REINALDO LUCAS DOS SANTOS ROSA

**MICROVÁLVULAS DESTINADAS AO CONTROLE DO
FLUXO DE LÍQUIDOS EM CANAIS MICROFLUÍDICOS**

São Paulo

2017

REINALDO LUCAS DOS SANTOS ROSA

**MICROVÁLVULAS DESTINADAS AO CONTROLE DO
FLUXO DE LÍQUIDOS EM CANAIS MICROFLUÍDICOS**

Dissertação apresentada a Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para obtenção do
Título de mestre em Ciências

São Paulo

2017

REINALDO LUCAS DOS SANTOS ROSA

**MICROVÁLVULAS DESTINADAS AO CONTROLE DO
FLUXO DE LÍQUIDOS EM CANAIS MICROFLUÍDICOS**

Dissertação apresentada a Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para obtenção do
Título de mestre em Ciências

Área de concentração:
Microeletrônica

Orientador: Prof. Titular
Antonio Carlos Seabra

São Paulo
2017

**Este exemplar foi revisado e corrigido em relação à versão original, sob
responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador**

São Paulo, de junho de 2017

Assinatura do autor _____

Assinatura do orientador _____

Catálogo na publicação

Rosa, Reinaldo Lucas dos Santos

**Microválvulas destinadas ao controle do fluxo de líquidos
em canais microfluídicos/R.L S. Rosa. -- 1.ed. rev. - - São Paulo,
2017. 110 p.**

**Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universi-
dade São Paulo. Departamento de Engenharia de Sistemas
Eletrônicos.**

**1. Microválvulas 2. Líquidos 3. Atuadores eletronicamente
controlados I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica.
Departamento de Engenharia de Sistemas Eletrônicos II. t.**

AGRADECIMENTOS

Ao meu grande amigo, Valtemar Fernandes Cardoso, que me auxiliou, incentivou e esteve sempre envolvido nas fases iniciais da execução deste trabalho.

A professora Ana Neilde Rodrigues da Silva que me auxiliou no desenvolvimento dos experimentos químicos e me auxiliou na revisão do texto.

A doutora Zaira Mendes da Rocha pelas dicas e ajudas com a preparação das estruturas em LTCC.

A técnica química, Aymee Helena Oliveira, que me ajudou diretamente em algumas atividades práticas desse trabalho.

A SABESP e FAPESP que deram o suporte financeiro para alguns dos materiais utilizados na execução deste trabalho.

A todos amigos do laboratório que me ajudaram sempre que precisei: Marcelo Arcanjo, Adriana Klein, Márcia Almeida, Arthur Barcelos, Leandro Biazon, Alexandre Martinazzo, Cássia Fernandes e Erich.

Finalmente, ao Laboratório de Sistemas Integráveis (LSI), pertencente ao Departamento de Engenharia de Sistemas Eletrônicos da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, pela utilização da infraestrutura, fundamental para a fabricação dos dispositivos propostos neste trabalho.

*Aos meus amados e melhores pais do mundo,
Isaías e Dodora, que sempre me apoiaram
incentivaram em todas as situações.*

*Aos meus amados e queridos irmãos, Rogério,
Rodrigo e Ricardo, que sempre estiveram
presentes.*

*Ao Danylo que me apoiou e esteve presente
comigo em todos os momentos durante o
desenvolvimento deste projeto.*

*Ao meu orientador Prof. Dr. Antonio Carlos
Seabra que sempre se preocupou comigo, e ao
mesmo tempo me orientou e auxiliou durante a
execução deste trabalho.*

RESUMO

Este trabalho apresenta a modelagem comportamental desenvolvida para diferentes componentes necessários para a construção de uma microválvula eletromagneticamente atuável, associada ao uso de uma membrana flexível. Foram desenvolvidos modelos teóricos para a descrição do fluxo de fluidos em microcanais, especialmente canais com secções transversais retangulares, utilizadas na construção da maioria dos microcanais usados em microfluídica. O modelo para descrição da deformação experimentada por uma microponte de PDMS foi desenvolvido, permitindo estimar a rigidez elástica para diversas membranas desenvolvidas neste trabalho. Além disso um modelo teórico foi desenvolvido com o intuito de estudar as forças produzidas por uma microbobina com enrolamentos em formato espiral quadrado, sobre um ímã permanente de NdFeB localizado em posições genéricas em relação à bobina.

Utilizando o primeiro modelamento, estudo de microcanais, foi possível estimar a resistência hidráulica oferecida por microcanais com dimensões sub-milimétricas, permitindo avaliar a relação entre pressão de entrada e vazão de saída correspondente. Foi possível verificar analiticamente que para a faixa de trabalho especificada (vazões na faixa de 0,2 a 6 mL/min utilizando pressões na faixa de 0 a 30 kPa), canais com 1 cm de comprimento e 200 μm de altura, devem possuir a largura variando na faixa de 300 μm a 500 μm de modo a operar na faixa de interesse estabelecida neste trabalho. Utilizando um canal com 2 cm de comprimento e 300 μm , o valor da altura pode estar entre 200 μm a 400 μm , permitindo miniaturizar o dispositivo final, garantindo a faixa de operação desejada. A partir da modelagem realizada com a finalidade de descrever o comportamento da membrana de PDMS, foi possível estimar teoricamente que uma membrana com 2 cm de comprimento, 2 mm de largura e a espessura variando na faixa de 1,6 a 2 mm, exige a realização de uma força na faixa de 10,5 mN a 13 mN (faixa para a força de atuação necessária), de modo a obter a deflexão de interesse neste trabalho (250 μm). Avaliando as microbobinas com base no modelo teórico desenvolvido neste trabalho, foi possível verificar que uma bobina contendo 36 enrolamentos, espaçamento de 80 μm , a uma distância de 1 mm do centro do ímã, aplicando-se 10V (considerando uma resistência total de 100 Ω), utilizando 10 camadas sobrepostas, é possível produzir uma força sobre um ímã de NdFeB de até 0,18 N nas regiões de 3 mm a 10 mm afastadas em relação ao eixo x do ímã, ainda a uma altura de 1 mm em relação ao plano xOy do ímã.

Após a fabricação dos componentes mencionados acima, foram propostos arranjos experimentais para a caracterização das respostas associadas a cada componente separadamente. As simulações apresentaram resultados similares aos obtidos experimentalmente, conforme pode ser avaliado visualizando os erros obtidos relacionando os resultados teóricos e experimentais, especialmente para os microcanais. Dispositivos microfluídicos foram fabricados obtendo canais com as seguintes dimensões: comprimento na faixa de 1 a 4 cm, largura na faixa de 100 a 400 μm e alturas na faixa de 200 a 600 μm , correspondentes à construção de 9 dispositivos com diferentes tamanhos, em que os 6 primeiros foram submetidos às análises experimentais sob as mesmas condições, repetidamente. Foi observado que tais microcanais foram capazes de fornecer até 1,41 mL/min a 0,8 kPa. O valor de vazão está dentro da faixa de desempenho do dispositivo (0,2 a 6 mL/min) com foco em sua aplicação na realização de análises químicas, onde as pressões fornecidas podem chegar até 60 kPa, fornecendo flexibilidade na produção de propulsão dos líquidos transportados através dos canais fabricados. Em relação aos resultados obtidos utilizando o modelo teórico para descrição do comportamento fluídico em microcanais, erros menores que 5% relativos

aos resultados experimentais foram obtidos, indicando a validação do modelo teórico apresentado.

Foram fabricados dispositivos com características comutadoras, normalmente abertas e normalmente fechadas, dependendo do método de fixação da membrana de PDMS ao substrato cerâmico. O projeto para o desenvolvimento de um chanfro na base do substrato cerâmico, na região de contato com a membrana de PDMS, foi desenvolvido com a finalidade de melhorar a selagem do canal com a válvula no estado fechado. Observou-se que para uma pressão de 5 kPa aplicada à entrada da válvula, não houve vazamento para os dispositivos normalmente fechados, e utilizando uma força em torno de 1 N é possível atingir taxas de fluxo de líquido da ordem de 0,45 mL/min, sendo esta superior às vazões necessárias para a aplicação em foco, qual seja, a automatização de microlaboratórios autônomos. Dois processos de montagem dos componentes para confecção das microválvulas foram desenvolvidos. Um deles visou a montagem da membrana de PDMS após a sinterização do sistema microfluídico junto à microbobina, e o outro visou a fixação da membrana antes da união entre o sistema e a bobina, necessitando de uma etapa de soldagem entre estes componentes após a fabricação das membranas junto ao substrato de LTCC. Microbobinas foram fabricadas com o intuito de realizar a atuação das microválvulas, a partir da atração/repulsão relacionada a um ímã permanente de NdFeB (neodímio-ferro-boro) fixado à membrana flexível em contato com o canal. As bobinas foram fabricadas utilizando dimensões da ordem de 1 cm x 1 cm x 0,2 mm, apresentando de 15 a 44 enrolamentos, com *gaps* variando na faixa de 80 a 150 μm e as larguras dos fios condutores presente nos enrolamentos variando na faixa de 60 a 90 μm . Os resultados experimentais preliminares realizados demonstraram que uma bobina plana (uma camada, 36 enrolamentos, *gap* igual a 80 μm , seção transversal de 1 cm x 1 cm), submetida a uma diferença de potencial de 1 V, é capaz de produzir uma força de 0,02 N sobre o ímã permanente (localizado no centro a uma distância (no eixo *z*) de 1 mm da bobina). Este valor indica que para uma tensão de 10 V, devido a relação linear entre corrente e força magnética, utilizando até 10 camadas de bobinas sobrepostas, é possível obter esforços da ordem de 1 a 2 N (considerando a espessura do LTCC), permitindo que os dispositivos microfluídicos fabricados sejam acionados.

Palavras-chaves: Microválvulas eletromagnéticas, LTCC, PDMS, microbobina.

ABSTRACT

This work presents the physical modeling and implementation developed for different components necessary for the construction of electromagnetically actuating microvalves using a flexible membrane. Theoretical models were developed for describing the flow of fluids in microchannels, especially channels with rectangular transverse sections, routinely used as microchannels microfluidics. The model for the description of the deformation experienced by a PDMS microbridge was developed, allowing to estimate the elastic stiffness for various membranes developed in this work. In addition, a theoretical model was developed to study the forces produced by a microcoil with planar windings in squared spiral format, on a permanent magnet of NdFeB.

Using the microchannel modeling, it was possible to estimate the hydraulic resistance offered by microchannels with micrometric dimensions, allowing to evaluate the relationship between inlet pressure and flow rate. It was possible to verify analytically that for the working range specified (flow rates of 0.2 to 6 mL/min for pressures from 0 to 30 kPa), channels with 1 cm in length and 200 μm height should have a width varying in the range of 300 μm to 500 μm in order to operate in the range of interest established in this study. Concerning the PDMS membrane, it was possible to estimate theoretically that a membrane with 2 cm in length, width of 2 mm and a thickness varying in the range of 1.6 to 2 mm, requires the implementation of a force in the range of 10.5 mN to 13 mN (range for the strength of action required) to obtain full deflection (250 μm). Evaluating Furthermore, using the theoretical model developed for the microcoils, it was possible to verify that a coil containing 36 windings, spacing of 80 μm , at a distance of 1 mm from the center of the magnet, and composed of 10 overlapping layers, it is possible to produce a force on a magnet of NdFeB up to 0.18 N in the regions from 3 mm to 10 mm away from the x -axis of the magnet, even at a height of 1 mm in relation to the plane xOy of magnet.

The characterization of the responses associated with each component was made separately. The simulations showed similar results to those obtained experimentally, as evidenced from the errors obtained by relating the results of theoretical and experimental studies, especially for the microchannels. Microfluidic channels were manufactured with the following dimensions: length in the range of 1 to 4 cm, width in the range of 100 to 400 μm and heights in the range of 200 to 600 μm , 9 different devices were fabricated. It was observed that such microchannels were able to provide up to 1.41 mL/min to 0.8 kPa. The value of flow rate is within the expected range (0.2 to 6 mL/min) considering their application in chemical analysis, where the pressures provided can reach up to 60 kPa. Errors smaller than 5% for hydraulic resistance were obtained, indicating the validation of the theoretical model presented.

Devices for fluidic switching with normally open and normally closed operation were fabricated and characterized with PDMS membranes and LTCC layers. Particularly a chamfer on the base of the ceramic substrates was proposed, in the region of contact with the membrane of PDMS, to better sealing the channel with the valve in a closed state. It has been observed that for a pressure of 5 kPa applied at the inlet of the valve, there was no leakage for the normally closed devices, and using a force around 1 N it is possible to achieve rates of liquid flow in the order of 0.45 mL/min, this being higher than the flow required for the intended application. Two assembling processes were developed for the microfluidic switching devices, one through the assembly of the PDMS membrane after LTCC sintering with the microcoil, and the other before the union between the switching device and the microcoil, requiring a step of welding

between these components after the fabrication of membranes. Microcoils were manufactured and integrated with a NdFeB permanent magnet attached to a flexible membrane in contact with the channel. The coils were manufactured using dimensions of approximately 1 cm x 1 cm x 0.2 mm, containing 15 to 44 windings, with *gaps* ranging from 80 to 150 μm and the widths of the conductive wires in the range from 60 to 90 μm . The preliminary experimental results demonstrated that a planar coil (one layer, 36 windings, *gap* equal to 80 μm , cross section of 1 cm x 1 cm), subject to a potential difference of 1 Volt, is capable of producing a force of 0.02 N on the permanent magnet (located in the center at a z distance of 1 mm of the coil). This value indicates that at a voltage of 10 V it is possible to obtain a force of approximately 1 to 2 N for a coil with 10 layers, allowing for actuation of the microvalves developed.

Keywords: Electromagnetic microvalve, LTCC, PDMS, microcoil.

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	REVISÃO DA LITERATURA.....	4
1.1.1	MICROSSISTEMAS DE ANÁLISE TOTAL (μ TAS) OU LABORATÓRIOS EM UM <i>CHIP</i> (LAB ON A <i>CHIP</i>)	4
1.1.2	TECNOLOGIA LTCC (LOW TEMPERATURE CO-FIRED CERAMICS)	6
1.1.3	CANAIS MICROFLUÍDICOS	8
1.1.4	MICROBOBINAS ELETROMAGNÉTICAS.....	9
1.1.5	MEMBRANAS FLEXÍVEIS	11
1.1.6	MICROVÁLVULAS	12
1.1.6.1	MICROVÁLVULAS ATIVAS.....	13
2.	OBJETIVOS	26
2.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	26
2.2.	JUSTIFICATIVA PARA O USO DE MICROVÁLVULAS ELETROMAGNETICAMENTE ATUADAS USANDO MEMBRANAS	28
3.	METODOLOGIA	31
3.1	MODELAGEM MATEMÁTICA DOS SISTEMAS RELACIONADOS AO PROJETO DA MICROVÁLVULA ELETROMAGNÉTICA DO TIPO MEMBRANA.....	32
3.1.1	MODELO TEÓRICO PARA CANAIS MICROFLUÍDICOS.....	32
3.1.2	MODELO TEÓRICO PARA MICROBOBINAS ELETROMAGNÉTICAS	38
3.1.3	MODELO TEÓRICO PARA MEMBRANAS FLEXÍVEIS.....	53
3.2	PROJETO DE MICROSSISTEMAS MULTICAMADAS EM LTCC	57
3.2.1	CORTE DAS FITAS CERÂMICAS DE LTCC.....	59
3.2.2	SERIGRAFIA.....	61
3.2.3	LAMINAÇÃO	63
3.2.4	SINTERIZAÇÃO	65
3.3	MEMBRANAS DE PDMS	66
4.	MICROVÁLVULAS MAGNÉTICAS DO TIPO MEMBRANA.....	69
4.1	MICROVÁLVULAS ELETROMAGNÉTICAS EM LTCC/PDMS.....	69
4.1.1	DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA MICROFLUÍDICO	70
4.1.1.1	FABRICAÇÃO DOS DISPOSITIVOS FLUÍDICOS EM LTCC	77
4.1.1.2	FABRICAÇÃO DAS MEMBRANAS DE PDMS E MONTAGEM	81
4.1.1.3	APARATO EXPERIMENTAL E RESULTADOS.....	83
4.1.2	DESENVOLVIMENTO DAS MICROBOBINAS EM LTCC	89
4.1.2.1	FABRICAÇÃO DAS MICROBOBINAS MAGNÉTICAS	92
4.1.2.2	APARATO EXPERIMENTAL E RESULTADOS.....	96
4.1.3	DESENVOLVIMENTO DAS MICROVÁLVULAS MAGNÉTICAS	97
4.1.3.1	MONTAGEM DA MICROVÁLVULA.....	97
5.	CONCLUSÕES	100
6.	REFERÊNCIAS	102
	ANEXO A – PUBLICAÇÃO EM EVENTO CIENTÍFICO DURANTE O DESENVOLVIMENTO DESTE TRABALHO.....	A1-1
	ANEXO B – PROGRAMAS DESENVOLVIDOS EM MATLAB USADOS PARA REALIZAR AS SIMULAÇÕES APRESENTADAS NESTE TRABALHO	A2-1
	ANEXO C – DEMONSTRAÇÕES MATEMÁTICAS DESENVOLVIDAS AO LONGO DESTE TRABALHO	A3-1

