



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

## ENERGETICKÝ ÚSTAV

ENERGY INSTITUTE

## MIKROFLUIDICKÝ OBVOD

MICROFLUIDIC CIRCUIT

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Radek Zeman

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Pavel Rudolf, Ph.D.

BRNO 2020



## Zadání bakalářské práce

Ústav: Energetický ústav  
Student: Radek Zeman  
Studijní program: Strojírenství  
Studijní obor: Základy strojního inženýrství  
Vedoucí práce: doc. Ing. Pavel Rudolf, Ph.D.  
Akademický rok: 2019/20

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

### Mikrofluidický obvod

#### Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Mikrofluidika se zabývá prouděním tekutin ve velmi malých měřítcích (mikro–a nanometry). Jde o velmi rychle se rozvíjející obor s rozsáhlým uplatněním např. v lékařství pro různé diagnostické metody (např. stanovení krevních parametrů) nebo dávkování léčiv. Výhodou je použití velmi malého množství reakčních látek a velmi malé rozměry. Problémem mikrofluidiky je existence pouze laminárního proudění, které znesnadňuje promíchávání. Proto se navrhuje speciální mikrofluidické mísiče. Na našem odboru v současné době budujeme laboratoř mikrofluidiky.

#### Cíle bakalářské práce:

Cílem je rešerše vybavení pro mikrofluidické obvody (přehled výrobců a nabízeného vybavení) s cílem sestavení obvodů s mikrofluidickými mísiči, případně zkoumání kavitace v mikrofluidice. Dále bude proveden návrh mikrofluidického obvodu (včetně specifikace jednotlivých komponent) a design experimentu pro výzkum mikrofluidického mísiče.

#### Seznam doporučené literatury:

KARNIADAKIS, George Em., Ali BESKOK a Narayan ALURU. Microflows and Nanoflows: Fundamentals and Simulation. 1. Springer, 2005.

WARD, Kevin a Z Hugh FAN. Mixing in microfluidic devices and enhancement methods. J. Micromech. Microeng. IOP Publishing, 2015.

ABRAHÁM, Martin. Návrh mikrofluidického směšovače. Brno, 2016. Diplomová práce. VUT v Brně. Vedoucí práce Pavel Rudolf.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2019/20

V Brně, dne

L. S.

doc. Ing. Jiří Pospíšil, Ph.D.  
ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.  
děkan fakulty

## **Abstrakt**

Mikrofluidika je věda zabývající se prouděním velmi malých množství tekutin a je spjata především s medicínou a biochemií. Jedním z problémů, se kterým se tato věda potýká, je nsnadné mísení tekutin kvůli výskytu laminárního proudění. Tato bakalářská práce obsahuje návrh mikrofluidického obvodu s mikrofluidickým mísičem Staggered herringbone a následné uskutečnění experimentu dle provedeného návrhu.

### **Klíčová slova**

Mikrofluidika, mikrofluidický obvod, mikrofluidický mísič, Staggered herringbone mísič

## **Abstract**

Microfluidics is a science dealing with flow of a very small amounts of fluids and is mainly connected with medicine and biochemistry. One of a main problem, which this science is facing, is a difficult mixing of fluids due to occurrence of laminar flows. This bachelor thesis contains a design of a microfluidic circuit with Staggered herringbone microfluidic mixer and subsequent implementation of the experiment according to the performed design.

### **Key words**

Microfluidics, microfluidic circuit, microfluidic mixer, Staggered herringbone mixer



## **Bibliografická citace**

ZEMAN, Radek. *Mikrofluidický obvod*. Brno, 2020. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/125078>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Energetický ústav. Vedoucí práce Pavel Rudolf.





## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem *bakalářskou* práci na téma **Mikrofluidický obvod** vypracoval samostatně s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených v seznamu, který tvoří přílohu této práce.

.....  
Datum

.....  
*Radek Zeman*



## **Poděkování**

Děkuji tímto panu doc. Ing. Pavlu Rudolfovi, Ph.D za cenné připomínky a rady, které mi poskytl při vypracování závěrečné práce.



# Obsah

1. Úvod .....	15
2. Transport tekutin v mikrofluidice .....	16
2.1 Peristaltické pumpy .....	17
2.2 Injekční pumpy .....	18
2.3 Tlakové regulátory .....	19
3. Spojovací elementy .....	20
3.1 Hadice .....	20
3.2 Fitinky, konektory a adaptéry .....	22
3.2.1 Závité spoje (fitinky) .....	22
3.2.2 Závité spoje s ozubem .....	23
3.2.3 Adaptéry a konektory .....	23
3.2.4 Konektory pro čipy .....	24
4. Měření průtoku .....	24
4.1 Kalorimetrické průtokoměry .....	24
4.2 Coriolisovy průtokoměry .....	25
5. Mísení v mikrofluidice .....	26
5.1 Aktivní mikrofluidické mísiče .....	26
5.2 Pasivní mikrofluidické mísiče .....	27
5.2.1 Fluidic 187 .....	27
6. Návrh mikrofluidického obvodu .....	29
6.1 Přehled dostupných zařízení a komponent .....	29
6.1.1 OB1 MK3+ .....	29
6.1.2 Průtokoměr MFS 3 .....	30
6.2 Schéma obvodu .....	30
6.3 Spojení uzlů obvodu .....	31
6.3.1 Spoj kompresor-regulátor tlaku .....	31
6.3.2 Spoj regulátor tlaku-rezervoár .....	32
6.3.3 Spoj rezervoár-mísič .....	33
6.3.4 Spoj mísič-průtokoměr-rezervoár .....	34
6.4 Příprava experimentu .....	35
6.5 Průběh experimentu .....	37
6.6 Zhodnocení experimentu .....	37
6.7 Úprava obvodu .....	38

6.8	Příprava experimentu s upraveným obvodem .....	39
6.9	Průběh experimentu s upraveným obvodem .....	39
6.10	Zhodnocení výsledků.....	39
7.	Závěr.....	46
8.	Seznam použitých zdrojů .....	47

## 1. Úvod

Analýza proudění tekutin v malých měřících se stává stále více důležitá, z důvodu vzniku nových technologií jako je schopnost výroby mikroelektromechanických systémů (MEMS). Tyto systémy mohou být využity pro podávání léčiv, manipulaci s DNA či proteiny, a v neposlední řadě pro výrobu miniaturních laboratoří umístěných na jediném čipu (lab-on-chip). Technologie lab-on-chip je žádaná díky mnoha výhodám s ní souvisejících, jako jsou úspora místa, času, a hlavně pracovních látek. [1][2]

Mikrofluidika je multidisciplinární vědou a lze k ní přistupovat z mnoha hledisek. Z pohledu mechaniky tekutin se jedná o vědu zabývající se chováním tekutin v mikrokanálcích s rozměry v řádech mikrometrů. [1][2]

Tato bakalářská práce se zabývá právě mikrofluidikou a obsahuje část rešeršní a praktickou. V rešeršní části bakalářské práce jsou popsána zařízení a komponenty, které mohou být použity pro stavbu jednoduchých mikrofluidických obvodů. Praktická část obsahuje návrh mikrofluidického obvodu za použití komponent dostupných v budované mikrofluidické laboratoři. V rámci bakalářské práce je proveden experiment s mikrofluidickým mísičem za použití navrhnutého obvodu, čímž se ověřila funkčnost dostupných komponent.

## 2. Transport tekutin v mikrofluidice

Jak už samotný název mikrofluidiky napovídá, mikrometr je hlavní jednotka délky, jenž se vyskytuje v této oblasti mechaniky tekutin. Navzdory malým rozměrům se tekutiny v mikroměřítku řídí zákony mechaniky kontinua. Obecně lze chování tekutin v mikroměřítku popsat rovnicemi, které popisují chování tekutin v makrosvětě (rovnice Navier-Stokesova, rovnice kontinuity, aj.). Nicméně při redukci rozměrů kanálků, v nichž tekutina proudí, se viskózní síly stanou dominantními nad silami setrvačnými. Hlavním mechanismem pro transport hmoty se stane difuze. Zvýšený poměr povrchu ku objemu tekutiny způsobí vyšší důležitost efektů souvisejících s povrchovým napětím. Hnací síly pro mikrofluidické procesy mohou být vyvolány různými způsoby, zde je výpis těchto způsobů, které jsou použitelné pro manipulaci s tekutinami v mikroměřítku: [1][2][3]

- mechanické (mechanické pumpy)
- gravitační
- elektrokinetické
- magnetické
- elektromagnetické

Užití elektrických či magnetických polí je vhodné díky tomu, že většina mikrofluidických aplikací zahrnuje práci nejen s čistou tekutinou, ale i s roztoky, proteiny, elektrolytickými směsmi, směsmi obsahujícími ferromagnetické částice aj. Dalším důvodem pro používání jiných přístupů pro uvedení tekutiny do pohybu, než za použití pump je skutečnost, že se zmenšujícím se obsahem průtočného průměru se rapidně zvedá tlak potřebný na udržení stejného průtoku tekutiny. Tuto závislost ukazuje teoreticky a experimentálně odvozený vztah Hagen-Poiseuilleův pro tři nejčastěji se vyskytující průřezy kanálku v mikrofluidických čípech: [3]

$$\Delta p = \frac{8\mu L Q}{\pi r^4} \text{ [Pa] pro kanálek kruhového průřezu}$$

$$\Delta p = \frac{12\mu L Q}{wh^3} \text{ [Pa] pro kanálek obdélníkového průřezu}$$

$$\Delta p = \frac{64\mu L Q}{3r^4} \text{ [Pa] pro kanálek polokruhového průřezu [3]}$$

kde  $\Delta p$  je rozdíl tlaku [Pa]  
 $\mu$  je dynamická viskozita kapaliny [Pa.s]  
 $L$  je délka kanálku [m]  
 $Q$  je objemový průtok [m<sup>3</sup>/s]  
 $r$  je poloměr kanálku [m]  
 $w$  je šířka kanálku [m]  
 $h$  hloubka kanálku [m]



Pokud nejsou stěny kanálku dokonale hladké je třeba předpokládat změnu tlaku pro udržení průtoku ještě vyšší než dle uvedených vztahů. [3]

V rámci této bakalářské práce budou v rešerši zahrnuty pouze mechanické pumpy, které jsou nabízené výrobcí a jsou vhodné pro mikrofluidické aplikace. Jedná se především o peristaltické pumpy, injekční pumpy a tlakové regulátory. [3]

## 2.1 Peristaltické pumpy

Nejběžnější a nejznámější peristaltický pohyb lze najít v lidském těle např. v trávicím traktu. Podobný pohyb kontrakce a relaxace je použit pro technologii pumpování. Peristaltika je charakteristická kontrakcí a relaxací k pohonu tekutiny od vtoku po výtok z hadice či trubice. Tento pohyb se liší od ostatních způsobů vyvolání pumpování. Peristaltická pumpa uvádí tekutinu do pohybu skrze ohebnou hadici, která je periodicky stlačována, přičemž hadice by měla být z odolného materiálu, který se navrátí do původního tvaru při relaxaci. Pro stlačování hadice se používají válečky, které přitlačí hadici k pevnému pouzdru. Peristaltické pumpy mohou být různých velikostí, avšak pro mikrofluidické aplikace jsou vyráběny pumpy menších rozměrů vhodné pro laboratorní podmínky. Tento druh pump nachází své uplatnění také v medicíně. [4][5][6]



Obr. 1 – Rotor peristaltické pumpy [4][6]

Přednosti peristaltických pump:

- Snadné použití
- Možnost cirkulace či recirkulace stejného vzorku
- Schopnost provozu více větví obvodu v paralelním zapojení
- Vhodnost pro použití při vyšších průtocích
- Nízké riziko kontaminace

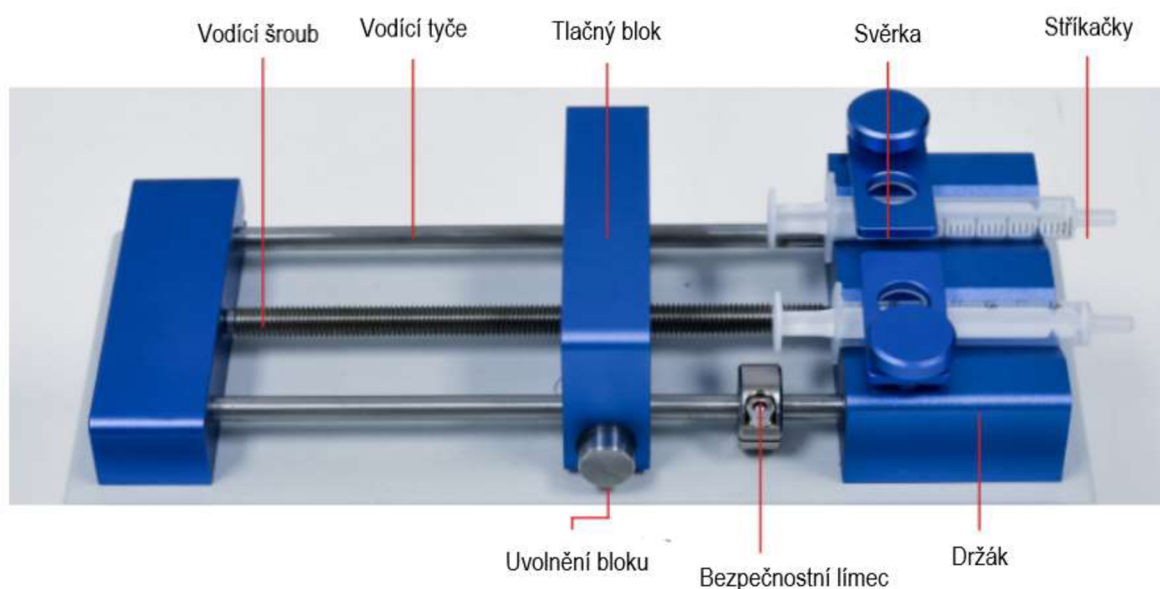
Tekutina nepřichází do kontaktu s přístrojem a je zde tedy nulová možnost kontaminace. Nevýhodou tohoto typu pump je především pulzace způsobená samotným periodickým pohybem zařízení, a to zejména při nejnižších průtocích. Peristaltické pumpy navíc postrádají funkci kontroly tlaku působícího na kapalinu, což může být nevyhovující pro řadu aplikací.

