

**INTEGRAÇÃO DE SISTEMAS ÓPTICO E MICROFLUÍDICO PARA
CARACTERIZAÇÃO E MONITORAMENTO EM TEMPO REAL DE
EMULSÕES DE ÁGUA EM ÓLEO**

RÔMULO FERREIRA DOS SANTOS

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

FACULDADE DE TECNOLOGIA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

BRASÍLIA

2025



Universidade de Brasília
Faculdade de Tecnologia
Departamento de Engenharia Elétrica

**INTEGRAÇÃO DE SISTEMAS ÓPTICO E MICROFLUÍDICO PARA
CARACTERIZAÇÃO E MONITORAMENTO EM TEMPO REAL DE
EMULSÕES DE ÁGUA EM ÓLEO**

Rômulo Ferreira dos Santos

Dissertação de mestrado submetida ao
Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica da Universidade de
Brasília, como requisito necessário para
a obtenção do grau de mestre.

APROVADA POR:

Daniel Orquiza de Carvalho, PhD (FT/UnB)
(Orientador)

Harrison Silva Santana, PhD (CTI Renato Archer)
(Membro Externo)

Adoniran Judson de Barros Braga, PhD (FT/UnB)
(Membro Titular Interno)

Brasília/DF

2025

FICHA CATALOGRÁFICA

DOS SANTOS, RÔMULO FERREIRA

Integração de sistemas óptico e microfluídico para caracterização e monitoramento em tempo real de emulsões de água em óleo [Distrito Federal / Brasília] 2025.

xvii, 150p., 210 x 297 mm (ENE/FT/UnB, Mestre, Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Elétrica

1. Sistemas Ópticos. 2. Microfluídica. 3. Optofluídica. 4. Simulação. 5. Emulsões.

I. ENE/FT/UnB II. Título (série).

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

Dos Santos, Rômulo Ferreira (2025). Integração de sistemas óptico e microfluídico para caracterização e monitoramento em tempo real de emulsões de água em óleo. Dissertação de Mestrado, Publicação PPGEE.DM829/25, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília/DF.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Rômulo Ferreira dos Santos.

TÍTULO: Integração de sistemas óptico e microfluídico para caracterização e monitoramento em tempo real de emulsões de água em óleo.

GRAU: Mestre.

ANO: 2025.

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

Rômulo Ferreira dos Santos
Universidade de Brasília (UnB)
Campus Darcy Ribeiro
Faculdade de Tecnologia - FT
Departamento de Engenharia Elétrica (ENE)
Brasília/DF CEP 70919-970

Com profunda gratidão, dedico esta pesquisa a Deus. Em cada página escrita e em cada descoberta realizada, pude sentir Sua presença constante, guiando meus passos, iluminando os caminhos em meio às incertezas e fortalecendo-me nos momentos de dúvida. Sua graça foi minha inspiração e sustentação ao longo desta jornada, tornando cada desafio uma oportunidade de crescimento e aprendizado.

AGRADECIMENTOS

Com apreço e sincero reconhecimento, expresso minha gratidão a todos que contribuíram para a realização deste trabalho.

Aos meus pais, *José Antônio* e *Maria Ferreira*, fontes de amor, exemplo de sacrifício e dedicação. Vocês foram a base da minha formação, incutindo em mim valores como perseverança, ética e a busca pelo conhecimento e excelência.

À minha esposa, *Lilian Ingrid*, cuja presença, apoio e amor foram alicerces nos momentos desafiadores. Aos meus filhos, *Victória Stéphanie* e *Ruan Victor*, que, com sua alegria e afeto, renovaram dia a dia meu propósito para alcançar o objetivo.

Aos professores *Dr. Daniel Orquiza* e *Dr^a. Juliana Schianti*, minha imensa gratidão pelas orientações precisas, paciência e dedicação que culminaram na realização desta pesquisa. Ambos foram pilares no meu crescimento científico e pessoal. Carregarei ao longo da minha trajetória acadêmica, o exemplo de profissionalismo, comprometimento e excelência que ambos demonstraram, inspirando-me a seguir sempre em busca do conhecimento e da inovação.

Aos amigos de mestrado, *Josaphat Desbas* e *Matheus Ribeiro*, agradeço pela parceria ao longo desta jornada, pela amizade, pelo rico intercâmbio de ideias e pelos momentos de incentivo e descontração que suavizaram o peso dos desafios.

Aos professores *Dr. Hurgeles Silva*, *Dr. Kleber Melo* e *Dr. Marcelo Lopes*, meu eterno respeito pelo apoio constante, palavras de incentivo e valores transmitidos.

Ao *Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica (PPGEE/UnB)*, sou grato pela oportunidade de desenvolver este estudo em um ambiente que preza pela excelência acadêmica e fomenta o crescimento contínuo. O apoio institucional e os recursos oferecidos foram decisivos para viabilizar o êxito desta dissertação.

Ao *Exército Brasileiro*, pelo respaldo concedido para a realização do estudo.

Aos demais *professores*, *amigos* e *colegas*, agradeço por cada palavra de encorajamento, cada gesto de suporte e cada instante compartilhado. Vocês desempenharam um papel essencial na concretização deste sonho. Que este trabalho seja, de alguma forma, um reflexo do meu respeito por cada um de vocês.

RESUMO

O problema central da pesquisa consiste em investigar alternativas que possibilitem medições rápidas, precisas, não invasivas e economicamente viáveis de microgotas em movimento dentro de microcanais. Essa abordagem busca superar as limitações dos métodos convencionais, oferecendo soluções mais acessíveis para atender às demandas científicas e industriais.

Nesse contexto, é proposto o desenvolvimento de um dispositivo optofluídico de baixo custo, capaz de caracterizar e monitorar emulsões do tipo água-em-óleo com alta precisão. A metodologia abrange a modelagem do sistema utilizando o Autodesk Fusion 360, a simulação computacional no COMSOL Multiphysics®, a fabricação do dispositivo por meio de litografia suave e impressão 3D, além, da validação experimental do sistema.

Os resultados obtidos demonstraram que o sistema desenvolvido é capaz de medir o tamanho das microgotas em tempo real, apresentando correlação satisfatória entre os dados ópticos e os valores obtidos por microscopia. A análise da formação das emulsões revelou que o controle das razões de fluxo permite a geração de gotas monodispersas, um fator importante para aplicações científicas e tecnológicas. Além disso, a utilização de lentes fabricadas, laser de baixo custo, sensores ópticos e dispositivos eletrônicos garantiu a viabilidade do dispositivo para medições confiáveis.

Entre as contribuições desta pesquisa, destacam-se a utilização de um processo de fabricação acessível e replicável, permitindo que o dispositivo seja produzido com maior viabilidade econômica. Além disso, a proposta apresenta potencial para aplicações em diagnósticos biomédicos, controle de qualidade industrial e engenharia de materiais.

Palavras-chave: Microfluídica. Optofluídica. Emulsões. Caracterização Óptica. Medições em Tempo Real.

ABSTRACT

The central problem of the research is to investigate alternatives that enable fast, precise, non-invasive and economically viable measurements of microdroplets moving within microchannels. This approach seeks to overcome the limitations of conventional methods, offering more accessible solutions to meet scientific and industrial demands.

Within this context, we propose the development of a low-cost optofluidic device capable of characterizing and monitoring water-in-oil emulsions with high precision. The methodology covers the system modeling using Autodesk Fusion 360, computer simulation in COMSOL Multiphysics®, fabrication of the device by using soft lithography and 3D printing, as well as experimental validation of the system.

The obtained results showed that the developed system is capable of measuring the size of microdroplets in real time with a satisfactory correlation between the optical data and the values obtained by microscopy. The analysis of emulsion formation revealed that controlling the flow ratios enables the generation of monodisperse droplets, which is an important factor for scientific and technological applications. Furthermore, the use of manufactured lenses, low-cost laser, optical sensors and electronic devices ensured the viability of the device for reliable measurements.

The contributions of this research include the use of an accessible and replicable manufacturing process, which enables the device to be produced with greater economic viability. In addition, this proposal has potential for applications in biomedical diagnostics, industrial quality control and materials engineering.

Keywords: Microfluidics. Optofluidics. Emulsions. Optical Characterization. Real-time measurements.

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS	I
RESUMO.....	II
ABSTRACT	III
ÍNDICE	IV
LISTA DE FIGURAS	V
LISTA DE TABELAS	VI
LISTA DE QUADROS	VII
LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS	VIII
1.INTRODUÇÃO	16
1.1. Caracterização do problema.....	16
1.2. Especificação dos objetivos	19
1.3. Justificativa.....	20
1.4. Metodologia.....	21
2.REFERENCIAL TEÓRICO.....	26
2.1. Microfluídica	27
2.2. Dispositivos optofluídicos.....	34
2.3. Técnicas de fabricação de dispositivos	39
2.3.1. Métodos fotolitográficos	39
2.3.2. Métodos de Impressão 3D	43
2.3.3. Encapsulamento do sistema microfluídico.....	50
2.3.4. Interface com o meio externo	53
2.3.5. Tratamento de superfície	54
2.3.6. Aplicações em diversas áreas	55
2.4. Estudos sobre emulsões e suas propriedades.....	57
2.4.1. Técnicas de detecção de gotas em emulsões.....	60
2.5. Conclusões parciais	61
3.SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL	63
3.1. Definição e <i>setup</i> do projeto de lente	64
3.2. Resultados da simulação	82
4.FABRICAÇÃO DO SISTEMA MICROFLUÍDICO.....	85
4.1. Modelagem 3D	85
4.2. Processos de impressão.....	91
4.3. Tratamento de superfície	96
4.4. Usinagem dos microcanais	101

4.5. Preparação e deposição do PDMS.....	104
4.6. Desmoldagem do PDMS.....	106
4.7. Montagem do sistema optofluídico	109
4.8. Conclusões parciais	113
5.ANÁLISE E INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS	114
5.1. Configuração experimental	114
5.2. Resultados alcançados	121
5.3. Análise comparativa.....	127
6.CONCLUSÕES	131
6.1. Objetivos e contribuições da pesquisa	131
6.2. Análise do dispositivo optofluídico	132
6.3. Impacto tecnológico e científico	134
6.4. Perspectivas futuras.....	135
6.5. Considerações finais	136
REFERÊNCIAS.....	137

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1	Princípio de funcionamento da fotolitografia.	40
Figura 2.2	Litografia por imersão.	41
Figura 2.3	Litografia por feixe de elétrons.	42
Figura 2.4	Bocal da impressora FDM.	43
Figura 2.5	Princípio de funcionamento da FDM.	44
Figura 2.6	Estereolitografia.	46
Figura 2.7	Sinterização a laser seletiva.	48
Figura 2.8	<i>Soft Lithography</i>	49
Figura 2.9	Exemplo de um <i>chip</i> microfluídico.	52
Figura 2.10	Diferentes geometrias de microcanais utilizadas em sistemas microfluídicos.	58
Figura 3.1	Modelo geométrico da lente convexa projetada para focalização do feixe de laser, inserida em um sistema microfluídico representativo.	65
Figura 3.2	Lente utilizando Geometria em Malha (<i>physics-controlled mesh</i>).	81
Figura 3.3	Simulação da trajetória do feixe de luz, distribuição de intensidade e interação com a geometria do sistema.	83
Figura 4.1	Modelagem dos microcanais.	86
Figura 4.2	Modelagem tampo com a lente.	87
Figura 4.3	Modelagem da integração do tampo com os microcanais.	87
Figura 4.4	Modelagem dos moldes dos componentes do dispositivo.	88
Figura 4.5	Esboço do alinhamento necessário entre o suporte do laser, laser, tampo com lente, microcanais, base do fotodiodo e fotodiodo.	88
Figura 4.6	Modelagem do cabeçote de fixação.	89
Figura 4.7	Modelagem da base do fotodiodo.	89
Figura 4.8	Integração entre abertura na junção para o posicionamento da câmera e acompanhamento da produção das gotas.	90
Figura 4.9	Modelagem do sistema optofluídico.	91
Figura 4.10	Impressora 3D Anycubic Photon Mono M5s Pro 14K.	92
Figura 4.11	Interface do <i>software</i> Anycubic Photon Workshop.	93
Figura 4.12	Influência da Resina UV Standard na cura incompleta do PDMS em moldes microfluídicos.	97
Figura 4.13	Processo de impressão 3D.	96
Figura 4.14	Anycubic Wash & Cure Machine 3.0 Plus.	96
Figura 4.15	Processo lavagem e pós-cura dos moldes.	98
Figura 4.16	Polimento do molde do tampo com a lente.	100
Figura 4.17	Usinagem de microcanais com o Fusion 360.	102
Figura 4.18	CNC Router COBRA, modelo RC6090.	103
Figura 4.19	Microcanal usinado.	103
Figura 4.20	Preparação do PDMS.	104
Figura 4.21	Deposição do PDMS sobre os moldes.	105
Figura 4.22	Resultado do polimento na desmoldagem do PDMS.	106
Figura 4.23	Desmoldagem do PDMS.	107

Figura 4.24	Alinhamento experimental entre o suporte do laser, laser, tampo com lente, microcanais, base do fotodiodo e fotodiodo.....	112
Figura 4.25	Dispositivo optofluídico fabricado e montado.....	113
Figura 5.1	Óleo de girassol em concentração 6,5% e água deionizada.....	115
Figura 5.2	Bombas de seringa do tipo New Era NE-1000.....	115
Figura 5.3	Fonte de emissão de luz.....	116
Figura 5.4	Coleta e análise em tempo real dos padrões de transmissão óptica.....	117
Figura 5.5	Monitoramento de dados em tempo real.....	120
Figura 5.6	Sistema optofluídico proposto.....	121
Figura 5.7	Deteção da formação de microgotas monodispersas.....	124
Figura 5.8	Variação do diâmetro das gotas em função da razão entre as fases contínua e dispersa ($R = Q_c/Q_d$) para diferentes taxas de fluxo da fase contínua.....	126
Figura 5.9	Monitoramento com emprego da microscopia.....	127
Figura 5.10	Comparação entre o diâmetro óptico e o diâmetro microscópico das gotas para um fluxo da fase contínua de 4 ml/h.....	128
Figura 5.11	Comparação entre o diâmetro óptico e o diâmetro microscópico das gotas para fluxos da fase contínua de 2 ml/h e 1 ml/h.....	129

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1	Principais fatores que compõem o microambiente celular em sistemas microfluídicos, detalhando cada subfator e suas respectivas descrições.	28
Tabela 3.1	Definições globais e parâmetros da lente.....	66
Tabela 3.2	Índice de refração dos materiais.....	69
Tabela 3.3	Configurações de interface aplicada a geometria óptica.....	70
Tabela 3.4	Configurações de propriedade média aplicada a geometria óptica.	72
Tabela 3.5	Configurações de descontinuidade de material aplicada a geometria óptica.	73
Tabela 3.6	Configurações de propriedades do raio aplicada a geometria óptica.	74
Tabela 3.7	Coordenadas iniciais aplicadas a geometria óptica.....	75
Tabela 3.8	Configurações de vetor de direção de raio aplicada a geometria óptica.	76
Tabela 3.9	Potência total da fonte aplicada a geometria óptica.	77
Tabela 3.10	Detecção de raios (estatísticas de malha) aplicada a geometria óptica.	78
Tabela 3.11	Configurações de tamanho (malha) aplicada a geometria óptica.	79
Tabela 3.12	Configurações de tamanho (tetraédrico) aplicada a geometria óptica.	80
Tabela 4.1	Dados experimentais relacionados à fabricação de dispositivos contendo PDMS e lentes	108

LISTA DE QUADROS

Quadro 5.1	Código-fonte implementado em ambiente de desenvolvimento integrado (IDE) e projetado para a programação de microcontroladores da plataforma Arduino.	119
Quadro 5.2	Transmitância óptica (mW) em função do tempo (s) para diferentes razões entre a fase contínua ($Q_c = 4ml/h$) e a fase dispersa (Q_d).	122
Quadro 5.3	Transmitância óptica (mW) em função do tempo (s) para diferentes razões entre a fase contínua ($Q_c = 2ml/h$) e a fase dispersa (Q_d).	124
Quadro 5.4	Transmitância óptica (mW) em função do tempo (s) para diferentes razões entre a fase contínua ($Q_c = 1ml/h$) e a fase dispersa (Q_d).	125

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
CAD	<i>Design</i> Assistido por Computador
CAE	Engenharia Assistida por Computador
CAM	Fabricação Assistida por Computador
CNC	<i>Computer Numerical Control</i>
EUV	Litografia Ultravioleta Extrema
F3D	Tipo de arquivo nativo do Fusion 360
FDM	<i>Fused Deposition Modeling</i>
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronics Engineers</i>
IPT	Instituto de Pesquisas TECNOLÓGICAS
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i>
LCD 3D	<i>LCD 3D Printing</i>
LDCI	Laboratório de Dispositivos e Circuitos Integrados
LEMOM	Laboratório de Estruturas de Microondas e Ondas Milimétricas
MEMS	Sistemas Microeletromecânicos
MFD	<i>Mode Field Diameter</i>
MSLA	<i>Masked Stereolithography</i>
O/W	<i>Oil-in-Water</i>
O/W/O	<i>Oil-in-Water-in-Oil</i>
OBJ	Padrão para armazenar dados de geometria 3D
OPT101	<i>Monolithic Photodiode and Single-Supply Transimpedance Amplifier</i>
PDMS	Polidimetilsiloxano
PGPR	Polirricinoleato de Poliglicerol
PLA	Ácido Polilático
PMMA	Polimetilmetacrilato
PPGEE	Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
RTI	Reflexão Total Interna
SciELO	<i>Scientific Electronic Library Online</i>
SLA	<i>Stereolithography</i>
SLS	<i>Selective Laser Sintering</i>
STL	Padrão utilizado para representar modelos tridimensionais em arquivos
UnB	Universidade de Brasília
UV	Luz Ultravioleta

W/O	<i>Water-in-Oil</i>
W/O/W	<i>Water-in-Oil-in-Water</i>
W/O/W	<i>Water-in-Oil-in-Water</i>

1. INTRODUÇÃO

O uso de emulsões em processos industriais e científicos tem se destacado nas últimas décadas devido às suas aplicações em áreas como a indústria de alimentos, cosméticos, fármacos e biotecnologia [1]. As emulsões, definidas como misturas de dois ou mais líquidos imiscíveis, frequentemente demandam técnicas de controle e manipulação para garantir estabilidade e funcionalidade de seus componentes [2].

A microfluídica, com sua capacidade de manipular volumes reduzidos de fluidos em canais de dimensões micrométricas, apresenta vantagens em comparação aos métodos convencionais de manipulação de líquidos [3]. Dentre as vantagens destacam-se a capacidade de controlar o tamanho das gotas e partículas geradas, aspecto fundamental para diversidade de aplicações, como a síntese de nanopartículas e o encapsulamento de fármacos [4].

Por sua vez, a optofluídica, ao combinar a microfluídica com dispositivos ópticos, tem se consolidado como uma abordagem para a análise em tempo real de gotas e partículas [5]. A integração de sistemas ópticos em dispositivos microfluídicos possibilita a caracterização das gotas durante sua formação, estruturação, estabilidade ou degradação [6]. As vantagens da optofluídica incluem a medição de parâmetros críticos, como tamanho, forma e concentração das partículas [7].

1.1. Caracterização do problema

A medição de microgotas em tempo real é um desafio técnico, com implicações críticas em áreas como biomedicina, química analítica e engenharia de materiais [8]. O controle de gotas em microescala é essencial, por exemplo, para o avanço de técnicas de manipulação de fluidos e em processos de filtração no

tratamento de água [9]. Entretanto, os métodos de medição frequentemente não oferecem a precisão necessária para capturar a dinâmica dessas microgotas em movimento, além de apresentarem limitações quanto à resolução temporal, o que compromete a detecção em tempo real [10].

Uma das principais dificuldades na caracterização de microgotas reside na sua escala, com diâmetros tipicamente na faixa de micrômetros. Esse tamanho reduzido demanda técnicas de medição sensíveis e sistemas de detecção com resolução espacial e temporal [11]. Além disso, a dinâmica das microgotas é influenciada por fatores como a viscosidade do fluido, a tensão superficial e as interações com superfícies ou outros objetos em microescala, tornando o processo de caracterização ainda mais desafiador [12].

Pesquisas recentes têm explorado tecnologias inovadoras, como a microscopia de alta velocidade e sensores ópticos avançados, para monitorar e caracterizar microgotas com maior precisão. A microscopia de alta velocidade permite a captura de imagens em intervalos extremamente curtos, viabilizando a observação detalhada do movimento e da dinâmica das gotas em tempo real [13]. Por sua vez, os sensores ópticos avançados detectam variações sutis na trajetória e no comportamento das gotas, fornecendo dados valiosos para análises quantitativas [14].

A riqueza de dados gerados por essas tecnologias de detecção tem impulsionado o uso de técnicas complementares, como fluorescência e espectroscopia, que possibilitam a obtenção de informações sobre a composição química das microgotas [15]. Paralelamente, destaca-se um avanço promissor: a integração de algoritmos de aprendizado de máquina aos sistemas de aquisição e processamento de dados. Essa combinação permite a análise e interpretação automatizada e em tempo real das informações obtidas durante a observação das microgotas, otimizando o processo de caracterização e abrindo novas perspectivas para estudos em microescala [16].

Apesar dos avanços alcançados, desafios ainda persistem, particularmente no que diz respeito à padronização e à replicabilidade dos resultados obtidos. A variabilidade nas condições experimentais, aliada à sensibilidade dos sistemas de medição continuam apresentando obstáculos que precisam ser superados [17].

Contudo, o progresso tecnológico e o desenvolvimento de métodos inovadores oferecem perspectivas promissoras para aprimorar a caracterização de microgotas, impulsionando avanços em áreas que dependem diretamente dessa tecnologia [18].

Na indústria, a caracterização de partículas em processos de produção geralmente ocorre após o término do processamento, envolvendo etapas adicionais de preparação e filtragem, além de exigir grandes volumes de amostras para análise [19]. Essa abordagem não apenas eleva os custos das análises, mas também aumenta o risco de perdas, como a inutilização de uma produção inteira, caso o produto não atenda aos requisitos estabelecidos. Além da necessidade de especialistas qualificados e do alto custo dos equipamentos que tornam o processo oneroso.

Para superar essas limitações, a implementação de análises em tempo real, utilizando tecnologias acessíveis, como *lasers* de baixo custo e microprocessadores, a exemplo do Arduino, surgem como uma solução. Essa alternativa tem o potencial de reduzir custos, otimizar recursos e democratizar o acesso a tecnologias de caracterização, tornando o processo industrial mais eficiente e economicamente viável [20].

No entanto, é importante reconhecer que a implementação de tecnologias para a análise em tempo real de microgotas ainda enfrenta barreiras. Um exemplo é o custo elevado associado ao uso de equipamentos especializados. Esse custo não se limita à aquisição inicial, mas também engloba despesas operacionais, manutenção e ciclo de vida do equipamento. Fatores como alto consumo de energia, necessidade de reagentes específicos, calibração frequente e suporte técnico contribuem para elevação do custo total de propriedade.

Devido a esses fatores, é incomum que empresas utilizem tais equipamentos para a análise de uma única amostra, optando, muitas vezes, por procedimentos convencionais que, embora mais acessíveis, necessitam várias horas para serem concluídos. Essa realidade evidencia a necessidade de soluções mais econômicas e ágeis, capazes de viabilizar a análise em tempo real, reduzindo custos e otimizando os processos industriais.

A análise rápida e em tempo real apresenta vantagens ao otimizar processos industriais e expandir sua aplicação para áreas como a saúde, onde diagnósticos

mais ágeis são cada vez mais demandados, especialmente em clínicas que atendem um grande volume de pacientes simultaneamente [21]. Nesse contexto, a implementação de soluções tecnológicas de baixo custo torna-se fundamental, contribuindo não apenas para a melhoria da produtividade, mas também para o aumento da precisão e da confiabilidade dessas análises.

A caracterização de microgotas em tempo real representa um desafio na pesquisa científica, especialmente devido às limitações dos métodos tradicionais, que frequentemente envolvem procedimentos invasivos, de alto custo ou com baixa resolução temporal. Diante desse cenário, o problema central desta pesquisa consiste em **investigar alternativas que possibilitem medições rápidas, precisas, não invasivas e economicamente viáveis de microgotas em movimento dentro de microcanais**. Essa abordagem busca superar as limitações dos métodos convencionais, oferecendo soluções mais acessíveis para atender às demandas científicas e industriais.

1.2. Especificação dos objetivos

O objetivo principal desta pesquisa consiste em desenvolver, de forma econômica, um sistema integrado capaz de realizar medições de microgotas em tempo real, combinando técnicas ópticas e microfluídicas.

Os objetivos secundários desta pesquisa são:

(1) Realizar um referencial teórico, abordando os seguintes temas: fundamentos da microfluídica, desenvolvimento e aplicação de dispositivos optofluídicos, técnicas de fabricação de dispositivos e estudos sobre emulsões e suas propriedades como o objetivo de situar a pesquisa dentro do estado da arte e justificar a proposta do trabalho.

(2) Modelar um sistema microfluídico utilizando uma plataforma integrada de CAD, CAM e CAE 3D, detalhando seus componentes, o esboço estrutural dos microcanais em Junção-T, o esboço do alinhamento desde o laser, passando pelo microcanal até chegar ao fotodiodo e todas as integrações necessárias.

(3) Desenvolver simulações computacionais no *software* COMSOL Multiphysics®, abrangendo os componentes ópticos do sistema, para prever o funcionamento do dispositivo.

(4) Fabricar um dispositivo optofluídico utilizando a tecnologia de fotopolimerização por resina do tipo Estereolitografia (SLA) na fabricação dos moldes e a técnica de litografia suave na produção dos microcanais.

(5) Avaliar experimentalmente o desempenho do sistema, realizando medições do tamanho das microgotas em diferentes condições experimentais, como proporções de fluidos, concentração de emulsificante e configurações de fluxo.

(6) Comparar os resultados obtidos pelo dispositivo desenvolvido com aqueles provenientes de técnicas tradicionais, como microscopia, para validar a precisão e a eficiência do sistema.

Este conjunto de objetivos foi estruturado para garantir o desenvolvimento de um dispositivo com potencial aplicação em diagnósticos biomédicos, análises químicas e outras áreas que demandam medições confiáveis em microescala. A pesquisa busca não apenas aprimorar a tecnologia existente, mas também torná-la mais acessível e funcional para diversos contextos científicos e industriais.

1.3. Justificativa

A crescente demanda por sistemas mais precisos para a medição em tempo real de microgotas reflete a necessidade de acompanhar o avanço tecnológico em direção à miniaturização e automação de processos em diversas indústrias [22]. Nesse contexto, os sistemas optofluídicos emergem como uma solução versátil, com aplicações amplamente disseminadas.

Na indústria farmacêutica, esses sistemas desempenham um papel na dosagem de medicamentos e na análise de reações químicas em microescala, contribuindo para o desenvolvimento de terapias mais seguras e eficazes [23]. Na biotecnologia, os sistemas optofluídicos são empregados na manipulação de células e moléculas, viabilizando estudos detalhados sobre processos biológicos, como interações moleculares e comportamento celular, com alta resolução [24].

Já na indústria química, esses dispositivos são utilizados para a análise de misturas e reações, fornecendo dados precisos que auxiliam na otimização de processos produtivos e no desenvolvimento de novos produtos [25]. Além disso, no setor alimentício, os sistemas optofluídicos possibilitam a análise de componentes em alimentos, garantindo a qualidade e a segurança dos produtos consumidos [26].

Cabe reforçar que os sistemas oferecem vantagens em relação aos procedimentos tradicionais de medição de gotas. Primeiramente, eles possibilitam medições em tempo real, uma característica indispensável para processos que demandam monitoramento contínuo e dinâmico [27]. Além disso, apresentam uma precisão superior, permitindo a detecção de variações mínimas nas propriedades das gotas, o que é essencial para análises detalhadas e de alta sensibilidade [28].

Outro benefício é a miniaturização dos sistemas optofluídicos, que permite sua integração em dispositivos portáteis. Essa característica não apenas facilita o uso em campo, mas também amplia sua aplicabilidade em ambientes laboratoriais com espaço ou recursos limitados [29]. Por fim, a sinergia entre as técnicas ópticas e fluídicas viabiliza análises mais abrangentes e detalhadas, fornecendo dados para a otimização de processos em diversas áreas [30].

Dessa forma, a versatilidade dos sistemas optofluídicos reafirmam sua importância em múltiplos setores, evidenciando a necessidade de pesquisas que aprimorem sua funcionalidade, acessibilidade e relação de custo-benefício de fabricação. Este estudo justifica-se, portanto, pela oportunidade de contribuir para o desenvolvimento de dispositivos mais econômicos, eficientes e adaptáveis, capazes de atender às crescentes demandas por soluções tecnológicas.

1.4. Metodologia

A primeira etapa desta pesquisa consistiu em elaborar um referencial teórico com o objetivo de fundamentar teoricamente o estudo e orientar o desenvolvimento do sistema microfluídico proposto. Essa revisão compreendeu os seguintes tópicos principais: fundamentos da microfluídica, desenvolvimento e aplicação de dispositivos optofluídicos, técnicas de fabricação de dispositivos e estudos sobre emulsões e suas propriedades.

As fontes utilizadas incluíram artigos científicos, livros, dissertações, teses e publicações relevantes, acessadas por meio de bases de dados reconhecidas, como: IEEE Xplore, Scopus e SciELO.

Foi realizado um referencial teórico com o objetivo de direcionar e justificar o desenvolvimento do sistema optofluídico, garantindo que a proposta atenda às necessidades e desafios identificados.

Na segunda etapa foi realizada a modelagem do sistema microfluídico utilizando uma plataforma integrada de CAD, CAM e CAE 3D, seguindo um processo estruturado que contemplou os seguintes passos:

- Definição dos componentes, ou seja, a identificação dos elementos essenciais do sistema, como entradas e saídas para o fluxo de fluidos e regiões ópticas projetadas especificamente para a análise das microgotas.
- Desenvolvimento detalhado dos microcanais, com foco na otimização da fluidez e na maximização da interação entre os componentes ópticos.
- Seleção criteriosa de materiais compatíveis com as propriedades físico-químicas dos fluidos e das microgotas, considerando aspectos como estabilidade, transparência óptica e resistência química.

Para contemplar esses passos foi utilizado o *software* Autodesk Fusion 360 para a elaboração do *design* inicial, permitindo uma modelagem otimizada e a visualização tridimensional do dispositivo.

Na terceira etapa da pesquisa foi utilizado o *software* COMSOL Multiphysics® para realizar simulações do comportamento dos componentes ópticos do sistema optofluídico. Essa etapa envolveu:

- Simulação das interações da luz com a lente e outros elementos ópticos, considerando fenômenos como refração, reflexão e dispersão. Essas simulações visaram avaliar e otimizar o desempenho óptico do sistema na detecção e caracterização das microgotas.
- Validação do modelo teórico proposto garantindo sua viabilidade prática, assim como, identificação de possíveis ajustes necessários na modelagem para aprimorar o desempenho do dispositivo.

A quarta etapa da pesquisa consistiu na fabricação do dispositivo considerando os resultados obtidos na modelagem e simulação computacional. Para isso, foi empregada a técnica de *Soft Lithography* permitindo precisão na construção dos componentes microfluídicos. Após a fabricação, foi realizada a integração dos elementos microfluídicos com componentes ópticos e eletrônicos, resultando em um sistema funcional completo. O processo incluiu as seguintes etapas:

- Impressão dos moldes, tampo, suporte e base do dispositivo, utilizando a tecnologia SLA para garantir a fidelidade dimensional e o alinhamento adequado entre os componentes.

- Aplicação do PDMS (polidimetilsiloxano) nos moldes impressos, garantindo a reprodução fidedigna das geometrias projetadas.

- Mistura, cura e homogeneização do PDMS, material utilizado devido à sua flexibilidade e propriedades ópticas.

- Remoção cuidadosa do PDMS curado dos moldes, e assim, preservando as características dos canais e superfícies funcionais.

- Fabricação da lente óptica necessária para a manipulação e detecção de luz dentro do sistema com precisão dos parâmetros ópticos.

- Realização de tratamentos nas superfícies dos moldes e canais para melhorar a adesão, a transparência óptica e a compatibilidade com os fluidos utilizados.

- Integração dos componentes microfluídicos com os elementos ópticos (lentes e guias de onda) e eletrônicos, formando o sistema completo e funcional.

- Execução de testes para verificar a funcionalidade do dispositivo, incluindo a análise da precisão na formação e detecção de microgotas, envolvendo a interação óptica e o desempenho geral do sistema.

Essa etapa foi fundamental para traduzir a modelagem teórica e as simulações em um dispositivo físico, garantindo que o sistema optofluídico atendesse aos requisitos de funcionalidade, precisão e viabilidade técnica para medições em tempo real.

A quinta etapa foi dedicada à avaliação experimental do sistema desenvolvido, com o objetivo de validar sua funcionalidade e desempenho. Durante essa fase, foram considerados os seguintes parâmetros principais:

- Medição do tamanho das gotas em diferentes estágios do processo e sob variadas condições experimentais.

As condições experimentais adotadas foram ajustadas para garantir a robustez e a reprodutibilidade dos resultados, incluindo:

- Proporções variadas de fluidos: os testes foram realizados com diferentes combinações de fluidos para avaliar o impacto na formação e comportamento das gotas.

- Ajustes nas taxas de fluxo e configurações do sistema: busca pela otimização das taxas de fluxo e dos parâmetros do sistema para obter o melhor desempenho possível.

- Utilização de bombas de precisão, sensores e microcontroladores, assegurando condições controladas e resultados consistentes durante os experimentos.

Essa etapa foi essencial para confirmar a capacidade do sistema em realizar medições confiáveis, além de identificar possíveis melhorias para otimizar seu desempenho em aplicações práticas.

Na sexta etapa, os dados obtidos pelo dispositivo microfluídico foram comparados com os resultados de medições realizadas por microscopia, seguindo critérios de concordância.

A comparação foi conduzida com base no tamanho médio das microgotas. Esse procedimento permitiu avaliar a precisão e a confiabilidade do sistema desenvolvido, destacando sua capacidade de reproduzir resultados compatíveis com os métodos tradicionais, como a microscopia.

Essa análise foi fundamental para validar o desempenho do dispositivo e sua aplicabilidade em medições de microgotas em tempo real.

Por fim, a sétima etapa consistiu na publicação dos resultados obtidos ao longo da pesquisa, abrangendo as seguintes atividades:

- Registro de todas as etapas do estudo, incluindo gráficos, tabelas e imagens geradas durante os experimentos, para garantir a clareza e a transparência dos métodos e resultados apresentados.

- Redação de um artigo completo contendo os resultados, análises e conclusões do estudo, que será submetido a uma revista científica de alto impacto, com o objetivo de disseminar os achados da pesquisa para a comunidade acadêmica.

Essa etapa foi essencial para consolidar os resultados da pesquisa e compartilhar suas contribuições com o campo científico, promovendo a validação do dispositivo proposto e sua relevância para aplicações práticas em diferentes áreas.

A metodologia empregada nesta pesquisa desempenhou um papel central no desenvolvimento e validação do sistema optofluídico. Cada etapa foi planejada e executada, garantindo uma abordagem integrada que uniu fundamentos teóricos, modelagem, simulação computacional, fabricação e validação experimental.

“Celui qui ne sait pas ce qu’il cherche, ne comprend pas ce qu’il trouve”.
Claude Bernard (1813 – 1878)

2. REFERENCIAL TEÓRICO

Este capítulo tem como objetivo apresentar os fundamentos teóricos que embasam esta pesquisa, oferecendo uma compreensão dos principais conceitos envolvidos. A organização dos tópicos busca contextualizar o problema investigado à luz do conhecimento acumulado na literatura, permitindo a identificação de abordagens e oportunidades relevantes para o desenvolvimento da proposta.

O capítulo inicia com uma discussão sobre os fundamentos da microfluídica, destacando suas características, princípios de funcionamento e importância em aplicações científicas e industriais. Em seguida, são explorados os dispositivos optofluídicos, com ênfase na integração entre tecnologias microfluídicas e ópticas, bem como, sua aplicação em medições de alta precisão.

Na sequência, serão analisadas as técnicas de fabricação de dispositivos, com foco em métodos que viabilizam a construção de sistemas microfluídicos e optofluídicos com reprodutibilidade. Além disso, o capítulo apresenta uma revisão sobre emulsões, abordando suas propriedades, os mecanismos de formação e sua relevância em diferentes áreas de aplicação.

Por fim, o capítulo conclui com uma síntese das principais observações e lacunas identificadas na literatura, apresentando as conclusões parciais que fundamentarão as próximas etapas desta pesquisa. Essa abordagem busca consolidar o conhecimento necessário para respaldar as contribuições científicas deste trabalho e orientar o desenvolvimento do sistema proposto.

2.1. Microfluídica

É um campo interdisciplinar que integra conceitos de engenharia, física, química e biologia e envolve o estudo e a manipulação de fluidos em canais com dimensões na ordem de micrômetros [31]. Tal abordagem tem raízes no desenvolvimento dos sistemas microeletromecânicos (MEMS), onde as técnicas de fabricação possibilitaram a miniaturização de dispositivos capazes de manipular pequenas quantidades de fluido [32]. Nos últimos anos, a microfluídica consolidou-se como abordagem empregada em áreas científicas e industriais, destacando-se por suas características, princípios de funcionamento e aplicabilidade [33]. Dentre as **características** que tornam a microfluídica distinta das abordagens de manipulação de fluidos em escala macroscópica destacam-se: a escala reduzida, a razão superfície-volume, o fluxo laminar e o controle de parâmetros. Tais características serão descritas, a seguir:

(a) A escala reduzida lida com volumes pequenos de fluidos variando de nanolitros a microlitros. Isso permite o uso econômico de reagentes, o que é vantajoso em aplicações como diagnóstico médico e síntese química [34].

(b) Por sua vez, a razão superfície-volume é maior do que em sistemas macroscópicos o que resulta em uma dominância de forças superficiais, como tensão superficial e viscosidade, sobre forças volumétricas, como gravidade e inércia [35]. O artigo "*Microfluidic Platforms for Cell Cultures and Investigations*" explora como a microfluídica aprimora o controle das condições experimentais em culturas celulares [36] conforme exemplo ilustrado na Tabela 2.1. Devido à razão entre a área de superfície e o volume nos microcanais, a troca de calor e massa torna-se mais eficiente. Isso promove reações químicas mais rápidas e maior controle sobre variáveis como temperatura, pressão e concentração dos reagentes[36].

(c) Já o fluxo laminar, em canais microfluídicos, é caracterizado por números de Reynolds baixos resultando em uma dinâmica estável na qual as forças viscosas predominam sobre as inerciais. Esse comportamento permite uma manipulação dos fluidos, embora limite a formação de turbulência, o que exige técnicas específicas para promover a mistura de substâncias [37]. Em sistemas de fluxo laminar, o transporte de massa ocorre predominantemente por difusão, que, devido às dimensões reduzidas dos microcanais, é rápida e eficiente, além de exigir baixo

consumo energético. Essa característica possibilita um controle aprimorado sobre as reações químicas, viabilizado apenas pela manipulação das geometrias dos canais e da velocidade dos fluxos gerados pelas bombas. Em contraste, reações sob regime turbulento demandam misturas de alta energia, o que aumenta o custo energético e reduz a precisão no controle das condições reacionais [38].

Tabela 2.1: Principais fatores que compõem o microambiente celular em sistemas microfluídicos, detalhando cada subfator e suas respectivas descrições [36].

Fatores	Subfatores	Descrição
Físicos	<i>Shear Stress</i>	Representa as forças exercidas pelo fluxo de fluido sobre as células, afetando morfologia, adesão e viabilidade. Essencial para replicar condições fisiológicas.
	Interações Célula-Célula, Interações	Célula-Célula: comunicação através de sinais químicos e estímulos mecânicos, essenciais para diferenciação e crescimento.
Bioquímicos	Célula-Molécula, Interações Célula-	Célula-Molécula: interação com nutrientes e fatores de crescimento, regulando processos metabólicos.
	Substrato	Célula-Substrato: adesão a superfícies nos microcanais, determinante para migração e proliferação celular.
Físico-Químicos	pH, concentração de CO ₂ e O ₂ , gradientes químicos, gradientes de temperatura	Envolve parâmetros como pH (afeta metabolismo), concentração de gases (essencial para respiração e homeostase), e gradientes de temperatura e químicos, que influenciam diretamente a resposta celular em diferentes regiões.

(d) Por fim, o controle de parâmetros como fluxo, pressão, temperatura e composição química permite a personalização de experimentos e processos [39].

Essas características propiciam uma abordagem econômica, particularmente no diagnóstico médico, onde as doenças podem ser identificadas com uma pequena amostra de fluido biológico [40].

Quanto ao **funcionamento**, os sistemas microfluídicos baseiam-se em uma combinação de princípios físicos e químicos que governam o comportamento dos fluidos em microescala e que são apresentados a seguir:

(a) Na dinâmica de fluidos, os fluidos apresentam comportamento previsível e estável devido ao domínio das forças viscosas sobre as forças inerciais. O fluxo é

governado pelas equações de Navier-Stokes que descrevem a conservação de massa e momento em sistemas fluidos [41].

Derivadas da aplicação da 2ª Lei de Newton em fluidos, essas equações descrevem o comportamento de fluidos em movimento, considerando as forças envolvidas e suas propriedades sendo fundamentais para entender a dinâmica microfluídica. A formulação básica pode ser expressa como [2.0]:

$$\Sigma \vec{f} = \vec{f}_{gravidade} + \vec{f}_{pressao} + \vec{f}_{viscosa} = \rho \frac{d\vec{u}}{dt} \quad 2.0$$

Aqui, as forças representam valores por unidade de volume e incluem: a força gravitacional ($\vec{f}_{gravidade}$), a força de pressão ($\vec{f}_{pressao}$) e a força viscosa ($\vec{f}_{viscosa}$). O vetor $\vec{u}$ representa a velocidade do fluido, enquanto ρ é a densidade do fluido.

O termo de aceleração $\rho \frac{d\vec{u}}{dt}$ pode ser decomposto em dois componentes: a aceleração convectiva (variação espacial dependente do movimento do fluido) e a aceleração temporal (variação em função do tempo), descritos como [2.1]:

$$\rho \frac{d\vec{u}}{dt} = \rho \cdot \left(\vec{u} \cdot \nabla \vec{u} + \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} \right) \quad 2.1$$

As forças gravitacionais e de pressão são definidas da seguinte forma:

- Força gravitacional: a força da gravidade, proporcional à densidade do fluido, é expressa por [2.2]:

$$\vec{f}_{gravidade} = \rho \vec{g}, \quad 2.2$$

onde $\vec{g}$ é o vetor gravidade.

- Força de pressão: refere-se à força de pressão por unidade de volume, expressa em $[N/m^3]$ [2.3]:

$$\vec{f}_{pressao} = \frac{\vec{F}_{pressao}}{dV} = -\nabla \vec{p}, \quad 2.3$$

onde $\vec{F}_{pressao}$ representa a força total de pressão aplicada a um volume, medida em [N], V é o volume do fluido e $\nabla \vec{p}$ é o gradiente da pressão. O termo $\vec{f}_{pressao}$ indica que a força volumétrica gerada pela pressão em um fluido é proporcional ao gradiente de pressão. Isso implica que, em regiões onde há variações espaciais da pressão, surgem forças que influenciam o movimento do fluido. Assim, $\vec{f}$ é uma força

volumétrica, enquanto $\vec{F}$ é o resultado da integração dessa força sobre todo o volume considerado.

- Força viscosa: para um fluxo unidirecional ao longo do eixo x , a força viscosa é derivada da taxa de deformação do fluido em relação ao eixo y , descrita por [2.4]:

$$\vec{f}_{viscosa} = -\frac{d\vec{F}_{viscosa}}{dV} = -\frac{d(-n \cdot Superfície \cdot \frac{\partial \vec{u}_x}{\partial y})}{dV} = n \cdot \frac{\partial^2 \vec{u}_x}{\partial y^2}, \quad 2.4$$

onde $\vec{F}_{viscosa}$ é a força viscosa total, n é a viscosidade dinâmica do fluido (a viscosidade dinâmica da água é 1,0016 mPa·s (cP) a 20 °C), *Superfície* é a superfície em contato com o fluido, $\vec{u}_x$ é a componente de velocidade no eixo x , e $\frac{\partial^2 \vec{u}_x}{\partial y^2}$ é a derivada de segunda ordem da velocidade em relação a y .

Em 3 dimensões, considerando densidade constante e utilizando o operador Laplaciano ∇^2 , a força viscosa é expressa como [2.5]:

$$\vec{f}_{viscosa} = n \cdot \nabla^2 \vec{u} \quad 2.5$$

Com a integração das forças gravitacionais, de pressão e viscosas, a equação de Navier-Stokes para um fluido incompressível e com densidade constante é expressa por [2.6]:

$$\rho \vec{g} - \nabla \vec{p} + n \cdot \nabla^2 \vec{u} = \rho \cdot \left(\vec{u} \cdot \nabla \vec{u} + \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} \right) \quad 2.6$$

Essa formulação é a base para compreender a dinâmica de fluidos em microescala, sendo especialmente relevante em sistemas microfluídicos, onde forças viscosas e de pressão são predominantes em relação às forças inerciais e gravitacionais. A equação de Navier-Stokes fornece uma descrição do comportamento de fluidos em canais confinados e é utilizada para prever e otimizar o desempenho de dispositivos microfluídicos.

(b) Por sua vez, a tensão superficial desempenha um papel fundamental na formação e manipulação de microgotas e emulsões objeto desse estudo [42]. Já a capilaridade é explorada para o transporte passivo de fluidos em dispositivos sem a necessidade de bombas ou outros equipamentos externos [43]. A seguir, serão descritas as principais equações matemáticas associadas a esses fenômenos.

A tensão superficial é uma força por unidade de comprimento que atua na interface entre dois fluidos imiscíveis (por exemplo, óleo e água) ou entre um fluido e um gás (como ar e água). A equação para a força superficial é [2.7]:

$$F = \gamma \cdot L, \quad 2.7$$

onde F é a força superficial (N), γ é a tensão superficial (N/m) e L é o comprimento da interface (m).

A equação de Young-Laplace descreve a diferença de pressão ΔP através da interface curva de uma gota ou bolha devido à tensão superficial [2.8]:

$$\Delta P = \gamma \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right), \quad 2.8$$

onde ΔP é a diferença de pressão entre o interior e o exterior da gota (Pa), γ é a tensão superficial (N/m) e R_1, R_2 são os raios de curvatura da interface em duas direções perpendiculares (m).

Para gotas esféricas, onde $R_1 = R_2 = R$ [2.9]:

$$\Delta P = \frac{2\gamma}{R} \quad 2.9$$

Essa equação é importante para entender a estabilidade de microgotas e o comportamento de emulsões.

O número de capilaridade é uma grandeza adimensional que caracteriza a relação entre as forças viscosas e as forças de tensão superficial em sistemas microfluídicos [2.10]:

$$Ca = \frac{\mu \cdot u}{\gamma}, \quad 2.10$$

onde Ca é o número de capilaridade (adimensional), μ é a viscosidade dinâmica do fluido ($\text{Pa} \cdot \text{s}$), u é a velocidade do fluido (m/s) e γ é a tensão superficial (N/m). O número de capilaridade é usado para prever o comportamento de microgotas e a formação de emulsões. Quando $Ca \ll 1$ as forças de tensão superficial dominam e quando $Ca \gg 1$ as forças viscosas dominam.

A energia associada à tensão superficial é importante para descrever a estabilidade de microgotas e emulsões. A energia de superfície E_s é dada por [2.11]:

$$E_s = \gamma \cdot A, \quad 2.11$$

onde E_s é a energia de superfície (J), γ é a tensão superficial (N/m) e A é a área da interface (m^2).

