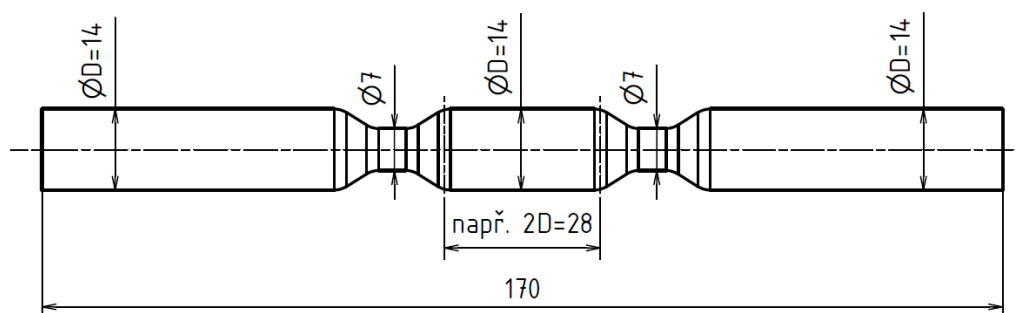
Jádra byla vymodelována jako duté rotační válce s různými zúženími. Vnější průměr všech jader byl $D = 14$ mm, v nejužším místě byl vnější průměr 7 mm. Menší průměry, které by přesně odpovídaly zadání, nebylo možné vyrobit vzhledem k limitům technologie 3D tisku. Na základě výsledků podle [30] byl průřez trubice v nejužším místě zmenšen o 75 %, aby bylo znatelné vzájemné ovlivnění stenóz, které menší stenózy nevykazovaly.

Symetrickou stenózu představují dva komolé kužele s válcovým spojením dlouhým cca 5 mm. Asymetrická stenóza je umístěna tak, že lze najít rovinu, v níž průmět 1 cévní stěny stenóza nezužuje. Osa její válcové části není shodná s osou cévy, celý útvar není ani rotačně symetrický. Nejužší válcová část je dlouhá asi 3 mm. Konkrétní geometrie asymetrického zúžení není pro experiment podstatná, protože reálné asymetrické stenózy jsou různé pro každou cévu lidského těla. Následující obrázky proto neobsahují kóty. Výrobní výkresy všech jader jsou uvedeny v přílohách této práce.



Obr. 11 Detail 3D modelu asymetrické stenózy

Jádra obsahovala jednu nebo dvě stenózy a lišila se kombinací a umístěním stenóz. Jedna trojice jader obsahovala pouze symetrické stenózy, druhá trojice jader obsahovala vždy jednu symetrickou a jednu asymetrickou stenózu. Vzdálenost mezi stenózami byla 2D, 3D a 4D. Dvě jádra obsahovala pouze jednu stenózu – symetrickou a asymetrickou.



Obr. 12 Příklad jádra se symetrickými stenózami

Pro lepší orientaci byly modely označeny písmeny dle uspořádání jader.

Tabulka 1 Označení modelů

Označení modelu	Druh stenózy	Vzdálenost stenóz
A	Symetrická	---
B	Symetrická	2D
C	Symetrická	4D
D	Symetrická	3D
E	Kombinovaná	2D
F	Kombinovaná	4D
G	Kombinovaná	3D
H	Asymetrická	---

5.2 Výroba modelu

5.2.1 Výroba formy

Forma byla vyrobena lepením z několika kusů plexiskla. Musela být snadno rozebratelná, aby nedošlo při sundávání k poškození modelu. Jednotlivé díly formy do sebe zapadaly pomocí mělkých zámků a byly lepeny bodově nanášeným lepidlem na plexisklo. Lepené spoje byly navíc zevnitř potřeny silikonovým tmelem, protože dostatečně netěsnily před vzduchem a při pozdějším vakuování skrze ně pronikaly do Sylgardu 184 nežádoucí vzduchové bubliny.

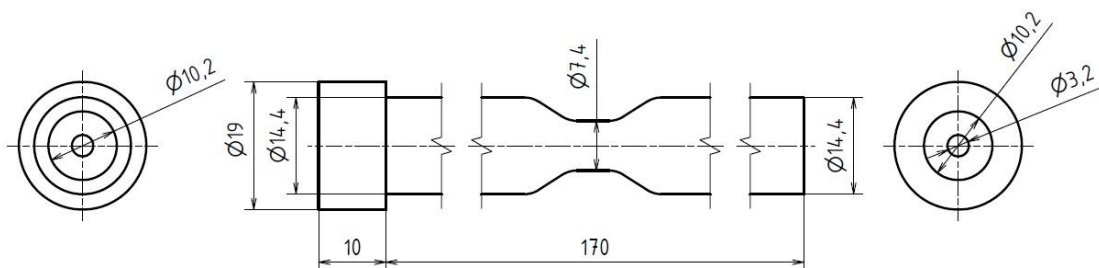
3D model formy byl vytvořen pomocí CAD programu, který umožnil vyexportovat pálicí plán pro strojové řezání dílů. Díly byly vyřezány na CNC laserovém řezacím stroji z desek plexiskla. Vnitřní povrchy delších stěn formy musely být dostatečně kvalitní, aby bylo dosaženo vysoké kvality vnějšího povrchu delších stěn modelu, které byly prosvěcovány diodou. Povrchové nedokonalosti by způsobily nežádoucí rozptyl a lom paprsku, který znehodnocuje obraz zachycený kamerou. Z toho důvodu bylo použito plexisklo potažené z jedné strany ochrannou fólií.

Do dna formy byly vygravírovány podél krátkých stran malé středové značky, kterými procházela podélná rovina souměrnosti formy. Tyto značky sloužily později ke správnému umístění světelného listu vysílaného diodou.

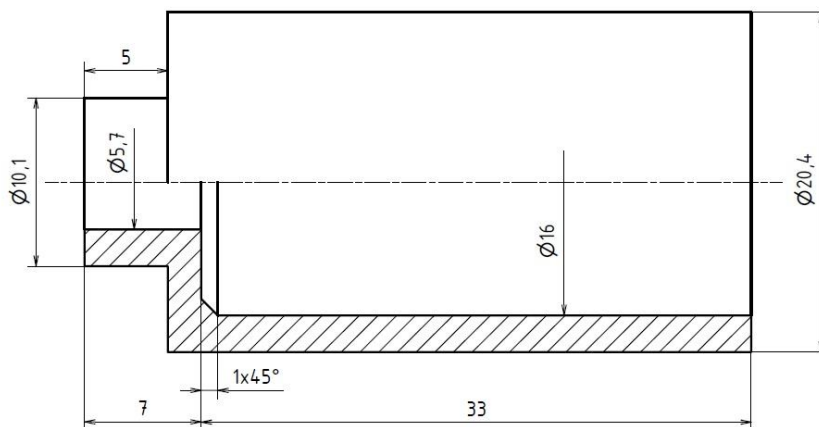
5.2.2 Výroba jader

Jádra byla vytištěna na 3D tiskárně z materiálů PVA (polyvinylalkohol) a BVOH (butenediol vinyl alcohol copolymer). Jsou to polymery rozpustné ve vodě, což je klíčová vlastnost pro odstraňování jader z modelu, protože se vymývají proudem vody. Oba polymery jsou hojně využívány v technologii 3D tisku pro tisk vymývatelných podpor. Kvůli nedostatečné kvalitě tištěného povrchu bylo nutné jádra později brousit.

Každé jádro se skládalo ze 3 částí, jež byly vytištěny a obráběny zvlášť a posléze slepeny k sobě. První část byla podlouhlá trubice se stenózou, která byla na jednom konci rozšířena kvůli upnutí do soustruhu. Druhá a třetí část byly shodné koncovky. Rozměry jsou na následujících skicách uvedeny už s přídavkem na obrábění.



Obr. 13 Podlouhlá část jádra

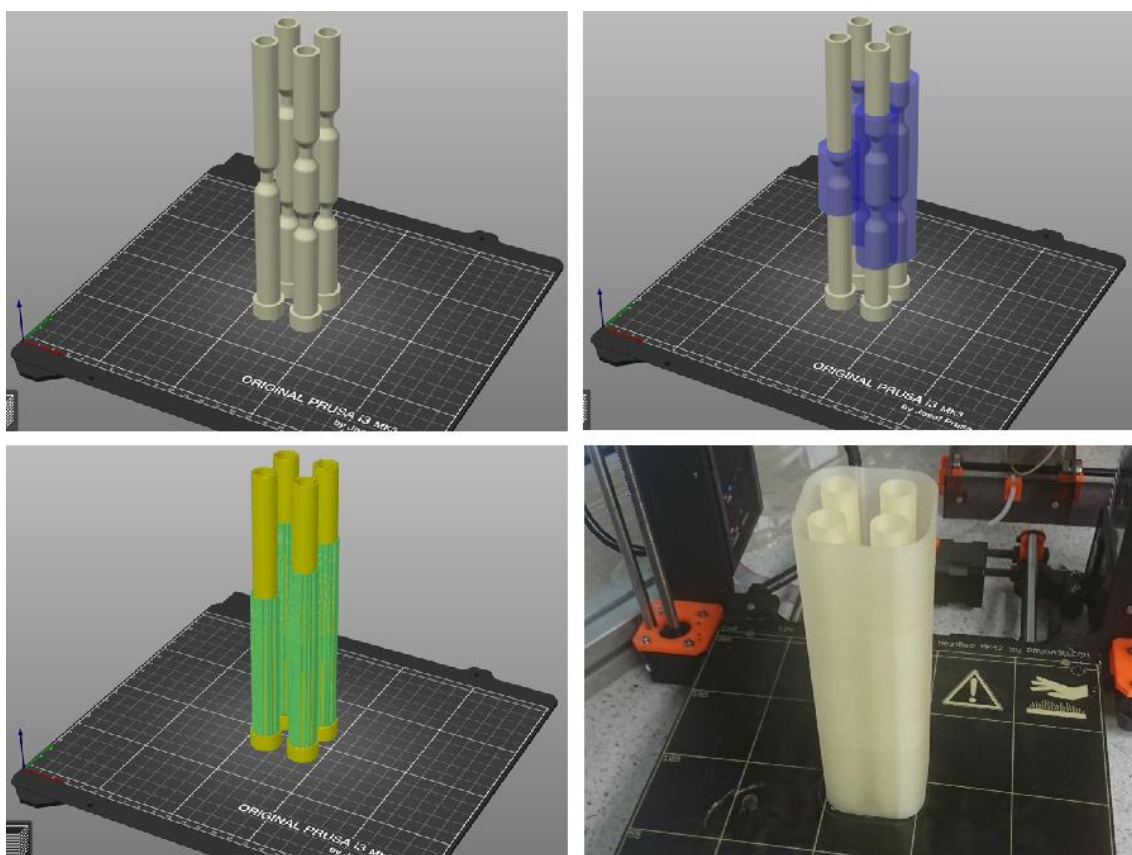


Obr. 14 Koncovka jádra

Jádra byla konstruována jako dutá, čímž se kromě úspory materiálu snížilo množství pórů a vzduchových výdutí ve vytištěném materiálu. Jádra spolu

s odlitým modelem totiž podstoupila opakované vakuování, které způsobuje uvolňování vzduchu z pórů a výdutí do odlitého Sylgardu 184, kde je přítomnost vzduchu nežádoucí.

Zpracování CAD modelů k tisku bylo provedeno programem PrusaSlicer. Stenózy nebylo možné tisknout přímo dle 3D modelu, v místě zúžení bylo nutno přidat podpory. Modely byly tištěny po 4, obemknuty tunelem, který přispívá k teplotní stabilizaci tištěného materiálu. Tisk všech částí jader probíhal na tiskárně Original Prusa i3 MK32S MMU1 při výšce vrstvy 0,1 mm.

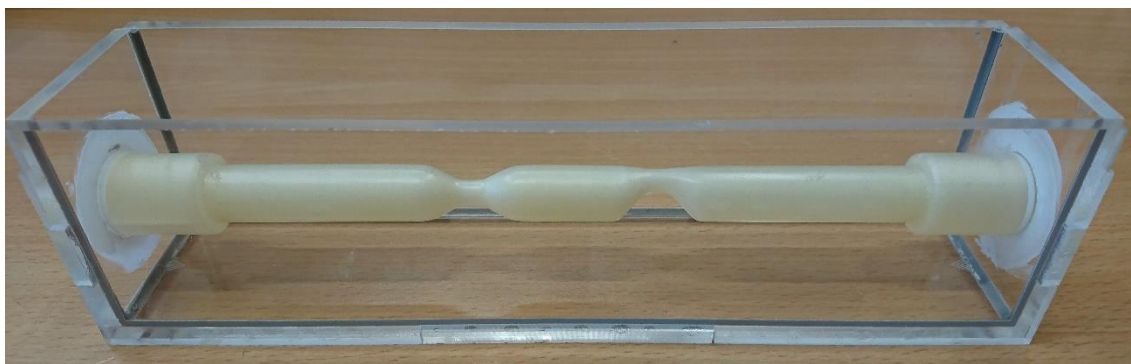


Obr. 15 Úprava CAD modelů pro 3D tisk

Po dokončení tisku a odlámání podpor kolem stenóz následovalo obrábění na soustruhu. Vzhledem k tomu, že podlouhlá jádra byla poměrně měkká a málo tuhá, bylo nutné vyztužit jejich vnitřní průměr v místě upnutí ve sklíčidle. Horší kvalita tištěných povrchů nedovolila použít jako výztuhu hladkou tyč, ale měkkost polymeru umožnila vyříznout do něj závit a jako podporu využít část závitové tyče. Součásti byly broušeny smirkovými papíry o zrnitosti P 200 až P 5000. Část upnutá ve sklíčidle byla nakonec upíchnuta tenkým soustružnickým nožem. Poté bylo třeba přetřít jádra vodou, aby se zacelily drobné póry vzniklé při broušení,

popřípadě opakovat znovu broušení a potírání vodou. Koncovky byly v závěru přilepeny k podélným částem jader slabým vodným roztokem PVA (BVOH). Vzhledem k rozpustnosti polymerů ve vodě k sobě potřené plochy dobře přilnuly. Kompletní jádra byla usazena do forem a místa styku byla ještě z vnějšku přetřena tmelem, aby se zamezilo průchodu vzduchu.

Během výroby BVOH vykazoval lepší vlastnosti pro 3D tisk, avšak horší pro obrábění. Při tisku lépe přilnul k podložce a výtisky měly od pohledu kvalitnější povrch. Při broušení vznikalo více pórů, které se snadno zatáhly po přetření vodou. Povrch byl měkčí a lepivější, a proto na něm zůstávaly otisky prstů při neopatrné manipulaci.



Obr. 16 Hotová forma s jádrem

5.2.3 Odlévání

Sylgard 184 je dodáván ve formě 2 komponent – odlévací směs a tvrdidlo. Složky se musí velmi pečlivě promíchat v poměru 10:1. Míchání bylo provedeno ve skleněném odměrném válci. Výsledná tekutina vždy obsahuje velké množství nežádoucích vzduchových bublin, které lze odstranit opakovaným vakuováním. Odměrný válec byl volně vložen do vakuové nádoby, z níž se opakovaně odčerpával vzduch tak, aby nenastal podtlak větší než 70 kPa (protože při této hodnotě se tekutina začala vařit). Směs zbavená bublin byla odlévána do forem s usazenými jádry. Odlévat se musí velmi opatrně, aby nedošlo k vytvoření velkého množství bublin.

Každá forma se směsí byla znovu opakovaně vakuována, aby se odstranily bubliny vzniklé uvolňováním vzduchu z pórů formy a jader do směsi. Kolem stěn formy se usazovaly další malé bublinky, které nebylo možné zcela odstranit vakuováním. Místo toho byl použit očištěný ostrý tenký drát. V závěru se mezi jednotlivými vakuováním ničily poslední bublinky drátem. Formy se směsí

zbavenou vzduchu byly opatrně přemístěny do pece k vytvrzování. Vytvrzovaly se 2 hodiny při teplotě 70 °C v peci a poté dalších 24 hodin v klidu při pokojové teplotě.

Při vytvrzování v peci došlo u některých modelů k mírnému prohnutí v oblasti asymetrické stenózy. Jednalo se o modely kombinované obsahující asymetrickou stenózu (E, F, G), největší prohnutí vykazoval model se samotnou asymetrickou stenózou (H). Jádra při ohřevu v peci změkla a pravděpodobně neodolala vztlakové síle Sylgardu na ně působící.

5.2.4 Finální úpravy

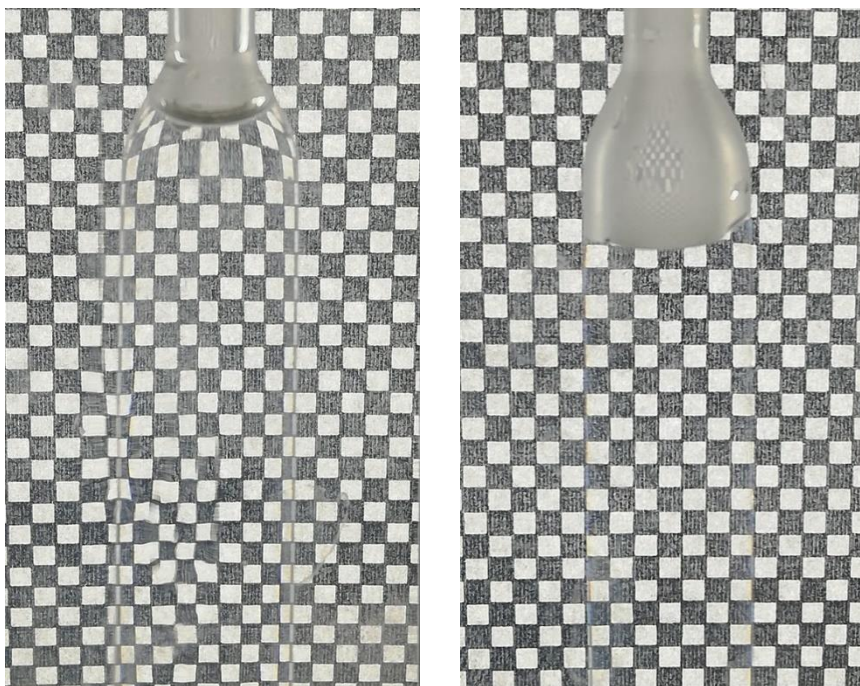
Jádra se z vytvrzených modelů odstraňovala rozpouštěním vodou. Byla postupně rozpuštěna a vymyta proudem teplé vody z kohoutku. Formy byly z modelů odstraněny odlámáním, byly tedy zcela zničeny.



Obr. 17 Hotový model

5.3 Příprava pracovní tekutiny

Pracovní tekutina byla roztok vody a glycerolu. Bylo potřeba namíchat jej tak, aby vzniklá směs měla stejný index lomu jako materiál modelu. Index lomu modelu nebyl přesně znám a mohl se mírně lišit pro každý model (index lomu vytvrzeného Sylgardu 184 závisí mj. na smíchání směsi a nelze pokaždé připravit identickou směs). Do modelu uzavřeného gumovou zátkou byl vždy nalit vzorek vodného roztoku glycerolu o známém složení a známém indexu lomu. Index lomu pro každý namíchaný vzorek roztoku byl určen digitálním refraktometrem. Prosvícený model s tekutinou byl pozorován proti černobílému rastru. U shodných indexů lomu pracovní tekutiny a modelu nelze dobře rozeznat hranici mezi tekutinou a modelem a nedochází k deformaci rastru viz obr.18. Pro všechny zkoumané modely byl zjištěn shodný index lomu 1,4122, který vykazoval vodný roztok glycerolu o objemové koncentraci 55,0297 %.



Obr. 18 Indexy lomu pracovní tekutiny a modelu: odlišné (vlevo), shodné (vpravo)

5.4 Rozměrová analýza

Vzhledem k tomu, že skutečný průměr modelové cévy ($D = 14$ mm) byl odlišný od požadovaného ($d = 5$ mm) a pracovní tekutina neměla shodné fyzikální charakteristiky jako krev, bylo nutné změnit i požadované parametry proudění. Nejjednodušší variantou přepočtu bylo využít podobnostní Reynoldsovo číslo.