Chod pumpy se řídí zpravidla nastavením žádaných otáček rotoru za minutu nebo nastavením hodnoty průtoku.

Výrobci nabízí mnoho typů peristaltických pump vhodných pro mikrofluidické aplikace či experimenty s průtoky od jednotek  $\mu\text{l}/\text{min}$  až po stovky  $\text{ml}/\text{min}$ . [4][5][6]

## 2.2 Injekční pumpy

Injekční pampa je zařízení schopné postupné injekce přesného množství tekutiny. Hlavními částmi jsou motor, vodící šroub, tlačný blok a stříkačka. Motor otáčí vodícím šroubem a pohybuje tlačným blokem. Tlačný blok pak působí na stříkačku s tekutinou, která je vpravena do hadiček a dále do systému. Injekční pumpy, pokud jsou k tomu vybaveny, mohou tekutinu nejen vpouštět mimo stříkačku, ale i nasávat ze systému ven. [4][5][6]



Obr. 2 – Popis injekční pumpy [7]

Možnost použití různých velikostí stříkaček napomáhá lepšímu a přesnějšímu chodu pumpy, např. při potřebě vpravení menšího množství látky je vhodná menší stříkačka pro zlepšení kontroly při velmi malých průtocích. Injekční pampa je charakterizována zejména časem pro vyrovnání průtoku a stabilitou. Čas na vyrovnání průtoku závisí nejen na kvalitě mechanických částí pumpy, ale i na odporu mikrofluidického systému, který pampa pohání. Při změně průtoku v příliš elastickém systému s vysokou resistencí dochází napřed k deformaci systému nežli ke změně průtoku. Čas na změnu se v takovém případě může zvětšit i na hodiny. Při nízkých hodnotách průtoku je možný výskyt pulzací způsobený kroky motoru. Pro účely mikrofluidiky byly vyvinuty injekční pumpy, které tyto pulzace eliminují použitím motoru s vysokými otáčkami a schopností se přizpůsobit jednotlivým hodnotám průtoku. [4][5][6]

Přednosti injekčních pump:

- rychlá a snadná příprava experimentu
- stabilita
- možnost přesné definice objemu pracovní látky
- schopnost vyvolání vysokých tlaků [4][5][6]



Obr. 3 – Programovatelná injekční pumpa PHD ULTRA [8]

## 2.3 Tlakové regulátory

Tlakové regulátory potřebují ke svému chodu zdroj stlačeného plynu (nejčastěji vzduchu) případně zdroj podtlaku. Pracovní látka je umístěna v externích nádobách zcela mimo samotné zařízení. Nádoba má jeden vstup pro stlačený plyn a jeden či více vývodů pro nejčastěji kapalné médium. Hodnota tlaku stlačeného plynu je precizně kontrolována tlakovým regulátorem. Kapalina je pak vývody vytlačována do systému díky tlakové diferenci. V kombinaci s průtokoměry lze měřit průtok v obvodu. Průtokoměry jsou často navrženy přímo pro tlakové regulátory od výrobců, aby byla zařízení kompatibilní. Zpětná vazba, kterou průtokoměr vytvoří lze využít pro nastavení přesného průtoku v obvodu, přičemž regulátor přizpůsobí hodnotu tlaku, tak aby byla hodnota průtoku co možná nejpřesnější. [4][5][6]



Obr. 4 - LineUp™ Push-Pull regulátor (vlevo) a PneuWave DUO [9][10]

Přednosti tlakových regulátorů:

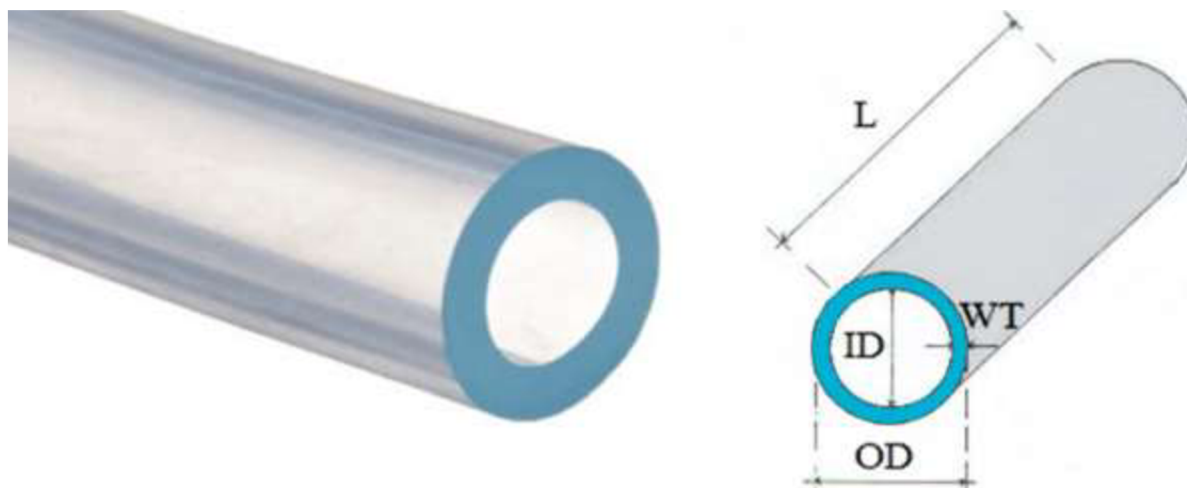
- schopnost rychle reagovat na změnu parametrů proudění
- schopnost měření jak tlaku, tak i průtoku, což umožňuje měření resistance obvodu
- možnost generace složitějších modelů proudění
- stabilita umožňuje dosáhnout velmi nízkých průtoků
- nádoby s tekutinou jsou separovány od zařízení a mohou pojmout větší množství než některé injekční pumpy
- kombinace s dalšími zařízeními pro složitější obvody [4][5][6]

### 3. Spojovací elementy

K propojení makrosvěta a mikrosvěta v mikrofluidice je zapotřebí součástek a spojovacích prvků. K tomuto účelu slouží fitinky, konektory, adaptéry a hadice.

#### 3.1 Hadice

Při výběru hadic nebo hadiček je třeba brát zřetel na jejich rozměry. Zvláště pro mikrofluidické obvody jsou vnitřní průměry nadmíru důležité, vzhledem k minimalizaci objemu pracovní látky a odezvy celého systému při regulaci průtoku. [12][13]



Obr. 5 – Rozměry hadic [12]

- L (length) – délka
- ID (inner diameter) – vnitřní průměr
- OD (outer diameter) – vnější průměr
- WT (wall thickness) – tloušťka stěny [12][13]

Rozměry hadic a hadiček jsou udávány, jak v metrech, tak i v palcích, vzhledem k velkému množství výrobců užívajících imperiální jednotky. Ačkoli jsou vnitřní a vnější průměry pro hadice dostupné ve všech možných velikostech, tak je třeba brát zřetel na kompatibilitu a dostupnost dalších doplňků jako jsou adaptéry, konektory aj. Navíc hadičky s příliš malým vnitřním průměrem kladou o mnoho vyšší odpor pro tekutinu proudící uvnitř a laboratorní přístroje, které jsou použity pro pumpování nemusí mít dostatečnou sílu pro pohon takového obvodu. [12][13]

Nejpoužívanější vnější průměr hadic pro spojení mikrofluidických prvků je 1/16" (1,59 mm). Vnitřní průměry se pak mohou lišit v závislosti na parametrech potřebných pro jednotlivé obvody. [12][13]

Hadice jsou vyrobeny z mnoha druhů materiálu, především z nerezové oceli a materiálu na bázi polymeru. Materiál je dalším důležitým faktorem, který ovlivňuje výběr hadic zvláště pak při práci s chemikáliemi nebo biologickým materiálem. [12][13]

Přehled používaných materiálů:

#### **PEEK (polyether ether ketone)**

- biokompatibilní a chemicky kompatibilní termoplast široce využívaný pro výrobu kapilárních hadic s malými vnitřními průměry, vysoce chemicky resistantní, vhodný jak pro nízkotlaké, tak i vysokotlaké aplikace

#### **PTFE (polytetrafluorethylen nebo teflon)**

- průhledný, chemicky resistantní materiál s hladkým povrchem, hadice jsou navíc flexibilní a vhodné pro nízkotlaké aplikace

### **FEP (fluorizovaný ethylen propylen)**

- materiál se svými vlastnostmi vyrovná teflonu, dobrá optická průhlednost, použitelný pro nízkotlaké aplikace

### **ETFE (ethen-tetrafluorethen)**

- vysoce odolný, chemicky resistantní, pevný materiál

### **PE (polyetylen)**

- často používaný ve zdravotnictví, hladký povrch, dobrá chemická odolnost

### **PP (polypropylen)**

- použití při potřebě lepších mechanických vlastností než PE, tuhý a chemicky odolný termoplast, vysoká odolnost proti únavě [12][13]

## **3.2 Fitinky, konektory a adaptéry**

Pro stavbu mikrofluidického obvodu jsou nezbytné spojovací prvky jako adaptéry, konektory, nebo fitinky. Označení „fitink“ je spíše slangový výraz převzatý z anglického „fitting“, pro formu spojovací součásti používané právě v mikrofluidice. Součásti jsou navrženy tak, aby zaručily vzduchotěsné spojení s co možná nejmenším vlivem na proudění tekutiny v obvodu. Nežádoucí jsou také tzv. mrtvé objemy neboli jakési kapsy, které mohou vzniknout, pokud spojovací součást přesně nedosedá na určité místo. Spojovacích součástí je dostupná celá řada a při výběru je třeba brát zřetel na několik aspektů. [14][15][16]

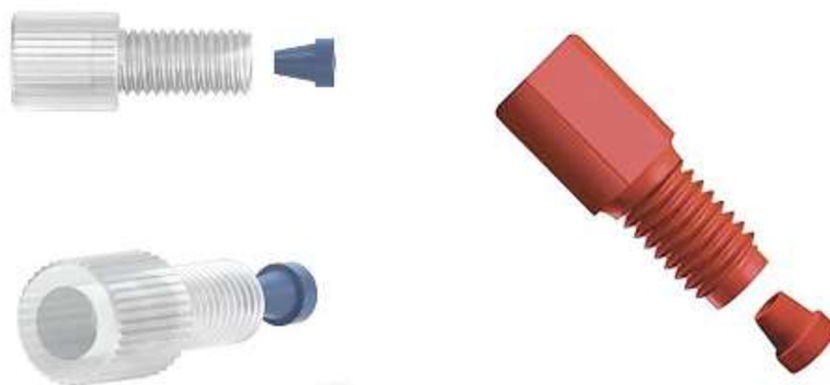
- Typ spojení
- Rozměry použitých hadic
- Materiál
- Tlak

Komponenty v obvodu mají předem dáno, jaký typ spojení má být použit pro jejich zapojení do obvodu, a proto je třeba vybrat vhodnou součást pro realizaci tohoto spojení. Spojovací součásti jsou zpravidla vyrobeny ze stejných materiálů, jaké jsou použity pro výrobu hadic tzn. teflon, PEEK aj. Pokud je součást navíc v přímém kontaktu s tekutinou je třeba brát v úvahu i chemickou kompatibilitu. Velikost hadic hraje důležitou roli k zajištění vzduchotěsnosti v obvodu a spojovací součásti mají v katalogu u sebe uvedeno, s jakými rozměry hadic by měly být použity. Tlak přítomný v budovaném obvodu by měl být samozřejmě předem známý a dle toho je třeba přizpůsobit výběr spojovacích komponent. [14][15][16]

### **3.2.1 Závítové spoje (fitink)**

Fitinkem je nazývaný zpravidla spoj skládající se ze součásti s vnějším závitem a menší kuželové součásti (anglicky „nut“ a „ferrule“) viz. obr. 6. Hádice přitom prochází otvory uvnitř součástí. Při utahování závitu se kužel deformuje, když je shora stlačován na dno portu.