Nos sistemas de emulsões, a redução da energia de superfície é fundamental para a estabilidade da mistura. Esse efeito é alcançado por meio do uso de emulsificantes que atuam diminuindo a tensão superficial e facilitando a dispersão uniforme das fases imiscíveis.

A equação de Young descreve o equilíbrio das forças na interface sólido-líquido-gás e determina o ângulo de contato θ [2.12]:

$$\cos\theta = \frac{(\gamma_{SG}-\gamma_{SL})}{\gamma_{LG}}, \quad 2.12$$

onde θ é o ângulo de contato (graus ou radianos), γ_{SG} é a tensão superficial entre o sólido e o gás (N/m), γ_{SL} é a tensão superficial entre o sólido e o líquido (N/m) e γ_{LG} é a tensão superficial entre o líquido e o gás (N/m). Essa equação é importante para entender a molhabilidade e a adesão de microgotas em superfícies.

Para gotas em movimento sobre superfícies, a velocidade de espalhamento é dada pela Lei de Tanner [2.13]:

$$r(t) = \alpha t^{\frac{1}{10}}, \quad 2.13$$

onde $r(t)$ é o raio da base da gota em função do tempo, a proporcionalidade α pode ser transformada em uma igualdade, introduzindo uma constante de proporcionalidade C e o expoente $\frac{1}{10}$ indica que o espalhamento é sublinear, ou seja, o crescimento do raio diminui à medida que o tempo avança. Essa relação descreve como uma gota se espalha lentamente devido às forças capilares.

Em microcanais, a força de capilaridade que move o fluido é [2.14]:

$$F_c = 2 \cdot \gamma \cdot \cos\theta \cdot L, \quad 2.14$$

onde F_c é a força de capilaridade (N), θ é o ângulo de contato (graus ou radianos) e L é o comprimento da linha de contato (m). Essa força é fundamental para o transporte passivo de fluidos em microcanais.

Essas equações matemáticas ajudam a prever: (1) a estabilidade de emulsões; (2) a formação e coalescência de gotas; (3) a dinâmica de fluidos em canais confinados; (4) a interação entre fluido e superfície. Os modelos matemáticos

apresentados são utilizados em pesquisas e aplicações industriais, como controle de emulsões, produção de partículas e sistemas de liberação de medicamentos.

(c) Eletroforese e eletrosmose são técnicas baseadas em campos elétricos e utilizadas para controlar o movimento de partículas ou fluidos em canais permitindo a separação, mistura ou concentração de substâncias [44-45].

Em sistemas microfluídicos, a mistura de fluidos ocorre predominantemente por difusão molecular, devido ao fluxo laminar característico desses sistemas. A eficiência da mistura é governada pelo tempo de difusão que depende da dimensão dos microcanais e do coeficiente de difusão das substâncias envolvidas [46]. Esse processo é geralmente mais lento em comparação com sistemas macroscópicos, onde a turbulência auxilia na mistura.

Quanto a **aplicabilidade** a microfluídica tem se consolidado devido à sua capacidade de miniaturizar, integrar e automatizar processos complexos. Algumas das principais aplicações incluem:

Na indústria farmacêutica, a tecnologia é empregada no desenvolvimento de sistemas de liberação controlada de medicamentos, bem como, na formulação de fármacos em microescala para terapias personalizadas. Ou seja, no desenvolvimento de medicamentos, a microfluídica possibilita a execução de experimentos, avaliando condições em um espaço confinado [47], acelerando a descoberta de novos medicamentos e facilitando a sua entrada no mercado [48].

Na biologia celular e toxicologia, a microfluídica apoia o desenvolvimento de tecidos em miniatura que replicam as condições fisiológicas humanas [49]. Esses modelos oferecem informações utilizadas para a criação de organoides e sistemas de órgãos em *chip* que simulam o comportamento de tecidos humanos [50]. Também é utilizada para manipulação de células individuais, permitindo estudos detalhados sobre o comportamento celular, interações moleculares e respostas a estímulos químicos [51].

Em diagnósticos biomédicos, a microfluídica é utilizada no desenvolvimento de dispositivos *point-of-care*, como testes rápidos para detecção de doenças [52]. Esses dispositivos oferecem diagnósticos precisos e em tempo real, utilizando

pequenas quantidades de amostra e reagentes. Exemplos incluem o uso de *chips* microfluídicos para análise de sangue, detecção de biomarcadores e testes genéticos.

Na indústria química, a microfluídica oferece controle das reações resultando em produtos com maior pureza e menores resíduos. Em processos industriais, a tecnologia é aplicada para otimizar a produção de nanopartículas, polímeros e outras substâncias de alto valor agregado [53].

Já na indústria de alimentos é empregada na análise de qualidade de alimentos para detectar contaminantes, medir propriedades químicas e monitorar processos de produção [54]. Além disso, permite a produção controlada de emulsões e microencapsulação de ingredientes.

Por sua vez, na ciências do ambiente, dispositivos microfluídicos são utilizados para monitoramento de água, detecção de poluentes e análise de solo [55]. No setor energético, a microfluídica é explorada no desenvolvimento de células a combustível e em sistemas de armazenamento de energia [56].

A construção desses dispositivos envolve métodos de microfabricação, muitas vezes adaptados da indústria de semicondutores [57]. Materiais como polímeros, vidro e silício são utilizados na construção de microcanais e câmaras para direcionar o fluxo de fluido [58]. A fabricação e o controle do ambiente interno garantem resultados consistentes e reproduzíveis [59]. Esse controle é alcançado por intermédio da implementação de geometrias cuidadosamente projetadas e adaptadas às necessidades específicas de cada aplicação como mistura, separação ou filtração.

Em essência, a microfluídica compreende uma abordagem para manipular fluidos em sistemas miniaturizados. Suas aplicações geram avanços em diagnósticos, inovação de medicamentos e exploração científica. O seu potencial tende a se expandir, possibilitando soluções que podem revolucionar vários campos de estudo [60].

2.2. Dispositivos optofluídicos

A optofluídica se baseia na combinação de dispositivos ópticos como lentes, prismas, espelhos com dispositivos ou estruturas microfluídicas, permitindo a manipulação simultânea de fluidos e luz dentro de dispositivos miniaturizados [61]. Essa integração ocorre de forma sinérgica, onde:

(a) A microfluídica envolve a manipulação de fluidos em canais com dimensões na ordem de micrômetros. Assunto já apresentado no item 2.1 dessa pesquisa.

(b) A óptica utiliza o comportamento da luz (refração, reflexão, difração e dispersão) para realizar medições de propriedades dos fluidos como tamanho de gotas, concentração, quantidade e composição química [62]. A luz é focalizada através de lentes ópticas integradas ao sistema. Detectores, como fotodiodos, capturam a luz transmitida, dispersada ou absorvida, convertendo-a em sinais elétricos para análise.

A combinação dessas tecnologias possibilita a criação de dispositivos que realizam medições ópticas em tempo real dentro de um sistema fluidicamente ativo. Essa integração envolve a combinação física e funcional de canais microfluídicos com componentes ópticos, como guias de onda, lentes, lasers e detectores. A **integração** pode ocorrer em diferentes níveis:

(a) Os canais microfluídicos com guias de luz integrados são projetados com materiais ópticos transparentes permitindo a passagem e manipulação da luz, simultaneamente ao transporte de fluidos. A luz interage diretamente com os fluidos, e essa interação pode ser utilizada para medições como espalhamento óptico, absorção e fluorescência.

(b) As lentes ópticas com raios de curvatura específicos são projetadas para focalizar e direcionar a luz, permitindo medições em sistemas optofluídicos [63]. As principais equações matemáticas relacionadas ao funcionamento dessas lentes incluem:

A equação que descreve a relação entre as distâncias focal (f), do objeto (d_o) e da imagem (d_i) é [2.15]:

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{d_o} + \frac{1}{d_i}, \quad 2.15$$

onde f é a distância focal da lente (m), d_o é a distância do objeto à lente (m) e d_i é a distância da imagem à lente (m). Essa equação determina a posição da imagem formada pela lente e sua ampliação, permitindo a focalização da luz sobre as partículas no canal microfluídico.

Se a lente focaliza um feixe de laser (gaussiano), o comportamento do feixe é descrito por [2.16]:

$$w(z) = w_0 \sqrt{1 + \left(\frac{\lambda z}{\pi w_0^2} \right)^2}, \quad 2.16$$

onde $w(z)$ é o raio do feixe a uma distância z da lente (m), w_0 é o raio do feixe no ponto focal (m), λ é o comprimento de onda da luz (m) e z é a distância do ponto focal ao plano de observação (m). Essa equação descreve como a luz se expande após a focalização, sendo essencial para posicionar o detector e otimizar a interação com o fluido.

Quando a luz passa através da lente e interage com o fluido, seu comportamento é governado pela Lei de Snell [2.17]:

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2, \quad 2.17$$

onde n_1 e n_2 são os índices de refração do meio inicial e final, respectivamente, θ_1 é o ângulo de incidência (rad) e θ_2 é o ângulo de refração (rad). Essa lei permite calcular como a luz é desviada ao atravessar a interface da lente e o canal microfluídico.

O limite de resolução da lente que determina o menor detalhe que pode ser analisado, é dado pelo critério de Rayleigh [2.18]:

$$\Delta_x = 1.22 \frac{\lambda}{D}, \quad 2.18$$

onde Δ_x é o limite de resolução (m), λ é o comprimento de onda da luz (m) e D é o diâmetro da abertura da lente (m). Essa equação é importante para garantir que a luz focalize adequadamente em gotas ou partículas individuais.

A intensidade da luz focalizada (I) é inversamente proporcional à área focal e diretamente proporcional à potência total (P) [2.19]:

$$I = \frac{P}{\pi w_0^2}, \quad 2.19$$

onde I é a intensidade no ponto focal (W/m^2), P é a potência da luz incidente (W) e w_0 é o raio do feixe no ponto focal (m). Essa equação é útil para garantir que a luz atinja a intensidade necessária para interagir com as partículas no fluido.

Essas equações apresentadas descrevem a formação, focalização de imagens e propagação da luz sendo fundamentais para o uso de lentes em dispositivos optofluídicos.

(c) Fotodiodos, como o OPT101, operam convertendo a luz incidente em corrente elétrica, e seu funcionamento pode ser descrito por equações matemáticas relacionadas à intensidade da luz, eficiência quântica e resposta espectral [64]. Estas equações são importantes para entender como o fotodiodo permite medições de parâmetros como o tamanho de gotas, concentração e frequência de formação.

A corrente gerada pelo fotodiodo (I_{ph}) é proporcional à potência da luz incidente (P) [2.20]:

$$I_{ph} = R \cdot P, \quad 2.20$$

onde I_{ph} é a corrente fotoelétrica gerada (A), R é a responsividade do fotodiodo (A/W), que depende do comprimento de onda da luz (λ) e P que é a potência da luz incidente no fotodiodo (W).

A responsividade (R) é uma medida da eficiência do fotodiodo na conversão de luz em corrente elétrica e está relacionada ao comprimento de onda da luz e à eficiência quântica (η) [2.21]:

$$R = \eta \cdot \frac{q}{h \cdot c / \lambda}, \quad 2.21$$

onde η é a eficiência quântica do fotodiodo (adimensional), q é a carga do elétron ($1.6 \cdot 10^{-19}C$), h é a constante de Planck ($6.626 \cdot 10^{-34}J$), c é a velocidade da luz ($3 \cdot 10^8 m/s$) e λ é o comprimento de onda da luz (m).

O fotodiodo também possui um tempo de resposta caracterizado pela frequência de corte (f_c) [2.22]:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_s C_j}, \quad 2.22$$

onde f_c é a frequência de corte (Hz), R_s é a resistência em série do circuito (Ω), C_j é a capacitância de junção do fotodiodo (F). Este parâmetro é importante para garantir que o fotodiodo possa detectar variações rápidas na intensidade da luz, como na frequência de formação de gotas.

Se o sinal do fotodiodo for amplificado, a tensão de saída (V_{out}) é relacionada à corrente gerada pelo fotodiodo por [2.23]:

$$V_{out} = I_{ph} \cdot R_f, \quad 2.23$$

onde V_{out} é a tensão de saída do amplificador (V), I_{ph} é a corrente gerada pelo fotodiodo (A) e R_f é a resistência de realimentação do amplificador (Ω). No caso do OPT101 que possui amplificação integrada R_f está embutido no dispositivo.

A intensidade da luz transmitida (I_t) ou dispersada (I_s) é usada para medir a concentração de partículas no fluido. A relação entre a intensidade transmitida e a concentração é descrita pela Lei de Beer-Lambert [2.24]:

$$I_t = I_0 \cdot e^{-\alpha c L} \quad 2.24$$

Ou, em termos de absorbância (A) [2.25]:

$$A = \alpha \cdot c \cdot L, \quad 2.25$$

onde I_t é a intensidade transmitida (W/m^2), I_0 é a intensidade inicial (W/m^2), α é o coeficiente de absorção (m^2/mol), c é a concentração de partículas (mol/m^3) e L é o caminho óptico (m).

Os dispositivos optofluídicos oferecem alta resolução e precisão em medições devido à sinergia entre o controle fluídico e a interação óptica. Entre as **aplicações** destacam-se:

- A detecção de biomarcadores, em que as microgotas contendo amostras biológicas interagem com luz, permitindo a detecção de biomoléculas por métodos de fluorescência ou absorção óptica [65].
- A análise de células, na qual os dispositivos optofluídicos possibilitam a contagem e análise de células individuais, fundamentais para diagnósticos rápidos [66].
- O monitoramento de contaminantes, em que a interação entre luz e fluido viabiliza a detecção de traços de poluentes e substâncias químicas em pequenas concentrações [67].
- As reações químicas em tempo real, cuja análise dinâmica é favorecida pela formação de microgotas [68].

- A produção de emulsões com controle preciso do tamanho e frequência em tempo real [69].

- A medição de propriedades ópticas, como índice de refração, tamanho de partículas e concentração, realizada com alta resolução por técnicas de espalhamento de luz e absorção óptica [70].

- A produção de nanopartículas com tamanhos uniformes, possibilitada pelo controle das condições de fluxo e pela detecção óptica, essenciais para aplicações farmacêuticas e no desenvolvimento de materiais avançados [71].

Conclui-se que os dispositivos optofluídicos apresentam uma série de vantagens em relação a métodos convencionais: (1) operam com microlitros reduzindo custos e resíduos; (2) a interação da luz com pequenas amostras garante medições aceitáveis; (3) permitem monitoramento contínuo de processos dinâmicos; (4) os dispositivos miniaturizados facilitam aplicações em campo e ambientes de laboratório; (5) são facilmente ajustáveis para diferentes aplicações e condições experimentais.

2.3. Técnicas de fabricação de dispositivos

Neste item, serão exploradas as principais técnicas de fabricação de dispositivos microfluídicos com destaque para métodos tradicionais, como os fotolitográficos, e tecnologias modernas, como os métodos de impressão 3D. Serão abordados aspectos da funcionalidade dos dispositivos, como o encapsulamento dos sistemas microfluídicos, fundamental para garantir a vedação e a integridade estrutural, além da interface com o meio externo, que permite a integração de sensores, dispositivos eletrônicos e outros componentes. Ademais, serão discutidas técnicas de tratamento de superfície, indispensáveis para otimizar a durabilidade, a eficiência e a interação dos dispositivos com os fluidos. Por fim, será realizada uma análise abrangente das aplicações práticas dessas tecnologias em setores diversos, incluindo as áreas biomédica, automotiva e aeroespacial.

2.3.1. Métodos fotolitográficos

A “**fotolitografia**” consiste em uma metodologia para produção de dispositivos semicondutores e circuitos integrados [72]. Esse processo facilita a geração de padrões na superfície de um material, predominantemente silício,

utilizando a luz para transmitir uma máscara para uma camada de material fotossensível [73]. Permite a redução do tamanho e o aumento da densidade de integração dos circuitos, na progressão da tecnologia de semicondutores, resultando no desenvolvimento de dispositivos eletrônicos mais eficientes [74].

A técnica se baseia na interação entre luz e materiais fotossensíveis para imprimir padrões em uma superfície. Inicia-se pela aplicação de uma camada de filme fotossensível (fotorresiste) no substrato e emprego de um material que responde à luz ultravioleta (*UV*) alterando a sua composição química [75]. Posteriormente, uma máscara com o padrão pretendido é posicionada sobre o substrato revestido com fotorresistência. Através da máscara, a luz *UV* é direcionada, expondo seletivamente o fotorresistente e gerando uma imagem oculta do padrão na camada fotossensível [76] conforme ilustrado na Figura 2.1.

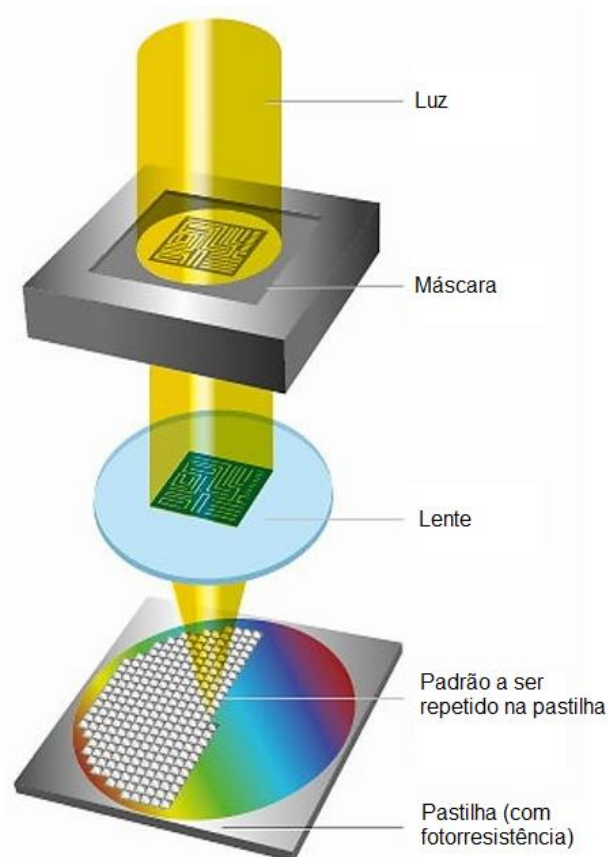


Figura 2.1: Princípio de funcionamento da fotolitografia.

Fonte: Adaptado de [77].

Outra tecnologia promissora é a “**Litografia por Imersão**”, em que um líquido com alto índice de refração é empregado entre a lente e o substrato para melhorar a resolução da imagem [78]. Essa metodologia facilita a geração de padrões

mais finos e precisos, de acordo com a imagem apresentada Figura 2.2, sendo um requisito crítico na fabricação de circuitos integrados sofisticados.

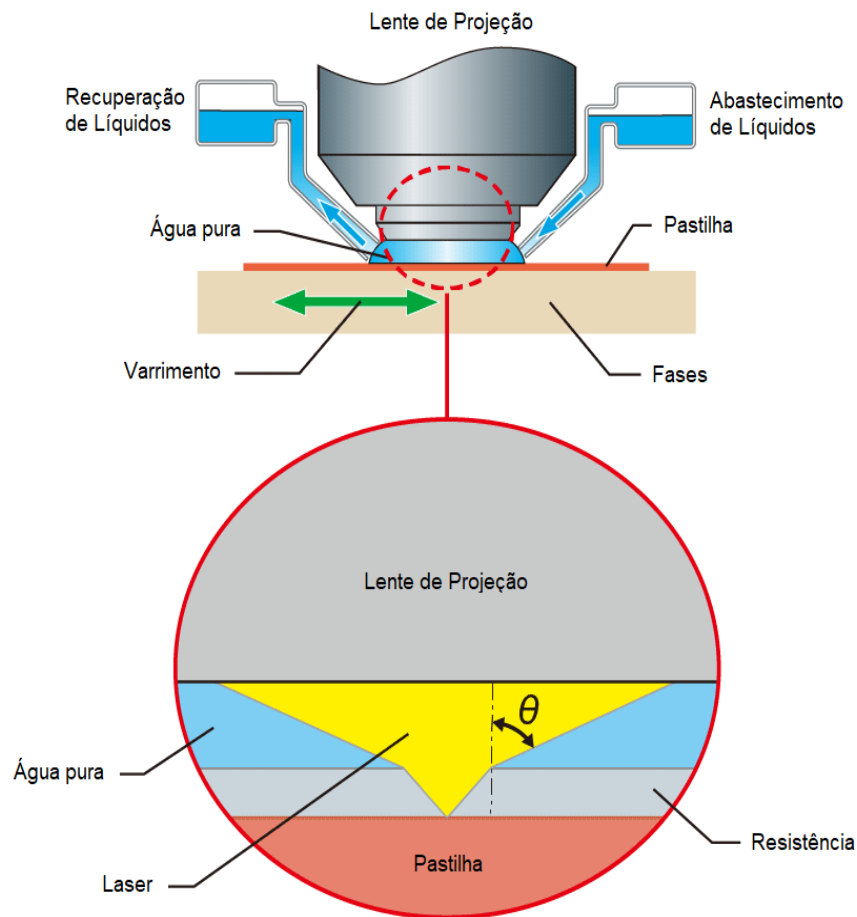


Figura 2.2: Litografia por imersão.
Fonte: Adaptado de [97].

Por sua vez, a “**Litografia por Feixe de Elétrons**” (Figura 2.3) tem o objetivo de expor a fotorresistência empregando um feixe de elétrons no lugar da luz ultravioleta. Esse método fornece um nível notavelmente alto de resolução e é particularmente adequado para modelagem em nanoescala [80]. No entanto, é caracterizado por um ritmo operacional mais lento e um custo mais alto em comparação com a fotolitografia convencional, limitando assim sua aplicabilidade a certos usos específicos [81].

Os métodos fotolitográficos, além da aplicação na indústria de semicondutores, encontra utilidade na produção de MEMS, caracterizados pela integração de elementos elétricos e mecânicos em sistemas em miniatura [82]. Os MEMS exibem diversas funcionalidades em vários setores, abrangendo sensores, atuadores, aparelhos médicos e infraestruturas de comunicação [83].

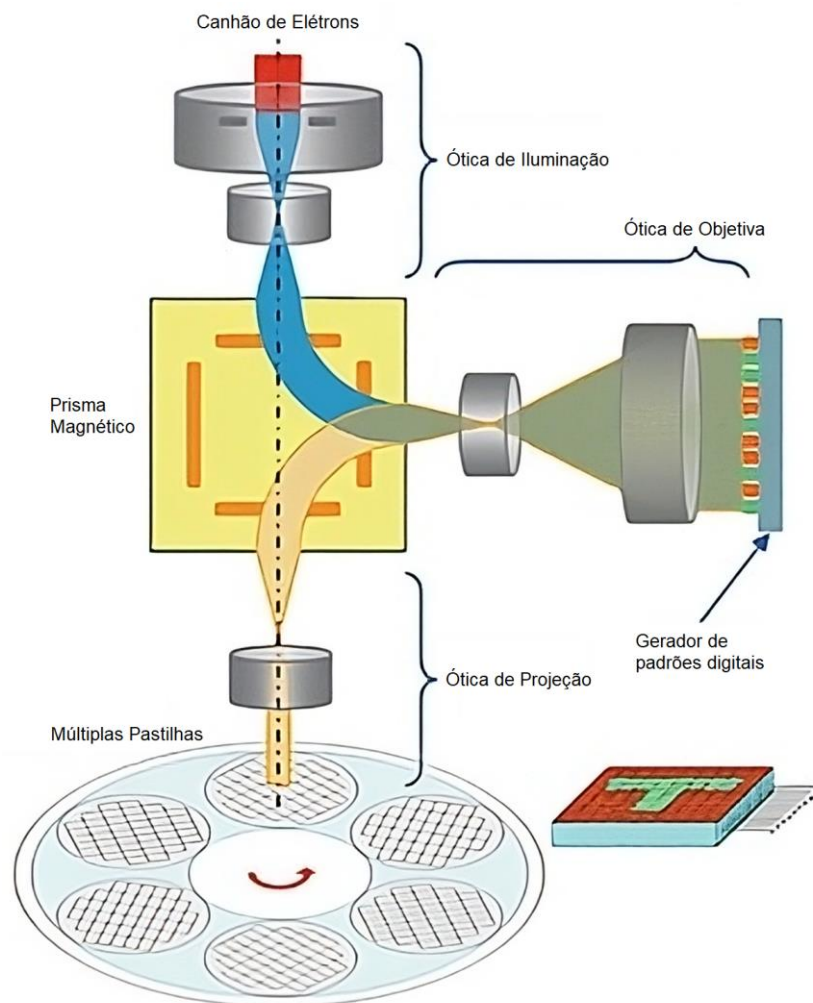


Figura 2.3: Litografia por feixe de elétrons.

Fonte: Adaptado de [84].

Apesar do progresso feito na fotolitografia, ainda há desafios e restrições. Um obstáculo primário diz respeito à resolução, pois a capacidade de gerar padrões menores é limitada pelo comprimento de onda da luz [85]. Outra questão a ser abordada é a natureza intrínseca do procedimento, que exige um exato alinhamento e um gerenciamento rigoroso das circunstâncias de exposição [86]. Qualquer erro durante o procedimento pode levar a imperfeições no resultado, afetando a qualidade e a eficiência do dispositivo.

Uma das tecnologias em ascensão, é a “**Litografia Ultravioleta Extrema**” (EUV) que emprega luz com um comprimento de onda reduzido em comparação com a luz ultravioleta convencional para gerar dispositivos ainda menores [87]. Devido à alta absorção de radiação no EUV pelas lentes convencionais, a óptica de transmissão não pode ser utilizada de forma eficaz. Em lugar dessas lentes, são

empregados espelhos multicamadas, especialmente confeccionados para refletir a luz EUV. Estes espelhos são projetados para operar em ângulo quase raso, o que é uma configuração crucial para minimizar a absorção indesejada e maximizar a eficiência da reflexão [88].

Além disso, a fusão da fotolitografia com outras tecnologias, incluindo impressão 3D e nanotecnologia, possui o potencial de desbravar novas perspectivas para o desenvolvimento de dispositivos e sistemas inovadores [89]. A integração de metodologias fotolitográficas com técnicas de manufatura aditiva e manipulação em nanoescala pode viabilizar a produção de dispositivos cada vez mais complexos [90].

2.3.2. Métodos de impressão 3D

Os métodos de impressão 3D para dispositivos microfluídicos referem-se a técnicas de fabricação que utilizam tecnologias de manufatura aditiva (impressoras de filamento ou de resina) para criar dispositivos com estruturas complexas e em escala micrométrica. Esses dispositivos contêm redes de canais, câmaras e outros elementos projetados para manipular pequenos volumes de fluidos.

A técnica de **“Modelagem por Fusão e Deposição”** (FDM) representa um procedimento de fabricação aditiva baseado na extrusão de filamentos termoplásticos para construir objetos tridimensionais por meio de uma abordagem “camada por camada” [91]. Essa metodologia envolve a condução de um filamento, geralmente composto por materiais como ABS ($C_8H_8 \cdot C_4H_6 \cdot C_3H_3N$)_n, (Acrilonitrila Butadieno Estireno) ou PLA ($C_3H_4O_2$)_n (Ácido Polilático), através de um bocal aquecido que promove sua fusão [92], conforme ilustrado na Figura 2.4.

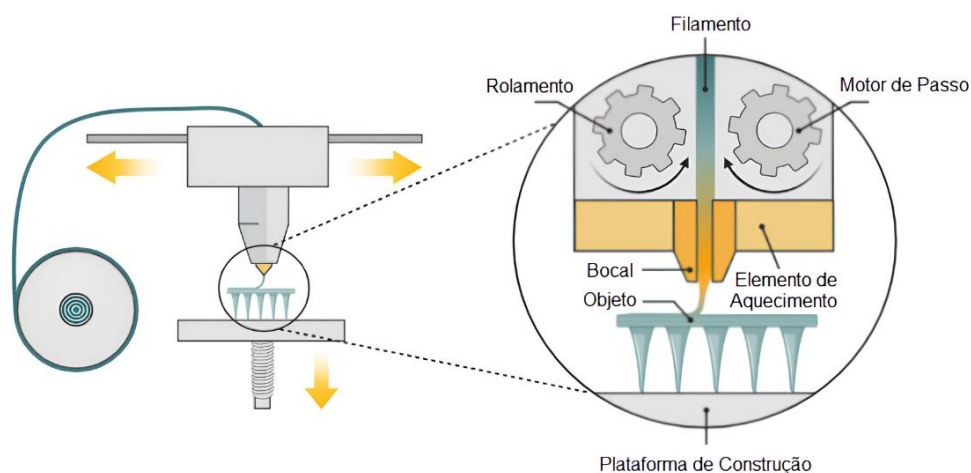


Figura 2.4: Bocal da impressora FDM.

Fonte: Adaptado de [93].

Considera-se que o bocal percorre as direções X e Y para aplicar cada camada do objeto, enquanto a plataforma de construção se desloca na direção Z para introduzir novas camadas até que o objeto seja concluído [94], de acordo com a representação da Figura 2.5.

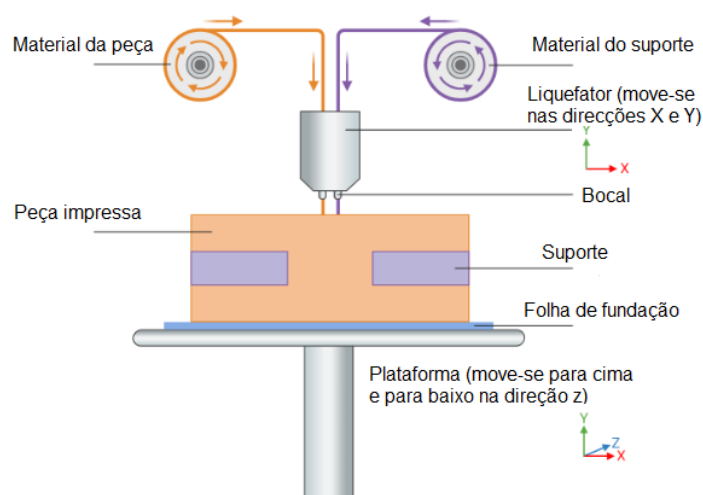


Figura 2.5: Princípio de funcionamento da FDM.

Fonte: Adaptado de [95].

A FDM apresenta um aspecto atraente com sua ampla variedade de materiais aplicáveis. Além dos termoplásticos predominantes, como ABS e PLA, materiais alternativos como PETG ($C_{14}H_{20}O_5)_n$ (Polietileno Tereftalato Glicol-modificado), *nylon* ($C_{12}H_{22}N_2O_2)_n$, policarbonato e compósitos contendo fibras de carbono ou madeira também podem ser úteis [96]. Cada material apresenta atributos mecânicos, térmicos e estéticos distintos, permitindo que os usuários optem pelo material mais adequado, de acordo com seus requisitos específicos [97].

As aplicações da FDM abrangem vários setores. Nos domínios da engenharia, ele serve para fabricar protótipos funcionais e testar componentes, facilitando iterações rápidas antes da fabricação em grande escala [98]. Na área médica, auxilia na produção de modelos anatômicos personalizados, dispositivos protéticos e equipamentos médicos [99].

Uma vantagem importante do FDM está em sua relação custo-benefício. As impressoras têm um preço relativamente acessível, aprimorando a acessibilidade para pequenas empresas, estabelecimentos educacionais e entusiastas [100]. Além disso, o processo FDM é caracterizado por sua natureza simples, permitindo a criação de objetos mesmo sem possuir experiência necessária em impressão 3D [101]. Outra

vantagem refere-se à capacidade de fabricar componentes com geometrias complexas [102].

No entanto, o FDM não é isento de limitações. A resolução e a precisão dos componentes impressos não atingem a qualidade quando comparada a estereolitografia ou a Sinterização Seletiva a Laser (*Selective Laser Sintering* - SLS) [103]. Além disso, os componentes produzidos pelo FDM podem apresentar resistência mecânica diminuída devido à deposição camada por camada gerando vulnerabilidades entre camadas [104].

A evolução do método FDM persiste. Aprimoramentos em materiais, como novos filamentos com características superiores, e tecnologias sofisticadas, como impressão multimaterial e colorida, facilitam a fabricação de objetos mais complexos. O surgimento de impressoras FDM em grande escala permite a produção de componentes maiores, revelando novas perspectivas na produção industrial [105].

A sustentabilidade se destaca como um fator cada vez mais pertinente a FDM apresenta benefícios neste domínio. Essa técnica gera menos desperdício em comparação com as abordagens de fabricação subtrativa, utilizando apenas o material necessário para a construção do objeto [106].

Pode-se compreender que a técnica FDM aperfeiçoou a fabricação e a prototipagem rápida, apresentando um meio econômico e adaptável de produzir objetos tridimensionais. Baseado na extrusão de filamentos, o FDM permite a criação de peças com geometrias complexas e personalizadas. Apesar de suas limitações de precisão, seus méritos, como acessibilidade e facilidade de uso, o tornam um ativo em diversos setores e ambientes educacionais.

Por sua vez, “**Estereolitografia**” é uma técnica de impressão 3D que utiliza um feixe de laser ultravioleta para curar e solidificar camadas finas de resina fotossensível, resultando em objetos tridimensionais com acabamento de alta resolução [107-108].

O processo começa com um modelo digital 3D, normalmente criado com o uso de um *software* de desenho auxiliado por computador [109]. Esse modelo é dividido em camadas que são enviadas para a impressora SLA.

A plataforma de construção é submersa no tanque de resina líquida. O laser então desenha o padrão da primeira camada na superfície da resina, solidificando-a [110]. Em seguida, a plataforma se desloca ligeiramente para baixo, permitindo que uma nova camada de resina cubra a anterior.

A cada nova camada de resina que é solidificada pelo laser, o ciclo se repete até a formação completa do objeto, conforme ilustrado na Figura 2.6. Após a impressão, pode ser necessário um processo de pós-cura para otimizar as propriedades mecânicas e a estabilidade dimensional do objeto impresso.

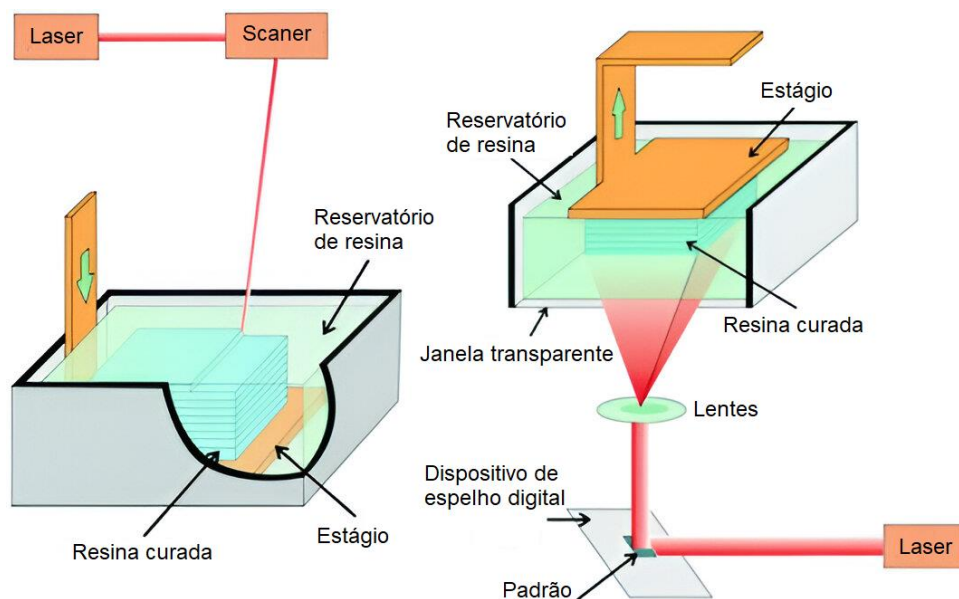


Figura 2.6: Estereolitografia.
Fonte: Adaptado de [111].

A estereolitografia tem uma ampla gama de aplicações. No setor médico é usada para criar modelos anatômicos que ajudam cirurgiões a planejar operações complexas. Ainda, é usada na fabricação de próteses e dispositivos médicos personalizados [112]. No setor automotivo é empregada para criar protótipos de peças e componentes, permitindo que engenheiros avaliem o *design* e a funcionalidade antes da produção em massa [113]. Já na área aeroespacial, permite a criação de peças leves que seriam difíceis de fabricar por métodos tradicionais [114].

Uma das vantagens da SLA é sua capacidade de produzir objetos com alta resolução e precisão. As camadas podem alcançar poucos micrômetros, permitindo a criação de detalhes extremamente finos [115]. Além disso, é capaz de produzir superfícies lisas, o que reduz a necessidade de tratamento [116]. Outra vantagem é

a versatilidade dos materiais usados. As resinas de fotopolímero podem ser formuladas para ter várias propriedades, como flexibilidade, resistência ao calor ou biocompatibilidade [117]. Isso amplia as possibilidades de aplicação da tecnologia em diferentes campos.

A estereolitografia apresenta algumas desvantagens. Uma das principais limitações é o custo dos materiais e equipamentos. As resinas de fotopolímero geralmente são mais caras do que os materiais usados em outras tecnologias de impressão 3D, como o filamento de plástico em FDM [118]. Além disso, objetos impressos podem ser propensos à deformação com o tempo, especialmente se expostos à luz ultravioleta [119]. Isso limita seu uso em aplicações que exigem alta durabilidade e resistência.

A SLA se aperfeiçoa com os avanços em materiais de resina, velocidade de impressão, além, de técnicas de cura. O desenvolvimento de novas resinas com propriedades mecânicas aprimoradas e a integração de processos de pós-cura mais eficientes estão ampliando as aplicações em setores industriais e médicos [120]. Cabe ressaltar que a miniaturização e a automação das impressoras estão tornando a tecnologia mais acessível para uma ampla gama de usuários [121]. Com a contínua inovação, a SLA mantém seu lugar como uma das tecnologias disponíveis de impressão 3D mais versáteis.

Por sua vez, a “**Sinterização a Laser Seletiva**” utiliza um laser de alta potência para fundir seletivamente partículas de pó, camada por camada, para criar um objeto sólido [122].

Seu funcionamento envolve a criação de um modelo digital tridimensional, usando *software* CAD, e dividindo-o em camadas finas que são enviadas para a impressora SLS [123]. Na impressora, o pó é aquecido a uma temperatura abaixo do ponto de fusão do material. Um laser de CO₂ ou fibra é então direcionado para a superfície do pó, fundindo seletivamente as partículas de acordo com o padrão da camada do modelo digital [124]. Após a fusão de uma camada, uma nova camada de pó é aplicada e o processo é repetido até que o objeto completo seja formado [125], conforme identificado na Figura 2.7.

A SLS é compatível com uma variedade de materiais, incluindo polímeros, metais, cerâmicas e compósitos. Os polímeros mais comuns utilizados incluem *nylon*,

poliestireno e poliamida, devido às suas boas propriedades mecânicas e térmicas [126]. Metais como aço inoxidável, titânio e alumínio também são amplamente utilizados, especialmente em aplicações que requerem alta resistência e durabilidade. Cerâmicas e compósitos são menos comuns, mas são utilizados em aplicações especializadas que exigem propriedades específicas, como resistência ao calor ou isolamento elétrico [127].

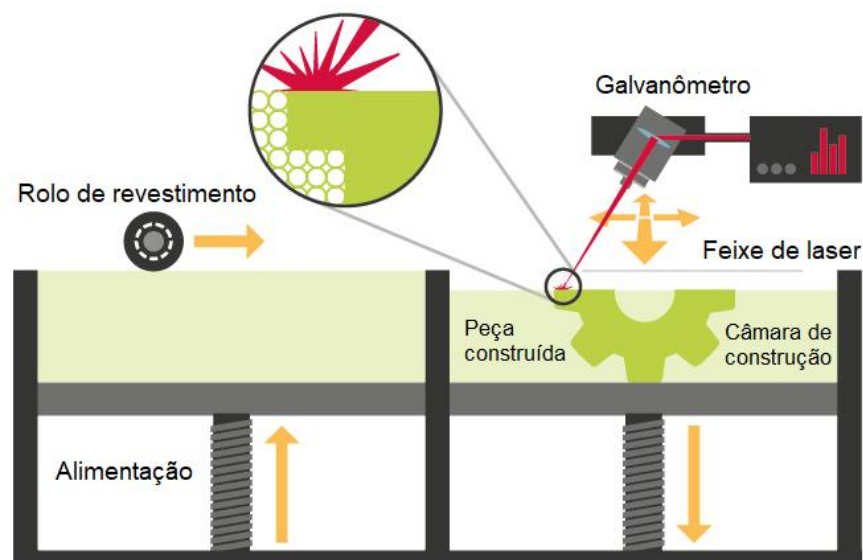


Figura 2.7: Sinterização a laser seletiva.

Fonte: Adaptado de [128].

Quanto a empregabilidade, a técnica tem aplicações em diversos setores. Na indústria automotiva, é utilizada para a produção de peças de protótipos, componentes personalizados e peças de reposição [129]. Na indústria aeroespacial, é usada para fabricar componentes leves e de alta resistência, como partes de motores a jato e estruturas de aeronaves [130]. No setor médico, é empregada na produção de implantes personalizados, próteses e instrumentos cirúrgicos [131].

Uma das vantagens da SLS é a sua capacidade de produzir geometrias complexas, com boas propriedades mecânicas e térmicas, sem a necessidade de suportes adicionais, o que reduz o tempo e o custo de produção [132]. Além disso, adota um processo eficiente no uso do material, uma vez que, o pó não fundido pode ser reciclado e reutilizado em futuras operações [133].

Entre as limitações destacam-se o custo elevado das máquinas e dos materiais, o que pode ser proibitivo para pequenas empresas ou indivíduos, além, da produção de superfícies rugosas que requerem tratamento adicional para alcançar um acabamento liso [134]. A precisão dimensional também pode ser um desafio,

especialmente para peças grandes ou complexas. Finalmente, a SLS apresenta um ritmo de produção mais lento em comparação com outros métodos de manufatura aditiva, devido ao tempo para o resfriamento e a remoção do pó residual [135].

No entanto, apesar dessa limitação, a SLS possibilita a produção de protótipos e peças finais permitindo sua entrada no mercado [136]. Além da sua contribuição para a sustentabilidade na manufatura, diminuído o desperdício de material e permitindo a produção local, o que reduz a necessidade de transporte e, consequentemente, as emissões de carbono [137].

Por fim, a “**Litografia Macia**” (*soft lithography*) se consolidou como uma técnica para fabricação de micro e nanodispositivos, utilizando materiais elastoméricos, como o PDMS [138]. Essa abordagem é empregada em diversas aplicações incluindo dispositivos microfluídicos, sensores ópticos e eletrônicos flexíveis. No presente estudo, a técnica foi aplicada na fabricação do dispositivo proposto.

O princípio do procedimento reside na criação de um molde mestre que será posteriormente utilizado para fabricar cópias da estrutura desejada [139], conforme identificado na Figura 2.8. A litografia macia não depende de exposição direta à radiação para criar os padrões. Em vez disso, ela utiliza um processo de cópia por contato físico, possibilitando uma fabricação mais simples e econômica [140]. O molde mestre é fabricado sobre um substrato como silício, vidro ou um polímero rígido.

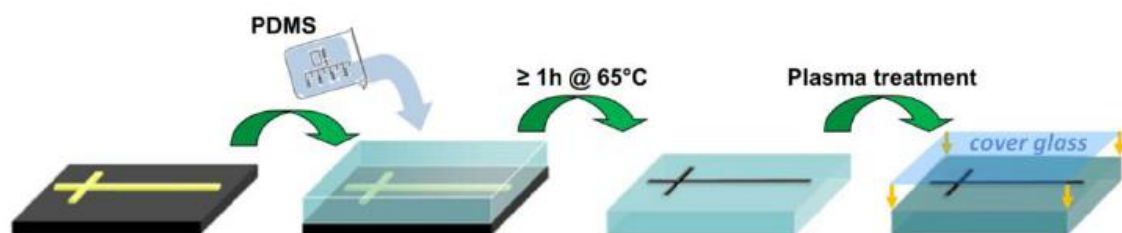


Figura 2.8: *Soft Lithography*.
Fonte: Adaptado de [141].

Após a obtenção do molde inicia-se a etapa de replicação utilizando PDMS. O processo de fabricação da réplica envolve a preparação do PDMS líquido que é misturado com um agente de cura em uma proporção controlada para garantir a formação adequada das ligações cruzadas. A mistura resultante é submetida a um processo de degaseificação sob vácuo com o objetivo de eliminar bolhas de ar e

assegurar a reprodução das microestruturas. Em seguida, o PDMS é vertido sobre o molde mestre e submetido a um processo de cura térmica, geralmente realizado a temperaturas controladas para otimizar suas propriedades mecânicas e estruturais. Após a cura completa, a camada de PDMS solidificada é cuidadosamente removida do molde [142].

Dentre as diversas aplicações da litografia macia destaca-se, a fabricação de grades de difração bioplásticas [143] demonstrando a viabilidade da produção de dispositivos ópticos biodegradáveis e sustentáveis. Além disso, a litografia macia suporta a fabricação de dispositivos eletrônicos flexíveis de alta densidade baseados em metais líquidos [144]. Essa tecnologia possibilita a criação de circuitos e componentes eletrônicos que podem ser esticados, dobrados ou torcidos sem comprometer sua funcionalidade [145], ampliando as possibilidades de aplicação em eletrônica vestível e dispositivos médicos implantáveis.

Quanto as suas vantagens podemos destacar:

(a) Custo-efetividade: comparada as práticas estabelecidas de litografia, a litografia macia é mais acessível, pois utiliza materiais e equipamentos menos onerosos [146].

(b) Versatilidade: permite a fabricação de uma ampla gama de estruturas, desde microcanais para dispositivos microfluídicos até padrões complexos para sensores e componentes eletrônicos [147].

(c) Processamento suave: devido ao uso de materiais flexíveis, a litografia macia é adequada para processar materiais sensíveis que poderiam ser danificados por técnicas mais agressivas [148].

Apesar das inúmeras vantagens, a litografia macia apresenta desafios, como a limitação na resolução dos padrões devido às propriedades mecânicas dos elastômeros utilizados [149].

2.3.3. Encapsulamento do sistema microfluídico

A utilização adequada de materiais no encapsulamento dos sistemas microfluídicos é importante para o seu desempenho, durabilidade, transparência óptica e facilidade de produção [150]. Além dos polímeros, outros materiais, incluindo vidro, silício e metais, são utilizados. O vidro é adequado para aplicações que exigem

alta resistência a produtos químicos e ao calor. Já o silício encontra sua aplicação, em dispositivos que necessitam de integração com componentes eletrônicos. Por sua vez, os metais são selecionados em razão dos seus atributos mecânicos e condutividade. Finalmente, os polímeros, a exemplo do PDMS, são amplamente utilizados devido à sua biocompatibilidade [151-152].

As técnicas de vedação ou fechamento em sistemas microfluídicos permitem o confinamento adequado dos fluidos nos microcanais, evitando vazamentos ou contaminações [153]. Uma das abordagens envolve a introdução de um tampo que encapsula o sistema, criando um ambiente fechado e controlado. Esse fechamento pode ser realizado utilizando técnicas térmicas, como o uso de prensas, nas quais a aplicação de calor e pressão promove a fusão das superfícies [153]. Esse método é eficaz em materiais termoplásticos, garantindo uma vedação forte e durável. Alternativamente, o uso de plasma permite a ativação das superfícies para criar ligações covalentes entre substratos, proporcionando uma vedação robusta, especialmente em materiais como PDMS e vidro [155].