1. INTRODUÇÃO

Diversos sistemas miniaturizados vêm sendo desenvolvidos devido ao alto nível de desempenho alcançado relacionado às funcionalidades aplicadas a áreas como a medicina, biologia e química. A habilidade de criar estruturas e traçados em escalas sub-milimétricas, através de métodos de fabricação oriundos da microeletrônica, impulsionou o desenvolvimento de microdispositivos capazes de transportar e manipular fluidos em microestruturas, chegando a escalas de comprimento comparáveis ao nível celular ou até menor, permitindo analisar e detectar quantidades muito pequenas das espécies de interesse. Além disso, a tecnologia de sistemas microeletromecânicos (*Microelectromechanical systems* - MEMS) possibilita a fabricação de microestruturas que podem ser aplicadas ao sensoriamento e atuação [BRUSHAN, 2004; BRUSHAN, 2010] permitindo a integração de tais funcionalidades ao dispositivo microfluídico. Embora as áreas em que o maior esforço no desenvolvimento de microssistemas fluídicos sejam a medicina, biologia e a química, existem aplicações associadas a outras modalidades, como sistemas de controle e gestão de calor [ZHANG *et al.*, 2002], geração de energia [FERRIGNO *et al.*, 2002; CHOBAN *et al.*, 2004] e tecnologia de exibição (display líquido) [HAYES e FEENSTRA, 2003]. Em muitas dessas aplicações a principal tecnologia envolvida é a microfluídica. Esta tecnologia lida com a manipulação de líquidos e gases em canais cujas dimensões estão na faixa de 10-100 μm . Os estudos relacionados aos fenômenos associados à dinâmica dos fluidos em microcanais foram utilizados no embasamento de teorias que descrevem elementos da biologia celular [CANNY, 1977] e sobre fluxos viscosos [HAPPEL e BRENNER, 1965; BATCHELOR, 1977]. Essencialmente, a microfluídica é um campo dedicado à miniaturização de condutos fluídicos e manipulação desses fluidos, permitindo realizar a integração de sistemas anteriormente incompatíveis. Os primeiros sistemas microfluídicos desenvolvidos [BASSOUS *et al.*, 1977 e TERRY *et al.*, 1979], apesar de bastante memoráveis, não representaram sistemas miniaturizados completamente integrados, como posteriormente se encontra na literatura [GRAVESEN *et al.*, 1998].

Historicamente, os dispositivos microfluídicos foram projetados de baixo para cima, onde vários componentes fluídicos são integrados formando um dispositivo capaz de realizar uma aplicação específica. Por conseguinte, assim como o projeto de lógica digital em nível de componente conduziu à fabricação de processadores e computadores, o projeto de dispositivos microfluídicos em nível de componente motivou o surgimento de sistemas microfluídicos complexos. Entretanto, no caso dos dispositivos microfluídicos, nenhum componente comercial padrão é utilizado como base para seu desenvolvimento. Diversos componentes baseados em diferentes tecnologias foram e continuam sendo projetados. No desenvolvimento de microválvulas, por exemplo, sistemas de atuação elétricos, magnéticos, piezelétricos, térmicos, pneumáticos, entre outros foram utilizados no projeto dos dispositivos [OH *et al.*, 2006]. Microbombas de diafragma, rotativas, centrífugas, eletro-hidrodinâmicas, eletro-osmóticas, magneto-hidrodinâmicas, ultrassônicas, entre outras são exemplos de microcomponentes desenvolvidos utilizando diferentes princípios [LASER *et al.*, 2004]. Isto pode ser em parte atribuído à fenomenologia associada aos dispositivos microfluídicos, que muda consideravelmente à medida que a escala de tamanho é reduzida quando comparada à física fundamental relacionada aos dispositivos microeletrônicos. Na indústria de semicondutores, transistores são fabricados cada vez

em menores escalas, atingindo elevadas densidades de componentes, e o fenômeno físico associado ao comportamento dos elétrons tem apenas uma mudança qualitativa: do regime clássico ao quântico. No caso do transporte de massa em um dispositivo microfluídico, por exemplo, a dinâmica do processo é dominada por perdas de viscosidade, onde os efeitos inerciais são geralmente desprezíveis, e fenômenos abordados em campos como a mecânica dos fluidos, eletrostática, termodinâmica, elasticidade, física dos polímeros, entre outros representam fatores que afetam significativamente a dinâmica em sistemas microfluídicos complexos. Durante a invenção dos transistores, alguns pesquisadores direcionaram seus esforços no projeto e construção de circuitos capazes de realizar diversas tarefas computacionais, enquanto outros focaram no estudo da ciência subjacente ao comportamento dos semicondutores e microcircuitos. Da mesma maneira, na microfluídica, alguns pesquisadores exploram o desenvolvimento de dispositivos e ferramentas mais complexas, enquanto outros focam no estudo e entendimento da física e da química dos sistemas associados.

Este trabalho visa desenvolver microválvulas para aplicações em microdispositivos que analisam a qualidade da água. A água é a espécie química mais copiosa, estando presente em diversos processos bioquímicos (indispensáveis para a manutenção da vida), participando dos ciclos biológicos, geológicos e químicos, permitindo estabelecer o equilíbrio entre os ecossistemas. Além disso a água representa um importante papel em alguns setores da economia, presente em hidrelétricas, técnicas de irrigação modernas, indústrias, lazer, turismo, entre outros. O Brasil possui cerca de 12 % das reservas de água doce em relação a todo o mundo, todavia, o país enfrenta escassez de água potável em algumas regiões com previsão de racionamento para o próximo século, ocasionado principalmente pelo aumento do consumo e pela deterioração da qualidade das águas nos mananciais [GRASSI, 2013]. A sua relevância certamente instiga os pesquisadores de todo o mundo a desenvolverem microssistemas especializados no monitoramento de sua qualidade. A poluição representa um enorme problema ambiental nos dias atuais. As principais fontes poluidoras da água são os esgotos domésticos, efluentes industriais, resíduos sólidos urbanos e o uso de fertilizantes na agricultura. O tratamento e o condicionamento da água são formas que permitem garantir a qualidade deste bem natural, meta de fundamental importância para o desenvolvimento sustentável de uma sociedade, justificado pelo papel desempenhado pela água diante das necessidades humanas, interferindo diretamente na saúde do indivíduo. Devido aos fatores mencionados anteriormente, uma crescente demanda pela informação ambiental em tempo real tem impulsionado o desenvolvimento de instrumentações analíticas capazes de realizar medições *on-line* de diversas espécies químicas presentes na água [GLASGOW *et al.*, 2004]. A principal área de investigação está relacionada com a construção de analisadores robustos que trabalhem em regime de fluxo contínuo, amplamente empregados no monitoramento da qualidade da água aplicado a análise de poluentes [ROCHA, 2009]. A maioria dos equipamentos desenvolvidos para o monitoramento da qualidade da água em tempo real apesar de apresentarem a capacidade de realizar uma variada gama de análises da água em sistemas em fluxo, apresentam custo elevado de instalação e manutenção, consumo elevado de reagentes e problemas operacionais [CARDOSO, 2015]. Isso motivou o desenvolvimento de analisadores químicos miniaturizados, como os Microlaboratórios Autônomos (MLAs) desenvolvidos no PSI-EPUSP [MARTÍNEZ-CISNEROS *et al.*, 2009; IBANEZ-GARCIA *et al.*, 2006; IBANEZ-GARCIA *et al.*, 2006; GONGORA-RUBIO *et al.*, 2004], destinados a mensuração de espécies químicas na água visando avaliar a qualidade da mesma, especialmente utilizando a cerâmica de baixa temperatura

de sinterização (*Low Temperature Co-fired Ceramic* - LTCC) como material para prototipagem dos dispositivos [CUNHA, 2012; YAMAMOTO, 2012].

Atualmente o uso de analisadores completamente integrados é necessário quando se deseja coletar informações em campo e em tempo real. A miniaturização dos analisadores permite reduzir o consumo de reagentes/amostra, reduzir o consumo de energia e reduzir o tempo de análise, não havendo uma preocupação excessiva com a precisão na determinação das grandezas mensuradas uma vez que os monitores em campo têm por papel principal detectar tendências e comunicar antecipadamente potenciais situações de risco. Inúmeras conquistas já foram apresentadas a partir do uso de dispositivos microfluídicos contemplados nos campos de pesquisa conhecidos como, μ TAS (microssistemas de análise total – *micro-total analysis systems*) ou LOC (laboratório em um chip – *Lab on a chip*), quando aplicados em análises de imunoensaios, separação de proteínas e DNA, biologia celular, classificação e manipulação de células, análises químicas, extração em fase sólida, cromatografia, espectrometria de massas entre outros. A realização de um μ TAS completo envolve a integração da maioria das etapas associadas ao processo analítico (pré-concentração, sistema de detecção, fluídica, eletrônica, entre outros). As tecnologias de microfabricação bem estabelecidas utilizam normalmente, substrato de vidro e/ou polímeros e silício, permitindo a fabricação de microanalisadores completos em um único chip. A tecnologia LTCC é amplamente empregada na construção de circuitos eletrônicos multicamadas em função de suas excelentes propriedades elétricas, mecânicas e térmicas [DERENOVSEK *et al.*, 2001; WANG *et al.*, 2002]. Ainda, esta tecnologia possui compatibilidade com a técnica de serigrafia, permitindo a impressão de circuitos eletrônicos multicamadas, resultando na fabricação de placas de elevada complexidade, alta densidade de componentes e tamanho reduzido. Atualmente, utilizando a tecnologia LTCC é possível desenvolver complexos microssistemas tridimensionais envolvendo microfluídica, óptica, eletrônica e/ou mecânica, no mesmo substrato, tornando viável a aplicação de dispositivos autônomos capazes de detectar diferentes analitos, realizando também a aquisição dos dados, processamento digital dos sinais e controle do sistema de bombeamento de fluido. Do ponto de vista de pesquisa e desenvolvimento a tecnologia LTCC tem a vantagem de possuir um ciclo muito rápido de projeto-fabricação-validação, sendo possível desenvolver produtos completos em semanas. Em especial, a definição das estruturas no LTCC pode ser feita de forma direta, sem a utilização de moldes.

Para que um microssistema totalmente integrado de análise total de alto desempenho seja desenvolvido, é necessário que componentes como microbombas e microválvulas sejam projetados para trabalhar com bom desempenho e confiabilidade dentro dos requisitos de engenharia específicos de cada aplicação. Assim como a indústria de semicondutores atingiu a larga escala de integração (*Large Scale Integration* - LSI), a microfluídica alcançou este patamar com o desenvolvimento de *chips* microfluídicos contendo centenas de funções a partir de técnicas de fabricação como litografia [THORSEN *et al.*, 2002], corrosão e ablação por laser. A válvula em um *chip* é o componente chave para a tecnologia mLSI (*microfluidic large scale integration*), assim como é o transistor para um *chip* eletrônico. A grande maioria das válvulas desenvolvidas utiliza a tecnologia msL (*Multilayer Soft Lithography*) associado ao uso de membranas poliméricas, normalmente fabricadas com PDMS (Polidimetilsiloxano), atuadas utilizando controladores pneumáticos conectados externamente. A válvula requer uma membrana que ao defletir permite controlar a resistência fluídica: quando a válvula está aberta, a resistência é mínima (dado pelas dimensões do canal), e fechada a resistência é virtualmente infinita, pois a taxa de fluxo

é nula. Existe um grande esforço no desenvolvimento de maneiras de atuação da válvula que não necessite de componentes montados externamente ao sistema, e que possua compatibilidade com os reagentes químicos usados nas análises. Dessa maneira, torna-se crucial o surgimento de projetos de implementação de válvulas e bombas microfluídicas integradas, capazes de operar em microssistemas automatizados, permitindo que tarefas complexas realizadas em laboratórios de análises químicas possam ser feitas em um chip microfluídico. Assim, o desenvolvimento de microválvulas, utilizando a tecnologia LTCC, aplicadas ao controle de fluxo de líquidos associados às análises realizadas nos MLAs, pode permitir sua integração aos microanalisadores desenvolvidos no PSI-EPUSP, fornecendo um meio para a obtenção de sistemas completamente integrados, na maioria dos casos quimicamente inertes em relação aos reagentes usados, e sem o uso de componentes externos garantindo a miniaturização do dispositivo.

Este trabalho apresenta a proposta de implementação de uma microválvula eletromagneticamente atuável, fabricada utilizando a tecnologia LTCC, com uma membrana polimérica que se desloca na direção perpendicular à direção da propagação do fluxo de fluido. Análises do desempenho dos dispositivos fabricados são apresentadas, bem como uma avaliação das etapas do processo de fabricação envolvido no desenvolvimento das microválvulas eletromagnéticas.

1.1 REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo será apresentada a revisão da literatura que remete aos principais conceitos utilizados neste trabalho.

1.1.1 MICROSSISTEMAS DE ANÁLISE TOTAL (μ TAS) OU LABORATÓRIOS EM UM *CHIP* (LAB ON A *CHIP*)

O conceito de microssistema de análise total (μ TAS), também conhecido como laboratório em um *chip* (*Lab on a Chip* - LOC), foi inicialmente proposto por Manz em 1990 [MANZ *et al.*, 1990], embora existam exemplos de sistemas microeletromecânicos como dispositivos microfluídicos para aplicações químicas desenvolvidos anteriormente. O conceito de um μ TAS é na verdade, uma extensão do termo: sistemas de análises químicas totais (*total chemical analysis system* - TAS), abordado no início dos anos 80 com o intuito de resolver o problema da automação na química analítica [WIDMER, 1983]. Com o intuito de simplificar o trabalho do químico analítico, o conceito TAS propõe a incorporação integral de procedimentos analíticos em sistemas de fluxo. Fluxos transportadores (ou carregadores), em contrapartida às mãos humanas, têm o papel de transportar amostras entre diferentes passos de manipulação das mesmas dentro do percurso fluídico. Caminhos fluídicos são conectados de maneira a permitir a realização da análise requerida. O conceito de μ TAS é uma versão menor e mais veloz, onde os volumes de análise são da ordem de μ L ou menores, com tempos de análise na ordem de segundos ao invés de minutos como no caso anterior. Desde então diversos dispositivos microfluídicos estão em desenvolvimento, desde componentes como sensores de fluxo e válvulas para a regulação do fluxo de fluidos até sistemas microfluídicos complexos para o campo de análises químicas, integrando bombas, válvulas, sensores, câmaras de separação capilar,

detectores químicos, etc. O primeiro dispositivo proposto por Manz era um microanalisador fabricado em um *chip* de silício, integrando as etapas de pré-tratamento da amostra, separação e detecção, com a finalidade de melhorar o desempenho analítico e garantir melhores resultados em relação à seletividade e tempo de vida útil do sensor [VILKNER, 2004]. Observou-se que a miniaturização do dispositivo promoveu uma redução no consumo de amostra, solução carregadora, reagentes e etc. Além disso, os microsistemas de análise desenvolvidos poderiam permitir o monitoramento de diferentes espécies utilizando o mesmo dispositivo, e nesse sentido pode ser considerado uma plataforma de análise. Diversas técnicas de análise foram realizadas com o uso de dispositivos μ TAS, permitindo alcançar uma ampla gama de aplicações. Alguns exemplos de aplicações empregaram determinações quimiluminescentes [CHEEK *et al.*, 2001], potenciométricas [TANTRA *et al.*, 2000], eletroquímicas [MARTIN *et al.*, 2000], fluorescentes [MAIMS *et al.*, 2001], ópticas [CHAU *et al.*, 1999], entre outras. Tais dispositivos microfluídicos oferecem vantagens como redução significativa no tempo gasto na prototipagem e na energia de operação.

