



ANÁLISE EXPERIMENTAL DE MICROMISTURADOR COM PINO CILÍNDRICO  
CONFINADO UTILIZANDO AS TÉCNICAS DE VELOCIMETRIA POR IMAGEM  
DE PARTÍCULAS E FLUORESCÊNCIA INDUZIDA POR LASER

Naiane Barreto Negri

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Química, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Química.

Orientadores: Tito Livio Moitinho Alves

Carolina Palma Naveira Cotta

Rio de Janeiro

Maio de 2021

ANÁLISE EXPERIMENTAL DE MICROMISTURADOR COM PINO CILÍNDRICO  
CONFINADO UTILIZANDO AS TÉCNICAS DE VELOCIMETRIA POR IMAGEM  
DE PARTÍCULAS E FLUORESCÊNCIA INDUZIDA POR LASER

Naiane Barreto Negri

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO  
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS  
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM  
CIÊNCIA EM ENGENHARIA QUÍMICA.

Orientadores: Tito Livio Moitinho Alves

Carolina Palma Naveira Cotta

Aprovada por: Prof. Tito Livio Moitinho Alves

Profa. Carolina Palma Naveira Cotta

Dra. Neuman Solange de Resende

Prof. Tiago Albertini Balbino

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MAIO DE 2021

Negri, Naiane Barreto

Análise Experimental de um micromisturador com pino cilíndrico confinado utilizando as técnicas de velocimetria por imagem de partículas e fluorescência induzida por laser/ Naiane Barreto Negri - Rio de Janeiro: UFRJ / COPPE, 2021

XIV, 109 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Tito Livio Moitinho Alves

Carolina Palma Naveira Cotta

Dissertação (mestrado) - UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Química, 2021.

Referências Bibliográficas: p. 102-108.

1. Micromisturador. 2. Micro-LIF 3. Micro-PIV  
I. Alves, Tito Livio Moitinho *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Química. III. Título.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

ANÁLISE EXPERIMENTAL DE MICROMISTURADOR COM PINO CILÍNDRICO  
CONFINADO UTILIZANDO AS TÉCNICAS DE VELOCIMETRIA POR IMAGEM DE  
PARTÍCULAS E FLUORESCÊNCIA INDUZIDA POR LASER

Naiane Barreto Negri

Maio/2021

Orientadores: Tito Livio Moitinho Alves

Carolina Palma Naveira Cotta

Programa: Engenharia Química

A miniaturização de processos têm se tornado uma tendência nas últimas décadas. Muitos processos biológicos, químicos e bioquímicos podem se beneficiar das análises em microescala por terem tempos de resposta e análise sensivelmente reduzidos enquanto sua eficiência é favorecida devido ao aumento na razão área por volume. Entretanto, o processo de mistura nesses dispositivos é um desafio, devido a predominância da mistura por difusão, um processo lento. O presente estudo experimental tem como objetivo investigar a mistura induzida por um pino cilíndrico confinado na região central de um micromisturador do tipo Y contribuindo, assim, para um melhor entendimento do comportamento dos fluidos e da eficiência da mistura em  $16 < Re < 322$ . Para isso, foram empregadas duas técnicas de caracterização do escoamento: a velocimetria de imagem de micropartículas ( $\mu$ PIV) aplicada para investigar os campos de velocidade e a micro fluorescência induzida por laser ( $\mu$ LIF) para adquirir os campos de concentração instantâneos e avaliar o desempenho da mistura.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

EXPERIMENTAL ANALYSIS OF MICRO-MIXER WITH CONFINED CYLINDRICAL  
PIN USING PARTICLE IMAGE VELOCIMETRY AND LASER INDUCED  
FLUORESCENCE

Naiane Barreto Negri

May/2021

Advisors: Tito Livio Moitinho Alves

Carolina Palma Naveira Cotta

Department: Chemical Engineering

Process miniaturization has become a trend in recent decades. Many biological, chemical and biochemical processes can benefit from microscale analysis by having significantly reduced response and analysis times while their efficiency is favored due to the increase in the area to volume ratio. However, the mixing process in these devices is a challenge, due to the predominance of mixing by diffusion, a slow process. The present experimental study aims to investigate the mixing induced by a cylindrical pin confined in the central region of a Y-type micromixer, contributing to a better understanding of fluid behavior and mixing efficiency at  $16 < Re < 322$ . For this two flow characterization techniques were employed: microparticle image velocimetry ( $\mu$ PIV) applied to investigate velocity fields and laser-induced microfluorescence ( $\mu$ LIF) to acquire instantaneous concentration fields and evaluate the performance of the mixture.

---

## SUMÁRIO

---

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
1.1 Motivação	1
1.2 Objetivo Geral	5
1.3 Objetivos Específicos	5
<b>2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>6</b>
2.1 Mistura em dispositivos microfluídicos	6
2.2 Micromisturadores passivos	8
2.3 Micromisturadores com obstáculos cilíndricos	10
2.4 Análise do escoamentos e da mistura com $\mu$ PIV e $\mu$ LIF	13
2.5 Aplicações	15
<b>3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>18</b>
3.1 Formação de vórtices ao redor de corpos rombudos	18
3.2 Velocimetria de Imagem de Partículas de Microrresolução ( $\mu$ PIV)	20
3.3 Fluorescência Induzida por Laser aplicada a microescala ( $\mu$ LIF)	27
<b>4 PROJETO, FABRICAÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DOS MICRODISPOSITIVOS</b>	<b>30</b>
4.1 Dispositivo Microfluídico	30
4.2 Materiais	32
4.3 Metodologia de Fabricação	34
4.4 Caracterização Dimensional	40
<b>5 METODOLOGIA EXPERIMENTAL</b>	<b>43</b>
5.1 Caracterização dos Fluidos	43
5.2 Calibração do sistema de infusão de fluido	43
5.3 Parâmetros Considerados	45
5.4 Caracterização do escoamento	47

<b>6 RESULTADOS</b>	<b>75</b>
6.1 Resultados da Caracterização Dimensional	75
6.2 Calibração do sistema de infusão	77
6.3 Resultados da caracterização do escoamento com $\mu$ PIV	81
6.4 Resultados da caracterização do escoamento com $\mu$ LIF	91
<b>7 CONCLUSÃO</b>	<b>100</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>102</b>
<b>CALIBRAÇÃO DO SISTEMA DE INFUSÃO</b>	<b>109</b>

# Lista de Figuras

Figura 1.1. Microdispositivos utilizados no Laboratório de Nano e Microfluídica e Microsistemas (LABMEMS) do PEM/COPPE/UFRJ. (a) Microdispositivo fabricado em latão e selado com vidro, utilizado para síntese de biodiesel. (b) Microdispositivo com capilar de vidro utilizado para encapsulamento de esferóides de células-tronco ((NAVEIRA-COTTA et al. 2015, MESQUITA 2017).

Figura 1.2. Análise dos resultados da busca com a palavra “microfluidics” na plataforma SCOPUS, (a) quantidade de publicações de 1988 até 2020; (b) distribuição das publicações por área de conhecimento (SCOPUS, 2021).

Figura 1.3. Diferentes classificações dos micromisturadores. Adaptado de NGUYEN *et al.* (2004).

Figura 2.1. Demonstração de um canal T com estrangulamento do fluido para diminuir o comprimento de mistura (Adaptado de GOBBY et al., 2001).

Figura 2.2. Desenho esquemático de um micromisturador que funciona com o conceito de divisão e recombinação (Adaptado de ANSARI et al., 2010).

Figura 2.3. Configuração dos cilindros que favorece a mistura. Adaptado de WANG *et al.* (2010).

Figura 3.1. Região de escoamento perturbado pela presença de um corpo rombudo. Adaptado de ASSI (2005).

Figura 3.2. Os padrões de escoamento ao redor de um pino cilíndrico em diferentes  $Re_p$  (Adaptado de BLEVINS, 1997).

Figura 3.3. Fluxograma para medição do campo de velocidade com a técnica PIV. Adaptado de CURCINO, (2020).

Figura 4.1. Desenho do microdispositivo projetado. (a) Vista superior do micromisturador; (b) Detalhe do pino cilíndrico; (c) Vista em perspectiva do cilindro.

Figura 4.2. Vista do projeto de molde do microdispositivo com zoom na região dos pinos cilíndricos utilizados como guia.

Figura 4.3. Estrutura planar do polidimetilsiloxano (PDMS).

Figura 4.4. Microfresadora CNC instalada no LABMEMS.

Figura 4.5. Imagem dos moldes dos microdispositivos. (a) Molde do microdispositivo com pino; (b) Molde do microdispositivo sem pino; (c) Molde da tampa utilizada para selagem do canal.

Figura 4.6. Resumo da fabricação do dispositivo em PDMS.

Figura 4.7. Deposição do PDMS no molde do microdispositivo.

Figura 4.8. Pinos rompidos durante a desmoldagem.

Figura 4.9. Pino em PDMS desmoldado de forma a manter sua integridade.

Figura 4.10. Uso do punch para fazer o furo que será a conexão com a mangueira (meio externo).

Figura 4.11. Selagem do microdispositivo com PDMS. (a) Posicionamento da tampa em cima do canal (Etapa 6). (b) Adição de mais uma camada de PDMS para selagem da tampa com o microdispositivo (Etapa 7).

Figura 4.12. Imagem do microdispositivo finalizado.

Figura 4.13. Microscópio Hirox utilizado para caracterização dimensional do microdispositivo.

Figura 4.14. Locais de medição a para caracterização dimensional.

Figura 4.15. Diferentes regiões de corte para caracterização dimensional do microdispositivo em PDMS.

Figura 5.1. Aparato experimental utilizado para calibração da bomba de infusão dos fluidos.

Figura 5.2. Desenho esquemático do aparato experimental montado para os testes com  $\mu$ PIV/  $\mu$ LIF

Figura 5.3. Aparato experimental disponível no LABMEMS.

Figura 5.4. Imagem do relógio apalpador utilizado nos experimentos (CURCINO, 2020).

Figura 5.5. Partículas traçadoras de poliestireno comercializadas pela Thermo Fisher.

Figura 5.6. Fluxograma dos procedimentos a serem realizados para as medições com  $\mu$ PIV.

Figura 5.7. Regiões de medição para a caracterização do campo de velocidade.

Figura 5.8. Desenho esquemático da divisão do canal, ao longo da largura, para caracterização do campo de velocidade antes do cilindro.

Figura 5.9. Determinação da relação de pixel e mm da imagem utilizando régua padrão para o experimento de  $\mu$ PIV.

Figura 5.10. Escoamento no microcanal com uma vazão de 1 mL/min.

Figura 5.11. Rastro da imagem da partícula para a vazão de 20 mL/min.

Figura 5.12. Fluxograma do pré-processamento das imagens registradas do escoamento. Adaptado de CURCINO, 2020.

Figura 5.13. Aplicação da máscara na parede inferior do microcanal.

Figura 5.14. Exemplo de processamento para remoção da imagem média. (a) Imagem média obtida do processamento de 2001 imagens e (b) uma das imagens após a remoção da imagem média.

Figura 5.15. Imagem após a etapa de pré-processamento.

Figura 5.16. Extração do perfil de velocidade vertical para a vazão de 1 ml/min a partir do campo vetorial calculado para as três regiões analisadas do canal (a) região superior, (b) central e (c) inferior.

Figura 5.17. Resultados experimentais para o teste de repetibilidade do sistema de  $\mu$ PIV.

Figura 5.18. Estrutura química planar da rodamina 6G. Adaptado de MACEDO (2012).

Figura 5.19. Frasco contendo o corante de rodamina 6G.

Figura 5.20. Fluxograma com todas as etapas necessárias para obtenção do campo de concentração com  $\mu$ LIF.

Figura 5.21. Região de medição para a técnica de  $\mu$ LIF mostrando os pinos guias utilizados para referência das regiões de medição.

Figura 5.22. Determinação da relação de pixel e mm da imagem utilizando régua padrão para o experimento de  $\mu$ LIF.

Figura 5.23. Soluções de rodamina 6G em água deionizada, nas concentrações de 2 mg/L, 1,5 mg/L, 1 mg/L, 0,5 mg/L, 0,25 mg/L e 0 mg/L.

Figura 5.24. Desenho esquemático da inserção dos fluidos no canal do microdispositivo. (a) Inserção da água deionizada (0 mg/L); (b) Inserção da Rodamina 6G.

Figura 5.25. Exemplo da extração com a função ROI na etapa de calibração, para a concentração de 2 mg/L.

Figura 5.26. Imagens para determinação da curva de calibração do sistema  $\mu$ LIF.

Figura 5.27. Exemplo de uma das curvas de calibração obtidas do sistema de  $\mu$ LIF.

Figura 5.28. Esquemático da injeção da água deionizada e da solução com Rodamina 6G (2 mg/L) para medição do campo de concentração com  $\mu$ LIF.

Figura 5.29. Imagem adquirida durante a caracterização do escoamento para  $Re = 336$ .

Figura 5.30. Exemplo de imagem registrada durante a caracterização do escoamento com a aplicação do ROI, para  $Re = 336$ .

Figura 5.31. Perfil vertical traçado na imagem média do campo de concentração gerado pelas análises do  $\mu$ LIF.

Figura 5.31. Resultados do teste de repetibilidade no microdispositivo sem pino.

Figura 6.1. Medida da altura do pino cilíndrico no molde de PMMA realizada através da função reconstrução 3D.

Figura 6.2. Resultados da massa específica da água deionizada e solução de rodamina (2 mg/L) em diferentes temperaturas.

Figura 6.3. Resultados da viscosidade cinemática da água deionizada e solução de rodamina (2 mg/L) em diferentes temperaturas.

Figura 6.4. Perfil tridimensional do escoamento com  $Re \approx 16$ .

Figura 6.5. Comparação entre o perfil de velocidade vertical experimental e a solução analítica para diferentes valores de Reynolds.

Figura 6.6. Magnitude de velocidade experimental medida na região (a) logo atrás do pino, para (b)  $Re \approx 16$ , (c)  $Re \approx 80$  e (d)  $Re \approx 160$ .

Figura 6.7. Comprimento da zona de recirculação atrás no pino cilíndrico para mistura.

Figura 6.8. Diferença no projeto do microdispositivo (a) do presente estudo e (b) do trabalho de ZHANG et al. (2020) utilizado para comparação.

Figura 6.9. Magnitude de velocidade experimental de encontro dos dois fluidos, para (a)  $Re \approx 16$ , (b)  $Re \approx 80$  e (c)  $Re \approx 160$ .

Figura 6.10. Comprimento da zona de recirculação atrás na região de encontro dos dois fluidos.

Figura 6.11. Variação da mistura ao longo do canal no microdispositivo sem pino, para valores de  $Re$  de 16 até 336.

Figura 6.12. Variação da mistura ao longo do canal ( $x/D$  de -10 até 9) para valores de  $Re$  de 16 até 336.

Figura 6.13. Relação entre o número de Reynolds e o valor de mistura no final do canal ( $x/D=9$ ).

Figura 6.14. Resultados de eficiência de mistura do micromisturador com pino cilíndrico para mistura e de um microcanal sem pino para  $Re \approx 321$  e  $Pe=10^5$ .

Figura 6.15. Resultados de eficiência de mistura do micromisturador com pino cilíndrico para mistura e de um microcanal sem pino para  $Re \approx 241$  e  $Pe=10^5$ .

Figura 6.16. Resultados de eficiência de mistura do micromisturador com pino cilíndrico para mistura e de um microcanal sem pino para  $Re \approx 161$  e  $Pe=10^5$ .

Figura 6.17. Resultados de eficiência de mistura do micromisturador com pino cilíndrico para mistura e de um microcanal sem pino para  $Re \approx 80$  e  $Pe=10^5$ .

Figura 6.18. Resultados de eficiência de mistura do micromisturador com pino cilíndrico para mistura e de um microcanal sem pino para  $Re \approx 241$  e  $Pe=10^5$ .

# Lista de Tabelas

Tabela 2.1. Principais trabalhos que envolvem o estudo de pinos cilíndricos para mistura em microescala.

Tabela 3.1 Diferenças entre os sistemas de PIV e  $\mu$ PIV. Adaptado de WERELEY *et al.* (2002).

Tabela 3.2 Corantes mais utilizados em aplicações com sistemas  $\mu$ PIV.

Tabela 3.3. Etapas do processamento com  $\mu$ PIV.

Tabela 4.1. Dimensões do microdispositivo fabricado.

Tabela 5.1. Parâmetros experimentais para as medições realizadas à 25°C para o microdispositivo com pino.

Tabela 5.2. Características ópticas das lentes utilizadas no presente estudo.

Tabela 5.3. Parâmetro de aquisição de imagens no sistema  $\mu$ PIV.

Tabela 5.4. Parâmetro de aquisição de imagens no sistema  $\mu$ LIF.

Tabela 6.1. Resultado da caracterização dimensional do microdispositivo com pino.

Tabela 6.2. Resultado da caracterização dimensional do microdispositivo sem pino.

Tabela 6.3. Propriedades físicas da água deionizada em diferentes temperaturas.

Tabela 6.4. Propriedades físicas da solução de rodamina 6G (2 mg/L) em diferentes temperaturas.

Tabela 6.5. Parâmetros recalculados após os valores encontrados com a caracterização dimensional e com a caracterização dos fluidos a 25°C.

Tabela 6.6. Resultados da calibração do sistema de infusão.

Tabela 6.7. Resumo das velocidades médias encontradas para as vazões de 1 ml/min, 5 ml/ e 10 ml/min, bem como o tempo de residência no microdispositivo e o comprimento do eixo transversal atravessado.

# NOMENCLATURA

## Abreviaturas

CCD	Dispositivo de carga acoplada
CMOS	Sensor semiconductor de óxido metálico complementar
CNC	Comando numérico computacional
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
MEMS	<i>Micro-Electro-Mechanical Systems (Sistemas Microeletromecânicos)</i>
Nd:YAG	<i>Neodymiumdoped Yttrium Aluminium Garnet (Neodímio dopado com Ítrio Alumínio Garneto)</i>
PDMS	Polidimetilsiloxano
Pe	Número de Péclet
PIV	<i>Particle Image Velocimetry (Velocimetria por Imagem de Partícula aplicada a macroescala)</i>
PMMA	Polimetilmetacrilato
Re	Número de Reynolds
Re <sub>p</sub>	Número de Reynolds no pino
μLIF	<i>Micro Laser-Induced Fluorescence (Fluorescência Induzida por Laser aplicada a microescala)</i>
μPIV	<i>Micro Particle Image Velocimetry (Velocimetria por Imagem de Partícula aplicada a microescala)</i>

## Símbolos

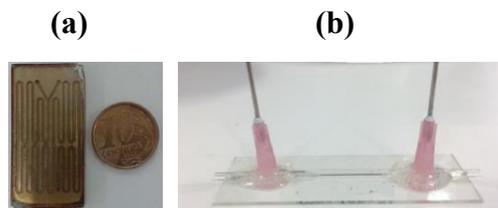
$C$	Concentração (mg/L)
$C_0$	Concentração inicial
$C_p$	Concentração das partículas em suspensão
$D$	Diâmetro do cilindro
$D_h$	Diâmetro hidráulico
$d_p$	Diâmetro da partícula
$H$	Altura do canal
$h$	Altura do cilindro
$h^*$	Confinamento vertical
$H/D$	Razão entre a altura do canal e o diâmetro do cilindro
$H/D^*$	Razão entre a altura do canal e o diâmetro do cilindro corrigida
$h/H$	Razão entre a altura do cilíndrico e a altura do canal
$h/W$	Razão entre a altura do cilindro e a altura do canal
$L_{entr}$	Comprimento de entrada necessário para ter o desenvolvimento hidráulico completo
$M$	Mistura (%)
$M_0$	Mistura inicial (%)
$N_v$	Número de esferas por mL de suspensão
$p$	Massa específica do poliestireno
$W$	Largura do canal
$w^*$	Confinamento lateral
$W/D$	Razão entre a largura do canal e o diâmetro do cilindro
$W/D^*$	Razão entre a largura do canal e o diâmetro do cilindro corrigida
$W_i$	Largura do canal de entrada
$x$	Comprimento do canal
$y$	largura do canal

# 1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo são apresentadas as motivações que conduziram ao desenvolvimento do presente estudo envolvendo micromisturadores para diferentes fluidos, utilizando técnicas como velocimetria por imagem de micropartículas e fluorescência induzida por laser para analisar o escoamento, bem como os objetivos que norteiam o trabalho.

## 1.1 Motivação

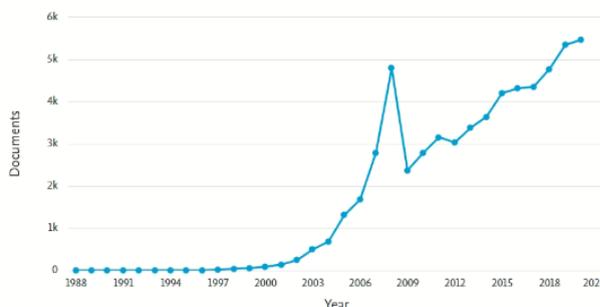
Os sistemas microeletromecânicos (MEMS) são definidos como uma tecnologia capaz de integrar micro sistemas e/ou dispositivos eletrônicos e mecânicos. Com o avanço dessa tecnologia, muitas técnicas analíticas, antes só possíveis em macroescala, começaram a ser miniaturizadas. A microfluídica surge nesse contexto e trata do estudo dos fenômenos de transporte, de calor e massa, em microdispositivos. Devido às reduzidas dimensões destes, existe uma elevada razão área/volume, o que aumenta tanto o contato interfacial entre os fluidos quanto a taxa de transferência de massa e calor. Com isso, muitos microdispositivos são usados para intensificação de processos e reações nas áreas de química e na biomedicina como, por exemplo, na miniaturização de dispositivos para a síntese de biodiesel e o encapsulamento de células-tronco (NAVEIRA-COTTA *et al.* 2015, MESQUITA 2017) (Figura 1.1A).



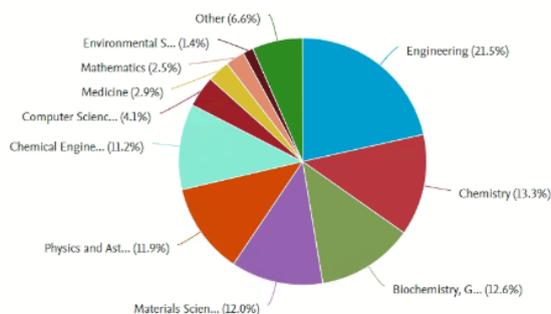
**Figura 1.1.** Microdispositivos utilizados no Laboratório de Nano e Microfluidica e Microssistemas (LABMEMS) do PEM/COPPE/UFRJ. (a) Microdispositivo fabricado em latão e selado com vidro, utilizado para síntese de biodiesel. (b) Microdispositivo com capilar de vidro utilizado para encapsulamento de esferóides de células-tronco (NAVEIRA-COTTA *et al.* 2015, MESQUITA 2017) .

Entre os anos 2000 a 2012 houve um aumento significativo de publicações científicas com o tema de microfluídica (SACKMANN, 2014). Esse aumento foi devido a diversos fatores, como a possibilidade de trabalhar com pequenos volumes de reagentes de alto custo, de miniaturizar microdispositivos e ter a possibilidade de escalabilidade na quantidade de amostras analisadas e de se ter um tempo menor de análise. A maioria dessas publicações e aplicações envolvendo microfluídica estão inseridos nas áreas das engenharias, química e bioquímica, totalizando quase 50% do total das publicações encontradas na plataforma SCOPUS com o termo “microfluidics”, do ano de 1988 até 2020 (Figura 1.2).

(a)



(b)

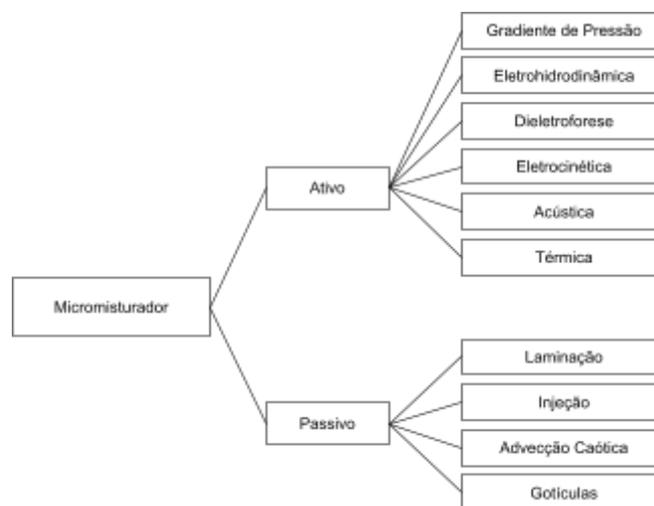


**Figura 1.2.** Análise dos resultados da busca com a palavra “microfluidics” na plataforma SCOPUS, (a) quantidade de publicações de 1988 até 2020; (b) distribuição das publicações por área de conhecimento (SCOPUS, 2021).

Um dos principais desafios na utilização dos dispositivos microfluídicos é a intensificação da mistura, muito importante em diversos processos químicos e bioquímicos (LEE, 2011). Com um baixo número de Reynolds, devido ao diâmetro hidráulico do microcanal e a preponderância dos efeitos viscosos sobre os inerciais, o

regime é predominantemente laminar e a performance da mistura é determinada majoritariamente pela difusão molecular, um processo lento (LEE, 2011).

Por conta dessa mistura lenta, pode-se adaptar um microcanal para aumentar a eficiência da mistura. Um microcanal adaptado para ser capaz de misturar diferentes fluidos é chamado de micromisturador (ELOVE, 1992, KNIGHT *et al.* 1998, HERTZOG *et al.*, 2006, YAO *et al.*, 2007). Um micromisturador eficiente é caracterizado por conseguir alterar o perfil de velocidade de um escoamento em um microcanal, alterando sua homogeneidade espacial, e pode ser classificado em passivo ou ativo (NGUYEN, 2004). Os micromisturadores passivos não necessitam de energia externa e o processo de mistura é obtido a partir da geometria escolhida para o microcanal. Enquanto os micromisturadores ativos utilizam uma energia externa para perturbar o fluido e gerar a mistura. Os misturadores passivos podem ser classificados de acordo com o efeito da mistura causada no microcanal, podendo ser: laminação paralela, laminação serial, injeção, advecção caótica e gotículas. Os micromisturadores ativos podem ser classificados pelo tipo de perturbação externa causada, como pela temperatura, pressão, eletrodinâmica, dieletroforese, eletrocinética e acústica. Tais classificações são resumidas na Figura 1.3.



**Figura 1.3.** Diferentes classificações dos micromisturadores. Adaptado de NGUYEN *et al.* (2004).

No contexto dos micromisturadores passivos, a adição de obstáculos para o fluido no canal, como pinos cilíndricos, é uma forma promissora de promover a advecção caótica e aumentar a eficiência da mistura, da transferência de calor e de massa (NGUYEN, 2005). Em números de Reynolds maiores, mas ainda em regime

laminar, o fluxo se torna instável levando ao desprendimento de vórtices na região posterior ao cilindro. Esse fenômeno causa mudanças na direção do escoamento, que pode aumentar a área de contato interfacial entre as diferentes espécies, melhorando a mistura (NGUYEN, 2005). Dessa maneira, dispositivos com obstáculos tem sido de grande interesse para a intensificação da transferência de massa e calor, tendo aplicação na síntese de biodiesel, na separação de partículas e na detecção de compostos de interesse (BHAGAT, 2008; CHOI, 2007; JAIN, 2020).

Com isso, o presente estudo tem como objetivo realizar a análise da eficiência da mistura em um microcanal com um pino cilíndrico (*bluff-body*) a partir da caracterização do campo de velocidade e do campo de concentração. Será realizado em um microdispositivo fabricado por meio da técnica de litografia macia, utilizando polidimetilsiloxano (PDMS) que tem como um molde um dispositivo em acrílico (polimetilmetacrilato - PMMA) usinado em uma microfresadora. Esse microdispositivo é constituído por um microcanal reto, retangular com o pino cilíndrico localizado a 50 mm da entrada do fluido. Para a caracterização do campo de velocidade a técnica de Velocimetria de Imagem de Microrresolução (do inglês, *Micron-Resolution Particle Image Velocimetry* -  $\mu$ PIV) foi aplicada. Já para a caracterização do campo de concentração e da eficiência da mistura, foi usada a técnica de Fluorescência Induzida por Laser aplicada à microescala (do inglês, *Laser Induced Fluorescence* -  $\mu$ LIF). Para ambas as técnicas, o fluido de trabalho utilizado foi água deionizada, com vazões volumétricas entre 1 e 20 mL/min.

Para detecção do campo de velocidade, a técnica de  $\mu$ PIV utiliza partículas traçadoras fluorescentes de 1  $\mu$ m de diâmetro para acompanhar o escoamento, um laser contínuo Nd:YAG, lentes objetivas com magnificação de 20X, uma câmera CMOS para obter as imagens e um computador para realizar os processamentos necessários para geração do campo de velocidade. A técnica de  $\mu$ PIV apresenta-se como uma possibilidade de quantificar o escoamento através da medição de campos de velocidades de maneira não intrusiva e com medições pontuais.

Para detecção do campo de concentração, a técnica de  $\mu$ LIF contará com o mesmo aparato experimental que o  $\mu$ PIV, com magnificação da lente objetiva de 5X. É realizada a detecção instantânea da emissão de fluorescência por uma molécula, exposta a luz de laser, sendo capaz de, com isso, determinar a sua concentração (ZENG, 2014). Um corante fluorescente deve então ser diluído no fluido de trabalho e o campo de concentração será determinado através da correlação com uma curva de calibração

previamente determinada. Com a adição de um segundo fluido, sem o corante fluorescente estar diluído, é possível analisar a eficiência da mistura através do resultado do campo de concentração.

A medição do campo de velocidade e as medidas do campo de concentração permitem um entendimento tanto do comportamento dos fluidos como também na influência deste comportamento na eficiência da mistura entre dois fluidos.

O resultado esperado do presente estudo é a contribuição para o entendimento do comportamento de fluidos miscíveis na presença de corpos rombudos em microcanais. Este trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Nano e Microfluídica e Microssistemas (LABMEMS) do PEM/COPPE/UFRJ em parceria com o Laboratório de Bioprocessos do PEQ/COPPE/UFRJ.

## **1.2 Objetivo Geral**

Analisar a eficiência de mistura em um micromisturador, fabricado com um pino cilíndrico em sua região central, realizando a caracterização do escoamento com as técnicas de  $\mu$ PIV e  $\mu$ LIF.

## **1.3 Objetivos Específicos**

- i)** Projetar e fabricar os moldes e os dispositivos microfluídicos com cilindro confinado, em polimetilmetacrilato (PMMA) e polidimetilsiloxano (PDMS), respectivamente, com a técnica de litografia macia adaptada;
- ii)** Caracterizar dimensionalmente o molde em PMMA e o dispositivo microfluídico em PDMS, com um microscópio eletrônico;
- iii)** Investigar o comportamento do fluido no interior do microcanal, em diferentes números de Reynolds ( $16 \leq Re \leq 322$ ), utilizando a técnica de  $\mu$ PIV, para as medições do campo de velocidade;
- iv)** Analisar a eficiência da mistura promovida pelo cilindro confinado no microcanal utilizando a técnica de  $\mu$ LIF, para as medições do campo de concentração;

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo serão apresentados os estudos que avaliaram a eficiência da mistura em diferentes micromisturadores, com foco nos micromisturadores passivos.

### 2.1 Mistura em dispositivos microfluídicos

Com a possibilidade de manipular pequenas concentrações, a microfluídica vem sendo utilizada para diferentes aplicações, como o uso de microrreatores, dispositivos de testes rápidos para diagnóstico, desenvolvimento de órgãos em chips, entre outros (WHITESIDES, 2006). Apesar dos microdispositivos apresentarem vantagens - como a capacidade de integrar, automatizar e controlar o escoamento dos fluidos - a performance da mistura nos dispositivos microfluídicos é limitada a um processo lento, o de difusão molecular. Isso ocorre devido ao baixo número de Reynolds, definido como a razão entre as forças inerciais e as forças viscosas. Para um fluido em um canal, o número de Reynolds pode ser calculado através da Equação 2.1.

$$Re = \frac{U \times D_h}{\nu} \quad 2.1$$

Onde:

$U$  é a velocidade do fluido [m/s]

$\nu$  é a viscosidade cinemática do fluido [m<sup>2</sup>/s]

$D_h$  é o diâmetro hidráulico do microcanal [m]

Quando o número de Reynolds é maior que 2800 o regime é caracterizado por ser turbulento, quando o valor está abaixo de 2000 é laminar (JONES, 1973). O regime entre o turbulento e o laminar é denominado de regime de transição. No contexto de microdispositivos, que envolve valores baixos para o diâmetro hidráulico do canal, o regime é, em sua maioria, laminar.

Em termos de mistura, a difusão é um movimento individual das moléculas de modo aleatório (PERKINS *et al.*, 1963). A distância percorrida por uma espécie pode ser estimada através da Equação 2.2.

$$L_{diff} \approx \sqrt{Dt} \quad 2.2$$

Onde:

$L_{diff}$  é a distância percorrida pela partícula [m]

$t$  é o tempo que a partícula leva para percorrer essa distância [s]

$D$  é o coeficiente de difusão da partícula [ $m^2/s$ ]

Considerando o exemplo do canal retangular utilizado no presente trabalho, com 1,48 mm de largura e 1 mm de altura e o coeficiente de difusão da água de  $2,34 \times 10^{-9} m^2/s$  (WANG, 1965). Para misturar dois fluidos, apenas por difusão, seria necessário aproximadamente 10 minutos. Esse resultado mostra a lentidão da difusão molecular em sistemas microfluídicos, e é um dos desafios no momento de escolha dessa tecnologia.

O número de Schmidt ( $Sc$ ) também é um parâmetro importante usado para caracterizar escoamentos, já que relaciona a difusividade de momento com a difusividade de massa, e é empregada em escoamento que possuem tanto processos de difusão de momento como de massa (Equação 2.3).

$$Sc = \frac{\mu}{\rho \times D} \quad 2.3$$

Onde:

$\mu$  é a viscosidade dinâmica do fluido [ $kg/m.s$ ]

$\rho$  é a massa específica do fluido [ $kg/m^3$ ]

$D$  é a difusividade de massa do corante de rodamina [ $m^2/s$ ]

Um outro número adimensional importante para a análise de micromisturadores é o número de Péclet. No contexto de dispersão de massa, esse número fornece uma informação sobre o transporte de massa no escoamento, por tratar da razão entre a taxa de advecção e a taxa de difusão. Assim, quanto menor o número de Péclet, mais

predominante estará a difusão de massa no sistema. O número de Péclet pode ser representado como a relação entre o número de Reynolds, que caracteriza o regime do escoamento, e o número de Schmidt, empregado para escoamentos que possuem tanto convecção de momento e difusão de massa. O número de Péclet está definido na Equação 2.4.

$$Pe = Re \times Sc = \frac{v \times L}{D} \quad 2.4$$

Onde:

$Re$  é o número de Reynolds

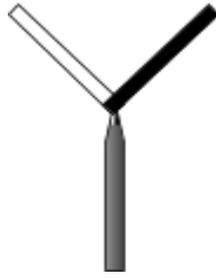
$Sc$  é o número de Schmidt

Diversas abordagens foram desenvolvidas nas últimas décadas para o estudo de micromisturadores passivos (como o desenvolvimento de geometrias ou com a adição de obstáculos nos microcanais) que sejam eficientes (BAYAREH, 2020). A próxima seção trará mais detalhes de algumas delas.

## **2.2 Micromisturadores passivos**

Os micromisturadores passivos são caracterizados por não utilizar nenhuma energia externa para promover a mistura. Para atender a necessidade de promover uma rápida mistura na área do microcanal, o tempo de mistura e o comprimento de mistura precisam ser pequenos.

Uma das maneiras de diminuir o comprimento de mistura é o uso de sistemas de estrangulamento dos fluidos, como mostra a Figura 2.1 (GOBBY, 2001). GOBBY (2001) utiliza essa estratégia para a mistura de dois gases, metanol e oxigênio, e mostra que, com a diminuição do diâmetro hidráulico do canal principal, na região de encontro dos dois fluidos, é possível reduzir significativamente o comprimento necessário para a mistura ser completa. Isso ocorre devido ao aumento da área de contato entre os dois fluidos na região de estrangulamento. Entretanto, é necessário um bombeamento do fluido adequado para forçar o escoamento no microcanal principal, o que leva a um aumento da queda de pressão ao longo do canal.



**Figura 2.1.** Demonstração de um canal T com estrangulamento do fluido para diminuir o comprimento de mistura (Adaptado de GOBBY et al., 2001).

Uma outra estratégia de diminuir o comprimento da mistura é dividir e recombinar os fluidos ao longo do microcanal, também favorecendo o aumento da área de contato interfacial entre eles. Para isso é necessário a fabricação de dispositivos que permitem a divisão dos dois fluidos em duas ou mais correntes e que, em seguida, eles consigam se reencontrar no canal, de maneira que esse processo se repita inúmeras vezes. Essa estratégia permite que a cada ciclo o comprimento de mistura seja a metade do ciclo anterior (ANSARI *et al.*, 2010). A Figura 2.2 demonstra um micromisturador que utiliza esse método para misturar dois fluidos. Esses micromisturadores apresentam uma alta eficiência, chegando a 91,8%, com Reynolds variando de 0,3 a 60 (FENG, 2013). A desvantagem do uso dessa técnica é a fabricação de geometrias complexas, que sejam capazes de dividir e recombinar os fluidos, e também a necessidade de altas vazões volumétricas para permitir o bombeamento dos fluidos ao longo do canal.



**Figura 2.2.** Desenho esquemático de um micromisturador que funciona com o conceito de divisão e recombinação (Adaptado de ANSARI *et al.*, 2010).

É possível também o uso de gotas para aumentar a eficiência da mistura nos micromisturadores. As gotas podem ser produzidas no escoamento utilizando diferentes abordagens como o uso de microinjetores, agulhas e campos elétricos (LORENZ *et al.*, 2006; QUEVEDO, 2005; KIM *et al.*, 2006). Também é muito utilizado como técnica para formação das gotas o uso de dois fluidos imiscíveis, caracterizando o escoamento bifásico, principalmente como método para gerar emulsificação (SONG, 2003). Com

isso, é possível gerar uma recirculação no interior da gota, que a mantém isolada do fluido circulante devido a alta tensão superficial na sua interface. Essa recirculação no interior da gota pode gerar uma boa eficiência da mistura (STONE, 2005).