Outra opção utilizada é o fechamento por adesivos ou colas que oferecem flexibilidade na escolha dos materiais e simplicidade no processo de vedação. Essa técnica é útil em aplicações que não exigem resistência a altas pressões, embora possa impactar propriedades ópticas ou introduzir contaminantes [156]. Ainda há, o fechamento por pressão que consiste em utilizar forças mecânicas para manter as camadas unidas, permitindo que o dispositivo seja desmontado e reutilizado facilmente, embora tenha limitações em relação à resistência à pressão interna [157].

A escolha da técnica de vedação deve levar em conta fatores como compatibilidade de materiais, requisitos de transparência óptica, resistência mecânica e condições operacionais específicas de cada aplicação microfluídica [158].

A Figura 2.9 apresenta um exemplo de *chip* microfluídico, composto por microcanais, áreas de reagentes, entradas e saídas para amostras e drenagem, além de sensores e válvulas. Para garantir a vedação adequada dos microcanais, podem ser empregadas diferentes técnicas:

(a) Vedação térmica (prensa): o tampo de PDMS pode ser unido ao substrato aplicando calor e pressão, promovendo a fusão das superfícies. Essa

técnica é útil para garantir uma vedação robusta e permanente, sendo amplamente utilizada em dispositivos que não requerem desmontagem.

(b) Vedação por plasma: o plasma, como o de oxigênio, pode ativar quimicamente as superfícies do PDMS e de outros materiais (por exemplo, vidro ou plástico). Isso assegura uma vedação hermética, essencial em aplicações que envolvem altas pressões ou manipulação de fluidos sensíveis.

(c) Vedação por adesivos ou colas: em algumas aplicações, colas biocompatíveis ou adesivos especializados são utilizados para unir o PDMS ao substrato. Embora esta técnica seja menos robusta que a vedação por plasma ou térmica, ela permite maior flexibilidade, especialmente em protótipos ou sistemas que precisam ser desmontados.

(d) Vedação por pressão: nesta abordagem, as camadas do dispositivo são mantidas unidas por meio de forças mecânicas externas, como grampos, parafusos ou suportes. Essa técnica é vantajosa para dispositivos reutilizáveis e em experimentos que exigem montagem e desmontagem frequentes.

Essas técnicas garantem a integridade estrutural e funcional do *chip* microfluídico, permitindo o controle preciso de fluídos dentro dos microcanais e o desempenho eficiente de experimentos e análises.

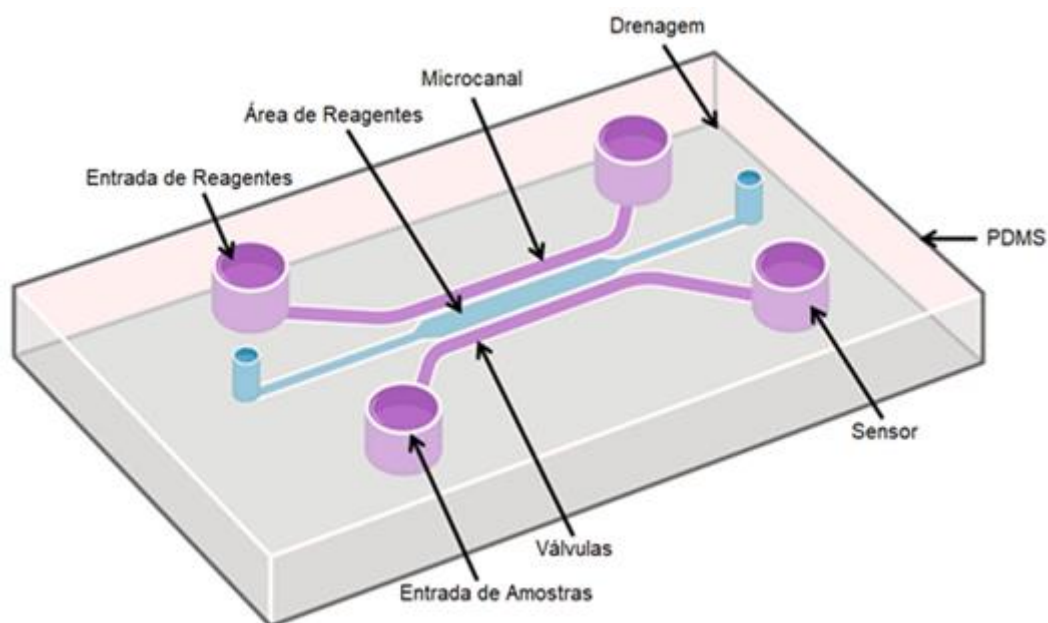


Figura 2.9: Exemplo de um *chip* microfluídico.
Fonte: Adaptado de [159].

Quanto aos obstáculos técnicos, podemos evidenciar que uma das dificuldades está em garantir o fechamento hermético dos canais microfluídicos para evitar infiltrações [160]. A adesão de vários materiais, pode representar desafios e exigir metodologias específicas de tratamento de superfície [161]. Além disso, a inclusão de componentes eletrônicos e sensores em dispositivos encapsulados adiciona complexidade, exigindo novas abordagens para garantir a coerência dos componentes e sua eficácia operacional [162].

2.3.4. Interface com o meio externo

A integração de dispositivos microfluídicos com sistemas externos pode apresentar desafios em razão de disparidades de escala e dos requisitos exclusivos de cada aplicação [163]. No entanto, o progresso nas técnicas de microfabricação facilitou o desenvolvimento de abordagens para lidar com esses obstáculos.

A interlocução do sistema com o meio externo é um aspecto essencial para garantir sua funcionalidade. Essa interação pode começar com a simples introdução de dutos ou entradas que permitem a injeção de amostras e reagentes nos microcanais. Esses dutos conectam o sistema microfluídico a bombas, seringas ou outros dispositivos de controle de fluxo, garantindo o transporte preciso de fluidos [164].

Além disso, a integração de sensores e dispositivos eletrônicos, como detectores de temperatura, pressão e pH, amplia a capacidade de monitoramento e controle em tempo real das condições internas do sistema [165]. Em aplicações mais avançadas, fibras ópticas podem ser incorporadas para a transmissão de luz, possibilitando a realização de análises ópticas, como espectroscopia ou detecção de biomoléculas [166]. Esses elementos externos, cuidadosamente acoplados ao dispositivo, permitem sua adaptação a diferentes contextos.

As plataformas de automação permitem a execução de análises e experimentos de forma mais rápida, ou seja, têm a capacidade de supervisionar movimentos fluídicos, executar transformações químicas e coletar dados continuamente, diminuindo a necessidade de interferência manual e reduzindo a probabilidade de erros [167].

Por sua vez, a incorporação de dispositivos microfluídicos em sistemas de comunicação sem fio apresenta-se como uma área promissora de estudo [168] ao

permitir a transmissão de dados para sistemas externos sem conexões físicas apoia-se o desenvolvimento de dispositivos de monitoramento portáteis.

A interação com o ambiente externo desempenha um papel relevante no campo da microfluídica, permitindo a incorporação de dispositivos em outros sistemas ou no contexto circundante. Essa integração é útil em domínios como biomedicina, química analítica e engenharia de materiais. [169].

2.3.5. Tratamento de superfície

O tratamento de superfície em microfluídica pertence a uma variedade de metodologias empregadas para alterar as características das superfícies internas dos canais microfluídicos [170]. Essas alterações são importantes na interação entre os fluidos e os limites dos canais, exercendo assim, um impacto na dinâmica dos fluidos em pequenas escalas. Os atributos de superfície modificáveis abrangem hidrofobicidade, carga eletrostática, rugosidade da superfície, funcionalização química, dentre outros [171].

Superfícies com características hidrofóbicas exibem um efeito repelente à água, enquanto superfícies hidrofílicas atraem moléculas de água. A alteração dessas características pode ser realizada por meio de metodologias químicas ou físicas [172]. Por exemplo, a aplicação de revestimentos de silano pode melhorar a natureza hidrofóbica de uma superfície, enquanto tratamentos envolvendo plasma podem elevar sua hidrofiliabilidade [173]. A decisão de priorizar a hidrofobicidade ou a hidrofiliabilidade depende da finalidade específica do sistema microfluídico [174]. No contexto dos mecanismos de separação celular, as superfícies hidrofílicas podem ser favorecidas para facilitar a movimentação de soluções aquosas.

A carga elétrica superficial exerce impacto na distribuição de íons dentro do fluido, o que influencia fenômenos como eletroforese e eletrosmose [175]. A modificação da carga superficial pode ser alcançada por meio de tratamentos químicos que introduzem grupos funcionais carregados na superfície [176]. Por exemplo, a adição de grupos carboxílicos resulta em uma superfície carregada negativamente, enquanto a incorporação de grupos amina leva a uma carga positiva [177]. A manipulação da carga superficial é especialmente vital em dispositivos utilizados para a análise de DNA e proteínas, pois a separação e detecção de moléculas carregadas são aspectos fundamentais desses processos [178].

Já o aumento na rugosidade afeta o contato entre o fluido e a superfície auxiliando na mistura e nas reações químicas. Por outro lado, há cenários em que reduzir a resistência ao fluxo é essencial, logo, superfícies lisas são favoráveis. O nível de rugosidade pode ser regulado usando métodos como litografia e corrosão química. A seleção da rugosidade depende da aplicação e dos critérios de desempenho do dispositivo [179].

Por sua vez, a funcionalização de superfícies com compostos químicos envolve a incorporação de grupos capazes de interagir com moléculas específicas no fluido circundante. Essa abordagem é utilizada no campo das tecnologias de biossensores, onde a identificação de biomoléculas específicas se torna imperativa [180]. Um exemplo desse processo envolve a fixação de anticorpos na superfície, permitindo a captura e identificação de antígenos específicos. Diversas técnicas, como química de silano, de tiol-ouro e de polímeros, podem ser empregadas para a funcionalização química [181]. A seleção da técnica de funcionalização mais adequada depende das características das moléculas alvo e dos parâmetros operacionais do dispositivo.

O tratamento de superfície abrange uma variedade de aplicações. No campo da biotecnologia, plataformas microfluídicas apoiam o exame de materiais genéticos, como DNA, RNA e proteínas [182]. A medicina utiliza essas plataformas para diagnósticos no local de atendimento, priorizando a identificação rápida de biomarcadores [183]. Na química as tecnologias são empregadas na criação e avaliação de compostos químicos em escalas mínimas [184]. Além disso, o campo da engenharia incorpora microfluídica nos mecanismos de regulação de fluxo [185].

2.3.6. Aplicações em diversas áreas

Quanto a aplicação, os sistemas encapsulados desempenham um papel importante em diagnóstico médico, facilitando a execução rápida de testes usando quantidades mínimas de fluidos biológicos, como sangue e saliva. A sua utilização permite a identificação de biomarcadores de doenças, a realização de análises de DNA e o monitoramento contínuo de parâmetros fisiológicos [186].

No campo da síntese química estes sistemas permitem a execução de reações em ambientes controlados, garantindo a correta dosagem de reagentes e regulação da temperatura [187]. Na análise ambiental esses sistemas permitem a

detecção de poluentes em amostras de água, solo e ar, fornecendo uma abordagem eficaz para a vigilância ambiental [188].

Na investigação biológica, sistemas encapsulados facilitam a execução de experimentos em escala micrométrica, fornecendo uma regulação do meio celular e incorporação com mecanismos de interpretação de imagens e dados. Por sua vez, a fusão com componentes eletrônicos e sensores facilita o desenvolvimento de dispositivos de monitoramento em tempo real e controle de processos, como a utilização de adesivos condutores ou a aplicação de camadas protetoras [189].

A seleção dos materiais e dos métodos de produção dos dispositivos optofluídicos exercem uma influência no ecossistema circundante. A escolha dos materiais depende diretamente da aplicação desejada, uma vez que cada material oferece propriedades específicas que podem ser vantajosas ou limitantes. Dispositivos fabricados em vidro, por exemplo, são amplamente utilizados devido à sua elevada estabilidade química e térmica, além de serem transparentes, o que é ideal para aplicações que envolvem óptica e reações químicas controladas [190].

Por outro lado, materiais como cerâmicas oferecem não apenas estabilidade química e térmica, mas também propriedades eletrônicas, tornando-os adequados para sistemas que exigem integração eletrônica [191]. O silício, frequentemente empregado na fabricação de *microchips*, destaca-se pela sua compatibilidade com processos de microfabricação [192]. Já os polímeros, embora apresentem menor estabilidade química e térmica, são amplamente utilizados devido ao seu baixo custo e facilidade de processamento [193], além de serem transparentes, o que os torna adequados para muitas aplicações optofluídicas, como diagnósticos portáteis e dispositivos descartáveis.

A investigação de polímeros biodegradáveis e processos com eficiência energética são opções viáveis, uma vez que, a reciclagem de dispositivos encapsulados representa tem o objetivo de diminuir as consequências ambientais e promover a sustentabilidade [194]. Assim, a seleção dos materiais e técnicas de produção visa atender às demandas específicas de cada aplicação.

Pode-se entender que os sistemas microfluídicos envolvem um domínio multifacetado que abrange a seleção de materiais apropriados, técnicas adequadas de fabricação e a resolução de obstáculos técnicos [195]. À medida que a exploração

e a inovação neste domínio progridem, prevê-se que novos remédios e avanços surjam, ampliando ainda mais o potencial dos sistemas microfluídicos encapsulados e sua importância em vários campos científicos e tecnológicos.

2.4. Estudos sobre emulsões e suas propriedades

As emulsões desempenham um papel fundamental em várias aplicações, abrangendo áreas como farmacologia, alimentos, cosméticos e síntese de materiais avançados. A união entre emulsões e microfluídica possibilita a obtenção de sistemas monodispersos, maior controle sobre as propriedades das gotas e eficiência na produção.

Uma emulsão é uma mistura heterogênea composta por duas fases líquidas imiscíveis, em que uma delas (fase dispersa) está dissipada em pequenas gotas na outra (fase contínua) [196]. As emulsões são classificadas em:

(a) Emulsões simples: óleo em água (O/W) onde a fase contínua é aquosa, e a fase dispersa é oleosa; água em óleo (W/O) onde a fase contínua é oleosa, e a fase dispersa é aquosa [197].

(b) Emulsões múltiplas ou complexas: combinações de emulsões simples, como água em óleo em água ($W/O/W$) ou óleo em água em óleo ($O/W/O$) e que são usadas em aplicações farmacêuticas e de liberação controlada [198].

A formação de gotas em sistemas microfluídicos é um fenômeno amplamente estudado. A capacidade de produzir gotas controladas em tamanho, frequência e composição torna os sistemas microfluídicos ferramentas ideais para aplicações de emulsificação, encapsulamento e síntese de partículas [199]. Os principais mecanismos de formação de gotas, os emulsificantes utilizados e os aspectos físicos envolvidos são discutidos a seguir:

(a) No mecanismo de **fluxos confluentes** (*co-flowing streams*), os fluidos (fase contínua e fase dispersa) escoam na mesma direção dentro de um microcanal. A fase dispersa é injetada no centro do fluxo da fase contínua [200].

Devido ao cisalhamento imposto pelo fluido contínuo e à tensão superficial da fase dispersa, a gota se rompe em pontos de equilíbrio onde as forças atuantes são balanceadas. A competição entre a força viscosa (cisalhamento) e a tensão superficial determina o tamanho da gota, cuja equação relacionada é [2.26]:

$$c_a = \frac{\eta_c u}{\gamma}, \quad 2.26$$

onde c_a é o número de capilaridade (razão entre forças viscosas e tensão superficial), η_c é a viscosidade da fase contínua, u é a velocidade do fluxo da fase contínua e γ é a tensão superficial entre as fases. Quando c_a aumenta, as forças viscosas dominam e resultam na formação de gotas menores.

(b) Em **fluxos cruzados** (*cross-flowing streams*), a fase dispersa é introduzida perpendicularmente ao fluxo da fase contínua, geralmente em uma junção em formato T ou X [201]. O cisalhamento exercido pela fase contínua causa a fragmentação da fase dispersa, gerando gotas.

A Figura 2.10 ilustra diferentes geometrias de microcanais utilizadas para a geração de microgotas. Cada configuração apresentada desempenha um papel no controle da formação de microgotas

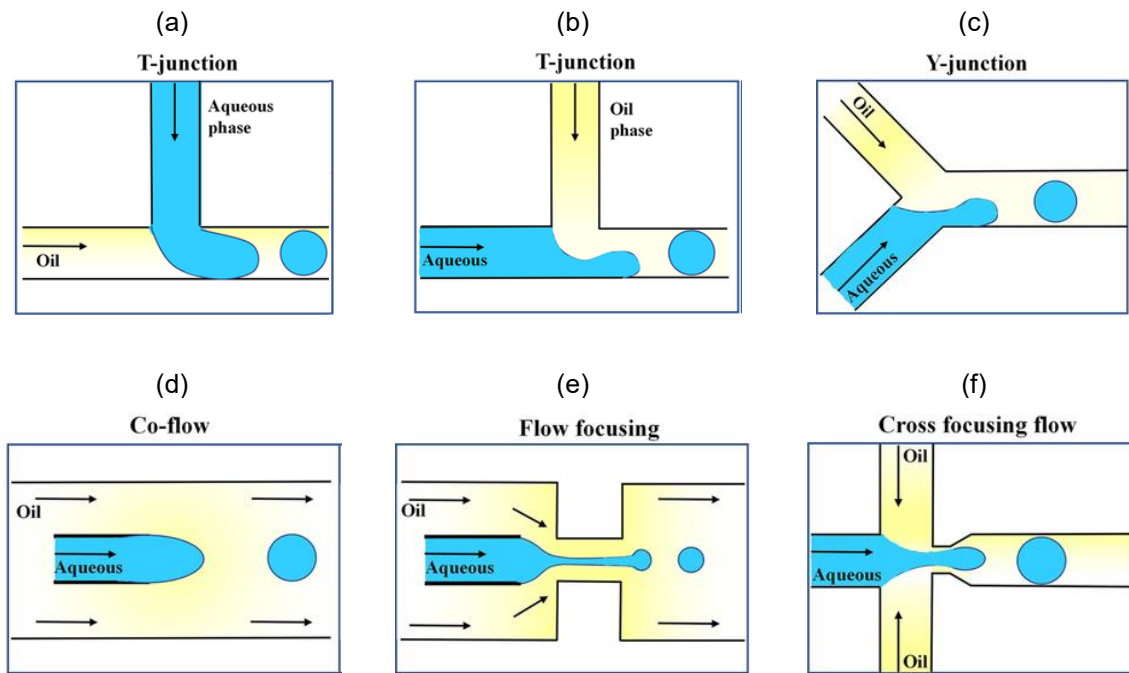


Figura 2.10: Diferentes geometrias de microcanais utilizadas em sistemas microfluídicos.

Fonte: Adaptado de [202].

(a) e (b) T-junction: nessa configuração, duas fases fluídicas, tipicamente óleo e água, se encontram em uma Junção-T. Em (a), a fase aquosa é introduzida perpendicularmente à fase oleosa, resultando na formação de microgotas aquosas no meio oleoso. Em (b), a geometria é similar, mas a fase de óleo é injetada perpendicularmente à fase aquosa, formando gotas de óleo dispersas na fase aquosa. A formação de gotas depende da relação de vazões entre as fases e das forças interfaciais.

(c) Y-junction: a Junção-Y permite que duas fases fluídicas sejam introduzidas em ângulos convergentes, facilitando a formação de microgotas. Essa geometria é útil para aplicações que exigem controle preciso da interação entre as fases antes da formação de gotas.

(d) Co-flow: no fluxo confluyente, as duas fases fluem paralelamente dentro do microcanal. A fase dispersa (por exemplo, a água) é introduzida no centro, enquanto a fase contínua (óleo) envolve o fluxo central. As gotas são formadas devido à instabilidade interfacial no ponto de ruptura do fluxo, resultando em microgotas bem definidas.

(e) Flow focusing: nesta configuração, a fase dispersa é introduzida no centro, enquanto a fase contínua flui dos lados, forçando a fase dispersa a formar gotas pequenas e uniformes em um ponto de constrição. Essa técnica é utilizada para produzir partículas altamente homogêneas.

(f) Cross focusing flow: essa configuração combina aspectos do fluxo confluyente e do fluxo concentrado. A fase contínua flui em duas direções perpendiculares, comprimindo a fase dispersa no centro. Essa geometria é eficaz para a produção de microgotas em taxas controladas e de tamanhos específicos.

O tamanho das gotas depende da velocidade da fase contínua, da viscosidade relativa e da tensão superficial e a equação relacionada é dada por [2.27]:

$$d = \left(\frac{\gamma}{\eta_c u} \right)^{1/3}, \quad 2.27$$

onde d é o diâmetro da gota, γ é a tensão superficial, η_c é a viscosidade da fase contínua e u é a velocidade do fluxo da fase contínua.

Por sua vez, a formação de gotas por alongamento ou estiramento da fase dispersa se dá devido a geometrias variáveis dos microcanais ou à aplicação de forças externas (como campos elétricos ou magnéticos). Quando o fluido é esticado além do limite imposto pela tensão superficial, ocorre a ruptura e a formação de gotas [203]. A fragmentação depende da viscosidade da fase dispersa, da tensão superficial e do gradiente de velocidade.

Quanto aos sistemas microfluídicos de emulsificação, esses consistem em microcanais projetados para manipular fluidos em escala micrométrica. Tais sistemas apresentam vantagens em comparação com os métodos convencionais de emulsificação, como maior controle sobre o tamanho e frequência das gotas, menor consumo de reagentes e maior eficiência [204]. Suas características principais compreendem:

(a) Geometrias específicas projetadas para promover a quebra da fase dispersa que facilitam fluxos cruzados e a formação controlada de gotas, enquanto os canais serpenteantes são utilizados para promover a mistura ou controlar o tempo de residência do fluido.

(b) Materiais de fabricação, como PDMS, vidro ou resinas fotopolimerizáveis, utilizados devido à sua transparência óptica e compatibilidade química.

(c) Bombas de precisão que permitem o ajuste das taxas de fluxo da fase contínua e da fase dispersa, garantindo maior controle e eficiência no processo.

Os emulsificantes, por sua vez, são agentes empregados para estabilizar as gotas formadas evitando sua coalescência. Eles atuam reduzindo a tensão interfacial entre as fases, promovendo emulsões mais estáveis [205]. São classificados nos seguintes tipos:

(a) Surfactantes, ou seja, moléculas anfífilas que se adsorvem na interface entre as fases [206].

(b) Emulsões do tipo Pickering que são estabilizadas por partículas sólidas adsorvidas na interface [207].

O controle das variáveis experimentais, como taxas de fluxo, viscosidades e tensões superficiais, permite a produção de emulsões monodispersas, caracterizadas por gotas de tamanho uniforme. A aplicação de emulsificantes e a utilização de microcanais projetados sob medida tornam possível a geração de emulsões monodispersas com características adequadas para aplicações em setores como farmacêutico, alimentício, cosmético e biotecnológico. A microfluídica, portanto, oferece uma plataforma eficiente para atender às demandas atuais de processos de emulsificação.

2.4.1. Técnicas de detecção de gotas em emulsões

A capacidade de monitorar e controlar o tamanho das gotas de emulsão em tempo real é importante para inúmeras aplicações. Nesse contexto, técnicas de detecção têm sido desenvolvidas para atender à necessidade de medições rigorosas e rápidas em sistemas microfluídicos [208].

As técnicas baseadas em óptica são utilizadas para a detecção de tamanhos de gotas em microcanais devido à sua alta sensibilidade, velocidade e adaptabilidade

aos sistemas microfluídicos [209]. Um exemplo proeminente é o uso de fibras ópticas. As fibras ópticas oferecem a vantagem de serem facilmente integradas a dispositivos microfluídicos, permitindo uma detecção confiável de tamanhos de gotas por meio de variações de intensidade ou padrões de espalhamento de luz [210]. Além disso, o pequeno volume das emulsões e a alta frequência de formação das gotas tornam as fibras ópticas ideais para medições em tempo real, reduzindo o impacto do ruído de fundo e aumentando a precisão do sistema [211].

Por sua vez, a incorporação de lentes embutidas em dispositivos microfluídicos tem ampliado a capacidade de detecção. As lentes internas são utilizadas, por exemplo, para aumentar a resolução óptica em sistemas de análise celular. Essa abordagem pode ser adaptada para a detecção de tamanhos de emulsões, onde as lentes otimizam o foco e a coleta da luz emitida ou refletida pelas gotas [212]. As lentes embutidas não apenas melhoram a eficiência na detecção de gotas, mas também permitem uma maior integração com lasers e detectores de fotodiodos [213]. Essa integração reduz a complexidade e o custo operacional.

Por fim, destaca-se a técnica que utiliza sistemas optofluídicos, empregada nesta pesquisa, para a medição em tempo real dos tamanhos de gotas em emulsões do tipo água-em-óleo. Essa abordagem se fundamenta nas propriedades ópticas das gotas, como a análise da difração e do espalhamento da luz, permitindo determinar o tamanho das gotas enquanto estas se deslocam pelos canais microfluídicos [214]. O sistema é projetado para detectar variações na intensidade da luz, produzida pelo laser de baixo-custo, em função do tempo e da posição das gotas, o que possibilita medições rápidas e de alta precisão [215]. Além disso, a técnica é amplificada pela integração lentes e sensores ópticos que otimizam tanto a coleta de dados quanto o processamento em condições dinâmicas.

2.5. Conclusões parciais

A revisão da literatura evidenciou que os sistemas optofluídicos apresentam um potencial para aplicações avançadas, destacando-se na produção de emulsões monodispersas, na análise em tempo real de fluidos e na integração de técnicas ópticas com sistemas microfluídicos.

Diante dessas observações, as próximas etapas desta pesquisa foram direcionadas para:

- Desenvolver um dispositivo optofluídico com geometria projetada para o controle da formação de gotas, integrando lente com raio de curvatura específico para maximizar a focalização da luz.

- Investigar a influência de proporções de emulsificante na estabilidade e nas propriedades das emulsões formadas visando a obtenção de sistemas mais controlados.

- Realizar testes experimentais para analisar os mecanismos de interação entre luz e fluidos, utilizando laser de baixo-custo, lente e fotodiodo como componentes centrais do sistema.

*“A descoberta consiste em ver o que todos viram e em pensar no que ninguém pensou.”
Albert von Szent-Györgyi Nagyrápolt (1893-1986)*

3. SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

O Método de Elementos Finitos (*Finite Element Method* - FEM) é uma técnica utilizada para abordar problemas de engenharia que apresentam condições de contorno complexas [216]. Esse método permite a discretização do domínio contínuo do problema em sub-regiões menores, denominadas elementos finitos, nos quais as equações diferenciais governantes são aproximadas por um sistema de equações algébricas. Essa abordagem facilita a análise de fenômenos, proporcionando precisão na modelagem de sistemas optofluídicos.

A aplicação do FEM começa com a construção de um modelo matemático do sistema físico, subdividido em elementos finitos e nós. Os nós que conectam os elementos formam uma malha que representa o domínio do problema. Essa malha é utilizada para aproximar as equações diferenciais que descrevem o comportamento do sistema. Assim sendo, as equações são resolvidas para cada elemento e as soluções locais são combinadas para gerar uma solução global para o problema [217].

Reconhecido por sua versatilidade e capacidade de adaptação, o FEM permite a simulação de sistemas em condições complexas onde métodos alternativos podem ser ineficazes ou impraticáveis [218].

Foi utilizado na pesquisa o COMSOL Multiphysics® que destaca-se como ferramenta para simulações complexas, especialmente na aplicação do Método de Elementos Finitos (FEM). Sua principal vantagem consiste em dispensar a necessidade de programação manual das equações que descrevem o modelo matemático, simplificando o processo para o usuário [219]. A simulação realizada no COMSOL Multiphysics® possibilitou a definição da geometria do domínio, a seleção dos parâmetros físicos relevantes, a especificação das condições iniciais e de

contorno, a atribuição das propriedades dos materiais e a configuração de uma malha otimizada, garantindo maior precisão nos resultados.

3.1. Definição e *setup* do projeto de lente

O projeto da lente foi desenvolvido com o propósito de focalizar o feixe de laser, garantindo uma interação óptica com as microgotas que transitam pelos canais microfluídicos do sistema. A lente apresenta uma superfície convexa esférica, projetada com um raio de curvatura que permite a direcionamento do feixe de luz. Essa característica concentra a luz de forma eficiente e minimiza perdas durante a interação óptica dentro do ambiente fluídico.

Para o desenvolvimento e análise da lente, foi utilizado o *Ray Optics Module* do COMSOL, um componente baseado nos princípios da óptica geométrica. Esse módulo é ideal para modelar a propagação de luz em meios heterogêneos e anisotrópicos, com capacidade de analisar fenômenos como refração, reflexão e dispersão [220]. Suas aplicações incluem o estudo de guiamento de luz, a dispersão em ambientes complexos e a avaliação de desempenho de dispositivos ópticos integrados. No contexto da pesquisa, o módulo foi importante para investigar a interação do feixe de laser com a lente e os canais microfluídicos, simulando o comportamento dos raios de luz sob diferentes condições experimentais.

A lente foi modelada para ser inserida em um ambiente fluídico que reflete as condições reais do experimento. Conforme representado na Figura 3.1, observa-se a lente convexa posicionada estrategicamente no sistema. O *design* inclui um cilindro acoplado, localizado no lado oposto ao microcanal, que representa o fotodetector. A geometria da lente foi otimizada para assegurar que a luz seja focalizada com mínima dispersão, maximizando a eficiência do sistema óptico. A imagem também destaca a configuração do ambiente, com dimensões definidas para validar a funcionalidade.

Essa configuração geométrica permitiu prever o comportamento da luz e garantir sua interação eficaz com o fluido e as microgotas. As simulações realizadas permitiram avaliar a qualidade do feixe focalizado e sua capacidade de atravessar o sistema com alta precisão.

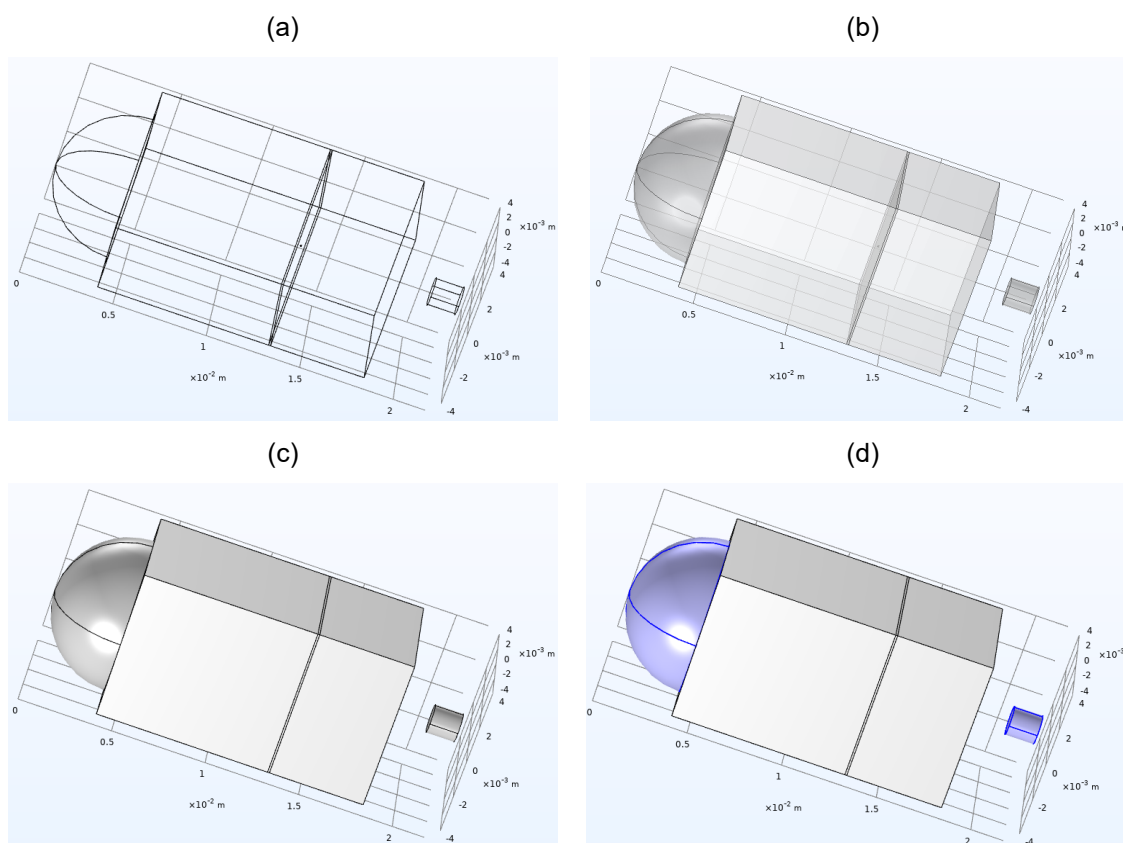


Figura 3.1: Modelo geométrico da lente convexa projetada para focalização do feixe de laser, inserida em um sistema microfluídico representativo.

Fonte: O próprio autor.

(a) Representação vazada: apresenta o interior do sistema com linhas que delineiam o espaço ocupado pelos componentes, permitindo a análise estrutural e a observação das interseções geométricas.

(b) Representação transparente: abordagem destaca a transparência do modelo, enfatizando a interação entre a lente e os canais microfluídicos, simulando as condições experimentais de uso.

(c) Representação completa: exibe o modelo com sua configuração integral, evidenciando a disposição dos elementos no sistema. Esta visualização oferece uma visão consolidada da integração entre a lente e o sistema microfluídico.

(d) Representação com ênfase na lente e no ponto de captação: esta perspectiva foca nos elementos ópticos, mostrando a lente convexa e sua posição em relação ao ponto de captação do feixe. É essencial para analisar o alinhamento do feixe de luz no sistema.

Os parâmetros utilizados no projeto da lente estão descritos de forma detalhada na Tabela 3.1. O índice de refração de um meio não é uma constante fixa, mas pode variar em função de diferentes parâmetros, como a frequência da luz incidente e a temperatura do material. Essa dependência é conhecida como dispersão óptica no caso da variação com a frequência, e como efeito termo-óptico quando está relacionada à temperatura. Essas variações influenciam a propagação da luz no meio, alterando propriedades como a velocidade de fase e a direção do feixe [221].

Tabela 3.1: Definições globais e parâmetros da lente.

Nome	Expressão	Valor
<i>beam_d</i>	$2 \cdot 10^{-3}$	$2 \cdot 10^{-3}$
<i>drop_d</i>	$1 \cdot 10^{-4}$	$1 \cdot 10^{-4}$
<i>detect_w</i>	$1,5 \cdot 10^{-3}$	$1,5 \cdot 10^{-3}$
<i>drop_y_pos</i>	$0.20 * drop_d$	$2 \cdot 10^{-5}$
<i>x_dist</i>	$top_thick + lens_h + channel_h/2$	$13,188 \cdot 10^{-3}$
<i>theta_sm</i>	$\frac{2\lambda}{\pi MFD}$	$95,493 \cdot 10^{-3}$
<i>lambda</i>	$6,3 \cdot 10^{-9}$	$6,3 \cdot 10^{-9}$
<i>lens_radius</i>	$4 \cdot 10^{-3}$	$4 \cdot 10^{-3}$
<i>top_thick</i>	$9,138 \cdot 10^{-3}$	0.009138
<i>channel_h</i>	$1 \cdot 10^{-4}$	$1 \cdot 10^{-4}$
<i>lens_h</i>	<i>lens_radius</i>	$4 \cdot 10^{-3}$
<i>det_base_dist</i>	$2 \cdot 10^{-2}$	$2 \cdot 10^{-2}$
<i>det_dist</i>	$lens_h + top_thick + channel_h + bottom_thick + det_base_dist$	$20,238 \cdot 10^{-3}$
<i>bottom_thick</i>	$5 \cdot 10^{-3}$	$5 \cdot 10^{-3}$
<i>bottom_pos</i>	$top_thick + lens_h + channel_h + bottom_thick/2$	$15,738 \cdot 10^{-3}$

A seguir, os aspectos listados na tabela são explicados:

- **Diâmetro inicial do feixe óptico (*beam_d*):** este parâmetro determina como a luz se propaga dentro do sistema óptico e microfluídico, influenciando diretamente a focalização e interação óptica com as lentes e microcanais. Em sistemas optofluídicos a manutenção de um feixe paralelo ao longo do percurso garante que a luz interaja de maneira previsível com os meios ópticos e fluidos dentro do dispositivo. O diâmetro do feixe influencia a divergência da luz, sendo que feixes mais largos tendem a apresentar menor divergência angular, enquanto feixes menores podem sofrer maior espalhamento e divergência. Um feixe com diâmetro maior pode permitir melhor aproveitamento da abertura numérica da lente, o que resulta em maior eficiência na focalização e menor aberração esférica (distorção causada pela incapacidade de uma lente esférica focar todos os raios de luz em um único ponto). Já em sistemas microfluídicos, onde os canais têm dimensões reduzidas, o ajuste preciso do diâmetro do feixe otimiza a absorção, reflexão e

transmissão da luz no fluido em análise. Além disso, o tamanho do feixe pode afetar a resolução e sensibilidade de medições ópticas, como espectroscopia, fluorescência ou detecção de partículas. Um feixe muito largo pode diminuir a precisão espacial, enquanto um feixe muito estreito pode comprometer a intensidade do sinal detectado.

- **Diâmetro das gotas** (*drop_d*): refere-se ao tamanho das gotas que serão geradas e analisadas no sistema microfluídico. Gotas funcionam como microrreatores onde reações químicas, análises biológicas ou processos de encapsulamento podem ser realizados de forma controlada. A definição do tamanho da gota influencia diretamente na taxa de difusão de reagentes, na estabilidade da emulsão, na interação fluido-fluido e na eficiência do transporte de massa e calor dentro da microestrutura. Esse parâmetro é particularmente crítico para aplicações *lab-on-a-chip*, onde o controle do volume de cada gota permite padronização e repetibilidade dos experimentos. Além disso, o tamanho da gota pode ser ajustado por meio de parâmetros operacionais, como taxa de fluxo dos fluidos imiscíveis (fase contínua e dispersa), viscosidade, tensões interfaciais e geometria do canal.

- **Largura do detector óptico** (*detect_w*): o parâmetro é importante para garantir que o detector seja capaz de capturar a luz transmitida ou refletida, maximizando a eficiência da medição e assegurando uma aquisição de dados confiáveis. O tamanho do detector precisa ser compatível com a largura do feixe óptico e o padrão de espalhamento da luz no sistema. Se o detector for muito pequeno, parte da luz pode escapar sem ser detectada, comprometendo a sensibilidade e a precisão das medições. Se for muito grande, pode captar ruídos indesejados ou interferências ópticas do ambiente.

- **Posição da gota no eixo vertical** (*drop_y_pos*): em sistemas optofluídicos, a posição da gota influencia na forma como a luz interage com ela. Um posicionamento bem definido evita zonas de interferência no feixe óptico e melhora a qualidade da detecção do sinal. A altura em que a gota se encontra pode influenciar a estabilidade da detecção e evitar erros na calibração do sistema. Se a gota estiver muito alta ou muito baixa, pode haver perda de intensidade luminosa no detector ou interferência com outras camadas do fluido.

- **Distância horizontal** (*x_dist*): entre a posição inicial da lente e a gota no canal. A lente precisa estar posicionada a uma distância adequada para garantir

que o feixe óptico esteja focalizado na região onde a medição será realizada. O feixe óptico deve atingir a gota no ponto ideal do canal, e a distância horizontal é essencial para garantir que o feixe não esteja desfocado ou desalinhado ao atravessar o fluido. Dependendo da geometria e das propriedades ópticas da lente, pode haver dispersão da luz ao longo do trajeto. A distância x_{dist} é ajustada para minimizar esse efeito e otimizar a captação dos sinais ópticos pelo detector.

- **Ângulo divergência do feixe óptico (θ_{sm}):** descreve a taxa de expansão do feixe de luz conforme ele se propaga a partir da fonte. Esse fenômeno ocorre porque a luz, ao sair de um sistema óptico, tende a se espalhar devido à natureza da propagação das ondas eletromagnéticas. Um feixe com baixa divergência mantém o alinhamento por uma distância maior, permitindo maior precisão nas medições optofluídicas. Um feixe com alta divergência se espalha rapidamente, o que pode levar a perda de intensidade e menor eficiência na interação óptica com as gotas dentro do microcanal.

- **Comprimento de onda da luz (λ):** é a distância entre dois picos consecutivos de uma onda eletromagnética. Esse parâmetro determina como a luz interage com diferentes materiais, interfaces e partículas dentro do sistema. O parâmetro $\lambda = 630 \text{ nm}$ define a cor e as propriedades ópticas da luz empregada no sistema optofluídico. Sua escolha é estratégica para otimizar a interação com as gotas, reduzir perdas ópticas e garantir a eficiência dos sensores de detecção. Esse comprimento de onda permite medições confiáveis do tamanho das gotas em emulsões e é amplamente utilizado na optofluídica devido à sua baixa absorção em materiais comuns, menor espalhamento e alta compatibilidade com sensores ópticos.

- **Raio de curvatura da lente convexa (lens_radius):** determina como a luz será refratada e focalizada dentro do microcanal. Maior raio da lente (produz uma menor curvatura), logo, resulta em um foco mais distante e um feixe menos convergente. Menor raio da lente (produz uma maior curvatura), ou seja, gera um foco mais próximo, tornando o feixe mais concentrado.

- **Espessura da camada superior de PDMS (top_thick):** proporciona um equilíbrio entre estabilidade mecânica e desempenho óptico no sistema microfluídico. A espessura influencia a posição da lente, a propagação do feixe óptico e a precisão na detecção de microgotas. Se a camada for muito espessa, pode haver desvio óptico

e defasagem da luz, impactando a exatidão da detecção. Se for muito fina, pode comprometer a rigidez estrutural do dispositivo, afetando a estabilidade da lente e a propagação do feixe.

- **Altura interna do canal microfluídico** (*channel_h*): determina a passagem e o controle das gotas, influenciando aspectos como: tamanho e estabilidade das gotas, pois a altura do canal impõe um limite às dimensões das gotas formadas; dinamismo do fluxo, garantindo que as microgotas se desloquem de maneira controlada e previsível; eficiência na manipulação fluídica, permitindo que a emulsão seja transportada sem perturbações excessivas.

- **Distância vertical entre o detector óptico e a base do canal microfluídico** (*det_base_dist*): é fundamental para a eficiência da captação dos sinais ópticos. A distância foi calibrada para capturar padrões de espalhamento angular que fornecem informações sobre o diâmetro das gotas. O detector recebe um feixe de luz difratado pelas gotas, e a análise do padrão difratado permite a medição do seu tamanho.

- **Distância total entre a lente e o fotodiodo** (*det_dist*): o valor total é obtido a partir da soma de diversos componentes estruturais do sistema, ou seja, espessura da camada superior do PDMS (*top_thick*), altura da lente convexa (*lens_h*) altura do canal microfluídico (*channel_h*), espessura da camada inferior do PDMS (*bottom_thick*) e distância entre a base do canal e o detector (*det_base_dist*). Se a distância for muito curta, o feixe pode não estar totalmente formado no ponto de detecção, resultando em leituras imprecisas. Se for muito longa, pode haver dispersão excessiva da luz, reduzindo a intensidade do sinal captado pelo detector.

Quanto aos materiais a Tabela 3.2 descreve seus índices de refração.

Tabela 3.2: Índice de refração dos materiais.

Material	Índice de refração
Óleo	1.47
Água	1.33
PDMS	1.43
Ar	1

As configurações utilizadas para modelar a geometria óptica no estudo apresentado foram descritas na Tabela 3.3.

Tabela 3.3: Configurações de interface aplicada a geometria óptica.

Descrição	Valor
<i>Equações governantes</i>	$\frac{dq}{dt} = \frac{\partial \omega}{\partial k}$ e $\frac{dk}{dt} = -\frac{\partial \omega}{\partial q}$ (estudo controlado)
<i>Formulação</i>	Hamiltoniana
<i>Ordem de acurácia</i>	2
<i>Número máximo de interações</i>	1000
<i>Cálculo da intensidade</i>	Calcular a intensidade e a potência
<i>Argumentos para a geração de números aleatórios</i>	Gerar argumentos únicos
<i>Distribuição do comprimento de onda dos raios</i>	Monocromático
<i>Utilizar geometria para interações entre raios e limites</i>	Sim
<i>Tratar entidades de libertação não engrenadas como erros</i>	Sim

A seguir, são apresentados os parâmetros e suas respectivas funções:

- **Equações governantes:** as equações utilizadas para descrever o comportamento da luz no sistema optofluídico são baseadas na formulação Hamiltoniana, um conceito empregado na mecânica clássica e na ótica geométrica. Esse formalismo permite modelar a trajetória dos raios de luz em meios ópticos complexos, considerando fenômenos como refração, reflexão e dispersão
- **Formulação:** possui a capacidade de descrever sistemas dinâmicos em termos de energia e movimento, garantindo a precisão no cálculo das trajetórias dos raios. Ela permite prever e otimizar o comportamento da luz dentro dos canais microfluídicos, facilitando a integração de lentes e detectores ópticos.
- **Ordem de acurácia:** refere-se ao grau de precisão do método numérico utilizado para resolver as equações governantes. No contexto da modelagem óptica e da propagação de raios de luz, essa métrica quantifica o erro associado às aproximações numéricas feitas durante a simulação. A ordem de acurácia indica como o erro da solução numérica decai à medida que refinamos a malha ou aumentamos a resolução da simulação. Quando utiliza-se uma formulação de segunda ordem, o erro diminui proporcionalmente ao quadrado da resolução

- **Número máximo de interações:** foram permitidas até 1000 interações entre os raios e os limites do sistema. Em um sistema optofluídico, onde a luz interage continuamente com microgotas, interfaces fluido-sólido e materiais ópticos, é importante definir um limite adequado de interações para garantir que todos os eventos relevantes sejam computados.
- **Cálculo da intensidade:** as simulações foram configuradas para calcular tanto a intensidade quanto a potência dos raios. A intensidade luminosa (ou irradiância) é a quantidade de energia transportada pela luz por unidade de área e é expressa em W/m^2 . Ela determina o brilho do feixe e é um parâmetro essencial para sistemas ópticos e optofluídicos, pois afeta diretamente a detecção de gotas e a eficiência das medições.
- **Geração de números aleatórios:** argumentos únicos foram utilizados para a geração de números aleatórios, assegurando a variabilidade necessária para simular fenômenos estocásticos.
- **Distribuição do comprimento de onda:** a distribuição dos raios foi definida como monocromática, com um comprimento de onda específico, simplificando a análise ao concentrar-se em um único espectro.
- **Geometria para interações:** foi configurada para permitir interações entre os raios e os limites, assegurando que a refração, reflexão e outros fenômenos fossem computados com base nas características físicas.
- **Tratamento de erros em entidades não engrenadas:** entidades de libertação de raios que não se conectam adequadamente foram tratadas como erros, garantindo maior controle de qualidade nas simulações.

As configurações das propriedades ópticas constam na Tabela 3.4. A especificação de um índice de refração absoluto para cada domínio é importante em dispositivos optofluídicos, onde diferentes materiais interagem diretamente com a luz. Além disso, a consideração do coeficiente de extinção para modelar a atenuação óptica possibilita uma análise da intensidade do feixe após sua interação com os fluidos e as interfaces no sistema.

Tabela 3.4: Configurações de propriedade média aplicada a geometria óptica.