O campo conhecido como *lab on a chip* é multidisciplinar, requerendo contribuições de áreas como a biologia, química, desenvolvimento de *software*, física e ciência dos materiais, em adição às habilidades usuais encontradas nas tecnologias de microfabricação e engenharia. A tecnologia LOC essencialmente compreende dispositivos que possuem um elemento com tamanho na faixa de milímetros a centímetros, encapsulando mais de um processo laboratorial em um único dispositivo. Tais dispositivos contêm elementos microfluídicos para manipulação dos fluidos, elementos adicionais para controle, processamento e detecção. De modo geral, as definições são equivalentes para a tecnologia μ TAS, de modo que os conceitos não devem ser enxergados como mutuamente exclusivos, mas pertencentes à mesma família tecnológica. Entretanto, conceitualmente, dispositivos μ TAS estão associados a aplicações envolvendo a realização de análises químicas de modo geral, enquanto dispositivos LOC são desenvolvidos para finalidades distintas, como manipulação de células e outros. Por conseguinte, a principal diferença entre os termos está relacionada à área de aplicação correspondente, onde em ambos os casos diversas estruturas microfluídicas e componentes eletromecânicos são integrados permitindo realizar várias funções.

O mercado de dispositivos microfluídicos é estimado em US\$1,6 bilhões, com uma previsão de crescimento para US\$3,6-5,7 bilhões em 2018 [VOLPATTI *et al.*, 2014], representando uma grande oportunidade comercial. Uma grave deficiência enfrentada por diversos sistemas LOC está associada ao fato de que tais dispositivos requerem o uso de equipamentos auxiliares, como bombas fluídicas, fontes de alimentação de alta corrente elétrica, dispositivos de aquisição de sinal (espectrômetros, microscópios, etc.), para operar corretamente. Na maioria dos casos, estes equipamentos são significativamente maiores que os sistemas LOC, invalidando muitos benefícios relacionados à miniaturização dos dispositivos. Embora o silício e o vidro sejam os materiais mais utilizados atualmente, por serem quimicamente inertes, versáteis e possuírem processos de fabricação consolidados na microescala, não existe um material ou técnica de manufatura padronizada para o desenvolvimento destes dispositivos. Existem aplicações utilizando substratos metálicos ou poliméricos, em que cada um possui o próprio processo de fabricação específico. Em contraste, a indústria de microeletrônicos tem o silício incontestavelmente como o material preferido associado às técnicas de fabricação já consolidadas, e todos os processos de pós-processamento (*backend*) foram refinados e padronizados para este substrato. Alguns argumentam que essa carência está relacionada com a tendência que os acadêmicos possuem em

empenhar-se principalmente em provar uma determinada hipótese, conhecido como “prova de conceito” realizada em um experimento de um único *chip*, impedindo que as investigações resultassem em níveis de reprodutibilidade e variabilidade *chip-para-chip* para um dado material associado a uma técnica de fabricação [BECKER, 2010].

Uma tecnologia que se destaca na construção de complexos sistemas microfluídicos utiliza substratos cerâmicos de LTCC, pois este permite a integração entre a fluídica e eletrônica com facilidade e rapidez em relação aos demais substratos. Este trabalho contém uma avaliação da técnica de fabricação associada ao uso do substrato cerâmico como uma maneira de garantir a reprodutibilidade dos dispositivos construídos, assegurando o desempenho dentro de uma faixa de tolerância aceitável, de modo a fornecer parâmetros para a padronização na confecção de dispositivos microfluídicos, inicialmente dentro do laboratório de pesquisa do PSI-EPUSP.

1.1.2 TECNOLOGIA LTCC (LOW TEMPERATURE CO-FIRED CERAMICS)

A tecnologia de substratos cerâmicos denominada tecnologia LTCC foi desenvolvida pela DuPontTM na década de 80 [GOLONKA, 2003]. Reconhecidamente trata-se de uma plataforma de material distinta que permite a implementação tecnológica de múltiplos materiais para uma variedade de aplicações multidisciplinares. Inicialmente esta tecnologia foi usada em aplicações envolvendo o encapsulamento de circuitos eletrônicos híbridos como os módulos *multi-chip* (MCM), em que diferentes *chips* são encapsulados no mesmo substrato, permitindo a criação de vias de interconexão e componentes passivos (resistores, capacitores e indutores) depositados com o auxílio da técnica de serigrafia de filmes espessos. Atualmente esta tecnologia é utilizada em aplicações nas áreas automotiva, aeroespacial, militar e de telecomunicações. Frequentemente a tecnologia LTCC tem sido usada para a construção de novos dispositivos com elementos passivos e de aquecimento, canais e cavidades integrados, com diversas aplicações na biologia e química. Em relação à fabricação de estruturas microfluídicas tridimensionais, a tecnologia LTCC é superior ao vidro, silício, Metacrilato de Polimetila (PMMA) ou Polidimetilsiloxano (PDMS), em termos da velocidade de prototipagem e custo de fabricação. Cada parte que compõe a estrutura tridimensional é definida em cada folha ou fita cerâmica de LTCC com espessura em torno de 0,3 mm, com a estrutura inicialmente repartida em diversas camadas, com mesma espessura, porém cada uma contendo um traçado específico. As folhas cerâmicas são produzidas utilizando o método “*Doctor Blade*” [GONGORA-RUBIO *et al.*, 2001], com espessuras na faixa de 50 a 400 μm . É possível realizar cortes e furos por microusinagem e ainda gravações em relevo por estampagem sobre a fita cerâmica anteriormente ao processo de sinterização. O processo de microusinagem é o mais utilizado para transferir os traçados específicos para cada camada nas folhas cerâmicas. Normalmente a usinagem a laser é o método mais popular, devido a alta precisão de repetição e a habilidade em realizar formas contendo tamanhos muito pequenos (na ordem de 20-50 μm). Ao empilhar e laminar todas as camadas processadas, um bloco multicamada indissociável é obtido. Após a sinterização do laminado, um bloco rígido com a funcionalidade desejada (canais, misturadores, sensores, atuadores, etc.) é gerado.

A tecnologia LTCC permite a aplicação de eletrodos metálicos embutidos para realizar o aquecimento do fluido, integração de componentes ópticos e de micro-ondas para interação, caracterização e análise dos fluidos. Permite também o desenvolvimento

de estruturas 2D (bidimensionais) e 3D (tridimensionais) como microcanais, micromisturadores, chapa elétrica, microaquecedores, microbombas [GROß *et al.*, 2008; BARLOW *et al.*, 2009; MALECHA *et al.*, 2009; REBENKLAU *et al.*, 2000]. Um fator relevante a ser considerado quanto à adequação da tecnologia LTCC para o desenvolvimento de estruturas microfluídicas é a rugosidade superficial média do substrato sinterizado, que está na faixa de 61 a 86 nm, e a rugosidade superficial média de contatos de prata impressos e outros componentes que está na faixa de 42 a 48 nm [SHAFIQUE *et al.*, 2009].

As folhas ou fitas cerâmicas, conhecidas como cerâmica verde devido ao estado inicial de maleabilidade, são vitro-cerâmicas com estruturas microgranulares compostas essencialmente por alumina (Al_2O_3) e óxido de silício (SiO_2). A maleabilidade e flexibilidade que torna a cerâmica facilmente trabalhável deve-se à sua composição, especialmente à parte orgânica do material contendo solventes, plastificantes e aglutinantes. A temperatura necessária para a sinterização da cerâmica é 850°C, relativamente baixa em relação à temperatura de sinterização dos demais materiais cerâmicos, em torno de 1400°C. A figura 1 apresenta o perfil de sinterização do LTCC recomendado pelo fabricante DuPontTM.

Figura 1: Perfil para sinterização do LTCC tipo 951, adaptado de DuPontTM [DT, 2003].

As principais vantagens da tecnologia LTCC são:

- Usinagem da fita LTCC para diversos tamanhos (na faixa de 20 µm a milímetros) com relativa facilidade;
- Aplicação de métodos de produção em larga escala;
- Possui boas propriedades mecânicas e excelentes elétricas;
- Propriedades termo-físicas, como a condutividade térmica podem ser alteradas [PETERSON, 2008];
- Materiais podem ser adicionados às fitas cerâmicas (alto k , piezelétricos, magnéticos, etc.), alterando propriedades específicas como a permeabilidade magnética e elasticidade;
- Facilidade na conexão realizada entre camadas adjacentes (elétricas ou fluídicas);

- Implantação de componentes passivos enterrados (resistores, capacitores ou indutores), construídos utilizando pastas resistivas por exemplo;
- Módulos com até 80 camadas empilhadas foram demonstrados [REBENKLAU *et al.*, 2000];
- Permite a fabricação de dispositivos auto-encapsulados;
- Técnicas de fabricação aplicadas são simples, de baixo custo em relação a outras tecnologias de microfabricação, e ecologicamente corretas;
- Permite a integração de sistemas de detecção (ópticos, potenciométricos, amperométricos, mecânicos e etc.), entre outras vantagens.

1.1.3 CANAIS MICROFLUÍDICOS

Os elementos mais básicos em relação a um dispositivo microfluídico são os microcanais e as microcâmaras. Estes são elementos passivos fluídicos, formados na superfície do substrato de um *chip*, possuindo a funcionalidade de transportar ou armazenar o líquido (cavidades com volumes na ordem de nL a pL). A interconexão entre os canais define caminhos pelos quais o líquido pode ser transportado de um local para outro ao longo da superfície do dispositivo. Dessa maneira, pequenos volumes de solução podem ser transportados de um canal para outro, tornando possível o controle da interação entre reagentes. O canal microfluídico típico é fabricado usando técnicas de litografia [KOVACS, 1998], tem uma seção transversal retangular e o fluido de trabalho frequentemente é água. Em alguns casos os cantos podem arredondar, afetando a dispersão do fluido significativamente. Além dos processos básicos aplicados à indústria da microeletrônica (formação do filme, dopagem, litografia e corrosão), processos especiais de corrosão e fixação que permitem esculpir microestruturas 3D com resolução micrométrica vêm sendo desenvolvidos [KO *et al.*, 2008; KOVACS *et al.*, 1996; MADOU, 1997]. A tecnologia de microusinagem foi inicialmente baseada no silício, devido à função tradicional deste semiconductor na indústria de Circuitos Integrados (*Integrated Circuit* - IC) e suas excelentes propriedades mecânicas [PETERSEN, 1982]. Assim, o silício é um material único, unindo as funcionalidades mecânicas e elétricas em um mesmo dispositivo, proporcionando o ímpeto para a enorme atividade observada a quase três décadas na área de MEMS (*Microelectromechanical Systems*). De maneira paralela, devido ao alto nível de precisão alcançado com a tecnologia de microusinagem, estes processos são aplicados à produção de estruturas em outros materiais. Assim, materiais cerâmicos, poliméricos, quartzo e vidro são complementares ao silício, que gradualmente vem sendo aceitos, ampliando o potencial de aplicações de componentes e sistemas microfabricados.

O fluxo laminar definitivamente é característico para a microfluídica. Fluidos escoam em canais com dimensões da ordem de 100 μm e rapidamente atingem fluxos com baixos números de Reynolds, Re , como será visto mais adiante. Basicamente, em uma variedade de circunstâncias o número de Reynolds é pequeno, ou pelo menos suficientemente baixo de modo que os termos que representam as forças convectivas sobre o fluido, na equação de Navier-Stokes, possam ser desprezados. Por exemplo, em um canal com altura igual a 100 μm , em um fluxo de água (viscosidade de cisalhamento $\eta \approx 0,01 \text{ g/cm.s}$) a uma velocidade típica de 1 cm/s, o número de Reynolds é igual a 1. O fluxo laminar deve ser esperado nos casos usuais, ainda considerando o fato de que normalmente a largura e altura dos canais são geralmente muito menores que seu comprimento. Consequentemente, perfis de velocidade típicos, em geometrias simples, são parabólicos em situações de fluxo impulsionado por pressão (*“pressure-driven”*),

dados pela equação reduzida de Navier-Stokes, conhecidas como fluxos de Poiseuille. A figura 2 representa um fluxo de Poiseuille obtido experimentalmente, onde um gradiente de pressão, $-\nabla P$, produz um fluxo laminar parabólico em um microcanal. Dessa maneira, a velocidade do fluxo varia ao longo de toda área transversal, com velocidades nulas nas paredes e máxima no centro do canal. Isso ocorre devido às interações entre o fluido e corpo sólido na fronteira, onde o momento linear de deslocamento do fluido é zero.

Figura 2: Perfis de fluxos em microcanais. Medida experimental da distorção de um volume de fluido em um fluxo laminar. Os quadros mostram o estado do volume 0 ms, 66 ms e 165 ms após a molécula fluorescente ter sido criada [WHITESIDES et al., 2001].

Com o intuito de entender e trabalhar com redes microfluídicas onde o fluxo é impulsionado por pressão, deve-se inicialmente compreender o comportamento hidrodinâmico dos fluidos. É necessário avaliar a física do fluxo laminar impulsionado por pressão e como é possível o desenvolvimento de certos dispositivos microfluídicos. Então, as propriedades dos fluidos serão revisadas, assim como os parâmetros dimensionais que os caracterizam.

1.1.4 MICROBOBINAS ELETROMAGNÉTICAS

A tecnologia LTCC pode permitir a automatização com alto desempenho em dispositivos de análise total, também desenvolvidos na mesma tecnologia, permitindo a integração dos sistemas. Todavia, a microválvula requer a fabricação de uma microbobina, que corresponderá ao método de atuação do dispositivo. A figura 3 apresenta um desenho esquemático de uma bobina tridimensional composta por várias bobinas retangulares planas conectadas por vias de preenchimento. Neste trabalho, as vias condutoras são impressas sobre as camadas de LTCC usando serigrafia de filmes, e as vias são preenchidas usando o mesmo método.

Figura 3: Microbobina tridimensional: Superposição de camadas de bobinas planas conectadas por vias elétricas.

A figura 4 apresenta as duas máscaras, para deposição dos enrolamentos, necessárias para realizar as vias condutoras sobre as camadas de LTCC, projeto de implementação desenvolvido com a finalidade de minimizar o número de vias necessárias para conexão entre as camadas [GONGORA-RUBIO, 2009]. As camadas superpostas são conectadas por vias de preenchimento, utilizando as máscaras de maneira alternada. Como o número de segmentos de vias condutoras é muito maior que o número de segmentos de vias de preenchimento, os campos magnéticos produzidos por aquelas podem ser desprezados. A fim de obter o modelo completo para a microválvula faz-se necessário modelar a força magnética produzida pela bobina sobre um ponto qualquer no espaço. O modelo para o cálculo do campo magnético produzido por uma bobina quadrada em um ponto no espaço já foi realizado anteriormente [BEYZAVI, 2008; GARCÍA, 2001], porém não apresentaram a teoria matemática completa que permitiu obter as equações que descrevem o fenômeno analisado, e ainda foram aplicados somente ao caso plano. Dessa maneira, mais a frente neste texto o desenvolvimento completo para obtenção do campo magnético produzido pela bobina tridimensional em um ponto arbitrário é demonstrado.

Figura 4: Implementação das camadas condutoras para confecção de uma bobina tridimensional.

A figura 5 apresenta o arranjo dos fios condutores em uma bobina retangular plana [BEYZAVI, 2008]. Um segmento representa um segmento reto de fio na bobina. O tamanho do espaçamento (*gap*) é definido como a distância entre os centros de dois segmentos paralelos e vizinhos. Quatro segmentos consecutivos formam uma volta. A bobina plana é modelada como um conjunto de fios condutores de comprimento finito, e o campo magnético produzido por cada segmento é contabilizado no domínio

cartesiano. A superposição dos campos magnéticos gerados por todos os segmentos irá resultar no campo magnético total produzido pela bobina.