Požadované hodnoty byly: $\dot{V}_{k_{min}} = 10^{-5}$ m³/s, $\dot{V}_{k_{max}} = 2,5 \cdot 10^{-5}$ m³/s, $d = 5$ mm. Fyzikální charakteristiky krve jsou: $\eta_k = 4 \cdot 10^{-3}$ Pa·s, $\rho_k = 1,055 \cdot 10^3$ kg/m³. [18]

Kinematická viskozita krve

$$\nu_k = \frac{\eta_k}{\rho_k} = \frac{4 \cdot 10^{-3}}{1,055 \cdot 10^3} = 3,7915 \cdot 10^{-6} \frac{m^2}{s}, \quad (16)$$

požadovaná plocha průřezu

$$A_p = \frac{\pi d^2}{4} = \frac{\pi \cdot (5 \cdot 10^{-3})^2}{4} = 6,25 \pi \cdot 10^{-6} m^2, \quad (17)$$

minimální rychlost při požadovaném průřezu a průtoku

$$\dot{V}_{k_{min}} = A_p \cdot c'_{min} \Leftrightarrow c'_{min} = \frac{\dot{V}_{k_{min}}}{A_p} = \frac{10^{-5}}{6,25 \pi \cdot 10^{-6}} = 0,5093 \frac{m}{s}, \quad (18)$$

maximální rychlost při požadovaném průřezu a průtoku

$$\dot{V}_{k_{max}} = A_p \cdot c'_{max} \Leftrightarrow c'_{max} = \frac{\dot{V}_{k_{max}}}{A_p} = \frac{2,5 \cdot 10^{-5}}{6,25 \cdot \pi \cdot 10^{-6}} = 1,2732 \frac{m}{s}, \quad (19)$$

Reynoldsovo číslo odpovídající minimální požadované rychlosti (průtoku)

$$Re_{min} = \frac{c'_{min} \cdot d}{\nu_k} = \frac{0,5093 \cdot 0,005}{3,7915 \cdot 10^{-6}} = 672 \quad (20)$$

a Reynoldsovo číslo odpovídající maximální požadované rychlosti (průtoku)

$$Re_{max} = \frac{c'_{max} \cdot d}{\nu_k} = \frac{1,2732 \cdot 0,005}{3,7915 \cdot 10^{-6}} = 1679. \quad (21)$$

Tabulka 2 Hustota a dynamická viskozita vodného roztoku glycerolu, upraveno dle [29]

Objemová koncentrace glycerolu v roztoku [%]	Hmotnostní koncentrace glycerolu v roztoku [%]	Hustota roztoku [kg/m ³]	Dynamická viskozita roztoku [Pa·s]	Kinematická viskozita roztoku [m ² /s]
55,0297	60,7219	1155,7852	11,4353·10 ⁻³	9,8940·10 ⁻⁶

Potřebná minimální rychlost pracovní tekutiny v modelu

$$Re_{min} = \frac{c_{min} \cdot D}{\nu_r} \Leftrightarrow c_{min} = \frac{Re_{min} \cdot \nu_r}{D} = \frac{672 \cdot 9,8940 \cdot 10^{-6}}{0,014} = 0,4749 \frac{m}{s}, \quad (22)$$

potřebná maximální rychlost pracovní tekutiny v modelu

$$Re_{max} = \frac{c_{max} \cdot D}{\nu_r} \Leftrightarrow c_{max} = \frac{Re_{max} \cdot \nu_r}{D} = \frac{1679 \cdot 9,8940 \cdot 10^{-6}}{0,014} = 1,1866 \frac{m}{s}, \quad (23)$$

potřebný minimální průtok modelem

$$\begin{aligned} \dot{V}_{p_{min}} &= A_{skut} \cdot c_{min} = \frac{\pi D^2}{4} \cdot c_{min} = \frac{\pi \cdot 0,014^2}{4} \cdot 0,4749 = \\ &= 7,3105 \cdot 10^{-5} \frac{m^3}{s} = 73,1052 \frac{ml}{s} = 4386,3105 \frac{ml}{min}, \end{aligned} \quad (24)$$

potřebný maximální průtok modelem

$$\begin{aligned} \dot{V}_{p_{max}} &= A_{skut} \cdot c_{max} = \frac{\pi D^2}{4} \cdot c_{max} = \frac{\pi \cdot 0,014^2}{4} \cdot 1,1866 = \\ &= 1,8266 \cdot 10^{-4} \frac{m^3}{s} = 182,6629 \frac{ml}{s} = 10\,959,7727 \frac{ml}{min}. \end{aligned} \quad (25)$$

5.5 Měřicí trať

Měřicí trať se skládala z modelu, vysokorychlostní kamery Olympus i-SPEED 3, kontinuální laserové diody (500-600 nm, peak power < 10 W), čerpadla a přípojných trubek. Uspořádání trati odpovídalo uspořádání podle obr.7, takže kamera byla umístěna kolmo na směr proudění a kolmo na rovinu osvětlovanou diodou.

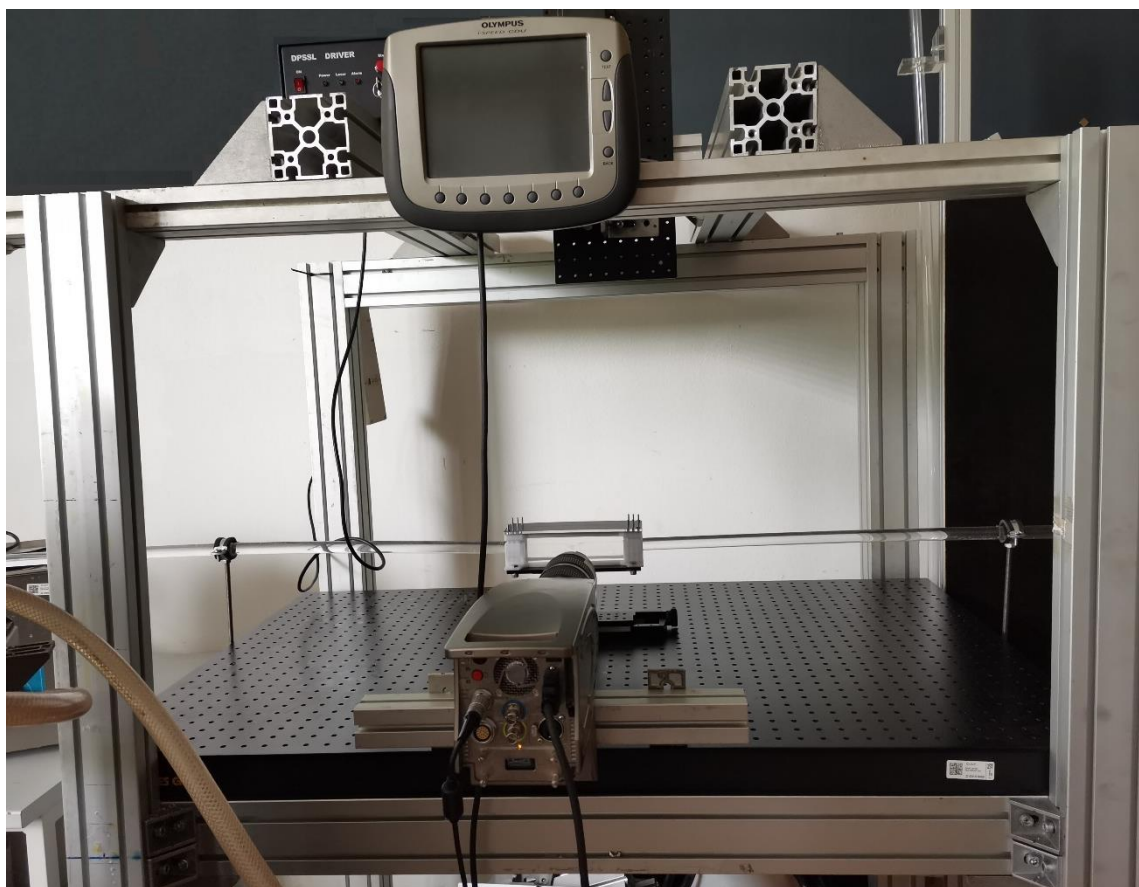
5.5.1 Umístění komponent

Model byl uložen do rámečku a pomocí něj ukotven do měřicí trati. Rámeček byl vymodelován v CAD programu a vytištěn z PETG (polyethylentereftalát glykol) na 3D tiskárně Original Prusa i3 MK32S MMU1. Byl složen ze dvou částí, které byly sešroubovány k sobě. Rámeček s modelem byl přišroubován k přesnému optickému posuvu, jež byl pevně spojen s optickou deskou. Přesný optický posuv umožňuje posouvat model v rámečku podél všech 3 os a korigovat tak postavení modelu vůči kameře a diodě.

Protože světelný list vysílaný diodou není v příčném řezu perfektně ostrý a tenký, byla svrchní stěna modelu přikryta černým plexisklem s úzkou štěrbinou. Plexisklo bylo přiloženo na vrchní díl rámečku do šroubového spoje (obsahovalo podlouhlé průchozí díry). Světelný list diody dopadal kolmo ke svrchní stěně opatřené plexisklem, čímž byl ztenčen na šířku štěrbinou.

Pro řezání plexiskla byl z CAD modelu exportován pálicí plán a řezání proběhlo na CNC laserovém řezacím stroji. Polotovár měl tloušťku 4 mm a byl opatřen ochrannou folií, místo níž byla z jedné strany nalepena černá folie. Horní díl rámečku na model i plexisklo obsahovaly podél svých kratších stran obdélníkové otvory, skrze něž bylo možné pozorovat středové značky na modelu. Otvory plexiskla byly opatřeny též středovými značkami, aby bylo možné srovnat laserový list doprostřed modelu a rovnoběžně s prosvěcovanou stěnou.

Přípojné trubky čerpadla byly zasunuty do rozšířených válcových konců modelových cév a na výstupu z nosné konstrukce měřicí trati byly ukotveny do objímek.



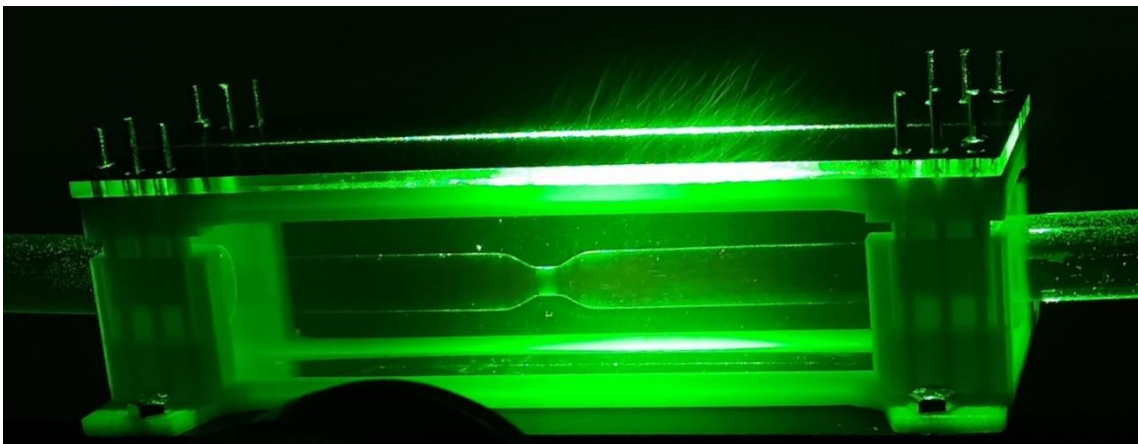
Obr. 19 Uspořádání měřicí trati (zatopeno)

5.5.2 Zatopení trati

Při sestavování a při každé výměně modelu se trať zaplnila vzduchem. Vzduch v ní po zatopení zůstal v podobě nežádoucích bublin a bylo potřeba trať odvzdušnit. K tomu bylo využito sinusového průběhu čerpadla. Poměr glycerinu a vody v předem namíchané pracovní tekutině se po načerpání do měřicí trati mírně změnil, protože v celé trati byly zbytky destilované vody od proplachování. Z toho důvodu bylo nutné upravovat koncentraci glycerinu v pracovní tekutině přečerpávané ve trati, aby bylo opět dosaženo požadovaného indexu lomu.

5.6 Snímání

Ke zviditelnění pohybu pracovní tekutiny byly použity rhodaminové značkovací částice. Pro celý objem tekutiny ve trati stačilo několik kapek roztoku s částicemi. Částice jsou na denním světle ve trati špatně viditelné. Když bylo v místnosti šero, aby byl eliminován vliv bílého světla, byl model osvětlován diodou, která vysílá zelené světlo o vlnových délkách blízkých 570 nm. Na povrchu modelu dochází k lomu a odrazu paprsků, které vytváří na fotografiích nežádoucí odlesky a značkovací částice nejsou téměř vidět. Na kameře byl použit filtr, který odfiltroval světlo o vlnové délce 570 nm, a tím velmi výrazně eliminoval odlesky. Použité značkovací částice emitují světlo o vlnové délce 584 nm, takže zůstávají viditelné i po použití filtru.



Obr. 20 Viditelnost částic v pracovní tekutině: před použitím filtru (nahore), po použití filtru (dole)

Kamera pro každou focenou oblast v daném režimu čerpadla vyfotografovala a uložila 1000 snímků. Některé režimy čerpadla byly snímány frekvencí 1000 snímků za sekundu, některé frekvencí 1500 snímků za sekundu, jak uvádí následující tabulka.

Tabulka 3 Použité režimy čerpadla a kamery

Režim čerpadla		Použité frekvence [počet snímků/s]
Průtok \dot{V}_{skut} [ml/s]	Re_{skut} [-]	
9	83	1000
		1500
13,5	124	1000
		1500
18	165	1500

Příklad výpočtu Reynoldsova čísla odpovídajícího průtoku 9 ml/s

$$Re_{skut} = \frac{\dot{V}_{skut}}{A_{skut}} \cdot \frac{D}{v_r} = \frac{4 \dot{V}_{skut}}{\pi \cdot D \cdot v_r} = \frac{4 \cdot 9 \cdot 10^{-6}}{\pi \cdot 0,014 \cdot 9,8940 \cdot 10^{-6}} \doteq 83. \quad (26)$$

Měření probíhalo při výrazně nižších Reynoldsových číslech oproti původnímu zadání kvůli dostupné technice. Pokud by byly částice rychlejší, byla by potřeba mnohem vyšší frekvence kamery, s čímž je spojena potřeba výkonnějšího světelného zdroje, než je kontinuální dioda. Toto měření ale i tak pomůže k dotvoření komplexního obrazu o chování tekutiny při opakování experimentu s vyššími Reynoldsovými čísly.

5.7 Zpracování dat

5.7.1 Kalibrace

Pro každý model (každou zkoumanou oblast) byly nejprve vyfoceny 3 kalibrační snímky při vypnutém čerpadle viz obr.21. Rozdíl v poloze modelu mezi dvěma po sobě jdoucími snímky byl 1 mm v kladném směru osy y. Na každém snímku z trojice byla nalezena stejná částice u stěny, jejíž poloha na ose x byla na všech snímkách stejná. Byly zaznamenány polohy částice na ose y a pomocí známého počtu pixelů bylo dopočteno rozlišení. Příklad záznamu poloh částice na snímkách pro trojici kalibračních snímků o velikostech 1280×1024 px uvádí Tabulka 4.

Tabulka 4 Polohy známé částice

Poloha známé částice	První kalibrační snímek	Druhý kalibrační snímek	Třetí kalibrační snímek
x [px]	824	824	824
y [px]	646	674	702

Z tabulky je zřejmé, že posunutí 1 mm odpovídá 28 px.

Skutečná šířka obrázku potom je

$$\check{s} = 1280 \cdot \frac{1}{28} = 45,71429 \text{ mm} \quad (27)$$

a skutečná výška obrázku je

$$v\check{s} = 1024 \cdot \frac{1}{28} = 36,57143 \text{ mm}. \quad (28)$$

Pomocí skutečných rozměrů fotografie mohl vyhodnocovací program DynamicStudio určit skutečný posuv částic a jejich skutečnou rychlost. Pokud byl model snímán na více částí (např. stenózy vzdálené 4D, kde se celá zkoumaná oblast nevešla do jednoho záběru), byla kalibrace provedena pro každou oblast zvlášť.

5.7.2 Zpracování v programu DynamicStudio

Program DynamicStudio ve stolním počítači zpracoval fotografie pomocí adaptivní korelace. Základní koncept PIV metody rozděljuje po sobě jdoucí fotografie do oblastí, jež jsou rozmístěny stejně na první i druhé fotografii. Tím je limitováno maximální měřitelné posunutí částic, a tedy maximální měřitelná rychlost. Maximální měřitelné posunutí lze zvětšit tak, že zkoumané oblasti budou vůči sobě posunuté o daný vektor tzv. offset. Ideální offset souhlasí s průměrným posunutím částic jedné oblasti a je použit pro celou druhou fotografii (všechny oblasti). V dnešní době kamery s CCD čipem samy zajišťují konstantní offset druhého obrazu. [26]

Adaptivní korelace se vyznačuje tím, že používá pro každou oblast jiné posunutí tzv. adaptivní offset. Software provádí iterační algoritmus, který vypočítává

vzájemnou korelační funkci několikrát a pro každou novou funkci využívá výsledky předchozí. Výsledkem první vzájemné korelace dvou oblastí je vektor průměrného posunutí částic, který se použije jako posunutí druhého obrazu (adaptivní offset) pro druhý výpočet. Avšak pro tento druhý (a každý další) výpočet vzájemné korelační funkce se používá přesně ta oblast druhého obrazu, která je vůči první (předchozí) posunuta o nalezený offset. [26]

Výsledkem adaptivní korelace pro každou tisícovku fotografií bylo 999 vektorových polí, která statisticky zpracoval program DynamicStudio do jedné výsledné matice obsahující velikost složek vektorů rychlosti do směru x a y v mnoha bodech snímku. Tato matice byla dále zpracována v programu Matlab R2019b.

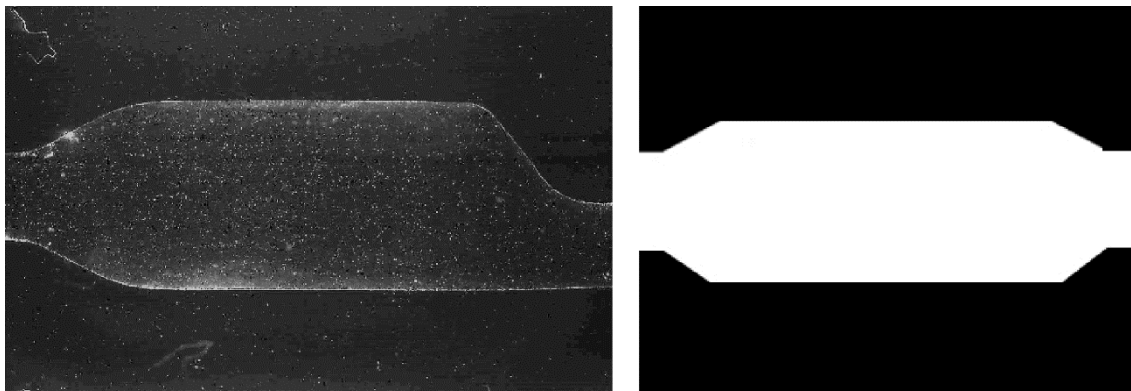
5.7.3 Zpracování v programu Matlab R2019b

Každá matice složek vektorů rychlostí obsahovala data i pro souřadnice mimo modelovou cévu, protože jak lze vidět na obr.21, bílé skvrny byly rozesety po celé fotografii. V matici bylo tedy potřeba „vynulovat“ hodnoty mimo zkoumanou oblast.

Nejprve byla matice exportovaná z programu DantecDynamic převedena na dvě menší tak, že jedna obsahovala pouze složky vektorů rychlosti do směru x , druhá pouze složky vektoru rychlosti do směru y . Jeden kalibrační snímek byl ručně upraven na černobílý, přičemž bílá barva zcela pokrývala modelovou cévu a černá barva pokrývala vše ostatní, tím vznikla tzv. maska (obr.21). Převedení masky na číselnou matici umožnilo „vynulovat“ hodnoty mimo modelovou cévu (byla jim přiřazena hodnota neurčitého výrazu). Po Hadamardově součinu matice složek vektorů rychlosti do směru x (do směru y) a matice masky zbyly číselné hodnoty jen v požadovaných místech, tj. uvnitř modelové cévy. Totéž bylo provedeno s maticemi normovaných složek rychlostí.