Deformace způsobí, že kužel obepne hadici a vytvoří pevný spoj. Tento typ spojení je velmi častý a vhodný spíše pro tuhé hadice. Při utahování závitu by nemělo být zapotřebí použití jakéhokoli nářadí. [14][15][16]



Obr. 6 – Fitink s těsnícím kuželem [16]

Unifikovaný palcový závit je pro výrobu spojů pro mikrofluidické aplikace používán častěji než závit metrický, a proto jsou v katalozích často rozměry v palcích. Nejpoužívanější rozměry jsou 1/4-28, 10-32, 6-40 a výběr závisí zejména na vnějším rozměru hadice. [14][15][16]

### 3.2.2 Závítové spoje s ozubem

Dalším typem spojení používaných v mikrofluidice je kombinace závitu a ozub. Závit slouží pro propojení konektoru s příslušným mikrofluidickým komponentem případně jiným adaptérem, zatímco ozub je určen pro propojení hadice. Hadice je nasunuta na ozub, přičemž se hadice roztáhne. Ozub pak brání hadici v pohybu od spoje. Tento typ spojení je vhodný pro nízkotlaké aplikace a pro použití měkkých hadic. Spoj je limitován pro hadice s vnitřním průměrem zhruba do 1,2 mm. [14][15][16]



Obr. 7 – Fitink s ozubem [17]

### 3.2.3 Adaptéry a konektory

Různé typy možností spojení komponent a hadic daly za vznik součástí, které umožní přechod mezi jednotlivými typy spojení. Adaptéry jsou navíc užitečné, pokud daný

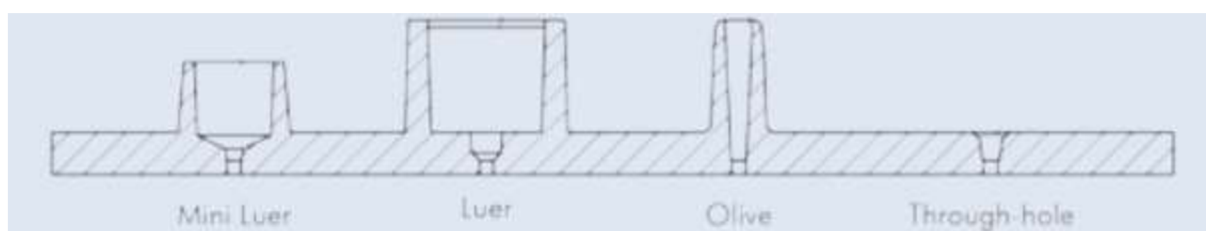
mikrofluidický komponent neumožňuje připojení hadic určitých rozměrů, přičemž rozměr hadice je nutný pro provedení experimentu. Adaptéry či spojky jsou jednoduché součásti skládající se ze dvou různých typů pro propojení fitinku s komponentou, dvou typů fitinků, fitinku a hadice, dvou typů hadic stejných či rozdílných rozměrů. [14][15][16]



Obr. 8 – Adaptéry s vnitřním závitem a ozuby [18][19]

### 3.2.4 Konektory pro čipy

Propojení mikrofluidických čipů s ostatními částmi odvodu je čistě individuální a závisí především na výrobcí. Ačkoli katalogy výrobců obsahují předem předdefinované modely čipů, vhodnější a častější způsob pro výrobu čipu je dle předloženého požadavku zákazníka, vzhledem k tomu, že mikrofluidické čipy nabývají různých tvarů a podob v závislosti na účelu, pro který mají být vyrobeny. K zapojení čipu do obvodu mohou sloužit konektory běžně používané a k tomuto účelu navržené tak, aby byly kompatibilní s ostatními spojovacími elementy. [16][20]



Obr. 9 – Přehled rozhraní pro konektory od výrobce ChipShop [20]

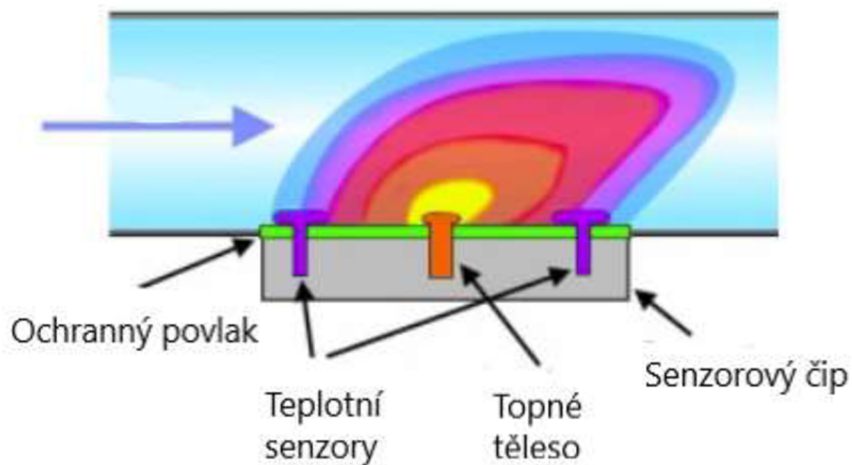
## 4. Měření průtoku

Měření průtoku v mikrofluidice vyžaduje použití průtokoměrů schopných přesně měřit velmi nízké hodnoty průtoků. Výrobci nabízí průtokoměry především termální a coriolisovy.

### 4.1 Kalorimetrické průtokoměry

Kalorimetrické teplotní senzory využívají teplotního profilu generovaného topným tělesem v tekutinou naplněném kanálku k určení hodnoty průtoku. Pokud tekutina kanálkem neproudí, je zaznamenán symetrický teplotní profil s maximem při topném tělese. Při přítomnosti průtoku v kanálku se teplotní profil posune ve směru proudu a stane se asymetrickým. Asymetrie v teplotním profilu je typicky vyhodnocena za pomoci několika senzorů, které určí hodnotu průtoku. [21][22]

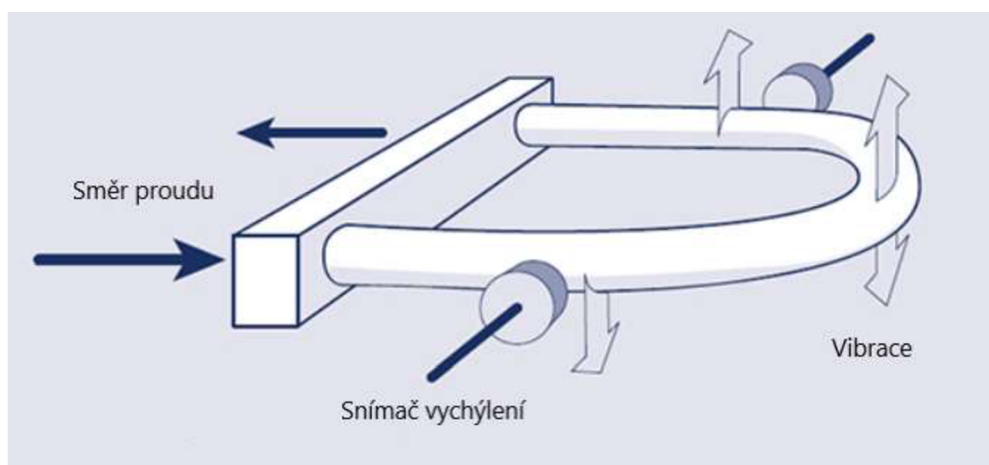




Obr. 10 – Princip funkce kalorimetrického průtokoměru [21]

## 4.2 Coriolisovy průtokoměry

Coriolisovy průtokoměry obsahují trubici kmitající o dané frekvenci. Trubice se ohne do určité míry při průtoku tekutiny. Toto vychýlení z počáteční polohy je měřeno a výstupy jsou poté přepočítány na odpovídající hodnotu hmotnostního toku. Pomocí této metody je měřen hmotnostní tok v trubici nezávisle na tom, zda trubicí proudí kapalina nebo plyn, zatímco měření za pomoci termálních senzorů v průtokoměru je závislé na fyzikálních vlastnostech tekutin. Pomocí změny ve frekvenci kmitání může být měřena i hustota tekutiny, a proto je možné odvodit z měřených hodnot i objemový průtok. [23]



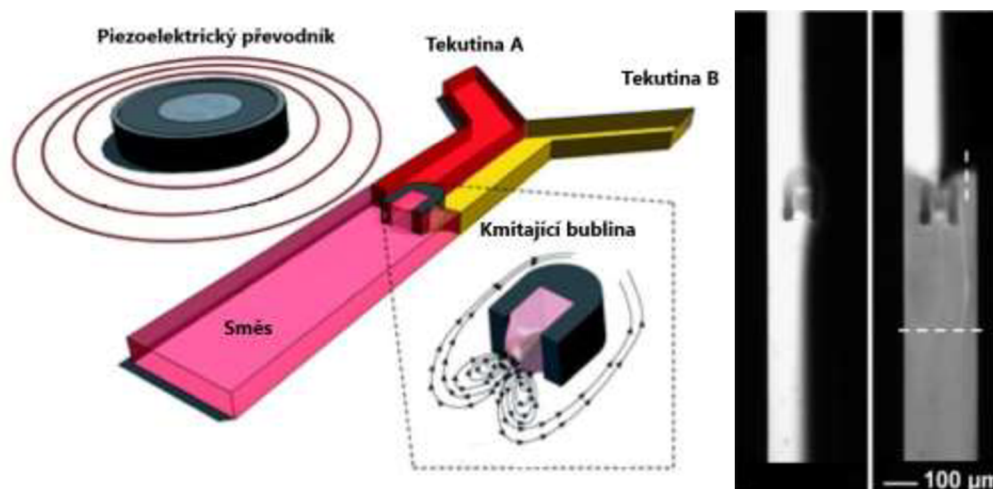
Obr. 11 – Princip funkce coriolisova průtokoměru [23]

## 5. Mísení v mikrofluidice

Mísení tekutin je běžným jevem v mechanice tekutin, který souvisí s turbulentním prouděním. K mísení v makrosvětě dochází přirozeně díky turbulentním fluktuacím a proces mísení je poměrně rychlý. V mikrokanálcích ovšem průtočný průměr klesne ve velikosti o několik řádů, proudění se stane laminárním a transport hmoty je kontrolován pouze difuzním koeficientem. Mísení v mikrokanálcích je však důležitou součástí v řadě mikrofluidických aplikací např. při homogenizaci sloučenin v chemických či biologických reakcích. Potřeba mísení v mikroměřítku dala za vznik mnoha metodám k jeho zlepšení. Cíl těchto metod je dosažení směsi rychle za použití co možná nejméně místa a energie. Zařízení určená k realizaci mísení tekutin v mikroměřítku se nazývají mikrofluidické mísiče a dnes jich již existuje celá řada. Mikrofluidické mísiče je možné dělit do skupin dle mnoha hledisek. Hlavní rozdělení je na tzv. mísiče aktivní a pasivní. [24]

### 5.1 Aktivní mikrofluidické mísiče

Aktivní mikrofluidické mísiče využívají k dosažení mísení v mikrokanálcích určitou formu externí energie. Známé jsou akustické, elektrokinetické, magnetické, termální či optické techniky pro vyvolání mísení. Jednotlivé typy technik mohou být založeny i na kombinaci více druhů externích energií a výjimkou nejsou ani spojení působení externí energie a různých geometrií kanálků. [24][25]



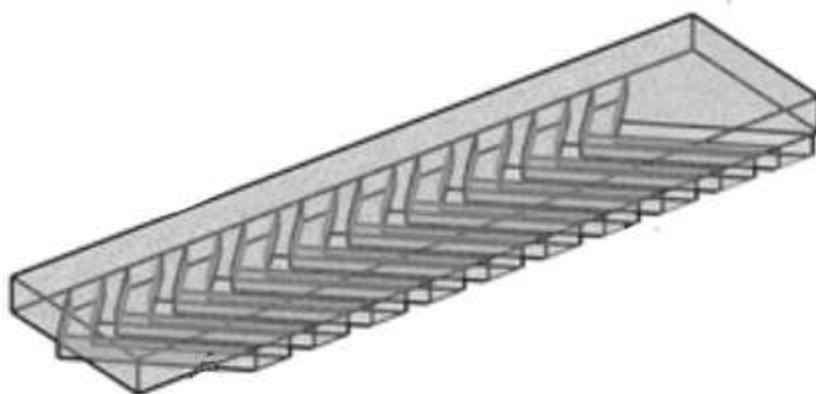
Obr. 12 – Akustický mikrofluidický mísič [25]

Jako příklad aktivního mikrofluidického mísiče je uveden akustický mikrofluidický mísič. Tento konkrétní typ zařízení využívá k mísení tekutin oscilaci bubliny, která je uvězněna v drážce ve tvaru podkovy. Drážka je v kanálku umístěna už od výroby celého mísiče a bublina se zde vytvoří při prvním průtoku tekutiny kanálkem vlivem povrchového napětí. Oscilace bubliny je vyvolána piezoelektrickým převodníkem, který mění elektrickou energii na mechanické kmitání, přičemž je třeba dodržet vlastní frekvenci bubliny, aby se rozkmitala pro funkčnost celého zařízení. [25]

## 5.2 Pasivní mikrofluidické mísiče

Pasivní mikrofluidické mísiče neobsahují žádné pohyblivé části a nevyužívají žádnou formu externí energie. K mísení se využívá výhradně geometrie kanálků a pohyb tekutiny mísiče vlivem tlakové diference. Známé metody pro pasivní mísení zahrnují zvyšování velikosti kontaktní plochy tekutin, různá manipulace s laminárním prouděním a následné vyvolání chaotické advekce. [24]

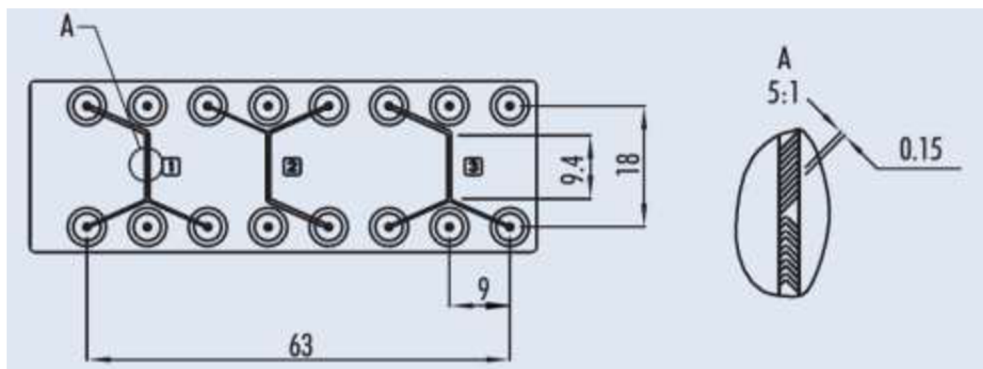
Jedním ze zástupců pasivních mikrofluidických mísičů je tzv. „Staggered Herringbone mixer“. Název tohoto mísiče vychází z tvaru drážek připomínající rybí kůstky. Kanálek sloužící k mísení je obdélníkového průřezu a na jeho dně jsou drážky. Tyto drážky při průtoku tekutiny způsobují výskyt dvou protiběžných vírů podél kanálku. Změna v orientaci rotace vírů vytváří chaotické mísení. [26]



Obr. 13 – Staggered herringbone mixer [26]

### 5.2.1 Fluidic 187

Fluidic 187 je mikrofluidický čip obsahující Staggered Herringbone mísiče. Jedná se o mikrofluidické mísiče, se kterými mají být provedeny experimenty v praktické části bakalářské práce.