Figura 5: Modelo de uma bobina retangular plana. (a) Arranjo dos elementos condutores em uma bobina retangular plana. (b) Modelo de um segmento de fio reto na direção horizontal, com comprimento finito. (c) Transformação de coordenadas usada para formular o campo magnético produzido pelos segmentos de fio na direção vertical. [BEYZAVI, 2008]

1.1.5 MEMBRANAS FLEXÍVEIS

As novas aplicações industriais e médicas necessitam de microatuadores relativamente baratos e que permitam obter altas forças e deslocamentos [UNGER et al, 2000; YOKOTA, 2003; DE VOLDER et al, 2005]. Diversos métodos de atuação foram implementados para sistemas pertencentes a escala micrométrica (eletrostático, eletromagnético, térmico, pneumático, hidráulico, etc.), e a escolha sobre qual será mais adequado à aplicação em microssistemas de monitoramento da qualidade da água será discutida no capítulo 2. Além disso, a estrutura mecânica responsável por realizar a atuação influencia significativamente o desempenho do microatuador, e deve possuir compatibilidade com a funcionalidade estabelecida para o dispositivo em desenvolvimento. Diversas formas geométricas foram propostas (membrana, balão, esfera, pistão cilíndrico, etc.), utilizando diferentes materiais para o desenvolvimento do elemento ativo (poliméricos, silício, cerâmicos, etc.) com o objetivo de fornecer a atuação desejada. O uso de um polímero em particular, PDMS (Polidimetilsiloxano), se tornou recorrente no desenvolvimento de sistemas microfluídicos, principalmente devido a sua biocompatibilidade e facilidade associada aos processos de fabricação, permitindo conseguir alta flexibilidade (elasticidade) [PETERSON et al., 2005; OTUNI et al., 2000; DE SILVA et al., 2004; TAN et al., 2003; DU ROURE et al., 2005; GROVER et al., 2003; GROVER et al., 2006; BAEK et al., 2005]. Assim, o desenvolvimento de um dispositivo híbrido, baseado na técnica de fabricação de estruturas em LTCC-PDMS possui a vantagem associada a ambos os materiais: a flexibilidade e transparência obtida utilizando o PDMS para desenvolvimento de atuadores e a construção de substratos rígidos contendo componentes fluídicos e eletrônicos na mesma plataforma utilizando LTCC.

Fatores geométricos relacionados ao atuador, como a espessura da membrana de PDMS, influenciam no desempenho do dispositivo significativamente. Dessa forma é importante desenvolver um modelo que permita descrever o comportamento da estrutura de PDMS na escala micrométrica, possibilitando relacionar o desempenho da microválvula a parâmetros geométricos do elemento ativo. Normalmente, os microcomponentes mecânicos estudados e fabricados no desenvolvimento de sistemas microeletromecânicos, como na maioria dos sistemas microfluídicos, são a micro-viga-em-balanço (*microcantilever*), a microponte (*microbridge*) e a micromembrana (*micromembrane*). De modo prático, o “*microcantilever*” é mais utilizado para o sensoriamento, enquanto a “*microbridge*” é mais utilizada na atuação, sendo bem-sucedida quando aplicada ao desenvolvimento de comutadores [REBEIZ, 2004]. Ao projetar sistemas micromecânicos é importante compreender as propriedades mecânicas de microcomponentes e materiais flexíveis, permitindo otimizar o desempenho do microsistema. Essencialmente, os materiais utilizados para a construção de dispositivos móveis (não estáticos) associados à tecnologia MEMS podem apresentar três categorias de comportamento mecânico: elástico, inelástico e duro [LOBONTIU *et al.*, 2004; ALLAMEH, 2003]. É importante conhecer a dureza do material, respeitando o limite de operação aceitável para o microcomponente. Além disso, em alguns casos é necessário aproveitar o comportamento inelástico do material, quando o componente deformado não retorna a sua forma original, como é o caso de materiais dúcteis [PUSTAN *et al.*, 2010].

Para a classe de materiais flexíveis, o regime de operação correspondente ao comportamento elástico do material está relacionado às situações em que o componente mecânico sempre retorna completamente a sua forma original. Neste caso, é importante conhecer as propriedades elásticas permitindo prever a deflexão devido a uma determinada quantidade de força aplicada em uma região do microcomponente, e vice-versa. A rigidez elástica é o parâmetro que descreve a relação entre deformação (deslocamento) e força para cada material. A rigidez de um material varia com o inverso do comprimento e a frequência de ressonância do componente é proporcional à raiz quadrada da rigidez elástica [PUSTAN *et al.*, 2011], implicando que altas frequências podem ser atingidas ao miniaturizar estruturas. As propriedades mecânicas destes componentes têm influência significativa na confiabilidade e desempenho dos dispositivos [SOBOYEJO *et al.*, 2003]. A rigidez elástica e o módulo de Young são utilizados para prever a deformação de um material no regime elástico. Assim, análises teóricas e experimentais devem ser realizadas com a finalidade de estudar os aspectos funcionais relacionados aos componentes mecânicos sob operação. O estudo teórico permite obter as relações necessárias para o projeto dimensional dos microcomponentes, e também relações que possibilitam estimar as características necessárias ao material para a fabricação do componente flexível. Inicialmente, supõe-se que para os microcomponentes modelados, como é o caso das membranas de PDMS fabricadas neste trabalho, o comprimento é relativamente longo, quando comparado com as dimensões da seção transversal da microviga (pelo menos 5 vezes menor que o comprimento da microviga), e ainda que as seções planas perpendiculares à microviga são também perpendiculares em relação ao plano neutro, mantendo-se dessa maneira após a aplicação da força. A definição da rigidez elástica permite caracterizar a resposta estática de componentes flexíveis.

1.1.6 MICROVÁLVULAS

O controle de fluidos em microssistemas inevitavelmente envolve o uso de válvulas, o que consequentemente aumenta o interesse no desenvolvimento destes dispositivos, especialmente no domínio micromecânico. Microválvulas apresentam vantagens como redução no tempo de resposta, redução do consumo de energia e redução de volume morto. Além disso, possibilitam a fabricação em massa com alta reprodutibilidade e ainda podem ser integradas a sistemas microfluídicos multifuncionais. Avaliando a miniaturização e a comercialização de sistemas microfluídicos completamente integrados de um ponto de vista prático, sua ineficiência pode ser associada à falta de componentes microfluídicos confiáveis, como microválvulas e microbombas. A tecnologia de dispositivos microfluídicos, atualmente, utiliza na maioria dos casos válvulas pneumaticamente atuadas, com o auxílio de controladores externos [SATARKAR *et al.*, 2009]. Assim, o espaço de trabalho utilizado pelo dispositivo desenvolvido é significativamente maior em relação a sistemas sem módulos externos, impossibilitando a miniaturização do protótipo a ser construído. Por essa razão o uso de microválvulas integradas a microssistemas é mais adequado ao direcionamento do fluxo de fluidos através de diferentes canais em um sistema multicanal (como um micromisturador). A maioria das aplicações encontradas em literatura envolve o controle do fluxo de gases [TIRÉN *et al.*, 1989; ZDEBLICK, *et al.*, 1987; OHNSTEIN *et al.*, 1990; JERMAN, 1990]. Poucos casos são encontrados na literatura relacionados ao controle de líquidos, normalmente relacionados ao uso em microbombas [SMITH *et al.*, 1991] e em sistemas de análise química [SHOJI *et al.*, 1988].

1.1.6.1 MICROVÁLVULAS ATIVAS

Tradicionalmente as microválvulas são divididas em ativas e passivas [OH *et al.*, 2006]. Elas são consideradas ativas quando possuem estruturas internas de atuação que podem ser controladas por elementos externos à própria válvula, e passivas quando as estruturas de atuação não podem ser controladas externamente à estrutura da válvula. As microválvulas ativas mecânicas são fabricadas utilizando tecnologia de microusinagem de superfícies e tecnologia MEMS, onde uma estrutura mecânica móvel é acoplada a métodos de atuação magnéticos, elétricos, piezelétricos ou térmicos. As microválvulas ativas não-mecânicas são operadas através do uso de materiais inteligentes, como materiais de mudança de fase ou reológicos. Além disso microválvulas ativas podem ser atuadas externamente, com o uso de módulos integrados ou sistemas pneumáticos. Todas as válvulas analisadas podem ser classificadas como normalmente abertas, normalmente fechadas ou biestáveis, em relação ao estado inicial da válvula. Neste trabalho, as válvulas ativas e mecanicamente atuadas são o foco devido à capacidade de automatização do dispositivo e porque serão integradas a MLAs destinados ao monitoramento da qualidade da água. Diversas microválvulas ativas mecânicas apresentadas na literatura foram estudadas e serão discutidas sucintamente a seguir.

Microválvulas eletromagnéticas

Em 1979 Terry e seu grupo de pesquisa [TERRY *et al.*, 1979] desenvolveram uma microválvula eletromagnética miniaturizada que empregou um pistão solenoide, fisicamente conectado a uma membrana de silício microusinada. A válvula foi

desenvolvida para atuar em um sistema de cromatografia de gases, que é composto resumidamente de 4 componentes básicos: fonte de gás transportador, sistema de injeção de amostra gasosa, separador de coluna e detector e sistema de análise de dados. A parte miniaturizada do sistema (figura 6, direita) consiste de uma coluna capilar, um sistema de injeção da amostra e um detector de condutividade térmica, todos integrados em um único substrato de silício, com cinco centímetros de diâmetro. Para esta aplicação, a injeção da amostra de gás deve ser realizada em milissegundos e o volume de gás injetado deve ser da ordem de nL. Como as válvulas comerciais disponíveis possuem um volume interno de pelo menos 3 ordens de grandeza maior em relação à coluna capilar miniaturizada, uma microválvula foi fabricada diretamente na pastilha de silício.

Figura 6: Corte transversal da válvula miniaturizada (esquerda) e Diagrama de blocos do sistema de cromatografia de gases (direita) proposto por [TERRY et al., 1979].

A microválvula de [TERRY et al., 1979] consiste de uma base construída a partir do silício corroído, contendo ainda um substrato de silício, anel de vedação, um orifício, um diafragma de níquel e um atuador solenoide conectado a um pistão (figura 6, esquerda). O diafragma é mantido fixo ao anel de vedação, pelo corpo do solenoide, de modo a prevenir que o gás escape. O pistão normalmente pressiona o diafragma contra o anel da base da válvula com força suficiente para defletir o diafragma para baixo, impedindo que o fluxo de gás flua pelo orifício. Quando o pistão é energizado, o pistão é puxado para cima, o diafragma fica livre para retornar ao estado inicial, permitindo o fluxo de gás sobre a base da válvula. O volume morto efetivo do lado de saída da válvula é o volume do orifício, aprox. 4 nL. O processo de fabricação da microválvula envolve várias etapas de oxidação, fotolitografia e corrosão de silício, similar a processos de dispositivos para circuitos integrados convencionais.

Em 1995 Yanagisawa et al [YANAGISAWA et al., 1995] construíram uma microválvula com uma membrana fina de NiFe agindo como tampa no interior de um tubo pequeno com uma bobina solenóide montada externamente. A válvula é construída em um substrato de Si, e utiliza a tampa e placa da válvula para controlar o fluxo do fluido no canal (figura 7, esquerda). A tampa da válvula, feita de material magnético doce (NiFe), é controlada por uma bobina instalada externamente ao tubo capilar, e é suportada por uma mola, com formato angular-espiral plana. Quando a tampa se move verticalmente a válvula é aberta ou fechada. A funcionalidade principal da mola é prevenir uma grande deflexão inicial devido ao estresse causado durante o processo de fabricação, devido a um desequilíbrio entre as superfícies dianteira e traseira. Um sistema de teste foi proposto conforme ilustrado na figura 7 (direita), com o intuito de permitir avaliar o desempenho da válvula fabricada no controle do fluxo de gases. A taxa de vazamento da válvula foi estudada utilizando um sistema de vácuo com pressão de fundo de 0,46 μ Torr e um sistema de bombeamento operando a uma velocidade de 450 litros/segundo. Observou-se que a microválvula operando como um regulador do fluxo de ar, controlada por um campo magnético retangular com frequência na faixa 0,1

– 100 Hz, permitiu o controle da taxa de fluxo de gás na faixa 66 – 5140 litros/minuto a uma pressão de entrada de 3,5 nPa.

Figura 7: Diagrama esquemático do sistema de teste (direita) e configuração da microválvula (esquerda) concebida por [YANAGISAWA *et al.*, 1995].

Meckes *et al* [MECKES *et al.*, 1999] desenvolveram, em 1999, uma microválvula com uma bobina de ouro integrada à membrana móvel, cuja deflexão é controlada pela força magnética produzida pela interação dos campos magnéticos produzidos pela corrente na bobina e pelo imã permanente. O sistema fluídico ao qual a válvula foi integrada é composto por um *chip* de base e um *chip* de encapsulamento, desenvolvido para o sensoriamento de gás. O *chip* de base contém as cavidades com sensores, e canais microfluídicos que conectam as cavidades a atmosfera. O *chip* de encapsulamento contém orifícios que servem como as portas de entrada e saída de fluido, calibração de gases e purificação, localizados nas extremidades dos canais de fluxo dentro do *chip* de base.

Figura 8: Seção transversal da microválvula [MECKES *et al.*, 1999].

Assim, a microválvula do trabalho de [MECKES *et al.*, 1999] é constituída por dois *chips* de silício (figura 8): um *chip* da base, ou *chip* de atuação, que contém a estrutura da membrana que pode defletir devido a aplicação de forças eletromagnéticas; e um *chip* de encapsulamento que contém as portas de entrada e saída, e também um imã permanente disponível comercialmente fixado à estrutura. O processo de fabricação utilizado na confecção da microválvula apresentada por Meckes *et al* está descrito em

[MECKES *et al.*, 1999]. A membrana consiste de uma camada de silício policristalino altamente dopado, uma camada de nitreto de silício depositado por LPCVD (Low-Pressure Chemical Vapor Deposition) e uma outra camada de silício policristalino altamente dopado. As camadas de Si poli servem como conexões elétricas para os fios de ouro galvânico da bobina. A parte externa das voltas na bobina são conectadas à camada superior de silício policristalino, e a parte interna é conectada à camada inferior de Si poli e a maioria dos enrolamentos da bobina estão localizadas no isolante nitreto de silício. A membrana é atuada por uma força magnética entre a bobina de ouro localizada na membrana, e o ímã permanente localizado no *chip* de encapsulamento, logo abaixo. Observou-se que uma corrente de 25 mA foi suficiente para gerar uma força de 0,8 mN na membrana. Pouca parte da força é usada para defletir a membrana e a maior parte da força é usada para comutar a válvula contra a carga fluídica (pressão de ar). Como a constante de mola é suficientemente pequena, até uma corrente de atuação igual a 10 mA a membrana ainda apresenta uma deflexão linear. Após essa corrente um efeito térmico afeta a resposta. A membrana é aquecida por perdas resistivas, e uma deflexão adicional é causada pelo efeito bilaminar gerado na estrutura da membrana.

Bae *et al* [BAE *et al.*, 2003] desenvolveram uma microválvula para regulação de pressão com um ímã permanente ligado a uma membrana e a uma bobina solenoide externa (figura 9), destinada ao tratamento no implante de glaucoma. Neste caso não se trata mais de uma microválvula liga-desliga e sim de uma válvula ajustável.

Figura 9: Seção transversal referente ao conceito da microválvula reguladora de pressão [BAE *et al.*, 2003].

O projeto de uma válvula para regulação de pressão deve levar em consideração a seleção do princípio de atuação, o elemento de resistência variável, o método de controle (visando menor consumo de energia) e método de fornecimento de energia. Materiais piezelétricos e ligas com memória de forma (Shape Memory Alloy - SMA) não são bons pois precisam de altas tensões elétricas para funcionar, assim como materiais térmicos e termopneumáticos atuam com altas temperaturas. Por outro lado pode-se utilizar baixas tensões elétricas para atuar sobre esses materiais quando comparado ao método eletrostático. Por sua vez o método eletromagnético utiliza normalmente ímãs permanentes e bobinas de dimensões relativamente grandes para microdispositivos. Entretanto, utilizando a tecnologia de fabricação aplicada a

dispositivos MEMS, é possível conseguir grandes deflexões com baixo consumo de energia elétrica, com o uso de pequenos ímãs e bobinas.