A eficiência da mistura pode ser aumentada através da manipulação das geometrias dos microcanais, que devem ser capazes de promover instabilidades no escoamento. STROOCK *et al.* (2002) desenvolveu um micromisturador do tipo *herringbone* (do inglês, espinha de peixe), que possui no microcanal geometrias inspiradas no formato de espinha de peixe. Esse micromisturador possui sulcos em seu canal principal capazes de rotacionar o escoamento, gerando uma mistura por advecção caótica. Esse método, capaz de diminuir o comprimento de mistura, adiciona estruturas na base do microcanal que são fáceis de serem fabricadas através da litografia macia. O trabalho desenvolvido por GARCIA (2019) analisou, com  $\mu$ LIF, a eficiência de micromisturadores do tipo *herringbone*, encontrando uma eficiência de mistura maior que 95%. Entretanto, a queda de pressão nesses micromisturadores é alta em valores de Reynolds maiores (OBER, 2015).

Uma outra abordagem possível nos micromisturadores passivos, é a adição de geometrias que levam ao desprendimento de vórtices, como os corpos rombudos (do inglês, *bluff-body*). Existem diversos tipos de corpos rombudos, mas o mais estudado é o pino cilíndrico, devido justamente à sua simplicidade e facilidade de montar um aparato experimental ou de realizar análises computacionais (WILLIAMSON, 1996). Na próxima seção serão abordados exemplos de micromisturadores passivos com pinos cilíndricos para mistura.

### **2.3 Micromisturadores com obstáculos cilíndricos**

A liberação de vórtices em um escoamento é um fenômeno muito estudado em macroescala em cilindros não confinados. O trabalho de WILLIAMSON (1996) é uma revisão clássica sobre tal assunto, que descreve o uso da técnica de PIV para análise do comportamento do fluido ao redor de um pino cilíndrico. Na microescala, o uso de micromisturadores com pino cilíndrico confinado traz a vantagem da formação de vórtices, quando acima do número de Reynolds crítico, o que pode aumentar a eficiência da mistura. Por conta disso, o estudo da adição de tais obstáculos em microcanais vem aumentando nos últimos anos (BŁOŃSKI, *et al.*, 2007; FRANÇOIS

*et al.*, 2008; GRIFFITH *et al.*, 2011; WANG *et al.*, 2010; JAW *et al.*, 2012; JUNG *et al.*, 2012; RIBEIRO *et al.*, 2012; ZHANG *et al.*, 2019; e ZHANG *et al.*, 2020).

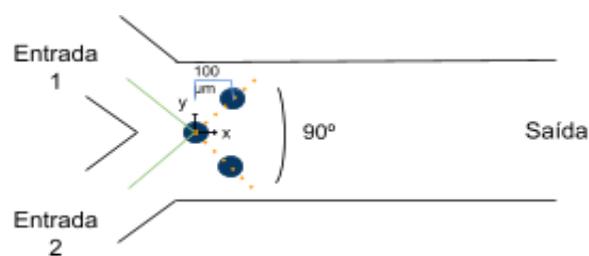
Na microescala, com pinos cilíndricos confinados em microcanais, há um valor muito alto na taxa de bloqueio (razão entre o diâmetro do cilindro e a altura do canal) e uma baixa razão de aspecto (altura do cilindro dividido pelo seu diâmetro). Dessa forma, a taxa de bloqueio, o confinamento lateral (razão entre a largura do canal e o diâmetro do cilindro) e o confinamento vertical (razão entre a altura do canal e o diâmetro do cilindro) são valores utilizados para descrever o escoamento nesses microcanais.

O número de Reynolds crítico para a ocorrência do desprendimento de vórtices é aquele no qual o par de vórtices atrás do cilindro começa a ficar instável e formar um padrão repetitivo de espirais. O estudo de NISHIOKA (1974) mostrou que a diminuição no confinamento vertical (de 45 para 6,5) de um cilindro com diâmetro de 4 mm aumenta o número de Reynolds crítico (de 50 para 85) para o desprendimento de vórtices. Além disso, o confinamento lateral tem um papel importante no comprimento da zona de recirculação ( $L_r$ ) que é formada atrás do pino. COUTANCEAU (1977) mostrou que quanto maior o número de Reynolds antes do valor crítico, maior a zona de recirculação, que pode beneficiar a mistura dentro dessa região formada atrás do cilindro.

FRANÇOIS *et al.* (2008) mostraram que o uso de polímeros no fluido aumenta o arrasto ao redor do pino cilíndrico. Isso acontece devido à interação entre os polímeros nessa região, o que aumenta a tensão de cisalhamento. Esses resultados ajudam a compreender como aumentar o arrasto na presença de corpos rombudos. O estudo de GRIFFITH *et al.* (2011) envolveu a análise do escoamento em diferentes números de Reynolds ( $0 < Re \leq 300$ ) e diferentes taxas de bloqueio ( $0,1 \leq b \leq 0,9$ ) para avaliar como se comportava o fluido nessas variações. A taxa de bloqueio é definida como a razão do diâmetro do cilindro com a largura do canal. Um microcanal com pino confinado leva a diminuição na área de passagem do fluido, que é confinado tanto pelas paredes laterais como superiores e pelo cilindro. Dessa forma, com o aumento do diâmetro do cilindro - ocasionando uma maior taxa de bloqueio - maior o estrangulamento da passagem do fluido e isso aumenta a frequência de desprendimento dos vórtices, ocorrendo um favorecimento de uma mistura (GRIFFITH *et al.*, 2011).

ZHANG *et al.* (2019), soma esforços nesse sentido mostrando que diferentes valores de confinamento do fluido no microcanal - variações nas dimensões de altura, largura e tamanho do cilindro - influenciam o comportamento do escoamento. De maneira que a diminuição do confinamento vertical do fluido (de 3 para 1) está relacionado com o aumento no valor crítico de Reynolds para o estabelecimento de vorticidade (220 a 550). Por outro lado, uma diminuição do confinamento lateral mostrou ser mais efetivo que o confinamento vertical para aumentar a frequência de formação de vórtices. Como a mistura entre dois fluidos e o transporte de massa acontece de maneira mais eficiente quando se tem maior vorticidade, essas configurações são mais interessantes para micromisturadores (ZHANG *et al.*, 2019). O trabalho de ZHANG *et al.* (2019) foi essencial para compreender a influência de diferentes valores de confinamento no comportamento dos fluidos e qual a melhor configuração para o aumento na formação de vórtices.

WANG *et al.* (2010) investigou, em um microdispositivo com duas entradas (formato “Y”), diferentes conjuntos de cilindros variando a quantidade e o seu posicionamento logo após encontro dos dois canais. O número de Reynolds também variou entre 0,5 e 60. Dessa forma, o estudo mostra que, para aumentar o fluxo da mistura, o ângulo do “V” formado pelos cilindros deve ser 90° com um espaçamento horizontal de 100 μm (Figura 2.3). Com isso, este trabalho soma esforços ao descrever as condições ideais de fabricação de um microdispositivo capaz de melhorar a mistura entre duas correntes de fluidos.



**Figura 2.3.** Configuração dos cilindros que favorece a mistura. Adaptado de WANG *et al.* (2010).

A pesquisa de RIBEIRO *et al.* (2012) mostra que o canal e as diferentes geometrias do pino influenciam na mistura. O estudo destaca alguns dos principais aspectos estudados com esse tema, como o fenômeno de descolamento do vórtice, o efeito da taxa de bloqueio, o efeito da razão entre o comprimento do cilindro e o diâmetro do pino, e a dinâmica entre diferentes regimes do fluxo. A partir da

manipulação desses efeitos, é possível obter diferentes características de escoamento na presença de um corpo rombudo confinado.

Com isso, nota-se que a escolha da geometria do canal, o posicionamento dos pinos cilíndricos e o fluxo escolhido para o escoamento dos fluidos podem aumentar ou diminuir a eficiência da mistura. Para ter um entendimento mais profundo tanto do comportamento do fluido no escoamento como da mistura entre dois fluidos nos microcanais, duas técnicas podem ser empregadas em conjunto:  $\mu$ PIV (para caracterização do campo de velocidade) e  $\mu$ LIF (para caracterização do campo de concentração e eficiência da mistura). Exemplo do uso das duas técnicas em sistemas microfluídicos são apresentadas na próxima seção.

#### **2.4 Análise do escoamentos e da mistura com $\mu$ PIV e $\mu$ LIF**

A técnica de  $\mu$ PIV em conjunto com a técnica de  $\mu$ LIF é uma excelente estratégia para caracterizar a eficiência de uma mistura (MINAKOV et al., 2013). Isso acontece devido à combinação da análise do campo de velocidade com o campo de concentração de um escoamento, possibilitando uma análise do efeito que o tipo de escoamento exerce sobre a transferência de massa.

Aliar as técnicas de  $\mu$ LIF e  $\mu$ PIV é uma excelente estratégia para o entendimento do comportamento dos fluidos dentro do microcanal. Com essa combinação de técnicas de análises é possível estudar a transferência de massa e a sobreposição dos dados de  $\mu$ LIF e  $\mu$ PIV permitindo o entendimento do mecanismo de transição de regimes com o aumento do número de Reynolds.

O trabalho desenvolvido por HSIEH (2008) utiliza as duas técnicas para analisar a mistura em cinco micromisturadores passivos, com o formato “T”. A combinação do estudo da eficiência da mistura ( $\mu$ LIF) com o campo de velocidade ( $\mu$ PIV) permitiu analisar o efeito da indução do regime caótico, com o uso de diferentes geometrias, na eficiência da mistura nesses microcanais. HSIEH (2013) utilizou as duas técnicas para verificar a influência de diferentes ângulos de entrada dos fluidos nesses microcanais. A técnica de  $\mu$ PIV permitiu visualizar o escoamento com a formação de vórtices na intersecção dos dois fluidos, em diferentes ângulos, permitindo um maior entendimento sobre o comportamento dos fluidos. Com a técnica de  $\mu$ LIF, verificou-se que, nos ângulos onde existe a formação de vórtices, acontece um aumento da mistura, já que há

um maior contato interfacial dos dois fluidos, diminuindo a distância de difusão e aumentando a eficiência da mistura.

O trabalho de BARZ (2008) também utilizou as duas técnicas para avaliar o escoamento e o transporte de massa em um micromisturador com canais apresentando geometrias específicas para promover a mistura, em  $Re \approx 27$  e  $Re \approx 42$ . Com o auxílio de resultados simulados numericamente, foi possível identificar um escoamento secundário, responsável por variações de concentração ao longo do canal nos resultados experimentais.

O trabalho de ZHANG *et al.* (2020) utiliza as duas técnicas para estudar a influência de um pino cilíndrico, que teve seus valores de confinamento vertical e lateral alterados com a mudança no posicionamento do pino em direção à parede do microcanal. A conclusão desse estudo mostra que, em uma situação antes da liberação de vórtices, um pequeno deslocamento do pino cilíndrico para uma região fora do meio da interface de difusão entre os dois fluidos leva a uma melhor performance de mistura, quando comparado com o pino localizado no centro da interface. Isso ocorre devido à deformação causada na interface entre os dois fluidos, que possibilita maior transporte escalar difusivo na região. Quando em condições experimentais que levam a liberação de vórtices, com o pino centralizado na interface entre os dois fluidos a serem misturados ocorre uma maior eficiência da mistura. Com isso, quando em baixos valores de Reynolds, o ideal é ter o pino deslocado em relação a interface entre os dois fluidos, já que nessa configuração o cilindro é capaz de deformar o fluido e aumentar a eficiência da mistura. Já quando acima do valor de Reynolds crítico, o mais eficiente para mistura, é manter o pino centralizado com a interface entre os dois fluidos, favorecendo a emissão de vórtices.

O estudo publicado por HOFFMAN *et al.* (2005), utiliza um aparato experimental desenvolvido para realizar análises com sistemas de  $\mu$ PIV e  $\mu$ LIF em um micromisturador em formato “T”. Os microdispositivos apresentavam canais retangulares e foram fabricados em silício e vedados com vidro. Dessa maneira, como um microscópio epifluorescente com magnificação de 20x foi utilizado no  $\mu$ PIV para o  $\mu$ LIF foi usado um microscópio confocal de varredura a laser. Para o  $\mu$ PIV as partículas traçadoras utilizadas eram de poliestireno revestidas com rodamina B. Este também foi o corante utilizado para as análises de  $\mu$ LIF, entretanto foram excitadas com laser HeNe (543 nm) enquanto no  $\mu$ PIV foram excitadas com um laser Nd-YAG. A concentração da rodamina B nas análises de  $\mu$ LIF ficou em 1  $\mu$ mol/L já que nessas concentrações a

intensidade da luz emitida pela fluorescência do corante é linearmente dependente da concentração do corante.

Observa-se que, em conjunto, tais análises permitem um estudo aprofundado sobre o desempenho dos fluidos no momento de encontro nos microcanais, permitindo identificar fenômenos que levam a uma maior ou menor eficiência da mistura.

## 2.5 Aplicações

Existem diversas aplicações para os micromisturadores que vêm sendo desenvolvidos. As áreas de engenharia biotecnológica, química analítica e biomedicina demandam uma eficiente mistura dos reagentes para início das análises em diversos processos. YANG *et al.* (2015) desenvolveram um micromisturador, tendo como base a estrutura da válvula de Tesla, para analisar o processo de mistura para aplicações biológicas em  $Re=0,1$  a  $Re=100$ . Esse microdispositivo também foi utilizado para análises de imunofluorescência que mostrou ter uma mistura efetiva levando a detecção de antígenos na superfície celular de células do pulmão cancerígenas.

Uma outra aplicação é o uso em microrreatores, para análises em micro sistemas de análise total ( $\mu$ -TAS), por serem sistemas que dependem de uma alta eficiência de mistura de pequenos volumes em curto tempo. Alguns exemplos de uso dos  $\mu$ -TAS é a cromatografia capilar líquida, eletroforese e análises que dependem da injeção de fluidos (MANZ *et al.*, 1995). HARDT *et al.* (2004) avaliaram diferentes estratégias de misturas para esses sistemas, com ênfase na mistura de líquidos em micromisturadores passivos. Existem diversas maneiras para promover a mistura por advecção caótica nesses microdispositivos, um dos métodos apresentados é o uso de microestruturas na parede do canal, adição capaz de promover a mistura em baixos números de Reynolds ( $Re=1$ ). Um exemplo de micromisturador que apresenta geometrias adicionadas na parede do canal é o desenvolvido por GARCIA (2019).

Outra aplicação para os micromisturadores é a dispersão de partículas, como demonstrado por BHAGAT *et al.* (2008) que avaliaram a performance de um misturador para dispersão de partículas. Conforme reportado no estudo, para ter uma boa eficiência na mistura de partículas é necessário mudar constantemente sua trajetória, fazendo com que movam-se lateralmente no canal. Para isso foi fabricado um dispositivo em “Y”, com um misturador, baseado na geometria Tesla, conseguindo 90% de mistura em 5 mm e 90% de dispersão da partícula em 3 mm para  $Re=0,05$ . O resultado desse estudo

mostra que mesmo em Reynolds muito baixo ( $Re < 1$ ) é possível conseguir uma boa mistura de partículas ao longo do microcanal.

A síntese de biodiesel é uma reação química que também pode se beneficiar das vantagens da miniaturização, já que em macroescala é necessário horas até atingir altos rendimentos. SANTANA (2015) utilizou simulação numérica para avaliar a eficiência da reação em um micromisturador com obstruções circulares, para um escoamento bifásico (óleo e água). O micromisturador no formato “T” com obstruções circulares alternadas mostrou ter a melhor performance de mistura, com a conversão máxima chegando a 99,09%. Percebe-se com esses resultados que aliar os benefícios da miniaturização (maior razão entre a área e o volume) com o uso de geometrias capazes de aumentar a mistura nesses microcanais (eficientes em dividir e recombinar os fluidos) leva ao aumento da conversão da reação.

Neste sentido, a Tabela 2.1 resume os principais trabalhos aqui expostos.

**Tabela 2.1.** Principais trabalhos que envolvem o estudo de pinos cilíndricos para mistura em microescala.

Referência	Dimensões (mm)			Tipo de Fluido	Condições de Escoamento	Conclusões e Recomendações
	W*	H**	D** *			
MIESSNER <i>et al.</i> (2008)	0,1	0,1	-	octanol e água destilada + óleo	-	Efeito dos diferentes índices de refração de dois fluidos imiscíveis em análises ópticas ( $\mu$ PIV)
FRANÇOIS <i>et al.</i> (2008)	1	0,1 a 6	0,04	óxido polietileno + água deionizada + açúcar	$Re \ll 1$	O uso de polímeros para aumentar o arrasto na região do pino cilíndrico é causado pela interação entre os polímeros, o que leva a uma maior camada de cisalhamento.
WANG <i>et al.</i> (2010)	0,3	-	0,03	corante + água deionizada	$Re = 0,5 a 60$	Canal em Y para melhorar a mistura com cilindros posicionados logo após o encontro dos

dois microcanais.						
ELCOCK <i>et al.</i> (2011)	1,5	0,2 a 25	0,15	gás + água deionizada	$100 \leq Re \leq 700$	Uso de corante junto com as partículas traçadoras para aumentar a visualização da interface gás/líquido. Dependência do número de Reynolds na formação das bolhas.
RIBEIRO <i>et al.</i> (2012)	20, 80, e 160	20	10	água deionizada + glicerina	$Re = 400$	A mudança
ZHANG <i>et al.</i> (2019)	1, 1,5 e 2	0,5, 1 e 1,5	0,5	água destilada	$Re = 2 a 838$	O confinamento vertical do fluido está relacionado com a supressão ou atraso do descolamento dos vórtices. A diminuição no confinamento lateral aumenta a frequência de formação dos vórtices.
ZHANG <i>et al.</i> (2020)	1,48	1	0,53	água destilada	$Re = 81 a 726$	Quando o pino está centralizado na interface entre os dois fluidos a serem misturados, acima do valor de $Re$ crítico, ocorre uma maior eficiência da mistura.

\* Largura do microcanal

\*\* Altura do microcanal

\*\*\* Diâmetro do pino utilizado como corpo rombudo

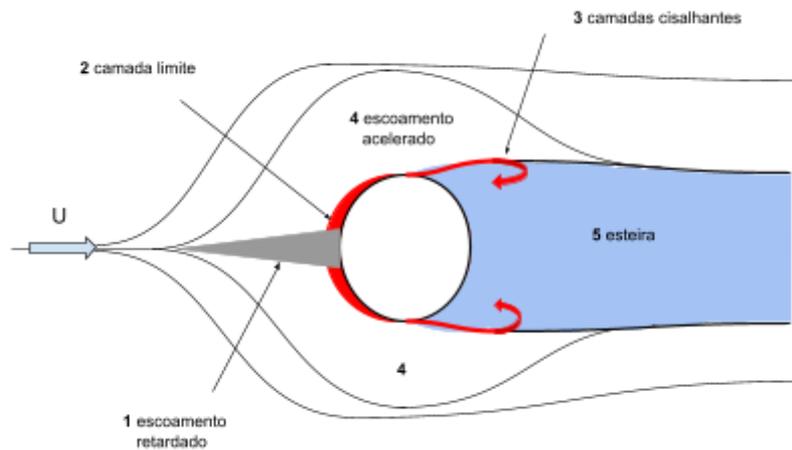
Tendo em vista os trabalhos apresentados, o presente estudo busca caracterizar o escoamento de fluidos miscíveis em um microcanal com pino cilíndrico confinado, utilizando as técnicas de  $\mu$ PIV e  $\mu$ LIF. O microdispositivo a ser utilizado apresentará um canal retangular em formato “Y”, permitindo a inserção de dois fluidos e contribuindo para um melhor entendimento do comportamento dos fluidos e da eficiência da mistura em  $16 < Re < 322$ .

# 3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo serão abordados os fenômenos físicos para o entendimento do desprendimento de vórtices ao redor de um corpo rombudo. Também serão abordados os conceitos básicos de medição envolvidos com as técnicas de  $\mu$ PIV e  $\mu$ LIF, utilizadas no presente trabalho para caracterização do escoamento em microcanais.

## 3.1 Formação de vórtices ao redor de corpos rombudos

Um corpo rombudo (*bluff-body*) pode ser definido como aquele capaz de separar o escoamento sobre a sua superfície devido à sua geometria (BURESTI, 2000). Este fenômeno leva a formação de duas camadas cisalhantes atrás do corpo rombudo, que ao interagir uma com a outra ocasiona a formação de vórtices. Esses corpos rombudos podem apresentar diferentes formatos, sendo o cilíndrico o mais estudado e o foco do presente estudo (Figura 3.1).



**Figura 3.1.** Região de escoamento perturbado pela presença de um corpo rombudo.

Adaptado de ASSI (2005).

Segundo ASSI (2005) a região 1 representa a faixa de escoamento retardado, uma consequência do ponto de estagnação frontal no corpo, a região 2 é a camada limite aderida decorrente da interação do escoamento com a superfície do corpo e quando o gradiente de pressão passa a ser desfavorável essa camada se separa em duas, dando origem às camadas de cisalhamento na região 3. Na região 4 tem-se o escoamento acelerado devido à presença do corpo rombudo que restringe a região de passagem do

fluido. Por fim, a região 5 é a esteira onde o escoamento está totalmente separado, e é onde ocorre a presença dos vórtices.

Um parâmetro importante para análise do escoamento ao redor de um cilindro é o número de Reynolds baseado no diâmetro do cilindro ( $Re_p$ ). Considerando a Equação 2.1, o diâmetro do hidráulico é substituído pelo diâmetro do cilindro como mostrado na Equação 3.1.

$$Re_p = \frac{\rho U D_p}{\mu} \quad 3.1$$

Onde:

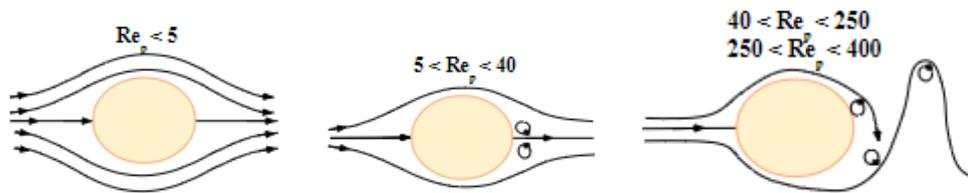
$D_p$  é o diâmetro do cilindro

$\rho$  é a densidade do fluido

$\mu$  é a viscosidade dinâmica do fluido

$U$  é a velocidade característica do fluido

Em escoamentos com cilindro não confinado, com baixos valores  $Re_p$  (menores que 5) o escoamento é simétrico na região atrás do pino, não havendo formação de vórtices (Figura 3.2). Quando o  $Re_p < 5$ , o regime é laminar, não havendo nenhuma recirculação atrás do cilindro, já que este não é capaz de romper a interface de difusão entre os dois fluidos. Com o  $Re_p$  indo de 5 a 40 já ocorre a formação de dois vórtices estáveis atrás do cilindro e com  $Re_p$  entre 40 e 180 já aparece a formação de vórtices discretos. Com  $Re_p$  entre 180 e 400 o regime laminar começa a ficar instável, com isso, um padrão de vórtices em espiral é formado atrás do cilindro, o que é chamado de desprendimento de vórtices, também conhecido como esteira de Karman (BLEVINS, 1997).



**Figura 3.2.** Os padrões de escoamento ao redor de um pino cilíndrico em diferentes  $Re_p$  (Adaptado de BLEVINS, 1997).

Para avaliar a frequência de desprendimento de vórtices é utilizado um parâmetro adimensional, chamado de número de Strouhal, que representa a razão entre a frequência de vórtices e o diâmetro hidráulico com a velocidade do fluido. O número de Strouhal é definido na Equação 3.2.

$$St = \frac{fDh}{U} \quad 3.2$$

Onde:

$f$  é a frequência com que os vórtices são formados atrás do cilindro

$Dh$  é o diâmetro hidráulico do cilindro [m]

$U$  é a velocidade do fluido [m/s]

### 3.2 Velocimetria de Imagem de Partículas de Microrresolução ( $\mu$ PIV)

A Velocimetria por Imagem de Microrresolução ( $\mu$ PIV) é uma adaptação do PIV para aplicação em microescala. O PIV aplicado a macroescala é caracterizado por ser uma técnica óptica de caráter não intrusivo na qual campos de velocidades são inferidos a partir do deslocamento de partículas traçadoras que são adicionadas ao fluido. O sistema PIV tem como princípio básico o registro de imagens consecutivas através de um plano de luz iluminado por pulsos de uma alta fonte de energia (laser). Essa técnica é dividida em quatro etapas, sendo a primeira envolvendo a adição das partículas traçadoras, de maneira uniforme, no fluido; a segunda etapa trata-se da iluminação do plano ou do volume de medição utilizando uma fonte de luz de alta energia; a terceira etapa é o registro das imagens das partículas em movimento com uma câmera de alta

velocidade e a quarta etapa é, por fim, o processamento das imagens para obtenção do campo de velocidade (CURCINO, 2020).



**Figura 3.3.** Fluxograma para medição do campo de velocidade com a técnica PIV. Adaptado de CURCINO, (2020).

Segundo WERELEY *et al.* (2002), são três as principais diferenças entre o PIV tradicional e o  $\mu$ PIV: no  $\mu$ PIV todo o volume de medição é iluminado e não apenas um plano de luz como no PIV tradicional, o que produz um ruído de fundo maior devido às partículas fora de foco; as partículas traçadoras são menores no  $\mu$ PIV devido a diminuição do canais utilizados, inviabilização do espalhamento de luz e recorrendo à utilização de partículas fluorescentes; e o efeito Browniano, quando se trabalha com partículas menores que  $1\ \mu\text{m}$ , o que acaba influenciando na medição do campo de velocidade.

**Tabela 3.1** Diferenças entre os sistemas de PIV e  $\mu$ PIV. Adaptado de WERELEY *et al.* (2002).

PIV	$\mu$ PIV
<ul style="list-style-type: none"> <li>● Iluminação apenas de um plano de luz;</li> <li>● Partículas traçadoras maiores (<math>1\text{-}100\ \mu\text{m}</math>), uso do espalhamento da luz;</li> <li>● Efeito Browniano não significativo;</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Iluminação de todo o escoamento;</li> <li>● Partículas traçadoras menores (<math>200\ \text{nm}\text{-}2\ \mu\text{m}</math>), fluorescentes;</li> <li>● Adição do erro devido ao efeito Browniano;</li> </ul>

Os componentes necessários para a técnica de  $\mu$ PIV são as partículas traçadoras a serem adicionadas no fluido, o sistema de iluminação (laser), o sistema para aquisição de imagens (câmera CCD ou CMOS) e o sistema para processamento e tratamento das imagens (computador) e um microcanal por onde o fluido escoará. Dessa maneira, um parâmetro relevante para os sistemas de  $\mu$ PIV é a escolha do material utilizado para fabricação dos dispositivos de microfluídica. Estes devem ser transparentes, de forma a permitir a passagem da fonte de luz e o registro pela câmera. Dois materiais bastante utilizados para essa análise são o PDMS e PMMA, que são materiais transparentes permitindo o acesso óptico necessário para medição do campo de velocidade (KOUTSIARIS *et al.*, 2012).

### 3.2.1. Partículas traçadoras

A técnica de  $\mu$ PIV é capaz de medir os campos de velocidade de maneira indireta, ou seja, mede-se a velocidade das partículas traçadoras adicionadas ao fluido. Por conta disso, a escolha dessas partículas deve ser uma etapa de atenção. DURST, MELLING & WHITELOW (1976) afirmam que as partículas precisam: ser capaz de seguir fielmente o escoamento, serem não tóxicas, não corrosivas, não abrasivas e quimicamente inertes. É importante também considerar o tamanho da partícula e a ordem da velocidade calculada, pois se a partícula for nanométrica e a velocidade na ordem de 10  $\mu$ m/s é necessário realizar um estudo de erro devido ao movimento Browniano (SANTIAGO, 1998).

No sistema de  $\mu$ PIV as partículas são revestidas com corante fluorescente que quando excitado pelo laser emite fluorescência e, com a presença de um filtro passa baixa (que possibilita apenas a passagem de luz no comprimento da luz emitida pela partícula), permite sua visualização na câmera de alta resolução. No estudo do escoamento de líquidos em microcanais, por exemplo, pode-se utilizar partículas de poliestireno ( $\rho = 1,05 \text{ g/cm}^3$ ), resina de melanina ( $\rho = 1,51 \text{ g/cm}^3$ ) e polimetilmetacrilato ( $\rho = 1,19 \text{ g/cm}^3$ ). Todas estas revestidas com corante fluorescente (Tabela 3.1) para a excitação com a emissão do laser.

**Tabela 3.2** Corantes mais utilizados em aplicações com sistemas  $\mu$ PIV.

Corantes Fluorescentes	$\gamma$ excitação (nm)	$\gamma$ emissão (nm)
Rodamina B	560	584
Azul de Nilo A	636	680
Brometo de Etídio	505	602

Para a adição das partículas no fluido de trabalho é necessária a atenção para garantir uniformidade, evitando assim regiões com aglomeração de partículas. Quando ocorrem aglomerações há uma maior intensidade de emissão de luz, levando a uma não homogeneidade. Esse fenômeno pode inserir erros na estimativa de velocidade no processamento (CURCINO, 2020). Além disso, existe uma dificuldade de dispersar as partículas em fases apolares. Isso acontece pois essas partículas são hidrofílicas, facilitando a sua dispersão em água. O estudo de CHINAUD *et al.* (2015) relata uma metodologia para o pré-tratamento dessas partículas antes da dispersão na fase orgânica - utilizando um dessecador a vácuo a 25° C para a secagem. Após a secagem as partículas foram ressuspensas na fase oleosa, em um banho ultrasônico capaz de quebrar qualquer aglomerado.

Com isso, percebe-se que a etapa de seleção da partícula traçadora deve levar em consideração o fluido de interesse e analisar os fenômenos ópticos ocasionados por aglomerações.

### 3.2.2 Sistema de iluminação

A técnica PIV e  $\mu$ PIV requerem uma fonte de luz de alta energia (ABRANTES *et al.* 2012). Como os lasers são capazes de emitir luz monocromática com uma alta densidade de energia, são a principal escolha nesses sistemas. Dessa forma, os sistemas de iluminação são constituídos por um meio ativo, uma fonte de bombeamento e um ressonador. O meio ativo ou material do laser é a fonte da energia, e pode ser constituído por átomos ou moléculas que serão excitadas. Já a fonte de bombeamento é responsável pela excitação do material do laser, através da inserção de energia. Por fim, o ressonador é um conjunto de espelhos e lentes que irá aumentar a luz gerada (ABRANTES *et al.* 2012). O laser Nd:YAG (Neodímio dopado com Ítrio-AlumínioGarneto), é o mais utilizado e permite a emissão de pulsos de 10 ns com

comprimento de emissão na faixa do infra-vermelho (1064 nm), e com o uso de um cristal não-linear, a frequência emitida apresenta o comprimento de onda de 532 nm, na faixa de cor verde.

A emissão do laser pode acontecer de forma contínua ou pulsada. Para a emissão pulsada é necessário ter cuidado com a sincronização do registro das imagens com a emissão do pulso de luz. Já que, no momento do registro as partículas serão "paralisadas", devendo-se evitar, tanto na emissão pulsada como contínua, registros com as partículas arrastadas.

Em sistemas de PIV tradicional o plano de luz do laser é alinhado com o plano focal da câmera, de forma que todas as partículas iluminadas estarão em foco. Já nos sistemas de  $\mu$ PIV não é possível a formação e alinhamento de um plano de luz na espessura necessária para a medição (CURCINO, 2020). Com isso, em sistemas de  $\mu$ PIV acontece a iluminação de todo o volume de medição (MEINHART *et al.* 2000).

### 3.2.3 Sistemas de Aquisição de Imagem

A câmera acoplada ao microscópio é responsável por capturar as imagens em diferentes instantes de tempo ( $t$  e  $t + \Delta t$ ), registrando o escoamento das partículas traçadoras fluorescentes no fluido de interesse. A captura da imagem é feita em uma matriz de pixel e convertida na câmera para uma imagem digital. Esta é então transferida para um computador onde acontecerá o processamento e estimativa dos vetores de velocidade. Os sensores em uma câmera digital pode ser CCD (do inglês, *Charged Coupled Device*) ou CMOS (do inglês, *Complementary Metal Oxide Semiconductor*).

As câmeras com sensores CCD e CMOS possuem uma matriz de pixels, sendo estes responsáveis por transformar a luz incidente em energia a ser processada. Essa carga gerada (elétrons) é processada em imagem digital por um circuito eletrônico. A principal diferença entre um sensor CCD para um CMOS é o sistema de transferência da informação fotoelétrica em sinal digital. Em um sensor CCD os elétrons são deslocados para um amplificador, localizado na saída do dispositivo, e logo depois a imagem é convertida de analógica para digital. No sensor CMOS cada pixel na matriz já contém um sistema eletrônico integrado que permite a conversão da imagem analógica em imagem digital. Dessa forma o sensor CMOS acabou ganhando mais espaço devido ao seu menor gasto de energia e a possibilidade de aumentar o número de quadros lidos

por segundo. Esta configuração é interessante em sistemas de  $\mu$ PIV onde existe uma alta frequência de aquisição de imagens.

A aquisição das imagens pode acontecer de maneira que cada pulso de luz seja registrado em um quadro diferente, o que é chamado de *pulso único/quadro duplo*. Esse método permite inferir o deslocamento através da análise das imagens em diferentes tempos, analisando, assim, a trajetória da partícula (CURCINO, 2020).

A maneira como a imagem é registrada influencia diretamente no resultado da técnica pois esta é utilizada no processamento para inferir o campo de velocidade do escoamento.

### 3.2.4 Processamento $\mu$ PIV

As imagens registradas são enviadas para um computador onde ocorre o processamento. Esta etapa costuma ser dividida em: pré-processamento, processamento e pós-processamento (Tabela 3.3).

**Tabela 3.3.** Etapas do processamento com  $\mu$ PIV.

<b>Pré-processamento</b>	<b>Processamento</b>	<b>Pós-processamento</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Melhoramento da qualidade da imagem (contraste);</li> <li>• Seleção apenas da região que contém o escoamento;</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Subdivisão da imagem em janelas de interrogação;</li> <li>• Aplicação de técnicas de correlação para estimativa do vetor de velocidade;</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Validação dos vetores de velocidade (comparação do vetor com os vetores ao seu redor);</li> </ul>

As imagens passam por um pré-tratamento a fim de melhorar a sua qualidade para a etapa de processamento. Alguns exemplos de pré-processamento são: a remoção de uma imagem média e a seleção apenas da região de interesse na imagem, com a remoção das regiões estáticas. A remoção das regiões estáticas (regiões que ficam após as paredes do microcanal) pode ser realizada através da aplicação de uma máscara. As imagens também podem ser submetidas ao cálculo de uma imagem média para remoção do efeito das partículas fora de foco e de outros ruídos, que é obtida levando em

consideração todas as imagens registradas. Posteriormente essa imagem é subtraída das imagens a serem processadas e chega-se a imagem que passará pelo processamento.

No processamento, a imagem é dividida em subáreas de tamanhos definidos - as janelas de interrogação. Com isso, dentro de cada janela de interrogação é analisada a posição do conjunto de partículas de uma imagem para outra, podendo estimar os vetores de deslocamento para cada par de imagens. Sabendo a distância percorrida pelos grupos de partículas e o tempo entre cada aquisição de imagem, é possível gerar campos de velocidade com alta acurácia e resolução espacial.

A análise das imagens registradas da região de escoamento é uma das etapas mais importantes, já que pode levar a resultados não reais. O tamanho da janela de interrogação, definida como uma sub-região da imagem, junto com a densidade das partículas e o tempo entre os pulsos de laser são fatores relevantes no processamento dos dados. KEANE *et al.* (1992) mostraram que para ter a correlação adequada entre os pares de imagem é necessário que cada janela de interrogação garanta pelo menos 5 pares de partículas e que o deslocamento de cada não ultrapasse 25% do comprimento da janela.

Quando dois pulsos de laser são capturados em um mesmo registro (quadro único/duas exposições), a função estatística utilizada no processamento é a autocorrelação. A função de autocorrelação é realizada via Transformada Rápida de Fourier (do inglês, *Fast Fourier Transform - FFT*). Segundo PRASAD, (2000), essa técnica tem a consequência de levar a uma ambiguidade direcional do vetor de velocidade, que acontece quando tem-se dois sinais de mesma intensidade e a escolha do sinal errado leva a uma direção oposta à direção real do escoamento. Esse registro de quadro único/duas exposições apresenta a desvantagem de não indicar a direção das partículas.

Com isso, a técnica de registro usando quadro duplo/exposição única permite o uso da técnica de processamento denominada correlação cruzada (PRASAD, 2000). Esta envolve o cálculo da função de correlação através da aplicação da FFT, de modo a determinar a posição do pico do sinal de correlação ao comparar duas imagens consecutivas. Essa técnica elimina a ambiguidade direcional, gerando apenas um pico no plano de correlação, o que acaba sendo uma técnica mais vantajosa.

Outros algoritmos para estimativa do campo de velocidade foram desenvolvidos buscando melhorar a resolução espacial, como por exemplo métodos baseados no refinamento da janela de interrogação. Isso levou ao surgimento de métodos de janelas

de interrogação adaptativas (ADRIAN *et al.* 2005), capazes de ajustar o tamanho, forma e localização das janelas de interrogação em função da concentração das partículas traçadoras e gradientes de velocidade (CURCINO, 2020). Essa função, chamada de PIV adaptativo, é uma junção de algoritmos mais modernos de processamento de imagens devido ao ajuste das características de cada escoamento.

Por fim, a etapa de pós-processamento envolve a remoção de vetores de velocidade discrepantes dos restantes do campo estimado. Estes são substituídos por interpolação de vetores válidos na vizinhança ou no campo inteiro.

Como o fluido contém partículas traçadoras capazes de seguir o fluido e de espalhar a luz, as câmeras de alta resolução registram o deslocamento dessas partículas em cada pulso. As imagens formadas no sensor da digital da câmera (matriz de pixels) são transferidas para um computador onde são processadas. O uso de algoritmos estatísticos, como o de correlação cruzada, analisa cada par de imagens de acordo com janelas de interrogação (pequenas áreas) pré-definidas. Essa análise, junto com o conhecimento do tempo entre cada pulso de laser, permite gerar um campo de velocidade, de acordo com os parâmetros experimentais usados para a aquisição de dados (ABRANTES *et al.*, 2012).