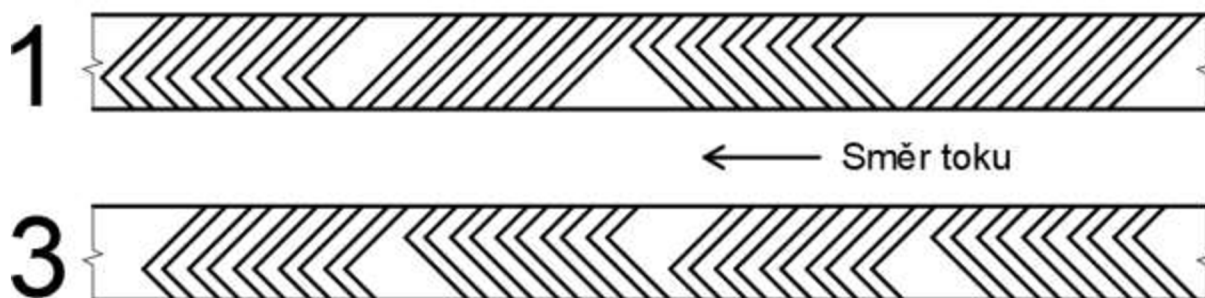
Obr. 14 – Rozměry Fluidic 187 [27]

Čip je vyrobený z PC (Polykarbonát) a zakoupen od společnosti ChipShop. Skládá se ze třech mísičů označených čísly 1 až 3, přičemž mísič 2 je orientovaný opačně oproti mísičům 1 a 3. Každý jednotlivý mísič obsahuje dva přítoky formující uzel ve tvaru písmene Y, a jeden odtok. Kanál pro mísení tekutin je dlouhý 9,4 mm a obsahuje čtyři druhy drážek. Drážky jsou od sebe vzdáleny 0,15 mm a každý mísič má pořadí drážek jiné. Průřez mísičího kanálku je ve tvaru obdélníku o rozměrech 200 x 600  $\mu\text{m}$ . Přítokové kanálky jsou rovněž s obdélníkovým průřezem a jejich rozměry jsou 200 x 300  $\mu\text{m}$ . Odtok má rozměry totožné s mísičím kanálkem. Čip je navržen pro konektory luer lock na propojení s ostatními komponenty obvodu. [27]



Obr. 15 – Fluidic 187 [27]

Pro experiment budou použity mísiče číslo 1 a 3. Tyto mísiče kombinují tři druhy drážek tak, že každý z mísičů má právě čtyři sady drážek po pěti kusech.



Obr. 16 – Rozmístění drážek v mísiči č. 1 a 3

## 6. Návrh mikrofluidického obvodu

Mikrofluidický obvod má být navržen pro uskutečnění experimentu s mikrofluidickým míšičem, přičemž při návrhu budou použity komponenty, které jsou k dispozici v budované mikrofluidické laboratoři.

### 6.1 Přehled dostupných zařízení a komponent

- OB1 MK3+
- Průtokoměr MFS 3
- Rezervoáry na tekutinu Falcon 15 ml a 50 ml s příslušnými závitovými hlavami
- PU hadice s vnějším průměrem 4 mm a vnitřním průměrem 2,5 mm
- PU hadice s vnějším průměrem 6 mm a vnitřním průměrem 4 mm
- PTFE hadice s vnějším průměrem 1/8" a vnitřním průměrem 1/16"
- Fitinky se závity 1/4"-28 pro hadice s vnějšími průměry 1/16" a 3/32"
- PEEK hadičky s vnějším průměrem 1/8" a vnitřními průměry 50/65/100/250  $\mu\text{m}$  tzv. resistance
- Sada luer lock adaptérů
- UNF 6-40 adaptéry pro průtokoměr
- Hydrofilní filtry
- Spojky pro fitinky se závity 1/4"-28
- Kompresor CompactMaster 212-10-2W
- Mikroskop ECLIPSE E200

#### 6.1.1 OB1 MK3+

Jedná se o regulátor tlaku od společnosti Elveflow. Zařízení může mít až čtyři na sobě nezávislé kanály pro regulaci tlaku, přičemž kanály mohou být v pěti různých tlakových intervalech, a to 0-200 mbar, 0-2000 mbar, 0-8000 mbar, -900-1000 mbar, -900-6000 mbar. V každém tlakovém intervalu je zařízení schopno udržet stabilitu tlaku 0,005-0,007 % (nejvyšší odchylka od žádané hodnoty). OB1 ke svému provozu potřebuje zdroj stlačeného vzduchu případně zdroj vakua.



Obr. 17 – OB1 MK3+ [28]

Regulátor lze přes USB propojit se softwarem ESI, který je poskytnut výrobcem. Software umožňuje sledování a ovládání experimentu prostřednictvím počítače či notebooku. Digitální displej na zařízení ukazuje tlaky v jednotlivých větvích obvodu, a při připojení průtokoměru i průtok. OB1 MK3+ dostupné v laboratoři má dva tlakové výstupy, a to nízkotlaký výstup pro rozpětí tlaků 0-2000 mbar a vysokotlaký výstup pro 0-8000 m bar. K zařízení je možné připojit pouze zdroj stlačeného plynu.

### 6.1.2 Průtokoměr MFS 3

Elveflow nabízí k tlakovým regulátorům průtokoměry, které jsou navzájem kompatibilní. Průtokoměry MFS 1-5 měří průtoky v rozmezí 0,07 – 5000  $\mu\text{m}/\text{min}$ . Průtokoměr MFS 3 je určen pro měření průtoku v rozmezí 0-80  $\mu\text{m}/\text{min}$  a je schopný měřit průtoky v obou směrech proudění kapaliny s maximální odchylkou 5 % od skutečného průtoku.

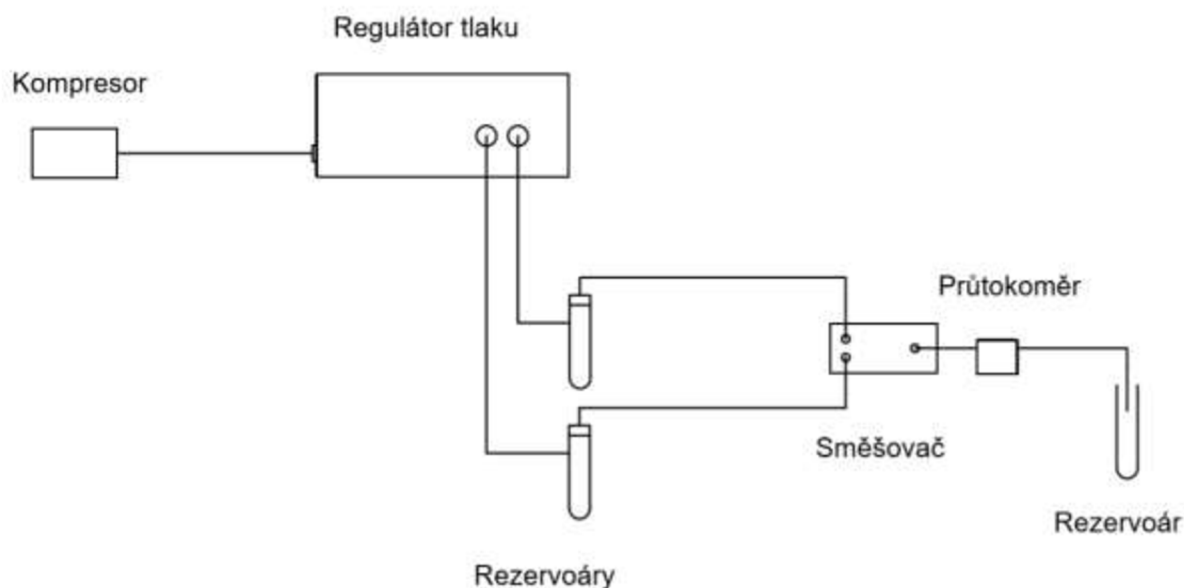


Obr. 18 – Průtokoměr MFS [29]

Senzor je nutné zapojit do jednoho z portů u OB1 MK3+ příslušným kabelem. Senzor je analogový a jediný způsob, jak z něj získávat hodnoty průtoku je skrze propojení s regulátorem tlaku.

## 6.2 Schéma obvodu

Obvod by měl být schopen dopravit kapalinu ze dvou rezervoárů do mikrofluidického mísiče a mísení by mělo být možné snímat kamerou v mikroskopu. Výstupy experimentu budou pak snímky pořízené kamerou v mikroskopu. Zapojení komponent bude tedy přizpůsobeno tak, aby mohly být tyto požadavky splněny.



Obr. 19 – Schéma obvodu

Hlavními uzly obvodu jsou kompresor, regulátor tlaku, rezervoáry, směšovač a průtokoměr. Kompresor slouží jako zdroj stlačeného vzduchu pro regulátor tlaku, který pak pohání celý obvod. Regulátor tlaku pohání obě větve obvodu nezávisle na sobě, přičemž vysokotlaký výstup je použit jako nízkotlaký tzn. pro 0-2000 mbar, vzhledem k tomu, že výrazná diference v tlacích mezi oběma větvemi je nežádoucí. Jeden z rezervoárů obsahuje destilovanou vodu, zatímco druhý rezervoár obsahuje destilovanou vodu s rozpuštěným potravinářským barvivem. Z obou rezervoárů je kapalina vháněna do směšovače působením tlaku z regulátoru. Průtokoměr je umístěn za směšovačem pro měření průtoku. Průtokoměrem nelze v takovém případě jakkoli upravovat průtok v obvodu přes zpětnou vazbu s tlakovým regulátorem. Tato funkce průtokoměru by mohla být použita tehdy, pokud by byly k dispozici dva průtokoměry, které by byly umístěny v jednotlivých větvích před směšovačem. Průtokoměr tedy v této sestavě plní pouze informační funkci o daném průtoku v mísicím kanále směšovače. Na konci obvodu je rezervoár, ve kterém se shromažďuje směs.

## 6.3 Spojení uzlů obvodu

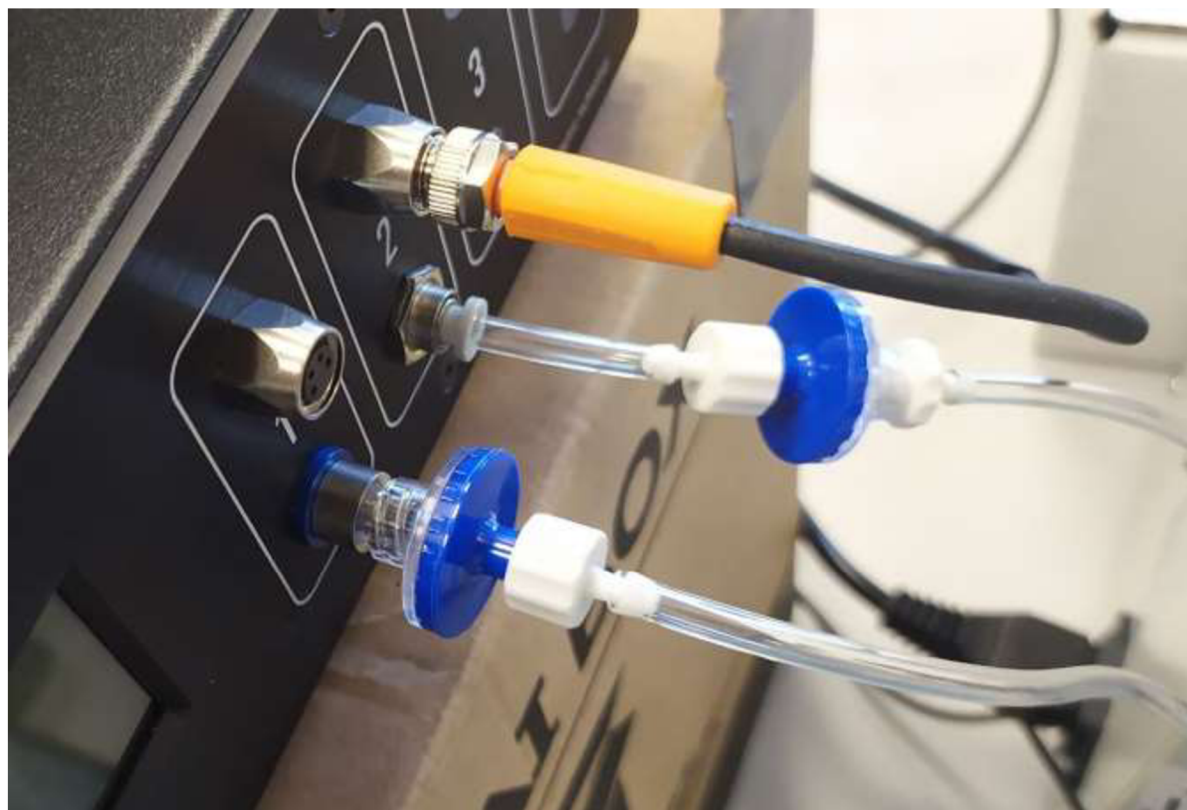
Následující kapitoly budou obsahovat popis spojení jednotlivých částí obvodu, aby bylo dosaženo pevného spoje bez úniku jak vzduchu, tak i kapaliny.

### 6.3.1 Spoj kompresor-regulátor tlaku

Propojení kompresoru a regulátorem tlaku je zprostředkováno skrze nástrčné spojky „Quick connect“. Z redukčního ventilu kompresoru vede vzduchová hadice z polyuretanu o vnějším průměru 8 mm a vnitřním průměru 6 mm. Na této hadici je umístěn závěrný ventil pro případné přerušení přívodu stlačeného vzduchu dále do obvodu. Nástrčná rychlospojka vbudovaná

do OB1 MK3+ je pro hadici o vnějším průměru 6 mm. Navíc je třeba mezi kompresor a OB1 umístit filtr částic, který zároveň vysouší vzduch procházející skrz. Filtr je nutnou součástí pro ochranu před poškozením regulátoru, vzhledem k tomu, že se do zařízení nesmí dostat žádné částice či vlhkost. Filtr je vybaven nástrčnými spojkami také pro hadice o vnějším průměru 6 mm, a proto je použit spojovací element, který umožní změnu průměru hadice z 8 mm na 6 mm za závěrným ventilem. Od spojky k filtru a dále k regulátoru vede polyuretanová hadice o vnějším průměru 6 mm a vnitřním průměru 4 mm.