Assim, Bae *et al* [BAE *et al.*, 2003] utilizaram o método eletromagnético. O elemento de resistência ativa é um orifício variável projetado de tal forma que o espaçamento em relação à superfície do orifício varia com o movimento da membrana. Um elemento de resistência passivo, microcanal adicional em volta da membrana, foi utilizado a fim de reduzir o consumo de energia do sistema. O método de controle usado foi a modulação por largura de pulso (*Pulse Width Modulation* - PWM), que permite reduzir o consumo de energia. Este dispositivo foi utilizado com um regulador de pressão, e permitiu gerar uma queda de pressão de até 2.3 kPa quando uma corrente de 60 mA é aplicada na bobina.

Fu *et al* [FU *et al.*, 2003] desenvolveram uma matriz de microválvulas reguladoras usando microesferas de ferro com 3 mm de diâmetro funcionando como a estrutura mecânica de atuação. A microválvula consiste de três camadas de Ferro-Níquel-Cromo (FeNiCr) e três camadas de polissulfona (*Polysulfone* - PSU), fabricados pela técnica conhecida como estampagem a quente (*hot embossing*), figura 10. As camadas citadas acima foram ligadas usando filmes adesivos curados a uma temperatura de 65°C por 1 hora, em apenas uma etapa.

Figura 10: Sequencia de fabricação da matrix de válvulas [FU *et al.*, 2003].

Nesse trabalho, uma bobina comercial (10 mm de comprimento e 8 mm de diâmetro) é responsável por realizar a atuação da válvula (figura 11). Tomando como referência a figura 11, quando a bobina está desenergizada, o fluido entra no canal formado pelas camadas de metal na entrada, passa pelo assento 1 da válvula e flui para a câmara onde a esfera se encontra. A diferença de pressão entre a entrada e o assento 2 da válvula é responsável por suspender a esfera, fechando o assento 2. A pressão da entrada é então transferida ao sensor de pressão na saída. Quando a bobina é energizada com corrente suficiente para levar a esfera para baixo, o assento 1 é fechado. A pressão do ar no assento 2 é transmitida ao sensor de pressão na saída. Equilibrando a força magnética gerada pela bobina sobre a esfera, com a força promovida pelo fluxo e pelo peso da esfera, é possível controlar precisamente a sua posição. Os experimentos foram

realizados utilizando nitrogênio como fluido, operando em uma faixa de pressão de 50 a 200 kPa.

Figura 11: Seção transversal da microválvula fabricada [FU et al., 2003].

Observou-se que à 50 kPa uma corrente de 130 mA foi necessária, e à 200 kPa uma corrente de 300 mA foi necessária. A maior frequência de atuação usada nos testes foi de 30 Hz. A microválvula comutou durante 3 horas, sem interrupções, e nenhuma variação nos parâmetros foi observada. O tempo de resposta estimado para a válvula fabricada foi de aproximadamente 10 milissegundos. Devido ao volume morto do sensor de pressão existe um atraso associado na leitura, fazendo com que o verdadeiro tempo de resposta da válvula seja possivelmente menor que 10 milissegundos.

Oh et al [OH et al., 2005] desenvolveram uma microválvula de estrangulamento do canal (*pinch-type*) usando um solenoide ajustável. A válvula consiste de um solenoide com altura ajustável, um êmbolo de mola e um tubo de silicone (figura 12). Um solenoide comercial foi usado (STP1717-016, 12 V, Bicon, OR). A ponta na extremidade do êmbolo foi moldada de modo a minimizar a área de contato com o tubo de silicone. Uma tampa e uma camada inferior com uma ranhura orientada para o tubo de silicone foram usinadas em alumínio, utilizando um torno mecânico e uma ondulação circular foi inserida na camada inferior, de modo a permitir a acomodação do êmbolo ao canal.

Figura 12: Secção transversal da microválvula eletromagneticamente atuável, onde o elemento mecânico é definido pelo estrangulamento do canal [OH et al., 2005].

Um sistema experimental contendo um reservatório de água deionizada (DI), um tubo capilar, um sensor de pressão foi montado para realizar a caracterização do desempenho dessa microválvula. Água DI presente no reservatório foi pressurizada através da aplicação de gás nitrogênio, controlado por um regulador de pressão. A válvula não apresentou vazamento para pressões de até 200 kPa. Para uma corrente de atuação de 160 mA a vazão linear foi de 836 $\mu\text{m}/\text{min}$ para uma pressão de entrada de 8,2 kPa e 600 $\mu\text{m}/\text{min}$ para uma pressão de entrada igual a 5,4 kPa.

Uma microválvula do tipo externamente atuada utilizando o princípio eletromagnético foi desenvolvida em 2008 por Casals-Terré *et al* [CASALS-TERRÉ *et al.*, 2008], operada através do uso de um ímã permanente que interage com uma camada de Co-Ni (Cobalto-Níquel) eletrodepositada em uma viga em balanço (*cantilever*) com formato “V”. A microválvula tipo liga/desliga foi obtida a partir do uso da força magnética entre o ímã e o *cantilever*. Os protótipos confeccionados foram avaliados utilizando um fluxo de nitrogênio gasoso a uma taxa de 20 sccm, a uma pressão de operação de 50 mbar. A essa pressão a válvula apresentou uma taxa de fluxo de vazamento de 1,75 sccm.

Em 2015, Cai *et al* [CAI *et al.*, 2015] desenvolveram uma microválvula liga/desliga atuada eletromagneticamente, desenvolvida para ser aplicada especificamente em sistemas microfluídicos centrífugos. Um microcanal desenvolvido em PDMS é envolvido por dois ímãs permanentes, como em uma configuração sanduíche. O princípio de atuação é baseado no estrangulamento do canal de PDMS utilizando a força magnética entre os ímãs. Um sistema de rotação é usado para alterar a distância entre os ímãs, modificando a força magnética e então o estado da microválvula. Foi observado experimentalmente que a microválvula apresentou um tempo de resposta de 1 a 3 segundos. A resposta lenta pode ser relacionada com o sistema motor que promove a rotação do sistema.

Em 1999 Gongora-Rubio *et al* [GONGORA-RUBIO *et al.*, 1999] apresentaram uma válvula normalmente fechada, eletromagneticamente atuada, realizada utilizando a tecnologia LTCC. Além disso, o desenvolvimento de uma microválvula utilizando tecnologia híbrida foi realizado, utilizando a tecnologia LTCC, tecnologia de filmes finos e a tecnologia do silício (figura 13).

Figura 13: Conceito da microválvula híbrida, eletromagneticamente atuada apresentada por [GONGORA-RUBIO *et al.*, 1999].

O sistema microfluídico pode ser implementado utilizando-se apenas três camadas de cerâmica. O diafragma flexível de silício foi fixado à camada superior de LTCC usando polissiloxano. A bobina multicamada espiral quadrada com 1 cm x 1 cm foi desenvolvida, projetada com uma geometria inovadora pois uma pequena quantidade de vias de interconexão são necessárias garantindo a conexão elétrica entre as camadas e os *pads* usados para alimentação da bobina, e a sequência de interposição entre as camadas contendo os enrolamentos planos permitiu preservar a direção do campo magnético. O gap e largura dos segmentos de fio foram projetados para ser iguais a 80 μm com uma espessura de 10 μm , obtendo uma resistência elétrica total de 120 Ohms. Bobinas planas contendo espiras com 20 voltas, foram superpostas usando cinco e oito camadas para formar a microbobina tridimensional, fabricadas utilizando folhas de LTCC (DuPont 951 Green TapeTM), permitindo sua implementação junto ao sistema fluídico. Utilizando um ímã permanente de SmCo, com 1 mm de diâmetro, uma deflexão de 200 μm do diafragma foi observado.

Em 2014, Czok *et al* [CZOK *et al.*, 2014] apresentaram o desenvolvimento de uma microválvula eletromagneticamente atuada, fabricada utilizando a tecnologia LTCC usando uma membrana fabricada em PDMS (figura 14). Uma membrana circular com 300 μm de espessura foi fabricada em um molde feito usando fitas cerâmicas de LTCC. O projeto da microbobina é similar ao projeto apresentado anteriormente por Gongora *et al* [GONGORA-RUBIO *et al.*, 1999], e neste caso dez camadas foram usadas com uma largura e gap entre os segmentos de fio iguais a 150 μm , em uma área total de 11,5 mm x 11,5 mm, fornecendo bobinas planas com 15 voltas de enrolamento. Uma ímã permanente de NdFeB foi utilizado, fixado à membrana de PDMS, de modo a permitir a interação magnética entre a microbobina e a membrana fléxivel. A resistência elétrica da microbobina multicamada desenvolvida foi de 46,5 Ω . A microválvula foi avaliada utilizando uma pressão hidrostática de 0,9 kPa, a uma taxa de fluxo variando na faixa de 40 a 45 mL/min. Uma tensão de 10 V aplicada entre os terminais da bobina permitiu a atuação da microválvula, fechando completamente o canal. Apesar disso, 10% do volume inicial de líquido vazou mesmo com a válvula fechada, indicando a

quantidade de volume morto associada aos canais do dispositivo e os tubos de silicone usados no ensaio.

Figura 14: Representação esquemática da microválvula desenvolvida por Czok et al. [Czok et al., 2014]

Microválvulas eletrostáticas

Uma microválvula eletrostaticamente atuada, para o controle do fluxo de gases, foi desenvolvida em 1994, por Shikida *et al* [SHIKIDA *et al.*, 1994] e Sato *et al* [SATO *et al.*, 1994], utilizando um filme em formato “S” como elemento ativo. Normalmente, as microválvulas elétricas são desenvolvidas utilizando membranas flexíveis ou membranas rígidas à base de silício. Além disso, a maioria das microválvulas eletrostaticamente atuáveis foram desenvolvidas para trabalhar com gases, devido à inconveniente possibilidade de ocorrer eletrólise em líquidos quando altas tensões são aplicadas, uma vez que o campo eletrostático cruza o transporte de líquido, inviabilizando o funcionamento do sistema. A ideia da microválvula desenvolvida consiste na configuração descrita por dois eletrodos planos, separados a uma distância de 2.5 mm, com um filme condutivo no meio (Ni-Fe com 5 μm de espessura) dobrado elasticamente em um formato “S”. Ao aplicar tensão elétrica, alternativamente entre os terminais de um dos eletrodos e o filme condutor, o filme se desloca em direção ao eletrodo, movendo-se para cima ou para baixo dependendo em relação a qual eletrodo o filme é eletricamente conectado. Uma velocidade de propagação do filme de 4 m/s foi observada para uma tensão de atuação igual a 150 V. Experimentalmente, foi observado uma taxa de fluxo de gás de 10 sccm para uma pressão de 60 Pa.

Goll *et al* [GOLL *et al.*, 1997] apresentaram uma microválvula polimérica eletrostaticamente atuada, com o uso de um eletrodo funcionando como membrana móvel. A membrana consiste de duas camadas eletricamente isolantes, contendo uma camada condutora no meio, moldadas separadamente sobre uma pastilha de silício, e então transferidas para a estrutura da válvula. A estrutura da microválvula é fabricada aplicando moldagem por injeção térmica, utilizando poliamida condutiva. A membrana tri-camada, fabricada com 3 μm de espessura, é movida eletricamente devido a aplicação de um valor adequado de tensão entre o eletrodo presente na membrana e um dos eletrodos, separados por 25 μm de distância, definidos na estrutura da microválvula. Dependendo do eletrodo definido na válvula ao qual a membrana está ligada, a entrada de fluido pode estar fechada ou aberta. A membrana desenvolvida somente apresenta deslocamento para tensões elétricas aplicadas na faixa de 60 V a 150 V. A membrana foi testada utilizando fluxo gasoso (Nitrogênio), atingindo uma taxa de fluxo igual a 12 mL/min a pressões de 110 kPa.

Robertson and Wise [ROBERTSON *et al.*, 1998] desenvolveram microválvulas eletrostaticamente atuadas integradas em um sistema modulador de gás, utilizando uma viga de silício microusinada (3 μm de espessura), que atua como eletrodo móvel. O sistema teoricamente é capaz de fornecer uma vazão de gás igual 0,87 $\mu\text{L}/\text{min}$ a uma pressão de 0,75 Pa, apresentando uma estimativa associada ao tempo de resposta em torno de 0,1 ms a uma tensão de 80 V.

Uma microválvula eletrostática desenvolvida para os propósitos de um sistema de exibição Braille pneumático e dinâmico foi introduzido por Yobas *et al* [YOBAS *et al.*, 2001; YOBAS *et al.*, 2003]. A microválvula é feita de um filme fino de silício policristalino, depositado sobre uma lâmina de silício. Uma fina camada de dielétrico (nitreto de silício) foi usada entre a membrana feita em silício policristalino, em forma de roda/volante (*cantilevers* usados para defletir um prato circular no centro), e a estrutura da base da válvula feita em silício. A microválvula é normalmente aberta devido ao espaçamento existente entre o substrato de silício e a membrana. A membrana é fechada aplicando-se tensão elétrica entra a membrana de silício policristalino e a base da válvula fabricada em silício. Uma tensão de 68 V foi usada para manter a microválvula fechada a uma pressão de 82.7 kPa. A membrana fabricada possui um prato circular com 70 μm de diâmetro e espessura, usando 20 vigas com 665 μm de comprimento.

Teymoori e Abbaspour-Sani [TEYMOORI *et al.*, 2004] apresentaram o projeto e simulação para uma microbomba serialmente conectada a microválvulas eletrostaticamente atuadas, para aplicações associadas a entrega de medicamentos. A estrutura da microválvula, inicialmente proposta por Cao *et al.* [CAO *et al.*, 2001], consiste de duas partes: a membrana e parte que promove selagem. Esta parte é inicialmente assentada sobre a entrada e saída de fluido, fazendo que a válvula seja normalmente fechada. Quando a membrana, fixada à parte selante, se move a válvula é aberta permitindo o fluxo de gás através do canal.

Ainda em 2004, o grupo de Yang [YANG *et al.*, 2004], desenvolveu uma microválvula liga/desliga, eletrostaticamente atuável integrada a um sistema de micromotores movidos por turbina a gás. A microválvula, normalmente fechada e que suporta uma diferença de pressão de 900 kPa, é aberta quando uma tensão de 136 V é aplicada, fornecendo uma taxa de fluxo de nitrogênio gasoso igual a 45 mL/min. A válvula foi construída utilizando colagem direta de múltiplos substratos de silício-sobre-isolante (*Silicon-on-insulator* - SOI), onde utilizou-se técnicas de corrosão profunda por íons reativos (*Deep-Reactive Ion Etch* - DRIE).

Uma microválvula eletrostática, normalmente fechada, para aplicações em células de combustíveis portáteis, foi desenvolvida, associada a um mecanismo que promove o balanceamento de pressão no sistema, por Yoshida *et al* [YOSHIDA *et al.*, 2010]. A estrutura da microválvula consiste de dois substratos, inferior e superior, feitos de vidro, e um substrato intermediário feito em silício. O substrato inferior possui entrada/saída para o fluxo de combustível no interior do dispositivo. O substrato de silício possui um elemento ativo eletrostaticamente atuável e um diafragma ondulado. O substrato superior possui eletrodos para atuação elétrica, e ainda, promove a formação de um tanque e um espaçamento eletrostático entre o substrato intermediário, devido a soldagem anódica realizada entre o vidro e silício. Observou-se experimentalmente que o estado fechado foi mantido para pressões de entrada de até 40 kPa, devido à existência do diafragma. A tensão de atuação variou na faixa de 50 V a 110 V, dependendo da pressão aplicada na entrada.