### **3.3 Fluorescência Induzida por Laser aplicada a microescala ( $\mu$ LIF)**

A técnica de  $\mu$ LIF é muito utilizada para determinar o campo de concentração e o campo de temperatura dos fluidos em escoamento nos microcanais. O seu princípio envolve a solubilização de um corante fluorescente no fluido a ser analisado, e a posterior excitação com uma fonte de laser. O escoamento é então registrado em uma câmera de alta resolução, e a concentração do fluido é relacionado com a intensidade de energia acumulada no pixel registrado, baseado em uma curva de calibração previamente definida.

A técnica de visualização  $\mu$ LIF é quantitativa, não intrusiva e trata-se da detecção instantânea da emissão de fluorescência, induzida por laser, por uma molécula. A intensidade da fluorescência emitida é capaz de mostrar a concentração, densidade, temperatura e até mesmo pressão do fluido (ZENG, 2014). Essa técnica é derivada da LIF em macroescala, que foi descrita pela primeira vez por Jankow *et al.* (1971), e parte do princípio que uma molécula apresenta um amplo espectro de absorção e emissão. Assim, quando a molécula absorve fótons emitidos pelo laser, um elétron localizado em

uma camada mais externa pula do seu estado atual (*ground state*) para seu estado excitado (*singlet state*). Como esse estado não é estável, o elétron pode passar para um estado intermediário (*triplet state*) ou pode retornar ao seu estado inicial, diminuindo sua energia através da colisão sem a emissão de radiação ou através da emissão de fluorescência.

O primeiro trabalho nessa área foi o de JIANG *et al.* (2000), que utilizou cianina-5 como corante em um microchip de eletroforese capilar. Segundo ZENG (2014) a técnica  $\mu$ LIF, pode ser caracterizada em dois tipos: confocal e não-confocal. O sistema  $\mu$ LIF confocal tem um aparato experimental consistindo de um laser alinhado e focado no mesmo sistema de lentes que o detector usado para fluorescência. Enquanto no  $\mu$ LIF não-confocal o laser e o detector estão em diferentes direções, tendo como referência o dispositivo de microfluídica. Como esse último não necessita de um aparato óptico complicado é o mais utilizado nas análises.

O aparato experimental da  $\mu$ LIF pode ser o mesmo utilizado para a técnica de  $\mu$ PIV, com algumas modificações. Ao invés de utilizar partículas traçadoras, um corante fluorescente é adicionado no fluido de trabalho. A Rodamina 6G é um corante muito utilizado para a determinação do campo de concentração, por exemplo. Em baixas concentrações, a fluorescência emitida pela Rodamina 6G é linearmente proporcional com a sua concentração. É necessário realizar uma calibração para determinar a relação entre a concentração conhecida e a intensidade de pixels. Com a calibração definida, é possível determinar a concentração nas imagens registradas por uma câmera de alta resolução do escoamento.

Baseado no campo de concentração medido pelo sistema de  $\mu$ LIF, a intensidade de segregação do fluido ( $I$ ) pode ser analisada para verificar a performance da mistura do microcanal (DANCKWERTS, 1958). Quando analisando a mistura de dois fluidos com propriedades similares (densidade, viscosidade, etc), a intensidade de segregação ( $I$ ) fornece uma informação sobre a não homogeneidade de uma mistura, e é definida pela equação 3.3.

$$I = \frac{\sigma_c^2}{\bar{c}(1-\bar{c})} \quad 3.3$$

Onde:

$\sigma_c$  é o desvio padrão

$\bar{C}$  é a média de todas as concentrações normalizada pela concentração inicial

Esse valor pode ser expresso como índice de mistura ( $M$ ):

$$M = 1 - \sqrt{I} \quad 3.4$$

Quando  $M = 1$  temos uma mistura perfeita (homogênea), e quando  $M = 0$  não se tem mistura, ocorrendo a segregação dos fluidos.

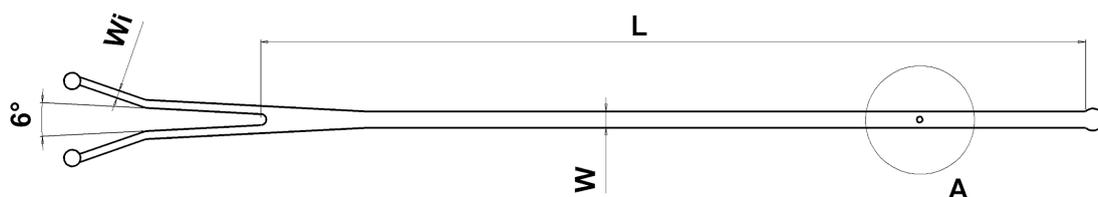
# 4 PROJETO, FABRICAÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DOS MICRODISPOSITIVOS

Neste capítulo irá ser apresentada a metodologia utilizada para a criação do projeto dos dispositivos microfluídicos, a fabricação do molde, a fabricação do dispositivo em PDMS e a caracterização dimensional.

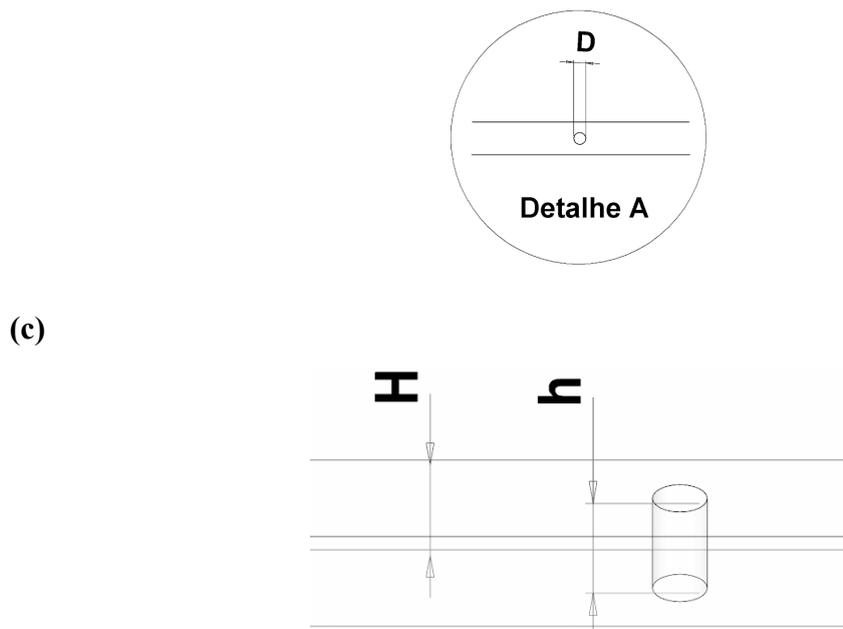
## 4.1 Dispositivo Microfluídico

Tendo em vista as vantagens apresentadas na utilização de corpos rombudos para a melhora na eficiência da mistura, o dispositivo utilizado foi projetado para ser constituído por um canal retangular e um pino cilíndrico confinado em seu interior. Além disso, um segundo microdispositivo foi fabricado, sem nenhum pino cilíndrico, ou seja, sem nenhum obstáculo para o fluido, para comparação dos resultados. Os dispositivos foram testados com água deionizada, com escoamento monofásico. As dimensões dos microdispositivos foram baseados no trabalho de ZHANG *et al.* (2020), e possui largura ( $W$ ) e altura ( $H$ ) do canal principal medindo 1,48 mm e 1 mm, com o diâmetro do cilindro ( $D$ ) de 0,53 mm, com confinamento vertical ( $H/D$ ) igual 1,88 e com confinamento lateral ( $W/D$ ) de 2,79. As dimensões são apresentadas na Tabela 4.1 e o desenho esquemático do micromisturador é apresentado na Figura 4.1.

(a)



(b)

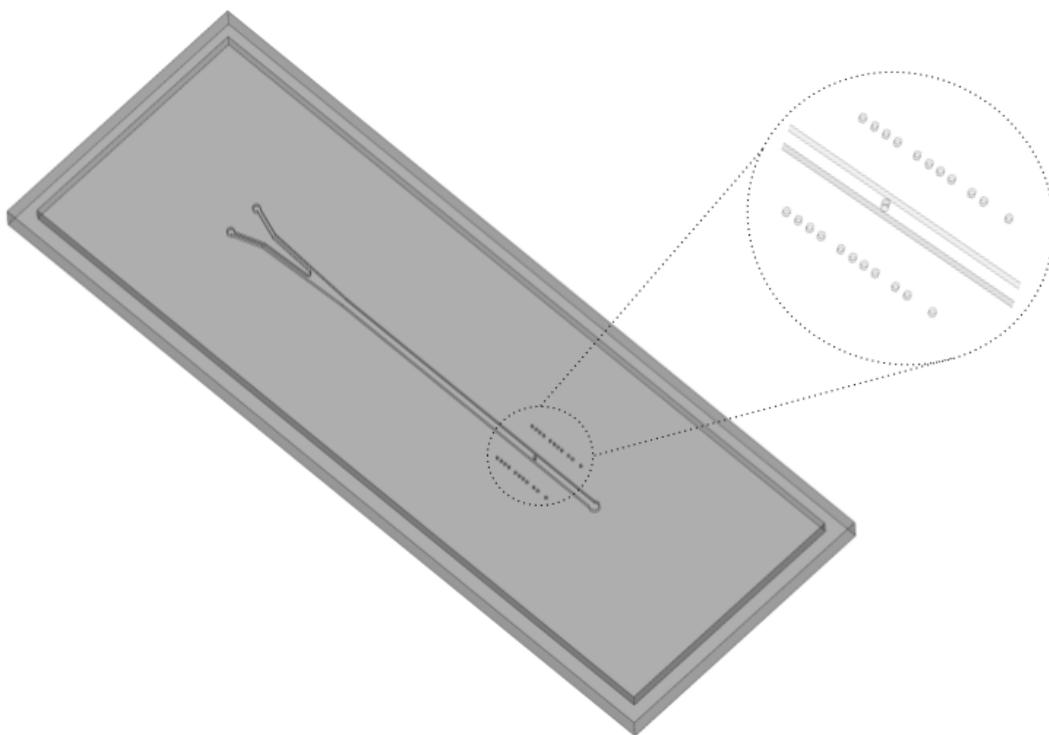


**Figura 4.1.** Desenho do microdispositivo projetado. (a) Vista superior do micromisturador; (b) Detalhe do pino cilíndrico; (c) Vista em perspectiva do cilindro.

**Tabela 4.1.** Dimensões do microdispositivo fabricado.

Região de medição	Dimensão
Largura do canal de entrada ( <b>Wi</b> ) [mm]	0,70
Largura do canal principal ( <b>W</b> ) [mm]	1,48
Altura/profundidade do canal ( <b>H</b> ) [mm]	1
Comprimento total do canal ( <b>L</b> ) [mm]	65
Distância do canal até o pino [mm]	59,57
Diâmetro do cilindro ( <b>D</b> ) [mm]	0,53
Altura do cilindro ( <b>h</b> ) [mm]	1
<b>W/D (w*)</b>	2,79
<b>H/D (h*)</b>	1,88
<b>h/H</b>	1
<b>h/W</b>	0,67
<b>H/W</b>	0,67

Com as dimensões definidas, foi feito o projeto do molde no programa SolidWorks (Dassault Systemes, 2018). Nessa etapa foi considerada uma distância de 20 mm entre o canal e a borda final do microdispositivo, por conta do método de fabricação do microdispositivo utilizado. Com essa distância, garante-se uma maior área de contato entre a tampa e a base, fator relevante para a etapa de selagem, descrita da subseção 4.3.2 (Figura 4.2). Também foram adicionadas guias para as medições que serão realizadas, ao longo do canal, com cilindros com 0,5 mm de altura - metade da altura do canal.

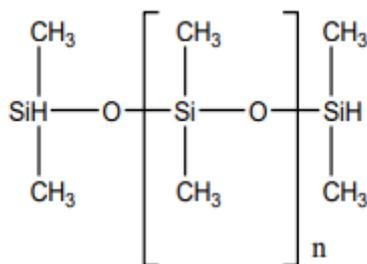


**Figura 4.2.** Vista do projeto de molde do microdispositivo com zoom na região dos pinos cilíndricos utilizados como guia.

## 4.2 Materiais

O material utilizado na fabricação dos moldes foi acrílico (polimetilmetacrilato - PMMA), utilizando uma chapa de 6 mm de espessura. Esta chapa foi cortada no tamanho necessário para o molde utilizando uma máquina de serra de fita, modelo LB1200F da fabricante Makita, disponível do LabMEMS.

Para fabricação do dispositivo microfluídico foi utilizado PDMS (polidimetilsiloxano). O PDMS é um elastômero de silicone hidrofóbico, com uma alta flexibilidade, elasticidade, biocompatibilidade, durabilidade além de ser permeável a gases. Adiciona-se a isso o fato de ser um material transparente, permitindo análises ópticas a serem realizadas em tempo-real, muito importante para dispositivos “lab-on-a-chip” e para o uso das técnicas de análise do escoamento utilizadas no presente trabalho que dependem do acesso óptico. Por ser um dos polímeros mais utilizados na fabricação de microdispositivos e devido a facilidade de preparação, foi o escolhido para o presente estudo. A sua estrutura planar consta na Figura 4.3.



**Figura 4.3.** Estrutura planar do polidimetilsiloxano (PDMS).

O PDMS utilizado foi fornecido pelo fabricante Dow Corning Corporation, que oferece um kit de PDMS Sylgard<sup>®</sup> 184, composto por um frasco contendo o pré-polímero (metilhidrosiloxano) e um frasco com o agente de cura (complexo de platina-catalisador), ambos na fase líquida.

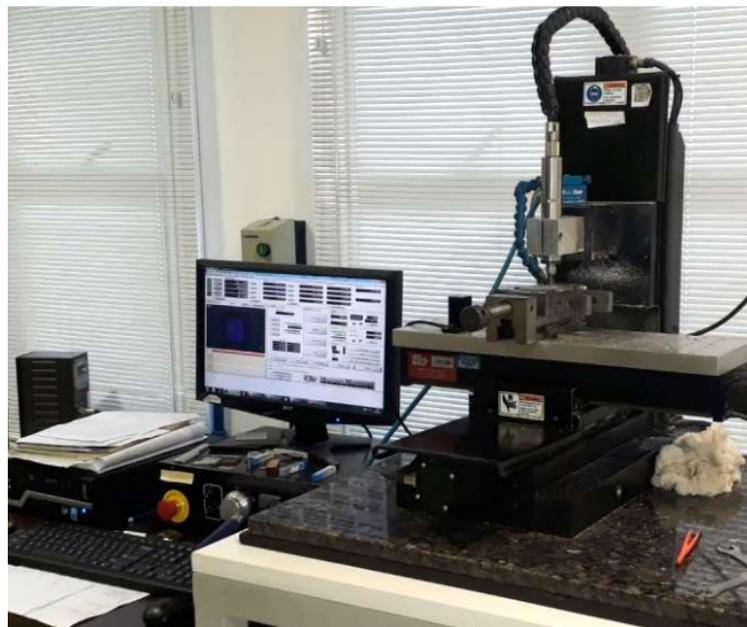
Para sua utilização, é necessário realizar a mistura dos componentes do kit na proporção de 10:1 em massa - sendo 10 g do pré-polímero e 1 g do agente de cura (DOW CORNING, 2019). O agente de cura é o responsável pela polimerização do PDMS, que pode acontecer em temperatura ambiente ou em temperaturas mais elevadas (100°C durante 10 minutos) para aceleração do processo (ALMEIDA, 2019). Entretanto, como destacado por CURCINO (2020), o uso de altas temperaturas pode levar a contração do polímero, o que pode causar diferenças entre as dimensões do molde e do dispositivo. Adiciona-se a isso o fato do acrílico ter a sua temperatura de transição vítrea (T<sub>g</sub>) em torno de 100°C o que poderia levar a sua deformação (SILVA, 2019). Por conta disso, a temperatura utilizada para a cura foi de, no máximo 60°C durante um período de 3 a 4 horas, em uma estufa.

## 4.3 Metodologia de Fabricação

### 4.3.1 Fabricação do molde em PMMA

Após a elaboração do projeto do molde no SolidWorks, o arquivo é importado no formato “Dxf”, em 2D, pelo software MecSoft VisualCad (MecSoft Corporation, 2012). No software é determinada as dimensões de altura de cada elemento e são definidas as etapas e alguns parâmetros de usinagem do molde. Feito isso, o arquivo de saída é salvo em código G, que é a linguagem de programação usada pelo software Mach3, instalado na microfresadora.

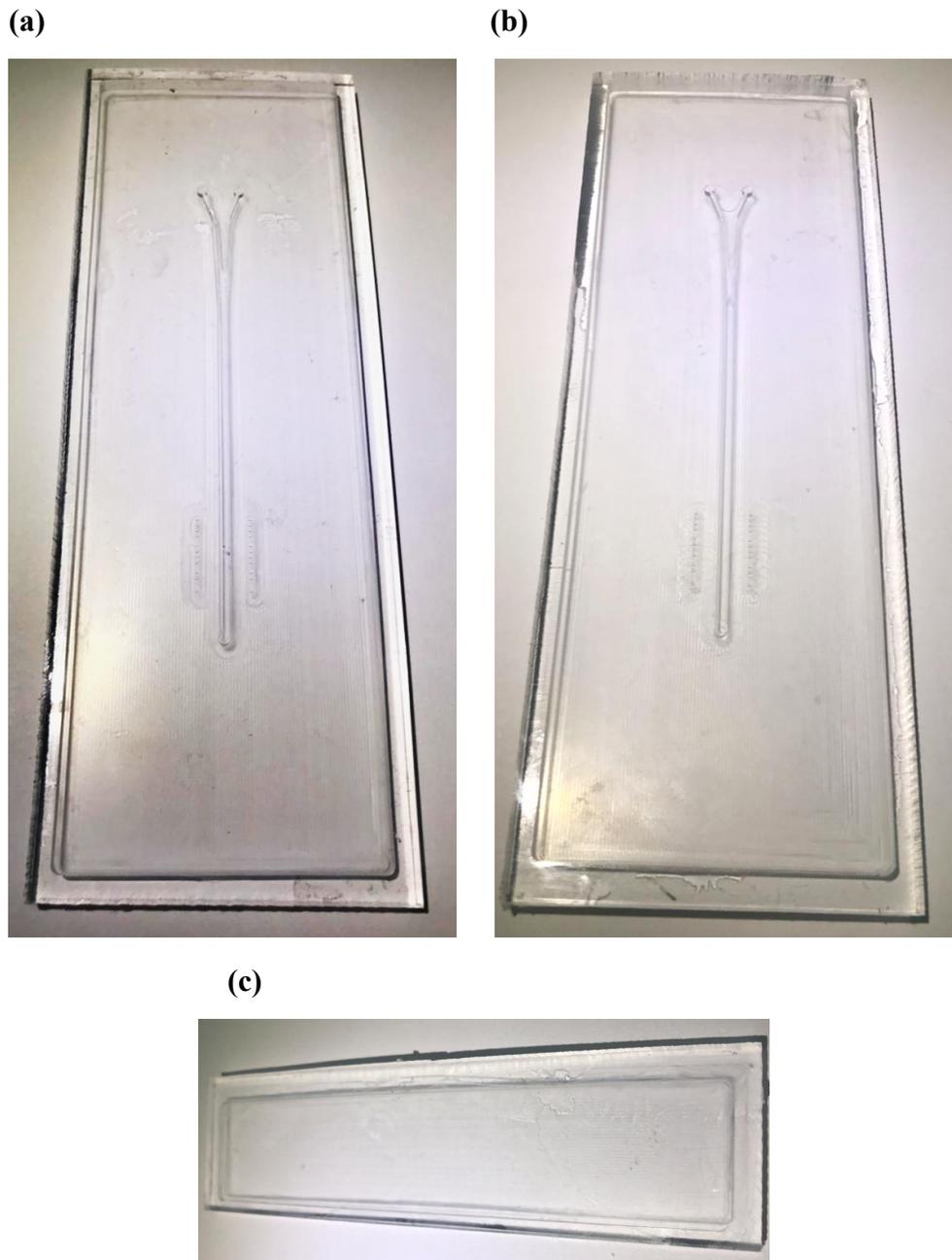
A microfresadora utilizada foi a CNC Minitech Machinery da fabricante Minitech® disponível do LabMEMS/NIDF/PEM/COPPE/UFRJ (Figura 4.4). A microfresadora trabalha com três eixos motorizados, eixo longitudinal (“x”), transversal (“y”) e vertical (“z”). Também possui um sistema de resfriamento por injeção de ar para evitar danos térmicos no dispositivo durante a fabricação.



**Figura 4.4.** Microfresadora CNC instalada no LABMEMS.

O molde em PMMA foi usinado visando a otimização do tempo e da qualidade do molde. O tempo estimado para fabricação foi de 6 horas e 30 minutos para os moldes.

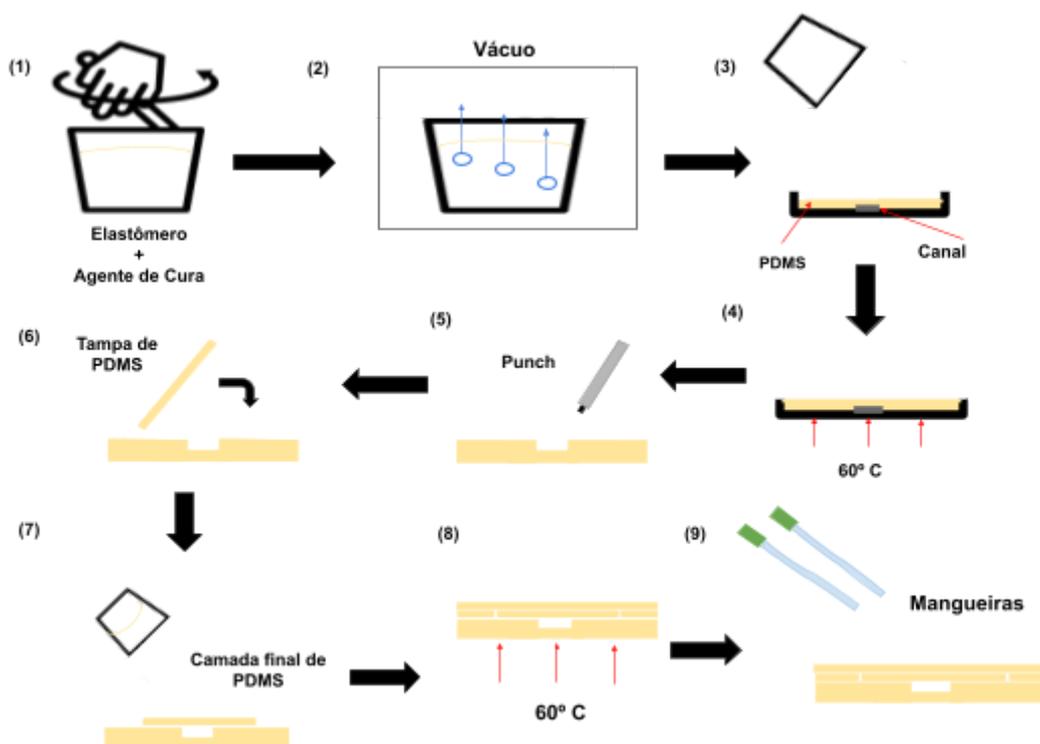
O processo de fabricação seguiu as mesmas dimensões das peças referente ao molde com pino, sem pino e também para a tampa utilizada na selagem. Posteriormente, foram limpos com água deionizada e detergente Isodert, da fabricante Isofar, que é um detergente neutro. Os moldes finalizados são apresentados na Figura 4.5. Em seguida, os moldes foram caracterizados dimensionalmente segundo a seção 4.4.



**Figura 4.5.** Imagem dos moldes dos microdispositivos. (a) Molde do microdispositivo com pino; (b) Molde do microdispositivo sem pino; (c) Molde da tampa utilizada para selagem do canal.

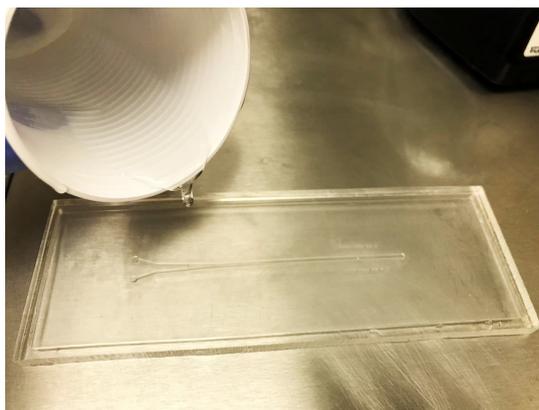
### 4.3.2 Fabricação dos microdispositivos em PDMS

Para fabricação dos microdispositivos foi utilizada a abordagem da Litografia Macia adaptada, segundo COLMAN (2017), que consiste na deposição do elastômero de silicone (PDMS) nos moldes de acrílico para, após a cura, fazer o desmolde. As etapas de fabricação do dispositivo em PDMS, segundo COLMAN (2017), são ilustradas a seguir (Figura 4.6).



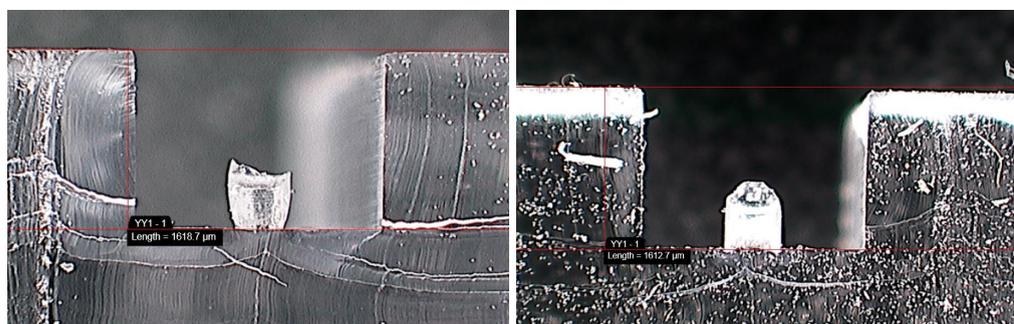
**Figura 4.6.** Resumo da fabricação do dispositivo em PDMS.

Na etapa 1, pesou-se 18 g de PDMS para 1,8 g do agente de cura para adição no molde do dispositivos. Para a tampa foi pesado 3 g de PDMS e 0,3 g do agente de cura. Após a mistura com uma espátula limpa, já na etapa 2, o frasco é levado para o dessecador para remoção de bolhas de ar, durante 1 h. Na etapa 3, retirou-se o frasco do dessecador e, com o molde limpo e seco, depositou a mistura sobre os moldes e a tampa - com cuidado para não haver a formação de bolhas (Figura 4.7).



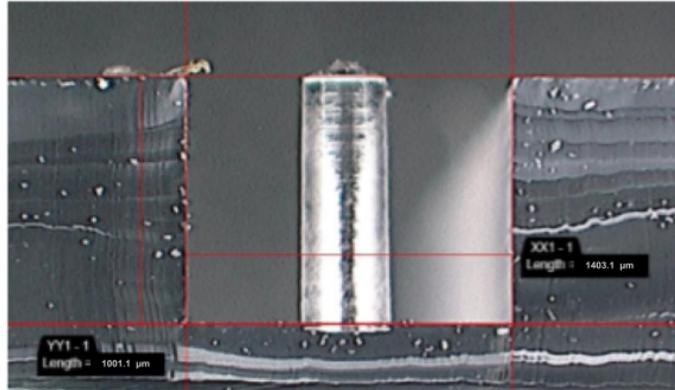
**Figura 4.7.** Deposição do PDMS no molde do microdispositivo.

Com isso, na etapa 4, os moldes foram levados à estufa sob uma temperatura de 60°C por aproximadamente 3 h. Após esse tempo, retirou-se os moldes da estufa e esperou-se um tempo para resfriamento a temperatura ambiente. Com o molde já frio, removeu os microdispositivos fabricados com uma agulha fina, posicionando sobre uma superfície limpa. Essa etapa foi crítica no desenvolvimento deste microdispositivo. Isso por conta da altura e diâmetro do cilindro que, no momento de desmolde, pode ser destruído (Figura 4.8).



**Figura 4.8.** Pinos rompidos durante a desmoldagem.

Dessa maneira, muitos testes foram realizados mudando a maneira de desmoldar o molde até conseguir desmoldar o dispositivo com pino cilíndrico inteiro (Figura 4.9). Para isso, o desmolde se inicia com as extremidades, deixando o pino cilíndrico por último. No momento de desmoldá-lo, deve-se prestar atenção para não aplicar muita força na remoção, retirando o pino cuidadosamente.



**Figura 4.9.** Pino em PDMS desmoldado de forma a manter sua integridade.

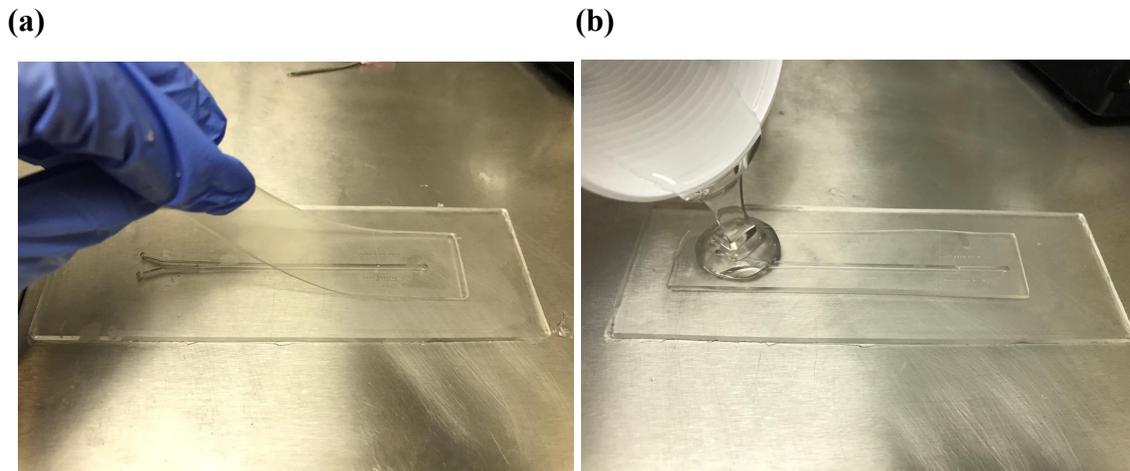
Utilizando um *punch* dermatológico de 1,25 mm de diâmetro interno (etapa 5) foram feitos três furos necessários para posicionamento das mangueiras - dois furos nos cilindros de entrada e um no cilindro de saída (Figura 4.10).



**Figura 4.10.** Uso do *punch* para fazer o furo que será a conexão com a mangueira (meio externo).

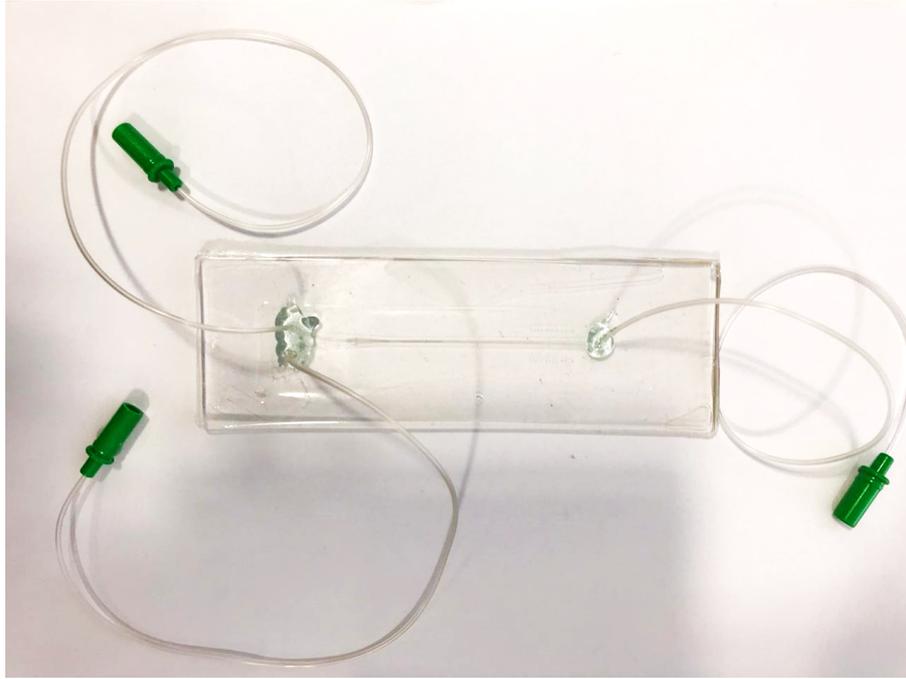
A etapa 6 e 7 é a selagem do canal com uma tampa e a adição de uma camada extra de PDMS para selagem, respectivamente. Uma das alternativas para selagem do canal de dispositivos microfluídicos é o uso do plasma de oxigênio, equipamento não disponível do laboratório durante o desenvolvimento do presente estudo. Com isso, foi utilizada uma abordagem alternativa, que faz uso do próprio PDMS para selar o canal. Esta consiste em um “sanduíche” entre a base (com o microcanal), a tampa de PDMS e mais uma camada de PDMS para selagem da tampa com a base (Figura 4.11). A fabricação da tampa seguiu as etapas de 1 a 4, até a remoção do PDMS já curado (estado sólido) do molde. Com a tampa finalizada, esta foi posicionada em cima do

canal e uma camada extra de PDMS foi adicionada para a selagem. Com isso, levou-se novamente para a estufa a 60°C durante 3 h, visando a cura dessa camada extra adicionada que será responsável por garantir a selagem do canal (Etapa 8). A Figura 4.11 ilustra melhor o posicionamento de cada camada.



**Figura 4.11.** Selagem do microdispositivo com PDMS. (a) Posicionamento da tampa em cima do canal (Etapa 6). (b) Adição de mais uma camada de PDMS para selagem da tampa com o microdispositivo (Etapa 7).

Após a selagem do microdispositivo, suas entradas e sua saída são conectados à mangueiras (aspirador traqueal nº 4 - Mark Med), na etapa 9, através do furo que foi feito com o *punch*. Essas mangueiras permitem conexão com o meio exterior, e possuem 1,30 mm de diâmetro externo. Essa diferença entre o furo realizado com *punch* e o diâmetro da mangueira é proposital para ajudar a evitar possíveis vazamentos. Com as mangueiras posicionadas nas entradas e saída, sua fixação foi realizada com uma cola epóxi Araldite® Hobby (TekBond). Com isso, misturou-se a resina com o agente de cura em uma região limpa e misturou-se com uma espátula. A cura tem início após 10 minutos, e é finalizada após 8 horas. Dessa maneira, o microdispositivo ficou em repouso após a aplicação da cola de um dia para o outro, para evitar vazamentos e garantir a cura total do epóxi. A Figura 4.12 mostra o microdispositivo selado e com as mangueiras posicionadas, pronto para ser utilizado na caracterização do escoamento.

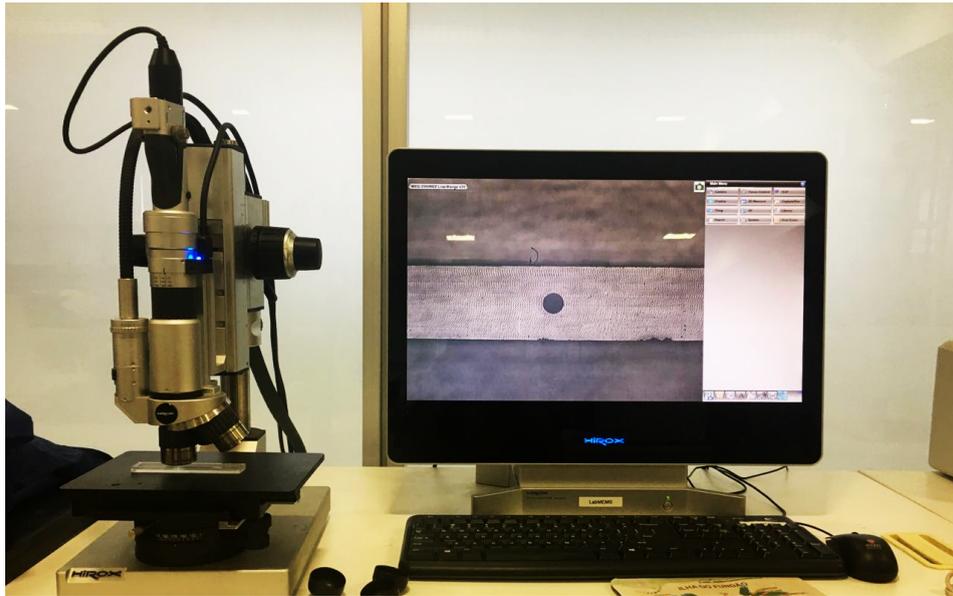


**Figura 4.12.** Imagem do microdispositivo finalizado.

#### **4.4 Caracterização Dimensional**

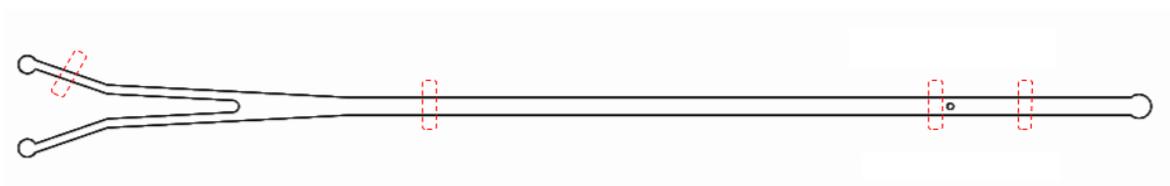
A etapa de caracterização dimensional é importante para verificar erros durante a fabricação que possa alterar o microdispositivo projetado. Como as dimensões do canal são essenciais para o cálculo dos parâmetros ( $Re$ ,  $Pe$ , vazão e velocidade do fluido), se o erro alterar consideravelmente essas dimensões os valores calculados não estarão condizentes com os valores reais. Os procedimentos citados foram adotados para a caracterização tanto do molde em acrílico com pino e sem pino, e para ambos dispositivos em PDMS. A caracterização do molde foi realizada para verificar a concordância entre o projeto e o molde fabricado.

Os dispositivos foram caracterizados dimensionalmente com um microscópio 3D digital Hirox Digital Microscope modelo KH.8700 (Figura 4.10). Esse microscópio apresenta 3 lentes: High-Range (350x-2000x), Mid-Range (140x-1000x) e Low-Range (35x-250x). As medições realizadas para a caracterização dimensional do molde e do microdispositivo utilizou a lente Low-Range do HIROX®. O sistema óptico foi calibrado com uma escala padrão de vidro, de 10 mm de comprimento e resolução de 100  $\mu\text{m}$ , da fabricante Eikonol do Brasil, garantindo uma maior confiabilidade nos resultados obtidos da medição.