### **6.3.2 Spoj regulátor tlaku-rezervoár**



Obr. 20 – Tlakové výstupy

Jsou použity hydrofilní filtry, které chrání regulátor před nehodami souvisejícími se zpětným prouděním. Filtry jsou vyrobeny tak, aby byly kompatibilní s luer lock adaptéry. Vnitřní závit na filtru umožňuje, aby byl přímo našroubován na nízkotlaký výstup. Z druhé strany filtru je pak vnější závit pro propojení s luer lock adaptérem s ozubem. Na luer lock adaptér je nasunuta PU hadice. Vysokotlaký výstup používá násuvnou spojku, kdy je zhruba 5 cm PU hadice nasunuto přímo do regulátoru. Hydrofilní filtr je osazen luer lock adaptéry s vnitřním a vnějším závitem s ozuby pro propojení PU hadic z obou směrů. PU hadice ústí z boku do závitových hlav rezervoárů, kde jsou nasunuty na ozub fittingu s vnějším závitem 1/4"-28. Celek pak zabezpečuje vzduchotěsné spojení pro vhánění vzduchu do rezervoárů.



### 6.3.3 Spoj rezervoár-mísič

Ze závitové hlavy rezervoáru je shora našroubovaný fitink s vnějším závitem 1/4"-28 v kombinaci s těsnícím kuželem, skrze který je provlečená hadička PTFE s vnějším průměrem 1/8" a vnitřním průměrem 1/16" a to tak, že konec hadice sahá až ke dnu rezervoáru. Teflonová hadička vede až k mísiči.

Mísič je navržen pro luer lock spoj. Při propojení hadice s vnějším průměrem 1/16" je třeba adaptér s vnitřním závitem 1/4"-28 a luer lock připojením, ten ale není k dispozici. Navíc použitý mikroskop není vhodný pro pozorování dění v mísiči vzhledem k tomu, že při zaostření kanálků musí být čočka mikroskopu blízko do té míry, že i samotný luer lock adaptér stojí v cestě, pokud je v mísiči zasazen. Situace byla vyřešena výrobou držáku, který umožní přichycení mísiče ve výšce zhruba 2 cm nad pracovní stolek mikroskopu, přičemž mísič je otočen tak, že luer lock porty směřují dolů. Druhé konce hadic vedoucích z rezervoárů jsou spojeny s luer lock adaptéry za pomoci teflonové pásky. Spoj není ideální, nicméně pevnost tohoto spoje byla testována pro maximální hodnotu tlaku potřebného pro provedení experimentu a spoj obstál. Luer lock adaptéry jsou zespoda zasazeny do příslušných portů mísiče.



Obr. 21 – Propojení rezervoáru

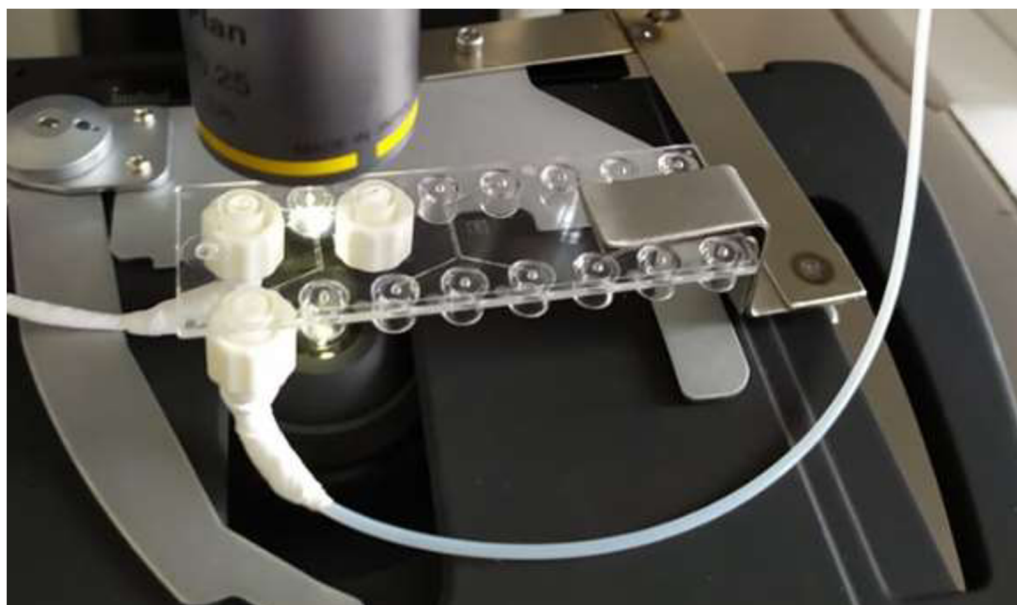
Všechny tři rezervoáry v obvodu jsou umístěny v držácích u laboratorních stojanů, aby šla snadno měnit jejich poloha vůči ostatním komponentám



Obr. 22 – Držák na čip

### **6.3.4 Spoj mísič-průtokoměr-rezervoár**

Výtok z mísiče je stejně řešený jako vtok, tedy PTFE hadička spojená s luer adaptérem teflonovou páskou. Druhý konec hadičky je pomocí fitinky se závity 1/4"-28 a těsnícího kužele připojen do adaptéru s vnitřním závitem 1/4"-28 a vnějším závitem UNF 6-40. Adaptér je pak zašroubován do průtokoměru. Výstup z průtokoměru je řešen totožně jako vtok. Hadice vedoucí od průtokoměru je umístěná v rezervoáru na konci obvodu skrze vrchní port závitové hlavy bez použití fitinky. Boční port závitové hlavy rezervoáru u konce obvodu je rovněž bez jakéhokoli fitinky či adaptéru.



Obr. 23 – Propojení mísiče



Obr. 24 – Propojení průtokoměru

## 6.4 Příprava experimentu

Po zapojení všech komponent dle návrhu mohlo být přistoupeno k přípravě na provedení experimentu. Rezervoáry na začátku obvodu byly naplněny destilovanou vodou a do jednoho z nich bylo přidáno i potravinářské barvivo. Do rezervoáru na konci obvodu bylo také vliato malé množství destilované vody tak, aby konec hadičky byl ponořen pod hladinu a zabránilo se tak odkapávání směsi. Řízení experimentu probíhalo skrze ESI software.

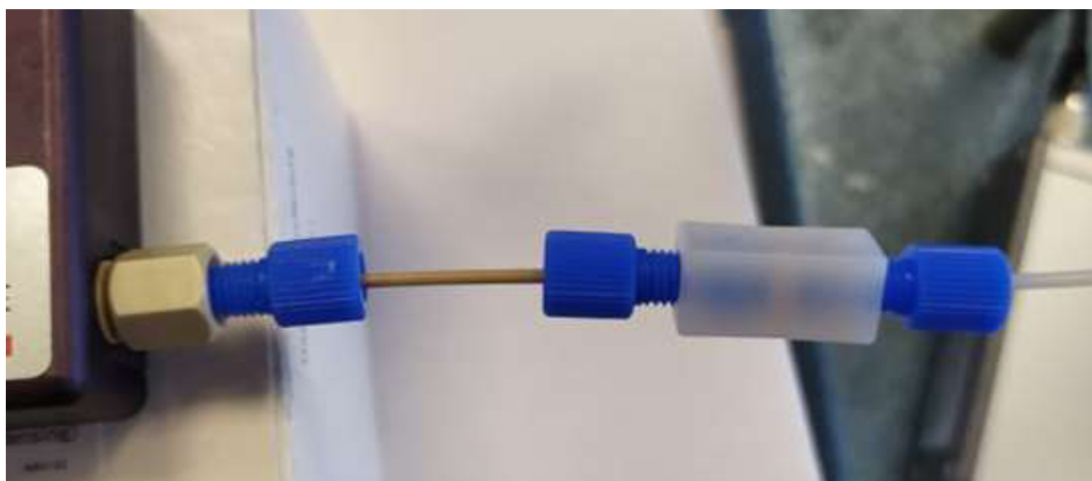


Obr. 25 – Náhled ESI softwaru

Před začátkem experimentu byly provedeny dva nezbytné kroky, a to kalibrace regulátoru tlaku a úprava resistance obvodu.

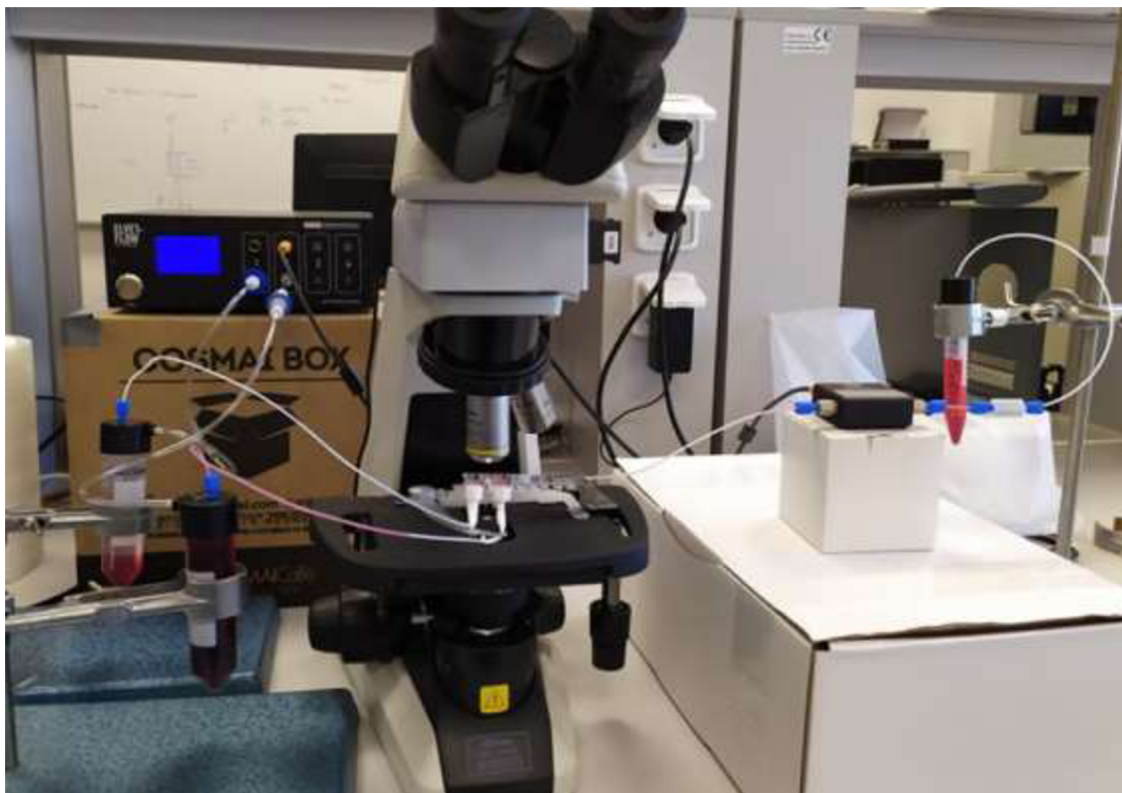
Před kalibrací bylo třeba odpojit a uzavřít oba tlakové výstupy. K uzavření tlakových výstupů byly použity k tomu určené ucpávky, a to luer lock neprůchozí špunt pro nízkotlaký výstup a nástrčný špunt pro vysokotlaký výstup. Při kalibraci bylo zařízení připojeno ke zdroji stlačeného vzduchu. Kalibrace byla provedena prostřednictvím příkazu v ESI softwaru.

Dalším krokem byla úprava resistance obvodu opět prostřednictvím ESI software v modulu resistance. Modul může být spuštěn pouze pro jednu větev obvodu, a proto byl luer adaptér z větve, která nebyla zrovna podrobena úpravě resistance, odpojen a nahrazen luer lock špuntem. Modul resistance byl proveden jednotlivě pro obě větve a systém doporučil přidání určitých PEEK hadic (resistencí) různých délek a průměrů. Vzhledem k tomu, že hodnoty systému jsou pouze doporučené, byla po vyzkoušení několika délek PEEK hadic nakonec shledána nejvhodnější PEEK hadice o vnitřním průměru 65  $\mu\text{m}$  a délce 3 cm. Resistance byla připojena do obvodu za průtokoměrem. Pro zapojení resistance do obvodu bylo nezbytné použít spojku pro fitinky s vnějšími závity 1/4"-28. Resistance má vnější průměr stejný jako teflonové hadice již použité v obvodu (1/16") a jsou pro ně tedy použity stejné fitinky s těsnícím kuzelem. Z druhé strany spojky vede teflonová hadice do rezervoáru na konci obvodu.



Obr. 26 – Zapojení resistance do obvodu

Zapojení resistance v obvodu zaručí lepší ovladatelnost proudění tekutiny. Bez zapojení resistance je systém příliš citlivý na nárůst tlaku v rezervoáru a průtok v obvodu při takové změně skokově vzroste řádově na ml/min, což by znemožnilo přesné měření průtoku v obvodu vzhledem k intervalu, ve kterém dostupný průtokoměr pracuje.