Ze známých složek vektorů rychlosti byly dopočteny absolutní velikosti vektorů rychlosti v bodech uvnitř modelové cévy a vykresleny barevně. Barevná znázornění byla pak doplněna šipkami, jež ukazují směr a velikost rychlosti (popř. normovanou rychlost) v některých bodech obrazu. Barevná znázornění se šipkami reprezentují rychlostní pole. Poté bylo potřeba ještě posunout obrazy rychlostních polí tak, aby jejich podélná osa splývala s osou y , a ručně zahladit

okraje zakřivených ploch. Z každého modelu (oblasti) tak vzniklo 5 různých rychlostních polí (dle režimu čerpadla a kamery), která byla graficky reprezentována dvěma způsoby. Každý model (oblast) byl tedy zpracován do 10 grafů.



Obr. 21 Příklad kalibrační fotografie (vlevo), příklad "masky" (vpravo)

6 Výsledky

Měření bylo provedeno v modelech A, B, C, E, F (viz Tabulka 1), dále pak modely s asymetrickou stenózou (E, F) byly otočeny tak, že první ve směru proudu byla asymetrická stenóza a poté symetrická. Model E umístěný do trati obráceně byl označen nově jako „model J“ a model F umístěný do trati obráceně byl označen jako model „K“. Zkoumané modely, v nichž byly stenózy vzdáleny 4D (C, F, K) se nevešly na fotografie na 1 záběr, jsou proto rozděleny na dvě části. Oblast samotné symetrické stenózy byla fotografována do větší vzdálenosti za stenózou, proto je snímek také rozdělen na 2 části. Grafy jsou vždy označeny, o kterou část ve směru proudu se jedná, pro větší přehlednost je zde uvedena shrnující Tabulka 5.

Tabulka 5 Označení a popis modelů použitých pro experiment

Model	Uspořádání stenóz ve směru proudu	Počet focených částí
A	Symetrická	2
B	Symetrická, symetrická ve vzd. 2D	1
C	Symetrická, symetrická ve vzd. 4D	2
E	Symetrická, asymetrická ve vzd. 2D	1
F	Symetrická, asymetrická ve vzd. 4D	2
J	Asymetrická, symetrická ve vzd. 2D	1
K	Asymetrická, symetrická ve vzd. 4D	2

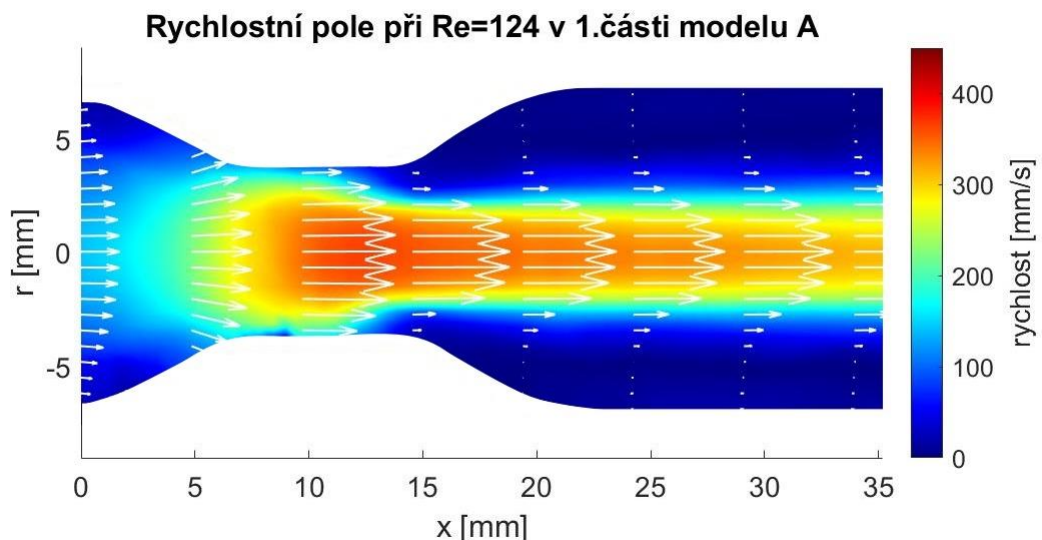
Celkem bylo tedy vyfoceno a vyhodnoceno 11 oblastí, z nichž každá byla zpracována do 10 grafů. Celkový počet grafů je 110, proto jsou v této kapitole uvedeny jenom některé význačné grafy a zbývající jsou uvedeny v přílohách. V názvech a popisech grafů přechází z důvodu jednoduchosti značení Re_{skut} na Re .

6.1 Vliv frekvence kamery na výsledky

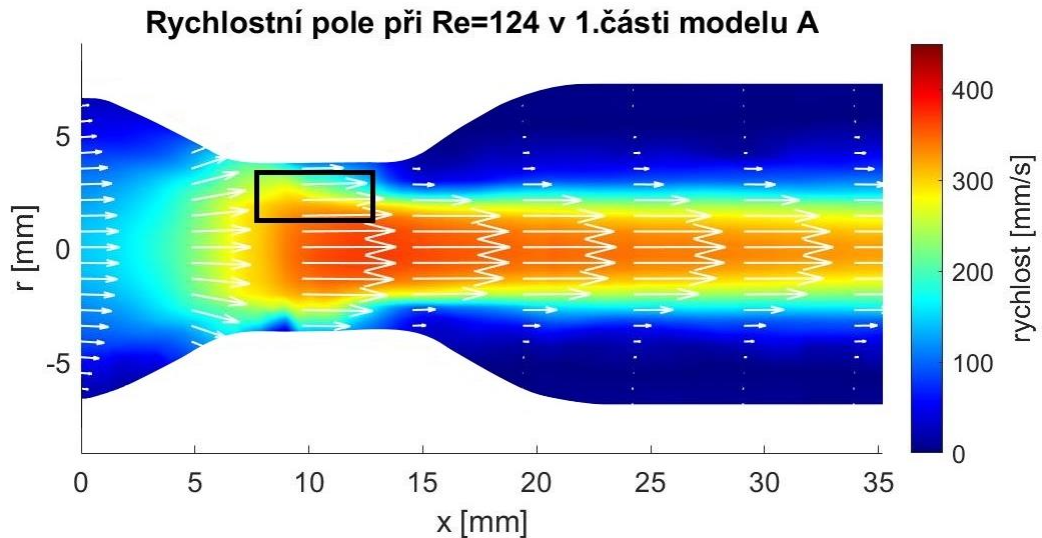
Průtoky 9 ml/s ($Re = 83$) a 13,5 ml/s ($Re = 124$) byly vždy foceny 2 frekvencemi kamery, a to 1000 snímků/s a 1500 snímků/s. Dá se předpokládat, že frekvence 1500 snímků/s bude dávat přesnější výsledek, protože během kratšího expozičního času se částice posune méně, a tak poloha zachycená na fotografii

není rozostřená. Navíc kolem stenóz není trajektorie částic přímková a kratší interval mezi záznamy dělí obecnou trajektorii na více přímkových částí, a tedy výsledné posunutí lépe odpovídá skutečnému posunutí. Avšak pokud by dioda neposkytovala dostatečný světelný výkon, byly by naopak snímky pořizované frekvencí 1500 snímků/s méně přesné, protože částice by nebyly dostatečně osvětleny a adaptivní korelace v takovém případě nemůže podat spolehlivé výsledky.

Na základě našich výsledků lze říci, že na modely pouze se symetrickými stenózami (A, B, C) neměly odlišné frekvence kamery vliv. Pouze v modelu A se mírně odlišoval tvar rychlostního pole uvnitř stenózy v režimu čerpadla $Re = 124$ pro frekvenci 1500 snímků/s. Tvarová změna rychlostního pole je viditelná pouze v tomto režimu ze všech 5, proto nepřisuzuji tuto anomálii frekvenci kamery. Anomálie tvaru rychlostních polí vznikají převážně v místech nerovností povrchů a je možné, že zrovna v tomto režimu se zdržel na stěně shluk částic, zatímco ve všech ostatních proudila tekutina normálně. Ve spodní části stenózy v modelu A byla pravděpodobně v 1 místě horší kvalita stěny modelu, a tak kamera nasnímala v daném místě nulovou rychlost kvůli zhoršenému optickému přístupu.

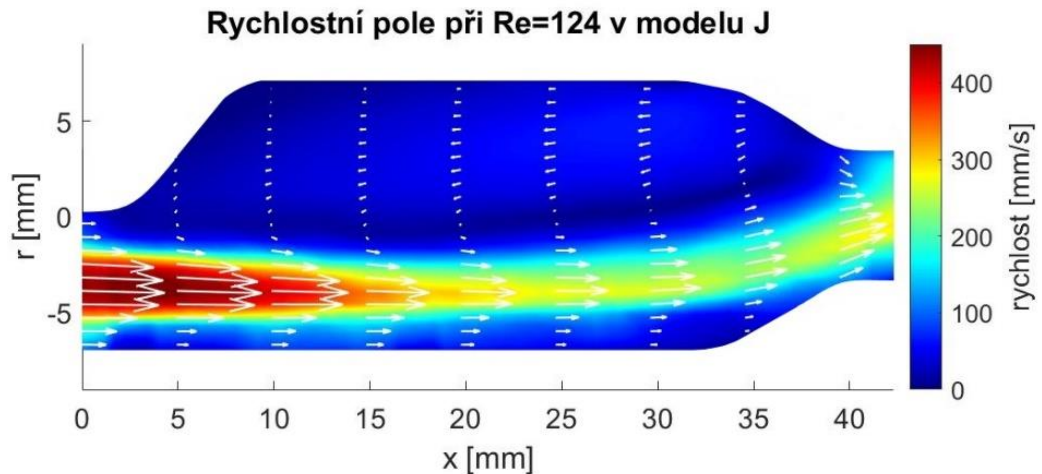


Obr. 22 Tvar rychlostního pole modelu A odpovídající dalším 3 režimům, viditelná chyba ve spodní části stenózy

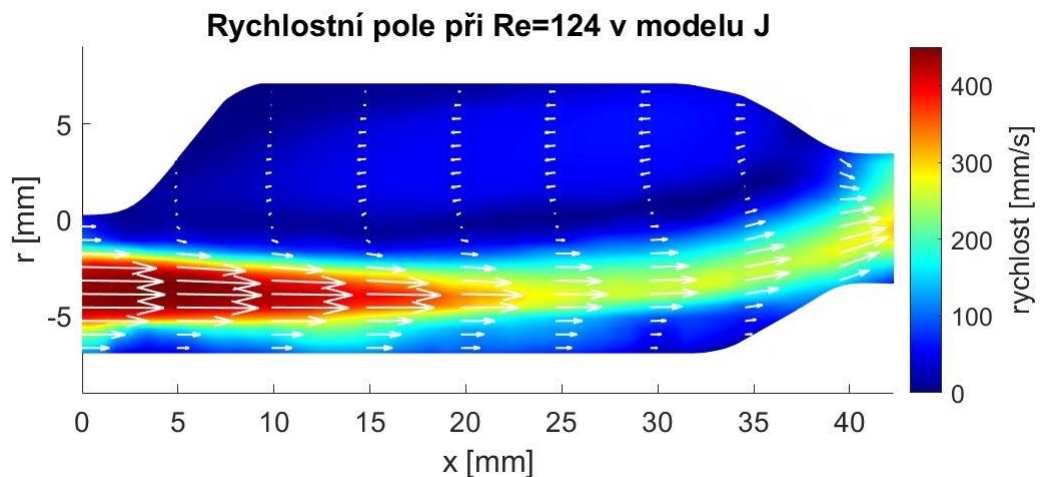


Obr. 23 Tvarová odlišnost rychlostního pole v horní části stenózy zjištěná při frekvenci kamery 1500 snímků/s, viditelná chyba ve spodní části stenózy

Modely obsahující asymetrickou stenózu (E, F, J, K) projevily rozdíly závislé na frekvenci kamery. Nejčastěji se projevvalo to, že při vyšší frekvenci kamery byla zjištěna mírně větší absolutní rychlost tekutiny v nejrychlejší části proudu viz obr.24, obr.25. Na druhou stranu ale mimo hlavní proud neprojevily modely žádnou viditelnou závislost velikosti absolutní rychlosti na frekvenci kamery. Vliv frekvence kamery na zjištěnou rychlost by bylo potřeba ověřit experimentem s výkonnějším zdrojem světla, kde by mohly být snímány stejné režimy různými frekvencemi a nehrozilo by, že vysoké frekvence budou ohroženy nedostatkem světla jako tomu bylo v našem experimentu. Z tohoto důvodu bylo důležité v dalších kapitolách porovnávat podle Re pouze snímky focené stejnou frekvencí.



Obr. 24 Nižší naměřená absolutní rychlost v nejrychlejší části proudu při frekvenci 1000 snímků/s



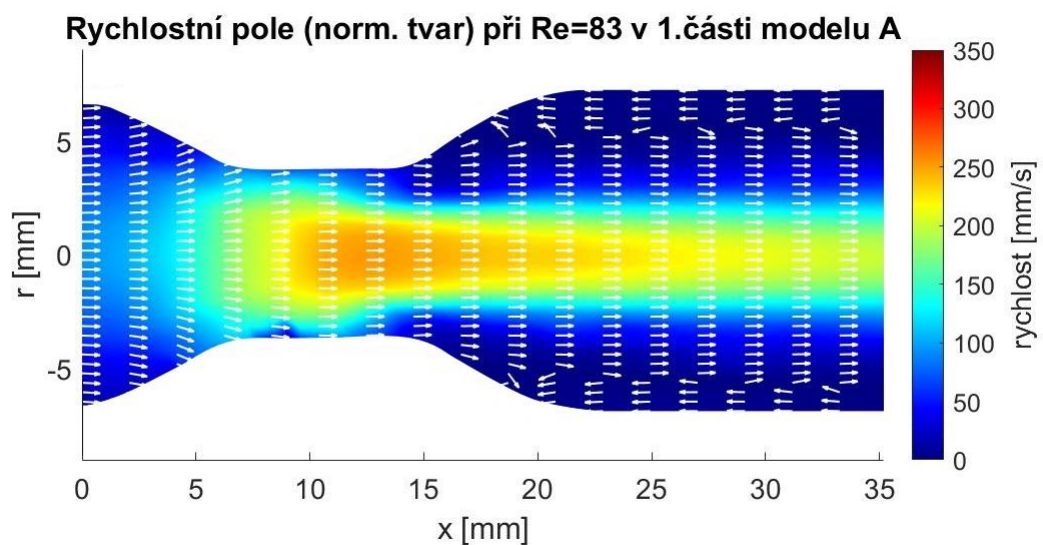
Obr. 25 Vyšší naměřená absolutní rychlost v nejrychlejší části proudu při frekvenci 1500 snímků/s

6.2 Vzájemné ovlivnění dvou symetrických stenóz

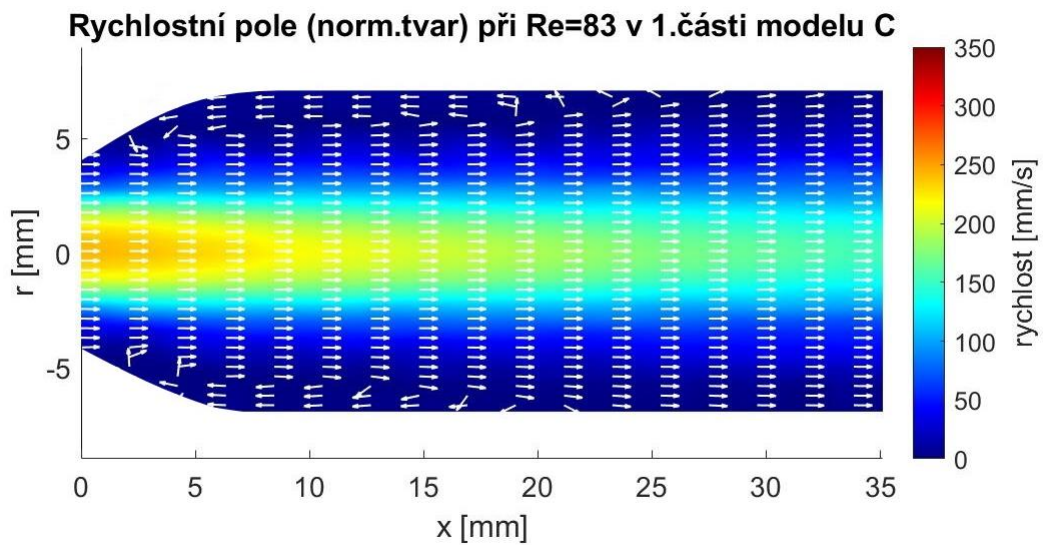
Všechny režimy potvrdily, že přítomnost druhé symetrické stenózy urychluje ztrátu rychlosti za stenózou. V blízké vzdálenosti za stenózou je rychlostní pole modelu A (obr.26) zbarveno sytější žlutou barvou než ve stejné vzdálenosti v modelech B,C (obr.27, obr.28). S rostoucí vzdáleností od stenózy se rozdíl rychlostí v modelech stává méně a méně znatelný. Např. v modelech A, C ve vzdálenosti cca 50 mm od počátku modelu C je rozdíl barev ještě znatelný, ale není tak výrazný jako v blízkosti stenózy viz obr.29, obr.30. Počátky modelů A a C jsou posunuty přibližně o 15 mm, a tedy pro model A odpovídá 65 mm

cca 50 mm v modelu C. Pro model B nelze tuto větší vzdálenost posuzovat, protože je již za další stenózou. Při vyšším Re , a tedy při vyšších rychlostech je ztráta rychlosti i ve větší vzdálenosti za stenózou lépe znatelná, jak ukazuje obr.35.

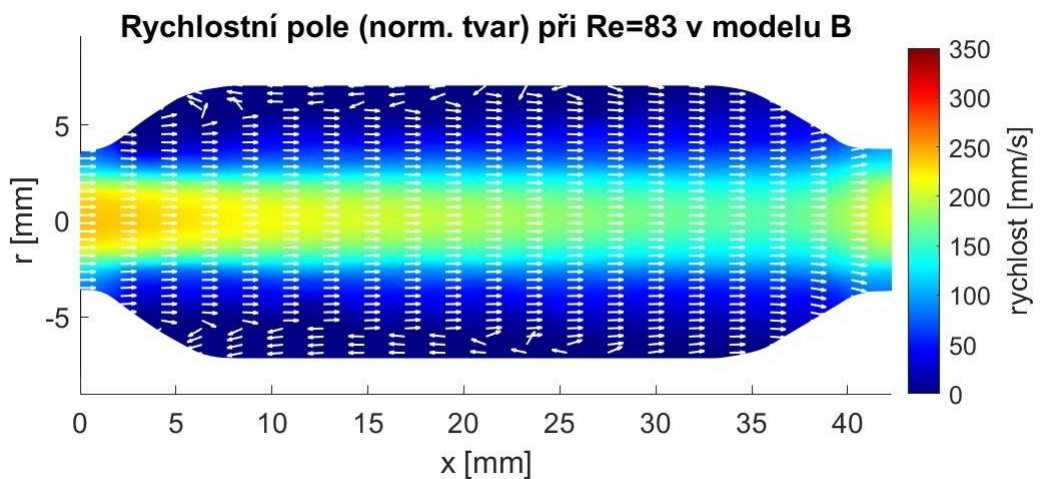
Hrubým odhadem lze říci, že v případě modelu B (obr.28) je ztráta rychlosti oproti A (obr.26) výraznější, tzn. sytá žlutá barva končí ještě blíže za první stenózou než v modelu C (obr.27). Avšak rozlišení grafů a nepřesně odhadovaná vzdálenost nedovoluje vyslovit tuto domněnku s jistotou.