**Figura 4.13.** Microscópio Hirox utilizado para caracterização dimensional do microdispositivo.

Os locais de medição foram escolhidos para verificar a compatibilidade com o projeto do molde do microdispositivo, e foram os mesmos locais tanto para o molde de acrílico como para o dispositivo em PDMS (Figura 4.10). Para o dispositivo sem pino a região foi definida usando os pinos guias como referência na região do cilindro. Com isso, em todas as regiões de medição foram feitas 3 medidas de largura do canal (**W**) e altura (**H**), totalizando 12 medidas de largura e 12 medidas de altura. Para a altura do cilindro (**h**) e o seu diâmetro foram feitas 3 medidas para cada dimensão.

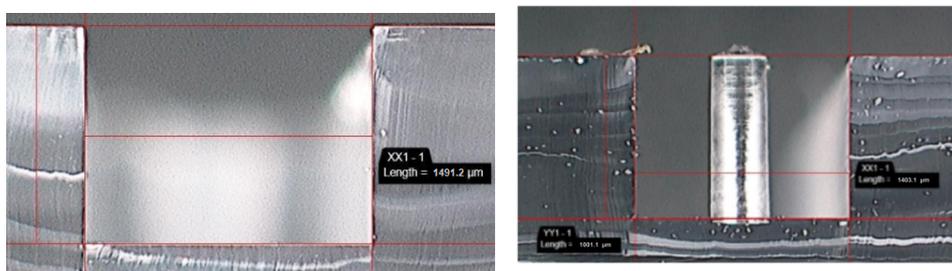


**Figura 4.14.** Locais de medição a para caracterização dimensional.

Para a caracterização dimensional do molde na região do pino, seria necessário a destruição do mesmo. Para evitar isso, foi realizada uma reconstrução em 3D, que é uma funcionalidade disponível no microscópio Hirox. O software faz a reconstrução ao longo da seção vertical do canal, após a determinação manual da região da base e do topo do canal. Conforme explicado por CURCINO (2019), o uso dessa funcionalidade pode ocasionar erros na medição devido ao sombreamento na imagem, que leva a

inexatidão na determinação do topo e/ou da base. Como o sistema utiliza luz refletida, a parede do canal pode causar sombras levando a medidas de altura com valores diferentes do real.

Por conta desse fenômeno, para os dispositivos em PDMS, foi realizada a ruptura com uma lâmina, prestando o devido cuidado para não danificar o dispositivo e alterar suas dimensões originais. Para evitar danos ao cilindro, a ruptura foi feita na frente do cilindro, permitindo visualizar sua altura. Os dispositivos em PDMS foram caracterizados antes da selagem com a tampa, a Figura 4.11 mostra as imagens de caracterização do dispositivo de PDMS.



**Figura 4.15.** Diferentes regiões de corte para caracterização dimensional do microdispositivo em PDMS.

# 5 METODOLOGIA EXPERIMENTAL

Neste capítulo é apresentada a metodologia envolvida no uso das técnicas  $\mu$ PIV e  $\mu$ LIF, que incluem: (a) caracterização das propriedades físicas dos fluidos de trabalho e a calibração do sistema de infusão; (b) definição dos parâmetros do escoamento; (c) caracterização do escoamento.

## 5.1 Caracterização dos Fluidos

As propriedades dos fluidos, massa específica e viscosidade, foram caracterizadas no laboratório DOPOLAB/EQ/UFRJ. Os fluidos analisados foram água deionizada e a solução com rodamina 6G com concentração de 2 mg/L. A caracterização foi realizada em quatro temperaturas (25, 26, 27, 28 °C), com amostras em triplicata. A determinação da viscosidade dinâmica foi realizada com a leitura nos 4 pontos de temperatura em viscosímetro SVM™ 3000 (Anton Paar®) com uma precisão de 0,2 cP e baseado na ASTM D7042.

As análises foram realizadas nas diferentes temperaturas devido às variações das condições ambientais durante as análises no laboratório, que pode levar a mudanças nas propriedades termofísicas dos fluidos. Os resultados da caracterização dos fluidos também foram utilizados na etapa de calibração do sistema de infusão.

## 5.2 Calibração do sistema de infusão de fluido

A calibração do sistema de infusão foi realizada segundo o método gravimétrico. Esse método permite determinar a massa de fluido bombeada em um intervalo de tempo conhecido. O procedimento de calibração aqui descrito foi baseado nos trabalhos de CURCINO (2020) e ALMEIDA (2019). O aparato experimental de calibração é apresentado na Figura 5.1, e contou com os seguintes materiais e equipamentos:

- Bomba de seringa, modelo PHD ULTRA, da Harvard Apparatus;
- Duas seringas de vidro de 25 mL, modelo 1002 TLL, da fabricante Hamilton;
- Balança analítica;
- Termohigrômetro, modelo ITHT 2250, da fabricante Instrutemp;
- Termômetro digital do tipo espeto com sensor Pt-100;

- Cronômetro;
- Balão volumétrico de 50 mL;
- Conexão para mangueira;
- Válvula de 3 vias;
- Acessório para apoio do dispositivo microfluídico;
- Dispositivo microfluídico;



**Figura 5.1.** Aparato experimental utilizado para calibração da bomba de infusão dos fluidos.

O procedimento experimental foi iniciado 24h antes, consistindo na limpeza e secagem de todos os materiais necessários. Para o preenchimento do sistema com água deionizada, esta foi submetida ao vácuo por 40 minutos, para remoção de bolhas que podem influenciar a medição. As duas válvulas de três vias foram conectadas na seringa para controlar a saída do fluido para o microdispositivo ou do reservatório para a seringa. As duas mangueiras do microdispositivo foram então conectadas às válvulas da seringa, e a mangueira de saída do dispositivo foi posicionada no balão volumétrico de 50 mL. Com a vazão selecionada, o sistema foi preenchido com água deionizada, e ficou em repouso por 12h, para que o estabelecimento do equilíbrio térmico pudesse ocorrer entre todos os componentes do sistema de calibração.

Após as 12h, a calibração teve início com a seleção dos dados correspondentes a seringa na bomba de infusão e com a seleção da vazão volumétrica para dar início ao bombeamento. As vazões volumétricas a serem analisadas na bomba de seringa foram: 1 mL/min, 5 mL/min, 10 mL/min, 15 mL/min e 20 mL/min. Com isso, selecionou-se a vazão de interesse e deu-se início ao bombeamento. Após 1 minuto, a massa final do balão volumétrico foi medida e anotada junto com o tempo decorrido, a temperatura do ambiente e a temperatura do fluido. Também foi registrada a umidade relativa do ar e a pressão atmosférica (fornecida pela estação do aeroporto Tom Jobim - RJ).

Após todas as medições terem sido realizadas, para as diferentes vazões volumétricas de trabalho, a vazão experimental foi calculada utilizando a mesma metodologia descrita por CURCINO (2020).

Todos os detalhes da calibração são apresentados no Apêndice A. Os resultados mostram uma boa linearidade entre a vazão indicada e a vazão calculada, com um erro que foi corrigido no cálculo dos parâmetros do escoamento.

### 5.3 Parâmetros Considerados

Os parâmetros variados durante a caracterização do escoamento nos dispositivos microfluídicos foram: o número de Reynolds ( $Re$ ), o número de Schmidt ( $Sc$ ), o número de Péclet, já previamente demonstrados nas Equações 2.1, 2.3 e 2.4 respectivamente. O número de Reynolds no pino ( $Re_p$ ) também foi calculado segundo a Equação 3.1. Os valores ficaram em  $15 < Re < 301,1$ ,  $6,6 < Re_p < 133,7$ ,  $Sc \approx 2027$ ,  $3,05 \times 10^4$  e  $Pe < 6,10 \times 10^5$ , todos os resultados são apresentados na Tabela 5.1.

Um outro parâmetro importante a ser calculado é o de desenvolvimento do escoamento. Devido a camada limite nas paredes o desenvolvimento do escoamento acontece após um comprimento conhecido como  $L_{entr}$ . Como o escoamento estará completamente desenvolvido após esse comprimento, o entendimento do efeito do cilindro no escoamento fica mais confiável, não tendo interferência de instabilidades devido ao escoamento não desenvolvido. Para garantir que as aquisições das imagens fossem realizadas em uma região posterior a  $L_{entr}$ , foi calculado o valor de desenvolvimento hidrodinâmico para o primeiro ponto de medição. Por meio da Equação 5.1, encontrou-se o maior comprimento de entrada para o canal estudado sendo de 22,45 mm, valor muito menor que a distância da entrada até o primeiro ponto de

medição. Com isso, considerou-se um desenvolvimento hidrodinâmico completo em todas as regiões analisadas do microcanal. O valor do comprimento de entrada ( $L_{entr}$ ) foi calculado segundo a Equação 5.1.

$$L_{entr} = 0,056 \times D_h \times Re \quad 5.1$$

Onde:

$L_{entr}$  é o comprimento de entrada necessário para ter o desenvolvimento hidráulico completo [m]

$D_h$  é o diâmetro hidráulico [m]

$Re$  é o número de Reynolds

A Tabela 5.1 e 5.2 mostra o resumo dos parâmetros calculados para as diferentes vazões utilizadas. Os valores foram calculados levando em consideração as propriedades dos fluidos a 25°C, já que essa foi a temperatura mantida ao longo dos experimentos no laboratório. O número de Reynolds foi calculado para as cinco vazões volumétricas utilizadas no presente estudo, utilizando a viscosidade cinemática da água a 25°C igual a 0,8927 (KESTIN *et al.*, 1978). Para o valor de Sc, o coeficiente de difusividade da rodamina 6G adotado foi o de  $4,4 \times 10^{-10}$  m<sup>2</sup>/s, também a 25°C (CULBERTSON *et al.* 2007). Como as propriedades dos fluidos mudam de acordo com a temperatura, esta foi medida durante toda a análise experimental, tanto da técnica de  $\mu$ PIV quanto  $\mu$ LIF. Os valores foram então atualizados para as condições de temperatura medidas durante os experimentos.

**Tabela 5.1.** Parâmetros experimentais para as medições realizadas à 25°C..

Vazão [mL/min]	Velocidade [m <sup>2</sup> /s]	Re	Re <sub>p</sub>	Sc	Pe
1	0,011	15,0	6,6	2027	3,05x10 <sup>4</sup>
5	0,056	75,3	33,4	2027	1,52x10 <sup>5</sup>
10	0,113	150,5	66,8	2027	3,05x10 <sup>5</sup>
15	0,169	225,8	100,3	2027	4,57x10 <sup>5</sup>

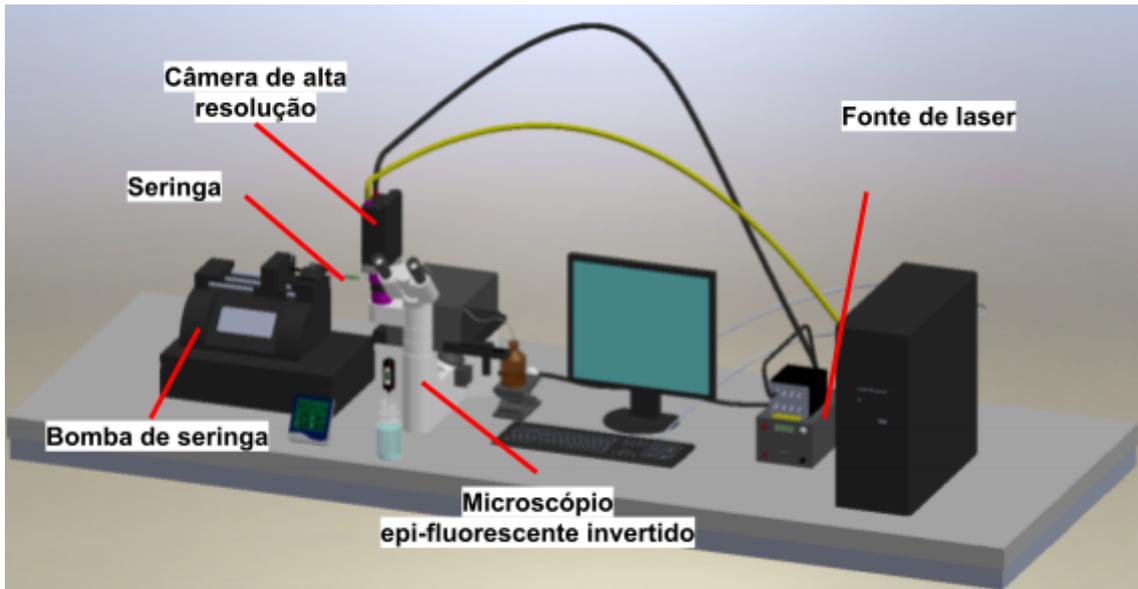
## 5.4 Caracterização do escoamento

### 5.4.1 Técnicas de $\mu$ PIV e $\mu$ LIF

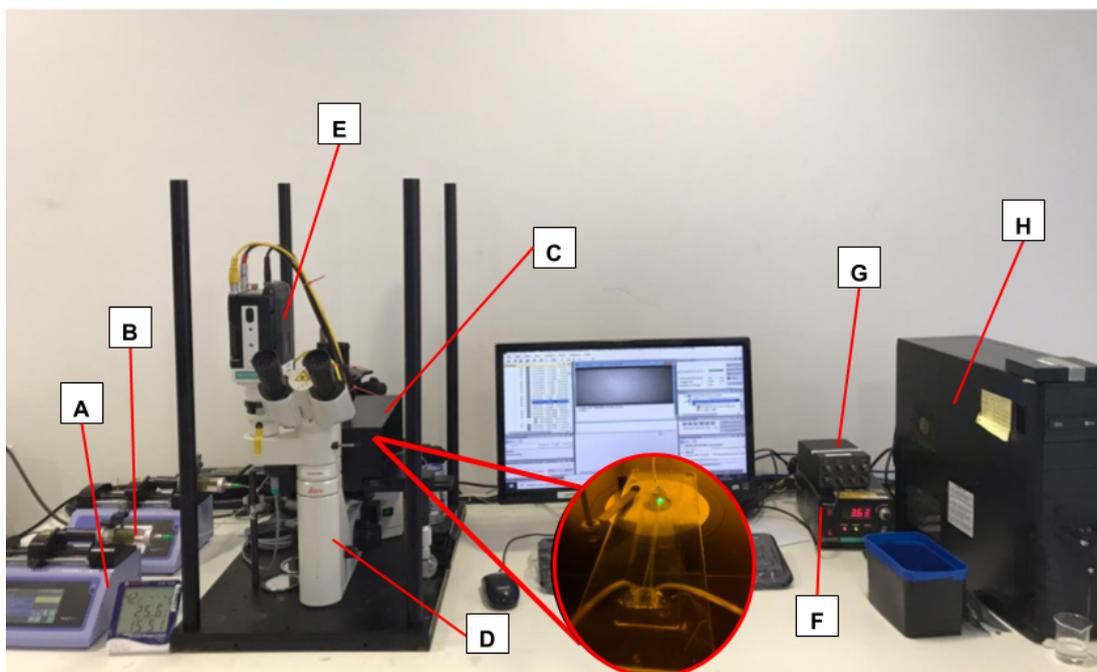
O  $\mu$ PIV tem como princípio rastrear o deslocamento de grupos de partículas através da adição de partículas traçadoras fluorescentes no fluido analisado. Já o  $\mu$ LIF faz uso de corantes, podendo ser escolhido a depender dos campos que estão sendo analisados (temperatura, pH ou concentração). Quando o  $\mu$ LIF é utilizado para determinar o campo de concentração, objetivo do presente trabalho, fornece uma medida importante para determinar a qualidade da mistura e o contato específico entre as duas correntes de fluido em um microcanal. Em ambos os sistemas, o microcanal é iluminado por um laser contínuo ou pulsado, através de uma lente objetiva de microscópio, e uma câmera de alta resolução registra o escoamento do fluido.

### 5.4.2 Aparato para $\mu$ PIV e $\mu$ LIF

Para a caracterização do escoamento com o  $\mu$ PIV e  $\mu$ LIF, foi utilizado o aparato experimental localizado no LabMEMS (PEM/COPPE/UFRJ) (Figura 5.2). O aparato experimental é composto por: (A) duas bombas de seringa modelo Pump 11 Elite (Havard Apparatus®); (B) seringa de vidro da Hamilton®, modelo 1025 TLL de 25 mL; (C) microdispositivo conectado à seringa e o sistema  $\mu$ PIV/ $\mu$ LIF da DANTEC Dynamics®, (D) microscópio epi-fluorescente invertido; (E) Câmera CMOS SpeedSense® modelo Lab 110, da fabricante Vision Research® (F) acionador do laser, (G) sincronizador de sinais e (H) computador com o software Dynamic Studio®, versão 2015a, instalado para aquisição e processamento das imagens.



**Figura 5.2.** Desenho esquemático do aparato experimental montado para os testes com  $\mu$ PIV/ $\mu$ LIF



**Figura 5.3.** Aparato experimental disponível no LABMEMS. (a) duas bombas de seringa modelo Pump 11 Elite (Havard Apparatus®); (b) seringa de vidro da Hamilton®, modelo 1025 TLL de 25 mL; (c) microdispositivo conectado à seringa e o sistema  $\mu$ PIV/ $\mu$ LIF da DANTEC Dynamics®, (d) microscópio epi-fluorescente invertido; (e) Câmera CMOS SpeedSense® modelo Lab 110, da fabricante Vision Research® (f) acionador do laser, (g) sincronizador de sinais e (h) computador com o software Dynamic Studio®, versão 2015a, instalado para aquisição e processamento das imagens.

Para posicionar o plano focal no meio do canal, foi utilizado um relógio apalpador da fabricante MITUTOYO, 513-40310E, com resolução de 10  $\mu\text{m}$  à base do microscópio para estimar o deslocamento vertical das lentes objetivas (Figura 5.4).



**Figura 5.4.** Imagem do relógio apalpador utilizado nos experimentos (CURCINO, 2020).

No aparato experimental apresentado duas lentes objetivas com imersão em ar (D.A), da fabricante Leica foram utilizadas, a de 20x e a de 5x. Para a visualização completa do canal do dispositivo microfluídico, é necessário o uso da lente de 5x, porém nessa magnificação não é possível observar as partículas traçadoras, necessárias para a  $\mu\text{PIV}$ . Com isso, foi escolhida a lente de 20x para a caracterização do campo de velocidade ( $\mu\text{PIV}$ ) e a de 5x para o campo de concentração ( $\mu\text{LIF}$ ). As características ópticas envolvidas com as duas lentes constam na Tabela 5.2.

**Tabela 5.2.** Características ópticas das lentes utilizadas no presente estudo.

Lentes	Magnificação	Número de Abertura
HCX PL FLUOTAR L	20x	0,40
HCX PL FLUOTAR	5x	0,15

Nesse aparato experimental, a iluminação acontece por baixo dos microdispositivos com acesso óptico, resultando em todo o volume de medição sendo iluminado. Essa iluminação de todo volume provoca a iluminação de partículas além da profundidade de campo, gerando o registro de partículas fora de foco junto com as partículas em foco. Esse fenômeno leva à diminuição da razão sinal da imagem da partícula e o ruído, devido a diminuição entre os picos de intensidade de luz, devido ao registro das partículas fora de foco.

Com isso, a profundidade do plano de medição (profundidade de campo -  $Z_{campo}$ ) é definida como duas vezes a distância, em relação ao plano focal, além da qual o objeto é considerado fora de foco em termos de qualidade da imagem. Essa profundidade é determinada pelas características do sistema óptico utilizado e do meio de imersão da lente - para lente de 20X é estimado um valor de 6,06  $\mu\text{m}$  enquanto para a lente de 5X o valor é igual a 50  $\mu\text{m}$  (ALMEIDA, 2019; ZHANG, 2020).

Além da profundidade do plano de medição, também é necessário avaliar a profundidade de correlação, um parâmetro que mede a espessura de todo o volume iluminado, além da profundidade de campo. Essa profundidade é justamente a região que contribuirá com as partículas fora de foco (Equação 5.4). A profundidade de correlação é um parâmetro importante de ser analisado pois quanto maior a profundidade de correlação, mais a definição da imagem é prejudicada. Com isso, quanto maior o valor de  $Z_{corr}$  menor a acurácia do campo de velocidade calculado.

$$Z_{corr} = 2 \left[ \frac{(1-\sqrt{\varepsilon})}{\sqrt{\varepsilon}} (f^{\#2} d_p^2 + \frac{5,95(M_0+1)^2 \lambda^2 f^{\#4}}{M_0^2}) \right]^{\frac{1}{2}} \quad 5.4$$

Onde:

$M_0$  é a magnificação da lente objetiva

$f^{\#}$  é o número f da lente objetiva

$d_p$  é o diâmetro das partículas traçadoras

$\lambda$  é o comprimento de onda da fonte de luz

$\varepsilon$  é o valor limite (normalmente considerado 0,01)

O valor de  $f^{\#}$  pode ser calculado utilizando o número de abertura da lente (NA), com a relação de  $NA=0,5f^{\#}$ . Considerando a Equação 5.4 para um valor de  $f^{\#}$  igual a 0.8 ( $NA=0.4$ ), de  $d_p = 1 \mu\text{m}$ , com  $M_0 = 20$ ,  $\lambda = 575 \text{ nm}$  e  $\varepsilon = 0,01$ , o valor de profundidade de correlação é de 7,41  $\mu\text{m}$ . Para distâncias além desse valor, que corresponde a 1,34% da altura do canal, a contribuição da intensidade de luz emitida pelas partículas traçadoras se torna irrelevante.

### 5.4.3 Materiais - $\mu$ PIV

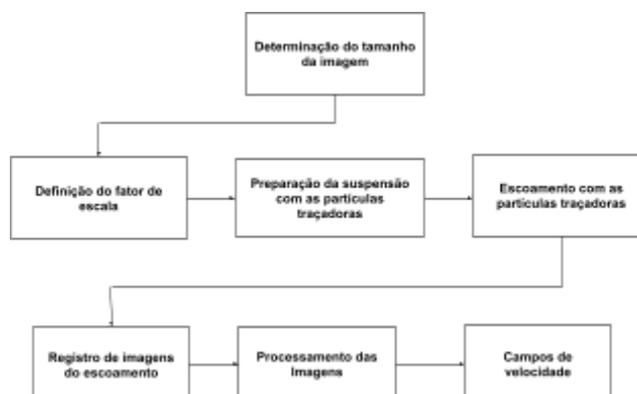
As partículas traçadoras utilizadas foram adquiridas da Thermo Fisher (*Fluospheres carboxylate modified microbeads*). Essas partículas são de poliestireno, com 1  $\mu$ m de diâmetro, envolvidas com um corante fluorescente vermelho de Nilo (comprimento de onda de absorção/emissão: 535/575 nm), modificadas com um polímero que garante o caráter hidrofílico da partícula e são fornecidas em suspensão (INVITROGEN, 2005) (Figura 5.8). As a concentração de partículas em suspensão no produto comercial é de  $3,64 \times 10^{10}$  partículas/mL (para uma suspensão de 2% de sólidos conforme a especificação do produto).



**Figura 5.5.** Partículas traçadoras de poliestireno comercializadas pela Thermo Fisher.

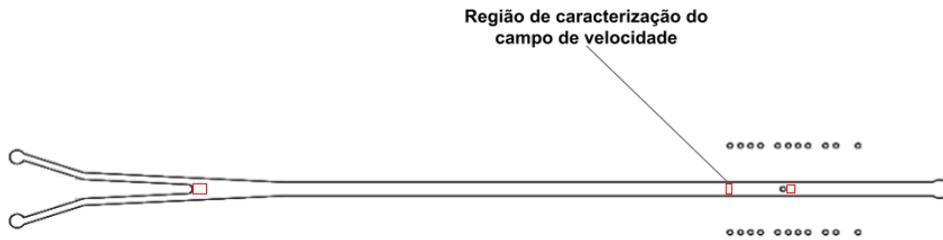
### 5.4.4 Procedimento Experimental $\mu$ PIV

O procedimento experimental aqui detalhado seguiu o trabalho de CURCINO (2020). A Figura 5.6 mostra o fluxograma envolvendo todas as etapas do procedimento experimental para a técnica de  $\mu$ PIV.



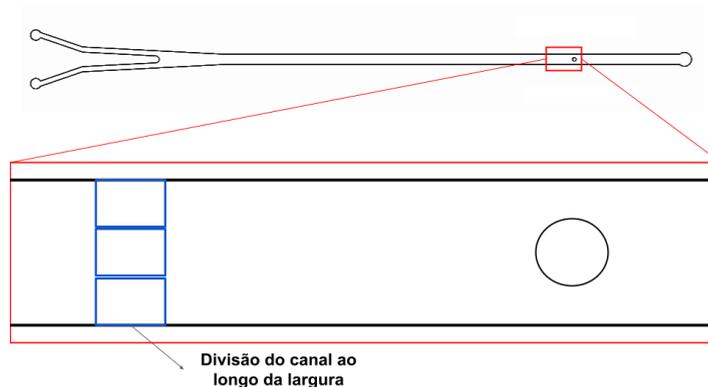
**Figura 5.6.** Fluxograma dos procedimentos a serem realizados para as medições com  $\mu$ PIV.

As regiões de medição utilizadas para medição do campo de velocidades foram antes do pino cilíndrico (Figura 5.7). Essa região foi selecionada tendo em vista a análise do desenvolvimento hidrodinâmico do fluido e para comparação com a velocidade teórica. Também foi analisada a magnitude de vetores logo após o pino e na região de encontro entre as duas correntes, para verificar o comportamento dos fluidos.



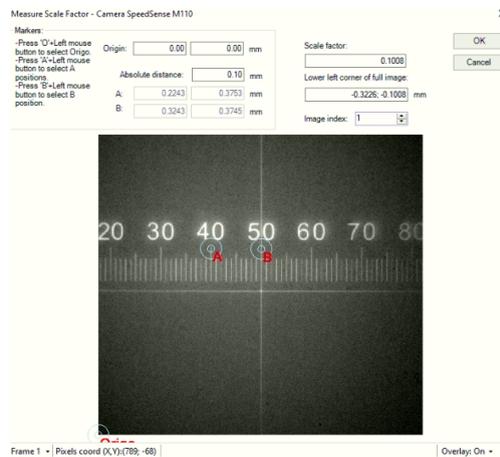
**Figura 5.7.** Regiões de medição para a caracterização do campo de velocidade.

A primeira etapa do procedimento de medição com a técnica de  $\mu$ PIV é a determinação do tamanho da imagem a ser registrada pela câmera de alta resolução. Para isso, posicionou-se o microcanal no suporte do microscópio e analisou as melhores condições para visualização do canal e das partículas traçadoras. Por isso, escolheu-se a lente de 20X e o tamanho da imagem de 640 x 600 pixels. Devido à escolha da lente, foi necessário dividir a largura do canal em três partes e reconstruir o escoamento no canal no momento de processar o perfil vertical de velocidade (Figura 5.8).



**Figura 5.8.** Desenho esquemático da divisão do canal, ao longo da largura, para caracterização do campo de velocidade antes do cilindro.

O segundo procedimento envolvido na medição do campo de velocidade é a determinação da relação de pixel e mm da imagem (Figura 5.7). Uma vez que a distância entre dois pontos é conhecida, é possível determinar a relação entre a distância em pixels para mm (fator de escala). Essa etapa foi comum em todos os experimentos realizados. Para isso, foi utilizada escala padrão de vidro, calibrada, de 1 mm de comprimento e resolução de 10  $\mu$ m, da fabricante Eikonol do Brasil. Essa lente foi iluminada por uma luz emitida pelo diodo de LED. Na Figura 5.9, mostra-se a função “*Measure Scale Factor*” do software DynamicStudio®, onde seleciona-se dois pontos (A e B) na imagem de calibração e insere o valor correto da distância entre eles. A relação encontrada, para a lente de 20X, foi de 0,1008.



**Figura 5.9.** Determinação da relação de pixel e mm da imagem utilizando régua padrão para o experimento de  $\mu$ PIV.

Com o tamanho da imagem definida e registrada a imagem de calibração, é necessário posicionar o plano focal no meio do canal para dar início às medições. Para isso, foi necessário o uso de um relógio apalpador, acoplado na base de sustentação do microscópio. Com a iluminação de LED e a lente selecionada para a ampliação e aquisição das imagens, posicionou-se o feixe de luz na primeira área de medição e bombeou água deionizada para o preenchimento de todo o volume do canal. Com a presença do fluido, é necessário considerar o desvio de posição devido ao índice de refração dos dois meios (para a água é igual 1,33 e do ar é 1), de 1,33. Portanto, um deslocamento de 10  $\mu$ m no relógio apalpador corresponde a 13,5  $\mu$ m no microcanal. Para determinar a região central, ajustou-se o zero do relógio apalpador para a região da

base (a tampa de PDMS) e percorreu-se todo o canal até o topo do canal. A metade desse valor foi definida como o meio do microcanal no eixo z.

Para garantir que as medições estão sendo realizadas na região central do canal, correspondendo ao plano focal selecionado com o relógio apalpador, foram feitos vários registros de imagens ao longo da profundidade do canal. Após a estimativa dos campos de velocidades, selecionou-se o que apresentou a maior velocidade, sendo selecionado como o plano central do microcanal.

Com o eixo vertical posicionado corretamente, deu-se início ao registro das imagens na região das paredes do microcanal e do cilindro que serão futuramente excluídas na etapa de processamento. Com a iluminação de luz LED, registrou-se as imagens da parede superior, da parede inferior e do cilindro, em diferentes momentos. Com isso, as próximas etapas serão referentes ao início da determinação dos campos de velocidade com as partículas traçadoras, explicadas em mais detalhamento nas próximas subseções.

#### *5.4.4 Preparo das suspensões das partículas traçadoras para $\mu$ PIV*

A determinação do número de esferas por volume de suspensão foi realizada através da Equação 5.5 (INVITROGEN, 2005).

$$N_v = \frac{6C_p \times 10^{12}}{\rho_p \pi d_p^3} \quad 5.5$$

Onde:

$N_v$  o número de esferas por mL de suspensão

$C_p$  a concentração de partículas em suspensão (g/mL)

$\rho_p$  a massa específica do poliestireno (1,05 g/mL)

$d_p$  é o diâmetro da partícula

Considerando o volume da suspensão utilizada no presente estudo, 0,8 ml da suspensão contendo as partículas traçadoras em 100 ml de água deionizada, a

concentração de partículas utilizada ficou em  $2,912 \times 10^8$  partículas/mL. Essa concentração foi determinada observando as partículas em suspensão no sistema  $\mu$ PIV previamente, e analisando entre diferentes concentrações qual apresentava um menor ruído de fundo e uma maior densidade de partículas bem definidas para o canal em estudo. Não foi realizado nenhum experimento para confirmar a concentração real das partículas traçadoras, sendo portanto um valor teórico.

O preparo da suspensão com as partículas traçadoras envolveu a adição de 100 mL de água deionizada em um frasco reagente Schott graduado de 200 mL, à temperatura ambiente (25°C), que foi levado para um dessecador à vácuo para remoção de microbolhas de ar. Essa remoção é importante para evitar interferências das microbolhas no canal do dispositivo microfluídico, no momento da caracterização do escoamento. Após 40 min, retirou-se o frasco do dessecador e esperou-se o estabelecimento do equilíbrio térmico com a temperatura ambiente. Com o equilíbrio térmico estabelecido, foram pipetados 0,8 mL, com uma pipeta da LABMATE HTL de 100-1000  $\mu$ L, da suspensão com as partículas traçadoras da Thermo Fisher em um balão volumétrico de 50 mL, que foi posteriormente preenchido com água deionizada, previamente desgaseificada, até o ajuste do menisco. A suspensão foi submetida à agitação manual e transferida para outro frasco Schott de vidro âmbar de 200 mL. Após a transferência, adicionou-se mais 50 mL de água deionizada no balão volumétrico até o ajuste do menisco para limpar quaisquer resquícios de partículas traçadoras e este volume foi adicionado ao Schott contendo a suspensão, totalizando o volume final de 100 mL.

Ao frasco Schott adicionou-se uma barra magnética e o frasco foi levado ao agitador magnético para mistura contínua durante todo o período de caracterização do escoamento. Essa agitação é necessária para promover a dispersão uniforme das partículas traçadoras e evitar aglomerações.

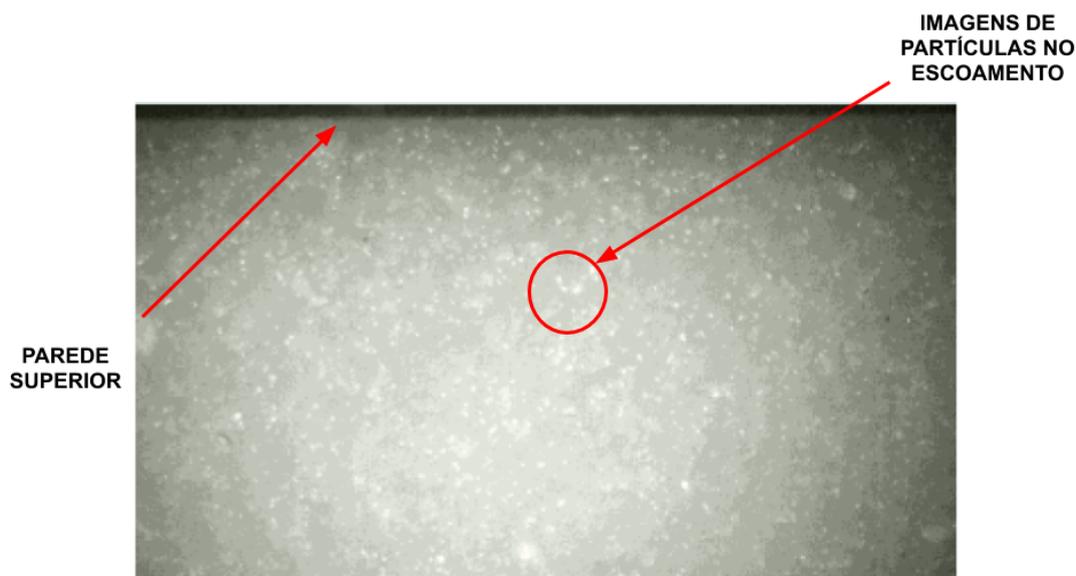
#### *5.4.5 Determinação do campo de velocidade com $\mu$ PIV*

Posteriormente, com o microdispositivo posicionado corretamente, deu-se início ao bombeamento da suspensão com as partículas traçadoras, com a fonte de laser na sua potência máxima. Para cada medição, foram registradas um conjunto de imagens, segundo os parâmetros de aquisição apresentados na Tabela 5.3. As imagens foram registradas em quadro único e, na etapa de processamento, foram convertidas para

quadro duplo. Esse registro de imagens foi realizado para as três medições ao longo da largura do canal, e uma das imagens do escoamento é apresentada na Figura 5.10.

**Tabela 5.3.** Parâmetro de aquisição de imagens no sistema  $\mu$ PIV.

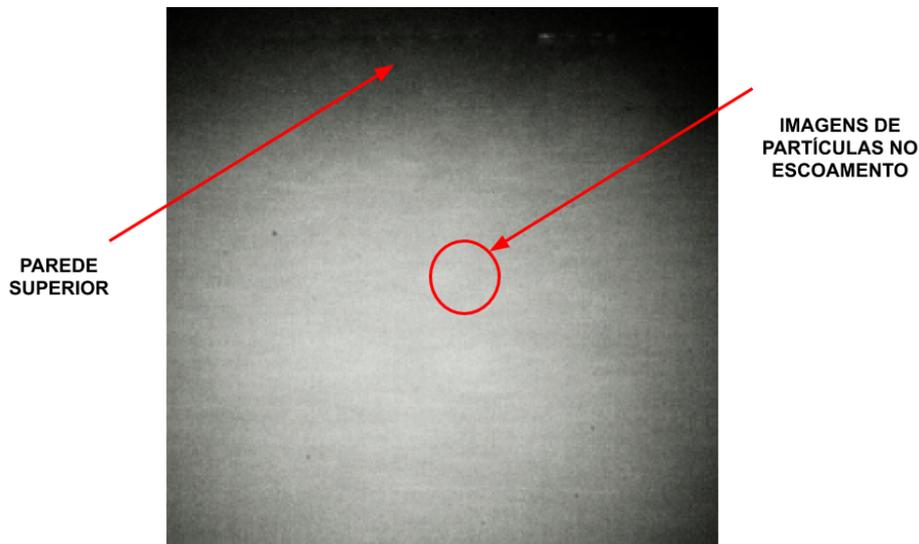
<b>Magnificação da lente objetiva</b>	20X
<b>Potência do laser</b>	100%
<b>Frequência de aquisição de imagens (Hz)</b>	1000
<b>Tempo de exposição do sensor da câmera (<math>\mu</math>s)</b>	100
<b>Iluminação pelo laser</b>	Contínua
<b>Modo de aquisição da imagem</b>	Quadro único



**Figura 5.10.** Escoamento no microcanal com uma vazão de 1 mL/min.

Entretanto, para a técnica de  $\mu$ PIV só foi possível analisar o campo de velocidade para as vazões de 1 mL/min, 5 mL/min e 10 mL/min, devido ao rastro da trajetória deixado pelas partículas em vazões mais altas. Devido à maior velocidade, a etapa de processamento fica comprometida, não sendo possível identificar a trajetória dos grupos de partículas. A Figura 5.11 mostra as partículas registradas para uma vazão de 20 mL/min. Os parâmetros utilizados para o registro da Figura 5.9 foram os que

possibilitaram o menor tempo entre cada pulso (180  $\mu$ s), sendo a frequência de aquisição das imagens de 5500 Hz e o tempo de exposição de 100  $\mu$ s.