Descrição	Valor
<i>Número complexo</i>	$\tilde{\eta} = \eta + ik$
<i>Índice de refração dos domínios</i>	<i>Especificar o índice de refração absoluto</i>
<i>Índice de refração</i>	<i>Conforme Tabela 3.2</i>
<i>Modelo de dispersão termo – ótica</i>	<i>Nenhum</i>
<i>Modelo de atenuação ótica</i>	<i>Coeficiente de extinção</i>

A seguir, detalham-se as justificativas para cada configuração:

- **Equação:** a relação entre o índice de refração $\tilde{\eta}$ e a absorção do meio foi definida $\tilde{\eta} = \eta + ik$, onde k representa o coeficiente de extinção óptica. Essa forma complexa modela a propagação de luz em meios absorventes, permitindo a inclusão de efeitos de atenuação. Para aplicações em sistemas optofluídicos destinados à detecção de emulsões, recomenda-se que $k < 0,05$, de modo que pelo menos 90% da luz incidente seja transmitida através do canal microfluídico. Valores superiores a esse limite podem comprometer a intensidade do sinal detectado, afetando a eficiência das medições ópticas.
- **Índice de refração dos domínios:** no sistema microfluídico em estudo, diferentes domínios possuem índices de refração distintos, pois envolvem múltiplos materiais com diferentes propriedades ópticas. Para garantir a precisão da simulação, cada domínio do modelo foi configurado com seu índice de refração absoluto.
- **Índice de refração:** foram definidos conforme a Tabela 3.2 permitindo que cada material do sistema seja modelado com base em seus parâmetros específicos, como dependência do comprimento de onda.
- **Modelo de dispersão termo-óptica:** nenhum modelo de dispersão termo-óptica foi aplicado neste estudo. A escolha reflete a ausência de variações significativas na refratividade dos materiais em função da temperatura, indicando que os materiais selecionados possuem características ópticas relativamente estáveis no intervalo térmico considerado.
- **Modelo de atenuação óptica:** foi definido com base no coeficiente de extinção k , um parâmetro que descreve as perdas ópticas de um material devido à absorção e ao espalhamento da luz.

A Tabela 3.5 apresenta as configurações associadas à descontinuidade de material em interfaces ópticas dentro do sistema modelado.

Tabela 3.5: Configurações de descontinuidade de material aplicada a geometria óptica.

Descrição	Valor
	$n_r = n_i - 2 \cos \theta_i n_s \quad \eta = \frac{n_1}{n_2} \quad \gamma = -\eta \cos \theta_i + \cos \theta_t$
	$n_t = \eta n_1 + \gamma n_s \quad r_p = \frac{n_2 \cos \theta_i - n_1 \cos \theta_t}{n_2 \cos \theta_i + n_1 \cos \theta_t}$
	$r_p = \frac{n_2 \cos \theta_i - n_1 \cos \theta_t}{n_2 \cos \theta_i + n_1 \cos \theta_t}$
	$k_{u,r} = k_{u,i} - 2 k_{u,s} \cos \theta_i \quad k_{uv,r} = -k_{uv,i} + 2 k_{uv,s}$
<i>Equações</i>	$k_{v,r} = k_{v,i} - \frac{2}{\cos \theta_i} k_{v,s}$
	$k_{u,t} = \eta k_{u,i} + \gamma k_{u,s}$
	$k_{uv,t} = \frac{\eta \cos \theta_i}{\cos \theta_t} k_{uv,i} + \frac{\gamma}{\cos \theta_t} k_{uv,s}$
	$k_{v,t} = \frac{\eta \cos^2 \theta_i}{\cos^2 \theta_t} k_{v,i} + \frac{\gamma}{\cos^2 \theta_t} k_{v,s}$
<i>Libertar os raios refletidos</i>	<i>Sempre</i>
<i>Limiar de intensidade</i>	$1 \cdot 10^{-3} \text{ W/m}^2$
<i>Limiar de potência</i>	$1 \mu\text{W}$

- As **equações** descritas na tabela representam os fenômenos físicos associados à propagação da luz em interfaces materiais com diferentes índices de refração: (a) continuidade de vetor de onda ao longo das direções normais na interface; (b) relação entre os índices de refração nos meios incidente e transmitido; (c) comportamento angular dos feixes refletidos e refratados; (d) coeficiente de reflexão em polarização (paralela); (e) decomposição de componentes em termos angulares.

- Liberação de raios refletidos:** configurada para ocorrer “sempre”. Esse parâmetro assegura que toda a luz que incide sobre uma interface entre dois materiais possa gerar raios refletidos. Sempre que há uma mudança de índice de refração, parte da luz é refletida e parte é refratada, conforme as leis de Snell e Fresnel. A reflexão pode ocorrer de maneira especular (como em um espelho) ou difusa (dependendo da rugosidade da superfície). Ao configurar a liberação dos raios refletidos como sempre significa que nenhum feixe refletido será negligenciado, o que garante uma modelagem mais realista das interações ópticas.

- **Limiar de intensidade:** define um valor mínimo de intensidade luminosa abaixo do qual os raios são considerados insignificantes e são descartados na simulação. Como os feixes de luz podem sofrer múltiplas reflexões e refrações, a energia de alguns raios pode diminuir progressivamente até atingir níveis desprezíveis. O limiar de $1 \cdot 10^{-3} W/m^2$ garante que apenas os feixes com energia significativa sejam computados, reduzindo a complexidade computacional.

- **Limiar de potência:** o sistema óptico pode gerar muitos raios de diferentes intensidades, e alguns deles podem ter potência muito baixa após sucessivas reflexões ou absorção. Definir um limiar evita que raios com potência insignificante sejam mantidos na simulação, garantindo um uso eficiente dos recursos computacionais.

A Tabela 3.6 apresenta as configurações empregadas para definir as propriedades do raio no contexto da geometria óptica.

Tabela 3.6: Configurações de propriedades do raio aplicada a geometria óptica.

Descrição	Valor
	$\frac{dq}{dt} = \frac{\partial \omega}{\partial k} \text{ e } \frac{dk}{dt} = -\frac{\partial \omega}{\partial q} \text{ (estudo controlado)}$
Equações	$\frac{ds_{i,0}}{ds} = -2 k \kappa s_{i,0} \quad i \in \{0,1,2,3\}$ $S_i = \frac{r_{1,0}r_{2,0}}{r_1r_2} S_{i,0} \quad \frac{dr_1}{ds} = -1 \quad \frac{dr_2}{ds} = -1$
Comprimento de onda no vácuo	630 nm

As propriedades configuradas incluem:

- **Equações governantes:** representam a relação entre posição, momento e frequência angular no contexto de propagação de raios de luz. Além da, relação que descreve a evolução dos raios ao longo do percurso, considerando os índices de refração, absorção e dispersão. E também, os termos que detalham como os raios interagem com superfícies ou interfaces, considerando variações de raio de curvatura e propriedades dos meios.

- **Especificação do comprimento de onda no vácuo:** os cálculos assumem um comprimento de onda fixo, no caso, 630 nm, que corresponde à luz visível e é utilizado para simplificar a análise de dispersão e absorção em materiais transparentes. A luz visível é facilmente manipulável por fotodetectores otimizando a

aquisição de dados. O uso de 630 nm minimiza os efeitos de autofluorescência em aplicações biológicas, melhorando a precisão na detecção de gotas e emulsões. O PDMS apresenta alta transparência para esse comprimento de onda, reduzindo perdas por absorção.

A Tabela 3.7 apresenta as configurações das coordenadas iniciais utilizadas na simulação da geometria óptica.

Tabela 3.7: Coordenadas iniciais aplicadas a geometria óptica.

Descrição	Valor
<i>Tipo de grade</i>	<i>Cilíndrica</i>
<i>Direção do eixo do cilindro</i>	$\{1, 0, 0\}$
<i>Distribuição radial</i>	<i>Densidade numérica uniforme</i>
<i>Raio</i>	$0,5 * beam_d$
<i>Número de posições radiais</i>	5
<i>Coordenadas radiais</i>	1
<i>Número de ângulos</i>	10

- **Tipo de grade:** é cilíndrica, o que significa que a distribuição inicial dos raios de luz segue um padrão radial em torno de um eixo central. Esta escolha é particularmente adequada para sistemas que envolvem lentes esféricas, onde o feixe de luz apresenta uma simetria radial.
- **Direção do eixo do cilindro:** a direção definida como $1,0,0$ indica que o feixe se propaga ao longo do *eixo x*, coerente com a configuração óptica do sistema e o alinhamento da lente com os microcanais.
- **Distribuição radial:** os raios apresentam uma densidade numérica uniforme ao longo do raio da grade, assegurando uma distribuição homogênea do feixe, essencial para análises de focalização.
- **Raio:** é definido como $0,5 * beam_d\text{ metros}$, representando metade do diâmetro total do feixe. Essa configuração simula a distribuição da intensidade do feixe na região inicial.
- **Número de posições radiais:** a grade conta com 5 posições radiais, permitindo uma representação da propagação do feixe em diferentes regiões do raio.

- **Coordenadas radiais e número de ângulos:** cada posição radial possui uma coordenada única, e os raios são emitidos em 10 ângulos distintos, abrangendo toda a área do feixe.

A Tabela 3.8 apresenta as configurações utilizadas para definir os vetores de direção de raio na simulação óptica.

Tabela 3.8: Configurações de vetor de direção de raio aplicada a geometria óptica.

Descrição	Valor
<i>Vetor de direção de raio</i>	$\{1, 0, 0\}$
<i>Número de ângulos polares</i>	10
<i>Número total de direções</i>	<i>A distribuição cônica contém um total de 331 direções</i>
<i>Direção transversal</i>	<i>Automática</i>

A seguir, cada configuração é detalhada:

- **Vetor de direção de raio:** o vetor $(1,0,0)$ especifica que os raios se propagam ao longo do *eixo x*. Esta direção é consistente com o alinhamento do feixe do laser e a disposição da lente convexa no sistema.
- **Número de ângulos polares:** o valor 10 define o número de divisões angulares na distribuição polar. Essa configuração determina a dispersão angular inicial dos raios ao redor do eixo principal.
- **Número total de direções:** a distribuição conicamente configurada contém um total de 331 direções distintas, resultando em uma malha angular densa que permite simular a propagação dos raios com precisão.
- **Direção transversal:** esta opção ajusta automaticamente as direções transversais dos raios com base na geometria do sistema, assegurando uma propagação independentemente da complexidade do modelo.

A Tabela 3.9 apresenta as configurações aplicadas à fonte de luz no contexto da simulação óptica, detalhando os parâmetros essenciais que influenciam a propagação e a interação da luz com os elementos do sistema optofluídico.

Tabela 3.9: Potência total da fonte aplicada a geometria óptica.

Descrição	Valor
<i>Intensidade inicial</i>	1000 W/m ²
<i>Potência total da fonte</i>	1 W
<i>Fotométrico horizontal</i>	{1, 0, 0}
<i>Zero fotométrico</i>	{0, 0, 1}
<i>Forma da frente de onda</i>	Onda plana
<i>Tipo de polarização inicial</i>	Parcialmente polarizado

- **Intensidade inicial:** configurado como 1000 W/m², representa a densidade de potência irradiada pela fonte de luz. Essa configuração modela a energia luminosa que incide sobre a lente e os microcanais.
- **Potência total da fonte:** configurada com uma potência total de 1 W. Este valor é adequado para sistemas optofluídicos onde é necessário um controle preciso da energia luminosa, evitando a saturação dos detectores ópticos e minimizando efeitos térmicos indesejados.
- **Fotométrico horizontal:** a direção horizontal do feixe de luz foi definida como (1,0,0) indicando que o feixe é emitido paralelamente ao *eixo x*. Essa escolha é consistente com a disposição geométrica do sistema, garantindo que o feixe seja focalizado pela lente convexa.
- **Zero fotométrico:** refere-se à orientação inicial do feixe de luz em uma simulação óptica. Esse parâmetro estabelece a direção padrão do feixe em relação a um sistema de coordenadas cartesianas. A configuração (0,0,1) significa que o feixe está alinhado ao eixo Z, ou seja, sua propagação ocorre na direção positiva desse eixo. O zero fotométrico é um parâmetro essencial para determinar a trajetória inicial da luz antes de qualquer interação com lentes ou interfaces de materiais.
- **Forma da frente de onda:** foi especificada uma frente de onda plana, uma simplificação frequentemente utilizada em simulações ópticas para representar feixes de luz focalizados. Essa configuração é ideal para estudar a propagação do feixe após passar pela lente.

- **Tipo de polarização inicial:** define que a luz emitida pela fonte possui uma componente de polarização preferencial, ou seja, não está completamente ordenado e há variação na orientação dos vetores do campo elétrico.

A Tabela 3.10 apresenta as estatísticas detalhadas da malha utilizada na simulação óptica para a detecção de raios.

Tabela 3.10: Detecção de raios (estatísticas de malha) aplicada a geometria óptica.

Descrição	Valor
<i>Estado</i>	<i>Malha completa</i>
<i>Vértices da malha</i>	11338
<i>Tetraedros</i>	62877
<i>Triângulos</i>	9998
<i>Elementos de aresta</i>	548
<i>Elementos de vértice</i>	35
<i>Número de elementos</i>	62877
<i>Qualidade mínima do elemento</i>	0,0479
<i>Qualidade média do elemento</i>	0,6106
<i>Razão do volume dos elementos</i>	$2,9367 \cdot 10^{-5}$
<i>Volume da malha</i>	$1,043 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3$

- **Estado da malha:** foi utilizada uma malha completa, o que indica que todos os elementos foram refinados e ajustados para cobrir o domínio da simulação de forma uniforme. Essa configuração evita lacunas ou inconsistências na detecção de raios.
- **Vértices da malha:** a malha contém 11.338 vértices, representando os pontos onde os elementos se encontram. Esses vértices formam a base para a construção dos elementos finitos que compõem o modelo.
- **Tetraedros:** foram gerados 62.877 elementos tetraédricos, que são usados para dividir o domínio tridimensional em sub-regiões. A escolha por tetraedros é comum em simulações tridimensionais devido à sua capacidade de ajustar-se a geometrias complexas.
- **Triângulos e elementos de aresta:** a malha possui 9.998 triângulos e 548 elementos de aresta, responsáveis pela definição das superfícies e bordas do

modelo. Esses elementos são críticos para simulações ópticas, pois capturam as interações da luz com as interfaces do domínio.

- **Qualidade mínima do elemento:** a qualidade mínima foi de 0,0479 indicando que os elementos com pior qualidade ainda estão dentro de um limite aceitável para a simulação.
- **Qualidade média do elemento:** A qualidade média foi de 0,6106 um valor que demonstra uma malha balanceada, com a maioria dos elementos apresentando boa conformidade geométrica.
- **Razão do volume dos elementos:** a razão do volume dos elementos reflete a uniformidade da distribuição volumétrica dos tetraedros no domínio.
- **Volume da malha:** o volume total da malha indica o espaço físico representado pela malha na simulação. Esse volume é proporcional ao domínio físico do modelo óptico.

A Tabela 3.11 apresenta as configurações de tamanho da malha aplicadas ao modelo de geometria óptica.

Tabela 3.11: Configurações de tamanho (malha) aplicada a geometria óptica.

Descrição	Valor
<i>Tamanho máximo do elemento</i>	$1,2 \cdot 10^{-3} m$
<i>Dimensão mínima do elemento</i>	$87 \mu m$
<i>Fator de curvatura</i>	0,4
<i>Resolução de regiões estreitas</i>	0,7
<i>Taxa máxima de crescimento do elemento</i>	1,4
<i>Tamanho predefinido</i>	<i>Mais fino</i>

- **Tamanho máximo do elemento:** o tamanho máximo definido para os elementos da malha foi de $1,2 \cdot 10^{-3} m$. Esse valor foi escolhido para garantir que os elementos maiores capturassem adequadamente as regiões de interesse, mantendo a eficiência computacional.
- **Dimensão mínima do elemento:** a dimensão mínima foi especificada como $87 \mu m$. Essa configuração permite que a malha capture detalhes finos,

especialmente em áreas com alta curvatura ou interfaces críticas onde ocorrem interações ópticas importantes.

- **Fator de curvatura:** foi utilizado um fator de curvatura de 0,4. Esse parâmetro controla como a malha se adapta às geometrias curvadas, garantindo que superfícies com maior curvatura sejam representadas com maior densidade de elementos, evitando distorções geométricas.
- **Resolução de regiões estreitas:** com uma configuração de 0,7, a malha foi ajustada para lidar com áreas estreitas no modelo, como microcanais e interfaces críticas entre os materiais.
- **Taxa máxima de crescimento do elemento:** o crescimento máximo dos elementos foi limitado a um fator de 1,4. Isso garante uma transição suave entre elementos menores e maiores, evitando gradientes abruptos que poderiam introduzir erros numéricos ou instabilidades na simulação.
- **Tamanho predefinido:** foi selecionada a configuração "*mais fino*" como padrão, ou seja, a configuração da malha foi definida para proporcionar um refinamento elevado, garantindo maior precisão na simulação.

A Tabela 3.12 apresenta os parâmetros de configuração de malha tetraédrica utilizados na modelagem da geometria óptica.

Tabela 3.12: Configurações de tamanho (tetraédrico) aplicada a geometria óptica.

Descrição	Valor
<i>Tamanho máximo do elemento</i>	1,74
<i>Dimensão mínima do elemento</i>	217 μm
<i>Fator de curvatura</i>	0.5
<i>Resolução de regiões estreitas</i>	0.6
<i>Taxa máxima de crescimento do elemento</i>	1.45
<i>Tamanho predefinido</i>	<i>Mais fino</i>

- **Tamanho máximo do elemento:** foi configurado um limite de 1,74 mm para o tamanho máximo dos elementos tetraédricos. Esse valor assegura que regiões de menor importância em termos de resolução sejam discretizadas com elementos maiores, otimizando o uso dos recursos computacionais.

- **Dimensão mínima do elemento:** com um valor de $217\ \mu\text{m}$, os menores elementos da malha são capazes de resolver detalhes finos do modelo, como interfaces de alta curvatura ou regiões críticas de interação óptica, onde a precisão é indispensável.
- **Fator de curvatura:** foi definido como 0,5 indicando que áreas curvadas do modelo recebem maior refinamento.
- **Resolução de regiões estreitas:** o valor de 0,6 foi ajustado para garantir que áreas estreitas da geometria, como microcanais ou interfaces finas, sejam discretizadas com alta densidade de elementos, assegurando que essas regiões sejam representadas na malha.
- **Taxa máxima de crescimento do elemento:** a taxa de crescimento foi limitada a 1,45 permitindo uma transição gradual entre elementos pequenos e grandes.
- **Tamanho predefinido:** foi selecionada a opção "*mais fino*" como configuração padrão, o que implica um refinamento geral elevado.

A Figura 3.2 apresenta a lente, utilizando diferentes configurações de malha. A lente foi integrada a um sistema optofluídico, cujo objetivo principal é a focalização de um feixe de laser para interação com o fluido em canais microfluídicos. A precisão e a eficiência dessa simulação dependem diretamente da qualidade da malha, que subdivide a geometria em elementos discretos, permitindo a resolução das equações governantes com alta fidelidade.

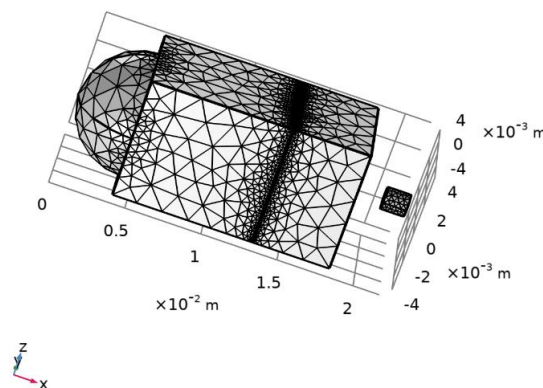


Figura 3.2: Lente utilizando Geometria em Malha (*physics-controlled mesh*).
Fonte: O próprio autor.

A configuração utiliza parâmetros automáticos ajustados com base nas propriedades físicas do modelo e nos fenômenos simulados. A malha controlada pela física otimiza a densidade dos elementos em regiões onde ocorrem interações críticas, como na lente convexa e nas interfaces ópticas. Observa-se uma distribuição adaptativa de elementos, mais refinada em áreas de maior curvatura e nas interfaces críticas do sistema.

3.2. Resultados da simulação

Os resultados demonstram o comportamento óptico do feixe de laser. A análise foi conduzida com diferentes configurações de malha para avaliar a qualidade da focalização, a eficiência do sistema óptico e a precisão da interação entre o feixe de luz e os fluidos.

(a) Qualidade da malha e distribuição dos raios: a configuração de malha, conforme apresentada na Figura 3.2, mostrou-se essencial para assegurar a precisão na simulação. A malha controlada pela física proporcionou refinamento adaptativo em regiões críticas, como a interface lente-fluido, permitindo uma melhor representação das interações ópticas.

As configurações apresentados nas Tabelas 3.10, 3.11 e 3.12, indicam uma qualidade mínima de elementos de 0,0479, com uma qualidade média de 0,6106, o que assegura a confiabilidade dos resultados. O refinamento em regiões de alta curvatura da lente permitiu minimizar erros numéricos e garantir a convergência das soluções.

(b) Focalização do feixe de laser: a lente convexa projetada demonstrou eficiência na convergência, concentrando a luz com mínima dispersão no canal microfluídico. A análise mostrou que o raio de curvatura da lente, combinado com as propriedades ópticas dos materiais (índices de refração apresentados na Tabela 3.2), garantiu a focalização do feixe. O comprimento de onda de 630 nm foi mantido uniforme ao longo da simulação, com pouca perda de intensidade, graças à otimização das interfaces materiais e à qualidade da malha. Tal observações pode ser observada na Figura 3.3.

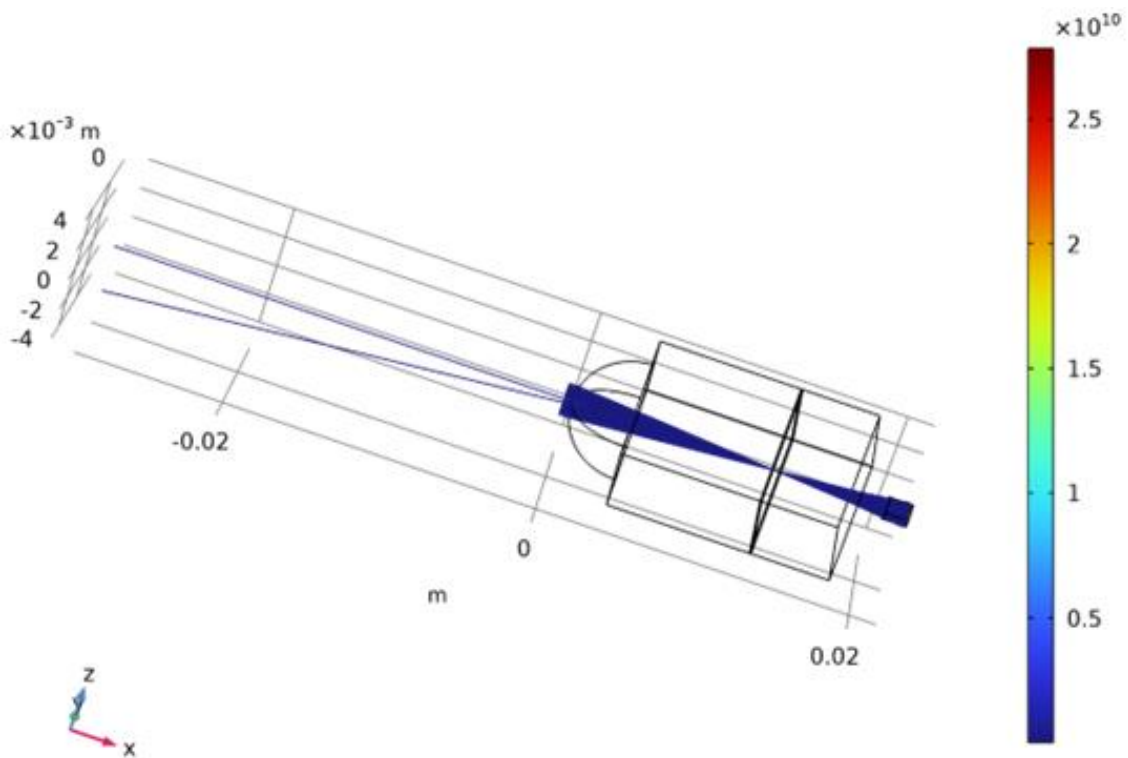


Figura 3.3: Simulação da trajetória do feixe de luz, distribuição de intensidade e interação com a geometria do sistema.

Fonte: O próprio autor.

- Trajetória do feixe de luz: a linha azul representa o feixe de laser focalizado após passar pela lente convexa. A propagação ocorre no sentido longitudinal, partindo da fonte óptica, atravessando a lente convexa e interagindo com as microgotas ou o meio fluídico nos canais microfluídicos. A geometria do sistema guia o feixe, assegurando que ele mantenha a focalização e a intensidade dentro do canal óptico.

- Distribuição de intensidade: representada na imagem utiliza um gradiente de cores para indicar a variação da intensidade óptica ao longo da propagação do feixe de luz dentro do sistema. Esse tipo de representação em estudos optofluídicos permite visualizar como a luz se comporta ao longo do percurso, identificando regiões de maior e menor concentração de energia luminosa.

- A barra de cores ao lado direito da figura ilustra a escala de intensidade, variando do azul (menor intensidade) até o vermelho (maior intensidade). A luz inicia com uma intensidade alta na região mais próxima da fonte (indicada pelas cores quentes, como vermelho e amarelo) e sofre uma atenuação à medida que se propaga, assumindo cores mais frias (verde, azul). Observa-se que a intensidade não se

distribui uniformemente ao longo da propagação. Em regiões onde há mudanças geométricas, como estreitamentos ou expansões no canal, pode haver focalização ou dispersão do feixe, impactando diretamente a distribuição da luz.

- Interação com a geometria do sistema: a lente convexa é responsável por focalizar o feixe, concentrando-o e permitindo uma interação com as microgotas dentro do canal microfluídico. O sistema optofluídico, incluindo a lente e os canais, está projetado para maximizar a eficiência óptica, assegurando que a maior parte da energia do feixe seja utilizada na medição e caracterização de gotas no meio fluídico.

(c) Interação óptica com as microgotas: os resultados indicaram que o feixe focalizado interagiu adequadamente com as microgotas, posicionadas conforme os parâmetros descritos na Tabela 3.1. A posição vertical das gotas ($drop_y_pos = 20\ \mu m$) e sua localização no canal ($x_dist = 13,188\ mm$) permitiram uma interação ideal com o feixe, assegurando que a luz atravessasse a interface fluido-fluido com alta precisão.

(d) Distribuição angular e propagação de luz: a distribuição angular do feixe, configurada para conter 331 direções distintas (Tabela 3.8), mostrou-se eficaz para modelar o espalhamento da luz no sistema. A forma da frente de onda plana permitiu uma análise simplificada da focalização inicial, enquanto os efeitos de absorção e dispersão foram calculados com base nos coeficientes de extinção definidos na Tabela 3.4.

(d) Eficiência do sistema optofluídico: os resultados confirmaram a eficiência do sistema optofluídico projetado. A interação entre o feixe de laser focalizado e as microgotas apresentou alta precisão, com perdas mínimas de intensidade ($limiar_de_intensidade = 0,001\ W/m^2$) e potência ($limiar_de_potência = 1\ \mu W$). A análise mostrou que o *design* geométrico da lente e a configuração do sistema permitiram atingir o objetivo de medição óptica em tempo real, viabilizando aplicações práticas em estudos de microfluídica e caracterização de fluidos.

4. FABRICAÇÃO DO SISTEMA MICROFLUÍDICO

Este capítulo detalha o processo de construção do sistema microfluídico proposto, abrangendo desde a modelagem inicial até a fabricação final. São enfatizadas as técnicas e materiais empregados na produção dos microcanais e componentes ópticos, com destaque para a impressão 3D, que se apresenta como uma metodologia central por ser o recurso de mais baixo custo na fabricação rápida.

Adicionalmente, o capítulo explora o encapsulamento, etapa indispensável para assegurar vedação hermética e prevenção de vazamentos, fatores que poderiam comprometer a funcionalidade e o desempenho do sistema. Também é discutida a interação do dispositivo com o meio externo, assim como, a redução da rugosidade, cujo aprimoramento é essencial para aumentar a compatibilidade e garantir a integração dos componentes ópticos.

4.1. Modelagem 3D

Nesta etapa, foi utilizado o *software* Fusion 360 (licença educacional), uma ferramenta integrada de *Design* Assistido por Computador (CAD), Fabricação Assistida por Computador (CAM) e Engenharia Assistida por Computador (CAE), desenvolvida pela Autodesk.

A escolha do Fusion 360 para a modelagem 3D do dispositivo microfluídico demonstrou ser assertiva, uma vez que, a ferramenta permitiu a construção de modelos detalhados e funcionais. A plataforma foi fundamental para a criação de geometrias dos microcanais e componentes ópticos, além de viabilizar ajustes rápidos e iterações durante o desenvolvimento. Essa abordagem integrada contribuiu para o avanço desta pesquisa, alinhando precisão técnica e inovação.

O dispositivo modelado compreende um conjunto de partes, conforme figuras e descrição apresentadas a seguir:

(a) Inicialmente, foram projetados os microcanais na geometria de Junção-T visando a formação e manipulação de gotas para posterior análise. A Junção-T foi escolhida por ser amplamente utilizado em sistemas microfluídicos devido à sua eficiência na obtenção de gotas [204], além de permitir, um controle das variáveis de formação, como taxas de fluxo e viscosidade dos fluidos.

A Figura 4.1 apresenta o esboço inicial dos microcanais em formato de Junção-T, que serviu como base para a modelagem, assim como, a estrutura tridimensional dos microcanais projetados, destacando a integração geométrica que possibilita a junção dos fluxos contínuo e disperso. Esse formato é ideal para promover o cisalhamento necessário à formação de gotas de tamanhos controlados [222], uma característica importante para a produção de emulsões monodispersas.

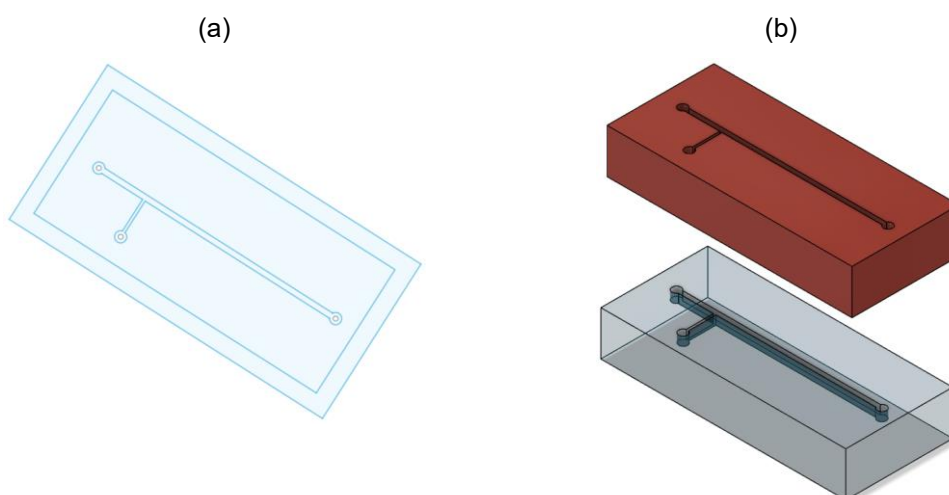


Figura 4.1: Modelagem dos microcanais. (a) Esboço estrutural dos microcanais em Junção-T. (b) Microcanais em Junção-T.

Fonte: O próprio autor.

(b) Na continuidade do desenvolvimento do dispositivo, foi projetado o tampo alinhado aos microcanais com dimensões específicas para integrar uma lente de curvatura adequada, conforme os requisitos experimentais. O projeto considerou a compatibilidade geométrica entre o tampo, a lente e os microcanais, assegurando o alinhamento preciso dos elementos ópticos e fluídicos.

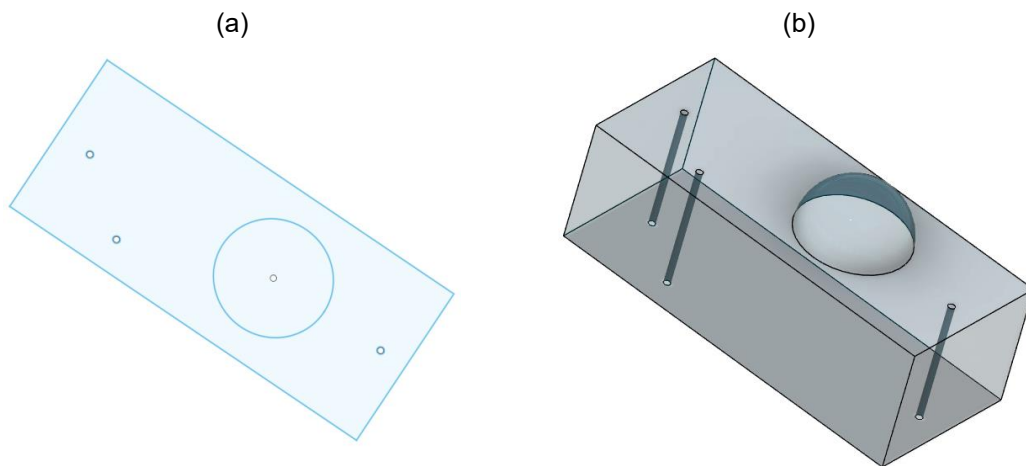


Figura 4.2: Modelagem do tampo com a lente. (a) Esboço estrutural tampo com a lente. (b) Tampo com a lente.

Fonte: O próprio autor.

A precisão na fabricação desses componentes impacta diretamente a confiabilidade das medições ópticas e a formação de gotas [222], evidenciando a relevância do emprego de ferramentas avançadas de modelagem tridimensional.

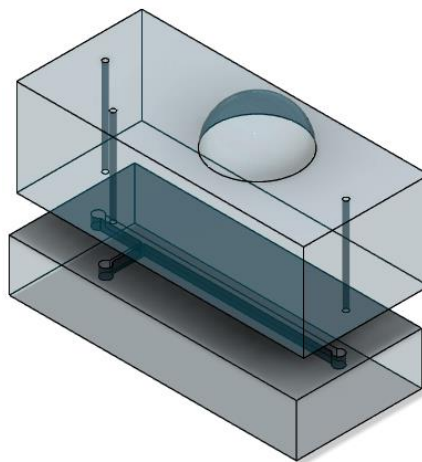


Figura 4.3: Modelagem da integração do tampo com os microcanais.

Fonte: O próprio autor.

(c) Na etapa subsequente, foram projetados os moldes correspondentes ao negativo dos componentes do dispositivo, conforme ilustrado na Figuras 4.4. O molde dos microcanais (Figura 4.4a) foi desenhado para replicar a geometria projetada, garantindo que os canais apresentem as dimensões e configurações necessárias para a manipulação de fluidos. Já o molde do tampo com a lente (Figura 4.4b) foi elaborado para acomodar a lente com as especificações requeridas, assegurando a focalização e o alinhamento do feixe de luz no sistema optofluídico.

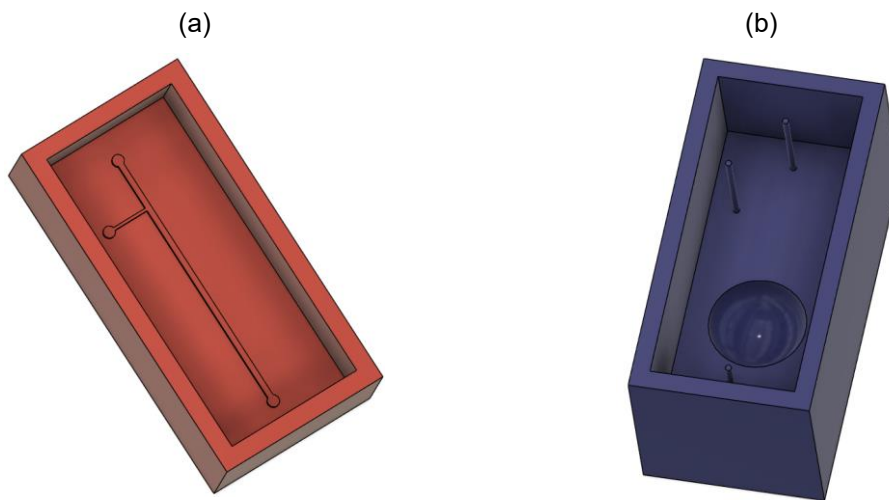


Figura 4.4: Modelagem dos moldes dos componentes do dispositivo. (a) Molde dos microcanais. (b) Molde do tampo com a lente.

Fonte: O próprio autor.

Esses moldes servem como base para a replicação dos microcanais e do tampo com lente, utilizando polímeros como PDMS ou PMMA (polimetilmetacrilato).

(d) Para assegurar o alinhamento entre os componentes ópticos e os canais, foram projetados elementos adicionais. Entre esses componentes, destacam-se o cabeçote de fixação responsável tanto por manter o laser posicionado de forma estável quanto pela vedação do sistema por pressão, assim como, a base com abertura que se destina a acomodar o fotodiodo. No alinhamento desses elementos foram considerados a posição da lente, os microcanais e o percurso do feixe de luz.

A Figura 4.5 apresenta o esboço que ilustra o alinhamento necessário entre o suporte do laser, o tampo com a lente, os microcanais, a base do fotodiodo e o próprio fotodiodo, evidenciando a integração dos elementos ópticos e fluidos.

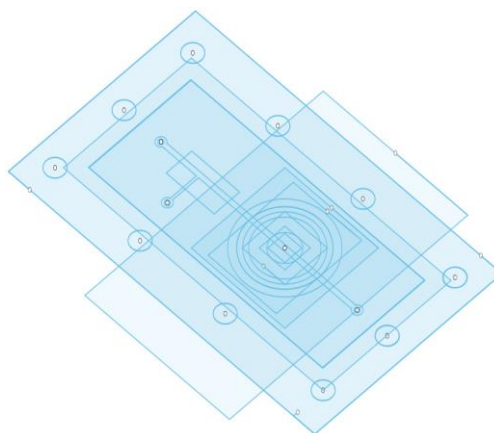


Figura 4.5: Esboço do alinhamento necessário entre o suporte do laser, laser, tampo com lente, microcanais, base do fotodiodo e fotodiodo.

Fonte: O próprio autor.

A Figura 4.6 destaca a integração entre o cabeçote de fixação e o conector do laser, demonstrando fixação a fim de evitar desalinhamentos durante o funcionamento do dispositivo, assim como, evidencia a interação entre o laser, a lente e a base do fotodiodo, configurando a trajetória ideal do feixe de luz. A interação entre laser, lentes e fotodiodo reforça a capacidade do dispositivo em realizar análises em tempo real.

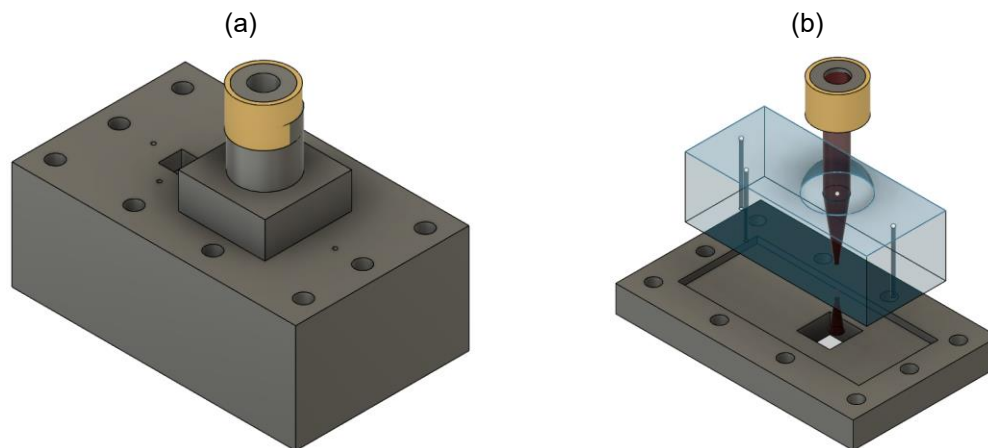


Figura 4.6: Modelagem do cabeçote de fixação. (a) Integração entre o cabeçote de fixação e o conector do laser. (b) Integração entre o laser, lente e a base do fotodiodo.

Fonte: O próprio autor.

(e) Na base destinada ao fotodiodo, foi projetado um rebaixamento facilitando o alinhamento e promovendo uma pressão uniforme contra o cabeçote, o que assegura uma melhor vedação. Essa configuração evita vazamentos que possam comprometer o desempenho e a confiabilidade do dispositivo. A Figura 4.7 ilustra essa integração, evidenciando a interação entre a base, fotodiodo e cabeçote.

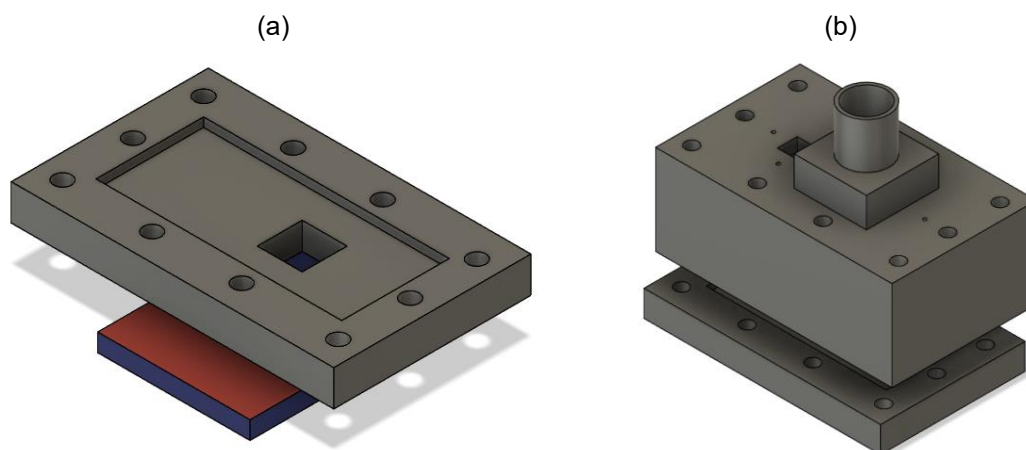


Figura 4.7: Modelagem da base do fotodiodo. (a) Integração entre a base do fotodiodo e o fotodiodo. (b) Integração entre o cabeçote e a base do fotodiodo.

Fonte: O próprio autor.

(f) O cabeçote foi projetado com uma abertura na região da junção dos canais microfluídicos para acomodar o posicionamento de um microscópio digital. Essa configuração permite o monitoramento em tempo real do processo de formação de gotas, sendo importante para análises detalhadas e ajustes precisos durante os experimentos. A abertura foi posicionada de forma a garantir a captura de imagens de alta qualidade sem interferir na funcionalidade ou na integridade estrutural do sistema. A Figura 4.8 ilustra a integração entre a abertura no cabeçote e a câmera, destacando sua aplicação no acompanhamento do processo.

Essa solução apresenta vantagens, como a capacidade de registrar eventos dinâmicos durante a produção de gotas e a possibilidade de realizar análises posteriores com base nas imagens capturadas. A abertura foi projetada para proporcionar uma visão desobstruída, ao mesmo tempo em que mantém a vedação e a estabilidade do sistema. Além disso, a implementação dessa funcionalidade reforça a versatilidade do dispositivo, permitindo sua utilização em diferentes contextos experimentais, contribuindo para reprodutibilidade dos resultados.

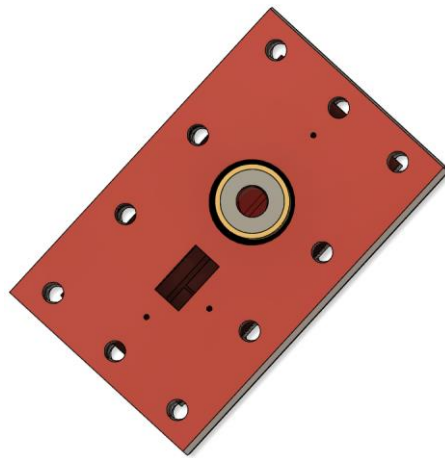


Figura 4.8: Integração entre abertura na junção para o posicionamento da câmera e acompanhamento da produção das gotas.

Fonte: O próprio autor.

(g) A modelagem apresenta o sistema em perspectiva tridimensional, permitindo uma visão geral de como os diferentes elementos, incluindo os microcanais, tampo com lente, base do fotodiodo, cabeçote do laser e demais estruturas, se interconectam.

A Figura 4.9 exibe o sistema em uma configuração em perspectiva explodida, destacando os alinhamentos entre os componentes. Essa abordagem é útil para compreender as inter-relações entre os elementos, como a passagem da luz

pelo laser, lente, microcanais e fotodiodo, assim como, apresenta o sistema montado de forma compactada, ilustrando a configuração final que será utilizada na fabricação.

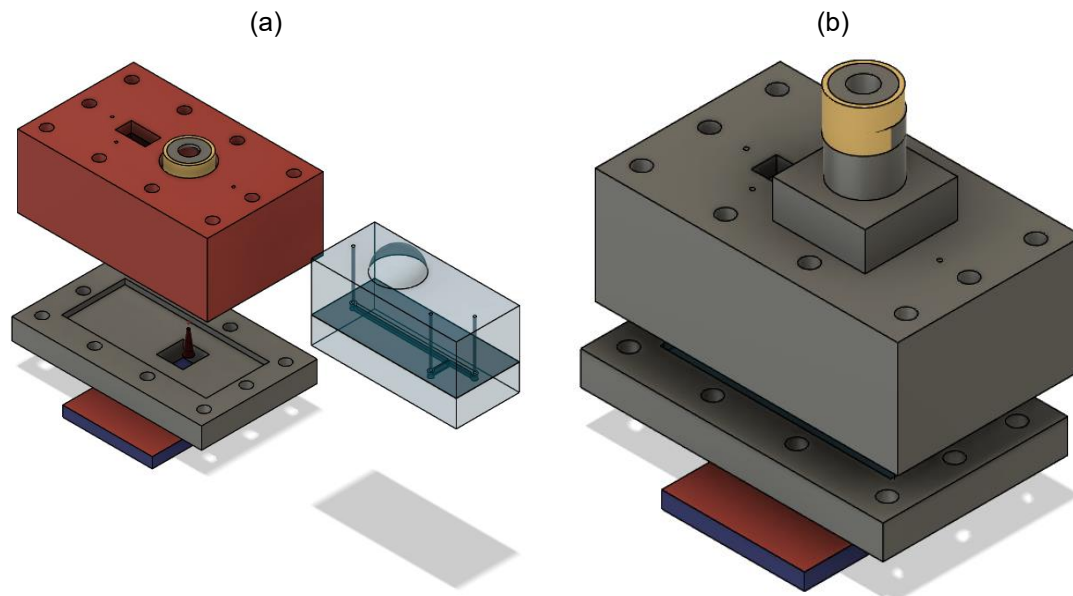


Figura 4.9: Modelagem do sistema optofluídico. (a) Em perspectiva explodida. (b) Sistema montado de forma compactada.

Fonte: O próprio autor.

4.2. Processos de impressão

Os microcanais foram produzidos por meio da técnica de litografia suave, utilizando moldes fabricados com uma impressora 3D. A litografia suave é uma técnica de fabricação em microescala que utiliza moldes, geralmente feitos de materiais rígidos, para transferir padrões para um substrato de material maleável, como PDMS. Essa técnica é amplamente utilizada devido à sua capacidade de criar microestruturas complexas com alta fidelidade em relação ao molde [223].

Para a fabricação dos moldes, foi utilizada a impressora 3D Anycubic Photon Mono M5s Pro 14K (Figura 4.10), uma impressora baseada na tecnologia SLA via tela LCD. Esse modelo utiliza projeção de luz ultravioleta (UV) para curar camadas sucessivas de resina líquida, criando objetos tridimensionais com alta resolução e precisão. A impressora oferece uma resolução de até 14K, o que a torna adequada para a fabricação de moldes destinados a dispositivos microfluídicos, onde a reprodução das geometrias projetadas é crucial para a funcionalidade e desempenho do sistema [224]. A litografia suave possibilitou a obtenção de microcanais com elevada qualidade dimensional, assegurando um desempenho confiável nas aplicações propostas.