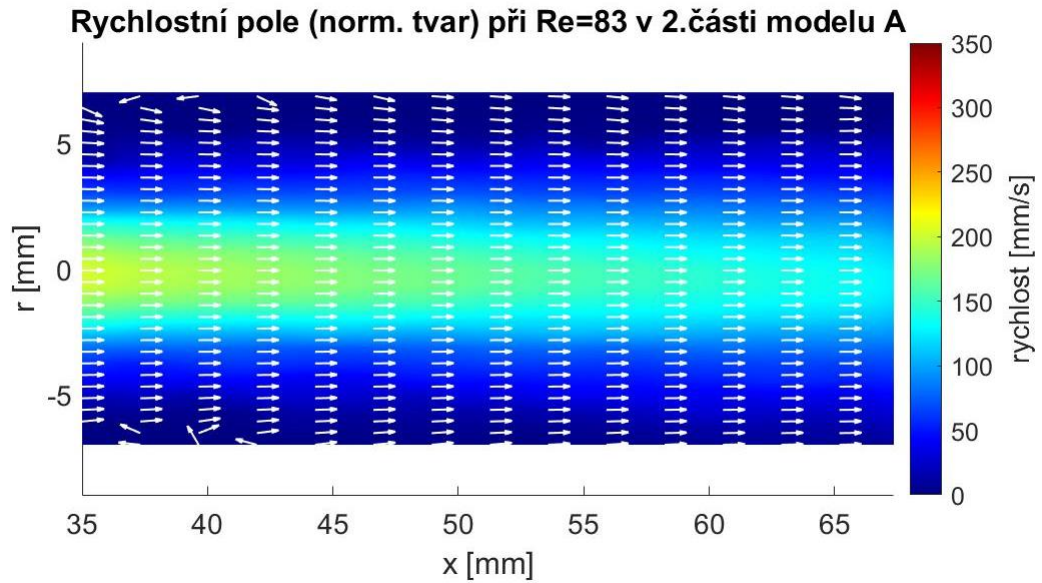
Obr. 26 Sytá žlutá barva rychlostního pole končí dále za stenózou než v modelech B, C



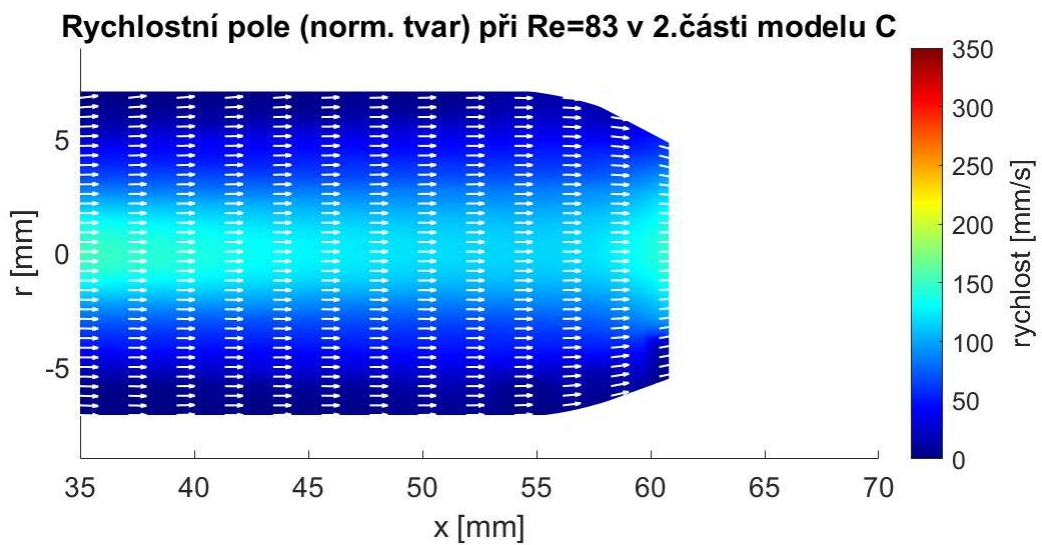
Obr. 27 Sytá žlutá barva rychlostního pole končí blíže za stenózou než v modelu A



Obr. 28 Sytá žlutá barva rychlostního pole končí blíže za stenózou než v modelu A, pravděpodobně také blíže než v modelu C

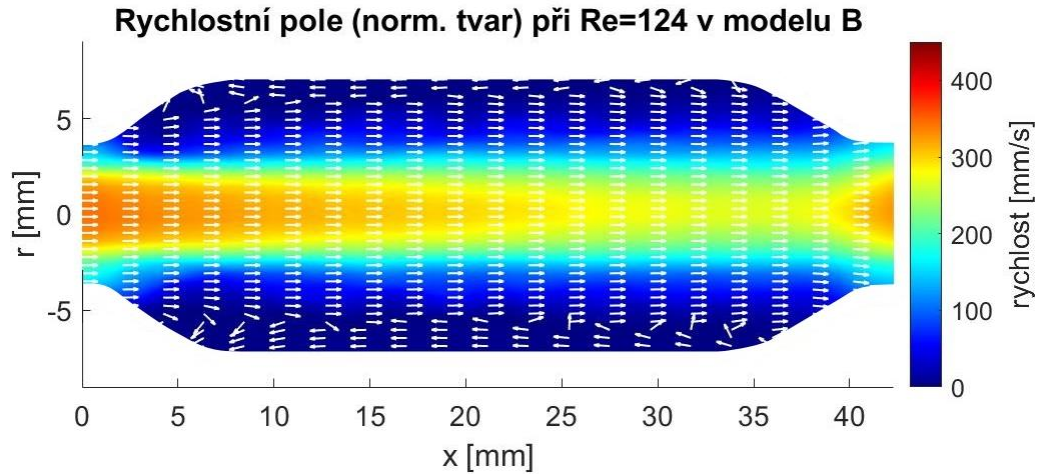


Obr. 29 Slabší rozdíl v barvě rychlostního pole v modelech A a C ve vzdálenosti 65 mm (odpovídá 50 mm modelu C)

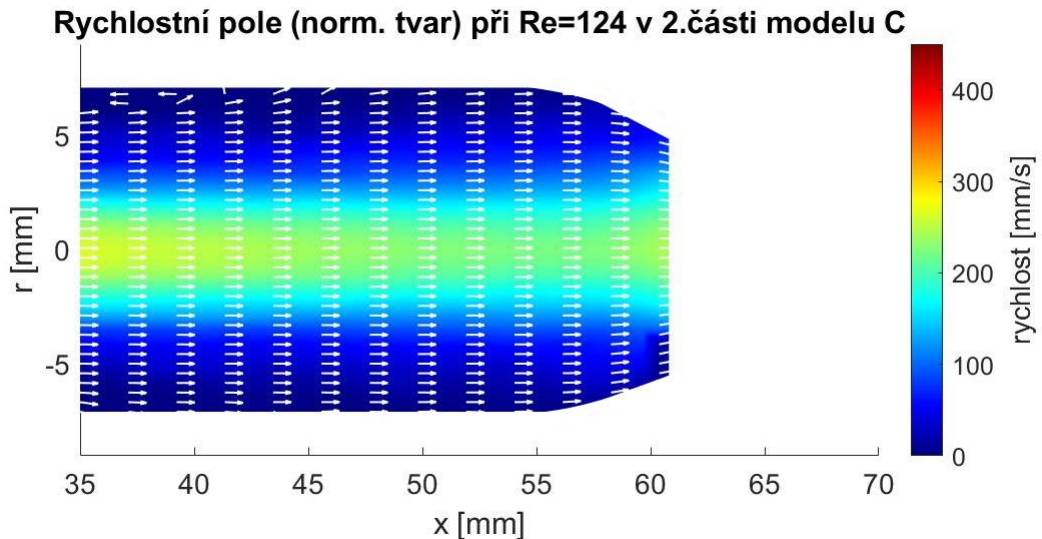


Obr. 30 Slabší rozdíl v barvě rychlostního pole v modelech A a C ve vzdálenosti 50 mm

Všechny režimy dále ukázaly, že pro bližší druhou stenózu (model B) je rychlost proudu na vstupu do druhé stenózy větší než pro vzdálenější stenózu (model C) viz obr.31, obr.32.



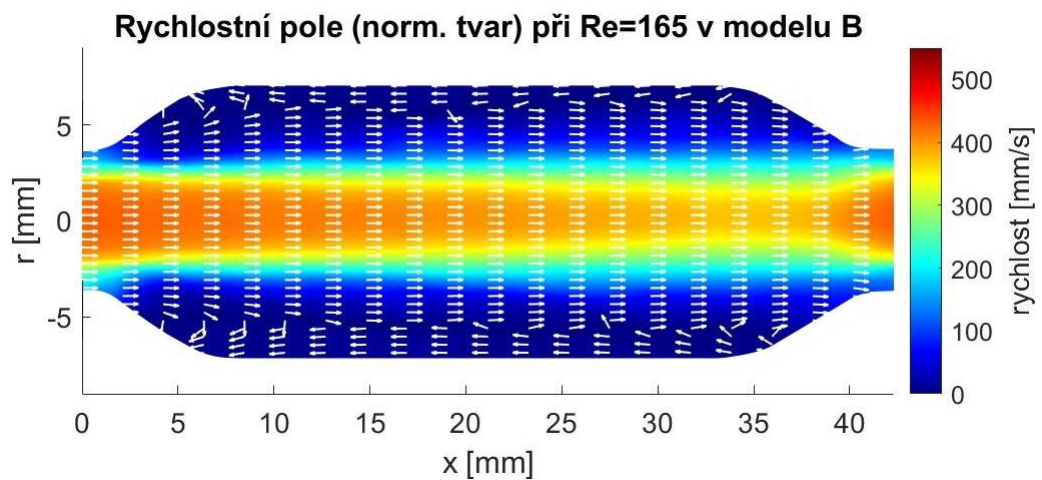
Obr. 31 Větší absolutní rychlost na vstupu do druhé stenózy než v modelu C



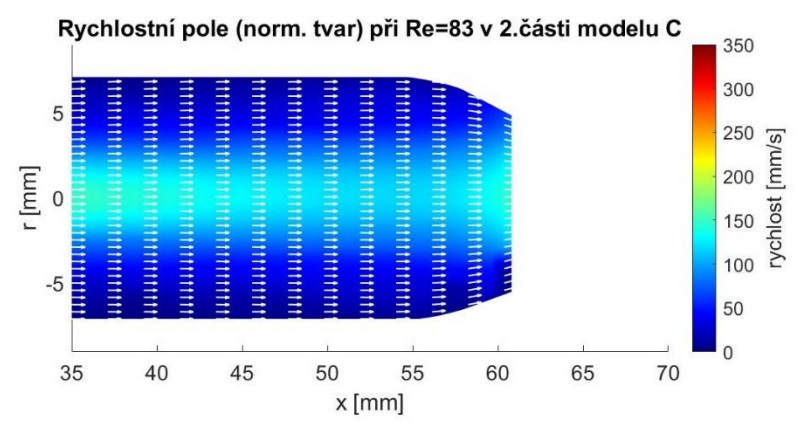
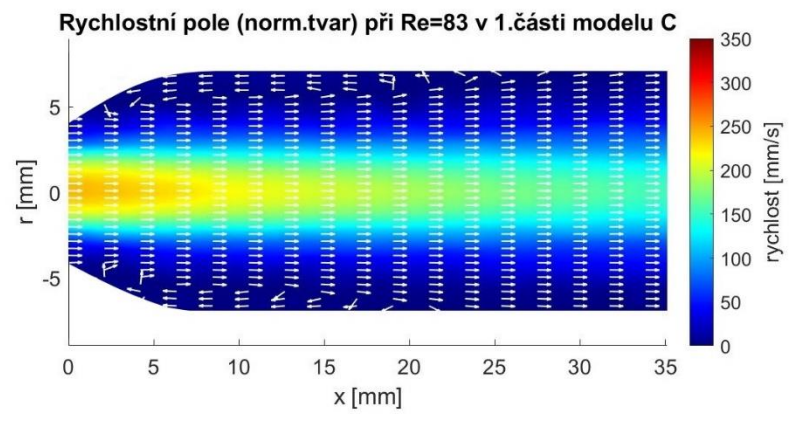
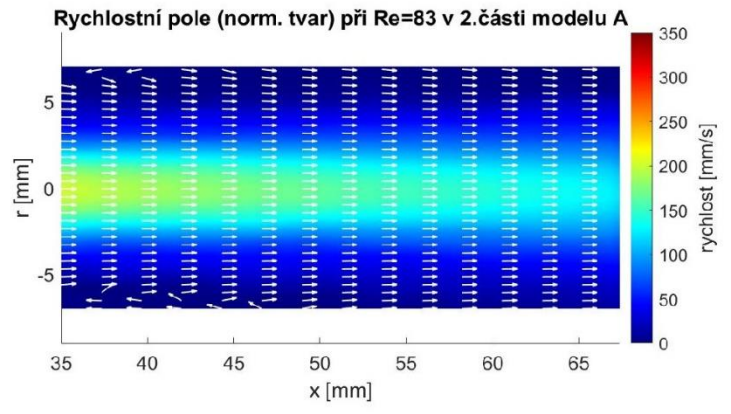
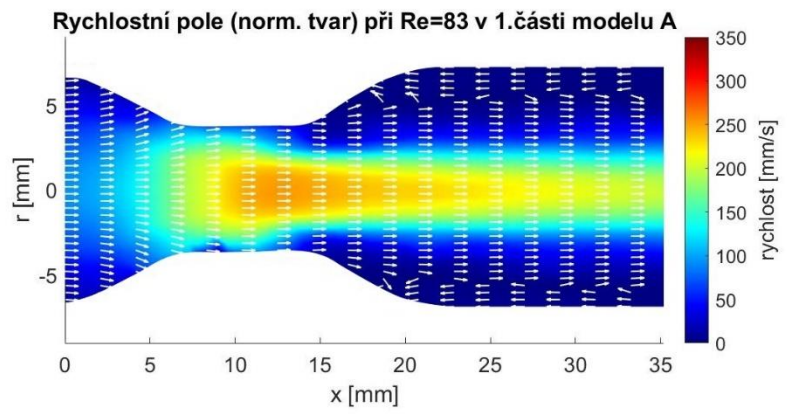
Obr. 32 Menší absolutní rychlost na vstupu do druhé stenózy než v modelu B

Na velikost úplavu mělo vliv pouze Reynoldsovo číslo, nikoliv přítomnost ani umístění druhé stenózy. Pouze v případě nejvyššího Re byl v modelu B úplav ukončen předčasně nástupem druhé stenózy viz obr.33. V modelech se často ukazuje nesouměrný úplav, který se zvětšuje a prodlužuje s rostoucím Re . Nesouměrnost je pravděpodobně způsobena nedokonalou rotační symetrií modelové cévy.

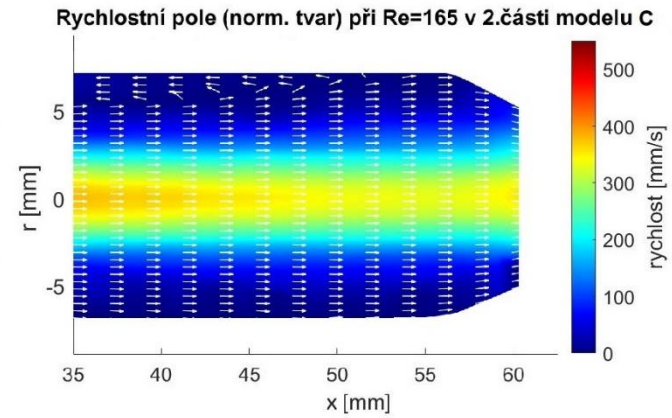
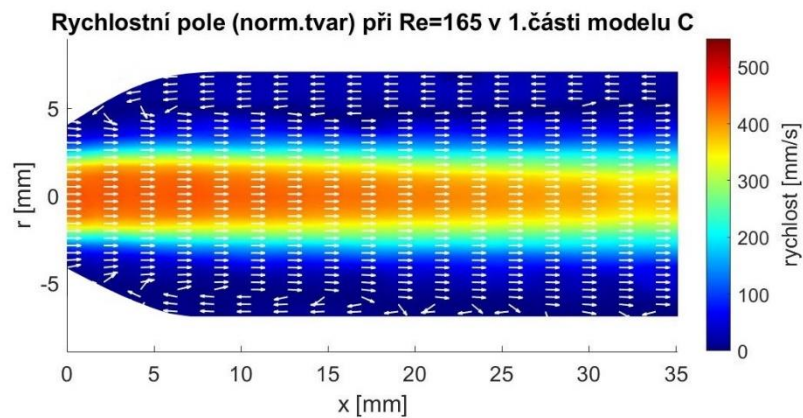
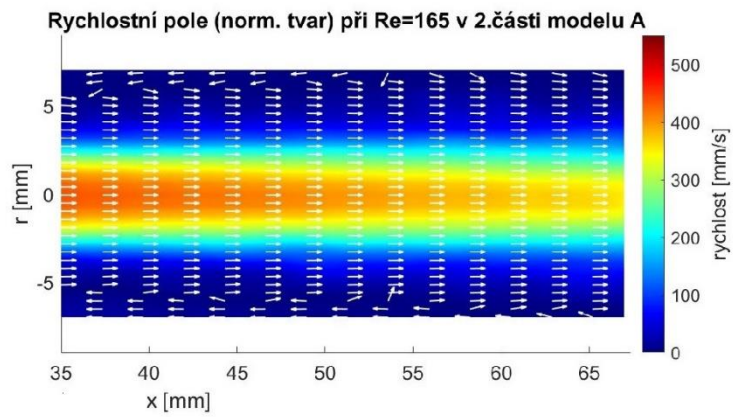
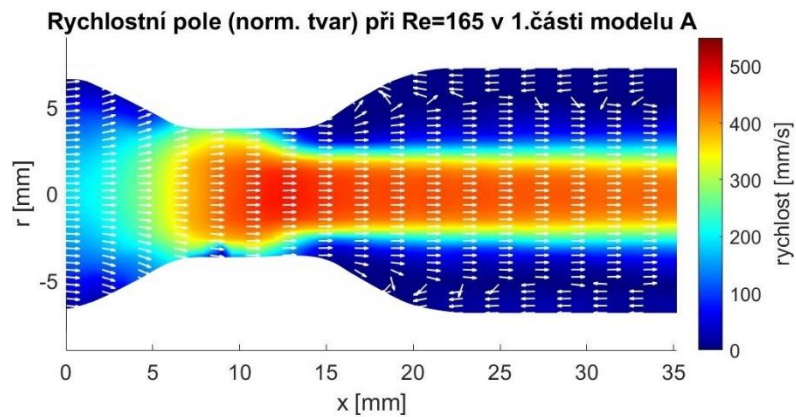
Přibližně stejný úplav pro modely B a C lze vidět na obr.27 a obr.28. Modely A a C srovnávají obr.34 a obr.35, na nichž jsou vidět i nesymetrie úplavu. Porovnání těchto dvou obrázků mezi sebou poukazuje na zvětšující se úplav s rostoucím Re . Určování velikosti úplavu není z vyhotovených grafů zcela přesné, protože oblast je relativně malá a nahuštění šipek není dostačující (avšak není možné jej kvůli čitelnosti zvětšit). Přibližnou představu o přítomnosti a tvaru úplavu ale snímky poskytují.