**Figura 5.11.** Rastro da imagem da partícula para a vazão de 20 mL/min.

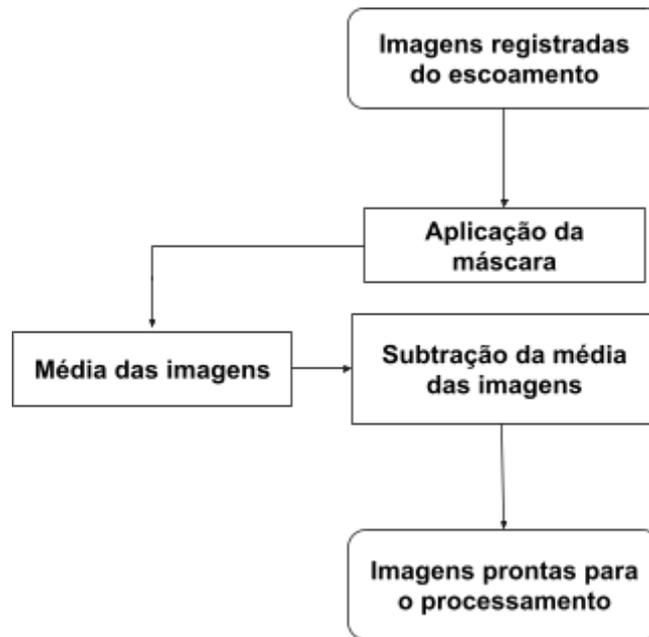
Em cada experimento 2000 pares de imagens foram adquiridas, já que com essa quantidade foi possível obter um desvio padrão das velocidades próximo de zero. Também garantiu-se que em cada janela de interrogação tivesse um deslocamento de partículas menor que 25%.

#### *5.4.6 Tratamento dos resultados*

A aquisição e processamento das imagens foram realizados no software *Dynamic Studio 2015a*. Com isto feito, deu-se início ao processamento, que foi dividido em pré-processamento, processamento e pós-processamento.

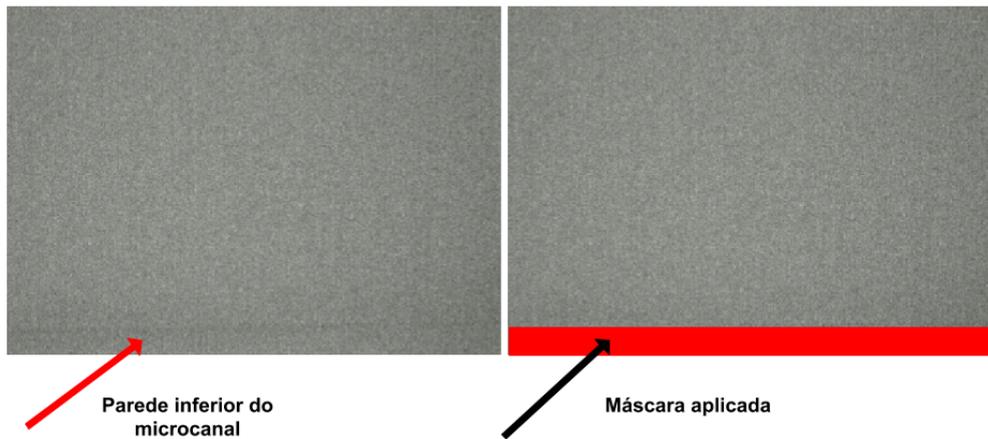
##### *- Pré-processamento das Imagens*

Nesta etapa procura-se melhorar a qualidade da imagem para a etapa de processamento. O pré-processamento foi realizado segundo o fluxograma apresentado na Figura 5.12.



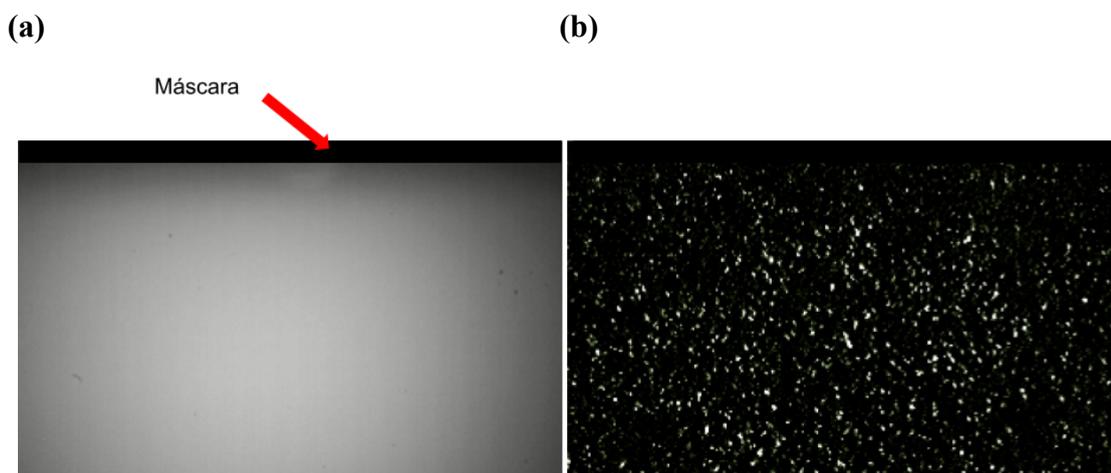
**Figura 5.12.** Fluxograma do pré-processamento das imagens registradas do escoamento. Adaptado de CURCINO, 2020.

Desse modo, o pré-processamento teve início com a imagem registrada na subseção 5.3.3, com a luz de LED. Essa imagem foi utilizada para definir as regiões estáticas (parede do canal) e evitar que o processamento aconteça nesse local, por conta da ausência de partículas traçadoras na região (Figura 5.13). Dessa maneira evita-se vetores errôneos na região e diminui-se o esforço computacional, mantendo apenas a região de interesse no processamento. Selecionou-se então a imagem contendo a máscara e o conjunto de imagens do escoamento e aplicou a função de Máscara, presente no software. Essa função vai identificar as regiões selecionadas na imagem de referência (máscara) e aplicar a todo o conjunto de imagens selecionado. O mesmo procedimento foi repetido para as duas regiões contendo a parede ao longo da largura do canal, e também para as imagens que continham o pino cilíndrico, considerado também como região estática.



**Figura 5.13.** Aplicação da máscara na parede inferior do microcanal.

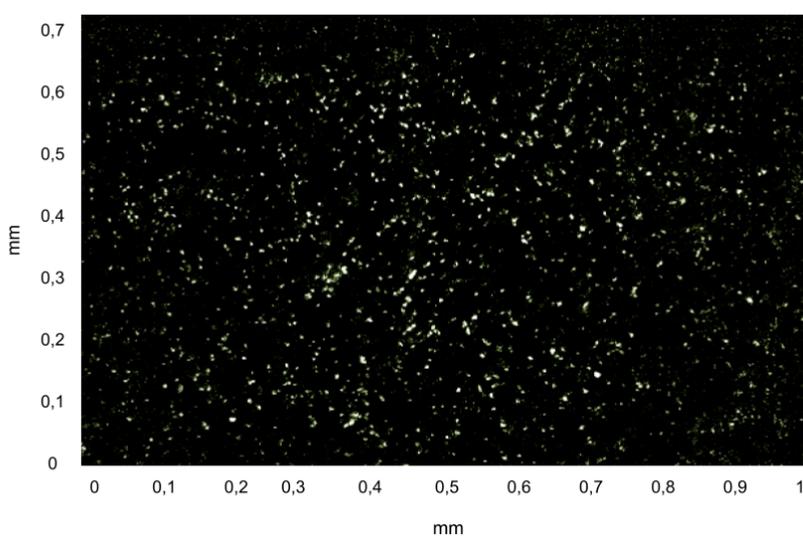
Posteriormente, definiu-se uma imagem média de todas as imagens que foram registradas. Essa imagem média foi então removida (subtraída) das imagens que serão processadas, visando remover o ruído presente. O software identifica todas as regiões estáticas nas imagens, e com isso constrói uma imagem média. Essas regiões estáticas podem acontecer devido a partículas aderidas nas paredes do microcanal, imagens fora de foco ou outros componentes que não são as partículas traçadoras (CURCINO, 2020). Com a aplicação da máscara e da imagem média, já ocorre uma melhora na imagem a ser processada, ficando apenas as partículas traçadoras de interesse (Figura 5.14).



**Figura 5.14.** Exemplo de processamento para remoção da imagem média. (a) Imagem média obtida do processamento de 2001 imagens e (b) uma das imagens após a remoção da imagem média.

- *Processamento das Imagens*

A Figura 5.15 apresenta uma das imagens das partículas no plano central do microcanal, ampliadas com uma lente objetiva de 20X, prontas para serem processadas (após o pré-processamento).



**Figura 5.15.** Imagem após a etapa de pré-processamento.

A função utilizada para o processamento das imagens foi o PIV adaptativo, um método automático, iterativo e adaptativo. Essa função ajusta o tamanho, a forma e a localização das janelas de interrogação, a depender das partículas traçadoras e dos gradientes de velocidade. Nessa função o usuário pode determinar: o tamanho da janela de interrogação, a ativação filtros de frequência e da janela de parede, a seleção da validação de picos de sinais e a adaptatividade das janelas de interrogação.

Na opção de janela de interrogação, é possível selecionar o tamanho desta, permitindo a entrada de valores da janela mínima, da janela máxima e a distância entre as duas em pixels. Quanto menor for a seleção do tamanho, mais vetores serão computados. Com isso, foi selecionado o tamanho da janela maior como sendo de 32 x 32 pixels e a janela menor de 16 x 16 pixels. A distância entre as duas janelas restringiu-se a 8 x 8 pixels.

A ativação de filtro permite o acionamento de um filtro de sequência a ser utilizado na FFT, na etapa de correlação. Essa opção não foi ativada para evitar a retirada equivocada de sinais de partículas no escoamento. A função da janela de parede permite a seleção de uma máscara na parede do canal, para identificação dessa região,

de forma a englobar as partículas próximas. Por conta disso, essa segunda máscara foi selecionada na região da parede do microcanal, a mesma já identificada na máscara.

A seleção de validação de picos de sinais, previne o uso de pontos que diferenciam-se muito dos demais (*outliers*). A validação é feita através da opção de validação dos picos e da detecção dos *outliers*. Na janela de validação de pico de correlação, algumas opções para serem selecionadas estão disponíveis: a altura do pico (apenas os picos acima do valor inserido serão considerados), razão de altura do pico (a razão entre os dois maiores picos é calculada, e o resultado tem que ser maior que o valor fornecido) e a razão sinal/ruído. Com isso, no presente estudo foi selecionada a razão de altura de pico (1,2) e razão sinal/ruído (2,0). Na opção de detecção de *outliers* definiu-se uma vizinhança de 5 x 5 pixels para detecção e substituição dos mesmos.

Na aba da adaptatividade, contém as configurações que vão afetar os ajustes que são aplicados iterativamente para cada janela de interrogação. Dessa maneira, pode-se adaptar as janelas de interrogação em função da densidade de partículas, do número de partículas e dos gradientes de velocidade. Assim, foi selecionado que cada janela de interrogação deve conter no mínimo 4 partículas. A variável de magnitude e de gradiente de velocidade, ficou nos valores de 0,1 e 0,2 respectivamente. O número de iterações foi fixada em 20 para diminuir o tempo de processamento.

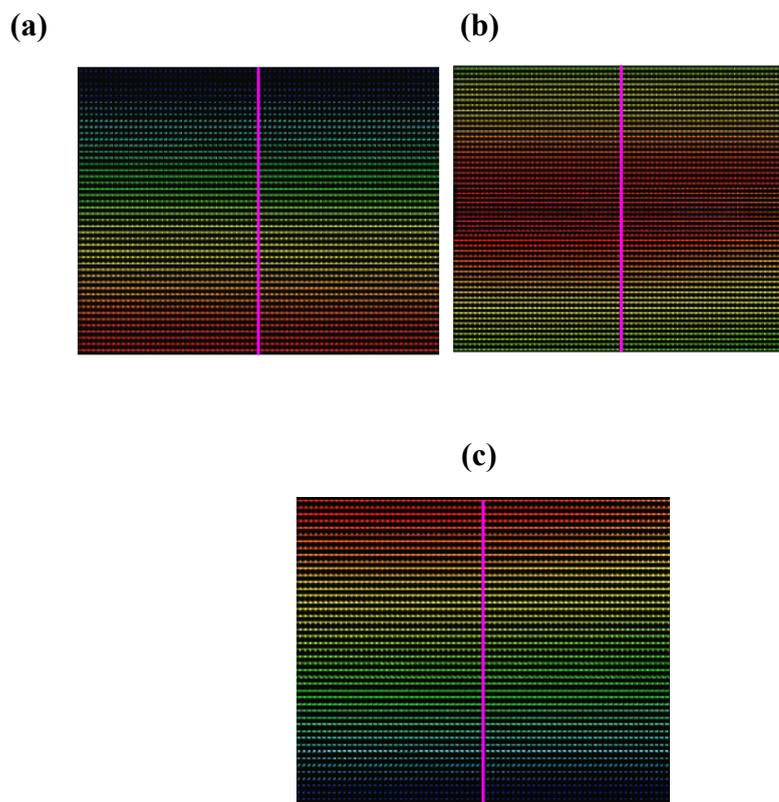
O software também disponibiliza outras funções que podem ser aplicadas para o cálculo dos vetores de velocidade, como: a média da correlação (o pico da função de correlação é obtido através da média das funções de correlação); correlação adaptativa (difere do PIV adaptativo pelo fato de não haver a deformação das janelas de interrogação); e a correlação cruzada (utiliza a tradicional técnica de correlação cruzada).

#### - *Pós-processamento das imagens*

O pós-processamento, por fim, dos campos vetoriais obtidos foi realizado rejeitando os vetores espúrios a partir de valores médios espaciais da vizinhança (7 x 5 pixels). Os vetores espúrios são considerados aqueles vetores de velocidade que apresentam magnitude, direção ou sentido divergente dos vetores vizinhos (CURCINO, 2020).

#### 5.4.7 Campo de Velocidade

O campo de velocidade final estimado será uma média dos campos de velocidades instantâneos. Com a média temporal definida, extraiu-se os perfis de velocidade da componente vertical, no centro de cada mapa vetorial (Figura 5.16) . A extração da componente vertical da velocidade foi feita para as três posições de medição ao longo da largura do canal (parede superior, meio e parede inferior).



**Figura 5.16.** Extração do perfil vertical do campo médio de velocidades para a vazão de 1 ml/min a partir do campo vetorial calculado para as três regiões analisadas do canal (a) região superior, (b) central e (c) inferior.

Com isso, as velocidades obtidas foram comparadas com a velocidade teórica. Para o escoamento em canais retangulares, o modelo matemático teórico utilizado foi baseado na solução analítica encontrada por SHAH e LONDON (1978), considerando como condição de contorno o não-deslizamento nas paredes e em função da vazão volumétrica (Equação 5.6).

$$V_x = \frac{48Q}{\pi^3 HW} \left[ 1 - \frac{192}{\pi^5} \left( \frac{W}{H} \right) \sum_{n=1,3,\dots}^{\infty} \frac{1}{n^5} \tanh\left(\frac{n\pi H}{2W}\right) \right]^{-1} \times$$

$$\left\{ \sum_{n=1,3,\dots}^{\infty} \frac{(-1)^{(n-1)/2}}{n^3} \left[ 1 - \frac{\cosh(n\pi z/W)}{\cosh(n\pi H/2W)} \right] \cos\left(\frac{n\pi y}{W}\right) \right\} \quad 5.6$$

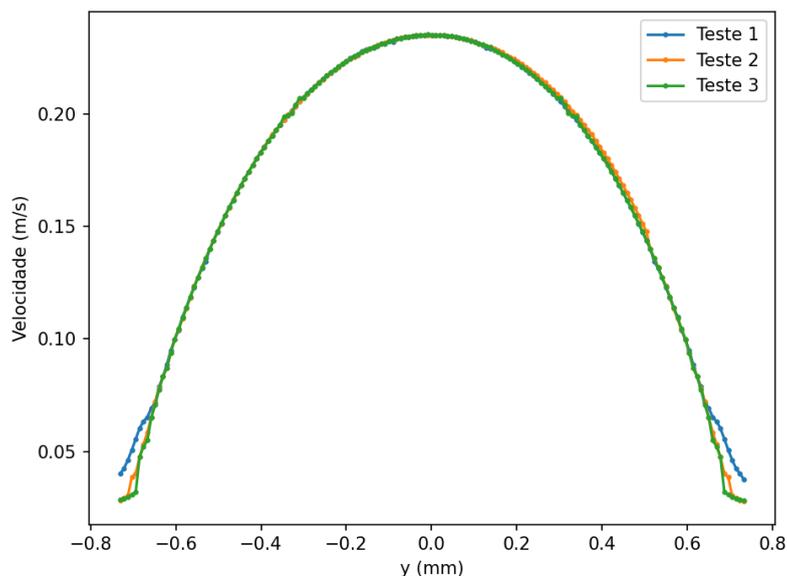
Onde:

$H$  é a altura do microcanal

$W$  é a largura do microcanal.

Visando determinar a acurácia do sistema de  $\mu$ PIV, pelo menos três medidas foram realizadas na região central do microdispositivo sem pino, em dias diferentes. Com isso foi analisada a repetibilidade do sistema, ou seja, a capacidade de ter resultados coerentes entre experimentos independentes, obtidos com o mesmo método, utilizando o mesmo material, no mesmo laboratório, pelo mesmo operador e usando o mesmo equipamento em um curto intervalo de tempo (MARK JONES e SAMANTA MARENGO, 2016).

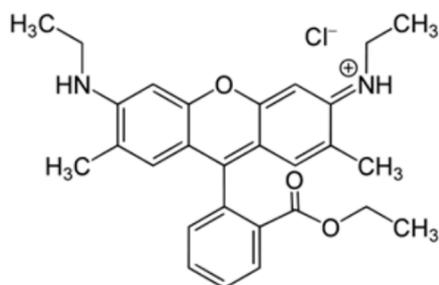
A Figura 5.17 mostra os resultados com boa conformidade entre os valores obtidos para a mesma vazão de 10 mL/min, sempre na mesma região do microcanal, com maiores discrepâncias na região próxima à parede do microcanal.



**Figura 5.17.** Resultados experimentais para o teste de repetibilidade do sistema de  $\mu$ PIV.

#### 5.4.8 Materiais - $\mu$ LIF

Para a técnica de  $\mu$ LIF os fluidos utilizados foram água deionizada e soluções aquosas de rodamina 6G diluída em água deionizada. A rodamina 6G, de nome comercial *rhodamine 590 chloride*, é um corante catiônico com peso molecular de 464,98 g/mol e massa específica de 1,23 g/cm<sup>3</sup>. Além disso, é um corante de baixo custo de aquisição e com uma alta fotoestabilidade. A sua estrutura química planar é apresentada na Figura 5.18.



**Figura 5.18.** Estrutura química planar da rodamina 6G. Adaptado de MACEDO (2012).

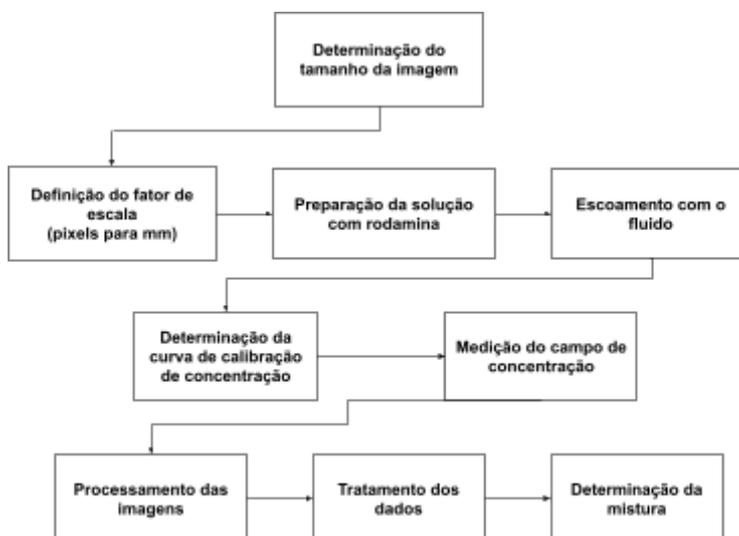
No presente trabalho, a rodamina 6G foi adquirida do fabricante Exciton, em um frasco contendo 1g (Figura 5.19). É um corante que apresenta o seu pico máximo de absorção em 527 nm e o pico de emissão entre 560 e 580 nm. A sua excitação acontece com o uso de uma fonte de laser, com a retransmissão de parte da energia absorvida pela espécie fluorescente.



**Figura 5.19.** Frasco contendo o corante de rodamina 6G.

#### 5.4.9 Procedimento Experimental $\mu$ LIF

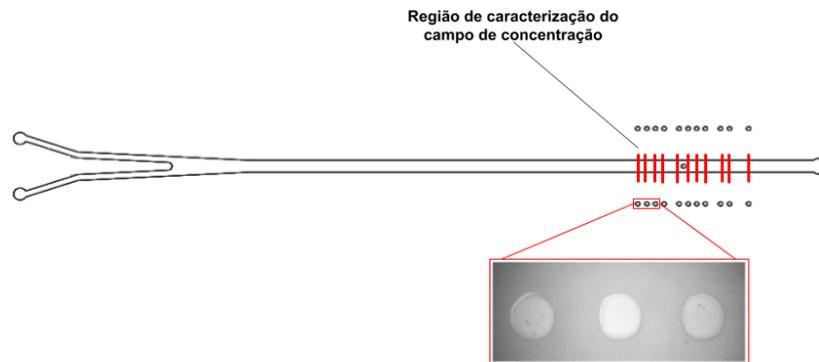
A Figura 5.20 mostra o fluxograma das etapas necessárias para a obtenção do campo de concentração com a técnica de  $\mu$ LIF. O procedimento experimental aqui descrito seguiu a metodologia de ALMEIDA (2019).



**Figura 5.20.** Fluxograma com todas as etapas necessárias para obtenção do campo de concentração com  $\mu$ LIF.

Para a técnica de  $\mu$ LIF, os pontos de medição escolhidos foram 11, baseados no trabalho de ZHANG *et al.* (2020). Os 11 pontos de medição foram definidos para avaliar a mistura antes e depois do pino cilíndrico e avaliar a performance do micromisturador. Para garantir a confiabilidade na comparação dos dados, tanto o microdispositivo com pino e sem pino apresentavam pinos cilíndricos ao lado do canal, que foram utilizados como guias para determinar o posicionamento de cada ponto de medição (Figura 5.21).

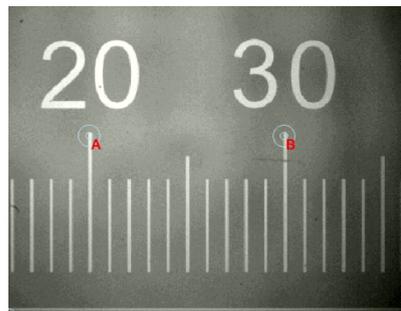
(a)



**Figura 5.21.** Região de medição para a técnica de  $\mu$ LIF mostrando os pinos guias utilizados para referência das regiões de medição.

Com isso definido, passou-se para a determinação do tamanho da imagem. Como a lente de 5X permite a visualização completa do canal, esta foi a escolhida para a análise com  $\mu$ LIF. O tamanho da imagem foi determinada então de modo a garantir uma melhor visibilidade de todo o canal, sendo estabelecido o tamanho de 768x400 pixels.

Para a definição do fator de escala para a técnica de  $\mu$ LIF, a mesma régua padrão citada na calibração do microscópio HIROX® na subseção 4.3.1 foi utilizada (Figura 5.22). Com isso, a relação encontrada entre o pixel e o mm foi de 0,4056.



**Figura 5.22.** Determinação da relação de pixel e mm da imagem utilizando régua padrão para o experimento de  $\mu$ LIF.

.Após a determinação da relação de pixel e mm, posicionou-se o microdispositivo em estudo na base de suporte do microscópio que compõe o aparato

experimental  $\mu$ LIF. Mudou-se então da fonte de LED para a de laser, utilizando 50% da sua potência e posicionou plano focal no meio do canal. Os parâmetros de aquisição das imagens empregadas para o cálculo do campo de concentração constam na Tabela 5.2.

**Tabela 5.4.** Parâmetro de aquisição de imagens no sistema  $\mu$ LIF.

<b>Magnificação da lente objetiva</b>	5X
<b>Potência do laser</b>	50%
<b>Frequência de aquisição de imagens (Hz)</b>	2000
<b>Tempo de exposição do sensor da câmera (<math>\mu</math>s)</b>	450
<b>Iluminação pelo laser</b>	Contínua
<b>Modo de aquisição da imagem</b>	Quadro único

#### *5.4.4 Preparo dos fluidos e calibração para a técnica de $\mu$ LIF*

A concentração da rodamina 6G foi determinada segundo o trabalho realizado por ZHANG (2020), com a maior concentração sendo a de 2 mg/L. Tal concentração foi testada verificando a resposta de saturação da solução e da câmera, considerando o aparato disponível. Com isso, foi então possível o uso dessa concentração com a iluminação do laser em 50%, não havendo, nessas condições, a saturação da câmera.

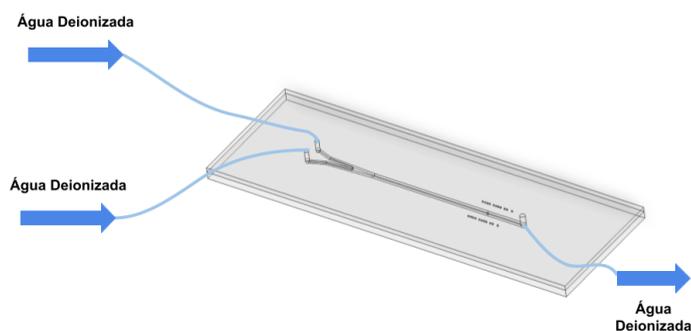
Com isso, a determinação da curva de calibração é o primeiro passo na técnica de  $\mu$ LIF. É uma etapa onde irá determinar a relação entre a intensidade de luz fluorescente das imagens e a concentração real do corante. Para essa curva de calibração pesou-se 0,008 g que foi diluído em 200 mL de água deionizada, obtendo-se uma concentração de 40 mg/L. A partir dessa solução inicial foram feitas diluições sucessivas, obtendo as concentrações de: 2 mg/L, 1,5 mg/L, 1 mg/L, 0,5 mg/L, 0,25 mg/L (Figura 5.23). Dessa maneira, as seis soluções (cinco de rodamina e um de água deionizada pura) foram adequadas para a determinação da curva de calibração e estão dentro da quantidade de pontos recomendados pelo software.

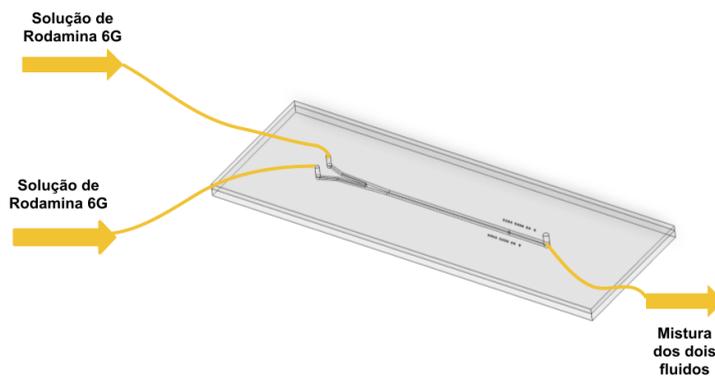


**Figura 5.23.** Soluções de rodamina 6G em água deionizada, nas concentrações de 2 mg/L, 1,5 mg/L, 1 mg/L, 0,5 mg/L, 0,25 mg/L e 0 mg/L.

De acordo com o trabalho de ALMEIDA (2019), a aquisição das imagens de calibração deve ser realizada para todos os pontos de medição e em todas as vazões determinadas para o escoamento. Isso é necessário para evitar problemas na etapa de processamento, já que nesta, além do software realizar uma relação entre a intensidade de pixel e concentração, também efetua uma comparação entre as imagens. Caso haja alguma estrutura que não estava presente nas imagens de calibração, a imagem resultante da calibração pode conter erros de medição.

Com isso o procedimento de calibração da imagem aconteceu primeiramente com o acionamento da fonte de LED e o posicionamento do microdispositivo no aparato do microscópio para visualização. Com isso, o relógio apalpador foi utilizado como explicitado na subseção 5.3.3. Com o plano focal no meio do canal, ocorreu a substituição da luz de LED pelo laser contínuo. Em seguida iniciou-se a injeção de água deionizada no microdispositivo e aguardou um intervalo de tempo de aproximadamente 1 min para o escoamento desenvolver - que foi verificado na função “*Color map and histogram*”, através da consolidação da média de intensidade de pixels (Figura 5.24).



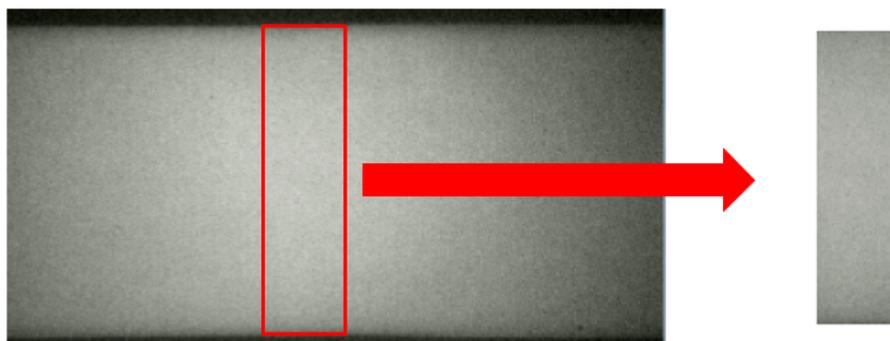


**Figura 5.24.** Desenho esquemático da inserção dos fluidos no canal do microdispositivo. (a) Inserção da água deionizada (0 mg/L); (b) Inserção da Rodamina 6G.

Com o escoamento estabilizado, foram registradas 200 imagens da concentração de 0 mg/L. A aquisição ocorreu para todas as vazões de estudo, iniciando pela maior vazão (20 mL/min). O mesmo procedimento foi repetido para todas as demais concentrações, que foi realizada da menor concentração 0,25 mg/L para a maior 2 mg/L.

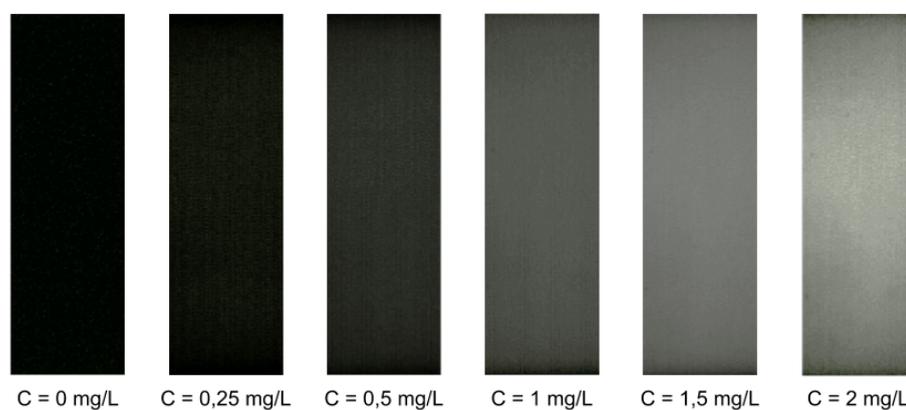
- *Pré-processamento e processamento das imagens da curva de calibração*

No software, as imagens irão passar por um processamento. Inicialmente coloca-se os valores de concentração das soluções utilizadas, nas funções *Custom Properties* e *Record Properties*. Com isso, os valores reais das concentrações foram inseridos para cada conjunto de imagens registradas. Posteriormente, definiu-se uma região de interesse na imagem, com a função ROI no DynamicStudio®, de modo que apenas a região selecionada será analisada na determinação da curva de calibração em todas as demais imagens (Figura 5.25). Dessa forma, é possível restringir a análise para apenas uma região com uma boa visibilidade do escoamento, evitando as regiões de parede ou regiões com obstáculos (pino cilíndrico).



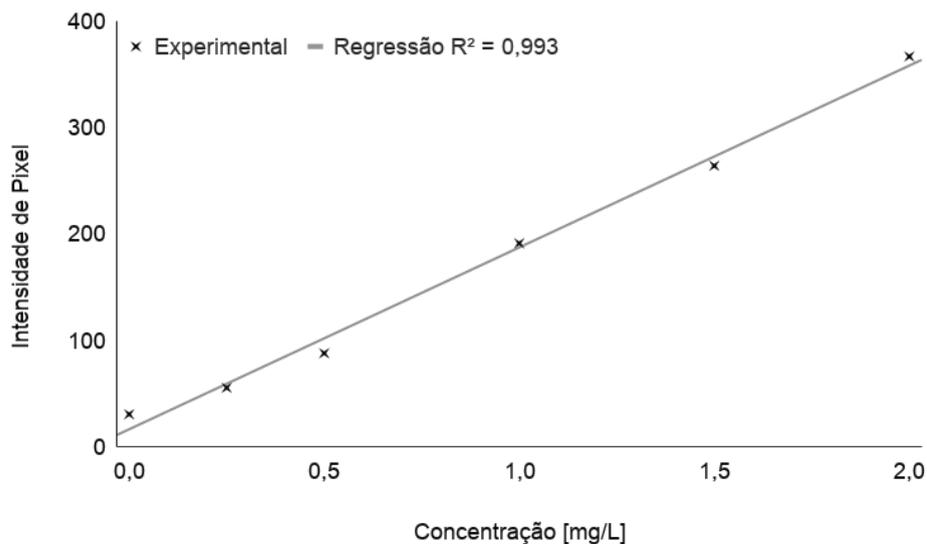
**Figura 5.25.** Exemplo da extração com a função ROI na etapa de calibração, para a concentração de 2 mg/L.

É importante que o mesmo ROI selecionado em um conjunto de imagem seja aplicado a todas as imagens das diferentes concentrações. Caso contrário o software não consegue processar as imagens para a curva de calibração. Em seguida aplica-se a função *LIF Calibration* para o processamento das imagens. O resultado dessa função é a curva de calibração. O mesmo procedimento aqui detalhado foi aplicado para todas as imagens adquiridas, das diferentes vazões e regiões de medição. A média das imagens correspondentes a cada concentração consta na Figura 5.26.



**Figura 5.26.** Imagens para determinação da curva de calibração do sistema  $\mu$ LIF.

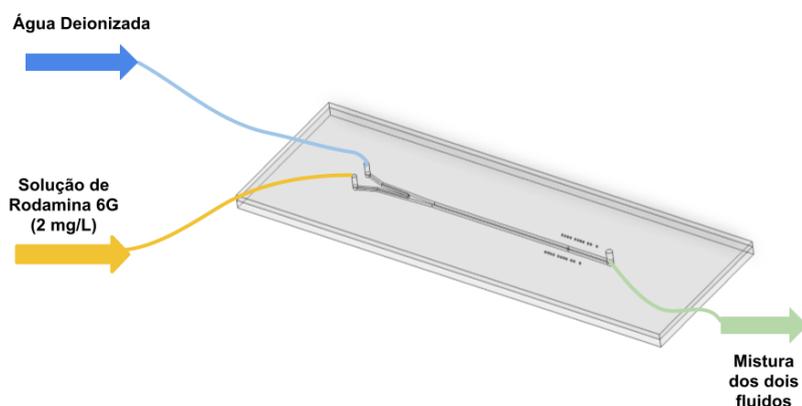
Um dos resultados da curva de calibração obtida é a Figura 5.27. Como o coeficiente de correlação ( $R^2$ ) ficou em 0,993 para essa curva, há uma tendência linear entre a variação da concentração de rodamina 6G e a intensidade de pixels.



**Figura 5.27.** Exemplo de uma das curvas de calibração obtidas do sistema de  $\mu$ LIF.

#### 4.4.5 Determinação do campo de concentração com $\mu$ LIF

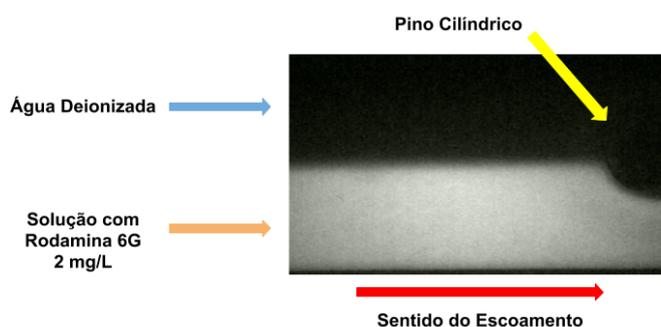
Após a obtenção da curva de calibração, injetou água deionizada no microcanal, com vazão de 10 mL/min, para a limpeza do microcanal. Em seguida iniciou o processo de medição do campo de concentração. Nessa etapa, dois fluidos foram utilizados para medir a mistura no microcanal - água deionizada e a solução com Rodamina 6G. Com isso, na entrada superior foi injetada água deionizada e na entrada inferior a solução de rodamina na concentração de 2 mg/L (Figura 5.28).



**Figura 5.28.** Esquemático da injeção da água deionizada e da solução com Rodamina 6G (2 mg/L) para medição do campo de concentração com  $\mu$ LIF.

As imagens foram capturadas depois da estabilização do escoamento, com o registro de três conjuntos com 200 imagens, iniciando a aquisição com a maior vazão até a menor (20 mL/min até 1 mL/min).

A Figura 5.29 mostra uma das imagens adquiridas durante a medição do campo de concentração, antes do encontro com o pino cilíndrico, para vazão igual a 20 mL/min. A interface entre os fluidos apresenta uma região de difusão, e o escoamento apresenta-se laminar antes do encontro com o pino, como o esperado. Com o encontro do pino cilíndrico, começa a acontecer uma mudança no escoamento e uma separação da interface com o contato com o obstáculo.

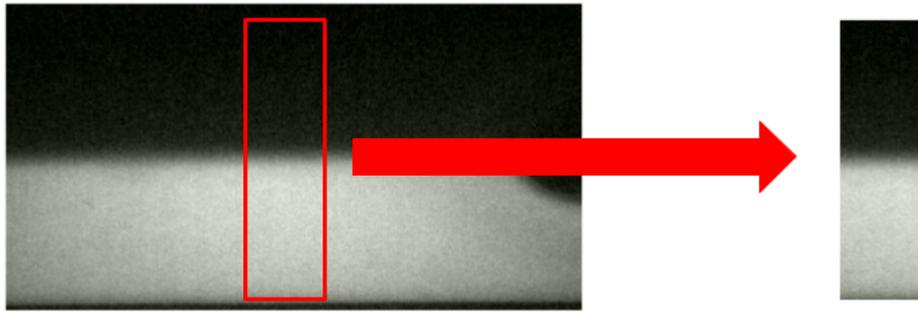


**Figura 5.29.** Imagem adquirida durante a caracterização do escoamento para  $Re \approx 336$ .

A cada região de medição era realizada a curva de calibração e posteriormente a medição da mistura com os dois fluidos. Para isso, entre cada ponto dos onze selecionados, era necessário realizar a limpeza do microcanal, que foi feita através da injeção de água deionizada. A cada medição também era realizada a anotação da temperatura do ambiente e do líquido, para posterior análise das propriedades dos fluidos.