Figura 4.10: Impressora 3D Anycubic Photon Mono M5s Pro 14K.
Fonte: [225].

O processo de fabricação envolve as seguintes etapas:

(a) Os desenhos dos moldes são desenvolvidos no Fusion 360, onde um esboço bidimensional é elaborado e posteriormente transformado em uma figura tridimensional. Após a modelagem, o arquivo gerado pelo Fusion 360 no formato FD3 é convertido para o formato STL ou OBJ, compatível com o *software* de fatiamento e aceito pela impressora. Além disso, é necessário salvar o arquivo no diretório raiz de um dispositivo USB, garantindo sua leitura pela impressora.

(b) O *software* de fatiamento utilizado é o Photon Workshop, uma ferramenta proprietária da Anycubic projetada especificamente para a preparação de modelos a serem impressos em tecnologias de fotopolimerização por resina, como os modelos SLA e LCD 3D. Esse *software* desempenha um papel relevante no fluxo de trabalho da impressão 3D, convertendo os arquivos tridimensionais em instruções específicas para a impressora. Tais instruções controlam como as camadas de resina líquida serão curadas pela projeção de luz UV.

No Photon Workshop, são configurados parâmetros essenciais, como o tempo de exposição de cada camada, o tempo de exposição da base, a velocidade de movimentação do prato ao longo da impressão e a espessura mínima de camada para o fatiamento da estrutura. Após essas definições, é possível incluir ou não

suportes, dependendo da geometria do modelo, e o software calcula o tempo total de impressão, otimizando o processo para assegurar a integridade do modelo impresso.

A interface intuitiva e a capacidade de configurar detalhes precisos tornam o Anycubic Photon Workshop (Figura 4.11) uma ferramenta indispensável para a impressão de moldes tridimensionais com alta resolução, viabilizando a produção de dispositivos microfluídicos [226].

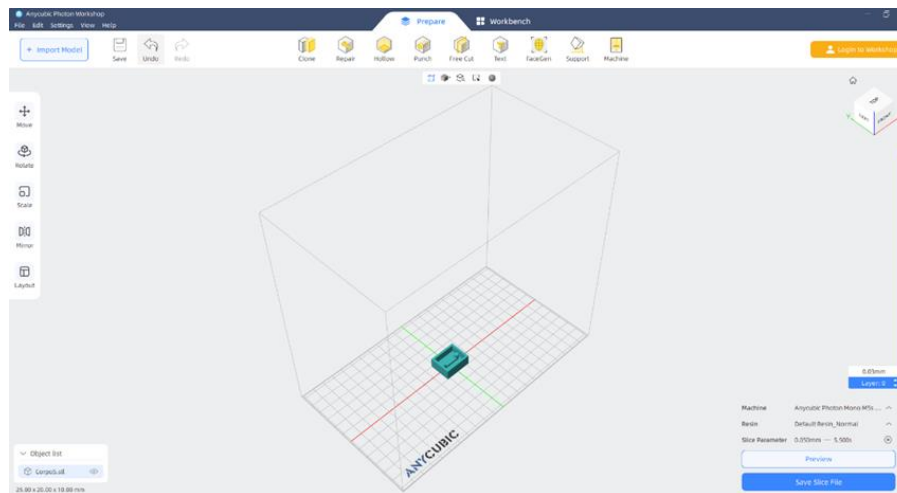


Figura 4.11: Interface do *software* Anycubic Photon Workshop.

Fonte: O próprio autor.

Após o processo de fatiamento das imagens tridimensionais, os arquivos são transferidos para a impressora Anycubic Photon Mono M5s Pro 14K, onde se inicia o processo de impressão. Essa impressora utiliza um painel LCD para projetar UV através da resina líquida, solidificando cada camada do objeto. Antes de dar início à impressão, o tanque de resina deve ser preenchido com resina líquida apropriada, compatível com a impressora, que opera com resinas UV.

A Resina UV High Speed foi projetada especificamente para impressoras 3D que utilizam luz com comprimento de onda de 405 nm , visando alcançar a máxima qualidade de impressão. Essa resina destaca-se por sua adesão, tenacidade e estabilidade, características essenciais para aplicações de alta precisão. Além disso, foi desenvolvida para oferecer prototipagem rápida, reduzindo o tempo necessário para a formação de camadas. Sua fluidez permite uma infiltração nos moldes, garantindo a manutenção das formas desejadas e aumentando a taxa de sucesso da impressão.

A Figura 4.12 apresenta as réplicas dos moldes fabricadas em Resina UV Standard sem tratamento do *Trichloro (1H,1H,2H,2H – perfluorooctyl) silane* (PFOCTS). Observa-se que o polímero PDMS não apresentou cura completa. A presença de determinados solventes na composição da resina convencional pode comprometer o processo de polimerização impedindo sua finalização. Como resultado, verifica-se a formação de resíduos ao longo das laterais do dispositivo microfluídico, originando uma camada que permanece não curada, mesmo após ciclos de tratamento térmico em estufa.

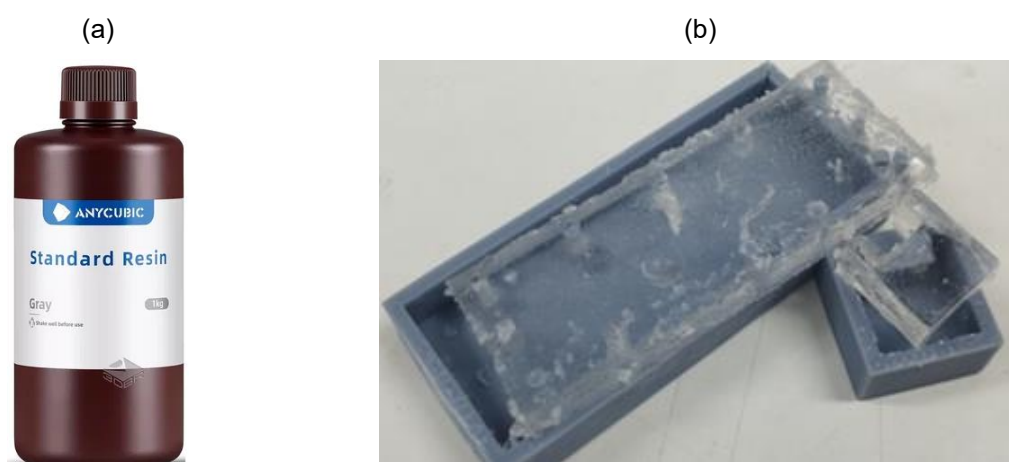


Figura 4.12: Influência da Resina UV Standard na cura incompleta do PDMS em moldes microfluídicos. (a) Resina UV Standard. (b) Dispositivos com defeito, sem completa cura nas laterais.

Fontes: (a) [227] (b) O próprio autor.

O PFOCTS é um composto utilizado como agente antiaderente na fabricação de dispositivos microfluídicos que empregam moldes. Sua principal função é criar uma camada hidrofóbica sobre a superfície dos moldes, facilitando o processo de desenformar o PDMS após a cura, sem comprometer a integridade do dispositivo ou do molde.

Ademais, a plataforma de construção (*build plate*) deve ser ajustada e nivelada, uma tarefa que pode ser realizada automaticamente pela impressora. A temperatura do sistema é mantida acima de 30°C, assegurando que o processo de impressão ocorra de forma adequada.

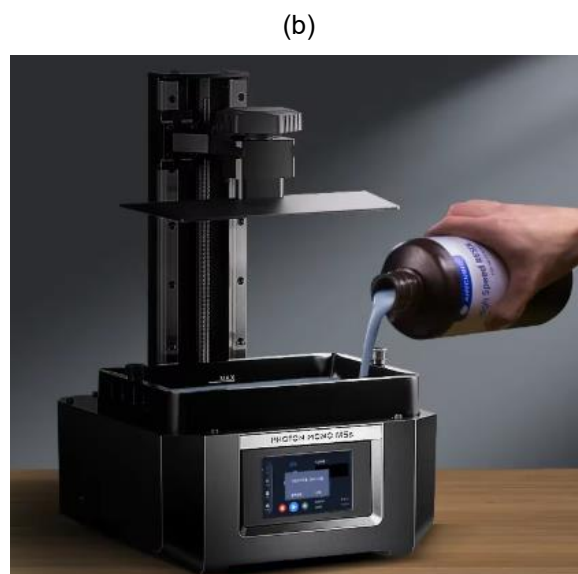
Com o arquivo devidamente carregado, o processo de impressão é iniciado. A plataforma de construção mergulha na resina líquida e, camada por camada, o LCD projeta a luz UV que solidifica a resina de acordo com o desenho configurado no arquivo. Após a solidificação de cada camada, a plataforma se move para cima,

permitindo que novas camadas sejam formadas. Esse processo é repetido sucessivamente até que o objeto esteja completamente formado.

A tecnologia utilizada é reconhecida por sua capacidade de fabricar peças com alta resolução, o que a torna adequada para aplicações exigentes, como a fabricação de componentes para sistemas optofluídicos. No entanto, ainda não foi possível atingir os $25\ \mu\text{m}$, estabelecidos como limite pelo fabricante, restringindo-se a impressão de peças com até $50\ \mu\text{m}$ (eixo z).

Na sequência, são apresentadas imagens ilustrativas do processo de impressão 3D (Figura 4.13), destacando cada etapa do procedimento. Essas ilustrações reforçam a importância de cada etapa no processo de fabricação para assegurar a qualidade e a funcionalidade dos dispositivos desenvolvidos.

A configuração inicial da impressora 3D para a fabricação dos moldes foi ajustada, com a definição de parâmetros específicos para assegurar a precisão dimensional e a reprodutibilidade das peças. Os principais ajustes estabelecidos incluíram: (1) tempo de exposição da base de 28 *segundos*; (2) altura da camada de 0,050 *mm*; (3) número de camadas da base definido em 5; (4) tempo de exposição para as camadas regulares de 5,5 *segundos*; (5) velocidade do movimento no eixo Z ajustada para 6 *mm/s*; e (6) tempo total de impressão, que variou entre 25 *minutos* e 2 *horas*, dependendo das dimensões e da complexidade geométrica do objeto. Esses parâmetros foram otimizados para garantir a integridade estrutural dos moldes e minimizar possíveis imperfeições do processo de manufatura aditiva.



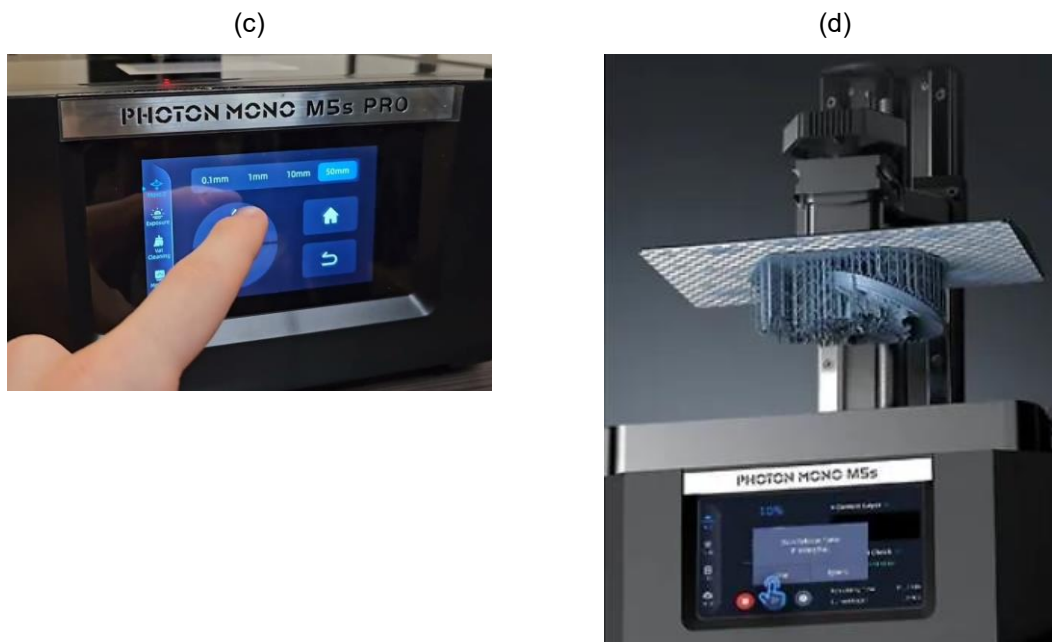


Figura 4.13: Processo de impressão 3D. (a) Resina UV Anycubic High Speed 405 nm. (b) Tanque de resina sendo preenchido. (c) Ajustando as configurações de impressão. (d) Plataforma de construção com a peça impressa.
Fonte: [228]

4.3. Tratamento de superfície

Após a conclusão do processo de impressão, a peça é cuidadosamente removida da plataforma de construção e submetida a etapas essenciais de pós-processamento, incluindo a lavagem e a cura adicional em câmara de luz UV. Como a resina recém-curada apresenta uma superfície pegajosa devido à presença de resíduos líquidos, a lavagem e a pós-cura são indispensáveis para garantir a qualidade e funcionalidade da peça final. Para essas etapas, foi utilizada a Anycubic Wash & Cure Machine 3.0 Plus, ilustrada na Figura 4.14.



Figura 4.14: Anycubic Wash & Cure Machine 3.0 Plus.
Fonte: [229]

A lavagem é responsável por remover os resíduos de resina não curada que permanecem na superfície das peças [230]. O processo segue as seguintes etapas: (1) o recipiente da máquina é preenchido com álcool isopropílico ou outro solvente recomendado; (2) as peças podem ser posicionadas diretamente no tanque de lavagem ou permanecer montadas na plataforma de impressão, eliminando a necessidade de manipulação adicional; (3) o rotor da máquina cria um fluxo de líquido que envolve completamente as peças, garantindo a limpeza uniforme de todas as áreas, incluindo cavidades e detalhes; e (4) o tempo de lavagem é ajustado de acordo com o tamanho e o nível de detalhamento da peça.

Após a lavagem, as peças são submetidas à pós-cura para assegurar a completa solidificação da resina e otimizar suas propriedades mecânicas e estabilidade dimensional [231]. O procedimento é realizado em uma plataforma giratória, que garante a exposição homogênea da luz UV em toda a superfície da peça, resultando em uma cura uniforme.

Esses dois processos, lavagem e pós-cura, são fundamentais para a produção de peças em resina de alta qualidade. A lavagem remove de forma eficiente todos os resíduos de resina não curada, enquanto a pós-cura aprimora as propriedades mecânicas, garantindo maior durabilidade e resistência dimensional.

No contexto da pesquisa, os moldes foram fabricados com espessura de parede de 3 *mm* para conter o polímero PDMS, que será utilizado em sua forma líquida. Além disso, foi estabelecida uma base de 5 *mm* para proporcionar maior estabilidade estrutural ao conjunto. A Figuras 4.15 ilustra o processo de lavagem e pós-cura, bem como, os moldes do tampo com a lente e os microcanais fabricados.

Após a fabricação dos moldes correspondentes ao tampo com a lente e aos microcanais, foi realizada uma etapa de tratamento térmico destinada a assegurar a remoção completa de resíduos e a estabilização dimensional dos moldes. Esses moldes, produzidos por meio de impressão 3D, foram submetidos a uma estufa mantida a 80 °C por um período mínimo de 8 horas, geralmente durante a noite. Este procedimento elimina resíduos remanescentes da resina fotopolimerizável utilizada na impressão, como solventes, monômeros não polimerizados e outros compostos voláteis [232].

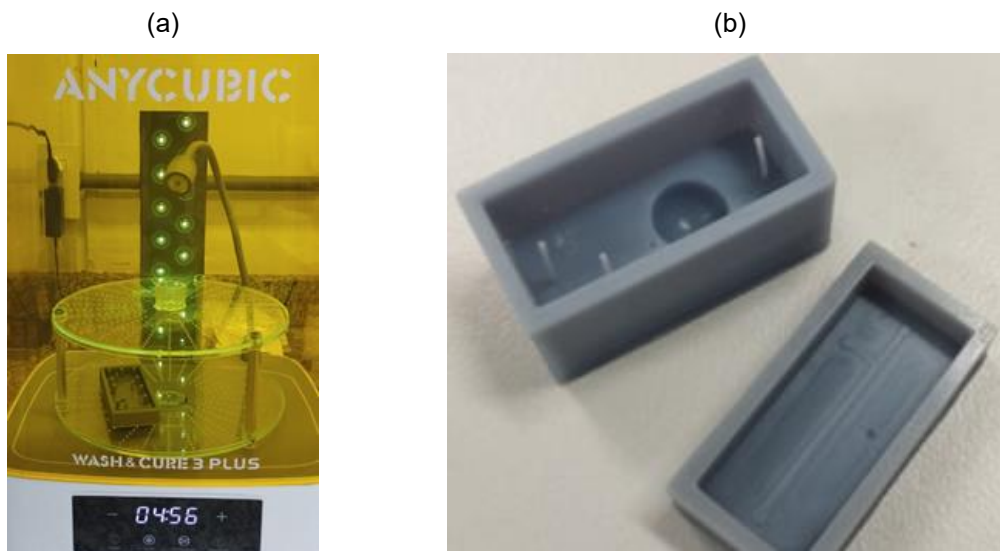


Figura 4.15: Processo lavagem e pós-cura dos moldes. (a) Utilizando a Anycubic Wash & Cure Machine 3.0 Plus. (b) Molde do tampo com a lente e molde dos microcanais.

Fonte: O próprio autor.

O tratamento térmico promove a volatilização e decomposição desses resíduos, prevenindo contaminações ou reações indesejadas que possam ocorrer nas etapas subsequentes de fabricação dos dispositivos microfluídicos. Adicionalmente, o aquecimento controlado contribui para a estabilização das propriedades mecânicas e térmicas dos moldes, reduzindo tensões internas e minimizando possíveis deformações ou encolhimentos. Essa estabilização é fundamental para preservar a precisão dimensional e a qualidade superficial das estruturas, garantindo que os moldes estejam adequados para aplicações microfluídicas que demandam alta fidelidade e reprodutibilidade.

Após a impressão 3D dos moldes, é comum a necessidade de realizar um processo de pós-acabamento, especialmente quando a qualidade de impressão e a complexidade geométrica do modelo apresentam desafios [233]. Este processo é essencial tanto para aprimorar a funcionalidade quanto para garantir a estética das peças, assegurando sua adequação às etapas subsequentes de fabricação. As etapas típicas do pós-acabamento incluem:

(a) A remoção de suportes adicionais: durante a preparação do modelo no *software* de fatiamento (*slicer*), suportes estruturais são frequentemente adicionados para sustentar partes do modelo que possuem balanços ou projeções sem base de apoio durante a impressão.

Após a conclusão do processo de impressão, esses suportes devem ser removidos para preservar a integridade das superfícies, garantindo que o modelo final corresponda ao *design* original. Ferramentas como cortadores, pinças ou bisturis de precisão são empregadas para esta tarefa. É crucial evitar a aplicação de força excessiva, pois isso pode danificar partes frágeis do modelo ou gerar rachaduras em áreas finas ou com detalhes delicados.

(b) Polimento após a remoção dos suportes, as áreas onde estavam conectados ao modelo podem apresentar marcas ou resíduos de material. Para corrigir essas imperfeições e obter superfícies lisas e uniformes, realiza-se o lixamento. Este processo envolve o uso de lixas com diferentes granulações, iniciando com lixas mais ásperas (como de granulação 400) para eliminar grandes irregularidades e, progressivamente, utilizando lixas mais finas (como de granulação 1000 ou 2000) para alcançar um acabamento refinado.

Adicionalmente, superfícies críticas, como os microcanais e áreas destinadas ao contato com materiais replicados, como o PDMS, demandam um polimento para assegurar a qualidade e funcionalidade do dispositivo final.

No sistema desenvolvido, foi projetada uma lente com a finalidade de focalizar o feixe do laser, reduzindo seu diâmetro. Entretanto, devido ao processo de impressão 3D ocorrer em camadas, com uma resolução no eixo Z em torno de 50 μm , foram observadas ranhuras na superfície inferior da lente, resultantes do processo de fabricação. Diante desse desafio, foi implementado um processo de polimento utilizando uma pasta abrasiva específica para resinas fotopolimerizáveis.

Para a realização do polimento, empregou-se uma retífica manual acoplada a um cotonete adaptado, permitindo maior controle e precisão sobre as áreas críticas da lente. O procedimento foi realizado em alta velocidade por um período de aproximadamente 5 minutos, com monitoramento contínuo sob microscópio para avaliar as melhorias na uniformidade da superfície. Os resultados evidenciaram uma significativa redução das ranhuras e uma melhoria substancial na qualidade óptica da lente, conforme ilustrado na Figura 4.16.

Esse processo de pós-acabamento não apenas otimiza a qualidade superficial dos moldes, mas também desempenha um papel crucial na garantia do

desempenho e confiabilidade dos dispositivos microfluídicos produzidos, assegurando sua funcionalidade em aplicações que demandam precisão.

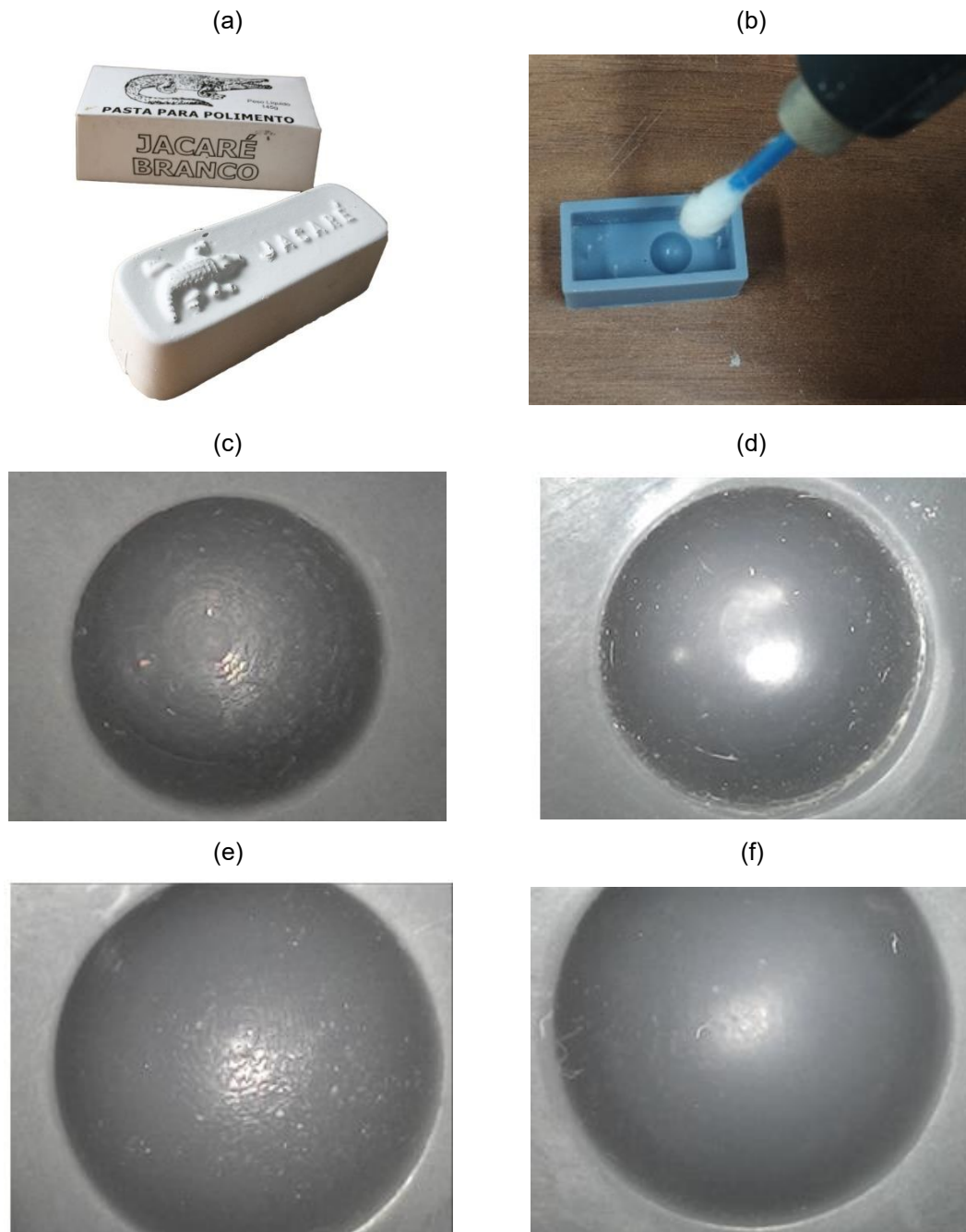


Figura 4.16: Polimento do molde do tampo com a lente (imagem obtida por microscopia). (a) Pasta abrasiva específica para resinas fotopolimerizáveis. (b) Polimento utilizando retífica manual acoplada a um cotonete adaptado. (c) Monitoramento com microscópio antes do polimento. (d) Monitoramento com microscópio após a primeira parte do polimento. (e) Monitoramento com microscópio após a segunda parte do polimento. (f) Monitoramento com microscópio ao final do polimento.

Fonte: (a) [234]. As demais, o próprio autor.

4.4. Usinagem dos microcanais

Inicialmente, a fabricação dos microcanais foi realizada utilizando PDMS, no entanto, durante os experimentos com a inserção de óleo, mesmo com a aplicação de pressão por meio de parafusos, não foi possível evitar vazamentos, comprometendo a obtenção de resultados consistentes. Diante desse desafio, considerou-se a adoção de técnicas de vedação, como adesivação ou soldagem por plasma, para garantir a integridade estrutural do sistema.

A primeira abordagem, baseada no uso de adesivos, foi testada, porém sem avanços significativos. Já a soldagem por plasma, embora promissora, ainda não estava operacional no Laboratório de Dispositivos e Circuitos Integrados (LDCI) e Laboratório de Estruturas de Microondas e Ondas Milimétricas (LEMOM), ambos do PPGEE/UnB no momento dos experimentos.

Como alternativa, optou-se pela usinagem dos microcanais em acrílico, aproveitando a maior aderência do PDMS a esse material. Dessa forma, foi possível assegurar a vedação do sistema utilizando exclusivamente o aperto mecânico por parafusos, sem a necessidade de processos adicionais de união.

A usinagem dos microcanais consiste em um processo de fabricação utilizado para criar canais de dimensões micrométricas em diferentes materiais, como acrílico, vidro, polímeros e metais. Esse método permite a construção de dispositivos para manipulação de fluidos em pequena escala, como em *lab-on-a-chip*, sensores biomédicos e sistemas de análise química.

Foi adotada a usinagem CNC (Controle Numérico Computadorizado) que é um processo de fabricação de alta precisão utilizado para remover material de um substrato e formar microcanais com geometrias controladas. Esse método emprega fresadoras CNC, permitindo a usinagem de canais com dimensões específicas por meio do uso de ferramentas apropriadas, como brocas que determinam a profundidade e a largura dos canais. A técnica é adequada para materiais como acrílico e metais leves, nos quais a fabricação de microestruturas exige controle rigoroso das dimensões e acabamento superficial.

A primeira etapa da usinagem consistiu na elaboração do traçado da Junção-T, utilizando mais uma vez o Fusion 360, sobre um substrato retangular e conforme

ilustrado na Figura 4.17. Cabe ressaltar que a aba “Manufatura” foi empregada para configurar as ferramentas e os parâmetros de usinagem adequados à CNC Router disponível no LDCI.

(a)



(b)

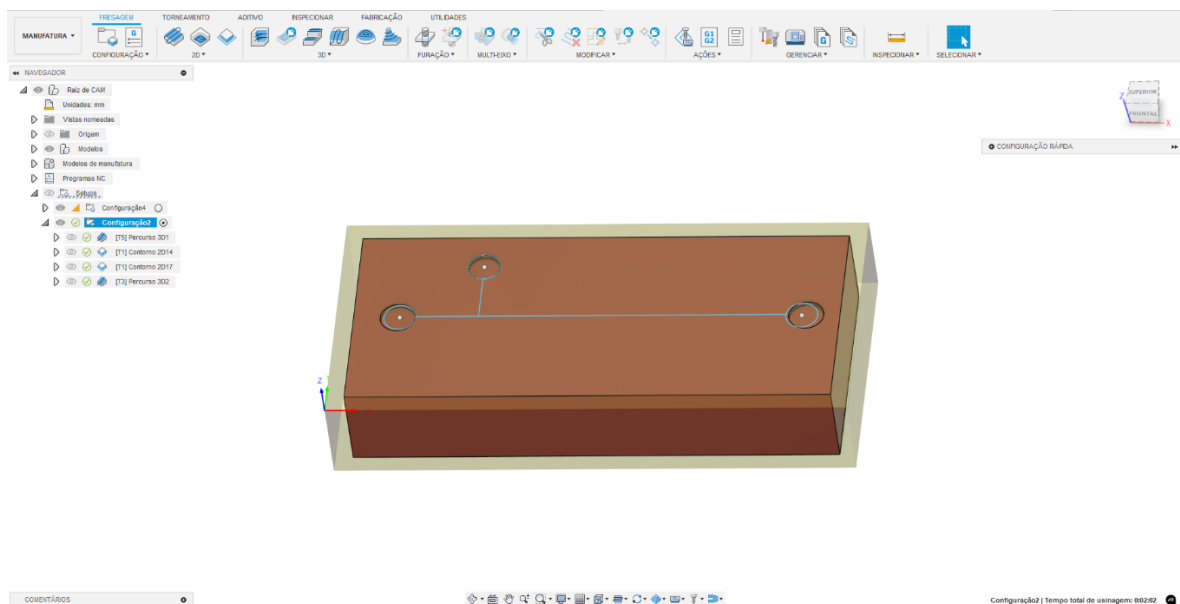


Figura 4.17: Usinagem de microcanais com o Fusion 360. (a) Elaboração do traçado da Junção-T. (b) Utilização da aba Manufatura para definição das operações da CNC Router.
Fonte: O próprio autor.

Na etapa seguinte, a CNC Router (Figura 4.18) foi configurada para a fresagem do traçado, empregando uma broca do tipo V-bit com larguras variando entre 300 e 600 μm e profundidade de usinagem de 100 μm , garantindo a precisão dimensional dos microcanais. Para a fabricação dos poços, foi utilizada uma broca de

topo reto de 1,8 mm, mantendo a profundidade de 100 μm . Por fim, o contorno do substrato foi usinado com uma broca de topo reto de 2 mm, permitindo a remoção do retângulo de acrílico conforme as dimensões estabelecidas, assegurando um acabamento adequado para a aplicação microfluídica.



Figura 4.18: CNC Router COBRA, modelo RC6090.
Fonte: [235].

Por fim, os parâmetros e operações de usinagem foram processados por um aplicativo da fabricante do equipamento, gerando o G-code correspondente ao traçado definido. Durante a gravação dos canais, a rotação da ferramenta foi ajustada para 3800 rpm, enquanto para a remoção do retângulo de acrílico, utilizou-se uma rotação de 2500 rpm. O resultado do microcanal usinado é ilustrado na Figura 4.19.

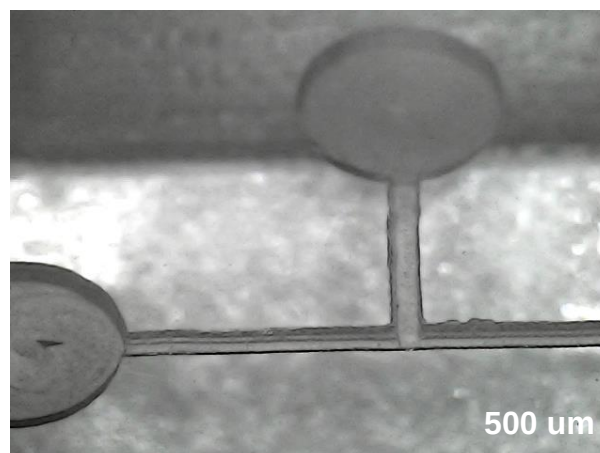


Figura 4.19: Microcanal usinado (imagem obtida por microscopia).
Fonte: O próprio autor.

4.5. Preparação e deposição do PDMS

Para a fabricação dos dispositivos microfluídicos (Figura 4.20), foi utilizado o elastômero de silicone SYLGARD™ 184, composto por dois componentes principais:

(a) Polímero de siloxano: material viscoso e transparente que constitui a base principal, conferindo as propriedades mecânicas e de elasticidade características do PDMS.

(b) Aditivo ou catalisador: também conhecido como agente de reticulação, é responsável por iniciar o processo de cura (vulcanização) do polímero, transformando-o de um estado líquido ou pastoso para um estado sólido elástico.

A proporção de mistura entre o polímero e o aditivo foi definida como (12:1), em contraste com as orientações experimentais padrão de (10:1) [236], no entanto, garantindo maior maleabilidade ao dispositivo final. Essa proporção é essencial para a formação das ligações químicas entre as cadeias de silicone, o que influencia nas propriedades mecânicas do material.

Para pesar os componentes, foi utilizada a balança Bioscale, com atenção ao ajuste do peso do recipiente a zero antes da pesagem. O processo consistiu em três etapas principais: (i) pesagem da quantidade desejada de base de silicone; (ii) adição do agente de cura na proporção correta; e (iii) mistura homogênea dos dois componentes.





Figura 4.20: Preparação do PDMS. (a) SYLGARD™ 184 Silicone Elastomer. (b) Pesagem do polímero e do ativo. (c) Mistura e formação de bolhas. (d) Remoção de bolhas em dessecador a vácuo.
Fonte: (a) [237]. As demais, o próprio autor.

Após a preparação da mistura, foi realizado o processo de remoção de bolhas para garantir a uniformidade estrutural do PDMS. Para essa etapa, o material foi colocado em um dessecador de vidro contendo sílica, por um tempo de aproximadamente 30 minutos, formando uma câmara de vácuo para a desaeração, ou seja, a eliminação das bolhas de ar incorporadas durante a mistura.

Por fim, o PDMS é cuidadosamente despejado sobre os moldes conforme Figura 4.21. Essa etapa deve ser conduzida de maneira controlada e lenta para evitar a formação de bolhas adicionais e assegurar que o PDMS preencha todas as cavidades do molde de forma uniforme. Esse cuidado garante que as estruturas replicadas apresentem alta precisão dimensional e superfícies lisas.

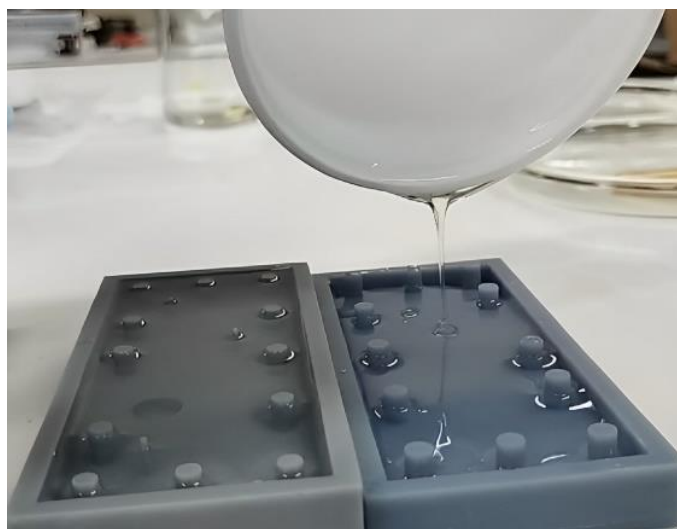


Figura 4.21: Deposição do PDMS sobre os moldes.
Fonte: O próprio autor.

4.6. Desmoldagem do PDMS

Com o molde previamente tratado e polido (Figura 4.22) o PDMS curado pode ser facilmente removido sem risco de danificá-lo em razão da aderência à superfície do molde [238].

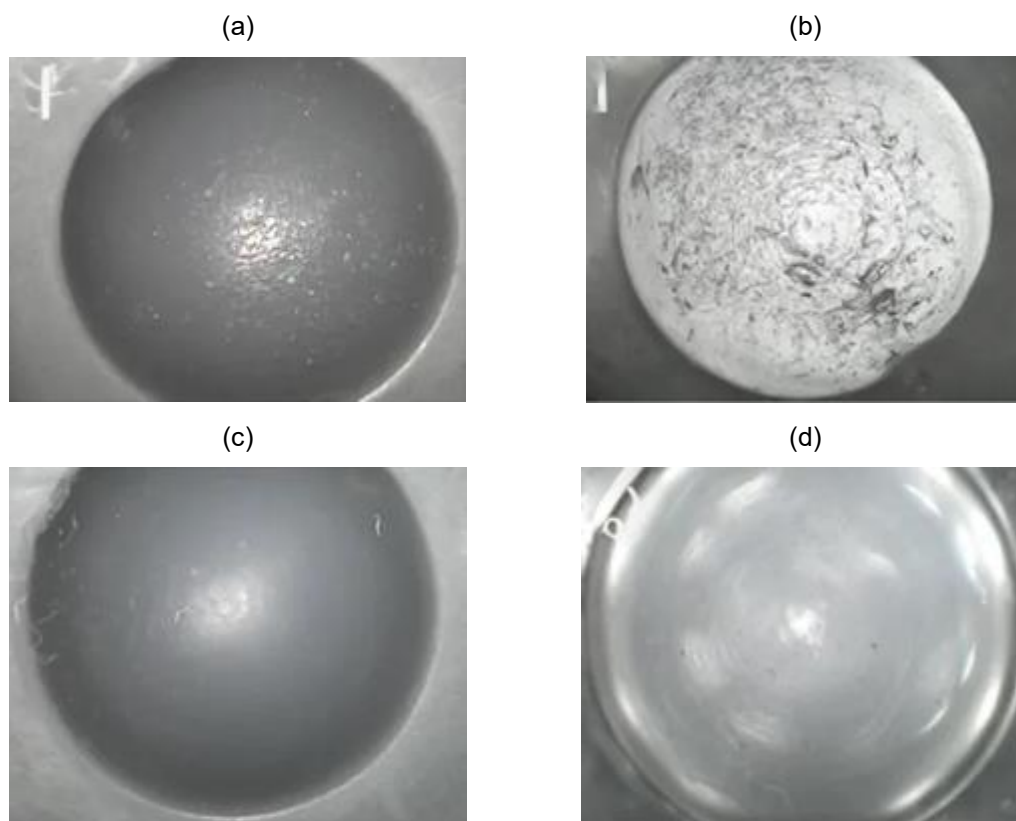


Figura 4.22: Resultado do polimento na desmoldagem do PDMS (imagem obtida por microscopia). (a) Molde sem polimento. (b) Réplica do PDMS sem polimento. (c) Molde com polimento. (d) Réplica do PDMS com polimento.

Fonte: O próprio autor.

A cura do PDMS é realizada em uma temperatura controlada de 85°C por um período aproximado de 1 hora, assegurando a formação adequada das ligações cruzadas entre as cadeias de silicone. Após o processo de desmoldagem são obtidos os tampos com as lentes e os microcanais conforme ilustrado na Figura 4.23.

Dentre as características das lentes produzidas e utilizadas no sistema optofluídico incluem-se:

(a) As lentes foram projetadas com uma superfície convexa. Essa geometria permite focalizar o feixe de laser, ajustando os raios de luz para que permaneçam paralelos, reduzindo a dispersão [239]. A curvatura da superfície convexa é calculada para focar o feixe e garantir precisão nas análises ópticas realizadas no sistema.

(b) Na fabricação foi utilizado PDMS de alta qualidade, escolhida por suas propriedades ópticas superiores, como alta transparência e baixa dispersão luminosa. Esses materiais também apresentam um índice de refração adequado para manipular feixes de luz na faixa de 405 nm, garantindo eficiência na focalização e na transmissão óptica.

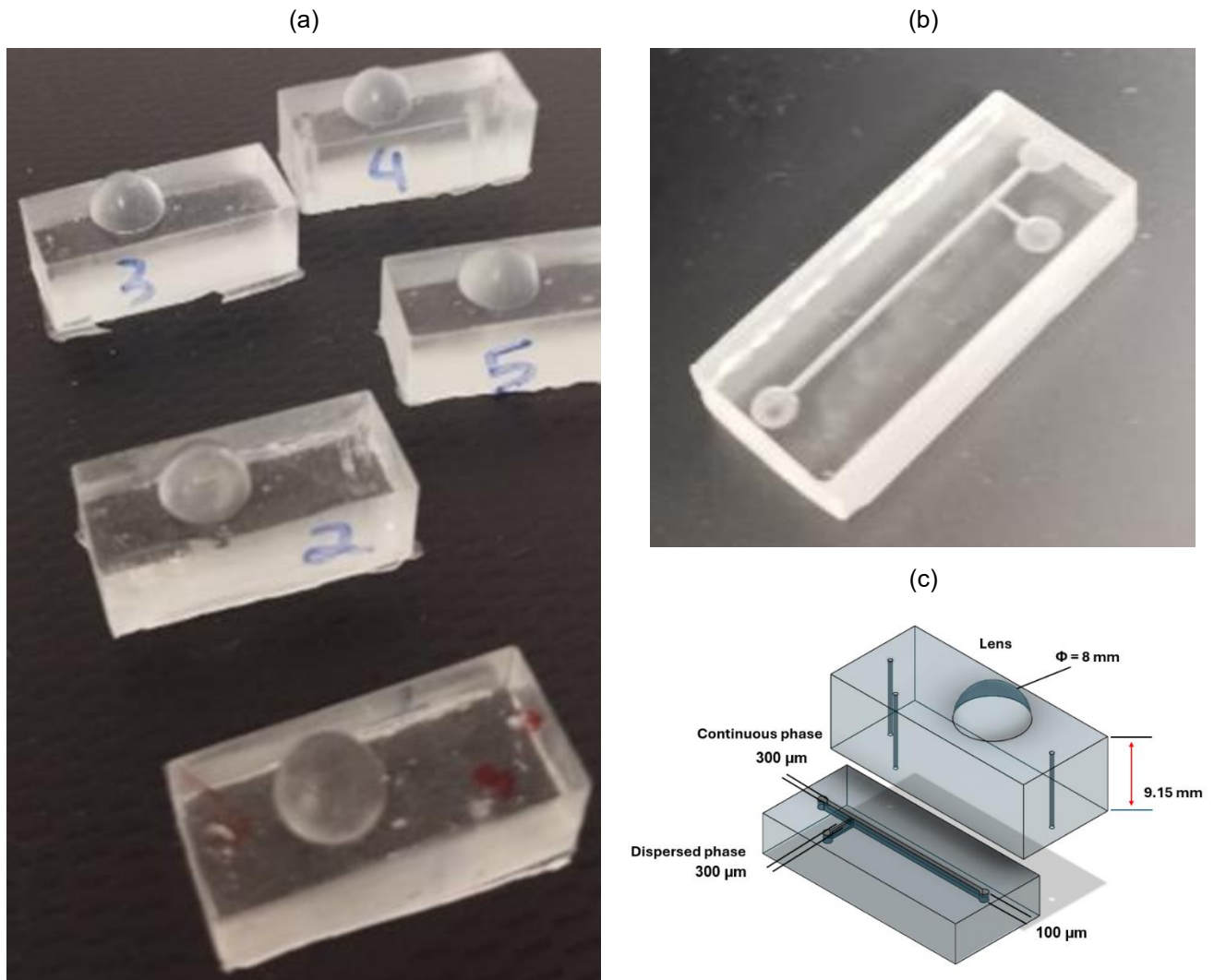


Figura 4.23: Desmoldagem do PDMS. (a) Tampos com as lentes após desmoldagem. (b) Microcanais após desmoldagem. (c) Tampos com as lentes e microcanais produzidos com o COMSOL Multiphysics®.

Fonte: O próprio autor.

A caracterização dimensional dos dispositivos experimentais é uma etapa fundamental para garantir a reprodutibilidade e a confiabilidade dos resultados obtidos em análises optofluídicas. Neste contexto, a Tabela 4.1 apresenta dados experimentais relacionados à fabricação de dispositivos contendo PDMS e lentes. O objetivo é comparar as medidas obtidas com os valores projetados:

Tabela 4.1: Dados experimentais relacionados à fabricação de dispositivos contendo PDMS e lentes.

Valores	h (mm)	d (mm)	l (mm)	dl (mm)
Projetados	9,15	13,15	4	8
Dispositivo	Altura do PDMS	Altura do PDMS e Lente	Altura da Lente	Diâmetro da Lente
1	9,18	13,31	4,11	7,4
	9,36	13,37	4,25	7,28
2	9,20	13,21	4,09	7,75
	9,34	13,29	4,08	7,74
3	9,38	13,2	4,3	7,4
	9,12	13,3	4,3	7,9
4	9,25	13,14	4,04	7,8
	9,26	13,26	4,09	7,75
5	9,33	13,17	4,01	7,83
	9,22	13,27	4,08	7,86
Média	9,26	13,25	4,14	7,67
Desvio Padrão	0,08	0,07	0,10	0,21
Erro	-1,25	-1	-3	4

Os valores projetados correspondem às dimensões esperadas para os dispositivos, incluindo a altura do PDMS (h), a altura combinada do PDMS e da lente (d), a altura da lente (l) e o diâmetro da lente (dl).

Para cada dispositivo, foram realizadas duas medições, resultando em valores individuais para cada parâmetro. Esses dados experimentais possibilitam uma análise da reprodutibilidade do processo de fabricação e sua aderência às especificações projetadas.

A média dos valores obtidos representa a estimativa central das medidas experimentais para os cinco dispositivos avaliados. O desvio padrão indica o grau de dispersão das medições em relação à média, evidenciando a estabilidade e precisão do processo de fabricação.

O erro foi calculado como a diferença entre os valores projetados e a média do experimento. Valores negativos indicam que as dimensões obtidas foram inferiores ao esperado, enquanto valores positivos refletem um incremento nas medidas em relação à projeção inicial.

Observa-se que a altura do PDMS (h) e a altura combinada do PDMS e da lente (d) apresentaram variações pequenas em relação aos valores projetados, sugerindo boa fidelidade ao *design* original. No entanto, a altura da lente (l) exibiu uma discrepância mais significativa, com um erro de -3 mm , indicando que as lentes fabricadas ficaram abaixo da altura planejada.

Por outro lado, o diâmetro da lente (d_l) foi superior ao projetado, com um erro de $+4\text{ mm}$, sugerindo um aumento inesperado nessa dimensão. Esse comportamento pode estar associado a variações no processo de moldagem ou polimerização do material, resultando em uma expansão dimensional não prevista.

Tais variações podem impactar diretamente o desempenho óptico dos dispositivos, influenciando propriedades como focalização e distribuição da luz. Portanto, a identificação dessas discrepâncias é fundamental para o aprimoramento dos processos de fabricação e controle dimensional, garantindo maior precisão na obtenção das especificações desejadas.

4.7. Montagem do sistema optofluídico

O sistema optofluídico desenvolvido é composto por diversos componentes interconectados que desempenham funções específicas, garantindo sua eficiente operação. A seguir, cada parte do sistema é detalhada:

(a) Cabeçote (em resina): este componente central permite a comunicação externa com as bombas de seringa, viabilizando a entrada dos líquidos que compõem as fases contínua e dispersa e a saída da emulsão gerada após o processamento. Além disso, o cabeçote conecta-se externamente ao laser, que é a fonte de luz do dispositivo. Por sua vez, internamente, o cabeçote acopla-se ao tampo com a lente, oferecendo uma abertura que permite o monitoramento em tempo real dos microcanais. Sua estrutura permite o fechamento do dispositivo com parafusos, prevenindo vazamentos e garantindo a integridade do sistema durante a operação.