Em 2012, atuadores microfluídicos eletrostáticos flexíveis, fabricados utilizando a tecnologia de filmes finos, foram divulgados por Patrascu *et al* [PATRASCU *et al.*,

2012]. Para o microatuador desenvolvido, o microcanal está localizado entre os pratos eletrostáticos, e a distância entre eles é definida pela altura do canal. A chapa metálica inferior ao canal é mantida fixa, enquanto a outra pode se mover. Quando uma tensão elétrica suficientemente alta é aplicada entre as chapas, o canal é estrangulado, restringindo o fluxo de fluido através do mesmo, configurando um elemento ativo do tipo estrangulamento (*pinch-type*), usando o princípio eletrostático. As microválvulas apresentadas anteriormente utilizaram elementos mecânicos do tipo membrana (*membrane-type*). A microválvula desenvolvida funciona apropriadamente utilizando líquidos não-polares. Os experimentos demonstraram que os dispositivos fabricados podem suportar pressões em torno de 23 kPa, aplicando uma tensão de 150 V, apresentando um vazamento de 0,138 $\mu\text{L}/\text{min}$. Anjewierden *et al* [ANJEWIERDEN *et al.*, 2012] demonstraram uma microválvula eletrostática para aplicações em sistemas microfluídicos pneumáticos. A válvula consiste da montagem de várias partes individualmente fabricadas, sendo integrável a sistemas microfluídicos. Uma fina camada de cromo é depositada sobre metacrilato de polimetila (*poly-methyl methacrylate* - PMMA) formando a estrutura da válvula, e uma folha de cobre foi utilizada como membrana flexível. Parileno (parylene) foi usado como material dielétrico com a finalidade de prevenir curto-circuito entre os eletrodos. Quando uma tensão elétrica é aplicada entre o eletrodo de cobre e o eletrodo de cromo, a força elétrica move a folha contra o cobre, fechando o fluxo de ar. A tensão necessária para fechar a válvula é de 680 V, a 40 kPa. A taxa de fluxo média observada é de 1,05 mL/min.

Yildirim *et al* [YILDIRIM *et al.*, 2011; YILDIRIM *et al.*, 2012] apresentaram uma microválvula eletrostática aplicável em sistemas μTAS a base de parileno. Inicialmente a válvula utilizou um diafragma circular, no plano. Constatou-se que as microválvulas atuavam a 20 V trabalhando com óleo ou ar, usando diafragmas com 450 μm de raio, enquanto para água como fluido de trabalho o dispositivo não pôde funcionar apropriadamente, devido à eletrólise do líquido. A seguir, uma nova estrutura foi proposta, permitindo isolar o fluido do campo eletrostático produzido entre os eletrodos. Uma câmara de atuação é localizada abaixo do canal isolado eletricamente. Usando água deionizada como fluido, a válvula normalmente fechada não apresentou vazamento para pressões de até 20 kPa, aplicadas na entrada.

Microválvulas Eletrocinéticas

Além do princípio eletrostático, relacionado a válvulas atuadas eletricamente, princípios de atuação eletrocinéticos também são utilizados no desenvolvimento de microválvulas ativas, devido a ampla aplicação associada ao movimento de partículas e líquidos em microcanais. Kirby *et al* [KIRBY *et al.*, 2002] apresentaram o projeto para o desenvolvimento de uma microválvula liga/desliga utilizando tensão eletrocinética endereçável, objetivando sua compatibilidade com solventes e pressões utilizados em cromatografia líquida de alta pressão. Os elementos ativos utilizados para realizar o controle do fluido foram fabricados utilizando fotografação a laser de monólitos poliméricos no interior de microcanais de vidro, atingindo diâmetros de até 60 μm . A atuação da válvula ocorre através da variação na pressão eletrocinética. A microválvula apresentou razões de fluxo aberto/fechado de 10^4 a 10^6 para uma faixa de pressão de 150 a 1700 kPa.

Uma microválvula utilizando o princípio eletrocinético para movimentação de uma partícula, constituída por uma semi-esfera condutora e uma semi-esfera não condutora, conhecida como partícula de Janus foi apresentada por Daghighi e Li

[DAGHIGHI *et al.*, 2011]. Uma partícula de Janus é localizada em uma junção de vários microcanais. Quando o campo elétrico é aplicado, um fluxo eletrocinético de carga induzida é produzido ao redor do lado condutor da partícula, formando um vórtice que desloca a partícula permitindo bloquear a entrada de um determinado microcanal. Variando a direção do campo elétrico é possível deslocar a partícula bloqueando o fluxo através de diferentes microcanais.

Microválvulas piezelétricas

O princípio da piezeletricidade é utilizado para descrever a interação eletromecânica que existe entre o estado mecânico e elétrico em materiais cristalinos específicos. Assim, esses materiais produzem deslocamento mecânico sob a aplicação de campo elétrico. Atuações de natureza piezelétrica são normalmente utilizadas em microbombas, pois produzem forças fletoras da ordem de MPa, apresentando pequenos deslocamentos (deformação menor que 0,1%). Entretanto, para o desenvolvimento de microválvulas, que exigem grandes deslocamentos, essa limitação deve ser superada. Algumas soluções para esta desvantagem foram apresentadas na literatura.

A primeira solução utiliza amplificação hidráulica. O grupo de pesquisa de Li e Roberts desenvolveu microválvulas baseadas no princípio piezelétrico para sistemas de microbombeamento hidráulico de alta pressão diferencial a altas frequências [ROBERTS *et al.*, 2003; LI *et al.*, 2004]. Utilizando uma amplificação hidráulica de 40 vezes, aplicando óleo de silicone como fluido, foi possível obter deslocamentos de até 20 μm . Uma taxa de fluxo igual a 12.6 mL/min foi atingida para uma tensão senoidal com frequência de 1 kHz, 500 V de amplitude contra uma pressão de 260 kPa, onde 17 μm de deslocamento foram alcançados. Uma microválvula piezelétrica normalmente fechada, aplicada ao controle do fluxo de gases e líquidos foi desenvolvida por Rogge *et al* [ROGGE *et al.*, 2004]. Utilizando uma amplificação hidráulica de 25 vezes, aplicando silicone em gel, um deslocamento de 50 μm foi atingido, utilizando tensões de atuação de 300 V e tempos de resposta de até 1,8 ms. O vazamento medido para fluxo de gás nitrogênio (N_2) foi de 30 $\mu\text{L}/\text{min}$ a uma pressão de 200 kPa, enquanto que, para água observou-se 0,0133 $\mu\text{L}/\text{min}$ de vazamento a 100 kPa de pressão aplicada. Uma microválvula polimérica piezelétrica foi desenvolvida por Shao *et al* [SHAO *et al.*, 2004], apresentando um volume morto de 6 nL com um tempo de resposta menor que 1 ms. O sistema de amplificação hidráulica associado ao deslocamento do cristal piezelétrico foi utilizado de maneira similar ao dispositivo apresentado anteriormente por Rogge *et al.* A máxima vazão de gás nitrogênio alcançada foi de 70 mL/min considerando uma diferença de pressão de 50 kPa.

Outra solução encontrada para o problema de pequenos deslocamentos atingidos utilizando cristais piezelétricos é usar uma pilha de cristais piezelétricos, permitindo obter maiores deslocamentos em relação ao uso singular do material. Peirs *et al* apresentaram uma microválvula piezelétrica aplicada ao desenvolvimento de manipuladores miniaturizados para integração em um endoscópio auto-propulsor [PEIRS *et al.*, 2000]. Cristais piezelétricos foram empilhados formando uma estrutura com as dimensões: 1,4 mm x 3 mm x 9 mm, produzindo um deslocamento máximo de 6 μm , atingindo uma força máxima de 140 N para uma tensão de atuação igual a 100 V. Uma taxa de fluxo de 0,42 mL/min foi atingida para uma pressão de 600 kPa. Chakraborty *et al* [CHAKRABORTY *et al.*, 2000] reportaram uma pilha de cristais piezelétricos usando laminação, obtendo uma estrutura com 10 mm de altura. Uma deflexão de no máximo 10 μm foi obtida utilizando a pilha de cristais desenvolvida.

Uma microválvula piezelétrica normalmente fechada desenvolvida para uso em micro-espçonaves foi apresentada em 2004 por Yang *et al* [YANG *et al.*, 2004]. O atuador consiste de uma pilha de cristais piezelétricos (8,4 mm x 5 mm x 6mm) fixados a componentes de uma microválvula fabricada em silício. Utilizando gás hélio (He) como fluido de trabalho, uma vazão de 52 mL/min a uma pressão de 2070 kPa foi obtida aplicando uma tensão elétrica de 10 V, e um vazamento de 5 μ L/min a uma pressão de 550kPa foi observado.

Outra alternativa apresentada na literatura em relação ao uso de cristais piezelétricos para o desenvolvimento de microválvulas é a aplicação de cristais bímorfos. Waibel *et al* [WAIBEL *et al.*, 2003], introduziram uma caneta-tinteiro integrada a um sistema de dosagem de fluido controlado eletronicamente, contendo uma microválvula piezeletricamente atuável, um reservatório com tinta na presença de forças capilares e diferença de pressão hidrostática [GOETTSCHE *et al.*, 2005]. A microválvula foi fabricada usando moldagem por injeção, incluindo uma membrana com elevada rigidez elástica. Aplicando uma tensão elétrica de 140 V, uma deflexão de 80 μ m foi atingida. Aplicando uma pressão de 1 kPa um vazamento de 0,002 μ L/min foi observado. Uma microválvula normalmente aberta utilizando o princípio piezelétrico foi fabricada em LTCC por Sobocinski *et al* [SOBOCINSKI *et al.*, 2009]. A microválvula foi desenvolvida com base em um cristal piezelétrico unimorfo, possuindo um diâmetro de 15 mm e uma espessura igual a 0,35 mm, fixado à estrutura LTCC. Um fluxo de 143 mL/min para uma pressão de 100 kPa foi atingido para um deslocamento máximo de 1,3 μ m, apresentando um tempo de resposta em torno de 30 ms. Foram apresentadas microválvulas com métodos de atuação térmicos, descritos com uso de membranas bimetálicas (quando aquecidas, devido a diferença entre o coeficiente de deformação térmica entre os materiais usados, promove uma deflexão na membrana) materiais termopneumáticos (quando aquecidos expandem gerando pressão sobre membranas móveis) e ligas com memória de forma (ligas que quando aquecidas retornam a uma forma que não possuem para outras temperaturas), porém o tempo associado é normalmente muito elevado em relação aos métodos de atuação descritos anteriormente.

Por fim, microválvulas ativas foram fabricadas sem o uso de parte mecânicas móveis, em que o meio de atuação se dá com o uso de materiais eletroquímicos, que apresentam mudança de fase e materiais reológicos. Estas microválvulas foram estudadas, porém não serão discutidas neste trabalho por possuírem tempos de resposta muito elevados, considerando a aplicação definida para as microválvulas de interesse.

2. OBJETIVOS

2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

O objetivo principal deste trabalho é desenvolver microválvulas que permitam o controle preciso, rápido e confiável (apresentando alta reprodutibilidade) do fluxo de líquidos em microcanais encapsulados no interior de microssistemas que denominamos de *MicroLaboratórios Autônomos* (MLAs).

Atualmente as pesquisas realizadas com os MLAs são destinadas à manipulação de reagentes utilizados para realizar a detecção de espécies nutrientes em água. Estes dispositivos permitem aplicar métodos analíticos colorimétricos para a determinação da concentração por exemplo de fósforo reativo na água a partir da reação entre o molibdato de amônio e o íon fosfato, produzindo um fosfomolibdato de amônio, apresentando cor amarelada. Ao aplicar um agente redutor, um composto azul, de intensa coloração, é produzido a partir da redução do molibdato de amônio (Mo(VI) para Mo(V)), aumentando a sensibilidade do analisador construído. A concentração do fósforo reativo é proporcional à intensidade do azul produzido no analito. Os agentes redutores mais utilizados são ácido ascórbico e cloreto de estanho (II) (cloreto estanoso). A figura 15 apresenta um ensaio para a determinação da concentração de fósforo de uma amostra conhecida usando um equipamento comercial, cuja análise é realizada de maneira estática, com o analito em repouso no interior de tubos de ensaio. Os seis primeiros tubos são utilizados para realizar a calibração do equipamento, relacionando a absorbância medida e a concentração de fósforo com valores conhecidos. O último tubo de ensaio contém a amostra com concentração de fósforo desconhecida. Pode-se perceber que a coloração fica mais intensa (para os seis primeiros frascos) da esquerda para a direita. Isso porque a concentração de fósforo aumenta nesta direção, isto é, o primeiro frasco (da esquerda para a direita) contém somente água deionizada, e sucessivamente as concentrações de fósforo vão aumentando (0,1 mg/L, 0,25 mg/L, 0,5 mg/L, 0,75 mg/L e 1 mg/L). Com o uso de válvulas é possível realizar a calibração automaticamente, a partir da diluição controlada de apenas um padrão de 1 mg/L, através de uma técnica conhecida como multicomutação, que emprega válvulas controladas digitalmente, permitindo a injeção de amostras e reagentes exatamente nos instantes predeterminados, aumentando a versatilidade e nível de automatização dos sistemas fabricados. Dessa maneira é possível diluir o padrão de 1 mg/L com água deionizada com precisão, permitindo obter os padrões utilizados na calibração (0,1 mg/L, 0,25 mg/L, 0,5 mg/L, 0,75 mg/L e 1 mg/L) a partir do controle do tempo de abertura das válvulas (figura 16).

2. OBJETIVO

Figura 15: Analitos produzidos em um laboratório de química, onde foram adicionados 5 mL de amostras de água padronizadas com fósforo, 200 μ L de solução de molibdato de amônio, e 25 μ L de solução de cloreto estano.

Figura 16: Representação esquemática da autocalibração realizada no MLA com o auxílio de uma válvula V1 (esquerda) e o gráfico de calibração correspondente relacionando a absorbância e a concentração de fósforo em mg/L (direita).

Figura 17: Microlaboratório Autônomo desenvolvido para o monitoramento da qualidade da água a partir da detecção colorimétrica de espécies químicas diluídas. (esquerda) Microlaboratório com a eletrônica integrada (baseada no chip PIC18), conectada externamente a uma bomba peristáltica e a válvulas solenoides. (direita) Microanalizador colorimétrico com a eletrônica (baseada no chip MSP430), microbombas piezelétricas e válvulas solenoides conectadas externamente. (centro) Microlaboratório referente a imagem da esquerda. Adaptado de [ROCHA, 2009].

O MLA aplica-se à execução de análise por injeção em fluxo (*Flow injection analysis* - FIA), descrita pela inserção de uma diminuta alíquota de uma amostra fluidica (como água contaminada com fósforo) em uma solução transportadora (carregadora), como água deionizada adicionada aos reagentes. Até o momento os dispositivos de injeção e controle foram instalados externamente ao MLA (figuras 16 e 17), onde bombas peristálticas (que são pesadas e de grande porte), microbombas piezelétricas (integradas modularmente) e válvulas solenoides (integradas modularmente) foram utilizadas, dificulta a utilização dos analisadores em campo. Assim, objetiva-se neste trabalho de mestrado construir microválvulas utilizando a

tecnologia LTCC, mesma tecnologia utilizada na confecção dos MLAs, permitindo que o projeto do novo MLA contenha as microválvulas diretamente integradas, como os componentes no interior do retângulo apresentado na figura 16. A figura 17 demonstra o microanalisador com vários componentes integrados (ao centro), e os componentes que são conectados externamente ao sistema do MLA permitindo realizar a análise espectrofotométrica automaticamente (esquerda e direita).

Outros objetivos deste projeto estão relacionados ao desenvolvimento de técnicas padrões para a fabricação das microválvulas, utilizando infraestrutura disponível no laboratório de pesquisa ao qual a maior parte deste trabalho foi realizado, o LSI (Laboratório de Sistemas Integráveis) do PSI-EPUSP.

2.2. JUSTIFICATIVA PARA O USO DE MICROVÁLVULAS ELETROMAGNETICAMENTE ATUADAS USANDO MEMBRANAS

Os requisitos de projeto associados ao desenvolvimento das microválvulas estudadas neste trabalho são determinados com base na funcionalidade a qual os dispositivos serão aplicados: análises químicas no monitoramento da qualidade da água.