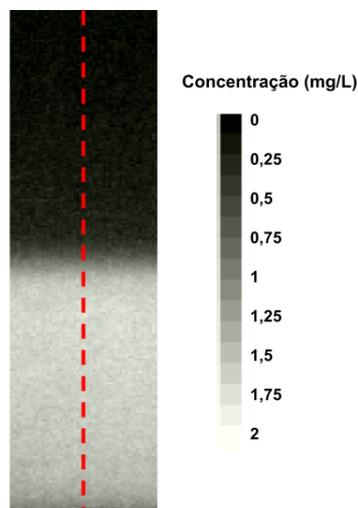
- *Pré-processamento e processamento das imagens de escoamento*

No pré-processamento das imagens foi realizada a extração do mesmo ROI utilizado na curva de calibração. Como o software armazena sempre as dimensões do último ROI, este foi aplicado nos três conjuntos das imagens adquiridas. Segundo GARCIA (2019) não é necessário nenhum tratamento adicional nas imagens, pois isso diminui a intensidade do pixel e compromete os resultados. A Figura 5.30 mostra a extração do ROI nas imagens de medição com os dois fluidos.



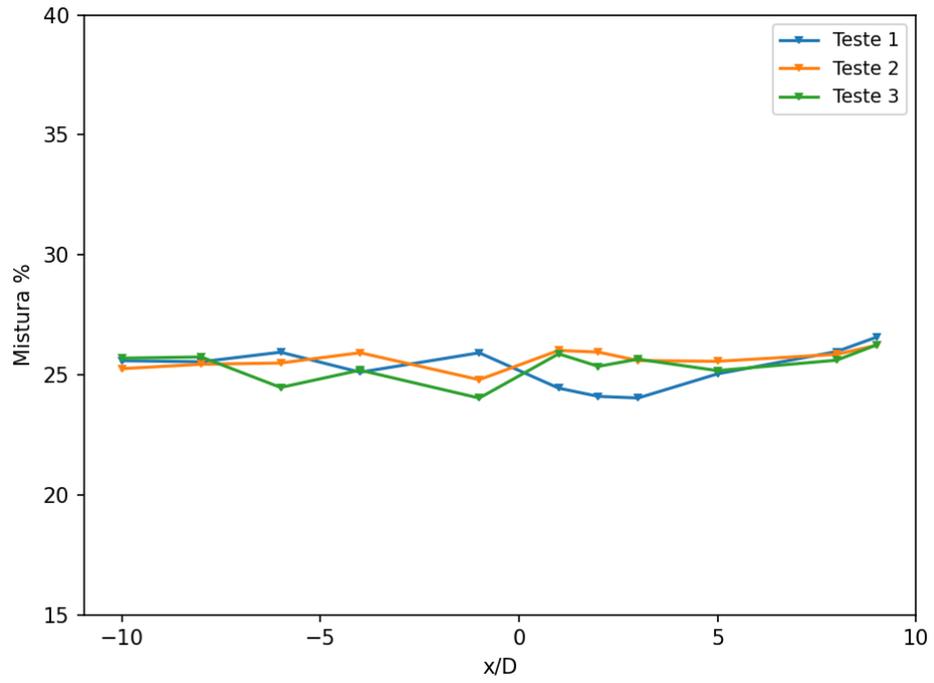
**Figura 5.30.** Exemplo de imagem registrada durante a caracterização do escoamento com a aplicação do ROI, para  $Re \approx 336$ .

Logo após foi aplicado o processamento de LIF (“*LIF Processing*” no DynamicStudio®), o que resultou em 200 campos de concentração instantâneos. Por fim, realiza-se uma média temporal dos 200 campos de concentração gerados e obtém-se um campo de concentração médio. Com o campo de concentração médio definido, é possível traçar uma reta vertical e definir o perfil de concentração do campo (Figura 5.31).



**Figura 5.31.** Perfil vertical traçado na imagem média do campo de concentração gerado pelas análises do  $\mu$ LIF.

A acurácia do sistema de  $\mu$ LIF também foi medida, com pelo menos três medidas foram realizadas em todos os pontos de medições para cada experimento (11 pontos), em dias diferentes. A Figura 5.31 mostra um dos resultados para a vazão de 20 mL/min, dos três experimentos realizados. Os resultados mostram que os valores não tiveram um desvio padrão da média acima do valor de 1,3.



**Figura 5.31.** Resultados do teste de repetibilidade no microdispositivo sem pino.

## 6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos neste trabalho, como a caracterização dimensional dos microdispositivos, a calibração do sistema de infusão e a caracterização do campo de velocidade e do campo de concentração do escoamento dos fluidos nos microdispositivos. Também são apresentados os resultados da análise de mistura utilizando a fórmula de não homogeneidade.

### 6.1 Resultados da Caracterização Dimensional

Os resultados da caracterização dimensional aqui apresentados envolvem o molde em PMMA e o microdispositivo em PDMS fabricado com a técnica de litografia macia. Os resultados obtidos nessa etapa foram utilizados para calcular a vazão estudada. A Tabela 6.1 mostra os valores médios obtidos e o desvio relativo em relação ao valor do projeto ( $DR_N$ ).

**Tabela 6.1.** Resultado da caracterização dimensional do microdispositivo com pino.

Posições	Projeto [ $\mu\text{m}$ ]	Molde (PMMA)			Microdispositivo (PDMS)		
		Média [ $\mu\text{m}$ ]	Incerteza Expandida [ $\mu\text{m}$ ]	$DR_N$ [%]	Média [ $\mu\text{m}$ ]	Incerteza Expandida [ $\mu\text{m}$ ]	$DR_N$ [%]
Largura do canal de entrada ( <b>Wi</b> )	700	748,9	13,7	6,9	706,5	9,7	0,9
Largura do canal principal ( <b>W</b> )	1480	1455,6	18,1	1,6	1401,8	23,5	5,2
Altura/profundidade do canal principal ( <b>H</b> )	1000	1028,3	162,5	2,8	1009,0	35,0	0,9
Diâmetro do cilindro ( <b>D</b> )	530	494,2	38,8	6,7	488,2	9,30	7,8
Altura do cilindro ( <b>h</b> )	1000	1236,7	138,3	1,0	1004,6	10,1	0,4
<b>W/D</b>	2,7	2,9	-	-	2,8	-	-
<b>H/D</b>	1,8	2,0	-	-	2,0	-	-
<b>h/H</b>	1	1,2	-	-	0,9	-	-

<b>h/W</b>	0,67	0,84	-	-	0,71	-	-
<b>H/W</b>	0,67	0,70	-	-	0,72	-	-

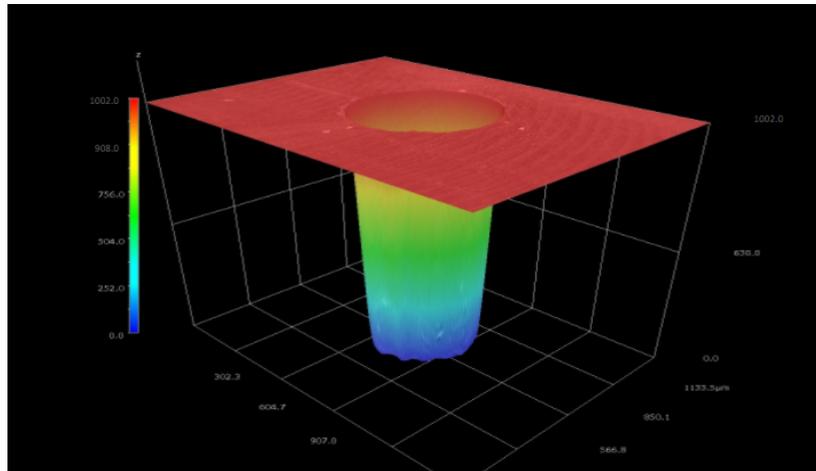
**Tabela 6.2.** Resultado da caracterização dimensional do microdispositivo sem pino.

Posições	Projeto [ $\mu\text{m}$ ]	Molde (PMMA)			Microdispositivo (PDMS)		
		Média [ $\mu\text{m}$ ]	Incerteza Expandida [ $\mu\text{m}$ ]	DR <sub>N</sub> [%]	Média [ $\mu\text{m}$ ]	Incerteza Expandida [ $\mu\text{m}$ ]	DR <sub>N</sub> [%]
Largura do canal de entrada (W <sub>i</sub> )	700	699,2	18,0	0,1	706,2	27,7	0,8
Largura do canal principal (W)	1480	1482,6	65,3	2,2	1470,5	15,9	1,9
Altura/profundidade do canal principal (H)	1000	1019,0	92,3	1,9	1002,5	18,0	0,2
<b>H/W</b>	0,67	0,7	-	-	0,6	-	-

A partir desses resultados pode-se notar que os desvios relativos foram menores que 8% entre o projeto e o resultado obtido tanto no molde de acrílico quanto no microdispositivo final em PDMS. Além disso, verifica-se uma diminuição das dimensões do PDMS quando comparadas com o molde (exceto para a largura do canal de entrada no microdispositivo sem pino), acarretando em desvios relativos ao projeto também menores. A diminuição dos valores medidos pode ser devido a etapa de cura, que envolve um processo térmico que pode causar contração no material (ALMEIDA, 2019).

MADSEN *et al.* (2012) discutem o encolhimento do PDMS após o processo de cura, mostrando que, de fato, é um fenômeno recorrente na fabricação desses microdispositivos. Percebe-se também uma maior diferença da medida entre o molde e o PDMS nas medidas de altura, com uma maior dispersão entre os valores, o que pode ser consequência do dispositivo ter sido caracterizado através da função de reconstrução 3D - função disponível no equipamento - enquanto o segundo foi fracionado para realizar tal medida. A Figura 6.1 mostra a medida de altura do pino realizada por

reconstrução 3D no molde e a mesma medida realizada no microdispositivo em PDMS.



**Figura 6.1.** Medida da altura do pino cilíndrico no molde de PMMA realizada através da função reconstrução 3D.

Diante dos resultados expostos, destaca-se a importância da caracterização dimensional para verificar as reais dimensões do microdispositivo, principalmente quando esse valor é utilizado no cálculo dos parâmetros utilizados para analisar os resultados. As razões de  $H/D$  e  $W/D$  são parâmetros bastante utilizados para caracterização em macroescala do escoamento ao redor de cilindros (ZHANG *et al.*, 2020). Os valores corrigidos após a caracterização dimensionais serão representadas com um \* para diferenciar dos valores do projeto. Após a caracterização dimensional os valores obtidos foram  $H/D^* = 2,06$  e  $W/D^* = 2,98$ .

## 6.2 Calibração do sistema de infusão

Nesta seção serão apresentados os resultados obtidos com a calibração do sistema de infusão. Com os resultados da caracterização dimensional calculou-se a vazão necessária para atingir os valores de Reynolds desejados para o presente trabalho. Posteriormente verificou-se, com a calibração do sistema de infusão - que incluiu duas seringas acopladas as entradas do microdispositivo -, se a vazão estava sendo atingida segundo o método gravimétrico.

Também serão apresentados os resultados da caracterização dos fluidos, necessários para a calibração do sistema de infusão e para o cálculo dos parâmetros do escoamento.

### 6.2.1 Caracterização dos Fluidos

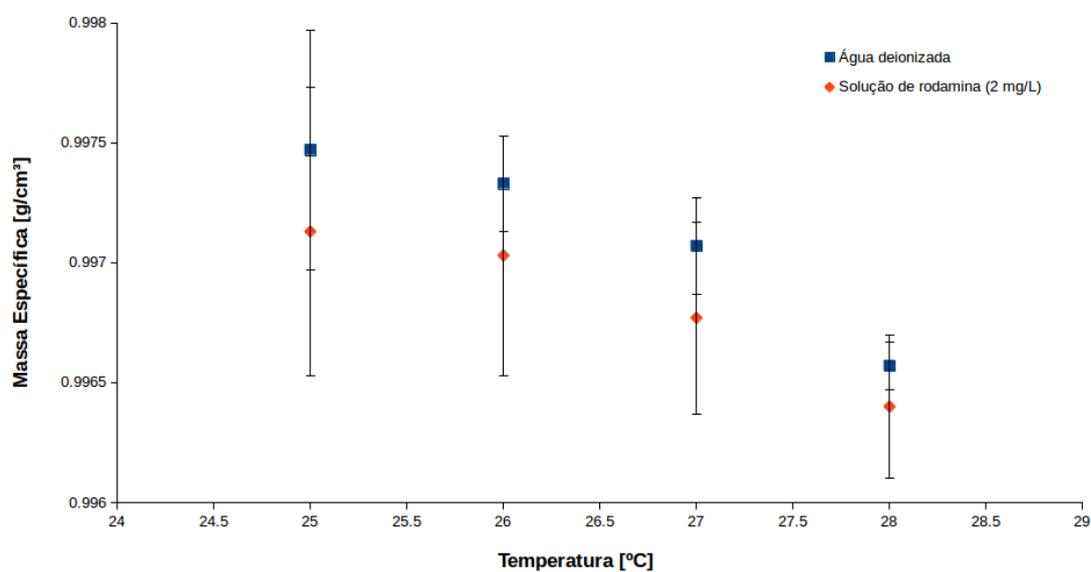
A média dos resultados obtidos com a caracterização da água deionizada e da solução com rodamina 6G (2 mg/L) constam na Tabela 6.3 e 6.4, nessa ordem. As incertezas expandidas correspondem à incerteza da repetibilidade com intervalo de confiança de 95% e graus de liberdade 2 e foram calculadas considerando a distribuição *t-student*. Os valores encontrados para a massa específica e viscosidade cinemática foram utilizados para o cálculo dos parâmetros experimentais e para a calibração do sistema de infusão. As Figuras 6.2 e 6.3 apresentam os valores da massa específica e da viscosidade cinemática, respectivamente, em função da temperatura, para os fluidos de água deionizada e solução de Rodamina 6G (2 mg/L).

**Tabela 6.3.** Propriedades físicas da água deionizada em diferentes temperaturas.

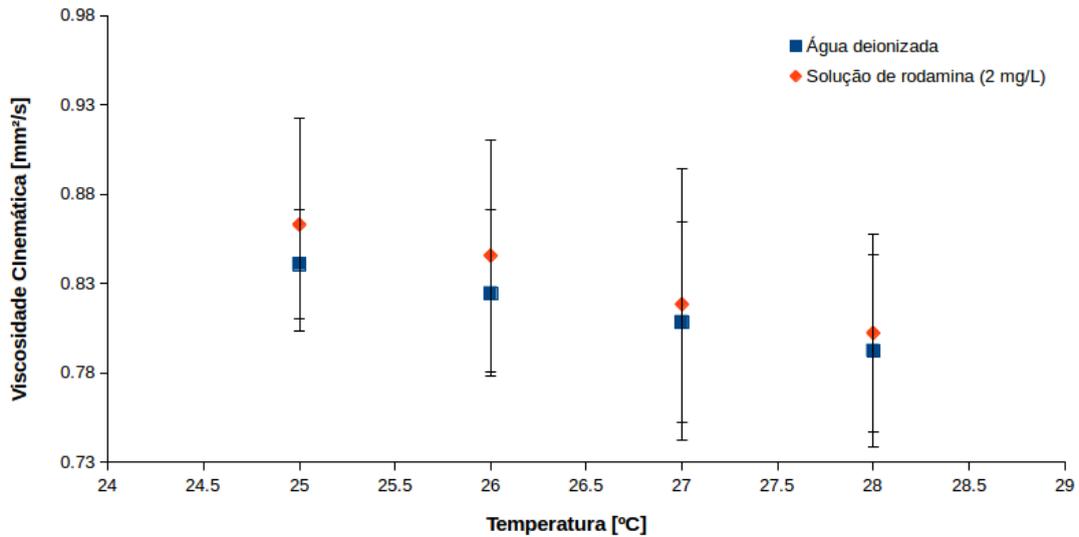
Temperatura [°C]	Massa Específica		Massa Específica (TANAK A <i>et al.</i> , 2001) [g/cm <sup>3</sup> ]	Viscosidade Cinemática		Viscosidade Cinemática (KESTIN <i>et al.</i> , 1978) [mm <sup>2</sup> /s]
	Média [g/cm <sup>3</sup> ]	Incerteza Expandida [g/cm <sup>3</sup> ]		Média [mm <sup>2</sup> /s]	Incerteza Expandida [mm <sup>2</sup> /s]	
25	0,997	0,0005	0,997	0,840	0,030	0,892
26	0,997	0,0002	0,996	0,824	0,046	0,870
27	0,997	0,0007	0,996	0,808	0,056	0,853
28	0,996	0,0002	0,996	0,792	0,054	0,835

**Tabela 6.4.** Propriedades físicas da solução de rodamina 6G (2 mg/L) em diferentes temperaturas.

Temperatura <sup>a</sup> [°C]	Massa Específica		Viscosidade Cinemática	
	Média [g/cm <sup>3</sup> ]	Incerteza Expandida [g/cm <sup>3</sup> ]	Média [mm <sup>2</sup> /s]	Incerteza Expandida [mm <sup>2</sup> /s]
25	0,997	0,002	0,863	0,059
26	0,997	0,002	0,845	0,064
27	0,996	0,001	0,818	0,076
28	0,996	0,001	0,802	0,055



**Figura 6.2.** Resultados da massa específica da água deionizada e solução de rodamina (2 mg/L) em diferentes temperaturas.



**Figura 6.3.** Resultados da viscosidade cinemática da água deionizada e solução de rodamina (2 mg/L) em diferentes temperaturas.

A Tabela 6.5 apresenta os parâmetros que foram recalculados utilizando os resultados obtidos com a caracterização dimensional e dos fluidos, para o microdispositivo com pino e sem pino. As temperaturas medidas em todos os experimentos ficaram em torno de 25°C.

**Tabela 6.5.** Parâmetros recalculados após os valores encontrados com a caracterização dimensional e com a caracterização dos fluidos a 25°C.

Vazão [ml/min]	Velocidade [m/s]	Com pino				Sem pino		
		Re	Re <sub>p</sub>	Sc	Pe	Re	Sc	Pe
1	0,01	16,0	6,6	1911	3,07x10 <sup>4</sup>	16,1	1911	3,08x10 <sup>4</sup>
5	0,05	80,4	33,0	1911	1,53x10 <sup>5</sup>	80,5	1911	1,54x10 <sup>5</sup>
10	0,11	160,8	65,8	1911	3,07x10 <sup>5</sup>	161,1	1911	3,08x10 <sup>5</sup>
15	0,17	241,2	98,7	1911	4,61x10 <sup>5</sup>	241,7	1911	4,62x10 <sup>5</sup>
20	0,22	321,6	131,6	1911	6,14x10 <sup>5</sup>	322,3	1911	6,16x10 <sup>5</sup>

Percebe-se que o valor de Re<sub>p</sub>, baseado no diâmetro do pino, vai de 6,6 até 131,6, o que caracteriza o regime laminar. Para melhor comparação entre os dois dispositivos (micromisturador e canal reto), os valores de Re apresentados nos resultados da caracterização do escoamento (μPIV e μLIF) foram baseados no diâmetro

hidráulico do canal. Além disso, para a caracterização do campo de velocidade ( $\mu$ PIV) as vazões utilizadas foram: 1 ml/min, 5 ml/min e 10 ml/min. Enquanto na caracterização do campo de concentração ( $\mu$ LIF), todas as vazões apresentadas na Tabela 6.5 foram utilizadas.

### 6.2.2 Caracterização do sistema de infusão

A partir dos resultados obtidos na subseção anterior, selecionou-se as vazões de trabalho. Com as vazões determinadas, os valores foram configurados na bomba de seringa junto com as características da seringa selecionada (Hamilton 1002 - Glass - 25 mL). Com isso, verificou-se o fornecimento correto da vazão ao longo de um tempo conhecido. Os resultados estão expostos na Tabela 6.6, que mostra os valores da vazão selecionada e da vazão encontrada após a calibração.

**Tabela 6.6.** Resultados da calibração do sistema de infusão.

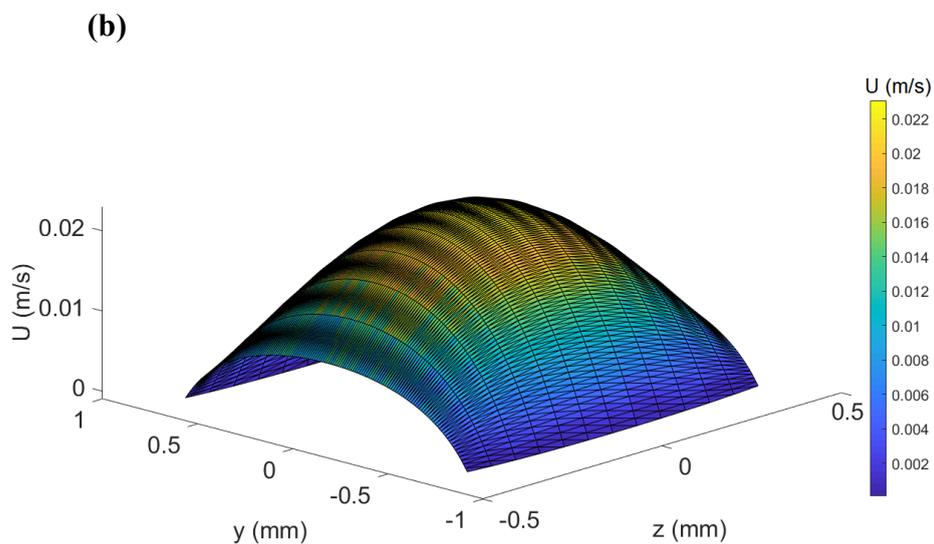
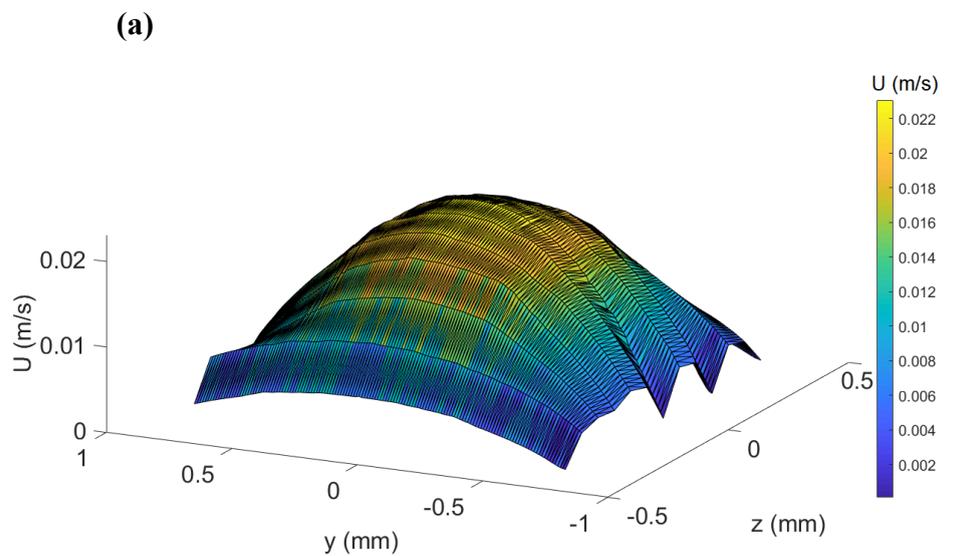
<b>Tipo de fluido</b>	<b>Vazão selecionada [<math>\mu</math>L/min]</b>	<b>Vazão calculada [<math>\mu</math>L/min]</b>	<b>Incerteza Expandida [<math>\mu</math>L/min]</b>	<b>Correção [<math>\mu</math>L/min]</b>
Água deionizada	1000	980,8	16,1	-19,1
	5000	4995,4	67,4	-4,5
	10000	10032,7	532,5	32,7
	15000	15035,6	255,6	35,6
	20000	19831,2	56,6	-168,7

Os valores da vazão selecionada foram corrigidos para a vazão calculada e esses valores foram considerados para determinação da velocidade teórica.

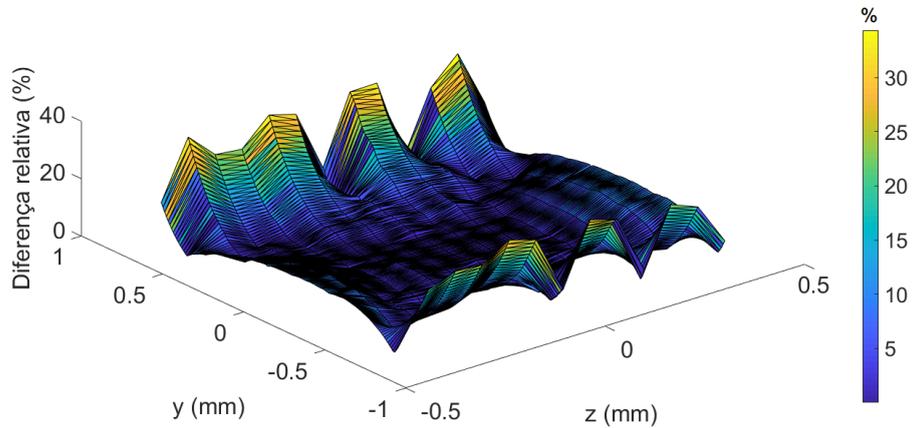
### 6.3 Resultados da caracterização do escoamento com $\mu$ PIV

Para analisar o escoamento do fluido em diferentes vazões em um microcanal com pino confinado, foram realizadas várias medidas no eixo vertical para garantir que as medidas estão sendo realizadas no plano central. Essas medidas foram realizadas movimentando as lentes objetivas na direção vertical, e considerou-se a região central como sendo aquela onde a velocidade do escoamento é máxima. A Figura 6.4 mostra os

resultados experimentais, os resultados teóricos (Equação 5.6) e também a diferença relativa (em %) entre os dois gráficos, normalizada pela maior velocidade teórica encontrada. A magnitude de velocidade entre os dois gráficos está próxima, apesar do gráfico estar com sua superfície irregular. A maior diferença relativa entre os dois gráficos se encontra na região da parede do canal, que pode ser devido a largura do microcanal e ao tamanho das partículas traçadoras utilizadas, ocasionando uma baixa densidade de partículas. Na região central, os valores de diferença relativa ficaram abaixo de 10%.

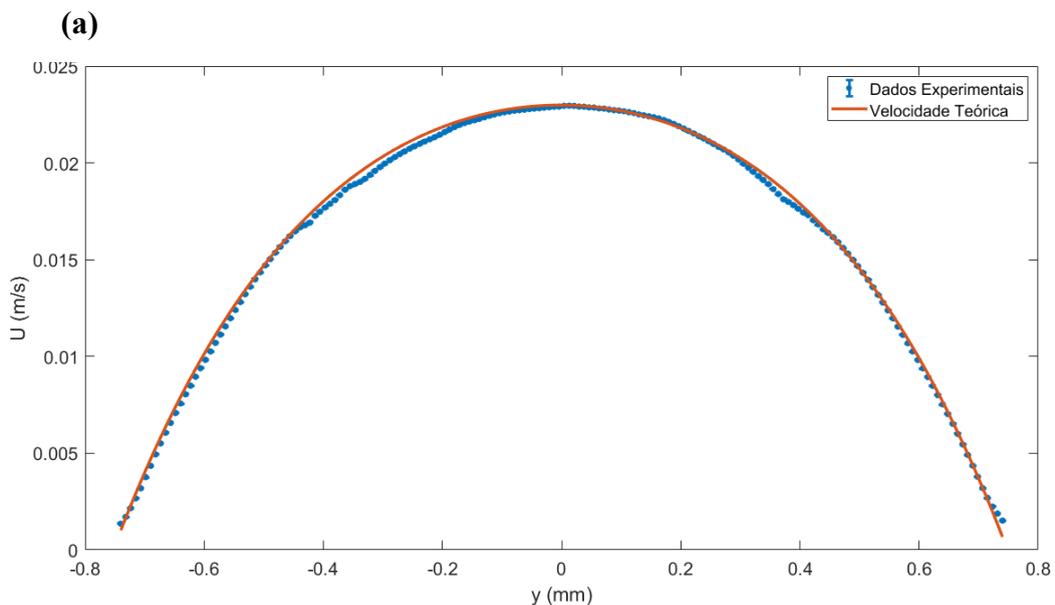


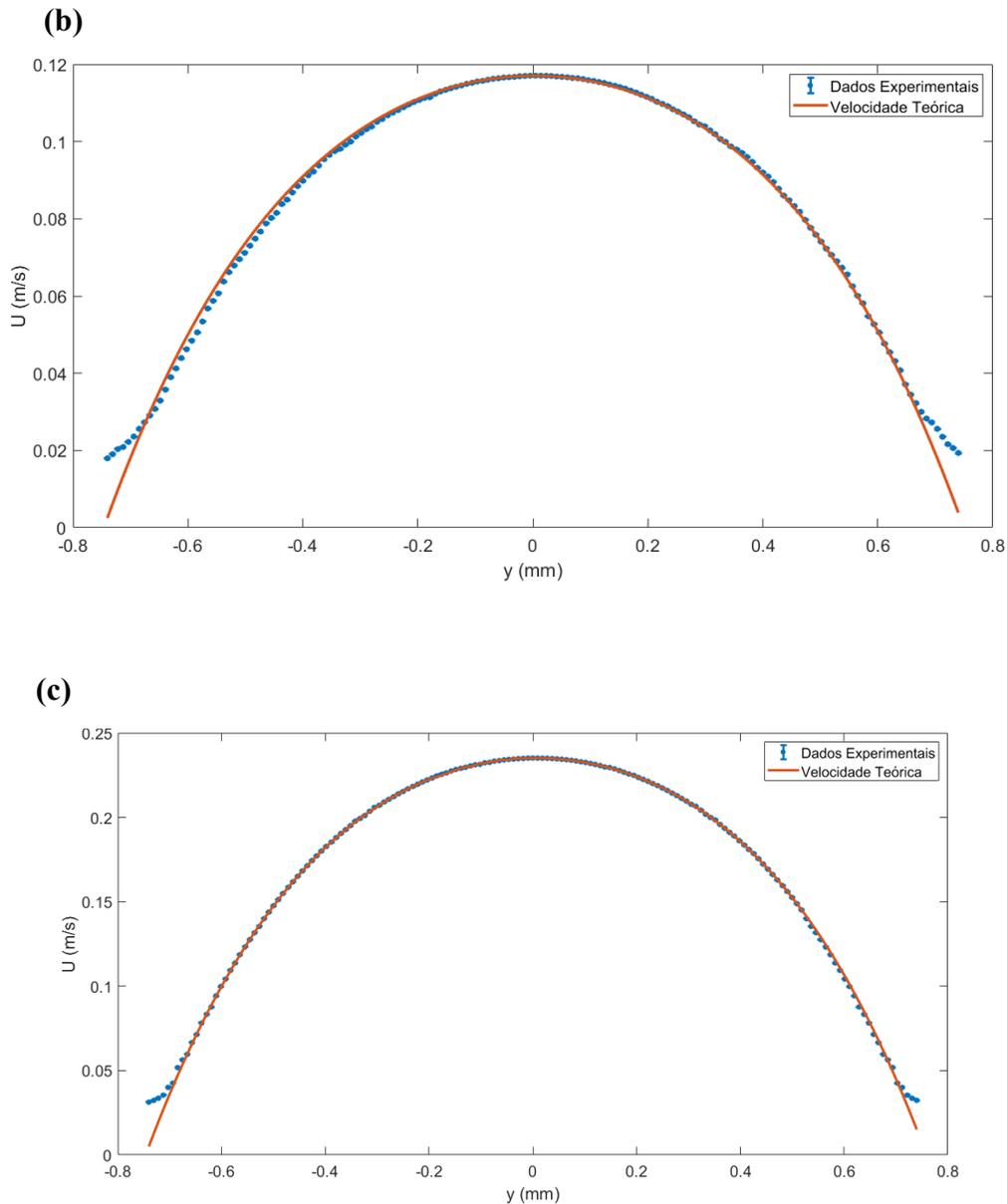
(c)



**Figura 6.4.** Perfil tridimensional do escoamento com  $Re \approx 16$ . (a) perfil tridimensional experimental; (b) perfil tridimensional teórico; (c) Diferença relativa normalizada pelo valor máximo de velocidade teórica encontrada.

Com isso, as medidas de velocidade foram realizadas nas regiões antes do pino, em diferentes números de Reynolds. Os resultados foram então comparados com a velocidade teórica. Os resultados das medições dos perfis médios de velocidade experimentais, na região acima do pino, são apresentados na Figura 6.5. As barras de erro associadas aos valores médios experimentais representam o desvio padrão da média, indicando que os valores de velocidade no perfil vertical foram muito parecidos.





**Figura 6.5.** Comparação entre o perfil de velocidade vertical experimental e a solução analítica para diferentes valores de Reynolds. (a)  $Re \approx 16$ , (b)  $Re \approx 80$ , (c)  $Re \approx 160$ .

Como pode ser observado, os resultados praticamente se sobrepõem, mostrando uma excelente concordância com a solução analítica. Isso garante que o escoamento está completamente desenvolvido na região do pino. Percebe-se que as regiões que se distanciam do perfil teórico são exatamente onde foi necessário parar a medição de um conjunto de imagem e começar em outro conjunto, para reconstrução de todo o canal, ficando bem visível esse fenômeno no gráfico para  $Re=16$ . Também é possível notar uma diferença entre as velocidades na região próxima à parede do microcanal, o que já é esperado. Para  $Re \approx 16$ ,  $Re \approx 80$  e  $Re \approx 160$  a velocidade média ficou em torno de

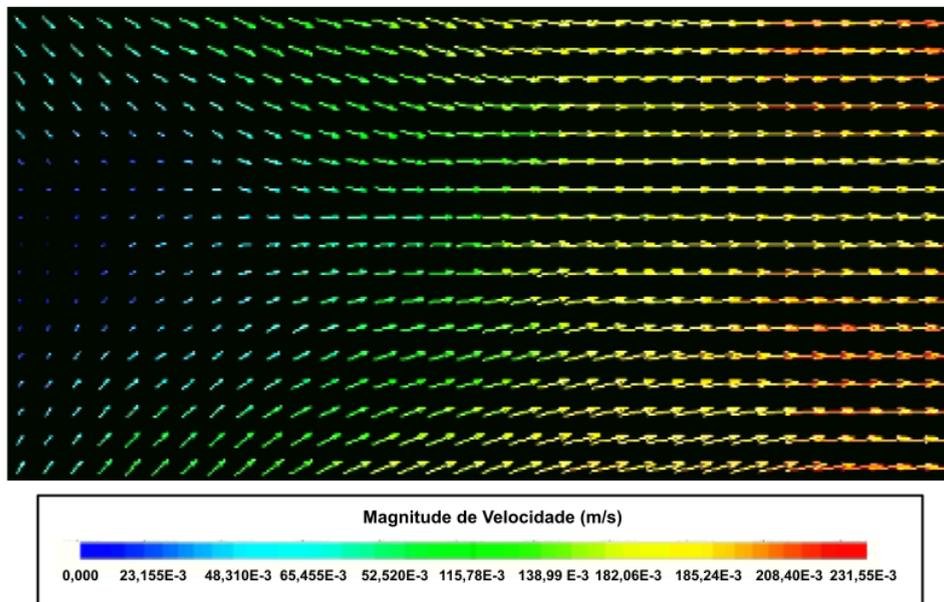
0,015 m/s, 0,083 m/s e 0,16 m/s, respectivamente. O maior tempo de residência no microdispositivo é de 4,33 s, para a velocidade de 0,015 m/s.

Para melhor análise visual do escoamento no micromisturador, a Figura 6.6 mostra a magnitude dos vetores na zona de recirculação atrás do pino mostrando que para maiores Reynolds maior o comprimento da região onde a velocidade é pequena. Essas imagens foram geradas a partir do campo médio de velocidade. Percebe-se em  $Re \approx 160$  uma região com vetores de pequena magnitude (velocidade próxima de zero), cor azul escuro, e uma região onde os valores de velocidade ficam negativos (escoamento reverso), cor azul claro (Figura 6.6).