(b) Extensor de perfusão (em PVC atóxico): composto por conectores Luer Lock e Luer Slip e uma ponteira em aço inoxidável, este sistema facilita a transferência dos fluidos da seringa para o dispositivo experimental. Além disso, é responsável pela eliminação controlada da emulsão produzida no interior do dispositivo, assegurando um fluxo contínuo e sem contaminações.

(c) Suporte e conector para o laser (em resina): este componente oferece suporte físico ao laser e permite sua conexão, garantindo o alinhamento preciso do feixe de luz com os microcanais.

(d) Laser de ponteira: fornece uma fonte de luz controlada que interage com o fluido. Dispositivo de baixo custo (aproximadamente R\$ 5,00).

(d) Tampo com lente (em PDMS): acondicionado pelo cabeçote, este componente integra-se aos microcanais e apresenta um espaço dedicado à adição de uma lente com raio de curvatura de 4 mm. Essa lente é crucial para focalizar o feixe de luz que atravessa o fluido, manipulando adequadamente as propriedades ópticas do sistema e contribuindo para a obtenção de medições confiáveis.

(e) Base com microcanais em Junção-T (em acrílico): trata-se da estrutura principal por onde o fluido é canalizado. Os microcanais em Junção-T conectam os diferentes fluxos de fluido, permitindo o controle da interação entre as fases contínua e dispersa, um elemento essencial na formação de emulsões monodispersas.

(f) Base para fotodiodo (em resina): este componente aloja o fotodiodo OPT101, garantindo seu posicionamento correto para a detecção eficiente da luz transmitida pelo fluido. Sua construção em resina proporciona estabilidade mecânica e isolamento adequado.

(g) Fotodiodo OPT101: este sensor converte a luz que atravessa o fluido em um sinal elétrico. Essa funcionalidade é fundamental para a medição e análise das propriedades ópticas das emulsões produzidas.

(h) Cabos Jumper e Placa Controladora: os cabos conectam o fotodiodo à placa de controle Arduino Uno R3 que contém o microcontrolador ATmega328. Essa integração permite a aquisição e o processamento dos dados, formando a interface entre o sistema óptico e o *software* de análise.

(i) Parafusos de fixação (em aço inoxidável): esses parafusos unem firmemente as diferentes camadas do dispositivo, assegurando o alinhamento e prevenindo vazamentos. Além disso, a modularidade proporcionada por esses parafusos permite que o sistema seja facilmente desmontado e remontado para limpeza, manutenção ou substituição de componentes.

A seguir, serão detalhadas as etapas do procedimento de caracterização dos dispositivos. Essas etapas serão apresentadas em uma sequência estruturada de passos, visando facilitar a reprodução dos testes e auxiliar na execução de futuros trabalhos que possam dar continuidade à pesquisa atual. Dessa forma, busca-se garantir a reprodutibilidade dos experimentos e a padronização dos métodos utilizados, contribuindo para a confiabilidade dos resultados obtidos.

(a) Preparação dos componentes: antes da montagem, todos os componentes do sistema devem ser inspecionados para garantir que estejam limpos, em perfeito estado e sem resíduos de fabricação, poeira ou danos estruturais. As peças em resina, como o cabeçote, o suporte do laser e a base para o fotodiodo, devem estar polidas e tratadas. Além disso, as peças em PDMS, como o tampo com a lente e a base com microcanais, precisam estar completamente curadas e desgaseificadas para evitar a presença de bolhas ou impurezas que possam comprometer a funcionalidade do sistema.

(b) Fixação do fotodiodo na base: o fotodiodo OPT101 deve ser inserido no espaço designado na base, garantindo um encaixe preciso. Os cabos jumper devem ser conectados ao fotodiodo de forma segura, evitando folgas ou conexões instáveis. Para assegurar a estabilidade e o correto alinhamento do sensor, o fotodiodo deve ser fixado à base utilizando parafusos pequenos, proporcionando firmeza e minimizando possíveis vibrações que possam interferir nas medições ópticas.

(c) Montagem do conjunto de microcanais e lente: a montagem do conjunto microfluídico inicia-se com o posicionamento do tampo com a lente sobre a base contendo os microcanais em Junção-T. Deve-se garantir o perfeito alinhamento das bordas do tampo com as da base, prevenindo desalinhamentos que possam comprometer o fluxo dos fluidos. Após o alinhamento, o tampo deve ser fixado à base com microcanais de maneira cuidadosa, garantindo a vedação adequada sem comprometer a estrutura do PDMS.

(d) Instalação do cabeçote com o laser: o cabeçote de resina deve ser posicionado sobre o conjunto formado pelo tampo e a base dos microcanais. O alinhamento do laser com os microcanais da base deve ser conferido (Figura 4.24). Para garantir a fixação segura, parafusos de aço inoxidável devem ser utilizados,

apertando-se uniformemente para assegurar uma vedação eficiente e evitar deformações no PDMS.

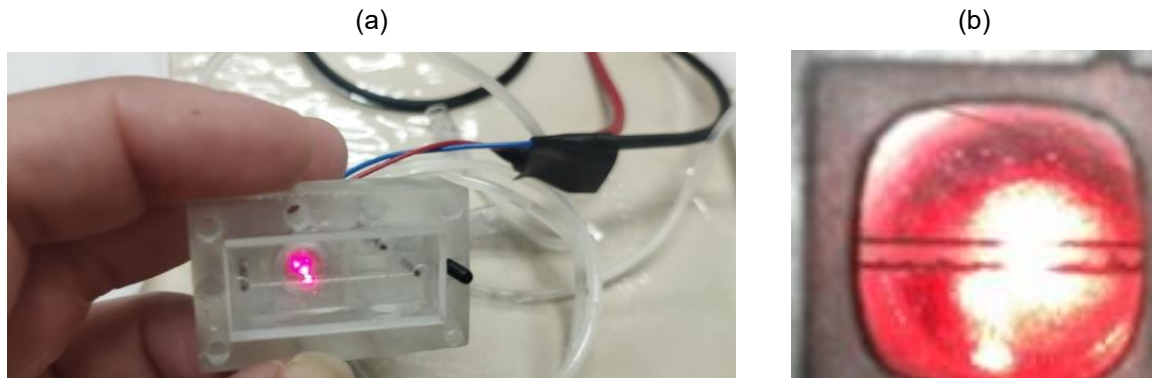


Figura 4.24: Alinhamento experimental entre o suporte do laser, laser, tampo com lente, microcanais, base do fotodiodo e fotodiodo. (a) Montagem do sistema com o laser. (b) Representação do sinal na parte posterior onde se acopla ao fotodiodo (imagem obtida por microscopia).

Fonte: O próprio autor.

(e) Conexão das bombas de seringa: para a correta condução dos fluidos no sistema, os extensores de perfusão e as ponteiros de aço inoxidável devem ser conectados às portas de entrada do cabeçote. As conexões devem ser verificadas para garantir que estejam firmes, evitando vazamentos e perdas de fluido. Em seguida, as extremidades opostas dos extensores devem ser ligadas às bombas de seringa, que serão responsáveis pelo controle do fluxo nos microcanais.

(f) Instalação do suporte e laser: o suporte e o conector do laser devem ser fixados no cabeçote de forma estável, prevenindo deslocamentos durante a operação do sistema. O laser deve ser instalado no suporte e ajustado para que o feixe seja perfeitamente focalizado e alinhado com a lente no tampo do dispositivo. Esse alinhamento é crucial para garantir a precisão das medições ópticas.

(g) Parafusação: após a montagem das partes principais, todos os parafusos adicionais devem ser apertados para garantir que as diferentes camadas do dispositivo estejam firmemente conectadas. Todas as conexões fluídicas e ópticas devem ser revisadas para assegurar que não haja desalinhamentos ou vazamentos que possam comprometer o funcionamento do sistema.

(h) Configuração do fotodiodo: a configuração final envolve a conexão dos cabos jumper entre o fotodiodo e a placa de controle Arduino Uno R3. O sistema de controle deve estar devidamente configurado para receber e processar os sinais do fotodiodo, garantindo a correta aquisição dos dados ópticos.

Essas etapas de montagem são críticas para garantir a funcionalidade e a confiabilidade do dispositivo optofluídico, conforme ilustrado na Figura 4.25, permitindo sua aplicação em experimentos que requerem precisão e reprodutibilidade. O planejamento detalhado e a execução rigorosa de cada etapa asseguram que o dispositivo funcione conforme projetado.

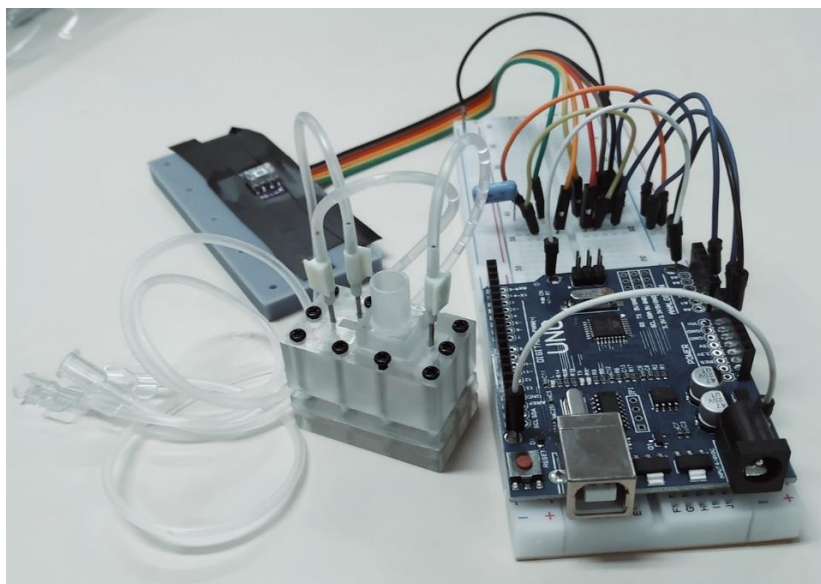


Figura 4.25: Dispositivo optofluídico fabricado e montado.

Fonte: O próprio autor.

4.8 Conclusões parciais

Ao longo do Capítulo 4, foi descrito o processo de desenvolvimento e fabricação de um sistema optofluídico integrado, projetado para realizar a análise de emulsões em tempo real. Os resultados experimentais demonstraram o funcionamento inicial do dispositivo e sua capacidade de detecção óptica, indicando a viabilidade da abordagem proposta.

Entretanto, ainda se faz necessária a realização de medições complementares que possibilitem uma avaliação mais abrangente da eficácia operacional do sistema sob diferentes condições experimentais. Essas medições permitirão identificar limitações e otimizar parâmetros de operação.

Adicionalmente, destaca-se a importância de comparar os resultados obtidos experimentalmente com aqueles previstos por simulações computacionais. Essa comparação é fundamental para verificar a reprodutibilidade dos dados, validar o modelo teórico adotado e aferir a precisão das previsões realizadas.

5. ANÁLISE E INTERPRETAÇÃO DOS RESULTADOS

Este capítulo aborda a produção e o controle de emulsões no dispositivo optofluídico proposto enfatizando os resultados experimentais obtidos. São apresentadas análises da caracterização das emulsões sob diferentes condições operacionais, permitindo a compreensão dos parâmetros que influenciam a formação das microgotas.

Além disso, é realizada uma avaliação do desempenho do dispositivo, comparando os dados coletados pelo sistema microfluídico com os resultados obtidos por microscopia. Essa abordagem possibilita a validação da precisão das medições realizadas, assegurando a confiabilidade da técnica proposta para o monitoramento e controle das emulsões em tempo real.

5.1. Configuração experimental

A geração das emulsões foi realizada em ambiente controlado garantindo condições adequadas para a formação de microgotas monodispersas. O dispositivo optofluídico fabricado empregou uma geometria de Junção-T, com microcanais de $300 \times 300 \mu\text{m}$ de largura para as fases contínua e dispersa e $100 \mu\text{m}$ de altura.

A emulsão água-em-óleo foi preparada utilizando óleo de girassol comercial (marca Liza, Cargill) como fase contínua, contendo o emulsificante Polirricinoleato de Poliglicerol (PGPR) em uma concentração de 6,5%. Como fase dispersa, foi empregada água ultrapura obtida por meio do Sistema Milli-Q® (Millipore Corporation) (Figura 5.1).



Figura 5.1: Óleo de girassol em concentração 6,5% e água deionizada.
Fonte: O próprio autor.

A introdução dos fluidos no sistema foi realizada por intermédio de bombas de seringa NE-1000 (New Era Corporate) (Figura 5.2), garantindo a regulação das taxas dos fluxos sobre as fases envolvidas no processo.

A fase oleosa foi inserida no canal principal do dispositivo microfluídico, enquanto a fase aquosa foi injetada no canal lateral da Junção-T. Esse arranjo possibilitou que a fase contínua segmentasse periodicamente a fase dispersa, promovendo a formação de microgotas.



Figura 5.2: Bombas de seringa do tipo New Era NE-1000.
Fonte: [240]

Para avaliar a influência do fluxo na geração das microgotas foram estabelecidas diferentes taxas de fluxo. A fase contínua foi injetada com vazões de 1 mL/h, 2 mL/h e 4 mL/h, enquanto a fase dispersa foi ajustada em proporções correspondentes a $\frac{1}{2}$, $\frac{1}{4}$, $\frac{1}{6}$, $\frac{1}{8}$, $\frac{1}{10}$ e $\frac{1}{12}$ da taxa de fluxo da fase contínua.

Assim sendo, a variação utilizada permitiu uma análise do impacto da razão de fluxo na formação e estabilidade das emulsões, possibilitando a obtenção de gotas com diâmetros variados. Esse controle sobre os parâmetros de fluxo é importante para a uniformidade das emulsões e garantia da sua aplicabilidade em cenários como: análise óptica, encapsulamento de substâncias ou controle de reações químicas em microescala.

A medição do tamanho das microgotas foi realizada por intermédio de um laser de diodo vermelho de 3V (OEM) que foi acoplado a um conector posicionado na parte superior do cabeçote do sistema, garantindo assim, a focalização do feixe por meio de uma lente integrada ao dispositivo. A alimentação elétrica do laser foi fornecida por uma fonte de tensão de 3V garantindo a estabilidade para a precisão das medições (Figura 5.3).

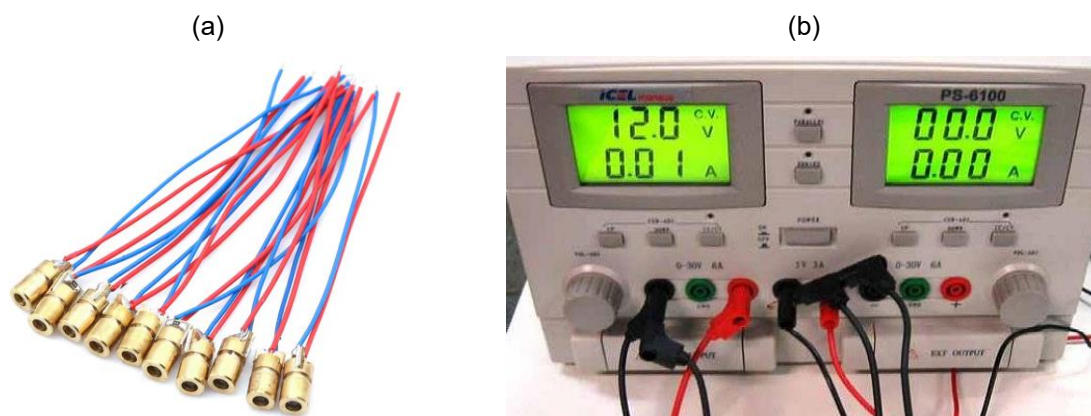


Figura 5.3: Fonte de emissão de luz. (a) Módulo de diodo laser ajustável. (b) Fonte de alimentação de bancada Modelo PS-6100 da ICEL.

Fonte: (a) [241] e (b) [242].

A luz transmitida foi capturada por um fotodiodo OPT101 (Figura 5.4a), um sensor de detecção óptica acoplado a um amplificador. O sinal detectado foi processado eletronicamente e enviado a um microcontrolador Arduino Uno R3, que transmitiu os dados para um programa de aquisição e análise desenvolvido em Arduino IDE (Figura 5.4b). Esse método permitiu a coleta e análise em tempo real dos

padrões de transmissão óptica, correlacionando a intensidade da luz detectada com o tamanho das microgotas formadas.

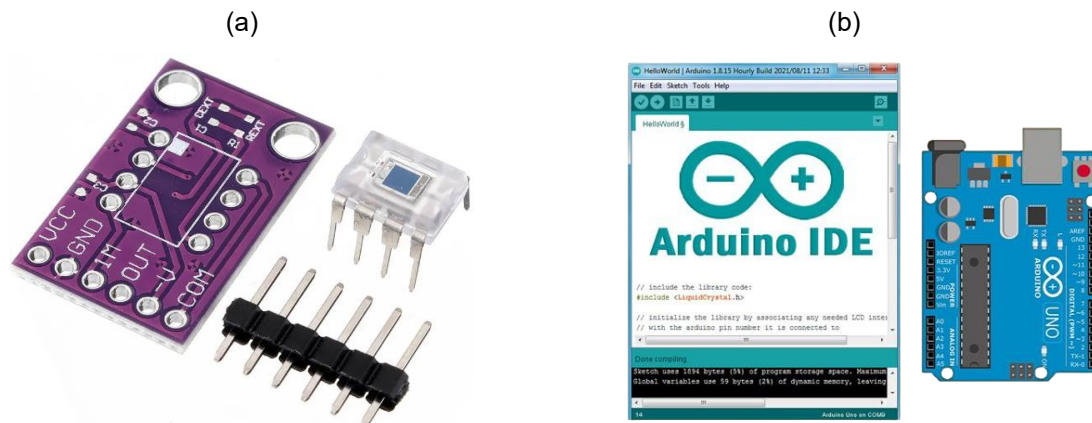


Figura 5.4: Coleta e análise em tempo real dos padrões de transmissão óptica. (a) Sensor de iluminação OPT101 que integra um fotodiodo e um amplificador. (b) *Software* Arduino IDE e microcontrolador Arduino Uno R3.

Fonte: (a) [243] e (b) Adaptado de [243].

Para o processamento eletrônico do sinal foi desenvolvido e implementado o código, apresentado em Quadro 5.1, que, ao ser compilado e carregado na placa Arduino Uno, permitiu a leitura de um sensor analógico (fotodetector) conectado ao pino A0 (PDpin). O código processa os dados adquiridos e os transmite em tempo real por meio da comunicação serial, possibilitando a análise das medições e garantindo a confiabilidade do sistema de detecção óptica. A seguir será apresentada a análise do referido código:

(a) Definições e declarações iniciais:

- `#define PDpin A0`: → define A0 como o pino do fotodetector (entrada analógica).
- `int dt = 1`; → variável para definir o atraso entre as leituras.
- `int dt_us = 5000`; → tempo de atraso em microssegundos (5 ms) entre leituras consecutivas.
- `int i`; → variável auxiliar para laços de repetição.
- `int times = 0`; → variável para contar o tempo decorrido.
- `long adcCounts`; → variável para armazenar a leitura do sensor.

- *int lastCounts[3] = {0,0,0};* → *array* para armazenar as três últimas leituras e aplicar média móvel.

(b) Configuração inicial: *setup()*

- *Serial.begin(115200);* → inicializa a comunicação serial com velocidade de 115200 bits por segundo garantindo rápida transmissão de dados.

- *pinMode(PDpin, INPUT);* → configura o pino A0 como entrada, pois será usado para ler sinais do sensor.

(c) Laço de execução contínua: *loop()*

1) Atualização do histórico de leituras

- Desloca os valores armazenados no *array* (*lastCounts*) para preservar as últimas 3 leituras.

- A nova leitura ocupará a primeira posição (*lastCounts[0]*).

2) Leitura do sensor e aplicação da média móvel

- *analogRead(PDpin);* → lê o valor analógico do sensor fotodetector.

- Média móvel → reduz ruídos aplicando a fórmula: $adcCounts = \frac{leitura_0 + leitura_1 + leitura_2}{3}$, isso suaviza as variações entre medições consecutivas.

3) Envio dos dados via comunicação serial

- *Serial.print(0);* → envia o número 0 seguido de um caractere (*\t*) para organização dos dados.

- *Serial.print(1200);* → envia o número 1200 que consiste no valor de referência para a intensidade máxima do laser.

- *Serial.println(adcCounts);* → envia o valor médio do sensor fotodetector e adiciona uma quebra de linha facilitando a análise dos dados.

4) Controle do tempo entre leituras

- *delayMicroseconds(dt_us);* → aguarda 5000 microssegundos (5 ms) antes da próxima leitura.

• $times = times + dt_us$; → atualiza a variável *times* para o controle de tempo.

```
#define PDpin A0
int dt = 1;
int dt_us = 5000;
int i;
int times = 0;
long adcCounts;
int lastCounts[3] = { 0, 0, 0 };

void setup() {
  Serial.begin(115200); //115200/
  pinMode(PDpin, INPUT);
}

void loop() {
  /adcCounts = analogRead(PDpin);/
  for (i = 3; i > 0; i--) {
    lastCounts[i] = lastCounts[i - 1];
  }

  lastCounts[0] = analogRead(PDpin);
  adcCounts = (lastCounts[0] + lastCounts[1] + lastCounts[2]) / 3;

  Serial.print(0);
  Serial.print("\t");
  Serial.print(1200);

  Serial.print("\t");
  Serial.println(adcCounts);

  delayMicroseconds(dt_us);
  times = times + dt_us;
}
```

Quadro 5.1: Código-fonte implementado em ambiente de desenvolvimento integrado (IDE) e projetado para a programação de microcontroladores da plataforma Arduino.

O experimento foi conduzido seguindo um procedimento padronizado, o que garante a reprodutibilidade dos resultados e minimiza possíveis fontes de erro. O protocolo experimental seguiu as seguintes etapas:

(a) Preparação do dispositivo: os microcanais foram cuidadosamente limpos com água deionizada, assegurando a remoção de impurezas e evitando contaminações que pudessem comprometer a formação das emulsões.

(b) Conexão das seringas: as seringas contendo água deionizada (fase dispersa) e óleo de girassol (fase contínua) foram conectadas às bombas de seringa

e devidamente acopladas ao dispositivo microfluídico, garantindo o controle da injeção dos fluidos.

(c) Configuração do fluxo: as taxas de fluxo das fases contínua e dispersa foram programadas nas bombas de seringa, conforme as proporções estabelecidas, possibilitando a geração controlada das microgotas.

(d) Alinhamento óptico: o laser e o microscópio digital, ambos de baixo custo, foram ativados e ajustados para garantir a focalização adequada no microcanal, permitindo uma observação precisa da formação das microgotas.

(e) Início do experimento: os fluidos foram bombeados através dos microcanais, promovendo a formação das microgotas dentro do dispositivo optofluídico, seguindo os parâmetros definidos para o estudo.

(f) Aquisição de dados em tempo real: o sinal gerado pelo fotodiodo foi monitorado e registrado pelo sistema de controle, possibilitando a análise da formação das gotas em tempo real e garantindo a confiabilidade dos dados coletados (Figura 5.5).

A adoção de um procedimento estruturado assegura a regularidade das medições, permitindo uma avaliação do comportamento das emulsões geradas no sistema microfluídico. Essa abordagem evidencia a capacidade do sistema de monitorar as variações ópticas resultantes do deslocamento das microgotas no microcanal, viabilizando um controle do processo de emulsificação.

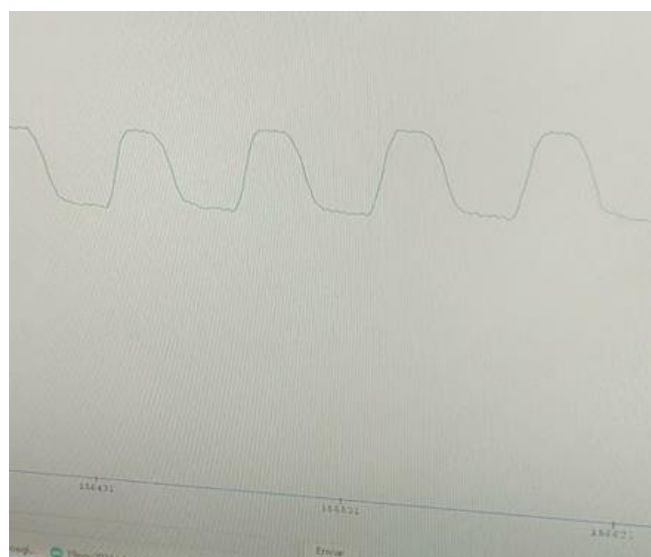


Figura 5.5: Monitoramento de dados em tempo real.

Fonte: O próprio autor.

Por fim, a Figura 5.6 ilustra o sistema experimental optofluídico proposto para a produção, detecção e análise de emulsões microfluídicas. O sistema integra componentes ópticos, eletrônicos e microfluídicos para monitoramento em tempo real da formação e do comportamento das microgotas.

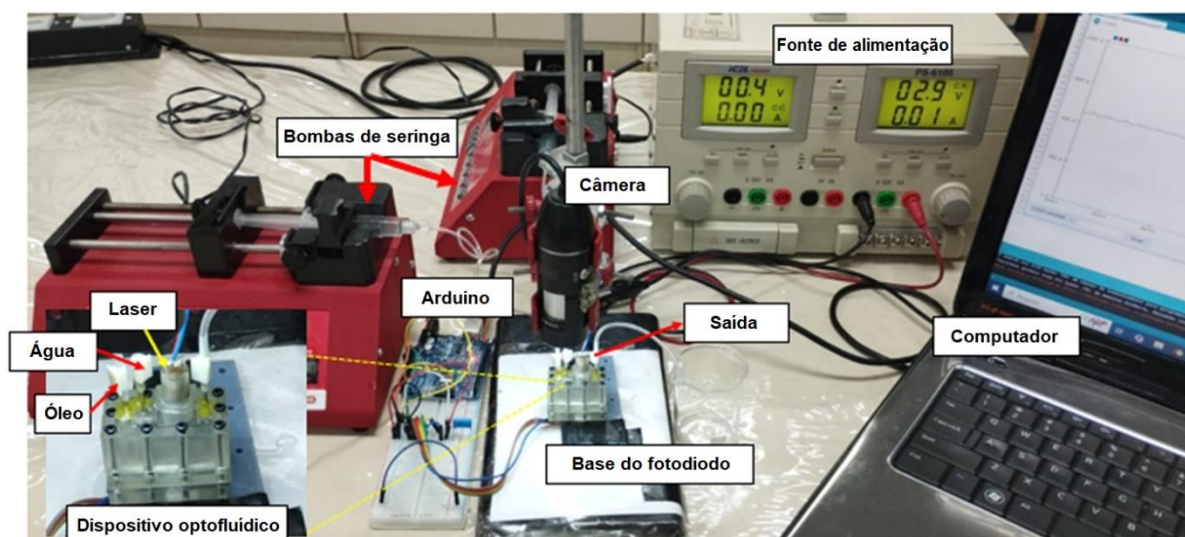


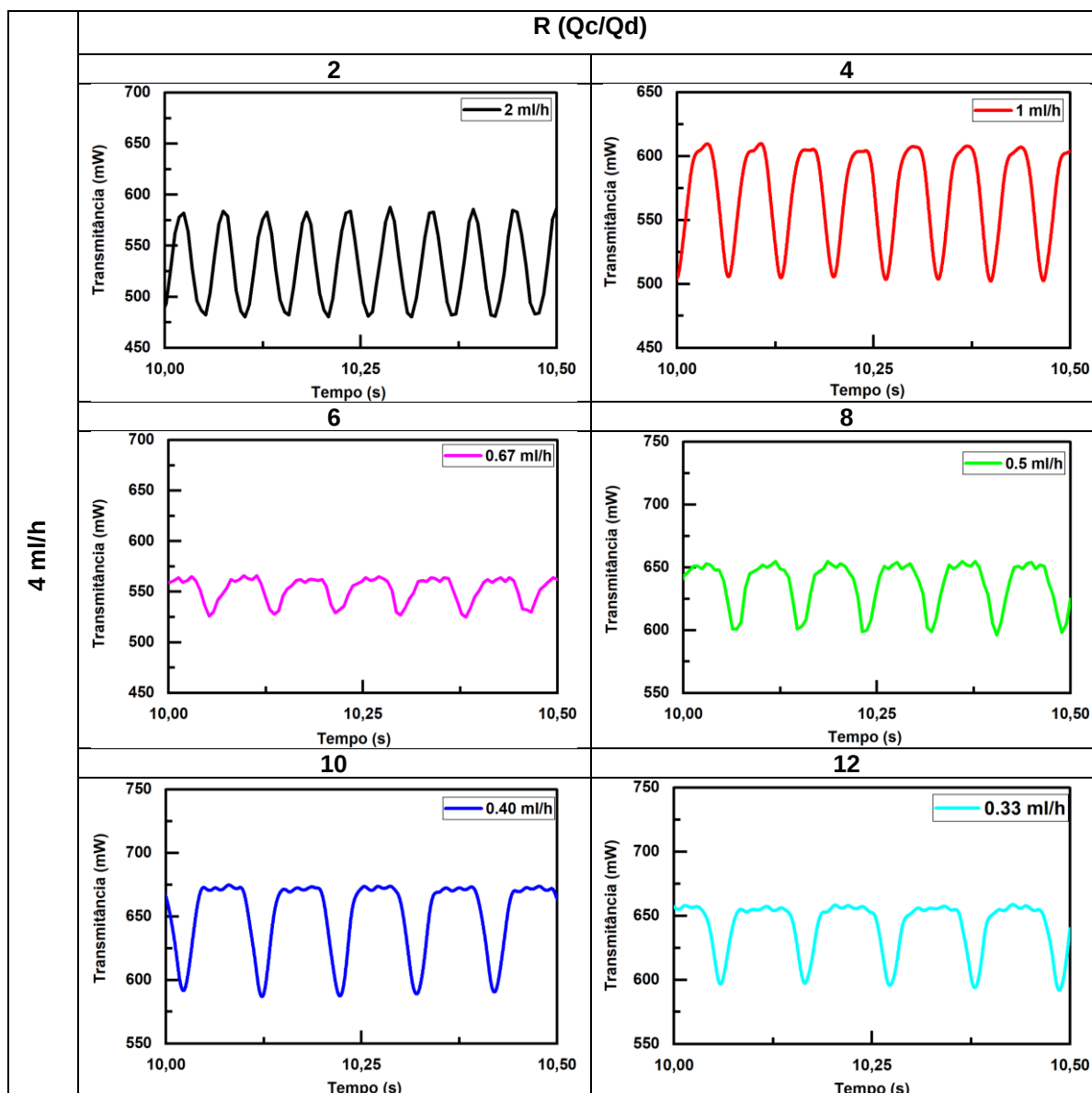
Figura 5.6: Sistema optofluídico proposto.
Fonte: O próprio autor.

5.2. Resultados alcançados

O sinal óptico obtido para o modelo $300 \times 300 \mu m$ foi analisado a partir da relação entre a potência do sinal transmitido (mW) e o tempo (s), considerando diferentes taxas de fluxo e razões entre a fase contínua e a fase dispersa.

Para um fluxo da fase contínua de $4 ml/h$, observa-se uma frequência de produção de microgotas mais elevada em comparação com taxas de fluxo inferiores. No entanto, essa frequência diminui progressivamente à medida que a razão entre as fases (R) aumenta, evidenciando um comportamento característico de dispositivos microfluídicos de junção em T. Esse efeito ocorre devido à redução do fluxo da fase dispersa, resultando na formação de microgotas maiores e mais espaçadas ao longo do microcanal (Quadro 5.2).

O quadro está organizado como uma matriz de gráficos, onde: (a) o eixo vertical ($4 ml/h$) representa o fluxo da fase contínua (óleo) que foi mantido constante. (b) o eixo horizontal ($R = Q_c/Q_d$) representa a razão entre as fases contínua e dispersa, variando de 2 a 12. Cada gráfico exibe um sinal de transmitância óptica correspondente à passagem das microgotas pelo sistema óptico.



Quadro 5.2: Transmitância óptica (mW) em função do tempo (s) para diferentes razões entre a fase contínua ($Q_c = 4ml/h$) e a fase dispersa (Q_d).

A análise dos gráficos revela que, à medida que as gotas atravessam o feixe de laser, ocorrem oscilações na transmitância óptica, impactando diretamente o sinal captado pelo fotodiodo. Para um fluxo da fase dispersa de $2 ml/h$, observa-se uma frequência de oscilação elevada, o que indica uma taxa acelerada de geração de microgotas. Além disso, as amplitudes menores sugerem a formação de gotas de menor diâmetro e maior frequência.

Com o aumento da razão entre as fases, reduzindo o fluxo da fase dispersa para $1 ml/h$, a frequência das oscilações permanece regular, porém, com uma ligeira

diminuição. Nesse cenário, observa-se um aumento no espaçamento entre os picos do sinal, indicando um maior intervalo de tempo entre a formação das gotas.

À medida que a razão entre as fases continua a aumentar, observa-se uma redução progressiva na frequência das oscilações no sinal de transmitância óptica. Em $0,67 \text{ ml/h}$, a diminuição torna-se ainda mais evidente, acompanhada por alterações na amplitude dos picos, o que sugere um aumento no diâmetro das gotas.

Já em $0,5 \text{ ml/h}$, o padrão de oscilação indica a formação de gotas maiores e mais espaçadas. Além disso, algumas irregularidades no sinal podem estar associadas a variações na estabilidade da formação das gotas, possivelmente influenciadas por flutuações no regime de escoamento.

Esse comportamento torna-se ainda mais acentuado em $0,4 \text{ ml/h}$, onde a frequência das oscilações diminui significativamente. As gotas tornam-se visivelmente maiores e mais espaçadas, e o sinal apresenta pequenas variações no formato da curva, que podem estar relacionadas a interferências ópticas durante a passagem das gotas pelo feixe de laser.

Por fim, em $0,33 \text{ ml/h}$, verifica-se um aumento ainda mais pronunciado no espaçamento entre os picos da transmitância óptica, confirmando a tendência de crescimento no tamanho das gotas. Além disso, as oscilações tornam-se mais acentuadas, refletindo a variação na intensidade do sinal conforme as gotas atravessam o sistema óptico.

A análise do sinal (Figura 5.7) evidencia um padrão periódico de variação, o que indica que as microgotas atravessam o feixe de laser em intervalos regulares. A presença de uma queda abrupta no sinal sugere a interrupção parcial da luz, causada pela passagem da gota pelo sistema de detecção. Esse comportamento demonstra a identificação da formação e do deslocamento das microgotas no microcanal.

Além disso, o formato simétrico do sinal reforça a monodispersidade das gotas. A curva em forma de "V" invertido sugere que as microgotas apresentam um formato esférico estável. A profundidade e a largura do pico indicam semelhança nas dimensões. Por fim, a largura temporal da obstrução do feixe permite estimar o diâmetro das gotas, considerando a velocidade de escoamento da fase dispersa.

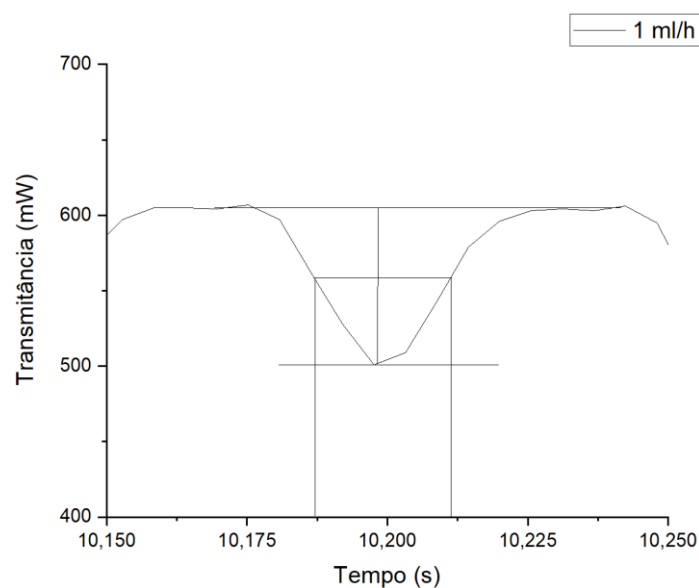
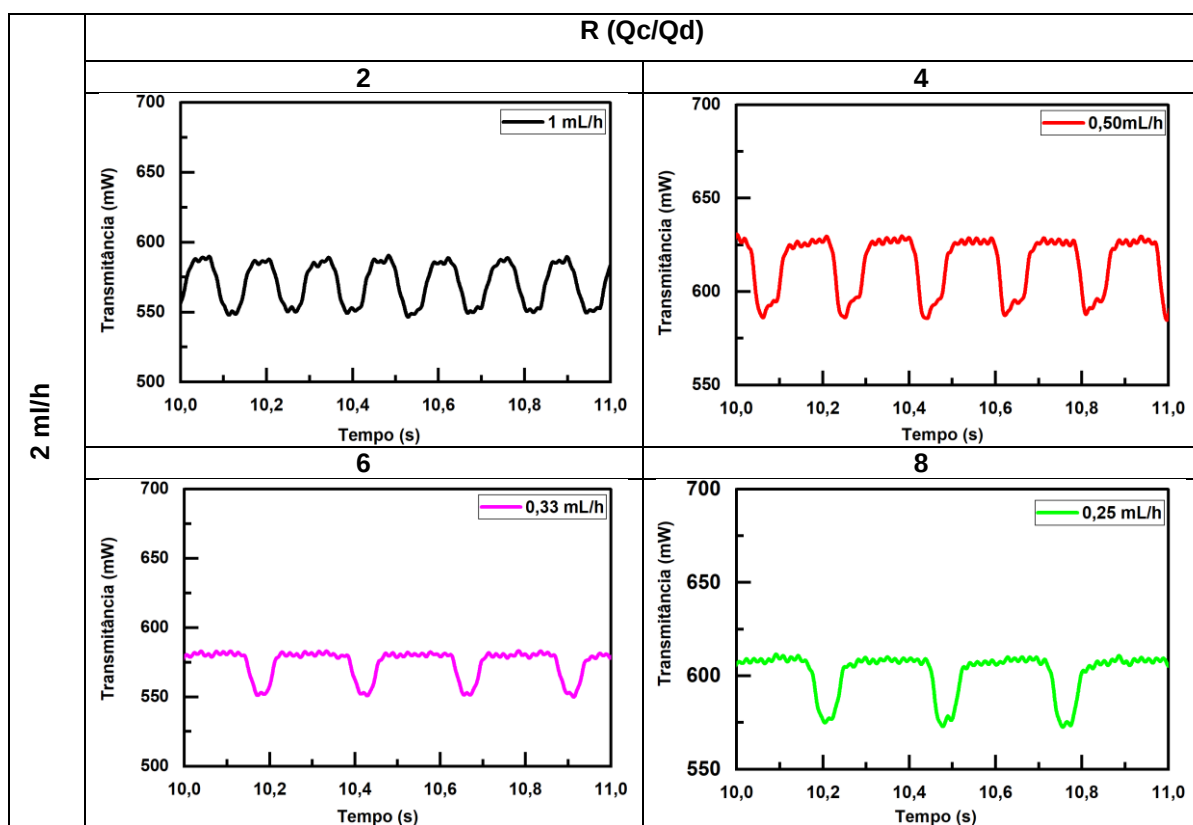
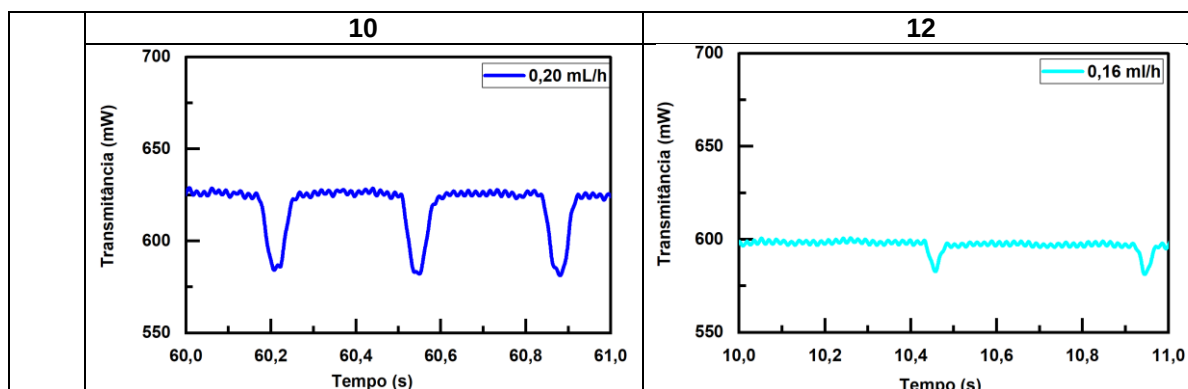


Figura 5.7: Detecção da formação de microgotas monodispersas.

Fonte: O próprio autor.

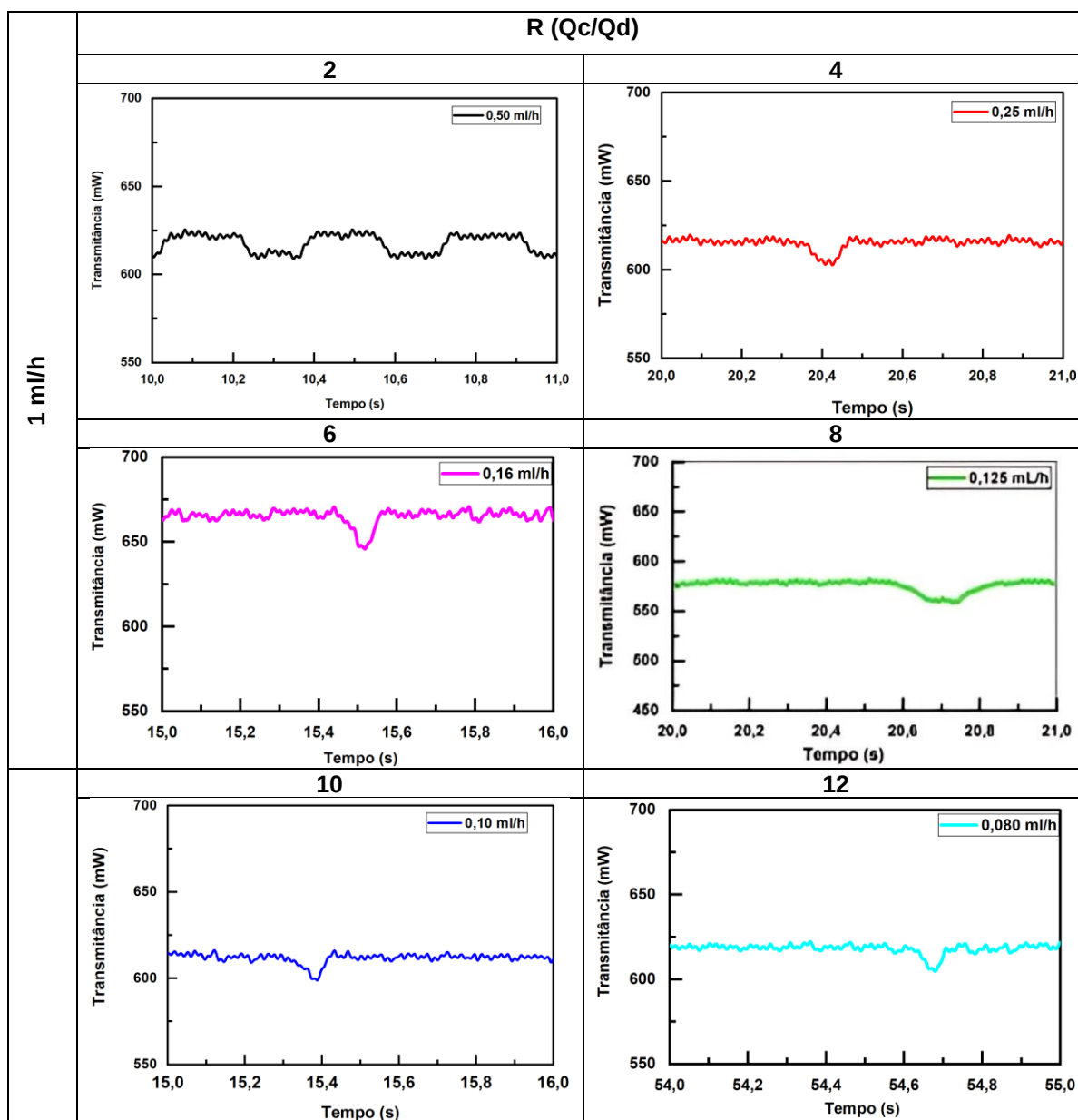
No Quadro 5.3 são apresentados os resultados obtidos considerando a fase contínua em 2 ml/h . Cada gráfico ilustra um regime de escoamento específico, no qual o fluxo da fase dispersa varia de 1 ml/h a $0,16\text{ ml/h}$. A análise dos padrões de transmitância evidencia o impacto da razão entre as fases na frequência de geração e no tamanho das gotas, demonstrando a influência direta do fluxo na monodispersidade da emulsão gerada.





Quadro 5.3: Transmitância óptica (mW) em função do tempo (s) para diferentes razões entre a fase contínua ($Q_c = 2\text{ ml/h}$) e a fase dispersa (Q_d).

Por fim, o Quadro 5.4 apresenta os resultados da fase contínua em 1 ml/h onde o fluxo da fase dispersa varia entre $0,5\text{ ml/h}$ e $0,08\text{ ml/h}$.



Quadro 5.4: Transmitância óptica (mW) em função do tempo (s) para diferentes razões entre a fase contínua ($Q_c = 1ml/h$) e a fase dispersa (Q_d).

Os resultados obtidos permitem destacar três conclusões principais. Primeiramente, verifica-se que o aumento da razão R (Q_c/Q_d) impacta o tamanho e frequência das gotas. A Figura 5.8 demonstra que o diâmetro das gotas é diretamente influenciado pela razão R e pelo fluxo da fase contínua. Maiores razões entre as fases promovem a formação de gotas menores, enquanto menores valores de R resultam em gotas significativamente maiores e menos frequentes. Além disso, fluxos mais altos da fase contínua contribuem para a redução do diâmetro das gotas, devido ao aumento do cisalhamento exercido sobre a fase dispersa.

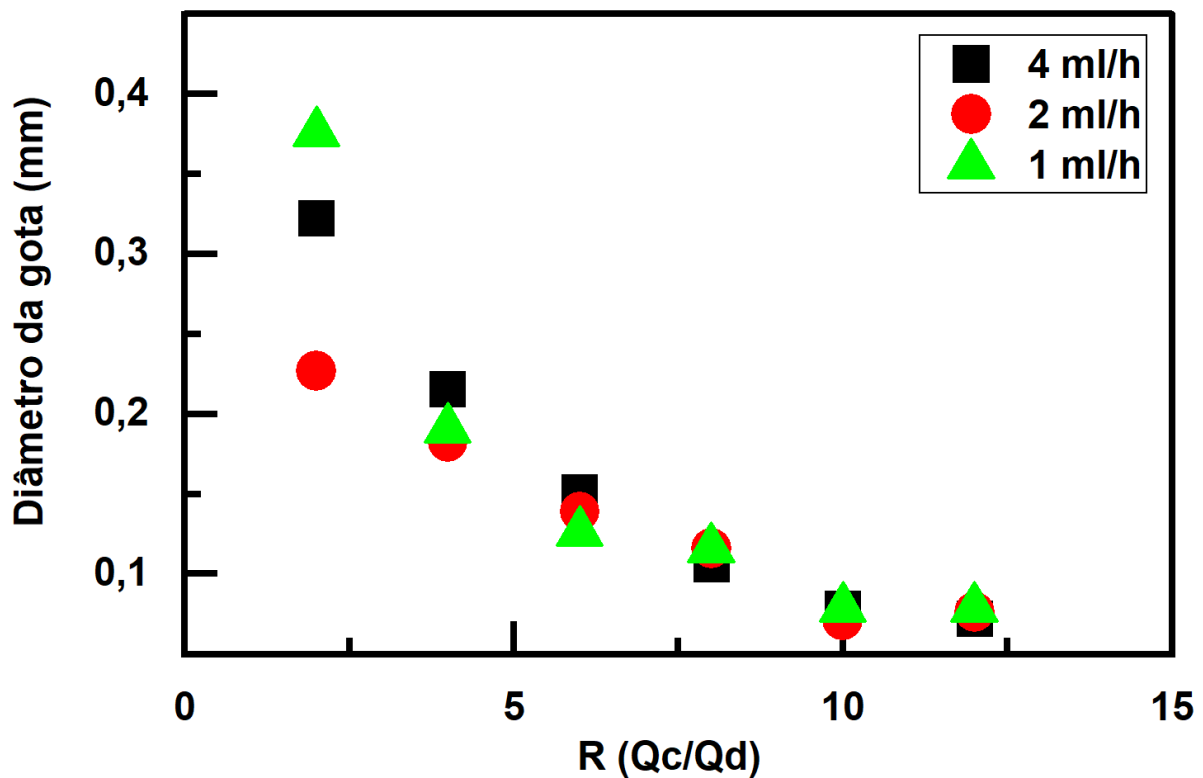


Figura 5.8: Variação do diâmetro das gotas em função da razão entre as fases contínua e dispersa ($R = Q_c/Q_d$) para diferentes taxas de fluxo da fase contínua.