O valor do deslocamento mínimo que a membrana deve efetuar é definido com base no valor referente à altura do canal utilizado, cuja fabricação é baseada na aplicação de folhas de LTCC com 254 micrômetros de espessura sem considerar o encolhimento após a sinterização. Então supondo que a membrana deve se deslocar completamente permitindo a passagem do fluido por toda área do canal, o deslocamento mínimo é obtido considerando a maior altura do canal que será confeccionado. Assim, é possível garantir que a membrana será capaz de fornecer a vazão de operação desejada para qualquer altura do microcanal. No projeto de componentes tridimensionais usando a tecnologia LTCC, como será visto mais a frente, a altura do canal é determinada pela espessura da folha de LTCC e a quantidade de folhas utilizadas na estrutura do microcanal. Objetivando a miniaturização e também economia de material, as maiores alturas do canal correspondem ao uso de duas folhas de LTCC, para a confecção dos sistemas microfluídicos utilizados neste trabalho. Assim estima-se que a membrana deve conseguir executar uma deflexão de pelo menos 250 micrômetros a partir de sua posição de repouso.

A taxa de fluxo de líquido para o sistema operar com análises de fósforo em uma situação real encontra-se na faixa 0,2 – 6 mL/minuto. Estes valores foram definidos com base em estudos que avaliam as características ótimas para sensibilidade na mediação do elemento químico (no caso nutrientes como fósforo e nitrogênio). Além disso, a válvula deve permitir o controle do fluxo de líquidos polares uma vez que água deionizada é utilizada como solução transportadora na análise da concentração de fósforo.

O tempo de resposta é estimado com base no menor tempo de comutação que a válvula deve executar para realizar a diluição da amostra no processo de amostragem binária necessária para a autocalibração do sistema, permitindo alcançar a diluição da amostra com boa precisão. Considerando que a válvula deve comutar a cada 0,25 segundos permitindo realizar a diluição do padrão com menor concentração (0,1 mg/L), o tempo de resposta razoável deve possibilitar a atuação pelo menos 10 vezes mais

2. OBJETIVO

rapidamente, determinando que o tempo de resposta deva ser no máximo 25 milissegundos.

É interessante que válvula seja atuada com baixa tensão, permitindo sua portabilidade, entretanto não é um requisito de projeto, sendo que a eletrônica disponível já permite atuações de até 150 V para elementos piezelétricos. Da mesma maneira deseja-se que a força exercida pela membrana seja considerável, pois caso contrário pode haver vazamento com válvula no estado fechado.

Com base nos parâmetros de projeto estabelecidos e os artigos estudados foi possível construir uma tabela que indica quais métodos de atuação podem corresponder às exigências estipuladas, Tabela 1. É possível perceber que apenas o método de atuação eletromagnético atende a todas as especificações estipuladas para corresponder às condições de operação da válvula. No caso do método de atuação eletrostático, líquidos polares podem ser eletrolisados na presença da tensão elétrica, onde duas placas condutoras estão separadas com o fluido entre as mesmas, impedindo o funcionamento da válvula. No caso do acionamento piezelétrico, em que o tempo de resposta ainda é aceitável, torna-se necessário estruturar uma pilha de cristais com a finalidade de atingir um deslocamento considerável, o que pode deixar o dispositivo com dimensões relativamente maiores às desejáveis neste projeto.

Tabela 1. Parâmetros de projeto da microválvula versus métodos de atuação

Parâmetros de performance	Valores limites	Mag.	Elet.	Piez.	Bimet.	Termop.	SMA
Tempo de resposta (ms)	25 (faixas)	X (10 - 56)	X (0,1 - 300)	X (0,7 - 2)	(200)	(150 - 20000)	(660 - 2500)
Deslocamento (µm)	250 (faixas)	X (23 - 7000)	(1 - 25)	(6 - 50)	–	(3,5 - 134)	(20)
Vazão (mL/min)	0,2 – 6	X	X	X	X	X	X
Vazamento (mL/min)	0,001 (faixas)	X (0 a 207kPa; 4,5 a 0,9kPa)	X (0,006 a 170kPa)	X (10 ⁻⁵ a 100kPa; 0,03 a 10kPa)	(0,03 a 34,5kPa)	X (0,001 a 30kPa; 9,6 a 20kPa)	–
Força gerada (mN)	80 (faixas)	X (0,32 - 230)	–	–	–	–	X (2350)
Baixa tensão de atuação (V)	15 (faixas)	X (2,2 - 25)	(60 - 366)	(100 - 500)	(103)	X (4 - 34)	(20 - 220)
Líquidos Polares	Água DI	X		X	X	X	X

Dados retirados dos artigos. Mag. [TERRY *et al.*, 1979; YANAGISAWA *et al.*, 1995; MECKES *et al.*, 1995; BAE *et al.*, 2003; FU *et al.*, 2003; KRUSEMARK *et al.*, 1998; OH *et al.*, 2001; AHN *et al.*, 1999; AHN *et al.*, 2005; CASALS-TERRÉ *et al.*, 2008; CAI *et al.*, 2014; DUCLOUX *et al.*, 2009; Chang *et al.*, 2014; GONGORA *et al.*, 1999; CZOK *et al.*, 2014; CHENG *et al.*, 2008; GASPAS *et al.*, 2008] Elet. [SHIKIDA *et al.*, 1994; GOLL *et al.*, 1997; ROBERTSON *et al.*, 1998; SCHAIBLE, 2001; WIJNGAART *et al.*, 2002; YOBAS *et al.*, 2001; YANG *et al.*, 2004; YOSHIDA *et al.*, 2010; PATRASCU *et al.*, 2012; YILDIRIM *et al.*, 2012] Piez. [PEIRS *et al.*, 1999; ROBERTS *et al.*, 2004; ROGGE *et al.*, 2004; SHAO *et al.*, 2004; CHAKRABORTY *et al.*, 2000] Bimet. [JERMAN,

1994; BARTH, 1995] Termop. [RUZZU *et al.*, 1998; YANG *et al.*, 1999; BAECHI *et al.*, 2002; RICH *et al.*, 2003; KIM *et al.*, 2004; TAKAO *et al.*, 2005] SMA [REYNAERTS *et al.*, 1997; PEMBLE *et al.*, 1999; KOHL *et al.*, 2000; TAMANHA *et al.*, 2002]

Considerando esta área de aplicação (análises químicas), existe uma variada gama de possibilidades relacionadas à tecnologia utilizada para fabricar o dispositivo, e deve-se priorizar algumas metas com a finalidade de selecionar a melhor estrutura para compor o sistema final. No caso deste trabalho, os objetivos principais são a manufatura de uma válvula miniaturizada, integrável aos MLAs desenvolvidos atualmente para monitorar a concentração do íon fosfato estações de tratamento de águas e efluentes (ETAs e ETEs), sendo necessário que o dispositivo seja portátil, possibilitando sua operação em campo. Assim como no caso do método de atuação, deve-se optar por um tipo de elemento ativo dentre as estruturas factíveis para a construção de uma válvula miniaturizada. De acordo com a descrição realizada no capítulo 1, os componentes utilizados na construção de microválvulas bem-sucedidas normalmente são, esferas (*ball-type*), pistões (*pinch-type*) e membranas (*membrane-type*). No caso das válvulas fabricadas utilizando esferas, o processo de fabricação associado geralmente é muito trabalhoso, complexo e demanda muito tempo. Em relação às válvulas estruturadas com base em elementos que estrangulam o canal, através da ação de pistões, devido ao espaço ocupado pelo elemento ativo e ainda o espaço reservado para seu deslocamento faz com que o dispositivo final tenha dimensões que vão além das projetadas para as microválvulas neste trabalho. Por sua vez, microválvulas que empregam membranas (diafragmas) permitem a aplicação de uma diversa gama de materiais, através da aplicação de processos de fabricação simples e rápidos. O PDMS é material comumente utilizado na fabricação de dispositivos microfluídicos, devidos as suas ótimas propriedades mecânicas, ópticas e boa compatibilidade com reagentes químicos. Além disso, este material pode ser combinado à tecnologia LTCC, possibilitando a construção de microdispositivos híbridos com relativa facilidade. Assim, justifica-se a aplicação de uma membrana fabricada em PDMS para compor o sistema de atuação da microválvula, estabelecendo um projeto de implementação para uma microválvula de alto desempenho.

3. METODOLOGIA

A fabricação dos dispositivos propostos neste trabalho envolve o uso da tecnologia LTCC, que consiste na usinagem das fitas cerâmicas, serigrafia, laminação, sinterização etc. As membranas de PDMS foram fabricadas utilizando moldes construídos em LTCC.

Finalmente foi possível chegar a uma proposta inicial de implementação da microválvula para a regulação do fluxo de líquidos em microssistemas de análise da qualidade da água. A figura 18 apresenta um esquema que ilustra a secção transversal do dispositivo proposto. Ele é composto por uma bobina, a ser fabricado em LTCC, um sistema microfluídico (com entrada/saída, microcanal e abertura para atuação) e uma membrana PDMS com um ímã permanente fixado em sua parte superior. A atuação é realizada a partir da interação eletromagnética existente entre o eletroímã e a membrana fixada ao ímã permanente. Ao aplicar uma tensão nos terminais da bobina uma força magnética é induzida no ímã permanente, fazendo com que a membrana se desloque em um sentido que depende do sentido da corrente elétrica aplicada. Para desligar a microválvula neste caso, desenergizando a bobina a força elástica da membrana fecha a válvula novamente. Dessa forma é possível controlar o fluxo de líquidos que atravessam o canal. Além disso, a membrana foi projetada como uma microponte, onde o deslocamento principal do fluido é proporcional à direção de deflexão da membrana. Os tópicos descritos a seguir revelam os métodos e equipamentos utilizados para a confecção do protótipo projetado.

Figura 18: Proposta de implementação da microválvula de membrana eletromagneticamente atuada, considerando algumas dimensões reais referente aos dispositivos fabricados neste trabalho.

A tecnologia LTCC, atualmente, se tornou um método de prototipagem de microssistemas bem estabelecido, sendo aplicada em diversas áreas devido à grande versatilidade que apresenta [IMANAKA, 2005].

Os processos de fabricação envolvidos na construção de dispositivos baseados na tecnologia LTCC consistem do corte das folhas cerâmicas, serigrafia, laminação e

sinterização, normalmente realizado nesta sequência. A figura 19 apresenta um esquema de fabricação geral para a manufatura de um dispositivo multicamadas em LTCC.

Figura 19: Etapas de processo tecnológico aplicados à construção de um dispositivo multicamadas utilizando a tecnologia LTCC [ROCHA, 2009].

3.1 MODELAGEM MATEMÁTICA DOS SISTEMAS RELACIONADOS AO PROJETO DA MICROVÁLVULA ELETROMAGNÉTICA DO TIPO MEMBRANA

3.1.1 MODELO TEÓRICO PARA CANAIS MICROFLUÍDICOS

Como os fluidos são materiais contínuos, quantidades discretas como a massa e a força são substituídas por campos contínuos, como a massa por unidade de volume (densidade do fluido), ρ , e força por unidade de volume, f . As forças aplicadas aos elementos do fluido tem origem com o estresse do fluido exercido sobre a superfície, dado pelo tensor de estresse, $\vec{\sigma}$, em adição às forças externas aplicadas no elemento, f . A figura 20 apresenta o modelo padrão considerado neste trabalho para a descrição dos microcanais mais comuns encontrados em sistemas microfluídicos. A seção transversal retangular com comprimento l , largura w e altura h e a seção transversal circular com comprimento l , e raio r foram às superfícies mais utilizadas em modelos hidrodinâmicos e no desenvolvimento de microcanais em sistemas microfluídicos.

Figura 20: Modelo de um (a) canal retangular e (b) circular através dos quais o fluido se desloca com velocidade $\mathbf{u}$.

Para fluxos em dispositivos microfluídicos, fluidos (inicialmente água e soluções aquosas) podem ser consideradas incompressíveis [KIRBY, 2010]. Assim, o campo de velocidade para um fluido Newtoniano obedece a equação de Navier-Stokes, que essencialmente representa a versão contínua da segunda lei de Newton ($\mathbf{F} = m\mathbf{a}$), em um formado de unidade por volume:

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u} \right) = \nabla \cdot \vec{\sigma} + \mathbf{f} = -\nabla p + \eta \nabla^2 \mathbf{u} + \mathbf{f} \quad (1)$$

Os termos associados a aceleração inercial estão do lado esquerdo e as forças do lado direito. Ainda em relação à equação 1, $\mathbf{u}$ representa o campo de velocidades [m/s], ρ é a densidade do fluido [kg/m³], η é a viscosidade do fluido [Pa.s] e p é a pressão aplicada sobre o fluido [Pa]. Como a viscosidade é uma propriedade fluídica que varia com a temperatura, deve-se assumir que a temperatura não sofra variações significativas. Quando forças inerciais são muito pequenas comparadas às forças por viscosidade, que usualmente é o caso em sistemas microfluídicos, o termo não linear pode ser desprezado, indicando que as forças por convecção são desprezíveis, tornando a equação de Navier-Stokes:

$$\rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} = \nabla \cdot \vec{\sigma} + \mathbf{f} = -\nabla p + \eta \nabla^2 \mathbf{u} + \mathbf{f} \quad (2)$$

Supondo agora que nenhuma força externa atue no fluido e considerando inicialmente um longo canal circular, de comprimento l e raio r , pelo qual o fluido se desloca, no estado estacionário, onde o fluxo de fluido se desenvolveu completamente no interior do canal, o campo de velocidade é unidirecional e laminar, e o fluido não sofre aceleração. No caso de canais microfluídicos esta condição é atingida rapidamente. Dessa maneira a equação 2 se torna:

$$\nabla p = \eta \nabla^2 \mathbf{u} \quad (3)$$

Representando o fluxo de Poiseuille, a equação 3 apresenta o balanceamento que ocorre entre a força por pressão e a força por viscosidade do líquido. Considerando a condição de fronteira $\mathbf{u} = 0$ em $r' = r$, o campo de velocidade neste canal de raio R [m] é parabólico ao longo do diâmetro, utilizando coordenadas polares (r', z):

$$u = \frac{r^2 - r'^2}{4\eta} \left(-\frac{dp}{dz} \right) \quad (4)$$

Para obter a taxa de fluxo volumétrica total Q [m³/s] para o canal circular, é necessário integrar espacialmente a contribuição de velocidade de cada lâmina. Dessa maneira, a taxa de fluxo volumétrica para o estado estacionário de um fluxo impulsionado por pressão, descrito pela lei de Hagen-Poiseuille, é dada por [OH *et al.*, 2012]:

$$Q = \frac{\pi r^4}{8\eta} \left(-\frac{dp}{dz} \right) \quad (5)$$

A velocidade média da superfície pode ser obtida normalizando a equação 5 pela seção transversal do canal circular (πr^2):

$$U = \frac{r^2}{8\eta} \left(-\frac{dp}{dz} \right) \quad (6)$$

A equação 5 pode ser aplicada a um canal com comprimento finito l [m], onde a relação $l/r \gg Re$ deve ser verdadeira. Para a maioria dos dispositivos microfluídicos impulsionados por pressão, o gradiente de pressão pode ser assumido uniforme ao longo do comprimento do canal. Por este motivo o termo $-\frac{dp}{dz}$ pode ser aproximado para $\frac{\Delta p}{l}$, onde Δp é a diferença de pressão [Pa] e Q é definido positivo respectivo a um fluxo direcionado da entrada para a saída (como a diferença de pressão Δp é definida com a diferença entre a pressão na saída em relação a entrada, inverso ao sentido da taxa de fluxo definido positivo, deve existir um sinal de menos relacionando esta aproximação). A fim de caracterizar o comportamento fluídico em canais, como fluxo laminar ou turbulento, o número de Reynolds é convencionalmente definido como a razão entre forças inerciais e por viscosidade. O número de Reynolds pode ser descrito definindo uma velocidade característica V [m/s] (ou a velocidade média da superfície U [m/s]) e um comprimento característico D [m] (ou o diâmetro hidráulico do canal D_H [m]):

$$Re = \frac{\text{forças por inércia}}{\text{forças por viscosidade}} = \frac{\rho V D}{\eta} \approx \frac{\rho U D_H}{\eta} \quad (7)$$

Considerando um dado fluxo laminar em um canal circular, o valor atribuído a D_H é $2r$ e a taxa de fluxo vale $\pi U r^2$, então o número Re vale:

$$Re = \frac{2\rho}{\pi\eta r} Q \quad (8)$$

Enquanto para um canal com seção transversal quadrada, de lado l , o diâmetro hidráulico vale l , e a taxa de fluxo é $U l^2$. Dessa maneira, para um canal quadrado o número de Reynolds é dado por:

$$Re = \frac{\rho}{\eta l} Q \quad (9)$$

Sabe-se que, para canais retos e suaves (caso de microcanais desenvolvidos em LTCC, silício, PDMS e etc.), o fluxo é considerado laminar se $Re < 2300$ [KOO *et al.*, 2013], e considerando valores típicos utilizados em microfluídica relacionado ao

controle de fluxo de água, $Q = 1 \mu\text{L}/\text{min}$, $\rho = 10^3 \text{ kg}/\text{m}^3$, $\eta = 0,001 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ e $l = 100 \mu\text{m}$, o valor de Re é igual a 0,17. Mesmo que o fluxo aumente por um fator de 10^3 , isto é, $Q = 1 \text{ mL}/\text{min}$, o valor do número de Reynolds ainda ($Re = 170$) é menor que 2300. Ao garantir que o fluxo é laminar e não possui turbulência alguma, fluxos acelerados podem ser completamente desprezados da análise.