Obr. 33 Předčasné ukončení úplavu nástupem druhé stenózy (zejména ve spodní části modelu)



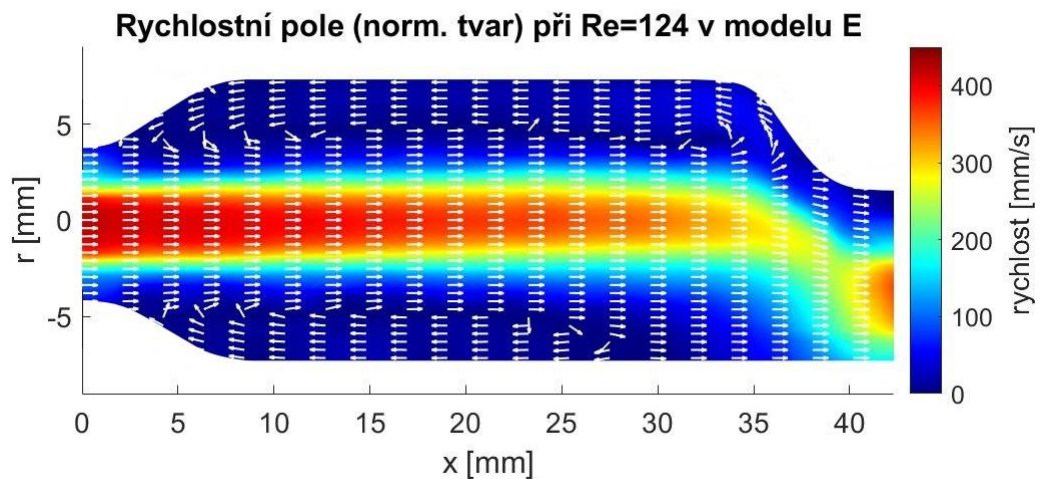
Obr. 34 Nesymetrie úplavů, velikost úplavu není ovlivněna přítomností druhé stenózy



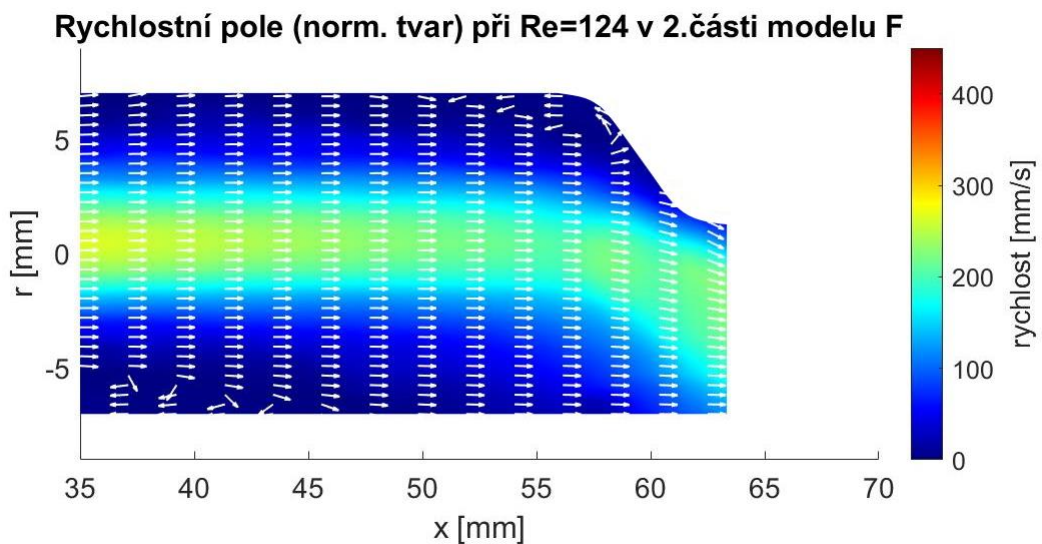
Obr. 35 Nesymetrie úplavů, velikost úplavu není ovlivněna přítomností druhé stenózy, ale Reynoldsovým číslem, ztráta rychlosti zapříčiněná přítomností druhé stenózy je viditelná i ve větší vzdálenosti za stenózou pro vyšší Re

6.3 Vzájemné ovlivnění symetrické a asymetrické stenózy

Nejprve byly porovnány společně modely A, E, F. Modely E, F vykazovaly některé jevy shodně s modely B, C. Prvním shodným jevem je větší rychlost proudu na vstupu do druhé stenózy pro kratší vzdálenost stenóz, toto porovnání ukazují obr.36 a obr.37.

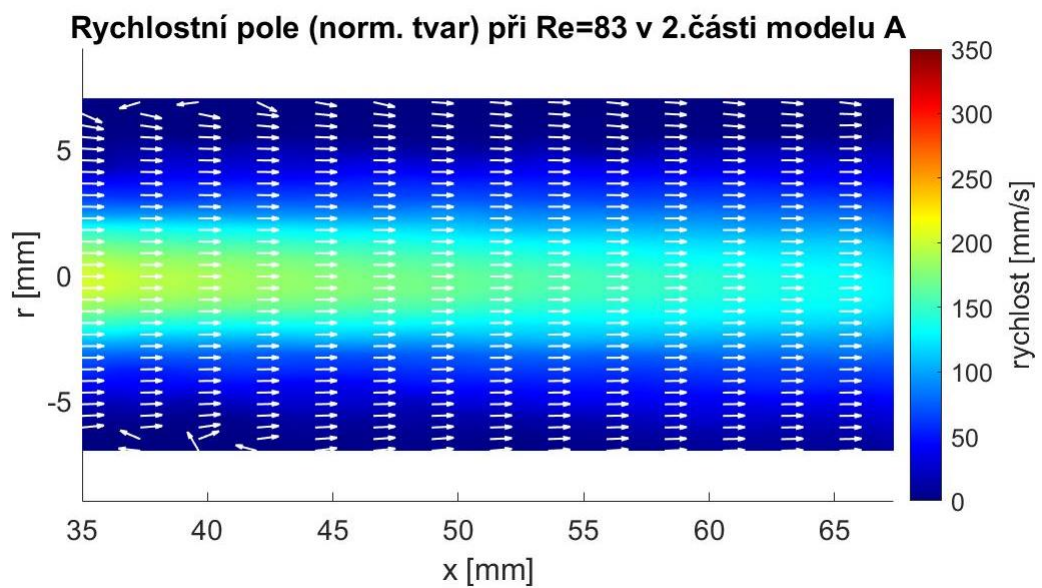


Obr. 36 Větší absolutní rychlost na vstupu do druhé stenózy v modelu E

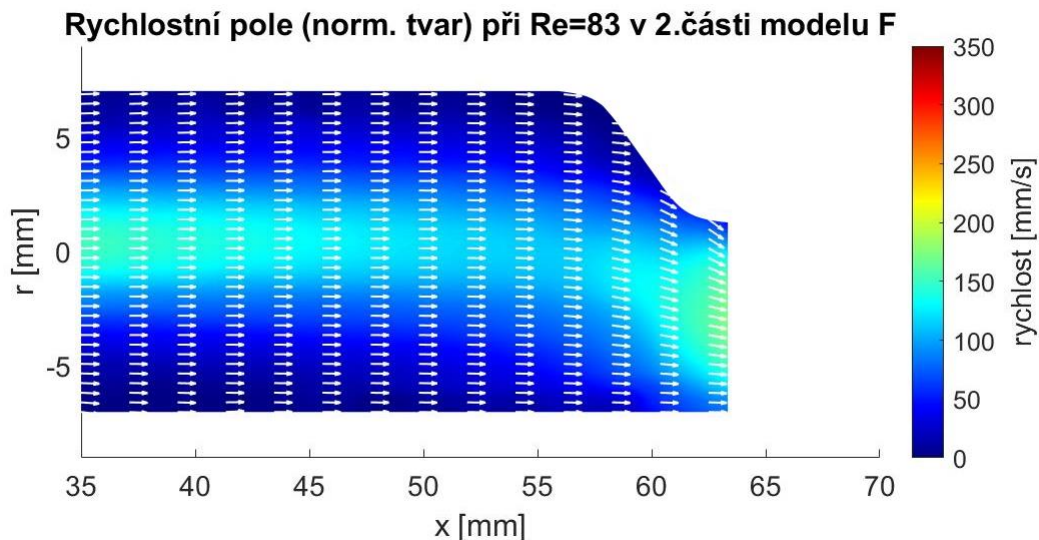


Obr. 37 Menší absolutní rychlost na vstupu do druhé stenózy než v modelu E

Druhým shodným jevem, který se neprojevuje již tak výrazně jako v případě symetrických stenóz, je větší ztráta rychlosti proudu za první stenózou v modelu F (také v B, C) oproti modelu A. Přítomnost druhé stenózy (symetrické i asymetrické) ve vzdálenosti 4D (modely C, F) tedy způsobovala větší ztráty rychlosti proudu viz obr.38, obr.39, obr.44, obr.45. Počátek modelů A a F je opět posunut cca o 15 mm, takže místo označené 65 mm na modelu A je ve skutečnosti vzdáleno 50 mm od počátku modelu F.

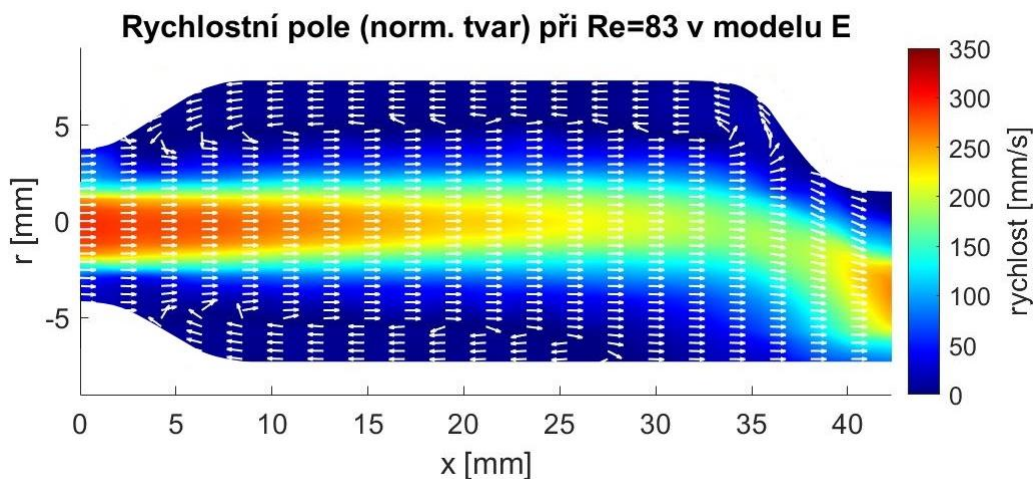


Obr. 38 Rychlost proudu ve vzdálenosti 65 mm (odpovídá cca 50 mm v modelu F)

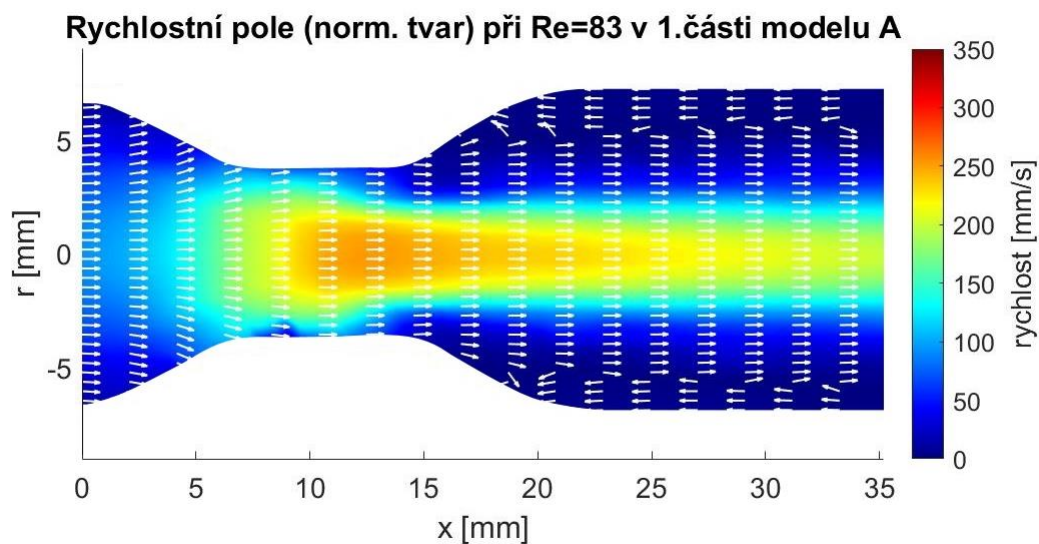


Obr. 39 Ztráta rychlosti proudu oproti modelu A ve vzdálenosti 50 mm

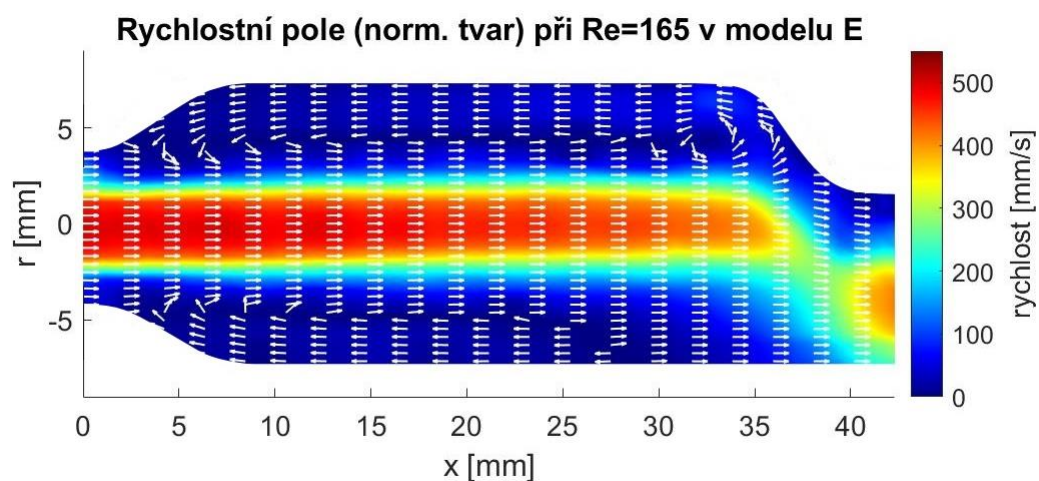
V modelech A, B, C byla stejná rychlost tekutiny protékající první stenózou a ztráta rychlosti v modelech B, C byla nepatrně výraznější pro kratší vzdálenost stenóz (model B). Oproti tomu přítomnost asymetrické stenózy ve vzdálenosti 2D (model E) tekutinu protékající první stenózou dokonce urychluje (oproti A) viz obr.40, obr.41, obr.42 a obr.43. Urychlení tekutiny v první stenóze přítomností asymetrické stenózy ve větší vzdálenosti 4D (model F) bylo velmi nepatrné, viz obr.44 a obr.45.



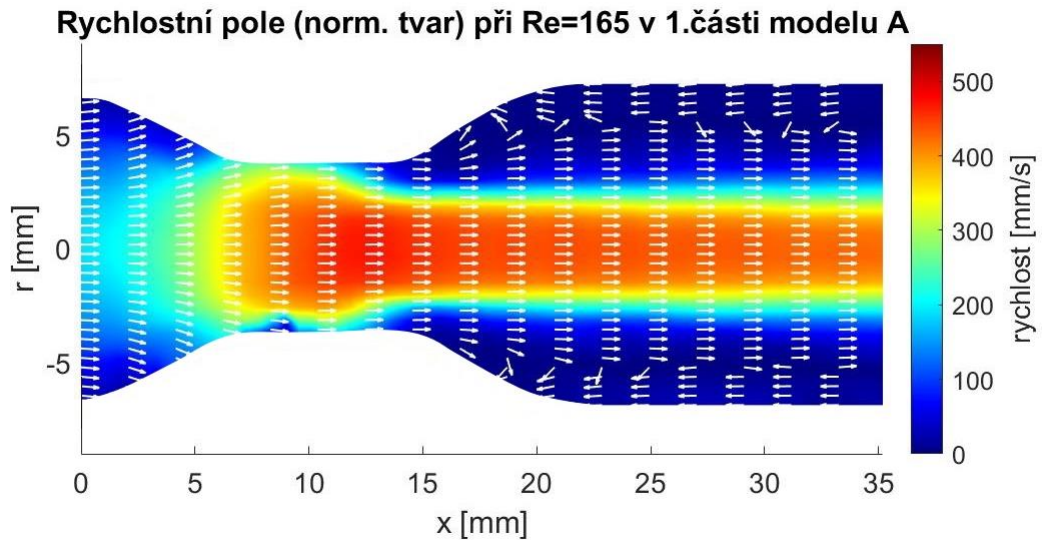
Obr. 40 Vyšší rychlost v první stenóze a za ní oproti modelu A při $Re=83$



Obr. 41 Nižší rychlost v první stenóze a za ní v modelu A při $Re=83$

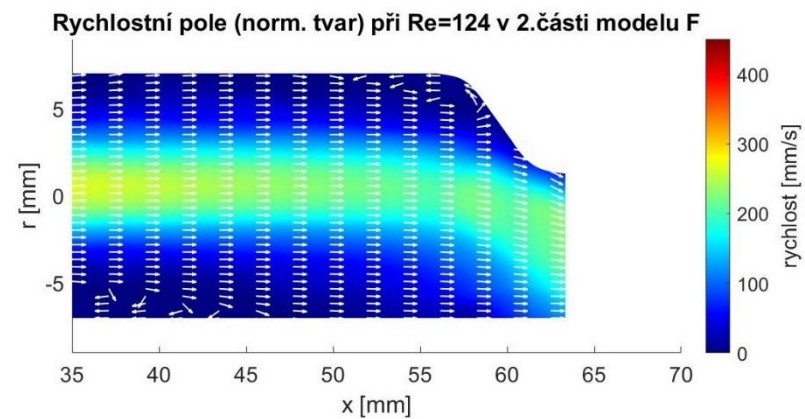
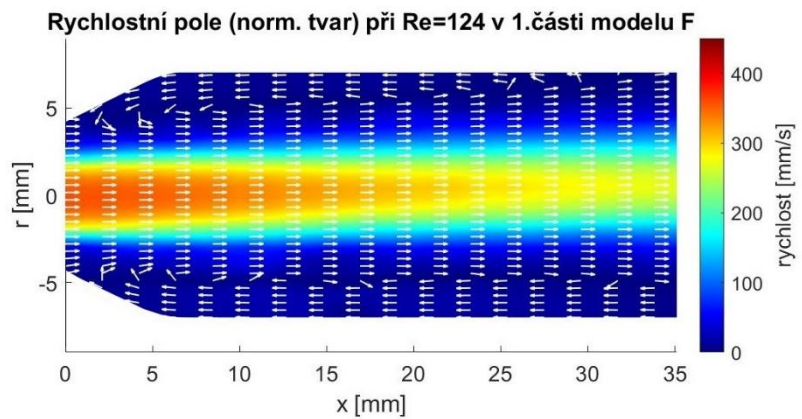
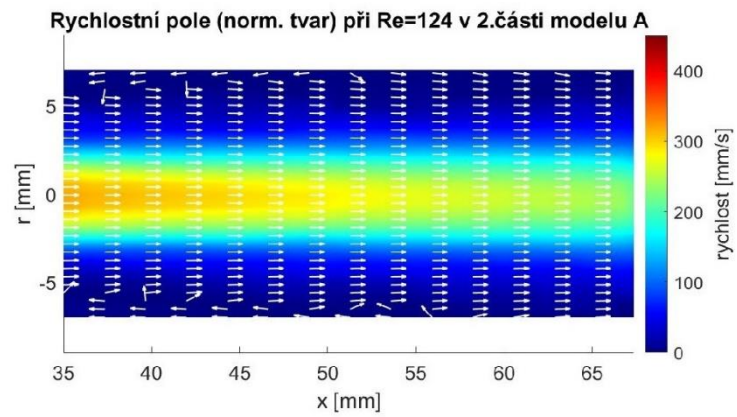
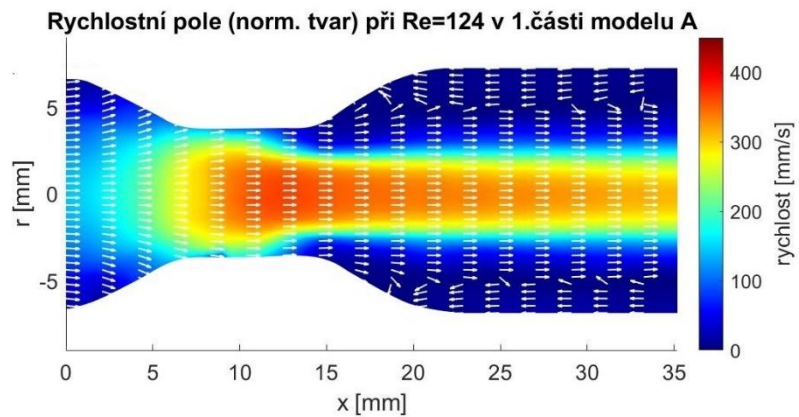