Fonte: O próprio autor.

Além disso, as oscilações no sinal de transmitância óptica estão diretamente relacionadas à passagem das gotas pelo feixe de laser, permitindo a caracterização da frequência de geração, do tamanho relativo das microgotas e da uniformidade das emulsões. Essa correlação reforça a eficácia do método óptico empregado para o monitoramento em tempo real das gotas formadas no dispositivo.

Por fim, observa-se que, para valores de $Qd \geq 8$, a estabilidade óptica é significativamente aprimorada. Isso ocorre porque o maior espaçamento entre as gotas reduz a interferência entre eventos consecutivos, favorecendo uma detecção mais precisa da passagem de cada microgota microgotas pelo sistema óptico. Esse efeito é essencial para a melhoria da acurácia das medições e para a otimização do controle da emulsificação em sistemas optofluídicos.

5.3 Análise comparativa

A observação da formação das microgotas na Junção-T e a análise das gotas após o processamento no sistema foram realizadas utilizando um microscópio digital, tipo USB. Embora o suporte mecânico do sistema tenha sido fabricado em resina transparente, foi incorporada uma janela de $4 \times 4 \text{ mm}$, permitindo a passagem do laser até o fotodiodo, garantindo a precisão da detecção óptica. Os detalhes são ilustrados na Figura 5.9.

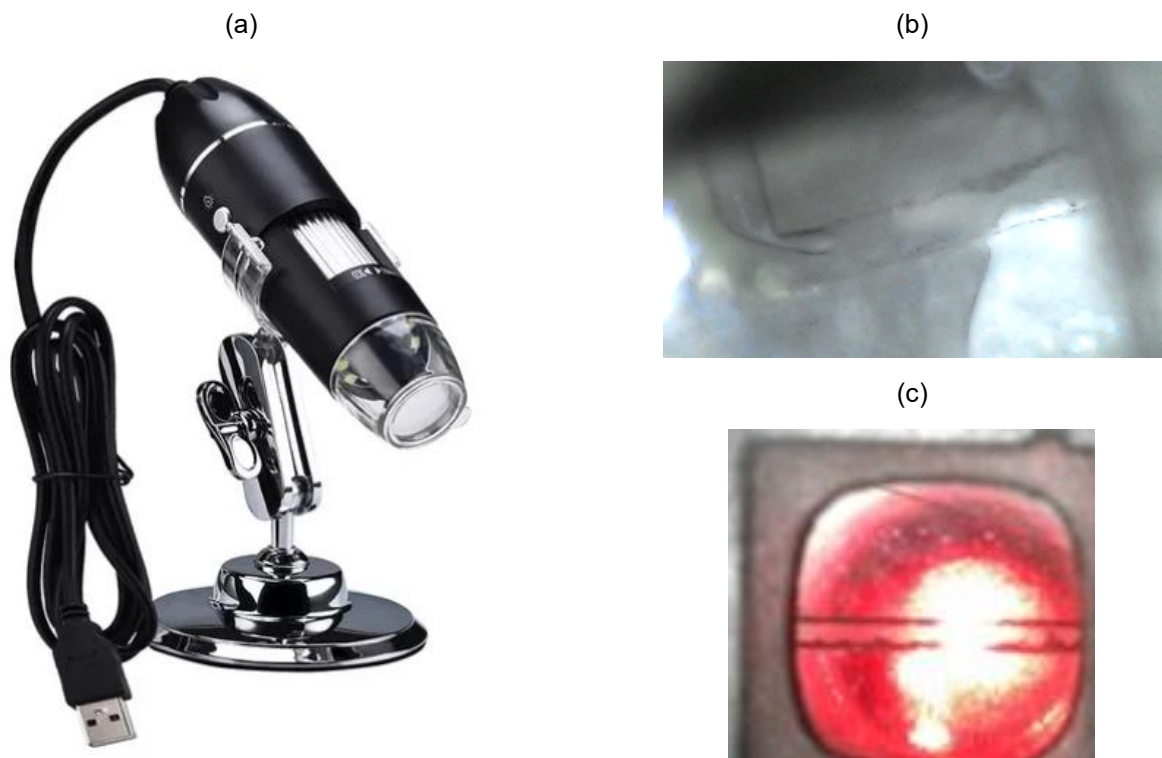


Figura 5.9: Monitoramento com emprego da microscopia. (a) *Digital Microscope Electronic Magnifier* 1600x. (b) Formação de gotículas no microcanal (imagem obtida por microscopia). (c) Sinal do laser no microcanal através da janela localizada na parte inferior do sistema (imagem obtida por microscopia).

Fonte: (a) [245] e demais, o próprio autor.

A Figura 5.10 apresenta a comparação entre o diâmetro óptico e o diâmetro microscópico das gotas para um fluxo de fase contínua de 4 ml/h . São exibidos os dados experimentais obtidos por duas técnicas distintas de medição. No eixo X, estão

representados os valores do diâmetro óptico das microgotas (mm), obtidos por meio da técnica de detecção óptica. Já no eixo Y, são apresentados os diâmetros microscópicos das microgotas (μm), determinados por análise de imagens microscópicas.

Além dos pontos experimentais, a figura inclui imagens microscópicas das gotículas, identificadas pelas letras (a, b, c, d, e, f). Essas imagens ilustram as variações de tamanho das gotas observadas nas medições, permitindo uma avaliação visual complementar dos dados apresentados no gráfico.

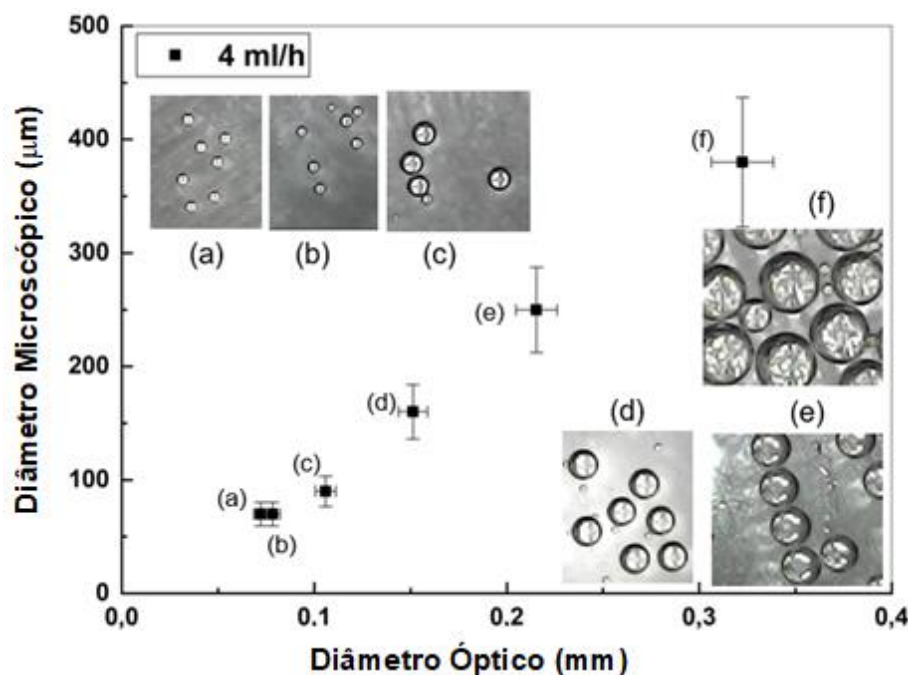


Figura 5.10: Comparação entre o diâmetro óptico e o diâmetro microscópico das gotas para um fluxo da fase contínua de 4 ml/h.

Fonte: O próprio autor.

A distribuição dos pontos no gráfico sugere uma tendência linear, indicando que as medições ópticas e microscópicas possuem boa correlação. No entanto, observa-se que, em certos casos, há diferenças entre os valores obtidos pelas duas técnicas, evidenciando discrepâncias na precisão de cada método. Essa variação pode estar associada a fatores como limitações ópticas da microscopia e diferenças na forma de aquisição dos dados.

A análise dos resultados revela que gotas menores (região inferior esquerda do gráfico) apresentam menor dispersão entre as medições ópticas e microscópicas, sugerindo que ambas as técnicas são mais precisas para gotas de menor diâmetro. Por outro lado, para gotas maiores (região superior direita do gráfico), há uma maior

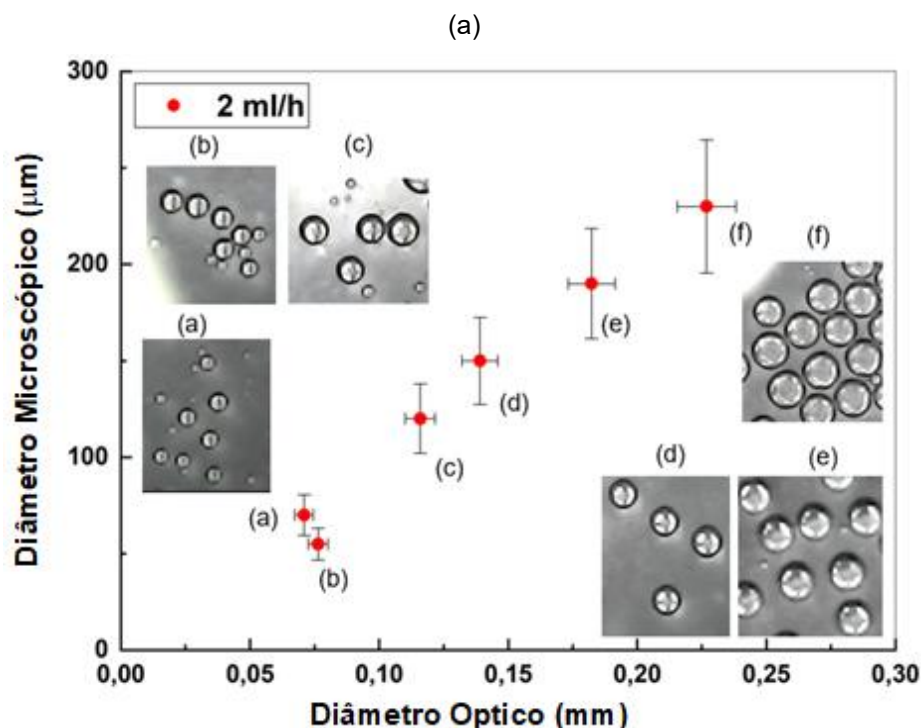
discrepância entre os métodos, o que indica uma maior incerteza na técnica microscópica para a medição de gotas de maior diâmetro.

Uma explicação para a maior discrepância observada nas gotas de maior diâmetro reside nas limitações intrínsecas da microscopia óptica para objetos de maior escala. Fatores como menor profundidade de campo, aberrações ópticas, distorções provocadas pela curvatura da interface da gota, e efeitos de refração tornam a segmentação e medição menos precisas, aumentando a incerteza associada a essa técnica.

Por fim a Figura 5.11, apresenta a comparação entre o diâmetro óptico e o diâmetro microscópico das gotas para fluxos de fase contínua de 2 ml/h e 1 ml/h .

A análise da figuras indica que a distribuição dos pontos segue uma tendência linear, demonstrando uma boa correlação entre as medições ópticas e microscópicas. A comparação entre os dois métodos revela que a técnica óptica apresenta maior precisão na determinação do diâmetro das gotas, especialmente para as menores.

Essa correlação sugere que ambas as abordagens são adequadas para a caracterização de emulsões microfluídicas. No entanto, a microscopia tende a apresentar maiores incertezas na medição de gotas maiores, devido a fatores como limitações de focalização, resolução da imagem e variações no processamento digital.



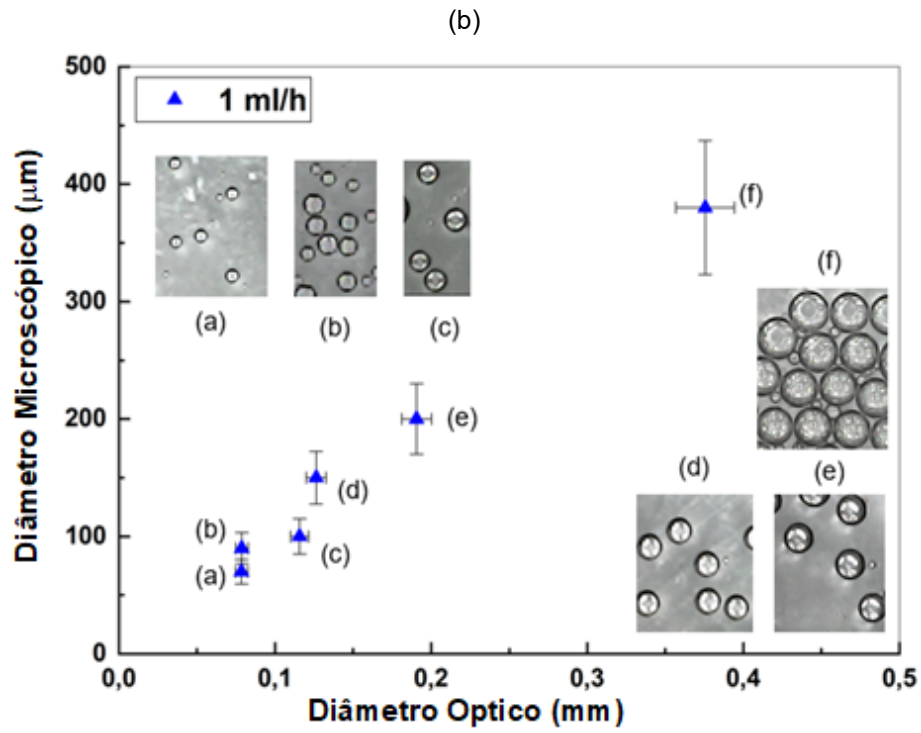


Figura 5.11: Comparação entre o diâmetro óptico e o diâmetro microscópico das gotas para fluxos da fase contínua de 2 ml/h e 1 ml/h.

Fonte: O próprio autor.

*“A ciência será sempre uma busca, jamais uma descoberta. É uma viagem, nunca uma chegada.”
Karl Raimund Popper (1902-1994)*

6. CONCLUSÕES

Este capítulo sintetiza os principais achados e contribuições desta pesquisa, enfatizando os avanços alcançados no desenvolvimento e validação de sistemas optofluídicos para medições em tempo real.

6.1. Objetivos e contribuições da pesquisa

O principal objetivo desta pesquisa foi o desenvolvimento de um sistema integrado e econômico, capaz de realizar medições de microgotas em tempo real, combinando técnicas ópticas e microfluídicas. Para atingir esse propósito, foram estabelecidos e alcançados os seguintes objetivos secundários, que orientaram a condução do estudo:

Inicialmente, foi realizada um referencial teórico, abordando os fundamentos da microfluídica, o desenvolvimento e aplicação de dispositivos optofluídicos, bem como as técnicas de fabricação desses dispositivos. Além disso, foram investigados os principais estudos sobre emulsões e suas propriedades, proporcionando uma base teórica sólida para a concepção do sistema.

Em seguida, procedeu-se à modelagem do sistema microfluídico, utilizando uma plataforma integrada de CAD, CAM e CAE 3D. Durante essa etapa, foram detalhados os componentes do sistema, incluindo o esboço estrutural dos microcanais em Junção-T, o alinhamento do laser com o fotodiodo, além, de todas as integrações necessárias para o correto funcionamento do dispositivo.

Foram realizadas simulações computacionais no *software* COMSOL Multiphysics®, possibilitando uma avaliação dos componentes ópticos. Essas simulações permitiram ajustar parâmetros essenciais garantindo um melhor desempenho.

Com base nos resultados da modelagem e simulação, o dispositivo optofluídico foi fabricado utilizando a tecnologia de fotopolimerização por resina do tipo Estereolitografia (SLA) para a produção dos moldes, enquanto a técnica de litografia suave foi empregada para a construção dos microcanais.

A avaliação experimental do sistema foi conduzida por meio de testes de medição do tamanho das microgotas sob diferentes condições operacionais, incluindo variações nas proporções de fluidos, concentração de emulsificante e configurações de fluxo. Essa etapa permitiu validar a estabilidade e a reprodutibilidade do dispositivo em diferentes cenários experimentais.

Os resultados obtidos foram comparados com medições realizadas por microscopia, permitindo a validação da eficiência do sistema desenvolvido. Essa comparação demonstrou a viabilidade do método optofluídico para aplicações de monitoramento em tempo real, confirmando sua potencialidade como alternativa às técnicas tradicionais de caracterização de emulsões.

6.2. Análise do dispositivo optofluídico

O dispositivo optofluídico proposto foi analisado sob duas perspectivas fundamentais: (i) seu baixo custo de fabricação e operação; e (ii) sua eficiência na caracterização e monitoramento em tempo real de microgotas em emulsões água-em-óleo.

A acessibilidade econômica de dispositivos optofluídicos é um fator crucial para viabilizar sua adoção em larga escala [246]. No presente estudo, foram adotadas estratégias para reduzir os custos de fabricação e operação, sem comprometer a eficiência do sistema. Entre os principais aspectos que contribuíram para o baixo custo do dispositivo, destacam-se:

A escolha da impressão 3D por estereolitografia (SLA) e da litografia suave para a construção dos microcanais e componentes ópticos reduziu os custos de produção. O uso da impressora Anycubic Photon Mono M5s Pro 14K, com resinas UV, garantiu boa resolução na confecção dos moldes, assegurando a precisão geométrica dos microcanais. A fabricação de componentes ópticos por polimerização permitiu a construção de lentes integradas ao dispositivo, reduzindo a necessidade de elementos ópticos externos, como lentes comerciais de alto custo.

O sistema foi projetado utilizando componentes eletrônicos e ópticos de baixo custo:

- Laser de ponteira 3V (OEM): fonte de luz utilizada em aplicações comerciais o que reduziu os custos em relação a sistemas ópticos mais sofisticados.
- Fotodiodo OPT101: sensor optoeletrônico de baixo custo, com amplificação integrada que simplificou o circuito e dispensou componentes adicionais.
- Plataforma Arduino Uno R3: utilizada para a aquisição de dados e processamento do sinal óptico, eliminou a necessidade de equipamentos laboratoriais caros para a caracterização óptica das emulsões.

A concepção modular do sistema facilitou a montagem e manutenção do dispositivo, permitindo substituição de componentes individuais sem necessidade de reconstrução completa.

Além disso, a escolha por materiais como acrílico e resinas fotopolimerizáveis garantiu a produção de um dispositivo reutilizável e resistente, reduzindo o custo por análise em comparação a sistemas descartáveis.

O sistema desenvolvido demonstrou eficiência na detecção óptica e caracterização das microgotas formadas em emulsões água-em-óleo. Os experimentos realizados confirmaram que o dispositivo é capaz de operar em tempo real, permitindo a análise contínua da formação das gotículas, sua estabilidade e variações no tamanho ao longo do escoamento.

O sistema utiliza um microcanal em Junção-T para a formação de microgotas monodispersas, permitindo o controle da razão entre a fase contínua (óleo) e a fase dispersa (água).

A passagem das gotículas pelo feixe de laser gera oscilações na transmitância óptica, que são detectadas pelo fotodiodo OPT101 e registradas em tempo real. Oscilações regulares indicam formação homogênea de gotas, confirmando a capacidade do sistema em gerar emulsões controladas. Alterações na amplitude do sinal permitem a detecção de variações no tamanho das gotas, garantindo a caracterização quantitativa da emulsão.

6.3. Impacto tecnológico e científico

Os resultados obtidos confirmam que o sistema optofluídico desenvolvido é eficiente na medição do tamanho de microgotas, utilizando um arranjo experimental baseado em laser de diodo e detecção por fotodiodo.

Entre os principais avanços alcançados, destaca-se a precisão na medição das gotas, evidenciada pela correlação entre os dados obtidos por detecção óptica e os valores medidos por microscopia, garantindo a confiabilidade do sistema.

Além disso, a capacidade de monitoramento contínuo possibilitou a análise das gotas em tempo real, eliminando a necessidade de processamento posterior e permitindo ajustes instantâneos no processo de formação das emulsões.

Outro aspecto relevante foi o controle sobre a formação das emulsões, uma vez que a variação dos fluxos e das razões entre as fases se mostrou um fator crítico para a obtenção de gotas monodispersas e para a estabilidade do sistema.

A relevância tecnológica e científica deste estudo está associada à aplicabilidade da metodologia desenvolvida, sendo potencialmente utilizada em diversas áreas, tais como:

- Diagnósticos biomédicos: a capacidade de detectar e monitorar emulsões em tempo real pode ser aplicada no desenvolvimento de testes diagnósticos baseados em microfluídica, proporcionando análises mais rápidas.
- Química analítica: a caracterização de microgotas é importante para processos químicos como reatores em escala micrométrica e análise de misturas complexas, possibilitando um controle mais refinado dos experimentos.
- Engenharia de materiais: o controle sobre a formação das emulsões pode ser empregado na produção de nanopartículas e no encapsulamento de substâncias para liberação controlada, promovendo avanços no desenvolvimento de novos materiais.
- Indústria alimentícia e farmacêutica: a técnica proposta pode ser utilizada para padronização e controle de qualidade na produção de emulsões que compõem fórmulas alimentícias e farmacêuticas, garantindo maior estabilidade e reprodutibilidade dos produtos.

Dessa forma, o presente estudo contribuiu para a evolução da caracterização de emulsões em sistemas optofluídicos, permitindo medições precisas, rápidas e econômicas, com potencial impacto em diversas áreas científicas e industriais.

6.4. Perspectivas futuras

Embora os resultados obtidos demonstrem pontos positivos sobre o sistema optofluídico desenvolvido, ainda existem oportunidades para aprimoramento da tecnologia, visando maior eficiência e ampliação de suas aplicações.

Uma das principais melhorias envolve a otimização dos componentes, especialmente a investigação de materiais alternativos para as lentes e microcanais, com o objetivo de aperfeiçoar a eficiência da detecção óptica e minimizar perdas por dispersão da luz. O uso de novos materiais pode contribuir para uma maior estabilidade das medições e um desempenho mais fidedigno do sistema.

Outro avanço possível é a automação do sistema, por meio da integração de algoritmos de processamento de imagens e aprendizado de máquina. Essa abordagem permitiria a detecção automatizada do tamanho e formato das gotas, reduzindo a necessidade de intervenção e tornando o processo mais rápido, preciso e escalável.

Além disso, a expansão para novas aplicações representa um grande potencial para o dispositivo. A adaptação do sistema para a detecção de partículas biológicas e químicas ampliaria sua aplicabilidade, permitindo o uso em diagnósticos médicos e monitoramento ambiental, setores que demandam análises rápidas e confiáveis para identificação de componentes em microescala.

Por fim, a validação em condições reais é essencial para consolidar a viabilidade do dispositivo. Testes em ambientes industriais e laboratórios clínicos possibilitariam a avaliação de seu desempenho operacional, garantindo que a tecnologia possa ser implementada em cenários diversos, incluindo processos produtivos e análises laboratoriais de alta precisão.

Considera-se assim que essas melhorias contribuirão para tornar o sistema mais eficiente, automatizado e versátil, ampliando seu impacto em diferentes áreas científicas e tecnológicas.

6.5. Considerações finais

Os achados desta pesquisa demonstram a importância dos sistemas optofluídicos para a realização de medições em tempo real de microgotas em emulsões. A metodologia desenvolvida demonstrou confiabilidade na caracterização do tamanho e formato das gotas, apresentando correlação entre as medições ópticas e microscópicas.

A incorporação de dispositivos optofluídicos em diferentes setores pode representar um avanço significativo nas áreas científica e industrial, oferecendo soluções inovadoras para o monitoramento de processos que demandam precisão e confiabilidade. Esse avanço possibilita melhorias em diversas aplicações, desde o controle de qualidade de emulsões até o desenvolvimento de novos sistemas de análise para diagnósticos e pesquisa de materiais.

Dessa forma, este estudo contribui para o conhecimento em sistemas optofluídicos, ao consolidar sua viabilidade como tecnologia emergente e abrir novas perspectivas para pesquisas futuras e aprimoramentos no desenvolvimento desses dispositivos.

REFERÊNCIAS

- [1] Hossain KMZ, Deeming L, Edler KJ. Recent progress in Pickering emulsions stabilised by bioderived particles. *RSC Adv.* 2021;11(62):39027-39044. Published 2021 Dec 7. doi:10.1039/d1ra08086e.
- [2] Zia A, Pentzer E, Thickett S, Kempe K. Advances and Opportunities of Oil-in-Oil Emulsions. *ACS Appl Mater Interfaces.* 2020;12(35):38845-38861. doi:10.1021/acsami.0c07993.
- [3] Rawas-Qalaji M, Cagliani R, Al-Hashimi N, Al-Dabbagh R, Al-Dabbagh A, Hussain Z. Microfluidics in drug delivery: review of methods and applications. *Pharm Dev Technol.* 2023;28(1):61-77. doi:10.1080/10837450.2022.2162543.
- [4] Rostamabadi H, Falsafi SR, Rostamabadi MM, Assadpour E, Jafari SM. Electrospraying as a novel process for the synthesis of particles/nanoparticles loaded with poorly water-soluble bioactive molecules. *Adv Colloid Interface Sci.* 2021;290:102384. doi:10.1016/j.cis.2021.102384.
- [5] Zuo Y, Zhu X, Shi Y, Liang L, Yang Y. Light Manipulation in Inhomogeneous Liquid Flow and Its Application in Biochemical Sensing. *Micromachines (Basel).* 2018;9(4):163. Published 2018 Apr 2. doi:10.3390/mi9040163.
- [6] Marze S, Nguyen HT, Marquis M. Manipulating and studying triglyceride droplets in microfluidic devices. *Biochimie.* 2020;169:88-94. doi:10.1016/j.biochi.2019.12.010.
- [7] Jonáš A, Pilát Z, Ježek J, et al. Optically Transportable Optofluidic Microlasers with Liquid Crystal Cavities Tuned by the Electric Field. *ACS Appl Mater Interfaces.* 2021;13(43):50657-50667. doi:10.1021/acsami.1c11936.
- [8] Li S, Zhang H, Li W, et al. Controllable Formation and Real-Time Characterization of Single Microdroplets Using Optical Tweezers. *Micromachines (Basel).* 2022;13(10):1693. Published 2022 Oct 8. doi:10.3390/mi13101693.
- [9] Song S, Le-Clech P, Shen Y. Microscale fluid and particle dynamics in filtration processes in water treatment: A review. *Water Res.* 2023;233:119746. doi:10.1016/j.watres.2023.119746
- [10] Rosati R, Lengers F, Reiter DE, Kuhn T. Effective detection of spatio-temporal carrier dynamics by carrier capture. *J Phys Condens Matter.* 2019;31(28):28LT01. doi:10.1088/1361-648X/ab17a8.
- [11] Zhang, Tianlong et al. "Focusing of sub-micrometer particles in microfluidic devices." *Lab on a chip* vol. 20,1 (2020): 35-53. doi:10.1039/c9lc00785g.
- [12] Kumar S, Ghosh A, Chaudhuri J, Timung S, Dasmahapatra AK, Bandyopadhyay D. Self-organized spreading of droplets to fluid toroids. *J Colloid Interface Sci.* 2020;578:738-748. doi:10.1016/j.jcis.2020.06.016.
- [13] Cornelis B, Blinder D, Jansen B, Lagae L, Schelkens P. Fast and robust Fourier domain-based classification for on-chip lens-free flow cytometry. *Opt Express.* 2018;26(11):14329-14339. doi:10.1364/OE.26.014329.
- [14] Khonina SN, Kazanskiy NL, Butt MA. Optical Fibre-Based Sensors-An Assessment of Current Innovations. *Biosensors (Basel).* 2023;13(9):835. Published 2023 Aug 22. doi:10.3390/bios13090835.
- [15] Bhat S, Blunck R. Characterising ion channel structure and dynamics using fluorescence spectroscopy techniques. *Biochem Soc Trans.* 2022;50(5):1427-1445. doi:10.1042/BST20220605.
- [16] Mariano V, Tobon Vasquez JA, Casu MR, Vipiana F. Brain Stroke Classification via Machine Learning Algorithms Trained with a Linearized Scattering Operator. *Diagnostics (Basel).* 2022;13(1):23. Published 2022 Dec 21. doi:10.3390/diagnostics13010023.

- [17] Dasgupta I, Rangineni DP, Abdelsaid H, Ma Y, Bhushan A. Tiny Organs, Big Impact: How Microfluidic Organ-on-Chip Technology Is Revolutionizing Mucosal Tissues and Vasculature. *Bioengineering* (Basel). 2024;11(5):476. Published 2024 May 10. doi:10.3390/bioengineering11050476.
- [18] Iqbal MJ, Javed Z, Herrera-Bravo J, et al. Biosensing chips for cancer diagnosis and treatment: a new wave towards clinical innovation. *Cancer Cell Int.* 2022;22(1):354. Published 2022 Nov 15. doi:10.1186/s12935-022-02777-7.
- [19] Müller M, Fisch P, Molnar M, et al. Development and thorough characterization of the processing steps of an ink for 3D printing for bone tissue engineering. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2020;108:110510. doi:10.1016/j.msec.2019.110510.
- [20] Nguyen HT, Lee Y, Ahn J, Han TH, Park JK. A Low-Cost Lightweight Deflectometer with an Arduino-Based Signal Interpretation Kit to Evaluate Soil Modulus. *Sensors* (Basel). 2023;23(24):9710. Published 2023 Dec 8. doi:10.3390/s23249710.
- [21] Li Z, Zhao H, Guo Y, Yang Z, Xie S. Accelerated Log-Regularized Convolutional Transform Learning and Its Convergence Guarantee. *IEEE Trans Cybern.* 2022;52(10):10785-10799. doi:10.1109/TCYB.2021.3067352.
- [22] Buratto WG, Muniz RN, Nied A, Barros CFO, Cardoso R, Gonzalez GV. A Review of Automation and Sensors: Parameter Control of Thermal Treatments for Electrical Power Generation. *Sensors* (Basel). 2024;24(3):967. Published 2024 Feb 1. doi:10.3390/s24030967.
- [23] Hettiarachchi K, Streckfuss E, Sanzone JR, et al. Microscale Purification with Direct Charged Aerosol Detector Quantitation Using Selective Online One- or Two-Dimensional Liquid Chromatography. *Anal Chem.* 2022;94(23):8309-8316. doi:10.1021/acs.analchem.2c00750.
- [24] Paiè P, Martínez Vázquez R, Osellame R, Bragheri F, Bassi A. Microfluidic Based Optical Microscopes on Chip. *Cytometry A.* 2018;93(10):987-996. doi:10.1002/cyto.a.23589.
- [25] Pagán NM, Zhang Z, Nguyen TV, Marciel AB, Biswal SL. Physicochemical Characterization of Asphaltenes Using Microfluidic Analysis. *Chem Rev.* 2022;122(7):7205-7235. doi:10.1021/acs.chemrev.1c00897.
- [26] Kotsanopoulos KV, Arvanitoyannis IS. The Role of Auditing, Food Safety, and Food Quality Standards in the Food Industry: A Review. *Compr Rev Food Sci Food Saf.* 2017;16(5):760-775. doi:10.1111/1541-4337.12293.
- [27] Chung J, Kang JS, Jurng JS, Jung JH, Kim BC. Fast and continuous microorganism detection using aptamer-conjugated fluorescent nanoparticles on an optofluidic platform. *Biosens Bioelectron.* 2015;67:303-308. doi:10.1016/j.bios.2014.08.039.
- [28] Zhao X, Chen Y, Guo Z, et al. Tunable optofluidic microbubble lens. *Opt Express.* 2022;30(5):8317-8329. doi:10.1364/OE.453555.
- [29] Shukhratovich Abdullaev S, H Althomali R, Raza Khan A, et al. Integrating of analytical techniques with enzyme-mimicking nanomaterials for the fabrication of microfluidic systems for biomedical analysis. *Talanta.* 2024;273:125896. doi:10.1016/j.talanta.2024.125896.
- [30] Mariuta D, Govindaraji A, Colin S, et al. Optofluidic Formaldehyde Sensing: Towards On-Chip Integration. *Micromachines* (Basel). 2020;11(7):673. Published 2020 Jul 10. doi:10.3390/mi11070673.
- [31] Rackus DG, Riedel-Kruse IH, Pamme N. "Learning on a chip:" Microfluidics for formal and informal science education. *Biomicrofluidics.* 2019;13(4):041501. Published 2019 Jul 9. doi:10.1063/1.5096030.
- [32] Qiu Z, Piyawattanametha W. MEMS Actuators for Optical Microendoscopy. *Micromachines* (Basel). 2019 Jan 24;10(2):85. doi: 10.3390/mi10020085. PMID: 30682852; PMCID: PMC6412441.
- [33] Trinh TND, Do HDK, Nam NN, Dan TT, Trinh KTL, Lee NY. Droplet-Based Microfluidics: Applications in Pharmaceuticals. *Pharmaceuticals* (Basel). 2023;16(7):937. Published 2023 Jun 28. doi:10.3390/ph16070937.
- [34] Liu C, Sun Y, Huanng J, Guo Z, Liu W. External-field-induced directional droplet transport: A review. *Adv Colloid Interface Sci.* 2021;295:102502. doi:10.1016/j.cis.2021.102502.

- [35] Burnside SB, Pasieczynski K, Zarareh A, Mehmood M, Fu YQ, Chen B. Simulations of surface acoustic wave interactions on a sessile droplet using a three-dimensional multiphase lattice Boltzmann model. *Phys Rev E*. 2021 Oct;104(4-2):045301. doi: 10.1103/PhysRevE.104.045301. PMID: 34781429.
- [36] Maria Laura Coluccio, Gerardo Perozziello, Natalia Malara, Elvira Parrotta, Peng Zhang, Francesco Gentile, Tania Limongi, Pushparani Michael Raj, Gianni Cuda, Patrizio Candeloro, Enzo Di Fabrizio, Microfluidic platforms for cell cultures and investigations, *Microelectronic Engineering*, Volume 208, 2019, Pages 14-28, ISSN 0167-9317, doi: 10.1016/j.mee.2019.01.004.
- [37] Momeniazandariani, Shima. "Chemical synthesis with microfluidics—a review." *Elveflow* (2022).
- [38] Schaaf C , Rühle F , Stark H . A flowing pair of particles in inertial microfluidics. *Soft Matter*. 2019 Feb 27;15(9):1988-1998. doi: 10.1039/c8sm02476f. PMID: 30714602.
- [39] Orbay S, Sanyal A. Molecularly Imprinted Polymeric Particles Created Using Droplet-Based Microfluidics: Preparation and Applications. *Micromachines* (Basel). 2023 Mar 29;14(4):763. doi: 10.3390/mi14040763. PMID: 37420996; PMCID: PMC10145471.
- [40] Gurkan UA, Wood DK, Carranza D, et al. Next generation microfluidics: fulfilling the promise of lab-on-a-chip technologies. *Lab Chip*. 2024;24(7):1867-1874. Published 2024 Mar 26. doi:10.1039/d3lc00796k.
- [41] Kavvas ML, Ercan A. Generalizations of incompressible and compressible Navier-Stokes equations to fractional time and multi-fractional space. *Sci Rep*. 2022 Nov 11;12(1):19337. doi: 10.1038/s41598-022-20911-3. PMID: 36369242; PMCID: PMC9652326.
- [42] Jiang J, Zhang H, He W, Li T, Li H, Liu P, Liu M, Wang Z, Wang Z, Yao X. Adhesion of Microdroplets on Water-Repellent Surfaces toward the Prevention of Surface Fouling and Pathogen Spreading by Respiratory Droplets. *ACS Appl Mater Interfaces*. 2017 Feb 22;9(7):6599-6608. doi: 10.1021/acsami.6b15213. Epub 2017 Feb 9. PMID: 28121417.
- [43] Sotoudegan MS, Mohd O, Ligler FS, Walker GM. Paper-based passive pumps to generate controllable whole blood flow through microfluidic devices. *Lab Chip*. 2019 Nov 21;19(22):3787-3795. doi: 10.1039/c9lc00822e. Epub 2019 Oct 15. PMID: 31612163.
- [44] de Los Santos-Ramirez JM, Mendiola-Escobedo CA, Coteria-Sarabia JM, Gallo-Villanueva RC, Martinez-Duarte R, Perez-Gonzalez VH. Enabling the characterization of the nonlinear electrokinetic properties of particles using low voltage. *Analyst*. 2024 Jul 8;149(14):3839-3849. doi: 10.1039/d4an00538d. PMID: 38855835.
- [45] Fernández-Mateo R, García-Sánchez P, Ramos A, Morgan H. Concentration-polarization electroosmosis for particle fractionation. *Lab Chip*. 2024 May 28;24(11):2968-2974. doi: 10.1039/d4lc00081a. PMID: 38726642.
- [46] Li T, Yang C, Shao Z, et al. Fabrication of Patterned Magnetic Particles in Microchannels and Their Application in Micromixers. *Biosensors* (Basel). 2024;14(9):408. Published 2024 Aug 23. doi:10.3390/bios14090408.
- [47] Han Y, Li J, Chen T, Gao B, Wang H. Modern microelectronics and microfluidics on microneedles. *Analyst*. 2023;148(19):4591-4615. Published 2023 Sep 25. doi:10.1039/d3an01045g.
- [48] Parsley NC, Smythers AL, Hicks LM. Implementation of Microfluidics for Antimicrobial Susceptibility Assays: Issues and Optimization Requirements. *Front Cell Infect Microbiol*. 2020;10:547177. Published 2020 Sep 17. doi:10.3389/fcimb.2020.547177.
- [49] Zheng W, Jiang X. Synthesizing Living Tissues with Microfluidics. *Acc Chem Res*. 2018;51(12):3166-3173. doi:10.1021/acs.accounts.8b00417.
- [50] van Loo B, Ten Den SA, Araújo-Gomes N, et al. Mass production of lumenogenic human embryoid bodies and functional cardiospheres using in-air-generated microcapsules. *Nat Commun*. 2023;14(1):6685. Published 2023 Oct 21. doi:10.1038/s41467-023-42297-0.
- [51] Vladisljević GT. Droplet Microfluidics for High-Throughput Screening and Directed Evolution of Biomolecules. *Micromachines* (Basel). 2024 Jul 29;15(8):971. doi: 10.3390/mi15080971. PMID: 39203623; PMCID: PMC11356158.
- [52] Wang X, Hong XZ, Li YW, Li Y, Wang J, Chen P, Liu BF. Microfluidics-based strategies for molecular diagnostics of infectious diseases. *Mil Med Res*. 2022 Mar 18;9(1):11. doi: 10.1186/s40779-022-00374-3. PMID: 35300739; PMCID: PMC8930194.

- [53] Siddiqui SA, Lakshmikanth D, Pradhan C, Farajinejad Z, Castro-Muñoz R, Sasidharan A. Implementing fermentation technology for comprehensive valorisation of seafood processing by-products: A critical review on recovering valuable nutrients and enhancing utilisation. *Crit Rev Food Sci Nutr*. 2023 Dec 14;1-28. doi: 10.1080/10408398.2023.2286623. Epub ahead of print. PMID: 38095589.
- [54] Yan C, Kim SR, Ruiz DR, Farmer JR. Microencapsulation for Food Applications: A Review. *ACS Appl Bio Mater*. 2022 Dec 19;5(12):5497-5512. doi: 10.1021/acsabm.2c00673. Epub 2022 Nov 17. PMID: 36395471.
- [55] Filippidou MK, Chatzandroulis S. Microfluidic Devices for Heavy Metal Ions Detection: A Review. *Micromachines (Basel)*. 2023 Jul 28;14(8):1520. doi: 10.3390/mi14081520. PMID: 37630055; PMCID: PMC10456312.
- [56] Gupta P, Toksha B, Rahaman M. A Critical Review on Hydrogen Based Fuel Cell Technology and Applications. *Chem Rec*. 2024 Jan;24(1):e202300295. doi: 10.1002/tcr.202300295. Epub 2023 Sep 29. PMID: 37772671.
- [57] Zhai K. The changing landscape of semiconductor manufacturing: why the health sector should care. *Front Health Serv*. 2023;3:1198501. Published 2023 Jun 12. doi:10.3389/frhs.2023.1198501.
- [58] Dong Y, Xiang X, Wang Z, Zhu C, Ma Y, Fu T. Formation of Droplets of Shear-Thinning Non-Newtonian Fluids in Asymmetrical Parallelized Microchannels. *Langmuir*. 2023;39(6):2218-2232. doi:10.1021/acs.langmuir.2c02736.
- [59] Pattanayak P, Singh SK, Gulati M, et al. Microfluidic chips: recent advances, critical strategies in design, applications and future perspectives. *Microfluid Nanofluidics*. 2021;25(12):99. doi:10.1007/s10404-021-02502-2.
- [60] Liu D, Sun M, Zhang J, et al. Single-cell droplet microfluidics for biomedical applications. *Analyst*. 2022;147(11):2294-2316. Published 2022 May 30. doi:10.1039/d1an02321g.
- [61] Ozcelik D, Cai H, Leake KD, Hawkins AR, Schmidt H. Optofluidic bioanalysis: fundamentals and applications. *Nanophotonics*. 2017 Jul;6(4):647-661. doi: 10.1515/nanoph-2016-0156. Epub 2017 Mar 16. PMID: 29201591; PMCID: PMC5708574.
- [62] Liao J, Zhao P, Zhang Z, Xiao W, Chen H. Mirrored transformation optics. *Opt Lett*. 2024 Feb 15;49(4):907-910. doi: 10.1364/OL.514051. PMID: 38359213.
- [63] Ziebehl A, Grabe T, Biermann T, Xia P, Teves S, Lachmayer R. Parametric multiphysics study of focus-variable silicone lenses. *Appl Opt*. 2023 Oct 20;62(30):7895-7903. doi: 10.1364/AO.499811. PMID: 38038081.
- [64] Kang M, Hassan SZ, Ko SM, Choi C, Kim J, Parumala SKR, Kim YH, Jang YH, Yoon J, Jee DW, Chung DS. A Molecular-Switch-Embedded Organic Photodiode for Capturing Images against Strong Backlight. *Adv Mater*. 2022 Apr;34(17):e2200526. doi: 10.1002/adma.202200526. Epub 2022 Mar 18. PMID: 35233855.
- [65] Liang L, Liang M, Zuo Z, Ai Y. Label-free single-cell analysis in microdroplets using a light-scattering-based optofluidic chip. *Biosens Bioelectron*. 2024 Jun 1;253:116148. doi: 10.1016/j.bios.2024.116148. Epub 2024 Feb 20. PMID: 38428071.
- [66] Avci MB, Yasar SD, Cetin AE. An optofluidic platform for cell-counting applications. *Anal Methods*. 2023 May 11;15(18):2244-2252. doi: 10.1039/d3ay00344b. PMID: 37128772.
- [67] Villarreal-Lucio DS, Vargas-Berrones KX, Díaz de León-Martínez L, Flores-Ramírez R. Molecularly imprinted polymers for environmental adsorption applications. *Environ Sci Pollut Res Int*. 2022 Dec;29(60):89923-89942. doi: 10.1007/s11356-022-24025-1. Epub 2022 Nov 12. PMID: 36370309.
- [68] Wang Z, Zhang M, Zhou Y, Zhang Y, Wang K, Liu J. Coacervate Microdroplets as Synthetic Protocells for Cell Mimicking and Signaling Communications. *Small Methods*. 2023 Dec;7(12):e2300042. doi: 10.1002/smt.202300042. Epub 2023 Mar 12. PMID: 36908048.
- [69] Abedi S, Suteria NS, Chen CC, Vanapalli SA. Microfluidic production of size-tunable hexadecane-in-water emulsions: Effect of droplet size on destabilization of two-dimensional emulsions due to partial coalescence. *J Colloid Interface Sci*. 2019 Jan 1;533:59-70. doi: 10.1016/j.jcis.2018.08.045. Epub 2018 Aug 17. PMID: 30145441.

- [70] Naglič P, Zelinskyi Y, Rogelj L, Stergar J, Milanič M, Novak J, Kumperščak B, Bürmen M. Optical properties of PlatSil SiliGlass tissue-mimicking phantoms. *Biomed Opt Express*. 2020 Jun 16;11(7):3753-3768. doi: 10.1364/BOE.391720. Erratum in: *Biomed Opt Express*. 2020 Jul 10;11(8):4275. doi: 10.1364/BOE.401725. PMID: 33014564; PMCID: PMC7510920.
- [71] Huang K, Le N, Wang JS, Huang L, Zeng L, Xu WC, Li Z, Li Y, Han G. Designing Next Generation of Persistent Luminescence: Recent Advances in Uniform Persistent Luminescence Nanoparticles. *Adv Mater*. 2022 Apr;34(14):e2107962. doi: 10.1002/adma.202107962. Epub 2022 Feb 24. PMID: 34877721.
- [72] Chen R, Yan Y, Wang X, et al. Patterning an Erosion-Free Polymeric Semiconductor Channel for Reliable All-Photolithography Organic Electronics. *J Phys Chem Lett*. 2022;13(33):7673-7680. doi:10.1021/acs.jpclett.2c01982.
- [73] Janek F, Eichhorn N, Weser S, Gläser K, Eberhardt W, Zimmermann A. Embedding of Ultrathin Chips in Highly Flexible, Photosensitive Solder Mask Resist. *Micromachines (Basel)*. 2021;12(8):856. Published 2021 Jul 21. doi:10.3390/mi12080856.
- [74] Shahbaz M, Butt MA, Piramidowicz R. Breakthrough in Silicon Photonics Technology in Telecommunications, Biosensing, and Gas Sensing. *Micromachines (Basel)*. 2023;14(8):1637. Published 2023 Aug 19. doi:10.3390/mi14081637.
- [75] Xu Z, Hui J, Lv J, et al. An investigation of methods to enhance adhesion of conductive layer and dielectric substrate for additive manufacturing of electronics. *Sci Rep*. 2024;14(1):10351. Published 2024 May 6. doi:10.1038/s41598-024-61327-5.
- [76] Jindal V, Sugunakar V, Ghosh S. Setup for photolithography on microscopic flakes of 2D materials by combining simple-geometry mask projection with writing. *Rev Sci Instrum*. 2022;93(2):023901. doi:10.1063/5.0072808.
- [77] Mártil, Ignacio. "Microelectrónica: la historia de la mayor revolución silenciosa del siglo XX." (2018): 1-178.
- [78] Koshelev A, Calafiore G, Piña-Hernandez C, et al. High refractive index Fresnel lens on a fiber fabricated by nanoimprint lithography for immersion applications. *Opt Lett*. 2016;41(15):3423-3426. doi:10.1364/OL.41.003423.
- [79] Nikon C. Immersion lithography technology supports leading-edge semiconductor production. Accessed August 4, 2024. <https://www.nikon.com/business/semi/technology/story04.html>.
- [80] Zhao R, Wang X, Xu H, Wei Y, He X. Machine learning in electron beam lithography to boost photoresist formulation design for high-resolution patterning. *Nanoscale*. 2024;16(8):4212-4218. Published 2024 Feb 22. doi:10.1039/d3nr04819e.
- [81] Baek D, Lee SH, Jun BH, Lee SH. Lithography Technology for Micro- and Nanofabrication. *Adv Exp Med Biol*. 2021;1309:217-233. doi:10.1007/978-981-33-6158-4_9.
- [82] Chircov C, Grumezescu AM. Microelectromechanical Systems (MEMS) for Biomedical Applications. *Micromachines (Basel)*. 2022;13(2):164. Published 2022 Jan 22. doi:10.3390/mi13020164.
- [83] Sciberras T, Demicoli M, Grech I, Mallia B, Mollicone P, Sammut N. Thermo-Mechanical Fluid-Structure Interaction Numerical Modelling and Experimental Validation of MEMS Electrothermal Actuators for Aqueous Biomedical Applications. *Micromachines (Basel)*. 2023;14(6):1264. Published 2023 Jun 17. doi:10.3390/mi14061264.
- [84] Bhushan, Bharat, ed. *Encyclopedia of nanotechnology*. Vol. 1. Dordrecht, The Netherlands:: Springer, 2012.
- [85] Park SY, Lee S, Yang J, Kang MS. Patterning Quantum Dots via Photolithography: A Review. *Adv Mater*. 2023;35(41):e2300546. doi:10.1002/adma.202300546.
- [86] Smallwood DC, McCloskey P, O'Mathuna C, Casey DP, Rohan JF. Methods for latent image simulations in photolithography with a polychromatic light attenuation equation for fabricating VIAs in 2.5D and 3D advanced packaging architectures. *Microsyst Nanoeng*. 2021;7:39. Published 2021 May 25. doi:10.1038/s41378-021-00266-x.
- [87] Zhang S, Chen L, Gao J, et al. Chemically Amplified Molecular Glass Photoresist Regulated by 2-Aminoanthracene Additive for Electron Beam Lithography and Extreme Ultraviolet Lithography. *ACS Omega*. 2023;8(30):26739-26748. Published 2023 Jul 23. doi:10.1021/acsomega.2c07711.