Obr. 27 – Kompletní mikrofluidický obvod

## 6.5 Průběh experimentu

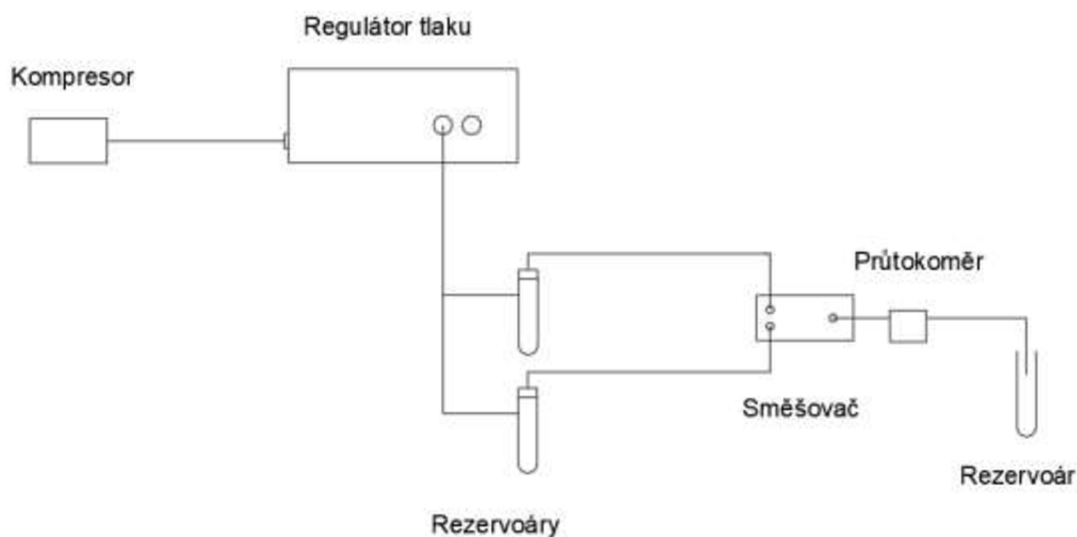
Po provedení nezbytných příprav mohl být experiment uskutečněn. Průtok v obvodu byl upravován skrze ESI software úpravou tlaků v jednotlivých větvích. Zpočátku byly použity v obou větvích stejné hodnoty tlaků, avšak v této konfiguraci nebylo pod mikroskopem vidno žádné mísení. Navíc bylo patrné, že v mísiči je vždy přítomna kapalina pouze z jednoho rezervoáru. Ani dalšími úpravami nebylo dosaženo vizualizace mísení v mísiči.

## 6.6 Zhodnocení experimentu

Neúspěch experimentu mohlo mít za vinu více faktorů. Mísičem protékala vždy jen kapalina z jednoho rezervoáru a současně přetékala kapalina i z jednoho rezervoáru do druhého. To mohlo být způsobeno skutečností, že nízkotlaký a vysokotlaký výstup z regulátoru, mají rozdílné rozpětí a tomuto rozpětí je přiřazena určitá přesnost. Nízkotlaký výstup je tedy schopen dodávat tlak do rezervoáru s vyšší přesností, a proto při zdánlivé rovnosti tlaků v obou rezervoárech budou ve skutečnosti tlaky rozdílné. Navíc je resistance mezi oběma rezervoáry mnohem menší než ve zbylé části obvodu. Rozdíl tlaku mezi rezervoáry vyvolal nechtěné proudění. Další možnou příčinou neúspěchu mohlo být zapojení resistance až za průtokoměr. Lepší variantou by mohlo být rozdělení resistencí do obou větví rovnoměrně a umístit je mezi rezervoáry a směšovač. Systém by v takové konfiguraci měl být méně náchylnější na tlakovou diferenci mezi rezervoáry. Pro rozdělení resistance není dostupných dostatek komponent.

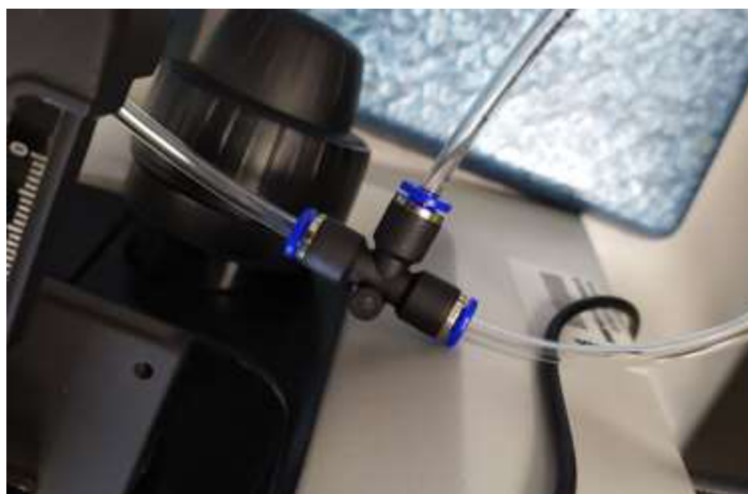
## 6.7 Úprava obvodu

Vzhledem k neúspěchu předchozího návrhu bylo provedeno alternativní řešení obvodu, kdy byla eliminována tlaková diference mezi rezervoáry.



Obr. 28 – Schéma upraveného obvodu

Schéma upraveného obvodu je totožné až na propojení tlakového regulátoru s rezervoáry. Propojení vysokotlakého výstupu z regulátoru a jednoho rezervoáru je z návrhu zcela odstraněno a tlakový výstup je uzavřen. Úprava předchozího návrhu spočívá ve využití pouze nízkotlaké větve a její následné rozdělení na dvě za pomoci T rychloupínací spojky, která byla pro tento účel zakoupena. Z tlakového výstupu tedy vede PU hadice, která je vsunuta do T spojky. Z T spojky vedou dvě PU hadice do rezervoárů. Tato konfigurace zapojení by měla eliminovat rozdíl tlaků v rezervoárech.



Obr. 29 – Zapojení T nástrčné spojky

## **6.8 Příprava experimentu s upraveným obvodem**

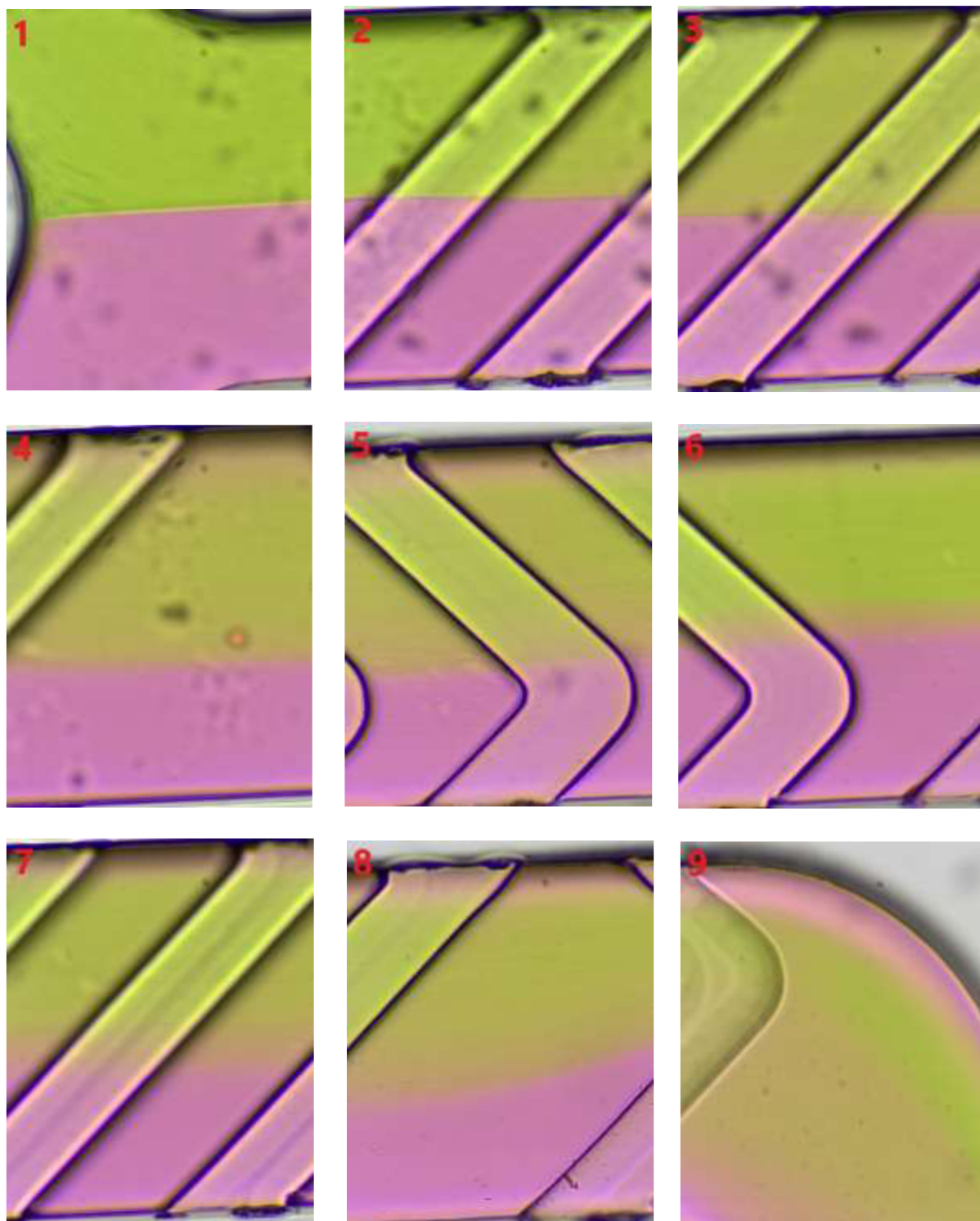
Příprava druhého experimentu se příliš neliší od přípravy popsané v kapitole 6.4, je zde však několik odlišností. Modul resistance byl proveden pouze pro zapojený nízkotlaký výstup. Doporučení softwaru ohledně přidání resistance bylo téměř totožné jako v předchozím případě, a proto byla použita stejná délka resistance o stejném průměru. Kalibrace tlakového regulátoru nemusí být prováděna před každým použitím zařízení, a proto v tomto případě provedena nebyla.

## **6.9 Průběh experimentu s upraveným obvodem**

Průtok v obvodu byl opět upravován skrze ESI software, avšak v této konfiguraci byla upravována pouze jedna hodnota tlaku, který byl přítomen v obou rezervoárech. Při různých změnách průtoku a resistencí bylo pozorováno stejné chování jako v předešlém experimentu. V mísiči byla přítomna pouze kapalina z jednoho rezervoáru, nicméně výrazné přetékaní kapaliny z jednoho rezervoáru do druhého pozorováno nebylo. Při úplném odstranění resistance byla v mísiči pozorována žádaná funkce obvodu, a to viditelné proudění dvou kapalin v laminárním režimu a po délce mísičího kanálku i známky mísení. Při změně tlaku nebylo možné pozorovat výraznější změnu v charakteru mísení. Průtoky byly kvůli absenci resistance příliš velké řádově ml/s, a proto pro pořízení snímků byl tlak nastaven na co možná nejnižší hodnotu, a to 100 mbar. Při této hodnotě tlaku bylo mísení stále pod mikroskopem dobře viditelné a hodnota průtoku činila zhruba 0,025 ml/s. Hodnota průtoku je vypočítána z rozdílu hladiny v rezervoáru na konci obvodu za časový úsek měřený na stopkách. Dá se tedy předpokládat, že výpočet průtoku 0,025 ml/s bude zasažen velkou chybou měření. Průtokoměr ztratil v obvodu svou funkci kvůli příliš vysokým průtokům. Po ukončení experimentu byl celý obvod propláchnut destilovanou vodou a následně rozebrán. Dodatečně byly pořízeny další barevné snímky po zapůjčení barevné kamery, která nahradila předchozí černobílou. Při použití barevné kamery bylo v obou rezervoárech rozpuštěno potravinářské barvivo různých barev pro lepší viditelnost mísení.

## **6.10 Zhodnocení výsledků**

Bylo pořízeno celkem 29 barevných snímků znázorňujících mísení v mísičích č.1 a č.3. Snímky vždy vyobrazují mísení podél mísičího kanálku, kde každý snímek zachycuje jinou oblast. Snímky byly pořízeny při nastavení tlaku v rezervoárech na začátku obvodu 100 mbar a vypočteném průtoku 0,025 ml/s a lze je rozdělit do tří sekvencí po devíti, devíti a jedenácti snímcích. Dvě sekvence znázorňují mísení v mísiči č.3 a jedna v mísiči č.1.

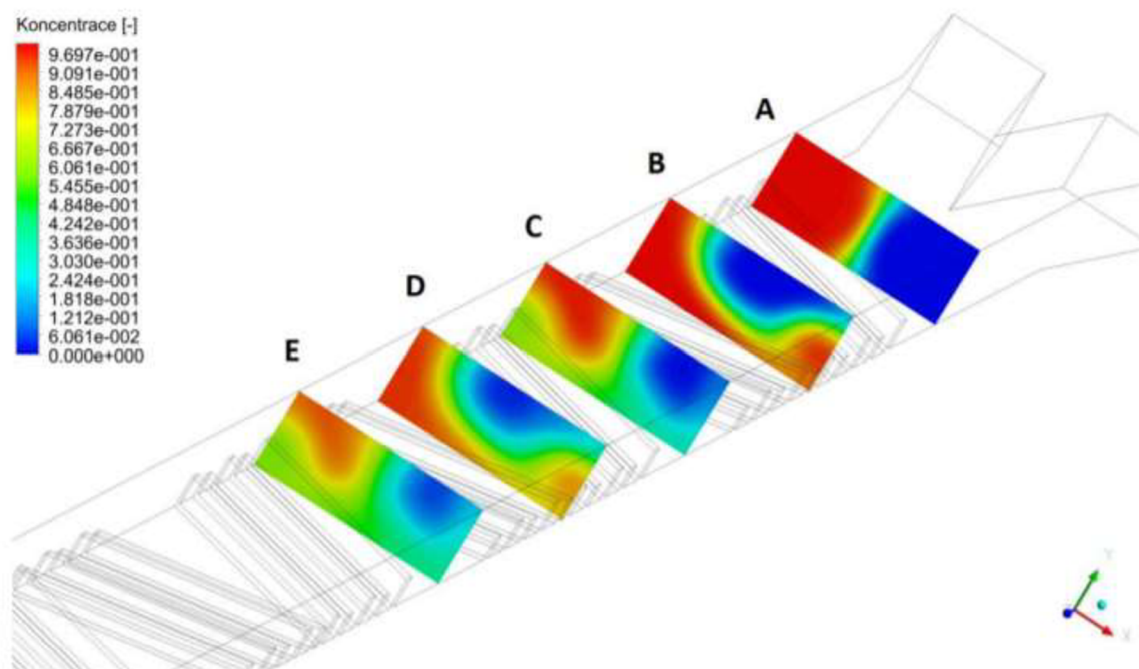


První sada devíti snímků tvoří sekvenci pro vizualizaci mísení pro mísič č.1. Snímky jsou označeny čísly 1 až 9 pro snadnější orientaci a popis dějů, které jsou na nich zaznamenány. Toto číslování je použito i u následujících snímků. Směr toku kapalin na snímcích je vždy zleva doprava a snímky jsou seřazeny tak, jak jsou pořízeny podél mikrokanálku (snímek 1 je tedy prvním a snímek 9 posledním).