Obr. 42 Vyšší rychlost v první stenóze a za ní oproti modelu A při $Re=165$

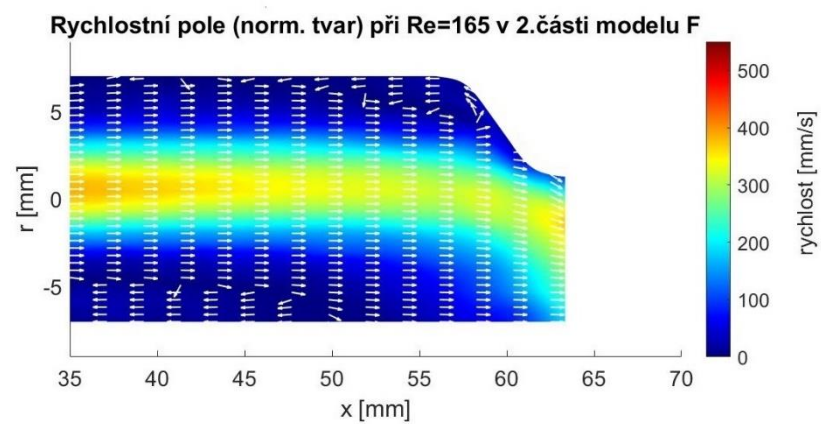
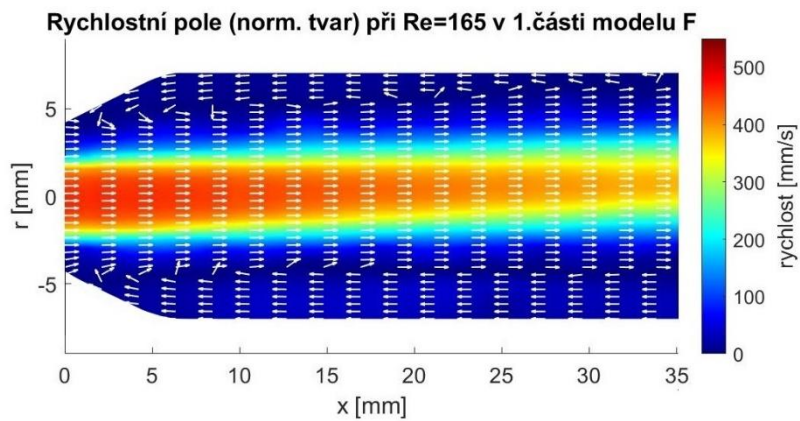
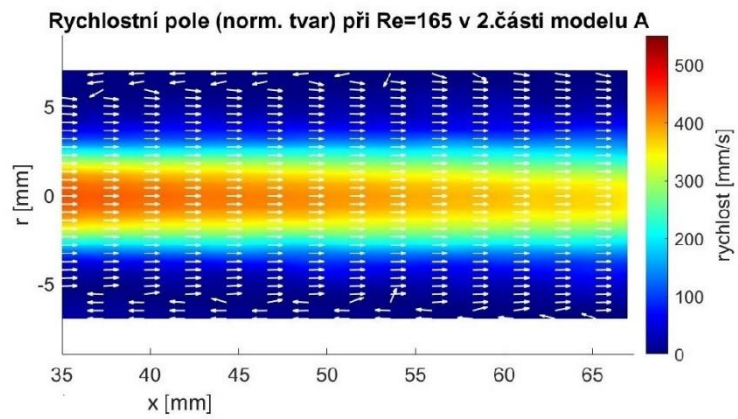
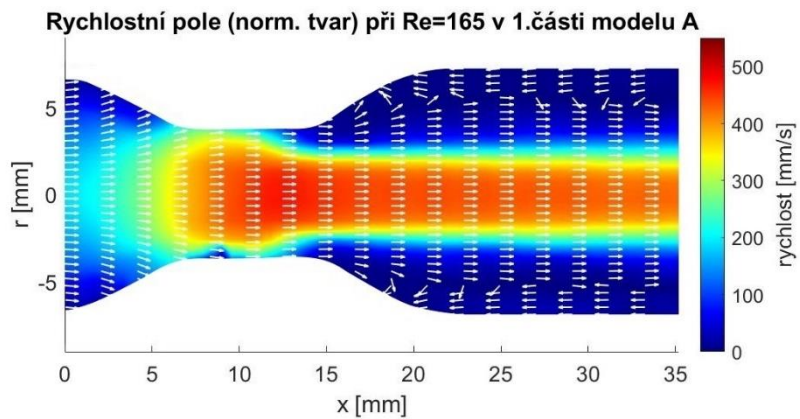


Obr. 43 Nižší rychlost v první stenóze a za ní v modelu A při $Re=165$

Další specifikum asymetrické stenózy je změna tvaru rychlostního pole. V modelech E a F se za první stenózou hlavní proud zvedá a zahýbá nahoru, zaoblení i nadzdvihnutí proudu jsou zřetelnější pro model F (obr.44, obr.45), ale jsou vidět i výše v modelu E na obr.36, obr.40 a obr.42. Zároveň se změnou tvaru hlavního proudu se v horním rohu před asymetrickou stenózou tvoří úplav, který se zvětšuje s rostoucím Re viz obr.44, obr.45.



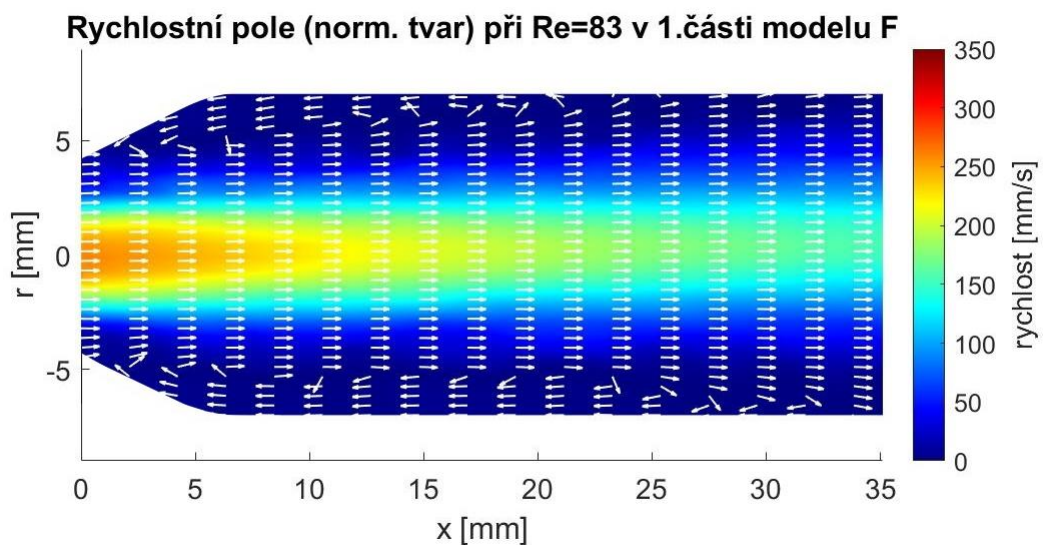
Obr. 44 Zaoblení a nadzdvíhnutí hlavního proudu, tvořící se úplav v horním rohu před asymetrickou stenózou, horní úplav od první stenózy jím není ovlivněn



Obr. 45 Zaoblení a nadzdvíhnutí hlavního proudu, zvětšující se úplav v horním rohu před asymetrickou stenózou, horní úplav od první stenózy jím není ovlivněn

V modelu E se tento úplav spojuje s úplavem za symetrickou stenózou a vytváří souvislou oblast reverzního toku (obr.36, obr.40, obr.42), při nejvyšším $Re=165$ je dokonce viditelný vír v místě, kde se úplavy slévají viz obr.42. Horní úplav za symetrickou stenózou je v modelu F na přítomnosti druhé stenózy nezávislý, protože úplav od druhé stenózy se tvoří až za místem pozvolného konce prvního úplavu (obr.44, obr.45, obr.46, obr.50). Stejnou vlastnost projevily dvě symetrické stenózy, kdy přítomnost druhé stenózy úplav neovlivňovala.

Oproti tomu spodní úplav za první stenózou změnil tvar. Pro $Re=83$, kdy úplav v modelu F za první stenózou nedosahuje dostatečné blízkosti asymetrické stenózy, se jeho tvar nezměnil (obr.46). Pro vyšší Re je úplav rozsáhlejší, takže je ovlivněn přítomností asymetrické stenózy a formuje se do podobného zaoblení jako hlavní proud, což lze vidět na obr.44, obr.45. Tento jev potvrzuje model E na obr.40, kde je úplav blíž asymetrické stenóze, a tak mění tvar už při nejnižším $Re=83$.

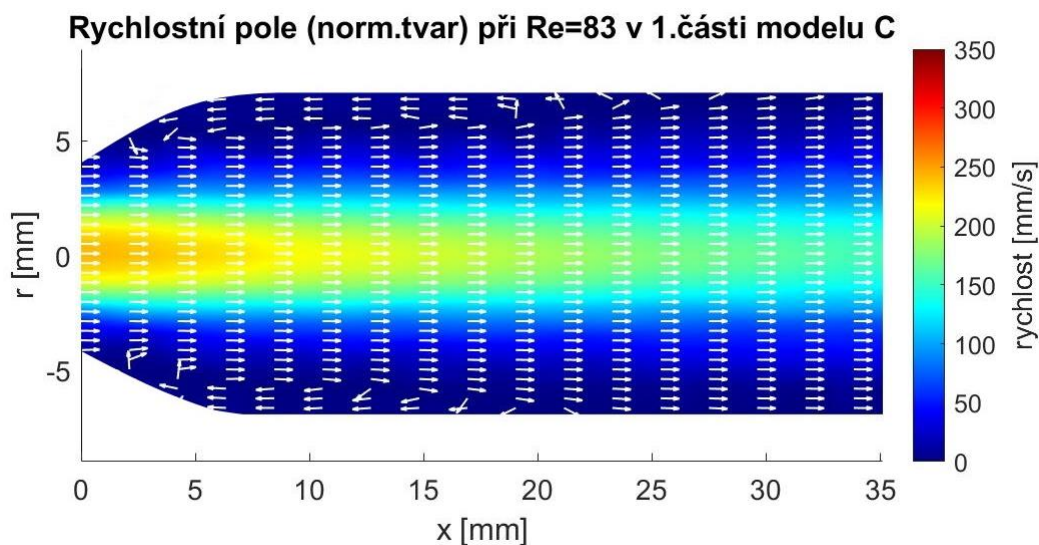


Obr. 46 Spodní úplav není ovlivněn asymetrickou stenózou, kvůli nízkému Re k ní nedosahuje dostatečně blízko

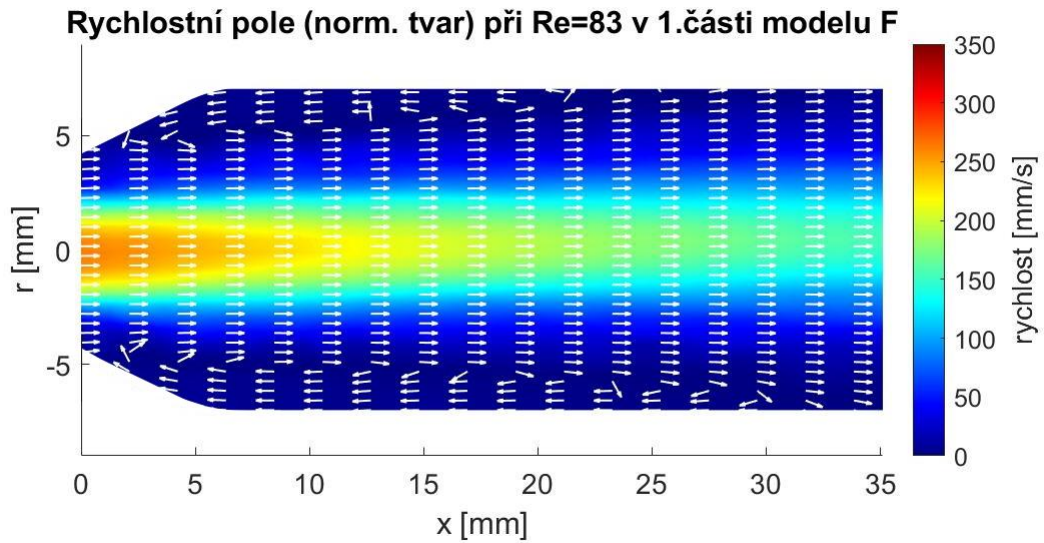
Další porovnáváním trojicí modelů byly modely C, F, K. Nejvýraznějším projevem asymetrické stenózy na vstupu do modelu je mohutný úplav za stenózou viditelný na všech snímkách viz např. obr.49, obr.51. S tím souvisí i posunutí hlavního proudu v cévě dolů a úplné eliminování dolního úplavu oproti symetrické stenóze na vstupu.

Přítomnost asymetrické stenózy ve vzdálenosti 4D (model F) způsobovala téměř neznamatelný rychlejší vstup tekutiny do modelu F oproti modelu bez druhé stenózy (model A). Přítomnost asymetrické stenózy ve vzdálenosti 2D (model E) tento rozdíl způsobovala viditelně. Na dalších grafech (např. obr.47, obr.50) se jeví, že oproti modelu C je vstup do modelu F mírně urychlen, tedy že přítomnost asymetrické stenózy ve vzdálenosti 4D způsobuje mírně větší rychlost na vstupu do první stenózy než vykazuje model se druhou stejně vzdálenou symetrickou stenózou. Bohužel jsou rozdíly v barvách na obr.44 a obr.45 téměř neznamatelné, na druhou stranu ale korespondují se zjištěným urychlením na vstupu modelu F oproti modelu C (a také s jasným urychlením vstupu do modelu E).

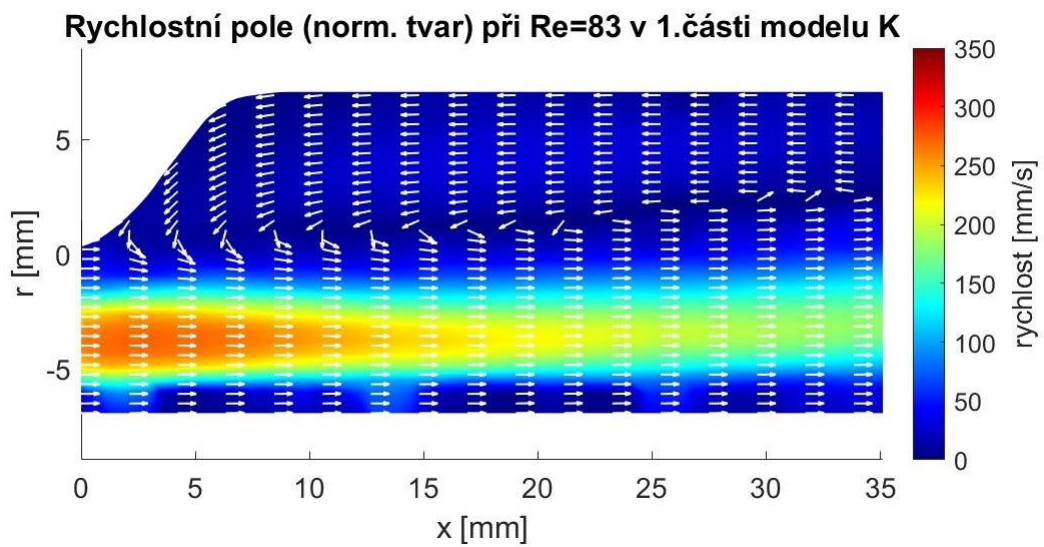
Rychlost na vstupu do modelu K, tedy uvnitř a těsně za asymetrickou stenózou byla vždy větší než na vstupech modelů C, F. V asymetrické stenóze (následované symetrickou) má tekutina vyšší rychlost než v symetrické následované libovolnou stenózou viz obr.47, obr.48, obr.49, obr.50 a obr.51.



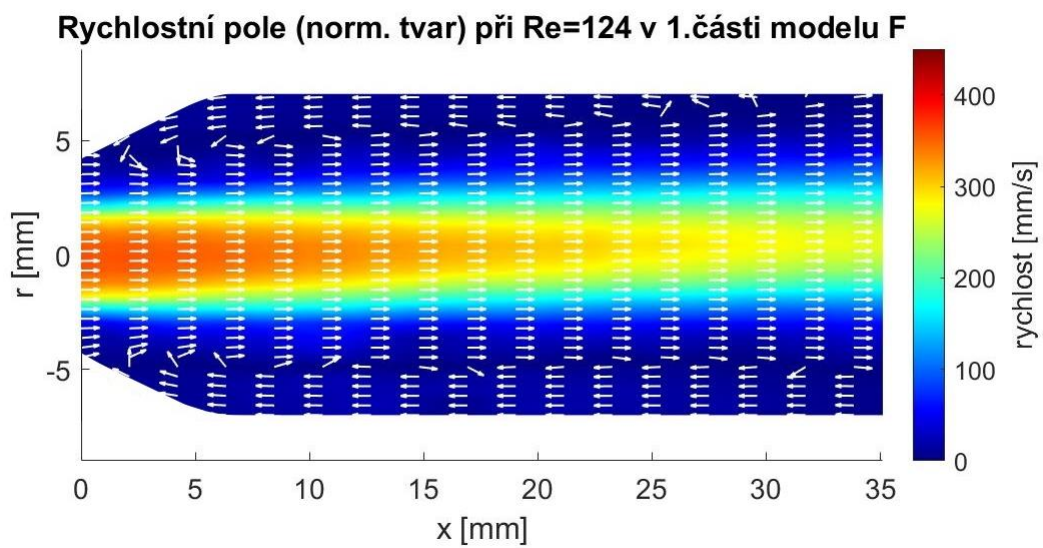
Obr. 47 Rychlost na výstupu ze stenózy je menší než v modelu F



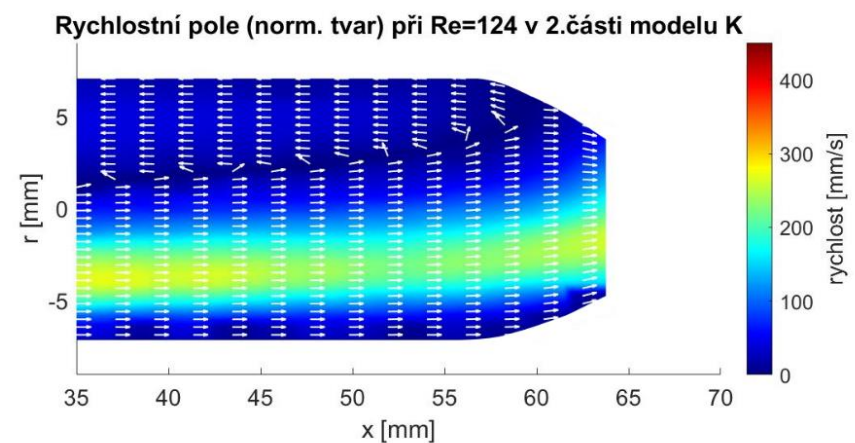
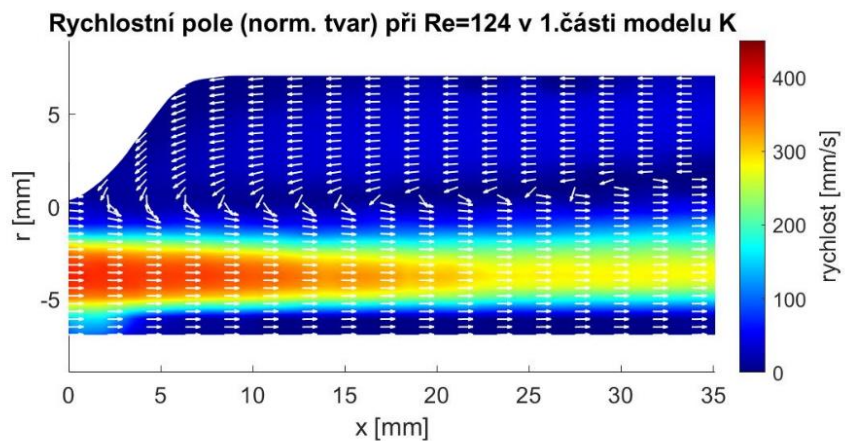
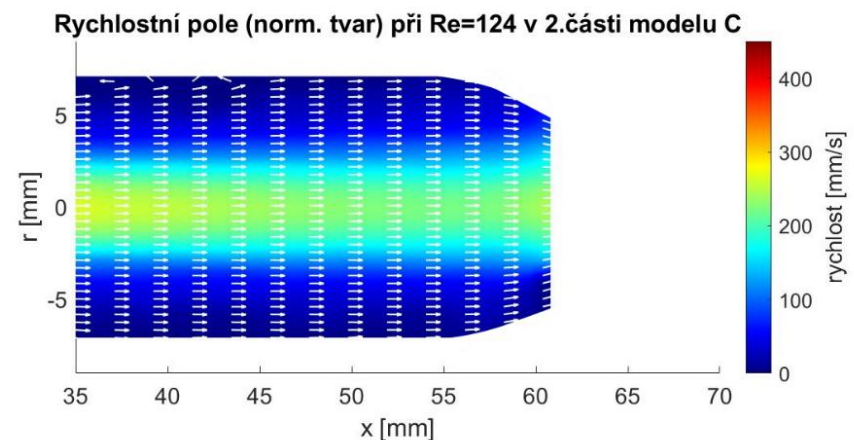
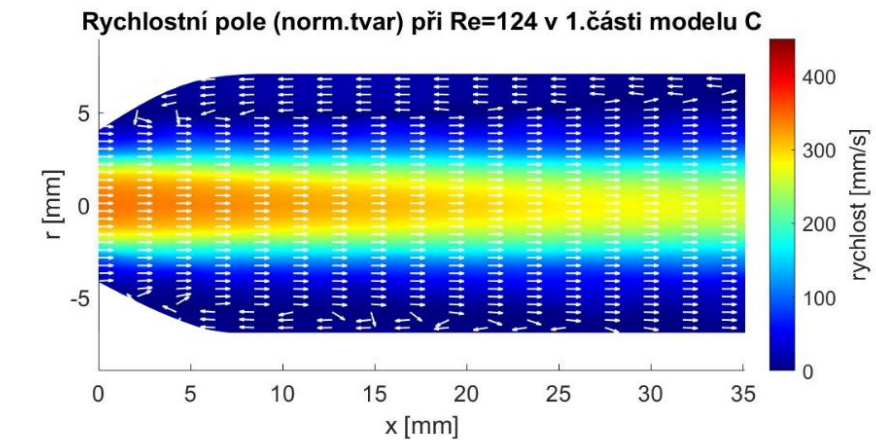
Obr. 48 Rychlost na výstupu ze stenózy je větší než v modelu C