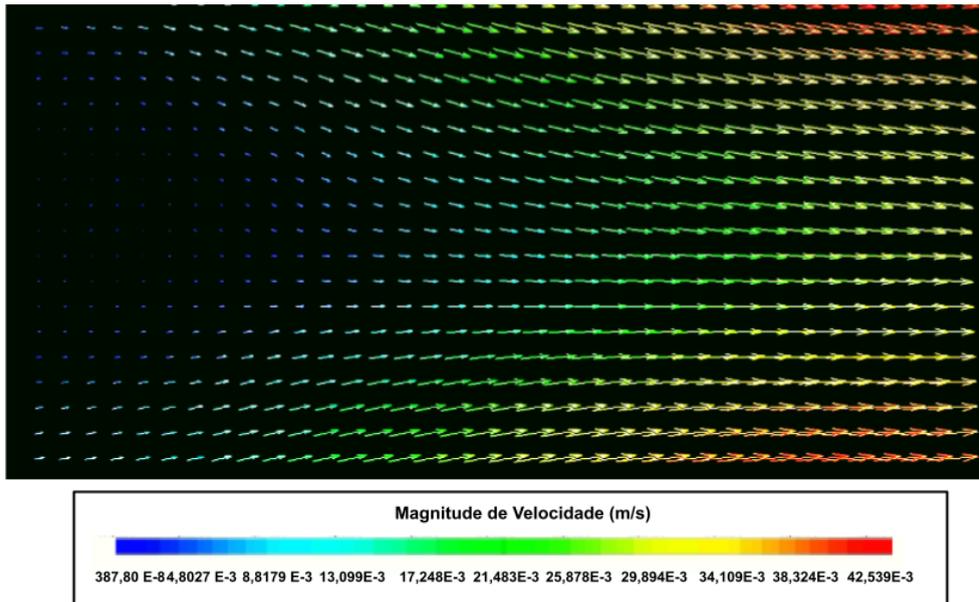
(a)



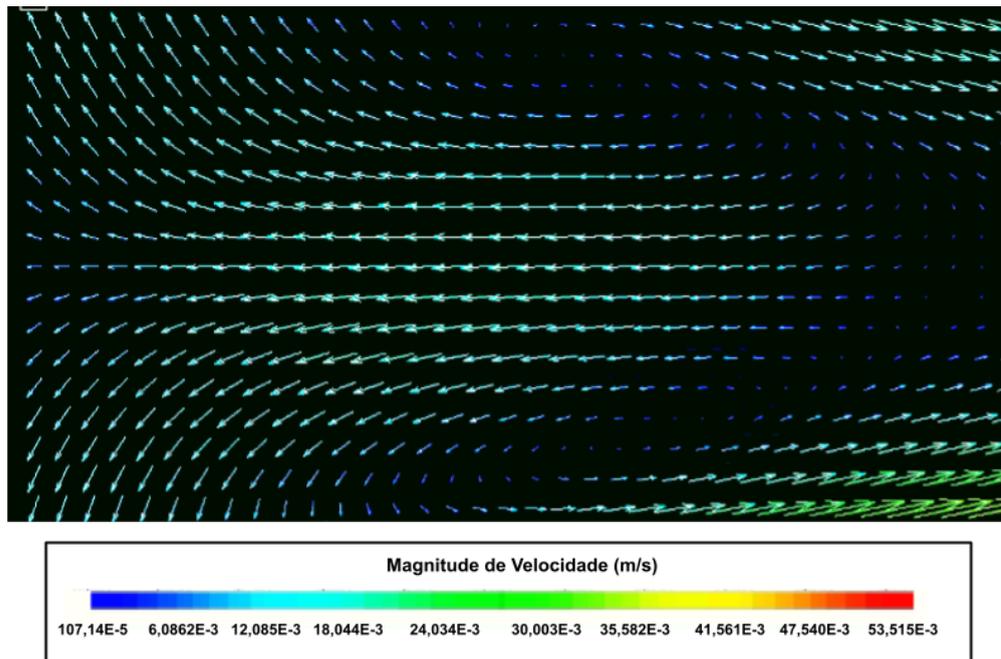
(b)



(c)



(d)



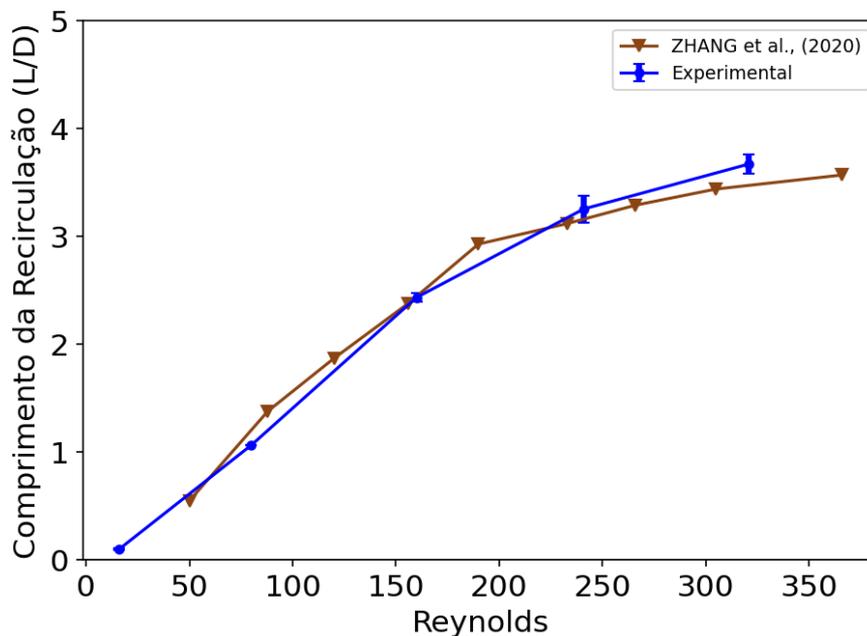
**Figura 6.6.** Magnitude de velocidade experimental medida na região (a) logo atrás do pino, para (b)  $Re \approx 16$ , (c)  $Re \approx 80$  e (d)  $Re \approx 160$ .

A formação da zona de recirculação atrás do pino cilíndrico é um fenômeno que acontece antes do desprendimento de vórtices e pode ser visualizada

(BALACHANDAR, 1997). Entretanto não foi possível a visualização do desprendimento de vórtices, devido aos baixos valores de  $Re_p$  ( $Re_p \approx 6$  a  $65$ ).

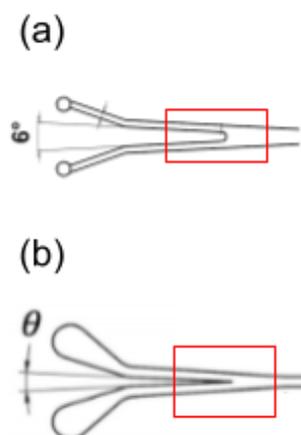
Os resultados mostram que o aumento no número de Reynolds favoreceu um aumento no comprimento da zona de recirculação atrás do pino, o que pode contribuir para um aumento na mistura na região. Para quantificar o aumento da zona de recirculação, foi calculado o seu comprimento considerando a distância entre o fim do pino até a região onde a velocidade no eixo x foi negativa. Os resultados foram comparados com a literatura e são apresentados na Figura 6.7. Pode-se perceber que os valores estão bem próximos aos encontrados por ZHANG *et al.*, (2020), para dispositivo similar, mostrando um aumento do comprimento da zona de recirculação com o aumento no número de  $Re$ , o que está de acordo com outros estudos já publicados (RIBEIRO, 2012).

Como na região atrás do pino ocorre uma diminuição na magnitude do vetor, foi possível calcular o comprimento de recirculação também para  $Re \approx 241$  e  $Re \approx 321$ .



**Figura 6.7.** Comprimento da zona de recirculação atrás no pino cilíndrico para mistura.

A região atrás do pino era para ser a única região de mistura em todo o microdispositivo. Entretanto, devido ao projeto do molde do microdispositivo, ocorreu uma de uma segunda zona de mistura, logo atrás do encontro entre os dois fluidos no início do canal, na região apresentada na Figura 6.8.



**Figura 6.8.** Diferença no projeto do microdispositivo (a) do presente estudo e (b) do trabalho de ZHANG *et al.* (2020) utilizado para comparação.

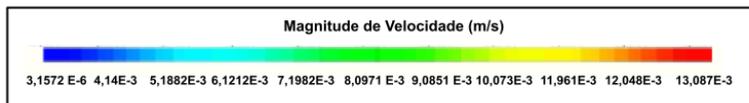
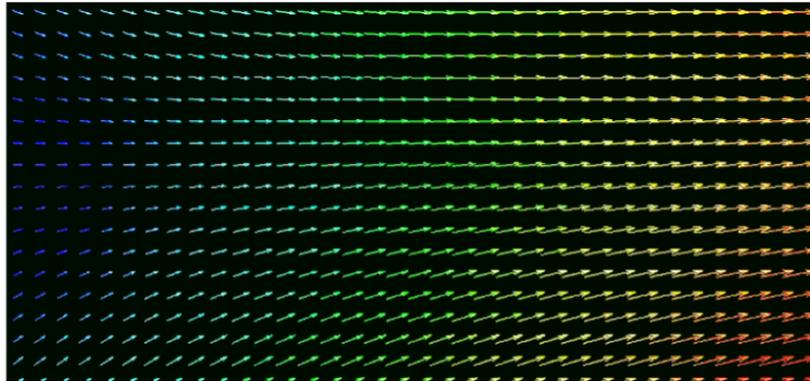
Como a fresa que mais se aproxima do tamanho do canal apresenta 0,5 mm de raio, esse valor foi o especificado entre os dois canais de entrada. O microdispositivo estudado por ZHANG *et al.* (2020), utilizado como comparação no presente trabalho, foi fabricado direto em PMMA, sem a necessidade de moldes para fabricação em PDMS, devido a dificuldades encontradas para o desmolde do cilindro. Já o microdispositivo aqui apresentado foi fabricado em PDMS, através do molde em acrílico. Com isso, o dispositivo em PDMS apresentou uma geometria na entrada do canal que proporcionou uma outra zona de recirculação, ocasionando uma instabilidade no encontro entre os dois fluidos. Por conta disso, nos resultados do campo de concentração observa-se valores iniciais de mistura, antes do pino, maiores em Re mais altos quando comparados com ZHANG *et al.* (2020).

Para avaliar a formação de zonas de recirculação na região de encontro dos dois fluidos, foi realizado o registro de imagens com as partículas traçadoras na região de encontro dos fluidos. Também foi avaliado o comprimento da zona de recirculação na região. A Figura 6.9 mostra a magnitude de vetor desses resultados e a Figura 6.10 o comprimento da zona de recirculação.

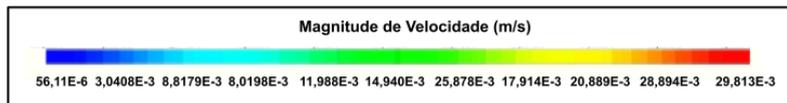
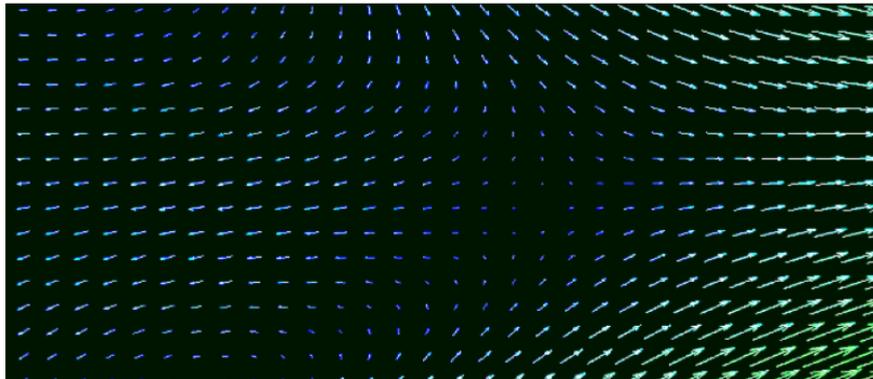
(a)



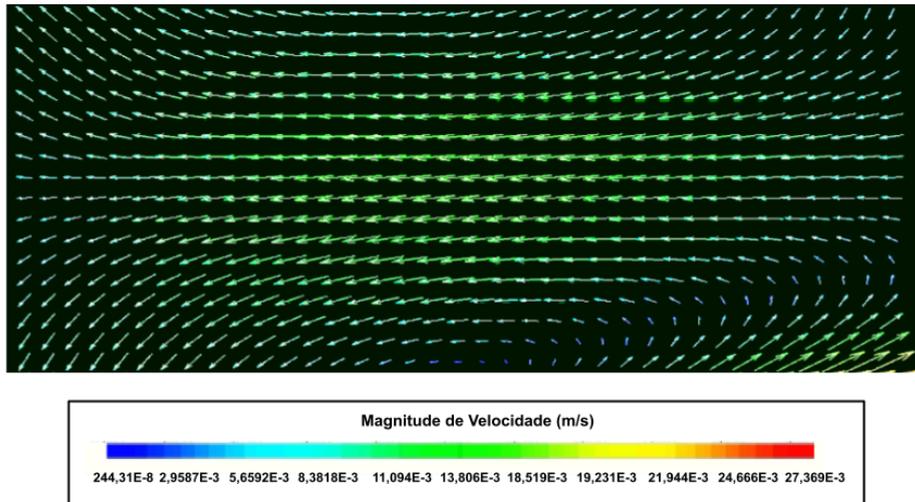
(b)



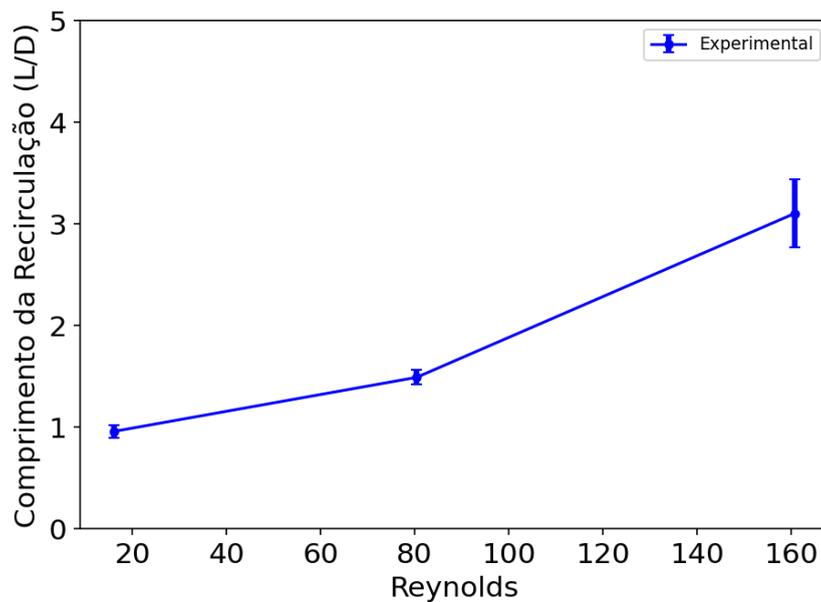
(c)



(d)



**Figura 6.9.** Magnitude de velocidade experimental na região (a) de encontro dos dois fluidos, para (b)  $Re \approx 16$ , (c)  $Re \approx 80$  e (d)  $Re \approx 160$ .



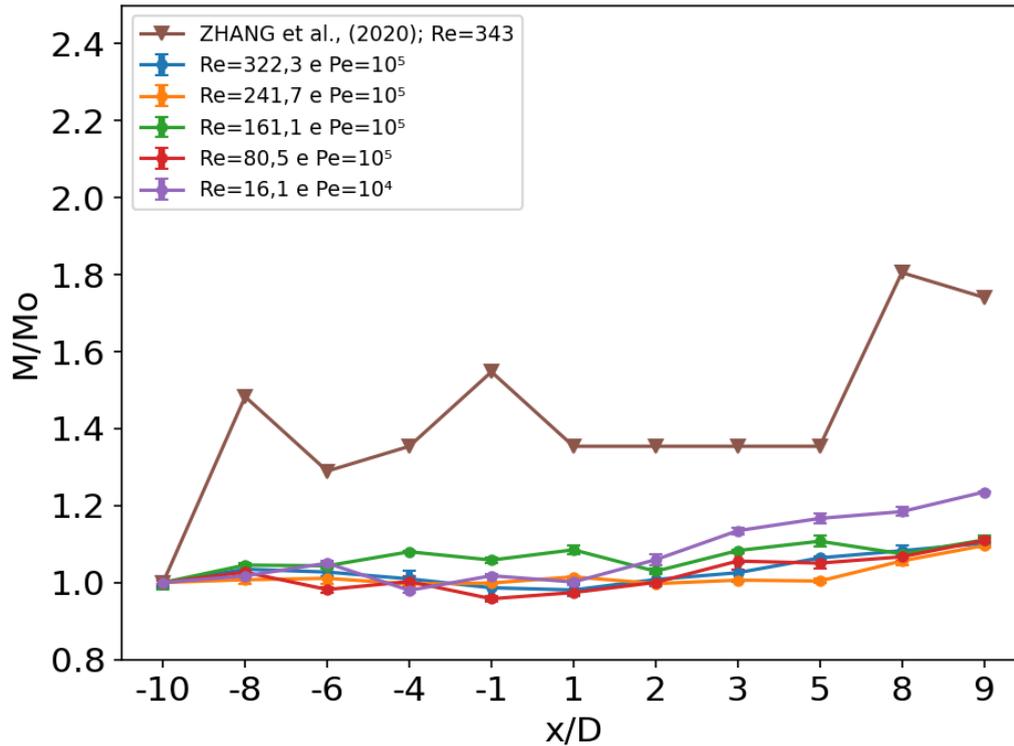
**Figura 6.10.** Comprimento da zona de recirculação atrás na região de encontro dos dois fluidos.

Os resultados mostram uma zona de recirculação maior, para o mesmo Reynolds, quando comparado com a zona de recirculação gerada pelo cilindro na região central do microdispositivo. Isso pode ser explicado pela diferença no raio dos dois cilindros, sendo o da entrada e o da região central de aproximadamente 0,5 mm e 0,265 mm, respectivamente, fenômeno bem detalhado na literatura (WILLIAMSON, 1996). Devido a presença de uma segunda zona de recirculação, a mistura não ocorreu apenas

por difusão molecular antes do cilindro. Dessa maneira, o valor de encontrado foi influenciado por esse fenômeno.

#### 6.4 Resultados da caracterização do escoamento com $\mu$ LIF

A Figura 6.11 mostra os resultados para o microdispositivo sem pino. Os valores foram normalizados pela média do valor inicial de mistura ( $M_0$ ) determinado no primeiro ponto de medição, para cada valor de Reynolds. Com essa normalização busca-se tentar minimizar os efeitos, na análise da mistura após o pino, dos encontros dos fluidos na entrada do canal principal. Os valores médio de mistura iniciais ficaram em torno de 24,17% ( $Re \approx 322$ ), 23,33% ( $Re \approx 241$ ), 21,2% ( $Re \approx 161$ ), 20% ( $Re \approx 80$ ) 18,56% ( $Re \approx 16$ ), para o microdispositivo sem pino. Os valores foram calculados segundo as Equações 3.3 e 3.4. A distância ao longo do microcanal foi normalizada pelo diâmetro do pino ( $x/D$ ). A caracterização do campo de concentração foi realizada sempre nas mesmas regiões, antes e depois do pino, com valores de  $Re$  em torno de 16, 80, 161, 241 e 322. As barras de erro associadas aos valores médios experimentais representam erro padrão com relação à média, que ficou abaixo de 3%. A Figura 6.11 também mostra os resultados encontrados na literatura, com os valores normalizados pelo valor de mistura descrito no primeiro ponto de medição (ZHANG *et al.* 2020). Pode-se perceber uma diferença entre os resultados encontrados para o dispositivo sem pino e os da literatura. Essa diferença foi devido a valores maiores da eficiência de mistura encontrados por ZHANG *et al.* (2020) ao longo do microcanal. Entretanto, o valor inicial da eficiência da mistura foi de 6% e o valor mais alto medido foi de 11%, mostrando um aumento de apenas 5% nos resultados de ZHANG *et al.* (2020). Para o dispositivo sem pino do presente estudo, o valor da diferença entre a eficiência da mistura final e a inicial, ficou em torno de 2% para  $Re \approx 322$ ,  $Re \approx 241$ ,  $Re \approx 161$  e  $Re \approx 80$ , já para  $Re \approx 16$  a diferença ficou em torno de 5%. Apesar de ZHANG *et al.* (2020) ter encontrado um valor diferente, ambos os resultados indicam uma mistura pequena no dispositivo sem pino analisado.



**Figura 6.11.** Variação da mistura ao longo do canal no microdispositivo sem pino, para valores de Re de 16 até 336.

No caso do microdispositivo sem pino, a difusão seria a principal responsável pela mistura ao longo do canal. Por conta dessa difusão, o comprimento de mistura ( $L_m$ ) requerido para se obter uma mistura completa é determinado pela Equação 6.1 (STROOCK *et al.*, 2002).

$$\Delta L_m = Pe \times d_h \quad 6.1$$

Onde:

$Pe$  o número de Péclet

$d_h$  o diâmetro hidráulico do canal

Considerando o diâmetro hidráulico do canal igual a 1,192 mm, para o valor de  $Pe$  igual a  $10^5$ , o comprimento necessário para que esse microdispositivo tenha o máximo de mistura é de, no mínimo, 119 m. Já para o  $Pe = 10^4$  a distância necessária é de 1,19 m, que ainda é um valor muito alto considerando o comprimento do canal

principal do microdispositivo (0,065 m). Pode-se observar, entretanto, um aumento maior na mistura em  $Re \approx 16$  que apresenta um tempo de residência maior e precisa de um comprimento de mistura menor para que ocorra a mistura completa. Os demais  $Re$  ficaram todos na mesma faixa de mistura, com valores muito próximos do valor de mistura inicial.

Os resultados apresentados no gráfico mostram que quase não há mistura em todos os valores de  $Re$  analisados, por conta da ausência de qualquer obstáculo capaz de proporcionar uma instabilidade no fluido, que se mistura apenas por difusão. Os valores de mistura ficaram em aproximadamente 26% ( $Re \approx 322$ ), 25% ( $Re \approx 241$ ), 23,53% ( $Re \approx 161$ ), 22% ( $Re \approx 80$ ) e 22% ( $Re \approx 16$ ) em  $x/D=9$ .

Observando as velocidades encontradas com a técnica de  $\mu$ PIV (0,01 m/s, 0,083 m/s e 0,16 m/s para  $Re \approx 16$ ,  $Re \approx 80$  e  $Re \approx 160$ , nessa ordem) e o coeficiente de difusão da Rodamina 6G de  $4,14 \times 10^{-10} \text{ m}^2/\text{s}$  na temperatura de  $25 \text{ }^\circ\text{C}$  (CULBERTSON *et al.*, 2002), conclui-se que apenas  $0,42 \text{ }\mu\text{m}$  (2,9% do canal) é atravessado pelo fluido com corante no eixo transversal no tempo de 4,33 s, o que mostra uma ineficiência da difusão em promover a mistura. A Tabela 6.7 traz os valores encontrados para os tempos de residência e comprimento atravessado ao longo do eixo transversal, para as vazões.

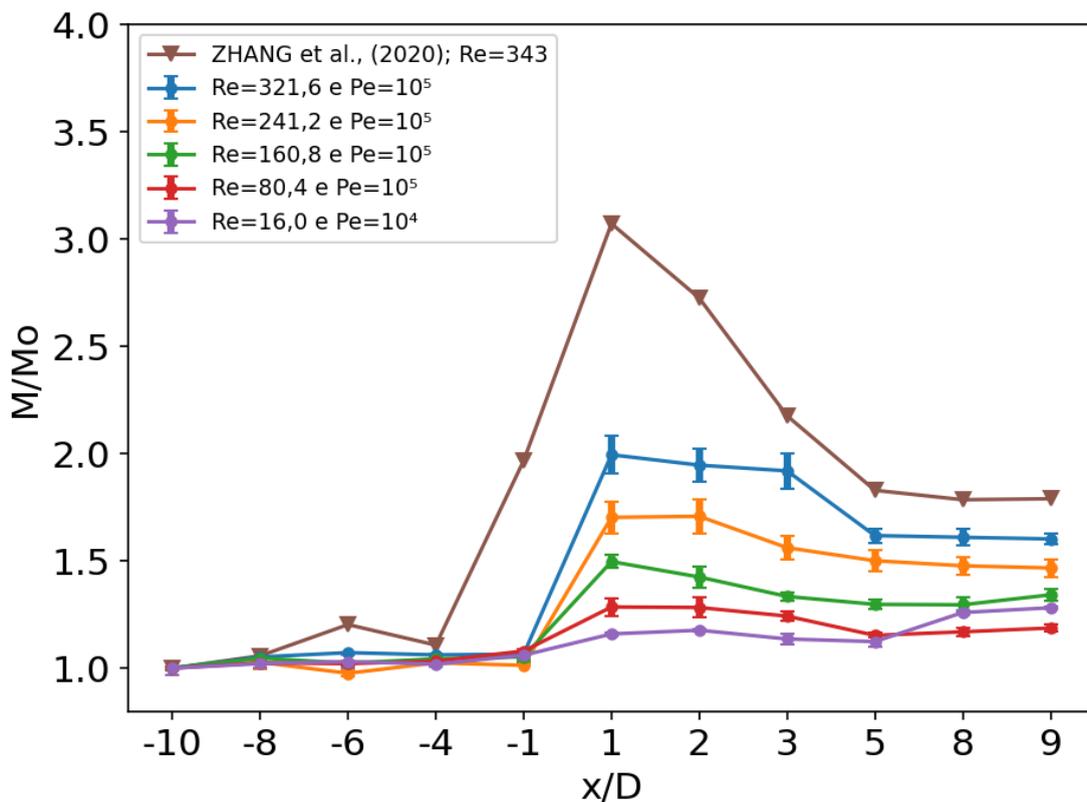
**Tabela 6.7.** Resumo das velocidades médias encontradas para as vazões de 1 ml/min, 5 ml/ e 10 ml/min, bem como o tempo de residência no microdispositivo e o comprimento do eixo transversal atravessado.

Vazão [ml/min]	Re	Velocidade Média [m/s]	Tempo de Residência [s]	Eixo Transversal [ $\mu\text{m}$ ]
1	16,1	0,01	4,33	0,42
5	80,5	0,08	0,78	0,18
10	161,1	0,16	0,40	0,12

Por conta desses resultados, conclui-se que o microdispositivo com canal reto, sem pino cilíndrico, não é eficiente para a mistura dos fluidos, que ocorre majoritariamente por conta da difusão molecular e por conta da mistura no encontro inicial dos fluidos. Pode-se perceber, que mesmo com uma mistura inicial na região de encontro dos dois fluidos e em valores mais altos de  $Re$ , ainda é necessário um

comprimento muito grande do canal para conseguir uma mistura completa. Devido ao interesse em utilizar dispositivos em pequena escala, os que necessitam de um comprimento muito grande não são eficientes.

A Figura 6.12 mostra os resultados obtidos para a mistura no micromisturador, medido em onze pontos ao longo do canal para diferentes  $Re$  e  $Pe$ . O eixo horizontal representa a posição no canal no eixo vertical dividido pelo diâmetro do cilindro ( $x/D$ ) e o eixo vertical a mistura normalizada de acordo com o valor de mistura no primeiro ponto. Para o micromisturador, os valores de mistura inicial foram de: 24,08% ( $Re \approx 321$ ), 22,45% ( $Re \approx 241$ ), 20,38% ( $Re \approx 160$ ), 19,37% ( $Re \approx 80$ ) 18,95% ( $Re \approx 16$ ), . Esses valores foram calculados segundo as Equações 3.3 e 3.4. As barras de erro representam o erro padrão com relação à média, que ficou abaixo de 2%. Pode-se observar que nos microdispositivos com pino houve uma mistura parcial após o encontro dos fluidos com o pino cilíndrico, com a eficiência de mistura caindo após a estabilização do fluido. Essa eficiência variou para cada valor de Reynolds analisado.



**Figura 6.12.** Variação da mistura ao longo do canal ( $x/D$  de -10 até 9) para valores de  $Re$  de 16 até 336 ao longo do canal do dispositivo com pino.

É possível observar que à medida que o  $Re$  e o  $Pe$  aumentam, aumenta também a eficiência de mistura, conforme esperado de acordo com ZHANG *et al.* (2020). O aumento da mistura ocorre perto da região  $x/D = 0$ , região onde está localizado o pino cilindro. Percebe-se que o perfil de aumento de mistura no microdispositivo do presente trabalho e o de ZHANG *et al.* (2020), foi bastante semelhante: aumento da mistura em  $x/D=1$  com queda até  $x/D=5$ . Essa queda na mistura que ocorre pode ser explicada devido a mistura que ocorre dentro da região de recirculação, que fica presa atrás do cilindro. Como não houve o desprendimento de vórtices, essa mistura foi apenas local, com um pico maior na região atrás do pino e diminuição após o fim da bolha de recirculação.

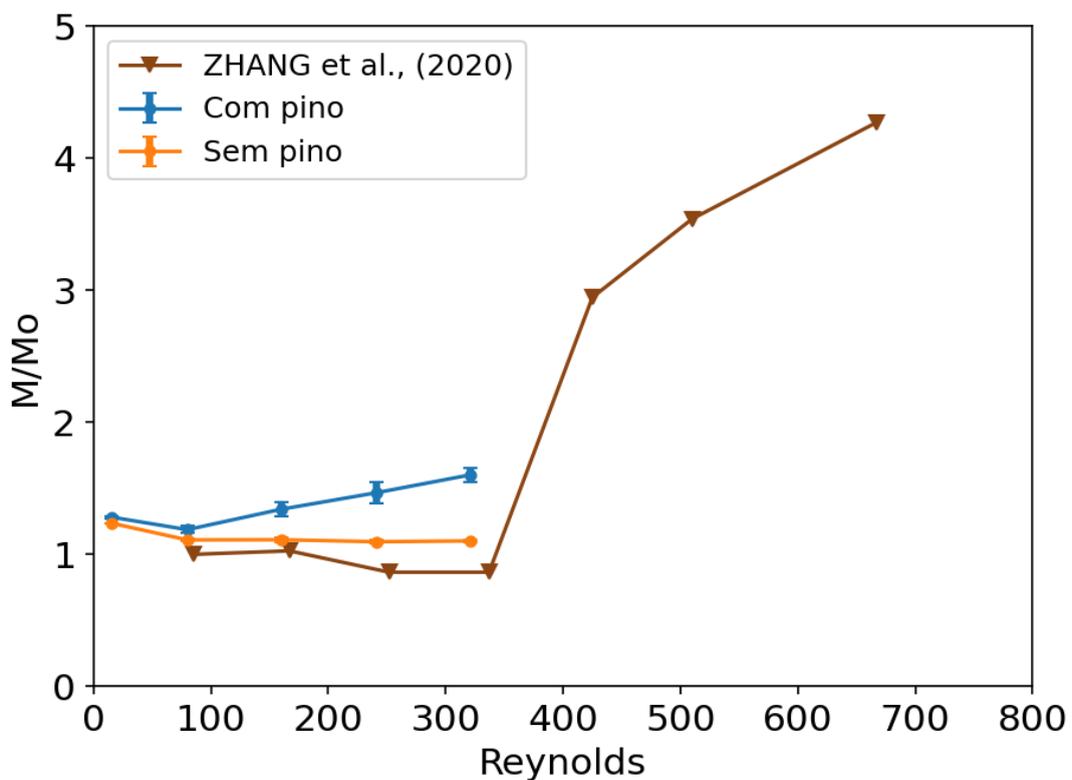
Os resultados da Figura 6.12 mostram que em  $Re \approx 321$  o valor da mistura é aproximadamente 48% na região  $x/D=1$ , sendo o valor mais alto encontrado para esse micromisturador. Para os demais valores de  $Re$ , os valores de mistura foram de próximos de 39% ( $Re \approx 241$ ), 31% ( $Re \approx 160$ ), 26% ( $Re \approx 80$ ) e 21% ( $Re \approx 16$ ), na região de  $x/D=1$ . Para  $Re \approx 80$  e  $Re \approx 16$ , na região  $x/D=9$ , o valor chegou ficou próximo de 24% e 23%, respectivamente, muito próximo do valor encontrado para o microdispositivo sem pino ( $\approx 22\%$ ). Esses resultados mostram que, em baixos valores de Reynolds, a zona de recirculação formada é pequena e não influencia na mistura global.

Comparando os resultados dos dois microdispositivos analisados, percebe-se que a presença do cilindro confinado pelas paredes laterais ( $W/D^*=3$ ) e verticais ( $H/D^*=2$ ) influenciou no aumento da mistura na região posterior ao pino. Apesar da ausência de liberação de vórtices, houve uma mistura influenciada pela presença do cilindro e das paredes laterais que levou a um aumento ao longo de todo o canal, mesmo após a zona de recirculação atrás do cilindro, em  $Re$  entre 321 e 160 (Figura 6.12). Esse fenômeno acontece por conta da influência do cilindro na interface do fluido, que leva ao aumento da mistura por difusão e também a um escoamento transversal, ocasionando uma mistura por convecção constante, já bem caracterizado por ZHANG *et al.* (2020). Esse aprisionamento do fluido pelas paredes laterais (confinamento lateral) pode levar a um aumento na queda de pressão, que precisa ser verificada experimentalmente.

Conforme descrito por BHAGAT (2007), quando em baixos valores de Reynolds a mistura acontece prioritariamente por difusão e por conta disso, o microcanal reto com condições experimentais para  $Re \approx 16$  e  $Re \approx 80$ , teve uma melhor performance do que em  $Re$  mais altos. Entretanto, o micromisturador teve os mecanismos de convecção

dominantes em relação a difusão, o que proporcionou uma melhor mistura à medida que aumentou-se a vazão volumétrica. Caso o aumento da vazão ultrapasse o  $Re$  crítico para liberação de vórtices, estes causariam a uma convecção inconstante, levando a distorção periódica das duas camadas dos fluidos o que aumentaria ainda mais a eficiência da mistura (ZHANG *et al.*, 2020).

Comparando o valor  $H/D^* \approx 2$  e o de  $W/D^* \approx 3$  com a literatura, em  $Re \approx 160$  e  $Re \approx 304$ , é possível observar uma zona de recirculação atrás do pino, sendo que apenas em  $Re = 448$  ocorre o desprendimento de vórtices (ZHANG *et al.*, 2020). Para melhor visualização desse resultado, extraiu-se os resultados no microcanal para a região  $x/D=9$  e relacionou com os diferentes valores de Reynolds. Os resultados são apresentados na Figura 6.13.

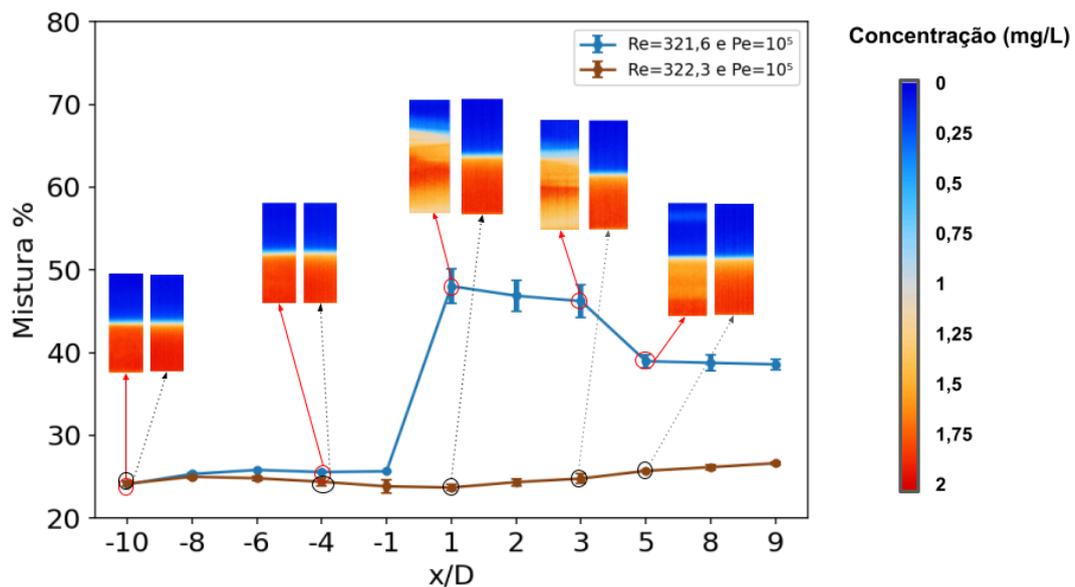


**Figura 6.13.** Relação entre o número de Reynolds e o valor de mistura no final do canal ( $x/D=9$ ).

Analisando os resultados apresentados, é possível observar um aumento na mistura à medida que o número de Reynolds aumenta, para o micromisturador, que apresentou duas zonas de recirculação. O microcanal reto, com apenas a zona de

recirculação do encontro entre os dois fluidos, ficou com os valores próximos ao encontrado por ZHANG *et al.* (2020).

Para comparar o fenômeno de mistura no microcanal com pino com o microcanal sem pino, em diferentes números de Reynolds, as Figuras 6.14 a 6.18 mostram os resultados obtidos para os microdispositivos utilizando a técnica  $\mu$ LIF. O valor de mistura apresentado foi calculado segundo a Equação 3.3 e 3.4. Também é apresentada a figura média dos campos de concentração para facilitar a análise visual da eficiência da mistura. A cor azul trata-se da água deionizada (0 mg/L) enquanto a cor laranja representa a solução de rodamina 6G (20 mg/L). Percebe-se que o microdispositivo com pino só foi mais eficiente que o sem pino em Reynolds mais altos ( $Re \approx 321$ ,  $Re \approx 241$  e  $Re \approx 160$ ), ficando com valores muito próximos em Reynolds menores ( $Re \approx 80$  e  $Re \approx 16$ ).



**Figura 6.14.** Resultados de eficiência de mistura do micromisturador com pino cilíndrico para mistura e de um microcanal sem pino para  $Re \approx 321$  e  $Pe = 10^5$ .

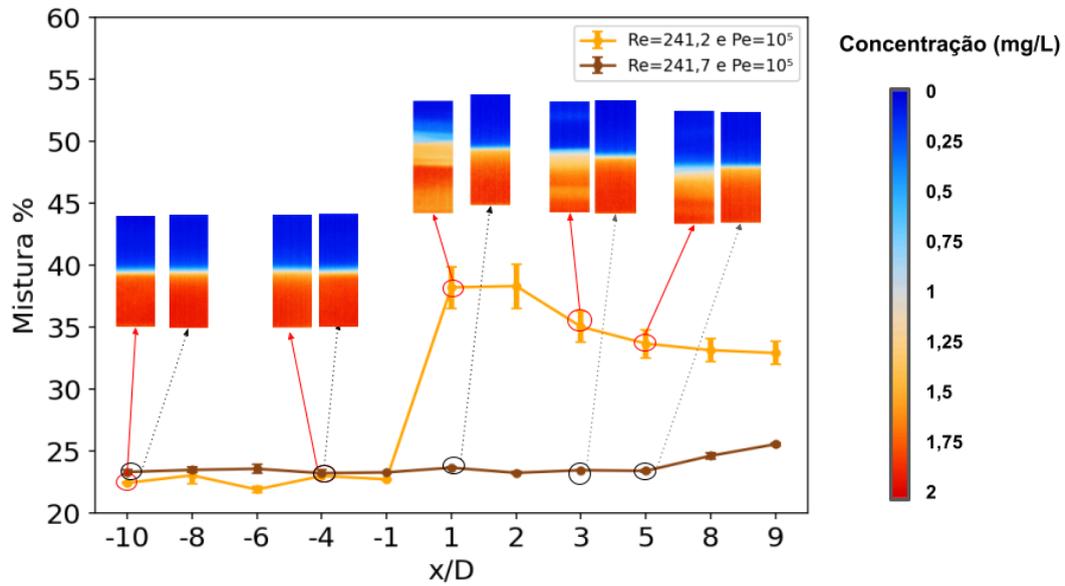


Figura 6.15. Resultados de eficiência de mistura do micromisturador com pino cilíndrico para mistura e de um microcanal sem pino para  $Re \approx 241$  e  $Pe = 10^5$ .