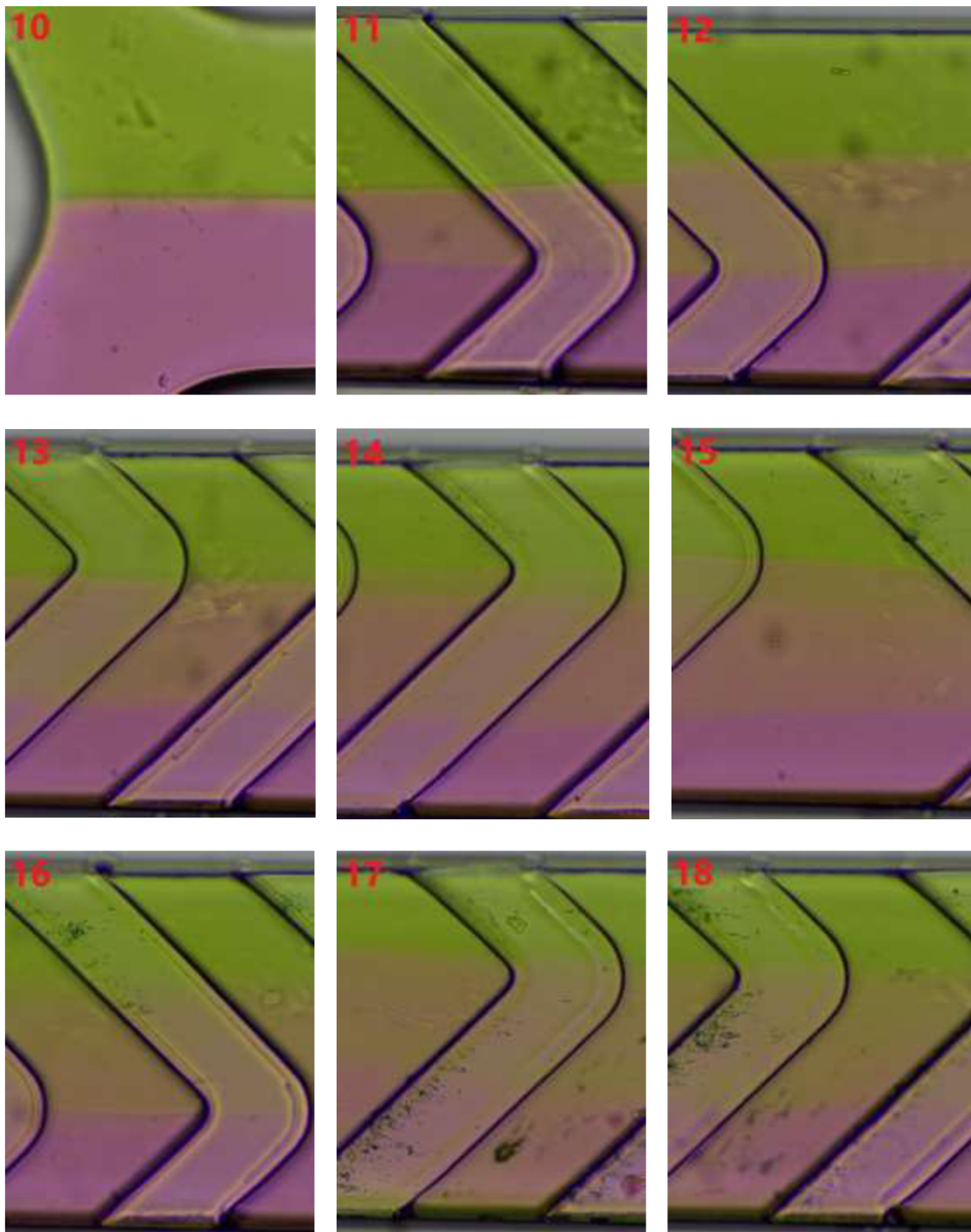
Mísic č. 1 kombinuje klasické zalomené drážky s rovnými drážkami, které jsou od stěny kanálku odkloněny o úhel  $45^\circ$ . Na snímku 1 je dobře viditelné typické chování tekutin v mikrokanálku, a to jejich souběžné proudění bez známek jakéhokoli mísení. Hlavním mechanismem mísení v Staggered herringbone mísicích je tvorba vírů při proudění přes zalomené drážky. Mísic č. 1 není typický zástupce těchto mísiců vzhledem k přítomnosti rovných drážek. Nicméně mezi snímky 3-9 lze pozorovat změnu v odstínu barev mísicích se kapalin, což indikuje rozdílné koncentrace po šířce kanálku. Již na snímku 4 lze pozorovat výskyt růžové barvy v horní polovině snímku. Na snímku 9, který vyobrazuje konec mísicího kanálku, je výskyt růžové tekutiny v horní polovině dobře zřetelný.

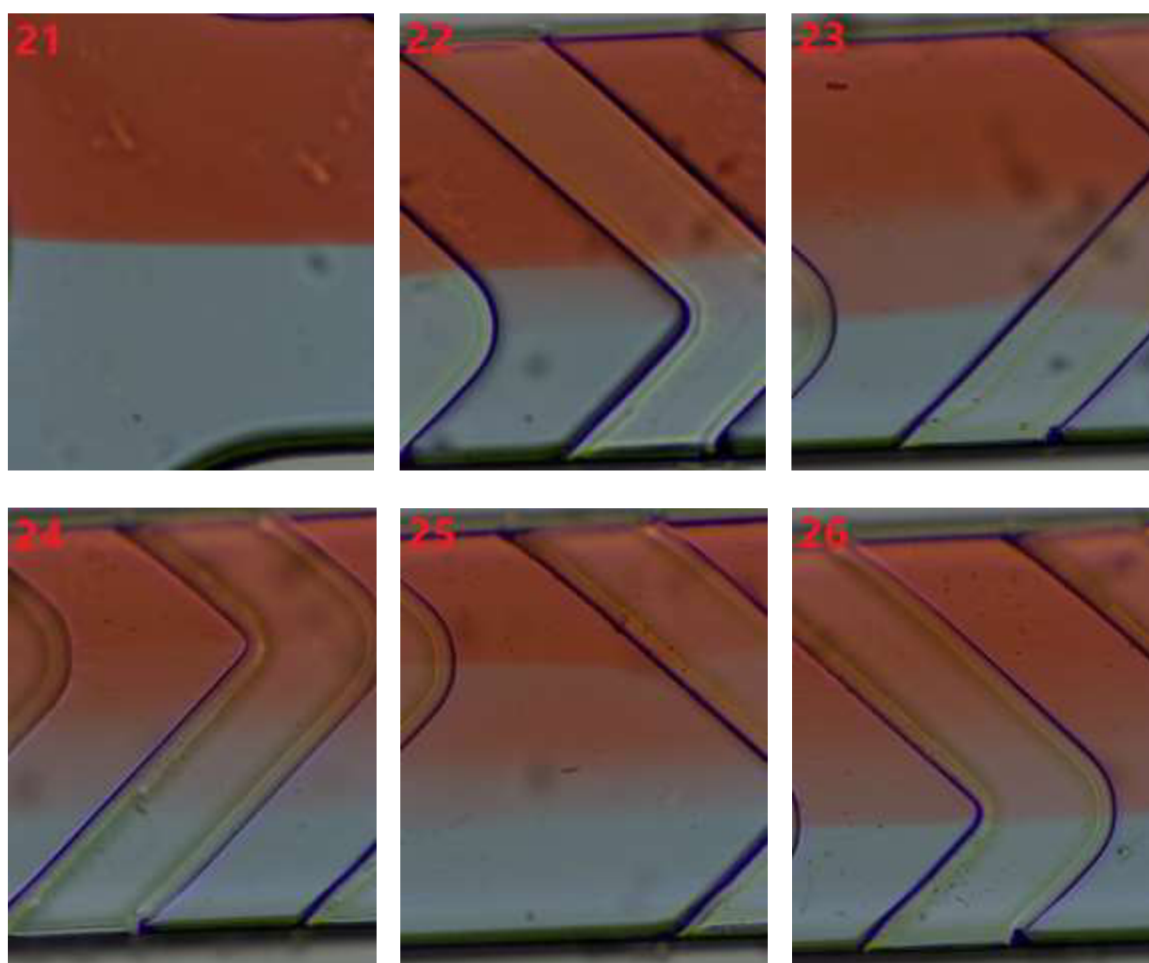
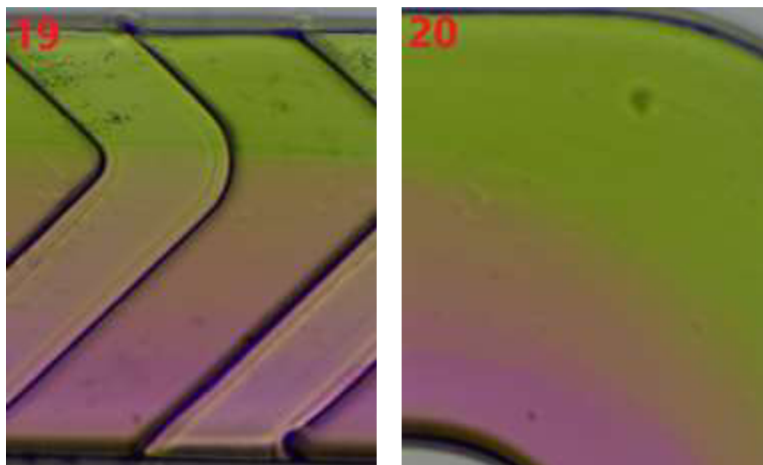
Pohled na mísení v kanálku shora je do jisté míry omezující a nepodá zcela dostačující popis dějů odehrávajících se v mikromísicích. Za tímto účelem budou výstupy experimentu srovnány s výpočtovým modelováním Ing. Martina Abraháma, který se ve své diplomové práci zabýval rovněž mikromísicích. [30]

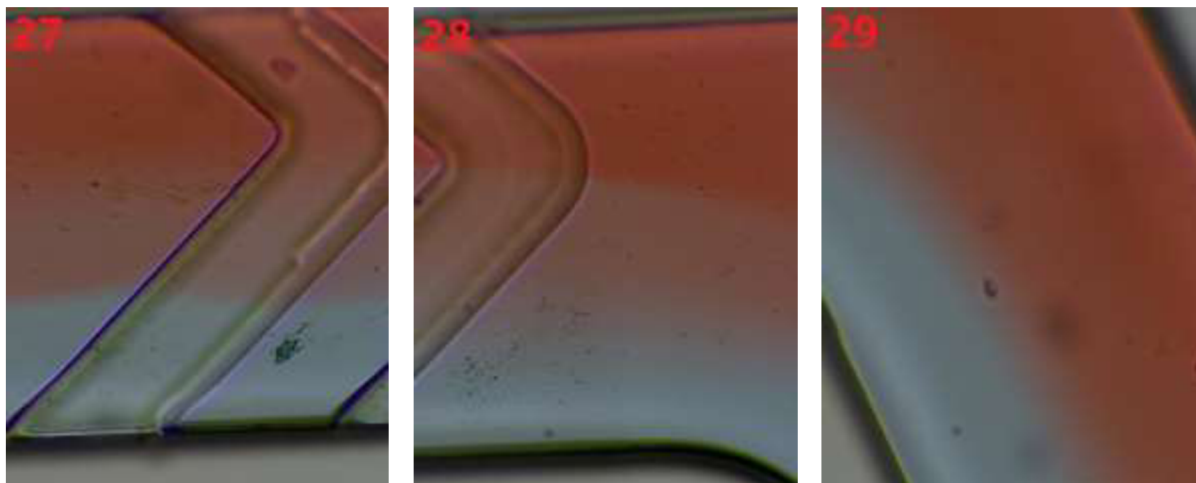


Obr. 30 - Kontury koncentrace v příčných rovinách hradbového mísicě [30]

Obr. 30 obsahuje jednotlivé koncentrace dvou mísicích se kapalin v hradbovém mísicích, který využívá k mísení rovné drážky svírající se stěnou kanálku úhel  $45^\circ$ . Stejně drážky obsahuje i mísic č.1. Kontura B ukazuje výskyt kapaliny znázorněné pomocí červené barvy při obou stěnách kanálku po průtoku skrze první sadu drážek. Tento jev je shodný s chováním růžové tekutiny na snímcích 4-9. Tyto rovné drážky tedy vyvolají proudění napříč mísicím kanálkem za pomoci víru, který se vytvoří při přetékání kapalin. [30]

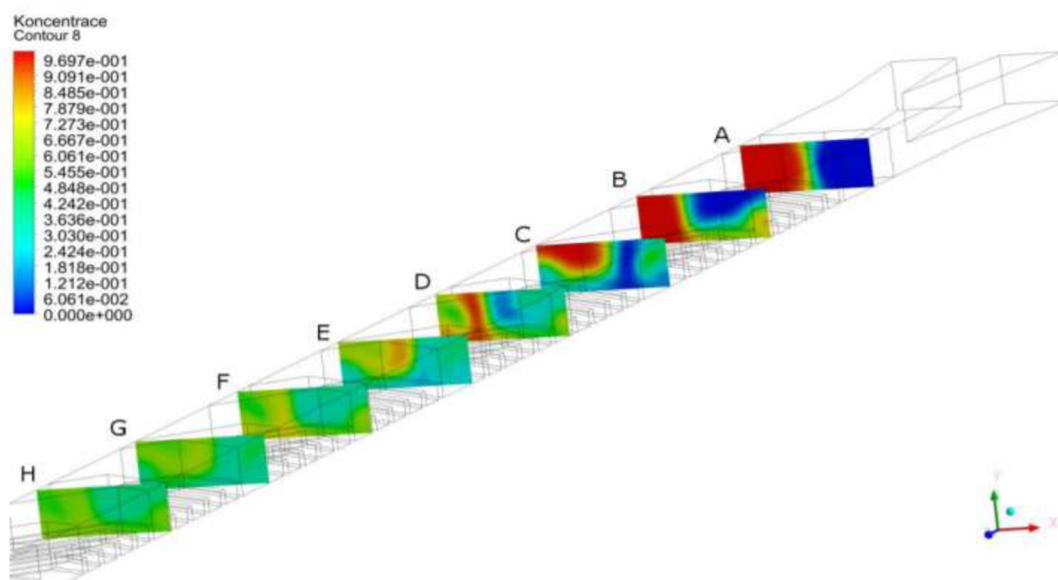






Snímky 10 až 29 tvoří dvě sekvence pro vizualizaci mísení v mísiči č.3. Směr toku kapalin je stejný jako u první sekvence, tedy zleva doprava. Mísič č.3 využívá k mísení pouze dva typy drážek, které jsou typické pro mísiče Staggered herringbone, a to zalomených drážek s pozicí zalomení vždy bližší jedné z bočních stěn kanálku.