Obr. 49 Vyšší rychlost na výstupu ze stenózy než v modelu C, F



Obr. 50 Nižší rychlost na výstupu ze stenózy oproti modelu K a vyšší oproti modelu C (obr. 51)

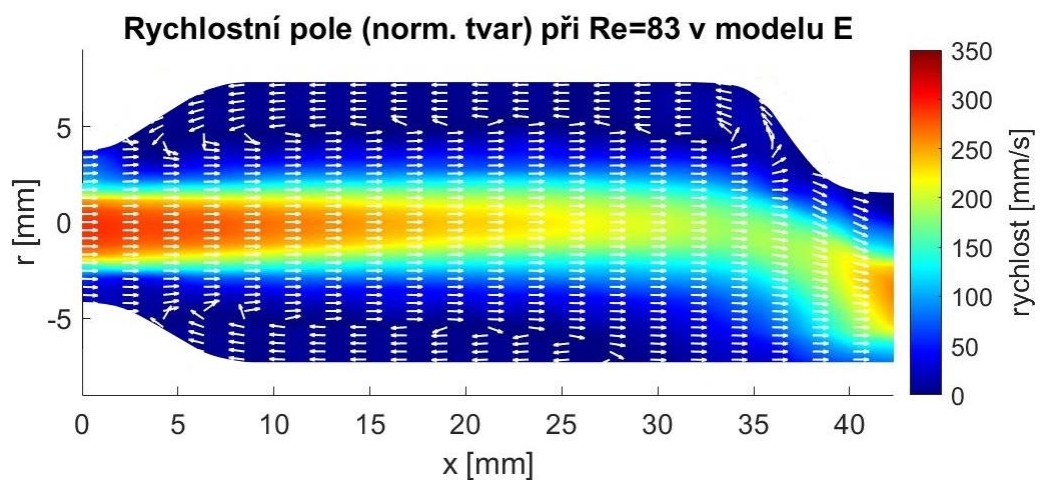


Obr. 51 Vyšší rychlost v asymetrické stenóze a za ní (než v modelu C), mohutný úplav, posunutí a změna tvaru hlavního proudu v modelu K

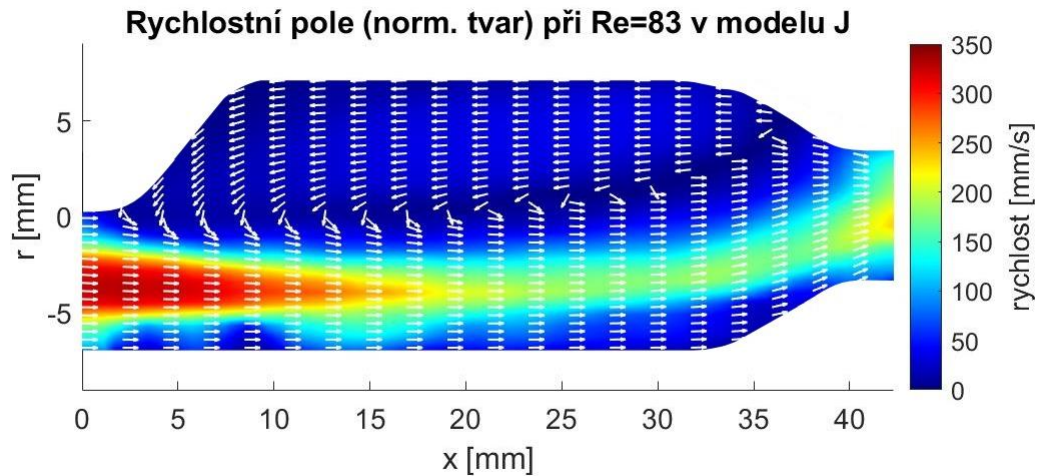
Výše uvedené trendy pro modely C, F, K potvrzuje porovnání modelů B, E, J jakožto stejných kombinací stenóz, které jsou vzdáleny 2D. Všechny režimy tedy potvrdily, že rychlost na výstupu z asymetrické stenózy (následované symetrickou stenózou) je větší než na výstupu ze symetrické (následované libovolnou stenózou). Menší rychlost na výstupu ze symetrické stenózy byla naměřena v modelu se dvěma symetrickými stenózami (B). Tuto skutečnost potvrzuje srovnání modelů C, F (výše), kde byl rozdíl méně výrazný.

Následující grafy na obr.52, obr.53, obr.54 a obr.55 ukazují také mohutný úplav za asymetrickou stenózou, posunutí a změnu tvaru hlavního proudu za ní a úplnou eliminaci spodního úplavu. Další skutečnost, která se neprojevila v předchozí trojici modelů, je rychlá ztráta rychlosti proudu za asymetrickou stenózou v modelu J oproti modelu E. Urychlení (oproti B viz obr.28 a obr.33) na výstupu z první stenózy je v obou modelech velké (v modelu J ještě větší než v modelu E). Tmavě červená barva se ale za asymetrickou stenózou (model J) rychleji ztrácí oproti modelu E, kde zůstává vždy červenější barva do větší vzdálenosti od první stenózy.

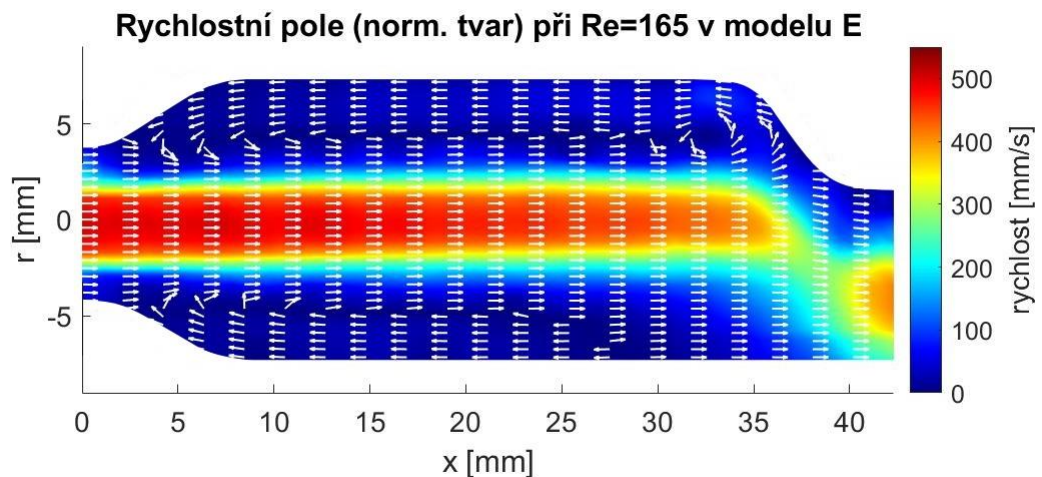
Všechny režimy ukázaly, že rychlost v první asymetrické stenóze je větší, pokud symetrická následuje blíže k ní, neboli vstup do modelu J má vždy vyšší rychlost než vstup do modelu K, viz obr.49 a obr.53.



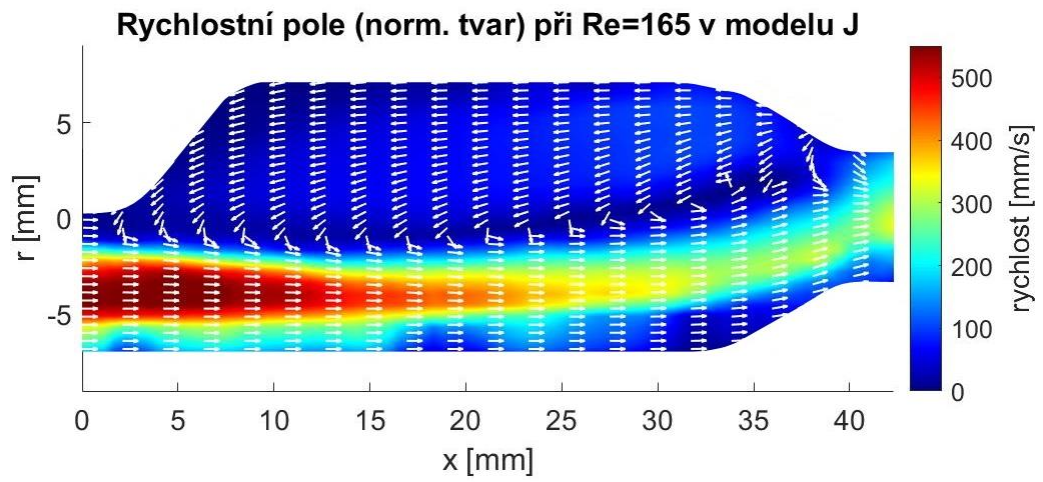
Obr. 52 Urychlení za první stenózou je větší oproti modelu B (obr. 28) a menší než v modelu J, oranžové zbarvení pole trvá až do vzdálenosti cca 25 mm



Obr. 53 Urychlení za první stenózou je větší než v modelu E (výše), ale oranžové zbarvení pole zasahuje do vzdálenosti menší než 20 mm



Obr. 54 Urychlení za první stenózou je větší oproti modelu B (obr. 33) a menší než v modelu J, oranžové zbarvení pole trvá až do vzdálenosti cca 35 mm



Obr. 55 Urychlení za první stenózou je větší než v modelu E (výše), ale oranžové zbarvení pole zasahuje do vzdálenosti menší než 30 mm

7 Závěr

V práci bylo provedeno PIV měření v několika modelech cév se stenózami, jehož výsledkem byla grafická zobrazení rychlostních polí v jednotlivých modelech.

Před samotným experimentem byla provedena rešerše uvedené literatury, která měla utvořit základní ucelený pohled na problematiku proudění krve a spojit ji se základními znalostmi mechaniky tekutin. Na základě těchto informací bylo možné a žádoucí zjednodušit experiment na modelový případ proudění ve zúžené trubce.

Realizaci samotného experimentu předcházela časově náročná výroba modelů navržených tak, aby se dalo vysledovat ovlivnění sériově řazených stenóz a vliv jejich tvaru a vzdálenosti.

Z výsledků bylo zjištěno, že přítomnost asymetrické stenózy ovlivňuje proudění z více hledisek než pouhá kombinace dvou symetrických stenóz. V případě dvou symetrických stenóz se projevila ztráta rychlosti urychlené tekutiny dříve než za samotnou symetrickou stenózou. Přítomnost druhé symetrické stenózy neovlivnila velikost úplavu první stenózy.

Oproti tomu asymetrická stenóza na druhém místě ovlivňovala úplav za symetrickou stenózou nad i pod hlavním proudem a ovlivňovala i tvar rychlostního pole. Významným zjištěním bylo to, že přítomnost druhé asymetrické stenózy zvyšuje rychlost tekutiny procházející předchozí symetrickou stenózou. Běžné urychlení ve stenóze je tedy větší, pokud se za ní nachází asymetrická stenóza.

V dalších měřeních byl pozorován mohutný úplav za první asymetrickou stenózou, který nebyl přítomností druhé symetrické stenózy nijak ovlivněn. Urychlení tekutiny procházející asymetrickou stenózou bylo zjištěno znatelně větší než urychlení tekutiny procházející symetrickou stenózou.

Seznam použité literatury

1. ČIHÁK, Radomír. *ANATOMIE 3*. 3. vydání. Praha: Grada Publishing, a.s., 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
2. KITTNAR, Otomar a kolektiv. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
3. HANZLOVÁ, Jitka, Jan HEMZA. Anatomie oběhového ústrojí. In: *ZÁKLADY ANATOMIE soustavy dýchací, srdečně-cévní, lymfatického systému, kůže a jejích derivátů* [online]. Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity, 2013. [cit. 2020-10-10]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady_anatomie/zakl_anatomiell/pages/anatomie_obehoveho_u_stroji.html
4. LÜLLMANN-RAUCH, Renate. *Histologie*. 3. vydání. Praha: Grada Publishing, a.s., 2012. ISBN 978-80-247-3729-4.
5. POVÝŠIL, Ctibor, Ivo ŠTEINER et al. *Speciální patologie*. 2. vydání. Praha: Galén, 2007. ISBN 978-80-7262-494-2.
6. NOVÁKOVÁ, Ludmila, Jan KOLÍNSKÝ, Josef ADAMEC, Jaroslav KUDLIČKA, Jan MALÍK. Vascular Stenosis Asymmetry Influences Considerably Pressure Gradient and Flow Volume. In: *Physiological Research*, vol. 65, pp. 63-69. ISSN 0862-8408.
7. TANG, Dalin, Chun YANG, Shunichi KOBAYASHI, Jie ZHENG, Raymond P. VITO. Effect of Stenosis Asymmetry on Blood Flow and Artery Compression: A Three-Dimensional Fluid-Structure Interaction Model. In: *Annals of biomedical engineering*, vol. 31, pp. 1182-1193. ISSN 0090-6964.
8. *Stenóza krkavice* [online]. Neurochirurgická a neuroonkologická klinika 1. LF UK. [cit. 2020-10-11]. Dostupné z: <https://www.neurosurg.cz/cs/content/sten%C3%B3za-krkavice>
9. KALITA, Zbyněk. Akutní ischemický iktus: diagnostika a léčba. In: *Interní medicína pro praxi*, 2002, č. 4 (6), str. 18-21. ISSN 1212-7299.
10. *Ischemická choroba srdeční* [online]. Nemocnice Na Homolce. [cit. 2020-10-11]. Dostupné z: <https://www.homolka.cz/nase-oddeleni/11635-kardiovaskularni-program/11635-kardiologie-kar/11697-nase-sluzby/ischemicka-choroba-srdecni/>

11. *Five questions for...shared decision making for the management of carotid artery stenosis* [online]. American Academy of Neurology. [cit. 2020-10-11]. Dostupné z: https://www.aan.com/siteassets/home-page/policy-and-guidelines/quality/quality-improvement/patient-handouts/13cartartrystenosisdmttool_pg.pdf
12. *Angioplastiky koronárních cév a implantace stentů* [online]. Institut klinické a experimentální medicíny. [cit. 2020-10-11]. Dostupné z: <https://www.ikem.cz/cs/angioplastiky-koronarnich-cev-a-implantace-stentu/a-421/>
13. JEŽEK, Jan, Blanka VARÁDIOVÁ, Josef ADAMEC. *MECHANIKA TEKUTIN*. 3. vydání. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2000. ISBN 80-01-01615-3.
14. COUFALÍK, Martin. *Vířivé čerpadlo jako možná srdeční náhrada*. Brno, 2017. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Energetický ústav.
15. REICHL, Jaroslav a Martin VŠETIČKA. Základní pojmy dynamiky tekutin. In: *Encyklopedie fyziky* [online]. Jaroslav Reichl, Martin Všeticka, 2006. [cit. 2020-10-27]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/123-zakladni-pojmy-dynamiky-tekutin>
16. *Proudění viskózní tekutiny* [online]. Matematicko-fyzikální fakulta UK. [cit. 2020-11-20]. Dostupné z: https://physics.mff.cuni.cz/kfpp/skripta/kurz_fyziky_pro_DS/www/fyzika.html
17. TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 4.vydání, Praha: Grada Publishing, a.s., 2003. ISBN 80-247-0512-5.
18. NICHOLS, W. WILMER, Michael F. O´ROURKE, Charalambos VLACHOPOULOS. *Mc Donald´s Blood Flow in Arteries*, 6th edition, London: Hodder Arnold, 2011. ISBN 978 0 340 985 014
19. *Fyziologie cévního systému* [online]. Masarykova univerzita. [cit. 2020-10-23]. Dostupné z: https://is.muni.cz/www/345402/66012191/Materialy_krevni_tlak.pdf
20. KENNER, T., The measurement of blood density and its meaning, In: *Basic Research in Cardiology*, vol. 84, pp. 111-124

21. *Reologické modely měkkých tkání* [online]. Fakulta strojní ČVUT v Praze. [cit. 2020-10-25]. Dostupné z:
<http://users.fs.cvut.cz/tomas.mares/rheology.pdf>
22. SOCHI, Taha. Non-Newtonian Rheology in Blood Circulation. In: *ResearchGate* [online]. ResearchGate GmbH. 2013. [cit. 2020-10-23]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/237082570_Non-Newtonian_Rheology_in_Blood_Circulation
23. *Hemodynamika* [online]. Ústav fyziologie 2. LF UK. [cit 2020-11-20]. Dostupné z:
<http://camelot.lf2.cuni.cz/pavelkoz/fyziologie/uceni/Hemodynamika.pdf>
24. JENSEN, K. D. Flow measurements. In: *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, vol. 26, no.4, ISSN 18063691.
25. *Measurements principles of PIV* [online]. DantecDynamics. [cit. 2020-12-09]. Dostupné z: <https://www.dantecdynamics.com/solutions-applications/solutions/fluid-mechanics/particle-image-velocimetry-piv/measurement-principles-of-piv/>
26. KOPECKÝ, Václav. *Metody laserové anemometrie v experimentální mechanice tekutin*. Liberec: 2001. Habilitační práce. Technická univerzita v Liberci.
27. NOVÁKOVÁ, Ludmila. Deformation correction algorithm for PIV data. In: *THE MEETING OF DEPARTMENTS OF FLUID MECHANICS AND THERMOMECHANICS (35MDFMT): Proceedings of the 35th Meeting of Departments of Fluid Mechanics and Thermomechanics* [online]. Šamorín-Čilistov: AiP, 2016. [cit. 2020-12-13]. Dostupné z:
<https://aip.scitation.org/doi/pdf/10.1063/1.4963030>
28. GEOGHEGAN, Patrick Henry, Nicolas A. BUCHMANN, Callum SPENCE, S. MOORE. Fabrication of rigid and flexible refractive-index-matched flow phantoms for flow visualisation and optical flow measurements. In: *Experiments in Fluids*, 2012, vol.52, no.5, pp. 1331-1347. ISSN 0723-4864.
29. Glycerine Producers Association. *Physical properties of glycerine and its solutions*. New York: Glycerine Producers Association, 1963. ISBN 0803114281.