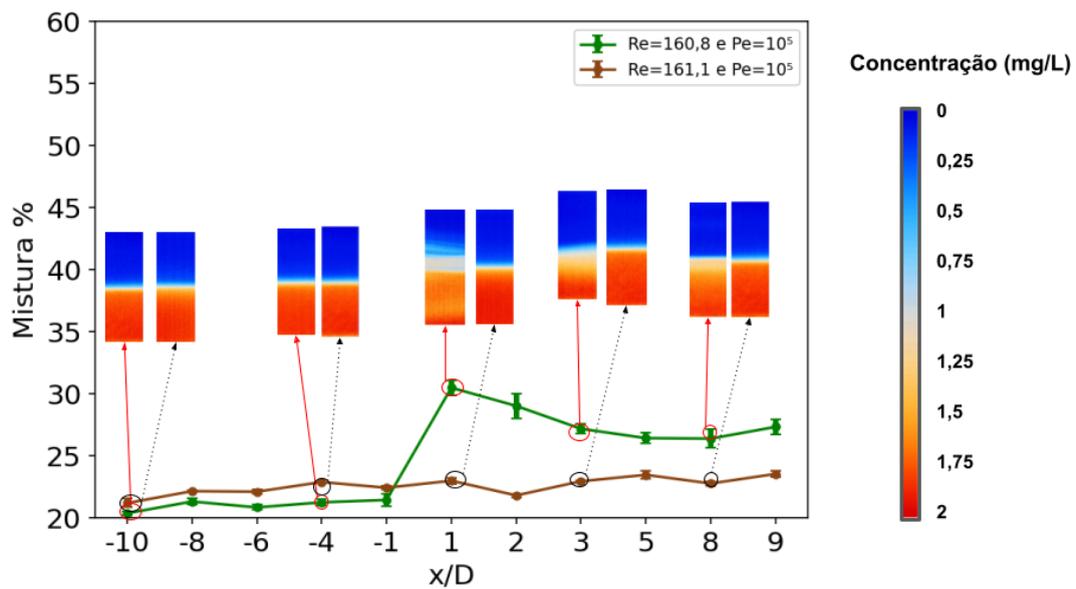


Figura 6.16. Resultados de eficiência de mistura do micromisturador com pino cilíndrico para mistura e de um microcanal sem pino para  $Re \approx 161$  e  $Pe = 10^5$ .

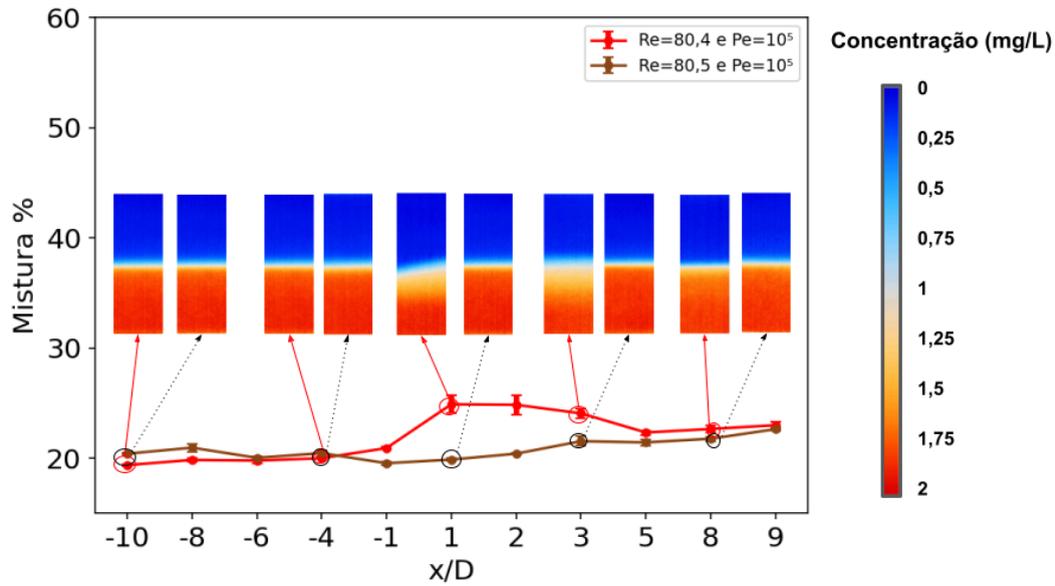


Figura 6.17. Resultados de eficiência de mistura do micromisturador com pino cilíndrico para mistura e de um microcanal sem pino para  $Re \approx 80$  e  $Pe = 10^5$ .

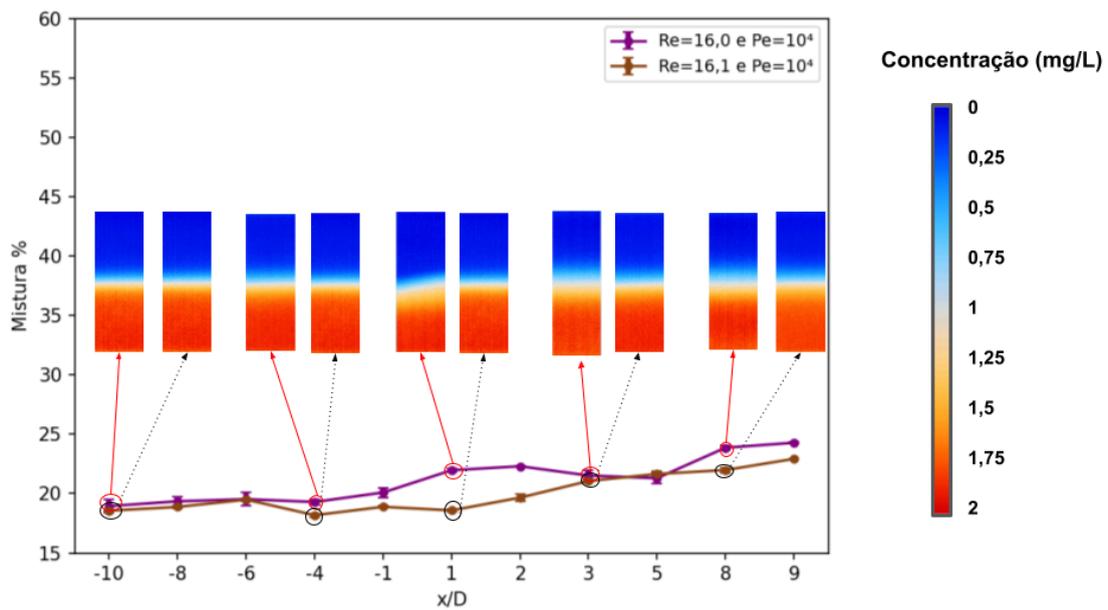


Figura 6.18. Resultados de eficiência de mistura do micromisturador com pino cilíndrico para mistura e de um microcanal sem pino para  $Re \approx 241$  e  $Pe = 10^5$ .

## 7 CONCLUSÃO

A presente dissertação teve como propósito avaliar a eficiência de mistura em um micromisturador com pino cilíndrico localizado na região central do canal. Os microdispositivos foram fabricados em PDMS, utilizando a técnica de litografia macia adaptada, com um molde em PMMA. As médias das dimensões (reais) do micromisturador ficou em 1009,06  $\mu\text{m}$  de altura, 1456,53  $\mu\text{m}$  de largura e dimensões do cilindro de 488,2  $\mu\text{m}$  de diâmetro e 1057,96  $\mu\text{m}$  de altura. Para o microdispositivo reto, utilizado para comparação dos resultados, as médias das dimensões ficaram em 1451,05  $\mu\text{m}$  de largura e 1002,5  $\mu\text{m}$  de altura. Além da comparação entre os dois microdispositivos também foi feita uma comparação com os resultados apresentados pela literatura.

Foram utilizadas duas técnicas para avaliar o comportamento dos fluidos e eficiência da mistura: Velocimetria de Imagem de Partículas de Microrresolução ( $\mu\text{PIV}$ ) e Fluorescência Induzida por Laser (LIF). Com  $\mu\text{PIV}$  foi possível avaliar o campo de velocidade em diferentes regiões do microcanal, enquanto com o  $\mu\text{LIF}$  avaliou-se o campo de concentração. Ambas são técnicas não intrusivas, que utilizam o mesmo aparato experimental. Para análise da eficiência do micromisturador, foram selecionadas 5 vazões: 1 ml/min, 5 ml/min, 10 ml/min, 15 ml/min e 20 ml/min. Devido ao método de selagem do microdispositivo não foi possível analisar vazões mais altas. Essas vazões levaram a valores de Reynolds de  $Re \approx 321$ ,  $Re \approx 241$ ,  $Re \approx 160$ ,  $Re \approx 80$  e  $Re \approx 16$ , respectivamente.

Os campos de velocidade foram analisados apenas para as vazões de 1 ml/min, 5 ml/min e 10 ml/min, devido a dificuldade no processamento em vazões mais altas. Os perfis de velocidades verticais antes do cilindro mostraram uma excelente concordância com o perfil teórico, mostrando que o escoamento estava completamente desenvolvido antes do pino. Também foi possível quantificar o comprimento da zona de recirculação em função de diferentes  $Re$ , mostrando que quanto maior o  $Re$  maior a zona de recirculação. Após verificar um valor de mistura muito acima dos valores encontrados pela literatura (ZHANG *et al.*, 2020), percebeu-se uma outra zona de mistura além do cilindro confinado, na região de encontro entre os dois fluidos. Apesar do gradiente de velocidade nas duas zonas de recirculação, foi possível determinar o comprimento da recirculação nas duas regiões em função do número de Reynolds.

A eficiência de mistura foi medida segundo a técnica de intensidade de segregação, a partir do desvio padrão e da concentração média em uma região. Considerando como 100% a mistura completa e 0% a completa ausência de mistura. Os resultados mostraram que o microcanal reto, sem pino, não foi eficiente em promover a rápida mistura dos fluidos, acontecendo prioritariamente por difusão. Sendo a melhor mistura acontecendo nos valores mais baixo de  $Re$  e  $Pe$ , devido a necessidade de um menor comprimento de difusão. Em valores mais altos de  $Re$  e  $Pe$ , para se ter uma mistura completa, é necessário um comprimento muito grande de canal, não sendo eficiente na microescala. Já para o microdispositivo com pino, houve um aumento na mistura na região logo após o cilindro, com posterior diminuição ao longo do canal. Isso ocorreu devido a formação de uma zona de recirculação atrás do cilindro, que intensificou a mistura na região. Como não houve a formação de vórtices, a eficiência da mistura permaneceu mais alta apenas na zona de recirculação, diminuindo à medida que se afastava dessa região. Os resultados experimentais quando comparados com a literatura (ZHANG *et al.*, 2020) mostraram-se muito elevados, o que ocasionou na confirmação de uma zona de recirculação no encontro entre os dois fluidos, devido a geometria nessa região do molde fabricado. Essa recirculação pode ter levado a uma mistura local que, após a estabilização dos fluidos, ocasionou uma eficiência de mistura inicial maior. Entretanto percebe-se uma similaridade no perfil de mistura ao longo do canal, com um aumento na região de recirculação com uma queda no % de mistura após essa região.

As sugestões de trabalhos futuros, considerando os resultados de eficiência de mistura aqui expostos, seriam:

- i) Mudar a metodologia de selagem dos microdispositivos, utilizando o plasma de oxigênio, para permitir o uso de vazões mais altas sem danificar a selagem do dispositivo;
- ii) Avaliar o comportamento dos fluidos em número de Reynolds mais altos, para verificar o desprendimento de vórtices, utilizando técnicas de pós-processamento que possibilitem a análise do campo de velocidade em altas vazões;
- iii) Realizar simulações numéricas que possibilitem comparar com os resultados experimentais tanto para velocidade quanto para mistura;

# REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABRANTES, J. K.; PAULA, I. B.; AZEVEDO, L. F. “A. Medição de escoamentos turbulentos utilizando velocimetria por imagem de partículas”. In: Carmo, Assi, Meneghini, Aranaha, Volpe. Turbulência. 1ed. São Paulo, ABCM USP, 2012.
- ADRIAN, Ronald J. Twenty years of particle image velocimetry. *Experiments in fluids*, v. 39, n. 2, p. 159-169, 2005.
- AHMED, Ishtiaq et al. Advancements and potential applications of microfluidic approaches—a review. *Chemosensors*, v. 6, n. 4, p. 46, 2018.
- ALMEIDA, D. G. A ALMEIDA, D. G. Análise Experimental de Micromisturador Tipo Herringbone Utilizando a Técnica de Fluorescência Induzida por Laser. M. Sc. Dissertação. PEM/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 2019.
- ARRATIA, Paulo E.; MUZZIO, Fernando J. Planar laser-induced fluorescence method for analysis of mixing in laminar flows. *Industrial & engineering chemistry research*, v. 43, n. 20, p. 6557-6568, 2004.
- ASSI, G.R.S. “Estudo Experimental do Efeito de Interferência no Escoamento ao Redor de Cilindros Alinhados”. Dissertação de Mestrado, Escola Politécnica da USP, (2005)
- ASSI, G.R.S. “Mechanisms for Flow-Induced Vibration of Interfering Bluff Bodies”. PhD Thesis, Imperial College London, U.K., (2009).
- BALACHANDAR, S.; MITTAL, R.; NAJJAR, F. M. Properties of the mean recirculation region in the wakes of two-dimensional bluff bodies. *Journal of Fluid Mechanics*, v. 351, p. 167-199, 1997.
- BARZ, Dominik PJ; ZADEH, Hamid Farangis; EHRHARD, Peter. Laminar flow and mass transport in a twice-folded microchannel. *AIChE journal*, v. 54, n. 2, p. 381-393, 2008.
- BHAGAT, Ali Asgar S.; PAPAUTSKY, Ian. Enhancing particle dispersion in a passive planar micromixer using rectangular obstacles. *Journal of micromechanics and microengineering*, v. 18, n. 8, p. 085005, 2008.
- BHAGAT, Ali Asgar S.; PETERSON, Erik TK; PAPAUTSKY, Ian. A passive planar micromixer with obstructions for mixing at low Reynolds numbers. *Journal of micromechanics and microengineering*, v. 17, n. 5, p. 1017, 2007.
- BŁOŃSKI, Sławomir; KOWALEWSKI, Tomasz A. PIV analysis of turbulent flow in a micro-channel. *Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, v. 45, n. 3, p. 489-503, 2007.
- BRODY, James P. et al. Biotechnology at low Reynolds numbers. *Biophysical journal*, v. 71, n. 6, p. 3430-3441, 1996.
- BURESTI, Guido. Bluff-body aerodynamics. Lecture Notes, Department of Aerospace Engineering University of Pisa, Italy, 2000.
- CAPRETTO, Lorenzo et al. Micromixing within microfluidic devices. In: *Microfluidics*. Springer, Berlin, Heidelberg, 2011. p. 27-68.
- CAVAZZINI, Giovanna (Ed.). *The Particle Image Velocimetry: Characteristics, Limits and Possible Applications*. BoD—Books on Demand, 2012.

CHINAUD, Maxime; ROUMPEA, Eyangelia-Panagiota; ANGELI, Panagiota. Studies of plug formation in microchannel liquid–liquid flows using advanced particle image velocimetry techniques. *Experimental Thermal and Fluid Science*, v. 69, p. 99-110, 2015.

CHOI, Sungyoung; PARK, Je-Kyun. Continuous hydrophoretic separation and sizing of microparticles using slanted obstacles in a microchannel. *Lab on a Chip*, v. 7, n. 7, p. 890-897, 2007.

CHOU, Wei-Lung et al. Recent advances in applications of droplet microfluidics. *Micromachines*, v. 6, n. 9, p. 1249-1271, 2015.

CLARK, Matthew (Ed.). *Handbook of textile and industrial dyeing: principles, processes and types of dyes*. Elsevier, 2011.

COLMAN, Jordana. PROJETO, FABRICAÇÃO E ENSAIO DE DISPOSITIVO MICROFLUÍDICO PARA SEPARAÇÃO DE CÉLULAS SANGUÍNEAS BASEADO NO EFEITO ZWEIFACH-FUNG. 2017. Tese de Doutorado. Universidade Federal do Rio de Janeiro.

COUTANCEAU, Madeleine; BOUARD, Roger. Experimental determination of the main features of the viscous flow in the wake of a circular cylinder in uniform translation. Part 1. Steady flow. *Journal of Fluid Mechanics*, v. 79, n. 2, p. 231-256, 1977.

CRIMALDI, J. P. Planar laser induced fluorescence in aqueous flows. *Experiments in fluids*, v. 44, n. 6, p. 851-863, 2008.

Cristiane Raquel Sousa Mesquita. Microfluídica de gotas para o encapsulamento de esferóides de células-tronco em alginato para regeneração tecidual; 2017; Dissertação (Mestrado em Engenharia da Nanotecnologia) - Universidade Federal do Rio de Janeiro.

DAI, Zhenhui. Experimental study of fluid flow and heat transfer in tortuous microchannels. 2014.

DANCKWERTS, P. V. The effect of incomplete mixing on homogeneous reactions. *Chemical Engineering Science*, v. 8, n. 1-2, p. 93-102, 1958.

DANCKWERTS, P. V. The effect of incomplete mixing on homogeneous reactions. *Chemical Engineering Science*, v. 8, n. 1-2, p. 93-102, 1958.

DE CARVALHO MAGALHÃES, Claudia. ESTUDO EXPERIMENTAL DA DISPERSÃO DE ADITIVOS QUÍMICOS EM ESCOAMENTOS EM TUBULAÇÕES. 2011. Tese de Doutorado. Universidade Federal do Rio de Janeiro.

DOW CORNING, Technical Data Sheet of SYLGARD™ 184 Silicone Elastomer, 2020.

DRUMMOND, Catalog Information of Drummond Microcaps®, 2019

DURST, Franz; MELLING, Adrian; WHITELAW, James H. Principles and practice of laser-Doppler anemometry. NASA STI/Recon Technical Report A, v. 76, p. 47019, 1976.

ELCOCK, D. et al. Interaction of a liquid flow around a micropillar with a gas jet. *Physics of Fluids*, v. 23, n. 12, p. 122001, 2011.

ELOVE, Gulnur A. et al. Early steps in cytochrome c folding probed by time-resolved circular dichroism and fluorescence spectroscopy. *Biochemistry*, v. 31, n. 30, p. 6876-6883, 1992.

EXCITON, 2019, Ficha técnica da Rodamina 6G (Rhodamine 590 cloride), disponível em: <https://exciton.luxottica.com/laser-dyes.html>, acessado em: 20/06/2018

FENG, Xiangsong; REN, Yukun; JIANG, Hongyuan. An effective splitting-and-recombination micromixer with self-rotated contact surface for wide Reynolds number range applications. *Biomicrofluidics*, v. 7, n. 5, p. 054121, 2013.

fluorescence technique for measurements of concentration fields in continuous

GABBI, Renan. Modelagem matemática do escoamento turbulento em canal axissimétrico com "Bluff-Body". 2013.

GOBBY, D.; ANGELI, P.; GAVRIILIDIS, Asterios. Mixing characteristics of T-type microfluidic mixers. *Journal of Micromechanics and microengineering*, v. 11, n. 2, p. 126, 2001.

GRIFFITH, Martin D. et al. Vortex shedding and three-dimensional behaviour of flow past a cylinder confined in a channel. *Journal of Fluids and Structures*, v. 27, n. 5-6, p. 855-860, 2011.

HARDT, Steffen et al. Passive micro mixers for applications in the micro reactor and  $\mu$ TAS field. In: *International Conference on Nanochannels, Microchannels, and Minichannels*. 2004. p. 45-55.

HELMERS, Thorben et al. Refractive index matching (RIM) using double-binary liquid-liquid mixtures. *Experiments in Fluids*, v. 61, n. 2, p. 64, 2020.

HERTZOG, David E. et al. Optimization of a microfluidic mixer for studying protein folding kinetics. *Analytical chemistry*, v. 78, n. 13, p. 4299-4306, 2006.

HIRONO, T. et al. Microfluidic image cytometry for measuring number and sizes of biological cells flowing through a microchannel using the micro-PIV technique. *Measurement Science and Technology*, v. 19, n. 2, p. 025401, 2008.

HOFFMANN, Marko; SCHLÜTER, Michael; RÄBINGER, Norbert. Experimental investigation of liquid-liquid mixing in T-shaped micro-mixers using  $\mu$ -LIF and  $\mu$ -PIV. *Chemical engineering science*, v. 61, n. 9, p. 2968-2976, 2006.

HOSOKAWA, Masahito et al. Massively parallel whole genome amplification for single-cell sequencing using droplet microfluidics. *Scientific reports*, v. 7, n. 1, p. 1-11, 2017.

HOUCINE, I. et al. Planar laser induced fluorescence technique for measurements of concentration fields in continuous stirred tank reactors. *Experiments in Fluids*, v. 22, n. 2, p. 95-102, 1996.

HSIEH, Shou-Shing; HUANG, Yi-Cheng. Passive mixing in micro-channels with geometric variations through  $\mu$ PIV and  $\mu$ LIF measurements. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, v. 18, n. 6, p. 065017, 2008.

HSIEH, Shou-Shing; LIN, Jyun-Wei; CHEN, Jyun-Hong. Mixing efficiency of Y-type micromixers with different angles. *International Journal of Heat and Fluid Flow*, v. 44, p. 130-139, 2013.

HUFF, Michael A. et al. A pressure-balanced electrostatically-actuated microvalve. In: *IEEE 4th Technical Digest on Solid-State Sensor and Actuator Workshop*. IEEE, 1990. p. 123-127.

INVITROGEN. FluoSpheres® Fluorescent Microspheres Product Information, 2005.

JAIN, Shubha; UNNI, Harikrishnan Narayanan. Numerical modeling and experimental validation of passive microfluidic mixer designs for biological applications. *AIP Advances*, v. 10, n. 10, p. 105116, 2020.

JANKOW R, Kilham O, Renken W (1971) Laser induced fluorescence emission (LIFE). *Anal Biochem* 43(1):300–304

JAW, S. Y. et al. Micro-flows measurement from a LED micro-PIV system. In: 2012 5th International Congress on Image and Signal Processing. IEEE, 2012. p. 731-734.

JIANG, Guifeng et al. Red diode laser induced fluorescence detection with a confocal microscope on a microchip for capillary electrophoresis. *Biosensors and Bioelectronics*, v. 14, n. 10-11, p. 861-869, 2000.

JONES, W. P.; LAUNDER, BrnE. The calculation of low-Reynolds-number phenomena with a two-equation model of turbulence. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, v. 16, n. 6, p. 1119-1130, 1973.

KEANE, Richard D.; ADRIAN, Ronald J. Theory of cross-correlation analysis of PIV images. *Applied scientific research*, v. 49, n. 3, p. 191-215, 1992.

KEANE, Richard D.; ADRIAN, Ronald J. Theory of cross-correlation analysis of PIV images. *Applied scientific research*, v. 49, n. 3, p. 191-215, 1992.

KESTIN, J.; SHANKLAND, J. R. Free disk as an absolute viscometer and the viscosity of water in the range 25 to 150/sup 0/C. *J. Non-Equilib. Thermodyn.*;(Germany, Federal Republic of), v. 6, 1981.

KIM, Byoung-Jae; LIU, Ying Zheng; SUNG, Hyung-Jin. Micro PIV measurement of two-fluid flow with different refractive indices. *Measurement science and technology*, v. 15, n. 6, p. 1097, 2004.

KIM, Sung Jae et al. Electrohydrodynamic generation and delivery of monodisperse picoliter droplets using a poly (dimethylsiloxane) microchip. *Analytical chemistry*, v. 78, n. 23, p. 8011-8019, 2006.

KNIGHT, James B. et al. Hydrodynamic focusing on a silicon chip: mixing nanoliters in microseconds. *Physical review letters*, v. 80, n. 17, p. 3863, 1998.

KOCH, M. et al. Improved characterization technique for micromixers. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, v. 9, n. 2, p. 156, 1999.

KOUTSIARIS, Aristotle. Digital micro PIV ( $\mu$ PIV) and velocity profiles in vitro and in vivo. *The particle image velocimetry-characteristics, limits and possible applications*, 2012.

LEE, Chia-Yen et al. Microfluidic mixing: a review. *International journal of molecular sciences*, v. 12, n. 5, p. 3263-3287, 2011.

LIU, Ying Zheng; KIM, Byoung Jae; SUNG, Hyung Jin. Two-fluid mixing in a microchannel. *International journal of heat and fluid flow*, v. 25, n. 6, p. 986-995, 2004.

LORENZ, Robert M. et al. Microfluidic and optical systems for the on-demand generation and manipulation of single femtoliter-volume aqueous droplets. *Analytical chemistry*, v. 78, n. 18, p. 6433-6439, 2006.

MACEDO, Ericleiton Rodrigues. *Fotofísica das rodaminas B e 6G: Processos Fotocatalíticos e de Engrandecimento da Fluorescência*. 2012. Dissertação (Mestrado em Ciência dos Materiais) - Universidade Federal do Vale do São Francisco,

Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior. Orientador: Helinando Pequeno de Oliveira.

MADSEN, Morten Hannibal et al. Accounting for PDMS shrinkage when replicating structures. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, v. 24, n. 12, p. 127002, 2014.

MANZ, Andreas et al.  $\mu$ -TAS: miniaturized total chemical analysis systems. In: *Micro Total Analysis Systems*. Springer, Dordrecht, 1995. p. 5-27.

MARK JONES and SAMANTA MARENGO. Laboratory validation, verification, and accreditation of molecular methods. In *Molecular Microbial Diagnostic Methods*, pages 107–133. Elsevier, 2016.

MCDONALD, J. Cooper et al. Fabrication of microfluidic systems in poly (dimethylsiloxane). *ELECTROPHORESIS: An International Journal*, v. 21, n. 1, p. 27-40, 2000.

MEINHART, Carl D.; WERELEY, Steve T.; SANTIAGO, Juan G. A PIV algorithm for estimating time-averaged velocity fields. *J. Fluids Eng.*, v. 122, n. 2, p. 285-289, 2000.

microfluidic devices. *Talanta*, Vol. 56, 2002, pp. 365-373. *Lab Chip*, Vol. 7, 2007,

MIESSNER, Ulrich; LINDKEN, Ralph; WESTERWEEL, Jerry. Velocity measurements in microscopic two-phase flows by means of micro PIV. In: *ASME 2008 6th International Conference on Nanochannels, Microchannels, and Minichannels*. American Society of Mechanical Engineers Digital Collection, 2008. p. 1111-1118.

MINAKOV, Andrey V. et al. Micro-LIF and numerical investigation of mixing in microchannel. *Журнал Сибирского федерального университета. Серия: Техника и технологии*, v. 6, n. 1, p. 15-27, 2013.

MISRA, J. C.; CHANDRA, S.; HERWIG, H. Flow of a micropolar fluid in a micro-channel under the action of an alternating electric field: Estimates of flow in bio-fluidic devices. *Journal of hydrodynamics*, v. 27, n. 3, p. 350-358, 2015.

NAVEIRA-COTTA, Carolina Palma et al. Microreactors for Biodiesel Synthesis: Design, Fabrication, and Characterization. *Heat Pipe Science and Technology, An International Journal*, v. 6, n. 3-4, 2015

NGUYEN, Nam-Trung; WU, Zhigang. Micromixers—a review. *Journal of micromechanics and microengineering*, v. 15, n. 2, p. R1, 2004.

NISHIOKA, Michio; SATO, Hiroshi. Measurements of velocity distributions in the wake of a circular cylinder at low Reynolds numbers. *Journal of Fluid Mechanics*, v. 65, n. 1, p. 97-112, 1974.

OBER, Thomas J.; FORESTI, Daniele; LEWIS, Jennifer A. Active mixing of complex fluids at the microscale. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, v. 112, n. 40, p. 12293-12298, 2015.

OLSEN, M. G.; ADRIAN, R. J. Out-of-focus effects on particle image visibility and correlation in microscopic particle image velocimetry. *Experiments in fluids*, v. 29, n. 1, p. S166-S174, 2000.

PERKINS, T. K. et al. A review of diffusion and dispersion in porous media. *Society of Petroleum Engineers Journal*, v. 3, n. 01, p. 70-84, 1963.

PIAO, Yunxian et al. Enzyme incorporated microfluidic device for in-situ glucose detection in water-in-air microdroplets. *Biosensors and Bioelectronics*, v. 65, p. 220-225, 2015 pp. 580-587.

PRASAD, Ajay K. Particle image velocimetry. *Current Science-Bangalore-*, v. 79, n. 1, p. 51-60, 2000.

QUEVEDO, Elizabeth; STEINBACHER, Jeremy; MCQUADE, D. Tyler. Interfacial polymerization within a simplified microfluidic device: capturing capsules. *Journal of the American Chemical Society*, v. 127, n. 30, p. 10498-10499, 2005.

REYNOL, Alvaro. Modelagem e simulação de micromisturadores [doi:10.11606/D.3.2008.tde-24092008-141009]. São Paulo : Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, 2008. Dissertação de Mestrado em Engenharia Química.

RIBEIRO, V. M. et al. Three-dimensional effects in laminar flow past a confined cylinder. *Chemical engineering science*, v. 84, p. 155-169, 2012.

SACKMANN, Eric K.; FULTON, Anna L.; BEEBE, David J. The present and future role of microfluidics in biomedical research. *Nature*, v. 507, n. 7491, p. 181-189, 2014.

SANTIAGO, Juan G. et al. A particle image velocimetry system for microfluidics. *Experiments in fluids*, v. 25, n. 4, p. 316-319, 1998.

SHAH, R. K.; LONDON, A. L., *Laminar Flow Forced Convection in Ducts: A source*

SHEN, Feng et al. Study of flow behaviors of droplet merging and splitting in microchannels using Micro-PIV measurement. *Microfluidics and nanofluidics*, v. 21, n. 4, p. 66, 2017.

SHI, Huanhuan et al. Recent progress of microfluidic reactors for biomedical applications. *Chemical Engineering Journal*, v. 361, p. 635-650, 2019.

SILVA, André Luis Bonfim Bathista. Estudo da dinâmica molecular em copolímeros em bloco compostos de poli (metacrilato de metila), poli (ácido acrílico) e poli (acrilato de chumbo) por técnicas de ressonância magnética nuclear e análise térmica. 2009. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.

SILVA, Gonçalo; LEAL, Nuno; SEMIAO, Viriato. Determination of microchannels geometric parameters using micro-PIV. *Chemical Engineering research and design*, v. 87, n. 3, p. 298-306, 2009.

SMITS, Jan G. Piezoelectric micropump with three valves working peristaltically. *Sensors and Actuators A: Physical*, v. 21, n. 1-3, p. 203-206, 1990.

SOCHI, Taha. Non-Newtonian rheology in blood circulation. arXiv preprint arXiv:1306.2067, 2013.

SONG, Helen; TICE, Joshua D.; ISMAGILOV, Rustem F. A microfluidic system for controlling reaction networks in time. *Angewandte Chemie*, v. 115, n. 7, p. 792-796, 2003.

STROOCK, Abraham D. et al. Chaotic mixer for microchannels. *Science*, v. 295, n. 5555, p. 647-651, 2002.

SUGII, Yasuhiko et al. Velocity measurement of both red blood cells and plasma of in vitro blood flow using high-speed micro PIV technique. *Measurement science and Technology*, v. 16, n. 5, p. 1126, 2005.

TANAKA, M. et al. Recommended table for the density of water between 0 C and 40 C based on recent experimental reports. *Metrologia*, v. 38, n. 4, p. 301, 2001.

TANIMU, Abdulkadir; JAENICKE, Stephan; ALHOOSHANI, Khalid. Heterogeneous catalysis in continuous flow microreactors: A review of methods and applications. *Chemical Engineering Journal*, v. 327, p. 792-821, 2017.

TERRY, Stephen C.; JERMAN, John H.; ANGELL, James B. A gas chromatographic air analyzer fabricated on a silicon wafer. *IEEE transactions on electron devices*, v. 26, n. 12, p. 1880-1886, 1979.

UNGER, Marc A. et al. Monolithic microfabricated valves and pumps by multilayer soft lithography. *Science*, v. 288, n. 5463, p. 113-116, 2000.

WALKER, D. A. A fluorescence technique for measurement of concentration in mixing liquids. *Journal of Physics E: Scientific Instruments*, v. 20, n. 2, p. 217, 1987.

WANG, C. T.; HU, Y. C. Mixing of liquids using obstacles in y-type microchannels. *淡江理工學刊*, v. 13, n. 4, p. 385-394, 2010.

WANG, G. R.; YANG, Fang; ZHAO, Wei. There can be turbulence in microfluidics at low Reynolds number. *Lab on a Chip*, v. 14, n. 8, p. 1452-1458, 2014.

WANG, Jui H. Self-diffusion coefficients of water. *The Journal of Physical Chemistry*, v. 69, n. 12, p. 4412-4412, 1965.

WEBB, Donna J.; BROWN, Claire M. Epi-fluorescence microscopy. In: *Cell Imaging Techniques*. Humana Press, Totowa, NJ, 2012. p. 29-59.

WERELEY, S. T.; GUI, L.; MEINHART, C. D. Advanced algorithms for microscale particle image velocimetry. *AIAA journal*, v. 40, n. 6, p. 1047-1055, 2002.

WHITESIDES, George M. The origins and the future of microfluidics. *Nature*, v. 442, n. 7101, p. 368-373, 2006.

WILLIAMSON, Charles HK. Vortex dynamics in the cylinder wake. *Annual review of fluid mechanics*, v. 28, n. 1, p. 477-539, 1996.

YANG, An-Shik et al. A high-performance micromixer using three-dimensional Tesla structures for bio-applications. *Chemical Engineering Journal*, v. 263, p. 444-451, 2015.

YAO, Shuhuai; BAKAJIN, Olgica. Improvements in mixing time and mixing uniformity in devices designed for studies of protein folding kinetics. *Analytical chemistry*, v. 79, n. 15, p. 5753-5759, 2007.

ZHANG, Shigang et al. Mixing in flows past confined microfluidic cylinders: effects of pin and fluid interface offsetting. *Chemical Engineering Journal*, p. 125358, 2020.

ZHAO, Chun-Xia; MIDDELBERG, Anton PJ. Two-phase microfluidic flows. *Chemical Engineering Science*, v. 66, n. 7, p. 1394-1411, 2011.

# APÊNDICE A

## CALIBRAÇÃO DO SISTEMA DE INFUSÃO

A seguir estão as planilhas de calibração do sistema de infusão, como explicado na subseção 5.2, para cada vazão volumétrica analisada. As grandezas de influência são:

$M_f$  é a massa final após do período da corrida de medição (kg)

$M_i$  é a massa inicial antes da corrida de medição (kg)

$M_E$  é a massa de líquido perdida por evaporação (kg)

$\rho_L$  é a massa específica do líquido ( $\text{kg/m}^3$ )

$T_L$  é a temperatura do líquido do momento de calibração ( $^{\circ}\text{C}$ )

$\delta\rho_L$  é a diferença entre a massa específica no momento de calibração e a massa específica obtida através da caracterização do fluido ( $\text{kg/m}^3$ )

$\rho_{ar}$  é a massa específica do ar no momento de calibração do sistema de infusão ( $\text{kg/m}^3$ )

$\delta\rho_{ar}$  desvio estimado em relação às condições ambientais na estimativa da massa específica do ar ( $\text{kg/m}^3$ )

$\rho_{ab}$  é a massa específica do ar no momento de calibração da balança analítica ( $\text{kg/m}^3$ )

$\rho_b$  é a massa específica do material dos pesos-padrão no momento de calibração da balança analítica ( $\text{kg/m}^3$ )

$\gamma_{seringa}$  é o coeficiente de dilatação volumétrica do material da seringa ( $1/^{\circ}\text{C}$ )

$T_{seringa}$  é a temperatura da seringa ( $^{\circ}\text{C}$ )

$T_{ref}$  a temperatura de referência da calibração ( $^{\circ}\text{C}$ )

$t$  é o tempo de duração do bombeamento (s)

$\delta t$  é o desvio relacionado ao tempo de acionamento da bomba e o tempo de início de bombeamento (s)

$\delta Q$  o desvio aleatório relacionado à repetibilidade das medições das vazões ( $\text{m}^3/\text{s}$ )

$h_r$  é a umidade relativa

$P$  é a pressão atmosférica



**PLANILHA DE INCERTEZA**

	<b>Grandezas de Influência</b>	<b>Unidade</b>	<b>Estimativa do valor</b>	<b>Estimativa do semi-intervalo</b>	<b>Fator de Abrangência (Divisor)</b>	<b>Coefficiente de Sensibilidade</b>	<b>Incerteza Padrão</b>	<b>Graus de Liberdade</b>	<b>Contribuição para Incerteza</b>
	<b><i>Xi</i></b>		<b><i>xi</i></b>	<b><i>U(xi)</i></b>	<b><i>k</i></b>	<b><i>ci</i></b>	<b><i>u(xi)</i></b>	<b><i>ni</i></b>	
<b>1</b>	<b>Massa inicial</b>	kg	0,03687369	0,0000010	2,11	0,00000	0,00000047	5	0,00000549%
<b>2</b>	<b>Massa final</b>	kg	0,04184734	0,0000010	2,11	0,00000	0,00000047	5	0,00000549%
<b>3</b>	<b>Massa evaporada</b>	kg	0,00	0,0000010	2,11	0,00000	0,00000047	5	0,00000549%
<b>4</b>	<b>Temp. do Líquido</b>	oC	26,453	0,2000000	2	0,00000	0,10000000	999999	0,0004320%
<b>5</b>	<b>DT</b>	oC	0,00	0,1471017	1,732	0,00000	0,08492921	999999	0,0003680%
<b>6</b>	<b>drW</b>	kg/m³	0,0	0,0005000	1,732	0,00000	0,00028868	999999	0,0000000000000456%
<b>7</b>	<b>Temp. ambiente</b>	oC	26,2	1,600	2,000	0,00000	0,80000000	999999	0,0000000229%
<b>8</b>	<b>drar</b>	kg/m³	0,00	0,001569	1,732	0,00000	0,00090596	999999	0,0000000000000143%
<b>9</b>	<b>Pressão ambiente</b>	hPa	1013	1,000	1,732	0,00000	0,57735027	999999	0,0000000000000106%
<b>10</b>	<b>Umidade</b>	%	35	4,400	2,000	0,00000	2,20000000	999999	0,0000000000000052%
<b>11</b>	<b>a</b>	1/°C	0,0000099	0,00001	1,732	0,00000	0,00000289	999999	0,00000007358275%
<b>12</b>	<b>CL</b>	°C	0,95	0,10	1,732	0,00000	0,05773503	999999	0,00000087355048%
<b>13</b>	<b>rab</b>	kg/m³	1,18580	0,007	1,732	0,00000	0,00409919	999999	0,000000029608%
<b>14</b>	<b>rb</b>	kg/m³	8000,0	2,0	1,732	0,00000	1,15470054	999999	0,0000000012359%
<b>15</b>	<b>dQ</b>	m³/min	0,00	0,0000000674	2,869	-1,00000	0,000000024	4	99,99896207%
<b>16</b>	<b>Tempo</b>	min	1,0000	0,008333	1,732	0,00000	0,00481125	999999	0,000220537668%
<b>17</b>	<b>dt</b>	min	0,0017	0,000000	1,732	0,00000	0,00000000006	999999	0,000000000674%
									100,00%