Začátek sekvencí vždy vykazuje stejné předpokládané chování tekutin v laminárním režimu proudění. Další snímky vykazují změny v odstínech obou přítomných tekutin a formaci směsi v prostřední části kanálku. Na snímcích lze pozorovat formaci rozhraní, které odděluje směsi o různých koncentracích, vždy na zalomení sady drážek a rozpad rozhraní z předchozí sady drážek. Tento jev je vlastní funkcí mísičů Staggered herringbone. Pohled shora neumožní sledovat víry, které se tvoří při průtoku kapalin přes drážky, avšak formace rozhraní vždy na přelomu drážek by mohla potvrdit přítomnost vírů. Změna v poloze zlomu drážek periodicky mění velikosti vírů a postupně homogenizuje směs při průtoku mísičem. Zánik předchozího rozhraní a forma nového je dobře viditelná při přechodu ze snímku 15 na snímek 16. [30]



Obr. 31 - Kontury koncentrace v příčných rovinách mísiče Staggered herringbone [30]

Směsi po průchodu mísičem č.3 se nezdají být dostatečně promíseny. Výpočetní modelování Ing. Martina Abraháma udává účinnost 63,1% po průtoku směsi skrze čtvrtou sadu drážek, čemuž odpovídá kontura E na obr. 31. Dá se očekávat, že účinnost mísiče č.3 je ještě nižší, vzhledem k faktu, že účinnost Staggered herringbone mísiče s orientací zlomu drážek po směru proudění je nepatrně nižší, než toho se zlomy orientovanými opačně. Výpočtové modelování, se kterým je experiment srovnáván, pracuje s drážkami orientovanými směrem ke vtoku. [30][31]

Dalším faktorem, který mohl negativně ovlivnit mísení, mohla být velikost průtoku. Průtok přítomný při experimentu byl zhruba 1500  $\mu\text{l}/\text{m}$ , což je hodnota poměrně vysoká pro mikrofluidiku. Nicméně kvalitnějšího promísení by bylo nepopíratelně dosaženo, pokud by byly mísiče č.1 i č.3 delší a obsahovaly by větší množství drážek.

## **7. Závěr**

Tato bakalářská práce se zabývala mikrofluidikou, neboli vědou související s prouděním velmi malých množství tekutin. V bakalářské práci byl shrnut přehled zařízení použitelných pro stavbu jednoduchých mikrofluidických obvodů. V praktické části bakalářské práce byl proveden návrh mikrofluidického obvodu pro provedení experimentu s mikrofluidickým míšičem za použití komponent dostupných v budované mikrofluidické laboratoři. Funkčnost daných komponent byla ověřena provedením experimentu s mikrofluidickým míšičem dle navrženého mikrofluidického obvodu a jako výstupy z experimentu byly pořízeny snímky z kamery v mikroskopu, které znázorňují vizualizaci mísení v použitém míšiči Staggered herringbone.

Bylo pořízeno 29 barevných snímků vizualizace mísení ve dvou míšičích Staggered herringbone s různými typy drážek. Snímky byly porovnány s výpočetním modelováním Ing. Martina Abraháma, kde byly nalezeny jisté podobnosti.

Mikrofluidika je vědou rychle se rozvíjející, a proto je třeba provádět výzkumy i v této části mechaniky tekutin. Pro vyhotovení této bakalářské práce byly poprvé užity komponenty a zařízení, která jsou součástí budované mikrofluidické laboratoře. Mikrofluidická laboratoř bude tedy sloužit k prohloubení znalostí v oblasti mikrofluidiky na FSI VUT v Brně.

## 8. Seznam použitých zdrojů

- [1] CONLISK, A. Terrence. Essentials of micro- and nanofluidics: with applications to the biological and chemical sciences. New York: Cambridge University Press, 2013, xix, 537 stran : ilustrace, tabulky, portréty. ISBN 978-0-521-88168-5.
- [2] KARNIADAKIS, George, Ali BEŞKÖK, Narayana Rao ALURU a Chih-Ming HO. Microflows and nanoflows: fundamentals and simulation. New York: Springer, 2005, xxi, 817 s. : il. ISBN 0-387-22197-2.
- [3] SONG, YUJUN, CHENG, DAOJIAN, ZHAO a LIANG. Microfluidics - Fundamentals, Devices and Applications [online]. John Wiley, 2018 [cit. 2020-06-06]. ISBN 978-1-5231-1857-1. Dostupné z: <https://app.knovel.com/hotlink/toc/id:kpMFDA0003/microfluidics-fundamentals/microfluidics-fundamentals>
- [4] *Flow control in microfluidics device* [online]. [cit. 2020-06-06]. Dostupné z: <https://www.elveflow.com/microfluidic-reviews/microfluidic-flow-control/flow-control-in-microfluidics-device/>
- [5] *Flow Control in Microfluidics* [online]. Darwin Microfluidics, 2017 [cit. 2020-06-06]. Dostupné z: <https://darwin-microfluidics.com/blogs/reviews/flow-control-in-microfluidics>
- [6] *Overview of microfluidics pumps* [online]. Fluigent [cit. 2020-06-06]. Dostupné z: <https://www.fluigent.com/microfluidic-expertise/what-is-microfluidic/system-comparison-for-microfluidic-applications/>
- [7] *LINEUP™ PUSH-PULL* [online]. In: . [cit. 2020-06-08]. Dostupné z: <https://www.fluigent.com/product/microfluidic-components/lineup-series-push-pull/>
- [8] *PneuWave DUO Pump* [online]. In: . [cit. 2020-06-08]. Dostupné z: <https://www.mycorsolutions.com/pneuwave-duo.html>
- [9] Controlled Elements. In: <https://www.chemyx.com> [online]. Chemyx [cit. 2020-06-06]. Dostupné z: <https://www.chemyx.com/support/knowledge-base/technical-support/chemyx-syringe-pump-work/>
- [10] *Standard Infusion Only PHD ULTRA™ Syringe Pumps* [online]. In: . Harvard Apparatus [cit. 2020-06-06]. Dostupné z: <https://www.harvardapparatus.com/pumps-liquid-handling/syringe-pumps/infusion-only/standard-infusion-only-phd-ultra-syringe-pumps.html>
- [11] *LINEUP™ PUSH-PULL* [online]. In: . [cit. 2020-06-06]. Dostupné z: <https://www.fluigent.com/product/microfluidic-components/lineup-series-push-pull/>
-

- 
- [12] *The Basics of Microfluidic Tubing & Sleeves* [online]. [cit. 2020-06-08]. Dostupné z: <https://www.elveflow.com/microfluidic-reviews/general-microfluidics/the-basics-of-microfluidic-tubing-sleeves/>
- [13] *Microfluidic tubing* [online]. [cit. 2020-06-08]. Dostupné z: <https://www.fluigent.com/microfluidic-expertise/microfluidic-accessories/microfluidic-tubing/>
- [14] *The Basics of Microfluidic Fittings, Plugs & Adapters* [online]. [cit. 2020-06-08]. Dostupné z: <https://www.elveflow.com/microfluidic-reviews/general-microfluidics/the-basics-of-microfluidic-fittings-plugs-adapters/>
- [15] *How to Make Microfluidic Connections* [online]. [cit. 2020-06-08]. Dostupné z: <https://www.mycorsolutions.com/fitting-and-connector-tutorial.html>
- [16] *Microfluidics: How to Choose the Good Fittings & Connectors* [online]. [cit. 2020-06-08]. Dostupné z: <https://darwin-microfluidics.com/blogs/tutorials/microfluidics-how-to-choose-the-good-fittings-connectors>
- [17] *Adapter, Barbed to Threaded Male, for use with Soft-Walled Tubing, Each* [online]. In: . [cit. 2020-06-08]. Dostupné z: <https://www.idex-hs.com/store/adapter-barbed-to-threaded-male-tefzelr-etfe-for-use-with-soft-walled-tubing-each.html?optionvalue=5475>
- [18] *Barbed Union, for use with Soft-Walled Tubing* [online]. In: . [cit. 2020-06-08]. Dostupné z: <https://www.idex-hs.com/store/barbed-union-for-use-with-soft-walled-tubing.html?optionvalue=5338>
- [19] *Union Assembly Tefzel™ (ETFE), for 1/8" OD* [online]. In: . [cit. 2020-06-08]. Dostupné z: <https://www.idex-hs.com/store/union-assembly-tefzelr-etfe-for-1-8-od.html>
- [20] *Chip interfaces* [online]. In: . [cit. 2020-06-08]. Dostupné z: <https://www.microfluidic-chipshop.com/wp-content/uploads/2019/10/Lab-on-a-Chip-Catalogue-10-2019.pdf>
- [21] *Microfluidic low-flow liquid flow meter: a review* [online]. In: . [cit. 2020-06-08]. Dostupné z: <https://www.elveflow.com/microfluidic-reviews/microfluidic-flow-control/microfluidic-low-flow-liquid-flow-meters-a-review/>
- [22] HOERA, Christian, Mirjam M SKADELL, Simon A PFEIFFER, Maik PAHL, Zhe SHU, Erik BECKERT a Detlev BELDER. A chip-integrated highly variable thermal flow rate sensor. *Sensors & Actuators: B. Chemical* [online]. Elsevier B.V, 2016, **225**, 42-49 [cit. 2020-06-08]. DOI: 10.1016/j.snb.2015.11.009. ISSN 0925-4005. Dostupné z: [https://www.sciencedirect-com.ezproxy.lib.vutbr.cz/science/article/pii/S0925400515305918](https://www.sciencedirect.com.ezproxy.lib.vutbr.cz/science/article/pii/S0925400515305918)
-



- 
- [23] *CORIOLIS MASS FLOW MEASURING PRINCIPLE* [online]. In: . [cit. 2020-06-08]. Dostupné z: <https://www.bronkhorst.com/en-us/service-support/technologies/coriolis-mass-flow-measuring-principle/>
- [24] LEE, Chia-yen, Chin-lung CHANG, Yao-nan WANG, Lung-ming FU a Chia-yen LEE. Microfluidic mixing: a review. *International journal of molecular sciences* [online]. 2011, **12**(5), 3263-3287 [cit. 2020-06-08]. DOI: 10.3390/ijms12053263. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/873121590/>
- [25] AHMED, Daniel, Xiaole MAO, Jinjie SHI, Bala Krishna JULURI a Tony Jun HUANG. A millisecond micromixer via single-bubble-based acoustic streaming. *Lab on a Chip* [online]. 2009, **9**(18), 2738-2741 [cit. 2020-06-08]. DOI: 10.1039/b903687c. ISSN 1473-0197. Dostupné z: <https://pubs.rsc.org/en/content/articlelanding/2009/LC/b903687c#!divAbstract>
- [26] WILLIAMS, Manda S, Kenneth J LONGMUIR, Paul YAGER a Manda S WILLIAMS. A practical guide to the staggered herringbone mixer. *Lab on a chip* [online]. 2008, **8**(7), 1121-1129 [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.1039/b802562b. ISSN 1473-0197. Dostupné z: <http://search.proquest.com/docview/69260293/>
- [27] *Passive mixer – Herringbone mixer* [online]. In: . [cit. 2020-06-08]. Dostupné z: <https://www.microfluidic-chipshop.com/wp-content/uploads/2019/10/Lab-on-a-Chip-Catalogue-10-2019.pdf>
- [28] *MICROFLUIDIC FLOW CONTROLLER* [online]. In: . [cit. 2020-06-09]. Dostupné z: <https://www.elveflow.com/microfluidic-products/microfluidics-flow-control-systems/ob1-pressure-controller/>
- [29] *MICROFLUIDIC FLOW SENSOR* [online]. In: . [cit. 2020-06-09]. Dostupné z: <https://www.elveflow.com/microfluidic-products/microfluidics-flow-measurement-sensors/microfluidic-liquid-mass-flow-sensors/>
- [30] ABRAHÁM, M. Návrh mikrofluidického směšovače. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2016. 83 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Pavel Rudolf, Ph.D..
- [31] KWAK, Tae Joon, Young Gyu NAM, Maria Alejandra NAJERA, Sang Woo LEE, J. Rudi STRICKLER a Woo-jin CHANG. Convex Grooves in Staggered Herringbone Mixer Improve Mixing Efficiency of Laminar Flow in Microchannel. *PLoS ONE* [online]. Public Library of Science, 2016, **11**(11), e0166068 [cit. 2020-06-22]. DOI: 10.1371/journal.pone.0166068. ISSN 1932-6203.
-