- [88] Lu H, Odstrčil M, Pooley C, et al. Characterisation of engineered defects in extreme ultraviolet mirror substrates using lab-scale extreme ultraviolet reflection ptychography. *Ultramicroscopy*. 2023;249:113720. doi:10.1016/j.ultramic.2023.113720.
- [89] Serrano DR, Kara A, Yuste I, et al. 3D Printing Technologies in Personalized Medicine, Nanomedicines, and Biopharmaceuticals. *Pharmaceutics*. 2023;15(2):313. Published 2023 Jan 17. doi:10.3390/pharmaceutics15020313.
- [90] Słoma M. 3D printed electronics with nanomaterials. *Nanoscale*. 2023;15(12):5623-5648. Published 2023 Mar 23. doi:10.1039/d2nr06771d.
- [91] Madhu NR, Erfani H, Jadoun S, Amir M, Thiagarajan Y, Chauhan NPS. Fused deposition modelling approach using 3D printing and recycled industrial materials for a sustainable environment: a review. *Int J Adv Manuf Technol*. 2022;122(5-6):2125-2138. doi:10.1007/s00170-022-10048-y.
- [92] Luo C, Mrinal M, Wang X, Hong Y. Bonding widths of Deposited Polymer Strands in Additive Manufacturing. *Materials (Basel)*. 2021;14(4):871. Published 2021 Feb 11. doi:10.3390/ma14040871.
- [93] Sirbubalo M, Tucak A, Muhamedagic K, Hindija L, Rahić O, Hadžiabdić J, Cekic A, Begic-Hajdarevic D, Cohodar Husic M, Dervišević A, et al. 3D Printing—A “Touch-Button” Approach to Manufacture Microneedles for Transdermal Drug Delivery. *Pharmaceutics*. 2021; 13(7):924. <https://doi.org/10.3390/pharmaceutics13070924>.
- [94] Zhang P, Li J, Ashour EA, et al. Development of multiple structured extended release tablets via hot melt extrusion and dual-nozzle fused deposition modeling 3D printing. *Int J Pharm*. 2024;653:123905. doi:10.1016/j.ijpharm.2024.123905.
- [95] Przekop RE, Gabriel E, Pakuła D, Sztorch B. Liquid for Fused Deposition Modeling Technique (L-FDM)—A Revolution in Application Chemicals to 3D Printing Technology: Color and Elements. *Applied Sciences*. 2023; 13(13):7393. <https://doi.org/10.3390/app13137393>.
- [96] Demir E, Duygun İK, Bedeloğlu A. The Mechanical Properties of 3D-Printed Polylactic Acid/Polyethylene Terephthalate Glycol Multi-Material Structures Manufactured by Material Extrusion. *3D Print Addit Manuf*. 2024;11(1):197-206. doi:10.1089/3dp.2021.0321.
- [97] Hsueh MH, Lai CJ, Wang SH, et al. Effect of Printing Parameters on the Thermal and Mechanical Properties of 3D-Printed PLA and PETG, Using Fused Deposition Modeling. *Polymers (Basel)*. 2021;13(11):1758. Published 2021 May 27. doi:10.3390/polym13111758.
- [98] Abas M, Awadh MA, Habib T, Noor S. Analyzing Surface Roughness Variations in Material Extrusion Additive Manufacturing of Nylon Carbon Fiber Composites. *Polymers (Basel)*. 2023;15(17):3633. Published 2023 Sep 1. doi:10.3390/polym15173633.
- [99] Nguyen P, Stanislaus I, McGahon C, et al. Quality assurance in 3D-printing: A dimensional accuracy study of patient-specific 3D-printed vascular anatomical models. *Front Med Technol*. 2023;5:1097850. Published 2023 Feb 7. doi:10.3389/fmedt.2023.1097850.
- [100] Storck JL, Ehrmann G, Güth U, et al. Investigation of Low-Cost FDM-Printed Polymers for Elevated-Temperature Applications. *Polymers (Basel)*. 2022;14(14):2826. Published 2022 Jul 11. doi:10.3390/polym14142826.
- [101] Arrigo R, Frache A. FDM Printability of PLA Based-Materials: The Key Role of the Rheological Behavior. *Polymers (Basel)*. 2022;14(9):1754. Published 2022 Apr 26. doi:10.3390/polym14091754.
- [102] Tao Y, Yin Q, Li P. An Additive Manufacturing Method Using Large-Scale Wood Inspired by Laminated Object Manufacturing and Plywood Technology. *Polymers (Basel)*. 2020;13(1):144. Published 2020 Dec 31. doi:10.3390/polym13010144.
- [103] Cheng L, Suresh K S, He H, et al. 3D Printing of Micro- and Nanoscale Bone Substitutes: A Review on Technical and Translational Perspectives. *Int J Nanomedicine*. 2021;16:4289-4319. Published 2021 Jun 24. doi:10.2147/IJN.S311001.
- [104] Karimi A, Rahmatabadi D, Baghani M. Various FDM Mechanisms Used in the Fabrication of Continuous-Fiber Reinforced Composites: A Review. *Polymers (Basel)*. 2024;16(6):831. Published 2024 Mar 18. doi:10.3390/polym16060831.
- [105] Kantaros A, Soulis E, Petrescu FIT, Ganetsos T. Advanced Composite Materials Utilized in FDM/FFF 3D Printing Manufacturing Processes: The Case of Filled Filaments. *Materials (Basel)*. 2023;16(18):6210. Published 2023 Sep 14. doi:10.3390/ma16186210.

- [106] Ulkir O. Energy-Consumption-Based Life Cycle Assessment of Additive-Manufactured Product with Different Types of Materials. *Polymers (Basel)*. 2023;15(6):1466. Published 2023 Mar 15. doi:10.3390/polym15061466.
- [107] Lin C, Xu W, Liu B, et al. Three-Dimensional Printing of Large Objects with High Resolution by Dynamic Projection Scanning Lithography. *Micromachines (Basel)*. 2023;14(9):1700. Published 2023 Aug 30. doi:10.3390/mi14091700.
- [108] Lakkala P, Munnangi SR, Bandari S, Repka M. Additive manufacturing technologies with emphasis on stereolithography 3D printing in pharmaceutical and medical applications: A review. *Int J Pharm X*. 2023;5:100159. Published 2023 Jan 3. doi:10.1016/j.ijpx.2023.100159.
- [109] Lin WS, Harris BT, Morton D. Use of CBCT Imaging, Open-Source Modeling Software, and Desktop Stereolithography 3D Printing to Duplicate a Removable Dental Prosthesis-A Proof of Concept. *Compend Contin Educ Dent*. 2017;38(8):e5-e8.
- [110] Hu M, Cheng H, Feng Y. Rotation-Assisted Separation Model of Constrained-Surface Stereolithography. *3D Print Addit Manuf*. 2023;10(1):146-155. doi:10.1089/3dp.2021.0001.
- [111] Gibson, Ian, et al. Additive manufacturing technologies. Vol. 17. Cham, Switzerland: Springer, 2021.
- [112] Li N, Khan SB, Chen S, Aiyiti W, Zhou J, Lu B. Promising New Horizons in Medicine: Medical Advancements with Nanocomposite Manufacturing via 3D Printing. *Polymers (Basel)*. 2023;15(20):4122. Published 2023 Oct 17. doi:10.3390/polym15204122.
- [113] Nutini M, Franzen M, Vitali M. An Approach to the Impact Simulation on Foamed Injection Molded Polypropylene Parts: An Example of Application in the Automotive Industry. *Polymers (Basel)*. 2023;15(4):936. Published 2023 Feb 14. doi:10.3390/polym15040936.
- [114] Torregrosa-Penalva G, García-Martínez H, Ortega-Argüello ÁE, Rodríguez-Martínez A, Busqué-Nadal A, Ávila-Navarro E. Implementation of Microwave Circuits Using Stereolithography. *Polymers (Basel)*. 2022;14(8):1612. Published 2022 Apr 15. doi:10.3390/polym14081612.
- [115] Li Z, An K, Yu H, et al. Spectrum learning for super-resolution tomographic reconstruction. *Phys Med Biol*. 2024;69(8):10.1088/1361-6560/ad2a94. Published 2024 Apr 2. doi:10.1088/1361-6560/ad2a94.
- [116] Zheng Y, Zheng Y, Jia L, Zhang Y, Lin Y. Integrated analysis of lncRNA-mRNA networks associated with an SLA titanium surface reveals the potential role of HIF1A-AS1 in bone remodeling. *RSC Adv*. 2020;10(35):20972-20990. Published 2020 Jun 2. doi:10.1039/d0ra01242d.
- [117] Machado TO, Stubbs CJ, Chiaradia V, et al. A renewably sourced, circular photopolymer resin for additive manufacturing. *Nature*. 2024;629(8014):1069-1074. doi:10.1038/s41586-024-07399-9.
- [118] Atwal N, Bhatnagar D. Evaluating and Comparing Flexure Strength of Dental Models Printed Using Fused Deposition Modelling, Digital Light Processing, and Stereolithography Apparatus Printers. *Cureus*. 2024;16(2):e54312. Published 2024 Feb 16. doi:10.7759/cureus.54312.
- [119] Zhao B, Li J, Pan X, Zhang Z, Jin G, Zhu J. Photoinduced Free Radical Promoted Cationic RAFT Polymerization toward "Living" 3D Printing. *ACS Macro Lett*. 2021;10(10):1315-1320. doi:10.1021/acsmacrolett.1c00555.
- [120] Walter M, Neubacher M, Fiedler B. Using thermokinetic methods to enhance properties of epoxy resins with amino acids as biobased curing agents by achieving full crosslinking. *Sci Rep*. 2024;14(1):4367. Published 2024 Feb 22. doi:10.1038/s41598-024-54484-0.
- [121] Young Kim RJ, Cho SM, Jung WS, Park JM. Trueness and surface characteristics of 3-dimensional printed casts made with different technologies. *J Prosthet Dent*. Published online January 10, 2023. doi:10.1016/j.prosdent.2022.12.002.
- [122] Canziani H, Chiera S, Schuffenhauer T, et al. Bottom-Up Design of Composite Supraparticles for Powder-Based Additive Manufacturing. *Small*. 2020;16(30):e2002076. doi:10.1002/smll.202002076.
- [123] Giri BR, Maniruzzaman M. Fabrication of Sustained-Release Dosages Using Powder-Based Three-Dimensional (3D) Printing Technology. *AAPS PharmSciTech*. 2022;24(1):4. Published 2022 Nov 29. doi:10.1208/s12249-022-02461-z.

- [124] Xiao X, Jin Y, Tan Y, et al. Investigation of the Effects of Roller Spreading Parameters on Powder Bed Quality in Selective Laser Sintering. *Materials (Basel)*. 2022;15(11):3849. Published 2022 May 27. doi:10.3390/ma15113849.
- [125] Whitehead J, Lipson H. Inverted laser sintering of metal powders. *Sci Rep*. 2023;13(1):20013. Published 2023 Nov 16. doi:10.1038/s41598-023-47184-8.
- [126] Buj-Corral I, Tejo-Otero A. 3D Printing of Bioinert Oxide Ceramics for Medical Applications. *J Funct Biomater*. 2022;13(3):155. Published 2022 Sep 17. doi:10.3390/jfb13030155.
- [127] Zhu P, He X, Guan H, Zhang Z, Zhang T, Qu X. Investigation on the Attainment of High-Density 316L Stainless Steel with Selective Laser Sintering. *Materials (Basel)*. 2023;17(1):110. Published 2023 Dec 25. doi:10.3390/ma17010110.
- [128] Ricoh. Selective Laser Sintering. Accessed August 10, 2024. <https://rapidfab.ricoh-europe.com/technologies/selective-laser-sintering/>.
- [129] Păcurar R, Berce P, Petrila A, et al. Selective Laser Sintering of PA 2200 for Hip Implant Applications: Finite Element Analysis, Process Optimization, Morphological and Mechanical Characterization [published correction appears in *Materials (Basel)*. 2021 Dec 24;15(1):132. doi: 10.3390/ma15010132]. *Materials (Basel)*. 2021;14(15):4240. Published 2021 Jul 29. doi:10.3390/ma14154240.
- [130] Okano H, Tasaka A, Matsunaga S, et al. Effects of hollow structures added by selective laser sintering on the mechanical properties of Co-Cr alloy. *J Prosthodont Res*. 2023;67(3):460-467. doi:10.2186/jpr.JPR_D_22_00150.
- [131] Di Giacomo GAP, Cury PR, da Silva AM, da Silva JVL, Ajzen SA. Surgical guides for flapless dental implant placement and immediate definitive prosthesis installation by using selective laser melting and sintering for 3D metal and polymer printing: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2024;131(2):177-179. doi:10.1016/j.prosdent.2022.05.034.
- [132] Castro J, Nóbrega JM, Costa R. Computational Framework to Model the Selective Laser Sintering Process. *Materials (Basel)*. 2024;17(8):1845. Published 2024 Apr 17. doi:10.3390/ma17081845.
- [133] Hesse N, Dechet MA, Bonilla JSG, et al. Analysis of Tribo-Charging during Powder Spreading in Selective Laser Sintering: Assessment of Polyamide 12 Powder Ageing Effects on Charging Behavior. *Polymers (Basel)*. 2019;11(4):609. Published 2019 Apr 3. doi:10.3390/polym11040609.
- [134] Mapley M, Lu Y, Gregory SD, Pauls JP, Tansley G, Busch A. Development and validation of a low-cost polymer selective laser sintering machine. *HardwareX*. 2020;8:e00119. Published 2020 Jun 27. doi:10.1016/j.ohx.2020.e00119.
- [135] Abdalla Y, Ferienc M, Awad A, et al. Smart laser Sintering: Deep Learning-Powered powder bed fusion 3D printing in precision medicine. *Int J Pharm*. 2024;661:124440. doi:10.1016/j.ijpharm.2024.124440.
- [136] El Magri A, Bencaid SE, Vanaei HR, Vaudreuil S. Effects of Laser Power and Hatch Orientation on Final Properties of PA12 Parts Produced by Selective Laser Sintering. *Polymers (Basel)*. 2022;14(17):3674. Published 2022 Sep 4. doi:10.3390/polym14173674.
- [137] Zhou L, Miller J, Vezza J, et al. Additive Manufacturing: A Comprehensive Review. *Sensors (Basel)*. 2024;24(9):2668. Published 2024 Apr 23. doi:10.3390/s24092668.
- [138] Miranda I, Souza A, Sousa P, et al. Properties and Applications of PDMS for Biomedical Engineering: A Review. *J Funct Biomater*. 2021;13(1):2. Published 2021 Dec 21. doi:10.3390/jfb13010002.
- [139] Fang F, Tao X, Chen X, et al. Microlens Fabrication by Replica Molding of Electro-Hydrodynamic Printing Liquid Mold. *Micromachines (Basel)*. 2020;11(2):161. Published 2020 Feb 3. doi:10.3390/mi11020161.
- [140] Ge C, Cretu E. A Polymeric Piezoelectric Tactile Sensor Fabricated by 3D Printing and Laser Micromachining for Hardness Differentiation during Palpation. *Micromachines (Basel)*. 2022;13(12):2164. Published 2022 Dec 7. doi:10.3390/mi13122164.
- [141] Ma, Yujie & Thiele, Julian & Abdelmohsen, Loai & Xu, Jing & Huck, Wilhelm. (2013). Biocompatible macro-initiators controlling radical retention in microfluidic on-chip photopolymerization of water-in-oil emulsions. *Chemical communications (Cambridge, England)*. 50. doi:10.1039/c3cc46733c.

- [142] Kanjirakat A, Mani NK, Fernandes DV. Churning-Motion-Assisted Bubble Removal: A Low-Cost Approach for Enhancing PDMS Mixture Quality. *ACS Omega*. 2024;9(32):35080-35087. Published 2024 Aug 2. doi:10.1021/acsomega.4c05290.
- [143] Gumayan EG, Dimzon IKD, Guerrero RA. Chitosan from crab shell waste for soft lithography of bioplastic diffraction gratings. *Appl Opt*. 2023;62(10):2487-2492. doi:10.1364/AO.483336.
- [144] Kim MG, Brown DK, Brand O. Nanofabrication for all-soft and high-density electronic devices based on liquid metal. *Nat Commun*. 2020;11(1):1002. Published 2020 Feb 21. doi:10.1038/s41467-020-14814-y.
- [145] Charles N, Gazzola M, Mahadevan L. Topology, Geometry, and Mechanics of Strongly Stretched and Twisted Filaments: Solenoids, Plectonemes, and Artificial Muscle Fibers. *Phys Rev Lett*. 2019;123(20):208003. doi:10.1103/PhysRevLett.123.208003.
- [146] Smith S, Sypabekova M, Kim S. Double-Sided Tape in Microfluidics: A Cost-Effective Method in Device Fabrication. *Biosensors (Basel)*. 2024;14(5):249. Published 2024 May 15. doi:10.3390/bios14050249.
- [147] Su R, Wen J, Su Q, et al. 3D printed self-supporting elastomeric structures for multifunctional microfluidics. *Sci Adv*. 2020;6(41):eabc9846. Published 2020 Oct 9. doi:10.1126/sciadv.abc9846.
- [148] Zhang T, Yue X, Sameoto D. Fluorosilicone as an Omnimold for Microreplication. *Micromachines (Basel)*. 2018;9(8):406. Published 2018 Aug 16. doi:10.3390/mi9080406.
- [149] Filippova OV, Maksimkin AV, Dayyoub T, Larionov DI, Telyshev DV. Sustainable Elastomers for Actuators: "Green" Synthetic Approaches and Material Properties. *Polymers (Basel)*. 2023;15(12):2755. Published 2023 Jun 20. doi:10.3390/polym15122755.
- [150] Brooks AK, Pradhan S, Yadavalli VK. Degradable Elastomeric Silk Biomaterial for Flexible Bioelectronics. *ACS Appl Bio Mater*. 2023;6(10):4392-4402. doi:10.1021/acsaabm.3c00593.
- [151] Yu SI, Jeon HJ. Conductive Nanofiber Web Film with Polydimethylsiloxane Sidewalls Selectively Coated through a Plasma Process for High Performance Flexible Transparent Electrodes. *Langmuir*. 2023;39(48):17480-17487. doi:10.1021/acs.langmuir.3c02749.
- [152] Vlassov S, Oras S, Timusk M, et al. Thermal, Mechanical, and Acoustic Properties of Polydimethylsiloxane Filled with Hollow Glass Microspheres. *Materials (Basel)*. 2022;15(5):1652. Published 2022 Feb 23. doi:10.3390/ma15051652.
- [153] Rehmani MAA, Jaywant SA, Arif KM. Study of Microchannels Fabricated Using Desktop Fused Deposition Modeling Systems. *Micromachines (Basel)*. 2020;12(1):14. Published 2020 Dec 25. doi:10.3390/mi12010014.
- [154] Campu A, Lerouge F, Craciun AM, et al. Microfluidic platform for integrated plasmonic detection in laminar flow. *Nanotechnology*. 2020;31(33):335502. doi:10.1088/1361-6528/ab8e72.
- [155] Eder T, Mautner A, Xu Y, Reithofer MR, Bismarck A, Chin JM. Transparent PDMS Surfaces with Covalently Attached Lubricants for Enhanced Anti-adhesion Performance. *ACS Appl Mater Interfaces*. 2024;16(8):10942-10952. doi:10.1021/acsaami.3c17110.
- [156] Modha S, Shen Y, Chamouni H, Mulchandani A, Tsutsui H. Laser-etched grooves for rapid fluid delivery for a paper-based chemiresistive biosensor. *Biosens Bioelectron*. 2021;180:113090. doi:10.1016/j.bios.2021.113090.
- [157] Kipper S, Frolov L, Guy O, et al. Control and automation of multilayered integrated microfluidic device fabrication. *Lab Chip*. 2017;17(3):557-566. doi:10.1039/c6lc01534d.
- [158] van den Driesche S, Lucklum F, Bunge F, Vellekoop MJ. 3D Printing Solutions for Microfluidic Chip-To-World Connections. *Micromachines (Basel)*. 2018;9(2):71. Published 2018 Feb 6. doi:10.3390/mi9020071.
- [159] Rajalekshmi, R., Agrawal, D.K. Synergistic potential of stem cells and microfluidics in regenerative medicine. *Mol Cell Biochem* 480, 1481–1493 (2025). <https://doi.org/10.1007/s11010-024-05108-8>.
- [160] Muniz NO, Baudequin T. Biomimetic and Nonbiomimetic Approaches in Dura Substitutes: The Influence of Mechanical Properties. *Tissue Eng Part B Rev*. Published online July 8, 2024. doi:10.1089/ten.TEB.2024.0079.
- [161] Chakraborty A, Gottumukkala NR, Gupta MC. Superhydrophobic Surface by Laser Ablation of PDMS. *Langmuir*. 2023;39(32):11259-11267. doi:10.1021/acs.langmuir.3c00818.

- [162] Boonkaew S, Szot-Karpińska K, Niedziółka-Jönsson J, de Marco A, Jönsson-Niedziółka M. NFC Smartphone-Based Electrochemical Microfluidic Device Integrated with Nanobody Recognition for C-Reactive Protein. *ACS Sens.* 2024;9(6):3066-3074. doi:10.1021/acssensors.4c00249.
- [163] Ye WQ, Zhang W, Xu ZR. Shape-memory microfluidic chips for fluid and droplet manipulation. *Biomicrofluidics.* 2024;18(2):021301. Published 2024 Apr 1. doi:10.1063/5.0188227.
- [164] Kang YJ. Microfluidic-Based Biosensor for Blood Viscosity and Erythrocyte Sedimentation Rate Using Disposable Fluid Delivery System. *Micromachines (Basel).* 2020;11(2):215. Published 2020 Feb 20. doi:10.3390/mi11020215.
- [165] Khatib M, Zohar O, Saliba W, Haick H. A Multifunctional Electronic Skin Empowered with Damage Mapping and Autonomic Acceleration of Self-Healing in Designated Locations. *Adv Mater.* 2020;32(17):e2000246. doi:10.1002/adma.202000246.
- [166] Rahman S, Ali F, Muhammad F, et al. Analyzing Distributed Vibrating Sensing Technologies in Optical Meshes. *Micromachines (Basel).* 2022;13(1):85. Published 2022 Jan 5. doi:10.3390/mi13010085.
- [167] Gengenbach BB, Opdensteinen P, Buyel JF. Robot Cookies - Plant Cell Packs as an Automated High-Throughput Screening Platform Based on Transient Expression. *Front Bioeng Biotechnol.* 2020;8:393. Published 2020 May 5. doi:10.3389/fbioe.2020.00393.
- [168] Anderson K, Hedayatipour A, McFarlane N. A Wireless Time-Scaling Chaotic Shift Keying Encryption System For Biosensing Systems. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* 2021;2021:7594-7597. doi:10.1109/EMBC46164.2021.9630142.
- [169] Yu Y, Zhou T, Cao L. Use and application of organ-on-a-chip platforms in cancer research. *J Cell Commun Signal.* 2023;17(4):1163-1179. doi:10.1007/s12079-023-00790-7.
- [170] Warr CA, Crawford NG, Nordin GP, Pitt WG. Surface Modification of 3D Printed Microfluidic Devices for Controlled Wetting in Two-Phase Flow. *Micromachines (Basel).* 2022;14(1):6. Published 2022 Dec 20. doi:10.3390/mi14010006.
- [171] Mi X, Heldt CL. Single-particle chemical force microscopy to characterize virus surface chemistry. *Biotechniques.* 2020;69(5):363-370. doi:10.2144/btn-2020-0085.
- [172] Iikura H, Takizawa H, Ozawa S, Nakagawa T, Matsui Y, Nambu H. Mosquito repellence induced by tarsal contact with hydrophobic liquids. *Sci Rep.* 2020;10(1):14480. Published 2020 Sep 2. doi:10.1038/s41598-020-71406-y.
- [173] Chandrasekaran S, Castaing R, Cruz-Izquierdo A, Scott JL. Influence of Calcium Silicate and Hydrophobic Agent Coatings on Thermal, Water Barrier, Mechanical and Biodegradation Properties of Cellulose. *Nanomaterials (Basel).* 2021;11(6):1488. Published 2021 Jun 4. doi:10.3390/nano11061488.
- [174] Lee W, Lim J, Kim J. Conformal Hydrogel-Skin Coating on a Microfluidic Channel through Microstamping Transfer of the Masking Layer. *Anal Chem.* 2023;95(21):8332-8339. doi:10.1021/acs.analchem.3c00812.
- [175] Mahanta S, Vallejo-Ramirez P, Karedla N, Puczkarski P, Krishnan M. Wide-field optical imaging of electrical charge and chemical reactions at the solid-liquid interface. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 2022;119(49):e2209955119. doi:10.1073/pnas.2209955119.
- [176] Madani M, Borandeh S, Teotia AK, Seppälä JV. Direct and Indirect Cationization of Cellulose Nanocrystals: Structure-Properties Relationship and Virus Capture Activity. *Biomacromolecules.* 2023;24(10):4397-4407. doi:10.1021/acs.biomac.2c01045.
- [177] Woo S, Kim S, Kim H, et al. Charge-Modulated Synthesis of Highly Stable Iron Oxide Nanoparticles for In Vitro and In Vivo Toxicity Evaluation. *Nanomaterials (Basel).* 2021;11(11):3068. Published 2021 Nov 14. doi:10.3390/nano11113068.
- [178] Krečmarová M, Gulka M, Vandenryt T, et al. A Label-Free Diamond Microfluidic DNA Sensor Based on Active Nitrogen-Vacancy Center Charge State Control. *ACS Appl Mater Interfaces.* 2021;13(16):18500-18510. doi:10.1021/acsami.1c01118.
- [179] Nguyen NK, Singha P, Dai Y, et al. Controllable high-performance liquid marble micromixer. *Lab Chip.* 2022;22(8):1508-1518. Published 2022 Apr 12. doi:10.1039/d2lc00017b.
- [180] Wei J, Song Z, Cui J, et al. Inverting the DNA tetrahedron: A novel strategy for sensitive and stable detection of aging-related enzyme MMP2. *Anal Chim Acta.* 2023;1278:341736. doi:10.1016/j.aca.2023.341736.

- [181] Ochs M, Mohammadi R, Vogel N, Andrieu-Brunsen A. Wetting-Controlled Localized Placement of Surface Functionalities within Nanopores. *Small*. 2020;16(17):e1906463. doi:10.1002/sml.201906463.
- [182] Gharib G, Bütün İ, Muganlı Z, et al. Biomedical Applications of Microfluidic Devices: A Review. *Biosensors (Basel)*. 2022;12(11):1023. Published 2022 Nov 16. doi:10.3390/bios12111023.
- [183] de Olazarra AS, Wang SX. Advances in point-of-care genetic testing for personalized medicine applications. *Biomicrofluidics*. 2023;17(3):031501. Published 2023 May 3. doi:10.1063/5.0143311.
- [184] Acosta-Santoyo G, Treviño-Reséndez J, Robles I, Godínez LA, García-Espinoza JD. A review on recent environmental electrochemistry approaches for the consolidation of a circular economy model. *Chemosphere*. 2024;346:140573. doi:10.1016/j.chemosphere.2023.140573.
- [185] Shen S, Gao M, Zhang F, Niu Y. Numerical Study of Multivortex Regulation in Curved Microchannels with Ultra-Low-Aspect-Ratio. *Micromachines (Basel)*. 2021;12(1):81. Published 2021 Jan 14. doi:10.3390/mi12010081.
- [186] Nonaka T, Wong DTW. Saliva diagnostics: Salivaomics, saliva exosomics, and saliva liquid biopsy. *J Am Dent Assoc*. 2023;154(8):696-704. doi:10.1016/j.adaj.2023.05.006.
- [187] Stadel JT, Back TG. Asymmetric Synthesis with Organoselenium Compounds - The Past Twelve Years. *Chemistry*. 2024;30(21):e202304074. doi:10.1002/chem.202304074.
- [188] Jurašeková Z, Jutková A, Kožár T, Staničová J. Vibrational characterization of the pesticide molecule Tebuconazole. *Spectrochim Acta A Mol Biomol Spectrosc*. 2022;268:120629. doi:10.1016/j.saa.2021.120629.
- [189] Nakajima T, Fujio Y, Sugahara T, Tsuchiya T. Flexible Ceramic Film Sensors for Free-Form Devices. *Sensors (Basel)*. 2022;22(5):1996. Published 2022 Mar 3. doi:10.3390/s22051996.
- [190] Kotz F, Quick AS, Risch P, et al. Two-Photon Polymerization of Nanocomposites for the Fabrication of Transparent Fused Silica Glass Microstructures. *Adv Mater*. 2021;33(9):e2006341. doi:10.1002/adma.202006341.
- [191] Pietrzak TK, Wasiucionek M, Garbarczyk JE. Towards Higher Electric Conductivity and Wider Phase Stability Range via Nanostructured Glass-Ceramics Processing. *Nanomaterials (Basel)*. 2021;11(5):1321. Published 2021 May 17. doi:10.3390/nano11051321.
- [192] Ribet F, Wang X, Laakso M, et al. Vertical integration of microchips by magnetic assembly and edge wire bonding. *Microsyst Nanoeng*. 2020;6:12. Published 2020 Feb 24. doi:10.1038/s41378-019-0126-6.
- [193] Lee J, Tan MWM, Parida K, et al. Water-Processable, Stretchable, Self-Healable, Thermally Stable, and Transparent Ionic Conductors for Actuators and Sensors. *Adv Mater*. 2020;32(7):e1906679. doi:10.1002/adma.201906679.
- [194] Kumar R, Sadeghi K, Jang J, Seo J. Mechanical, chemical, and bio-recycling of biodegradable plastics: A review. *Sci Total Environ*. 2023;882:163446. doi:10.1016/j.scitotenv.2023.163446.
- [195] Safarkhani M, Farasati Far B, Lima EC, et al. Integration of MXene and Microfluidics: A Perspective. *ACS Biomater Sci Eng*. 2024;10(2):657-676. doi:10.1021/acsbiomaterials.3c01361.
- [196] Aarøen O, Riccardi E, Sletmoen M. Exploring the effects of approach velocity on depletion force and coalescence in oil-in-water emulsions. *RSC Adv*. 2021 Feb 25;11(15):8730-8740. doi: 10.1039/d1ra00661d. PMID: 35423378; PMCID: PMC8695179.
- [197] Lan M, Song Y, Ou S, Zheng J, Huang C, Wang Y, Zhou H, Hu W, Liu F. Water-in-Oil Pickering Emulsions Stabilized Solely by Water-Dispersible Phytosterol Particles. *Langmuir*. 2020 Dec 15;36(49):14991-14998. doi: 10.1021/acs.langmuir.0c02301. Epub 2020 Nov 30. PMID: 33256410.
- [198] Brinkmann S, Oberpaul M, Glaeser J, Schäberle TF. Two-step generation of monodisperse agarose-solidified double emulsions (w/w/o) excluding an inner oil barrier. *MethodsX*. 2021 Nov 2;8:101565. doi: 10.1016/j.mex.2021.101565. PMID: 35004199; PMCID: PMC8720838.

- [199] Amirifar L, Besanjideh M, Nasiri R, Shamloo A, Nasrollahi F, de Barros NR, Davoodi E, Erdem A, Mahmoodi M, Hosseini V, Montazerian H, Jahangiry J, Darabi MA, Haghniaz R, Dokmeci MR, Annabi N, Ahadian S, Khademhosseini A. Droplet-based microfluidics in biomedical applications. *Biofabrication*. 2022 Jan 24;14(2). doi: 10.1088/1758-5090/ac39a9. PMID: 34781274.
- [200] Abbasi N, Nunes JK, Pan Z, Dethe T, Shum HC, Košmrlj A, Stone HA. Flows of a nonequilibrated aqueous two-phase system in a microchannel. *Soft Matter*. 2023 May 24;19(20):3551-3561. doi: 10.1039/d3sm00233k. PMID: 37144458.
- [201] Yagodnitsyna A, Kovalev A, Bilsky A. Liquid-Liquid Flows with Non-Newtonian Dispersed Phase in a T-Junction Microchannel. *Micromachines (Basel)*. 2021 Mar 22;12(3):335. doi: 10.3390/mi12030335. PMID: 33809906; PMCID: PMC8004156.
- [202] Li B, Ma X, Cheng J, et al. Droplets microfluidics platform-A tool for single cell research. *Front Bioeng Biotechnol*. 2023;11:1121870. Published 2023 Apr 19. doi:10.3389/fbioe.2023.1121870.
- [203] Krishnamurthy KS, Shankar Rao DS, Kanakala MB, Yelamaggad CV. Electric response of topological dipoles in nematic colloids with twist-bend nematic droplets as the dispersed phase. *Phys Rev E*. 2021 Apr;103(4-1):042701. doi: 10.1103/PhysRevE.103.042701. PMID: 34005968.
- [204] Cho Y, Kim J, Park J, Kim HS, Cho Y. Monodisperse Micro-Droplet Generation in Microfluidic Channel with Asymmetric Cross-Sectional Shape. *Micromachines (Basel)*. 2023 Jan 15;14(1):223. doi: 10.3390/mi14010223. PMID: 36677284; PMCID: PMC9866528.
- [205] Ntone E, Yang J, Meinders MJB, Bitter JH, Sagis LMC, Nikiforidis CV. The emulsifying ability of oleosomes and their interfacial molecules. *Colloids Surf B Biointerfaces*. 2023 Sep;229:113476. doi: 10.1016/j.colsurfb.2023.113476. Epub 2023 Jul 24. PMID: 37499547.
- [206] Sharma T, Erimban S, Azad R, Nam Y, Raj R, Daschakraborty S. Investigating the Vapor-Phase Adsorption of Aroma Molecules on the Water-Vapor Interface using Molecular Dynamics Simulations. *Langmuir*. 2023 Dec 12;39(49):17889-17902. doi: 10.1021/acs.langmuir.3c02531. Epub 2023 Nov 30. PMID: 38032075.
- [207] Li Y, Chen M, Ding Y, Li Y, Guo M, Zhang Y. A Pickering emulsion stabilized by Chitosan-g-Poly(N-vinylcaprolactam) microgels: Interface formation, stability and stimuli-responsiveness. *Carbohydr Polym*. 2024 May 15;332:121948. doi: 10.1016/j.carbpol.2024.121948. Epub 2024 Feb 15. PMID: 38431386.
- [208] Jiang T, Wu H, Liu S, Yan H, Jiang H. Effective colloidal emulsion droplet regulation in flow-focusing glass capillary microfluidic device via collection tube variation. *RSC Adv*. 2024;14(5):3250-3260. Published 2024 Jan 19. doi:10.1039/d3ra08561a.
- [209] Petruzzellis I, Martínez Vázquez R, Caragnano S, et al. Lab-on-Chip Systems for Cell Sorting: Main Features and Advantages of Inertial Focusing in Spiral Microchannels. *Micromachines (Basel)*. 2024;15(9):1135. Published 2024 Sep 6. doi:10.3390/mi15091135.
- [210] Hengoju S, Shvydkiv O, Tovar M, Roth M, Rosenbaum MA. Advantages of optical fibers for facile and enhanced detection in droplet microfluidics. *Biosens Bioelectron*. 2022;200:113910. doi:10.1016/j.bios.2021.113910.
- [211] Schianti JN, Abe IY, Alayo MI, Carvalho DO. Real Time Water-In-Oil Emulsion Size Measurement in Optofluidic Channels. *Sensors (Basel)*. 2022;22(13):4999. Published 2022 Jul 2. doi:10.3390/s22134999.
- [212] Vila-Planas, J., Fernández-Rosas, E., Ibarlucea, B. et al. Cell analysis using a multiple internal reflection photonic lab-on-a-chip. *Nat Protoc* 6, 1642–1655 (2011). <https://doi.org/10.1038/nprot.2011.383>.
- [213] Sun X, Cremons DR, Mazarico E, et al. Small All-Range Lidar for Asteroid and Comet Core Missions. *Sensors (Basel)*. 2021;21(9):3081. Published 2021 Apr 28. doi:10.3390/s21093081.
- [214] Dannhauser D, Rossi D, Causa F, et al. Optical signature of erythrocytes by light scattering in microfluidic flows. *Lab Chip*. 2015;15(16):3278-3285. doi:10.1039/c5lc00525f.
- [215] Song J, Zhang J, Krishna Mani S, Sen A. Droplet Navigation by Photothermal Pumping in an Optofluidic System. *Langmuir*. 2022;38(37):11486-11491. doi:10.1021/acs.langmuir.2c02108.
- [216] Naoum S, Vasiliadis AV, Koutserimpas C, Mylonakis N, Kotsapas M, Katakalos K. Finite Element Method for the Evaluation of the Human Spine: A Literature Overview. *J Funct Biomater*. 2021 Jul 31;12(3):43. doi: 10.3390/jfb12030043. PMID: 34449646; PMCID: PMC8395922.

- [217] Wang T, Li ZD, Shao Y, Chen YJ. [Whiplash injury analysis of cervical vertebra by finite element method]. *Fa Yi Xue Za Zhi*. 2015 Feb;31(1):48-51. Chinese. PMID: 26058135.
- [218] Martonová D, Holz D, Duong MT, Leyendecker S. Towards the simulation of active cardiac mechanics using a smoothed finite element method. *J Biomech*. 2021 Jan 22;115:110153. doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.110153. Epub 2020 Dec 15. PMID: 33388486.
- [219] Li S, Zhang M, Wang H. Simulation of gas sensing mechanism of porous metal oxide semiconductor sensor based on finite element analysis. *Sci Rep*. 2021 Aug 25;11(1):17158. doi: 10.1038/s41598-021-96591-2. PMID: 34433870; PMCID: PMC8387441.
- [220] Li X, Mao X, Li X, Liu C, Li J. A one-step process for multi-gradient wettability modification on a polymer surface. *Analyst*. 2024 Mar 25;149(7):2103-2113. doi: 10.1039/d3an02185h. PMID: 38421308.
- [221] Sabegh ZA, Mahmoudi M. Superluminal light propagation in a normal dispersive medium. *Opt Express*. 2021 Jun 21;29(13):20463-20476. doi: 10.1364/OE.424860. PMID: 34266135.
- [222] Man J, Chien S, Liang S, Li J, Chen H. Size-Dependent Phase Separation in Emulsion Droplets. *Chemphyschem*. 2018 Aug 17;19(16):1995-1998. doi: 10.1002/cphc.201701296. Epub 2018 Feb 19. PMID: 29399932.
- [223] Wei B, Cheng Z, Cai D, Cui M. Monolithic 3D phase profile formation in glass for spatial and temporal control of optical waves. *Opt Express*. 2022 Jul 4;30(14):24822-24830. doi: 10.1364/OE.460538. PMID: 36237026; PMCID: PMC9363034.
- [224] Ghaznavi A, Xu J, Hara SA. A Non-Sacrificial 3D Printing Process for Fabricating Integrated Micro/Mesoscale Molds. *Micromachines (Basel)*. 2023 Jun 30;14(7):1363. doi: 10.3390/mi14071363. PMID: 37512674; PMCID: PMC10385488.
- [225] Impressora de resina 3d Anycubic Photon Mono M5S Pro ultra 14k 220V black. Mercado Livre. Disponível em: <https://www.mercadolivre.com.br/impressora-de-resina-3d-anycubic-photon-mono-m5s-pro-ultra-14k-220v-black/p/MLB36413311>. Acesso em: 25 nov. 2024.
- [226] Grassia V, Ronsivalle V, Isola G, Nucci L, Leonardi R, Lo Giudice A. Accuracy (trueness and precision) of 3D printed orthodontic models finalized to clear aligners production, testing crowded and spaced dentition. *BMC Oral Health*. 2023 Jun 2;23(1):352. doi: 10.1186/s12903-023-03025-8. PMID: 37268910; PMCID: PMC10239183.
- [227] Resina Anycubic 405 nm. SLIM 3D Impressoras. Disponível em: https://www.slim3d.com.br/produtos/resina-anycubic-405nm-1kg?variant_id=725. Acesso em: 27 nov. 2024.
- [228] 3D printer - Anycubic Photon Mono M5s. Botland. Disponível em: <https://botland.store/withdrawn-products/23826-3d-printer-anycubic-photon-mono-m5s-6974662350275.html>. Acesso em: 13 nov. 2024.
- [229] Máquina de Lavagem e Cura – Wash and Cure 3 Plus – Anycubic + Treinamento Ao vivo Grátis. Loja 3D. Disponível em: <https://loja3d.com.br/impressora-3d-wash-and-cure-3-plus-anycubic/>. Acesso em: 18 nov. 2024.
- [230] Herpel C, Tasaka A, Higuchi S, Finke D, Kühle R, Odaka K, Rues S, Lux CJ, Yamashita S, Rammelsberg P, Schwindling FS. Accuracy of 3D printing compared with milling - A multi-center analysis of try-in dentures. *J Dent*. 2021 Jul;110:103681. doi: 10.1016/j.jdent.2021.103681. Epub 2021 Apr 24. PMID: 33905767.
- [231] Liu Y, Jin G, Lim JH, Kim JE. Effects of washing agents on the mechanical and biocompatibility properties of water-washable 3D printing crown and bridge resin. *Sci Rep*. 2024 Apr 30;14(1):9909. doi: 10.1038/s41598-024-60450-7. PMID: 38688952; PMCID: PMC11061276.
- [232] Kim D, Shim JS, Lee D, Shin SH, Nam NE, Park KH, Shim JS, Kim JE. Effects of Post-Curing Time on the Mechanical and Color Properties of Three-Dimensional Printed Crown and Bridge Materials. *Polymers (Basel)*. 2020 Nov 23;12(11):2762. doi: 10.3390/polym12112762. PMID: 33238528; PMCID: PMC7700600.
- [233] Nam NE, Hwangbo NK, Jin G, Shim JS, Kim JE. Effects of heat-treatment methods on cytocompatibility and mechanical properties of dental products 3D-printed using photopolymerized resin. *J Prosthodont Res*. 2023 Jan 6;67(1):121-131. doi: 10.2186/jpr.JPR_D_21_00345. Epub 2022 May 14. PMID: 35570000.

- [234] Pasta para Polimento Abrasivo Branca - 145 g. Chimas. Disponível em: <https://www.lojachimass.com.br/pasta-para-polimento-abrasivo-branca-145-g>. Acesso em: 22 nov. 2024.
- [235] Router Cnc Rc6090 Controlador Dsp Spindle 2.2 Kw. Mercado Livre. Disponível em: https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-2155604592-router-cnc-rc6090-controlador-dsp-spindle-22-kw-_JM. Acesso em: 13 nov. 2024.
- [236] Yuen PK. Embedding objects during 3D printing to add new functionalities. *Biomicrofluidics*. 2016 Jul 13;10(4):044104. doi: 10.1063/1.4958909. PMID: 27478528; PMCID: PMC4947038.
- [237] Sylgard 184. WPI. Disponível em: <https://www.wpiinc.com/var-sylg184-sylgard-184.html>. Acesso em: 26 nov. 2024.
- [238] Hopf R, Bernardi L, Menze J, Zündel M, Mazza E, Ehret AE. Experimental and theoretical analyses of the age-dependent large-strain behavior of Sylgard 184 (10:1) silicone elastomer. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Jul;60:425-437. doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.02.022. Epub 2016 Feb 23. PMID: 26990071.
- [239] Vavra ED, Zeng Y, Xiao S, Hirasaki GJ, Biswal SL. Microfluidic Devices for Characterizing Pore-scale Event Processes in Porous Media for Oil Recovery Applications. *J Vis Exp*. 2018 Jan 16;(131):56592. doi: 10.3791/56592. PMID: 29364222; PMCID: PMC5908644.
- [240] New Era Continuous Infusion/Dual Pump. Scientific Instrument Services (SIS). Disponível em: <https://www.sisweb.com/lc/new-era-special.htm>. Acesso em: 02 dez. 2024.
- [241] Cabeça de laser ajustável. Amazon. Disponível em: <https://www.amazon.com.br/Cabe%C3%A7a-ajust%C3%A1vel-di%C3%A2metro-externo-vermelho/dp/B0CD7CFVN6>. Acesso em: 26 out. 2024.
- [242] Joao Roberto Sartori Moreno, et al. "Study of an electromechanical system for solid fertilizer variable rate planting." *African Journal of Agricultural Research* 11.3 (2016): 159-165. <https://doi.org/10.5897/AJAR2014.9349>.
- [243] Módulo do sensor de intensidade de luz do sensor de iluminação OPT101. Banggood. Disponível em: https://br.banggood.com/20pcs-OPT101-Illumination-Sensor-Light-Intensity-Sensor-Module-Monolithic-Photodiode-p-1607605.html?cur_warehouse=CN. Acesso em: 17 dez. 2024.
- [244] What is Arduino software (IDE), and how use it?. AndProf. Disponível em: <https://andprof.com/tutorials/what-is-arduino-software-ide-and-how-use-it/>. Acesso em: 18 dez. 2024.
- [245] Microscópio Profissional Digital Usb - Zoom 1000mpix Câmera. MercadoLivre. Disponível em: https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-4099299784-microscopio-profissional-digital-usb-zoom-1000mpix-cmera-_JM: 22 dez. 2024.
- [246] Wang QH, Xiao L, Liu C, Li L. Optofluidic variable optical path modulator. *Sci Rep*. 2019 May 8;9(1):7082. doi: 10.1038/s41598-019-43599-4. PMID: 31068638; PMCID: PMC6506494.