30. BLÁHA, Adam. *Vliv opakovaného zúžení průřezu na proudové charakteristiky*. Praha: 2015. Bakalářská práce. ČVUT v Praze, Fakulta strojní, Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky.
31. ŠTÁSEK, Josef, Dušan ČERNOHORSKÝ, Josef BIS, Miroslav BRTKO, Pavel POLANSKÝ, Jan VOJÁČEK. Komplikované koronární intervence. Kdy ještě? Kdy již ne?. In: *Intervenční a akutní kardiologie*, 2005, 4(2), pp. 98-102. ISSN 1213-807X.
32. GOHARZADEH, Afshin, Arman MOLKI, Michael M. OHADI. A proposed particle image velocimetry (PIV) system for instructional purposes in a modern mechanical engineering undergraduate laboratory program. In: *ResearchGate* [online]. ResearchGate GmbH, 2006. [cit. 2020-12-09]. Dostupné z:
https://www.researchgate.net/publication/286808680_A_proposed_particle_image_velocimetry_PIV_system_for_instructional_purposes_in_a_modern_mechanical_engineering_undergraduate_laboratory_program
33. *Reologické chování tekutin-stanovení reogramů* [online]. Laboratoř přípravy nano a mikromateriálů, Fakulta chemicko-inženýrská, Vysoká škola chemicko-technologická v Praze, [cit. 2021-05-20]. Dostupné z:
<https://fchi.vscht.cz/files/uzel/0010367/0047~~C3KODwtRSE3JLAEA.pdf?redirected>

Seznam obrázků

Obr. 1 Krevní oběhy [1]	13
Obr. 2 Stěna tepny střední velikosti svalového typu, upraveno dle [1]	15
Obr. 3 Stenózy části levé koronární tepny, upraveno dle [31]	16
Obr. 4 Závislost zdánlivé viskozity na rychlosti smykové deformace různých tekutin: 1 - newtonské, 2 - pseudoplastické, 3 - dilatantní, 4 - binghamské, upraveno dle [33]	19
Obr. 5 Závislost zdánlivé viskozity krve na rychlosti smykové deformace, upraveno dle [14]	23
Obr. 6 Průběh krevního tlaku v závislosti na čase, upraveno dle [17]	25
Obr. 7 Schéma měření metodou PIV [32]	28
Obr. 8 Interference dvou paprsků vzniklých rozdělením jednoho laserového paprsku [24]	29
Obr. 9 Vliv indexů lomu na prostorovou deformaci obrazu metody PIV, upraveno dle [27]	30
Obr. 10 Forma na odlévání	32
Obr. 11 Detail 3D modelu asymetrické stenózy	33
Obr. 12 Příklad jádra se symetrickými stenózami	33
Obr. 13 Podlouhlá část jádra	35
Obr. 14 Koncovka jádra	35
Obr. 15 Úprava CAD modelů pro 3D tisk	36
Obr. 16 Hotová forma s jádrem	37
Obr. 17 Hotový model	38
Obr. 18 Indexy lomu pracovní tekutiny a modelu: odlišné (vlevo), shodné (vpravo)	39
Obr. 19 Uspořádání měřicí trati (zatopeno)	42
Obr. 20 Viditelnost částic v pracovní tekutině: před použitím filtru (nahore), po použití filtru (dole)	43
Obr. 21 Příklad kalibrační fotografie (vlevo), příklad "masky" (vpravo)	47
Obr. 22 Tvar rychlostního pole modelu A odpovídající dalším 3 režimům, viditelná chyba ve spodní části stenózy	49
Obr. 23 Tvarová odlišnost rychlostního pole v horní části stenózy zjištěná při frekvenci kamery 1500 snímků/s, viditelná chyba ve spodní části stenózy	50

Obr. 24 Nižší naměřená absolutní rychlost v nejrychlejší části proudu při frekvenci 1000 snímků/s.....	51
Obr. 25 Vyšší naměřená absolutní rychlost v nejrychlejší části proudu při frekvenci 1500 snímků/s	51
Obr. 26 Sytá žlutá barva rychlostního pole končí dále za stenózou než v modelech B, C.....	52
Obr. 27 Sytá žlutá barva rychlostního pole končí blíže za stenózou než v modelu A.....	53
Obr. 28 Sytá žlutá barva rychlostního pole končí blíže za stenózou než v modelu A, pravděpodobně také blíže než v modelu C.....	53
Obr. 29 Slabší rozdíl v barvě rychlostního pole v modelech A a C ve vzdálenosti 65 mm (odpovídá 50 mm modelu C).....	54
Obr. 30 Slabší rozdíl v barvě rychlostního pole v modelech A a C ve vzdálenosti 50 mm.....	54
Obr. 31 Větší absolutní rychlost na vstupu do druhé stenózy než v modelu C	55
Obr. 32 Menší absolutní rychlost na vstupu do druhé stenózy než v modelu B	55
Obr. 33 Předčasné ukončení úplavu nástupem druhé stenózy (zejména ve spodní části modelu).....	56
Obr. 34 Nesymetrie úplavů, velikost úplavu není ovlivněna přítomností druhé stenózy.....	57
Obr. 35 Nesymetrie úplavů, velikost úplavu není ovlivněna přítomností druhé stenózy, ale Reynoldsovým číslem, ztráta rychlosti zapříčiněná přítomností druhé stenózy je viditelná i ve větší vzdálenosti za stenózou pro vyšší Re	58
Obr. 36 Větší absolutní rychlost na vstupu do druhé stenózy v modelu E	59
Obr. 37 Menší absolutní rychlost na vstupu do druhé stenózy než v modelu E	59
Obr. 38 Rychlost proudu ve vzdálenosti 65 mm (odpovídá cca 50 mm v modelu F).....	60
Obr. 39 Ztráta rychlosti proudu oproti modelu A ve vzdálenosti 50 mm	61
Obr. 40 Vyšší rychlost v první stenóze a za ní oproti modelu A při $Re=83$	61
Obr. 41 Nižší rychlost v první stenóze a za ní v modelu A při $Re=83$	62
Obr. 42 Vyšší rychlost v první stenóze a za ní oproti modelu A při $Re=165$	62
Obr. 43 Nižší rychlost v první stenóze a za ní v modelu A při $Re=165$	63
Obr. 44 Zaoblení a nadzdvihnutí hlavního proudu, tvořící se úplav v horním rohu před asymetrickou stenózou, horní úplav od první stenózy jím není ovlivněn..	64

Obr. 45 Zaoblení a nadzdvíhnutí hlavního proudu, zvětšující se úplav v horním rohu před asymetrickou stenózou, horní úplav od první stenózy jím není ovlivněn	65
Obr. 46 Spodní úplav není ovlivněn asymetrickou stenózou, kvůli nízkému Re k ní nedosahuje dostatečně blízko.....	66
Obr. 47 Rychlost na výstupu ze stenózy je menší než v modelu F	67
Obr. 48 Rychlost na výstupu ze stenózy je větší než v modelu C	68
Obr. 49 Vyšší rychlost na výstupu ze stenózy než v modelu C, F	68
Obr. 50 Nižší rychlost na výstupu ze stenózy oproti modelu K a vyšší oproti modelu C (obr. 51)	69
Obr. 51 Vyšší rychlost v asymetrické stenóze a za ní (než v modelu C), mohutný úplav, posunutí a změna tvaru hlavního proudu v modelu K.....	70
Obr. 52 Urychlení za první stenózou je větší oproti modelu B (obr. 28) a menší než v modelu J, oranžové zbarvení pole trvá až do vzdálenosti cca 25 mm	71
Obr. 53 Urychlení za první stenózou je větší než v modelu E (výše), ale oranžové zbarvení pole zasahuje do vzdálenosti menší než 20 mm	72
Obr. 54 Urychlení za první stenózou je větší oproti modelu B (obr. 33) a menší než v modelu J, oranžové zbarvení pole trvá až do vzdálenosti cca 35 mm	72
Obr. 55 Urychlení za první stenózou je větší než v modelu E (výše), ale oranžové zbarvení pole zasahuje do vzdálenosti menší než 30 mm	73

Seznam tabulek

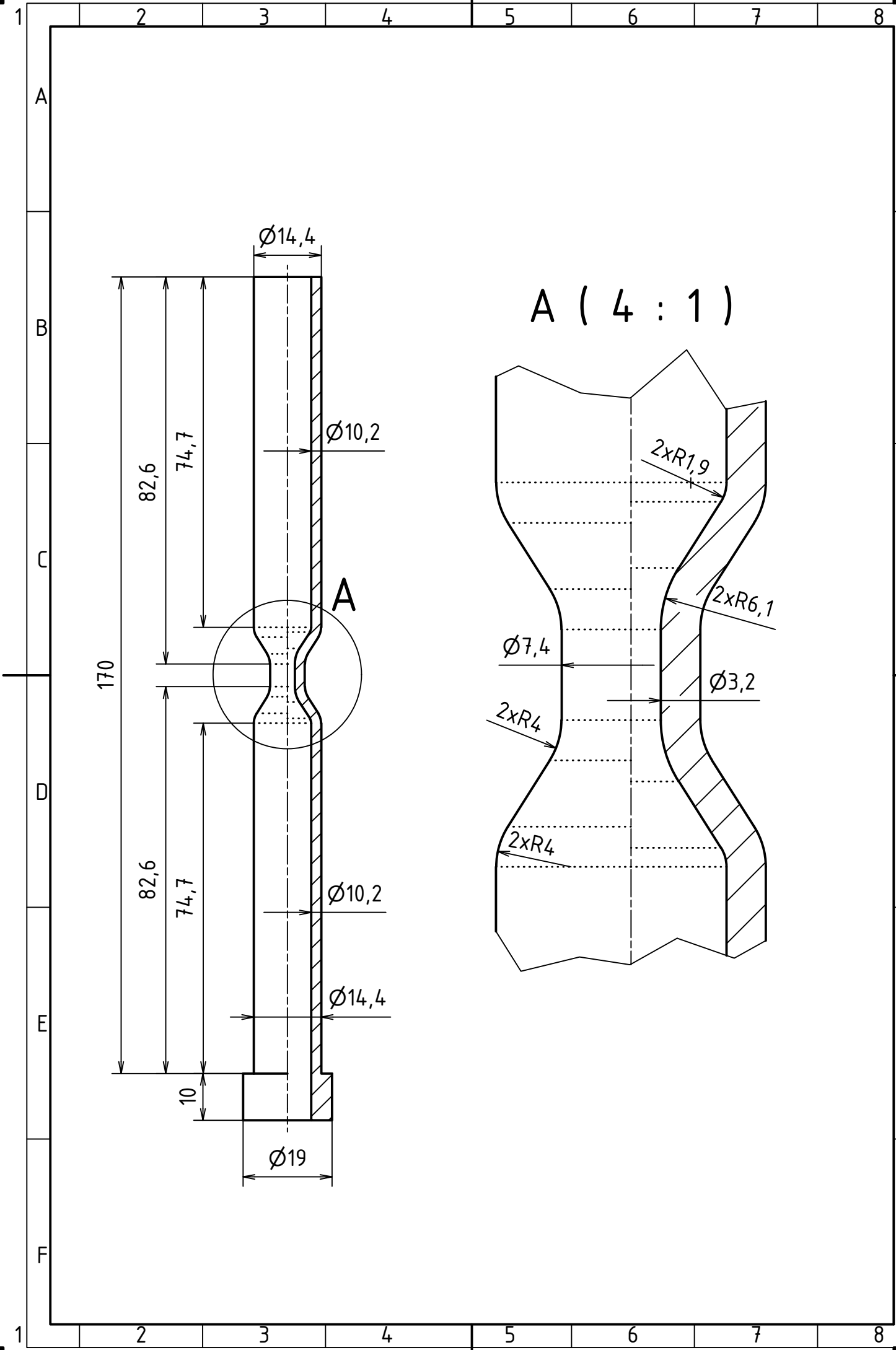
Tabulka 1 Označení modelů	34
Tabulka 2 Hustota a dynamická viskozita vodného roztoku glycerolu, upraveno dle [29]	40
Tabulka 3 Použité režimy čerpadla a kamery.....	44
Tabulka 4 Polohy známé částice.....	45
Tabulka 5 Označení a popis modelů použitých pro experiment.....	48

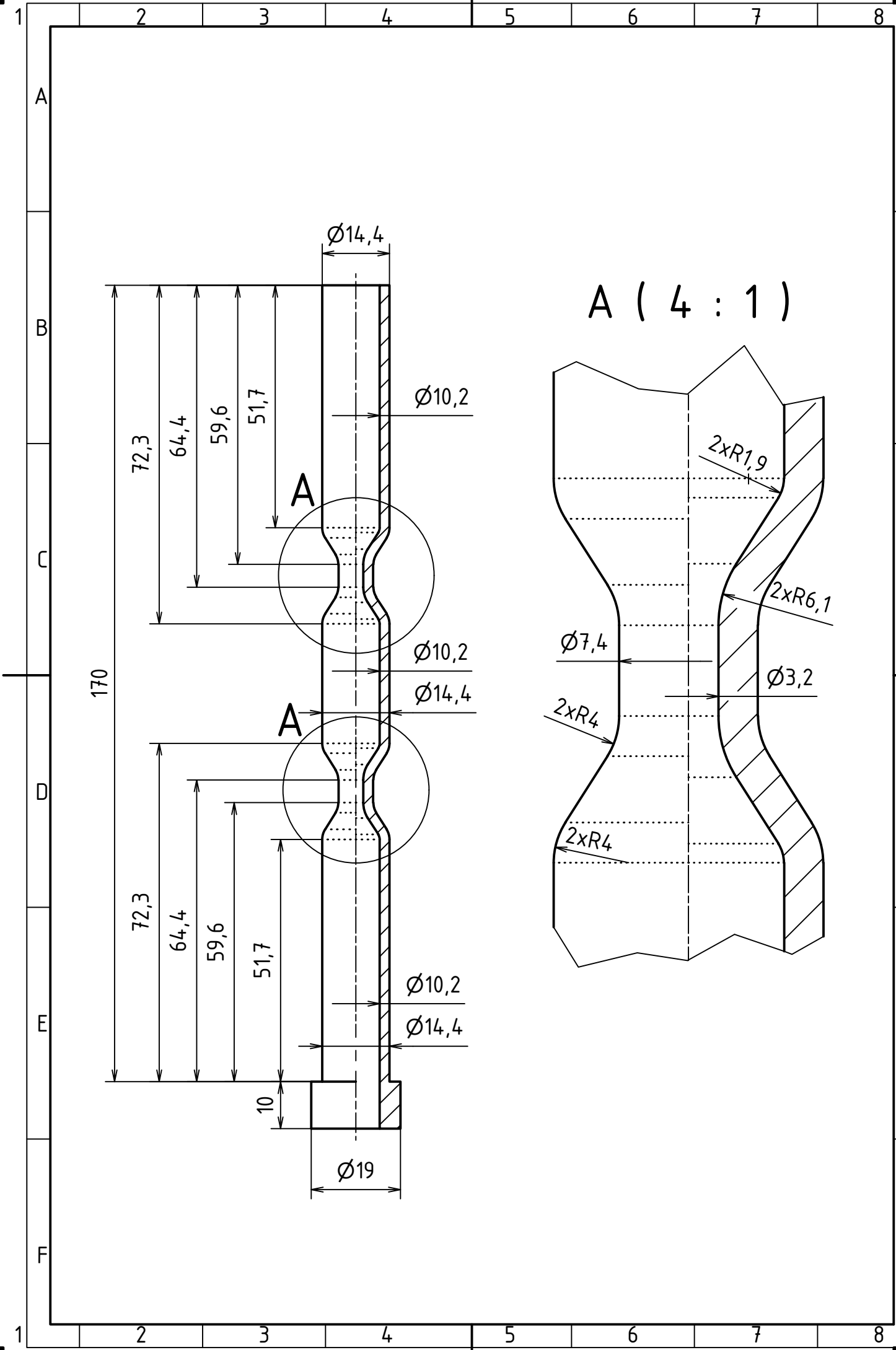
Seznam příloh

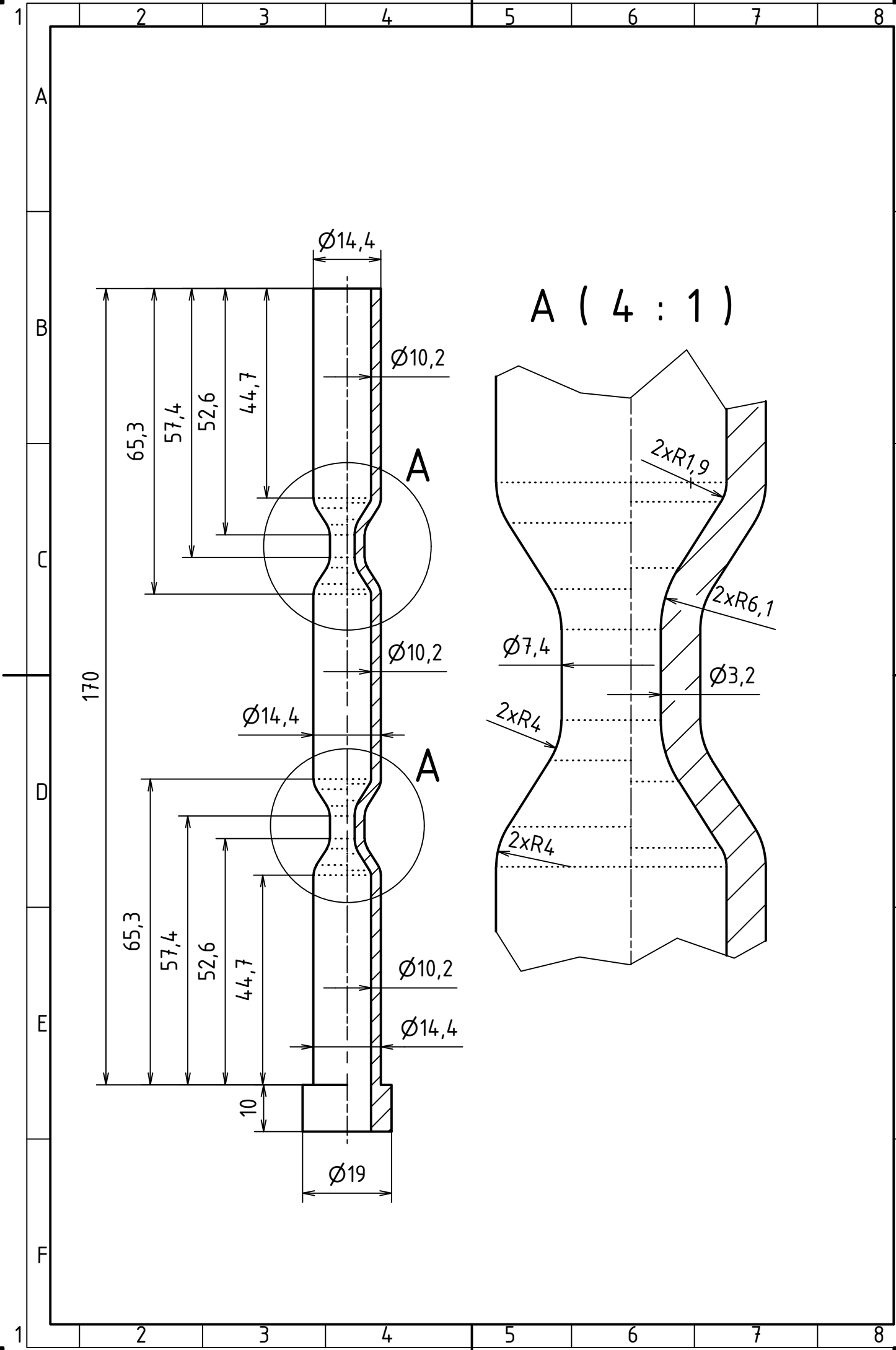
Tato práce obsahuje 2 oddělené přílohy. Přílohu A tvoří 8 výkresů jader do vyráběných modelů na následujících stránkách. Příloha B je pouze na přiloženém CD a obsahuje obrázky všech 110 rychlostních polí.

Příloha A

Všechny hlavní pohledy jsou v měřítku 1:1 a tečkovaná čára představuje tangenciální hranu.







170

A (4 : 1)

$\varnothing 14,4$

$\varnothing 10,2$

A

$\varnothing 10,2$

$\varnothing 14,4$

A

$\varnothing 10,2$

$\varnothing 14,4$

$\varnothing 19$

65,3

57,4

52,6

44,7

65,3

57,4

52,6

44,7

10

$\varnothing 7,4$

$\varnothing 3,2$

$2 \times R4$

$2 \times R6,1$

$2 \times R1,9$

$2 \times R4$