Utilizando a equação 5, aproximada, é possível relacionar a pressão e a taxa de fluxo para um sistema impulsionado por pressão em um canal circular:

$$Q = \frac{\pi r^4}{8l\eta} \Delta p \quad (10)$$

É possível simplificar a lei de Hagen-Poiseuille considerando uma analogia com a lei Ohm, para uma diferença de potencial ΔV , produzindo uma corrente elétrica I circulando por uma resistência elétrica R :

$$\Delta V = RI \quad (11)$$

onde a diferença de potencial representa a diferença de pressão, a corrente elétrica produzida por ΔV representa a taxa de fluxo produzido por Δp , e a resistência elétrica será descrita através da resistência hidráulica r_H . Dessa maneira podemos escrever:

$$\Delta p = r_H Q \quad (12)$$

Assim, para um canal circular temos:

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

Como a maioria dos canais microfluídicos são retangulares, é importante encontrar a solução para a resistência hidráulica de um canal com a seção transversal retangular. Considere a origem das coordenadas no centro do retângulo, em que o eixo das abcissas é paralelo ao maior lado, e o eixo das ordenadas é paralelo ao menor lado. (vide figura 21). As equações apresentadas a seguir foram adaptadas da análise realizada na literatura [CORNISH, 1928], quando a equação estiver marcada com um asterisco (*), indicando que foi adaptada pelo autor deste trabalho.

Figura 21: Sistema de coordenadas aplicado à seção transversal retangular de um canal.

Utilizando a equação 3, definida pelo fluxo de Poiseuille, baseado nas coordenadas definidas anteriormente, temos:

$$\frac{\partial p}{\partial x} = 0, \frac{\partial p}{\partial y} = 0, \frac{\partial p}{\partial z} = \eta \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} \right) \quad (14)$$

As duas primeiras equações demonstram que a pressão é constante sobre a seção transversal, variando apenas ao longo do eixo correspondente ao fluxo de líquido, Oz. Para simplificar as equações e as condições de fronteira considere-se $K_1 = -\frac{1}{2\eta} \frac{dp}{dz}$ e $K_2 = u - \tau \left(\frac{h^2}{4} - y^2 \right)$. Então pode-se mostrar que (Demonstração 1):

$$\frac{\partial^2 K_2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 K_2}{\partial y^2} = 0 \quad (15)$$

Ao longo das fronteiras, AB, CD, AD e BC, $u=0$, então:

$$K_2 + K_1 \left(\frac{h^2}{4} - y^2 \right) = 0, K_2 = 0, K_2 = -K_1 \left(\frac{h^2}{4} - y^2 \right) \quad (16)$$

Aplicando a condição de fronteira $K_2 = 0$, todos os termos em K_2 serão nulos para $y = \pm \frac{h}{2}$ (fronteiras AB e CD). Esta condição é satisfeita considerando $K_2 = K_3 \cos(my)$, onde $m = \frac{(2n+1)\pi}{h}$. Substituindo este resultado na equação 15, obtém-se (Demonstração 2):

$$\frac{\partial^2 K_3}{\partial x^2} - K_3 m^2 = 0 \quad (17^*)$$

então,

$$K_3 = A_n \cosh mx + B_n \sinh mx \quad (18)$$

$B_n = 0$ pois a geometria estudada possui simetria em relação ao eixo y e a função $\sinh mx$ é ímpar. Então teremos:

$$K_3 = A_n \cosh mx \text{ e } K_2 = A_n \cosh mx \cos my \quad (19)$$

$$K_2 = \sum_{n=0}^{\infty} A_n \cosh \frac{(2n+1)\pi x}{h} \cos(2n+1)\theta \quad (20^*)$$

onde $y = \left(\frac{\theta}{\pi} \right) h$, representando os valores que podem ser assumidos por y considerando as fronteiras AD e BC. Substituindo y na segunda condição de fronteira, $K_2 = -K_1 \left(\frac{h^2}{4} - y^2 \right)$, obtém-se:

$$K_2 = \frac{K_1 h^2 \left(\theta^2 - \frac{1}{4} \pi^2 \right)}{\pi^2} \quad (21^*)$$

Expandindo a equação 21 em uma série de Fourier, considerando $K_2(\theta)$ uma função periódica no meio intervalo (meio intervalo, pois o intervalo inteiro para a

variável angular θ é $2\pi) - \frac{\pi}{2} \leq \theta \leq \frac{\pi}{2}$ (este intervalo é definido de modo a respeitar os limites definidos pelas fronteiras $y = \pm \frac{h}{2}$), obtém-se (Demonstração 3):

$$K_2 = -\frac{8K_1 h^2}{\pi^3} \left\{ \cos \theta - \frac{1}{3^3} \cos 3\theta + \frac{1}{5^3} \cos 5\theta \dots \right\} \quad (22^*)$$

Comparando os coeficientes das equações 20 e 22, quando $x = \pm w/2$ (fronteira), encontra-se:

$$K_2 = -\frac{8K_1 h^2}{\pi^3} \left\{ \frac{\cosh \frac{\pi x}{h}}{\cosh \frac{\pi w}{2h}} \cos \frac{\pi y}{h} - \frac{1}{3^3} \frac{\cosh \frac{3\pi x}{h}}{\cosh \frac{3\pi w}{2h}} \cos \frac{3\pi y}{h} \dots \right\} \quad (23^*)$$

Finalmente:

$$u = -\frac{8K_1 h^2}{\pi^3} \left\{ \frac{\cosh \frac{\pi x}{h}}{\cosh \frac{\pi w}{2h}} \cos \frac{\pi y}{h} - \frac{1}{3^3} \frac{\cosh \frac{3\pi x}{h}}{\cosh \frac{3\pi w}{2h}} \cos \frac{3\pi y}{h} \dots \right\} + K_1 \left(\frac{h^2}{4} - y^2 \right) \quad (24^*)$$

Para obter a taxa de fluxo do sistema deve-se integrar a velocidade, descrita pela equação 24, sobre a área da seção transversal, onde $K_1 = -\frac{1}{2\eta} \frac{dp}{dz}$. Assim temos:

$$Q = \int_{y=-h/2}^{y=h/2} \int_{x=-w/2}^{x=w/2} \left\{ -\frac{8\tau h^2}{\pi^3} \left\{ \frac{\cosh \frac{\pi x}{h}}{\cosh \frac{\pi w}{2h}} \cos \frac{\pi y}{h} - \frac{1}{3^3} \frac{\cosh \frac{3\pi x}{h}}{\cosh \frac{3\pi w}{2h}} \cos \frac{3\pi y}{h} \dots \right\} - \frac{1}{2\eta} \frac{dp}{dz} \left(\frac{h^2}{4} - y^2 \right) \right\} dx dy \quad (25^*)$$

Resolvendo a integral dupla de maneira direta chega-se ao resultado para a taxa de fluxo em um canal retangular [CORNISH, 1928; OH *et al.*, 2012]:

$$Q = -\frac{1}{12} \frac{wh^3}{\eta} \frac{dp}{dz} \left\{ 1 - \frac{192}{\pi^5} \frac{h}{w} \left\langle \tanh \frac{\pi w}{2h} + \frac{1}{3^5} \tanh \frac{3\pi w}{2h} \dots \right\rangle \right\} \quad (26)$$

Então aplicando a relação $-\frac{dp}{dz} \approx \frac{\Delta p}{l}$, é possível escrever a relação para a resistência hidráulica referente a um canal com seção transversal retangular:

$$r_H = \frac{12\eta l}{wh^3 \left\{ 1 - \frac{192}{\pi^5} \frac{h}{w} \left\langle \sum_{n=1,3,5}^{\infty} \frac{1}{n^5} \tanh \frac{n\pi w}{2h} \right\rangle \right\}} \quad (27)$$

Para efeito comparativo considere-se um canal circular, com 13 centímetros de comprimento com raio variando de 0,08 a 0,24 milímetros, e um canal retangular com 13 centímetros de comprimento, 200 micrômetros de altura e largura variando de 0,1 a 0,9 milímetros transportando água, viscosidade 0,001 Pa/s e densidade 1000 kg/m³, utilizando as equações 13 e 27, as curvas que descrevem o comportamento das resistências hidráulicas, dadas em [Pa.s/m³], oferecidas por estes canais em função dos parâmetros variáveis foram obtidas usando simulação computacional com base no *software* MATLAB (figura 22). O valor do raio foi escolhido de modo a deixar o valor das seções transversais aproximadamente iguais. Mesmo os canais possuindo o mesmo comprimento e área de seção transversal, nota-se que a resistência oferecida por canais retangulares é maior que a resistência oferecida por canais circulares.

Figura 22: Redução na resistência de um canal circular em função do raio (curva vermelha), e um canal retangular em função da largura (linha azul) considerando água como fluido.

No caso em que a razão de aspecto do microcanal (h/w) é muito pequena, a equação que descreve o raio hidráulico para um canal com seção retangular se torna:

$$r_H = \frac{12\eta l}{wh^3} \quad (28)$$

Conclui-se, a partir desta análise, ser possível determinar matematicamente a resistência hidráulica oferecida por um canal com seção transversal retangular, considerando o transporte de um fluido incompressível e faixas de pressão e vazão para as quais o fluxo é laminar, equação 27. A figura 22 apresenta a simulação para a resistência hidráulica oferecida por um canal circular e um canal retangular, em função de um parâmetro associado à dimensão da seção transversal correspondente. Em ambos os casos, a resistência hidráulica é reduzida à medida que a seção transversal do canal é aumentada. Além disso, avaliando a equação 28, é possível verificar que a altura do canal tem efeito mais significativo sobre a resistência hidráulica oferecida pelo canal retangular, em relação ao canal circular. No caso do canal circular, a resistência hidráulica associada decai de 6,0 GPa.s/m³ a aproximadamente zero quando o raio aumenta de 0,5 mm para 2,0 mm. A resistência do canal retangular é reduzida de 85.000 GPa.s/m³ a aproximadamente 2000 GPa.s/m³ quando a largura aumenta de 0,1 mm para 0,9 mm.

3.1.2 MODELO TEÓRICO PARA MICROBOBINAS ELETROMAGNÉTICAS

A figura 23 representa o modelo para uma bobina quadrada, lado $2b$, onde a corrente elétrica tem seu sentido indicado para cada segmento de fio que compõe a espira. O objetivo inicial é obter a força produzida pelos quatro fios da espira em relação a um ponto qualquer no espaço (perda de simetria), e assim pela superposição obter o campo total produzido pela espira. A partir desse resultado é possível expandir para n espiras, permitindo obter o campo magnético total produzido pela bobina quadrada. Com o campo magnético é possível calcular a força magnética gerada em um

ponto qualquer no espaço. Considere, então, um segmento de fio, dividido em dois segmentos (1 e 2), como apresentado na figura 24, percorrido por uma corrente I , com o sentido indicado na figura, com a origem do sistema de coordenadas dividindo o fio ao meio. Ao obter o campo produzido pelas metades de fio, basta somar os resultados permitindo obter o campo total produzido pelo fio condutor. Considere, para a modelagem descrita a seguir, que o fio da figura 24, seja o fio *superior* e seguindo o sentido da corrente, o próximo fio é o fio *direito*, em seguida temos o fio *inferior* e o próximo será o fio *esquerdo*. Dessa maneira, os campos produzidos serão denotados, respectivamente, $\mathbf{H}_S$, $\mathbf{H}_D$, $\mathbf{H}_I$ e $\mathbf{H}_E$. Considere ainda que para os próximos fios a serem modelados adote-se a representação da figura 24, mantendo sempre os mesmos valores para x_0 , x_1 e x_2 em analogia com y_0 , y_1 e y_2 . Isto é, assim como $x_0 = -b$, $x_1 = 0$ e $x_2 = b$, $y_0 = -b$, $y_1 = 0$ e $y_2 = b$ irão se manter, e o segmento de fio 1 será sempre referente ao quadrante positivo relativo à análise realizada. Os pontos A e B indicados na figura 5 serão associados aos respectivos segmentos, 1 e 2, e será mantido assim para os outros 3 fios restantes. Todas as equações obtidas neste tópico foram determinadas pelo autor deste trabalho, utilizando as equações clássicas da teoria eletromagnética, apresentando um modelo completo para o cálculo da força magnética produzida por uma espira quadrada em um ponto qualquer no espaço.

Figura 23: Sistema de coordenadas aplicado a uma única espira retangular percorrida por uma corrente I .

Figura 24: Sistema de coordenadas aplicado a um segmento de fio, com comprimento finito $2b$, percorrido por uma corrente I .

Aplicando a lei de Biot-Savart para o segmento de fio 1, transportando uma corrente elétrica I , paralelo ao plano xOz , isto é, para o fio na horizontal, com comprimento finito, é possível calcular o campo magnético:

$${}^1\mathbf{H} = \int_{x_1}^{x_2} I dl \times \frac{\mathbf{R}}{4\pi R^3}, \quad (29)$$

onde $\mathbf{R} = \mathbf{r} - \mathbf{r}'$, $\mathbf{r}$ é o vetor posição que localiza o ponto onde se deseja calcular o campo magnético e $\mathbf{r}'$ é o vetor que localiza o elemento infinitesimal de corrente, $d\mathbf{l}$. Dessa maneira, $\mathbf{r} = (x, y, z)$, $\mathbf{r}' = \mathbf{OB} = (l, a, 0)$, então:

$$\mathbf{R} = (x - l, y - a, z), R = \sqrt{(x - l)^2 + (y - a)^2 + (z)^2}. \quad (30)$$

Calculando o produto vetorial, $d\mathbf{l} \times \mathbf{R} = dl\mathbf{i} \times [(x - l)\mathbf{i} + (y - a)\mathbf{j} + z\mathbf{k}] = dl[-z\mathbf{j} + (y - a)\mathbf{k}]$, então a equação 29 se torna:

$${}^1\mathbf{H} = \frac{I}{4\pi} \int_{x_1}^{x_2} \left\{ -\frac{z}{R^3} \mathbf{j} + \frac{y-a}{R^3} \mathbf{k} \right\} dl, \quad (31)$$

Considerando ${}^1\mathbf{H} = {}^1H_x\mathbf{i} + {}^1H_y\mathbf{j} + {}^1H_z\mathbf{k}$, é possível escrever para o segmento de fio analisado:

$${}^1H_x = 0, \quad (32)$$

$${}^1H_y = -\frac{zI}{4\pi} \int_{x_1}^{x_2} \frac{dl}{[\sqrt{(x-l)^2 + (y-a)^2 + (z)^2}]^3}, \quad (33)$$

$${}^1H_z = -\frac{(y-a)I}{4\pi} \int_{x_1}^{x_2} \frac{dl}{[\sqrt{(x-l)^2 + (y-a)^2 + (z)^2}]^3}, \quad (34)$$

onde x, y, z são as coordenadas do ponto no qual o campo magnético vai ser calculado, x_0, x_1 e x_2 são as coordenadas no eixo x das extremidades do segmento de fio e seu centro, I é a magnitude da corrente passando pelo fio, a é a distância do segmento de fio até o plano xOz , $d\mathbf{l}$ é o elemento diferencial no elemento de fio e l é a distância do elemento infinitesimal em relação à origem do sistema de coordenadas. Segundo a lei de Biot-Savart, o sentido do elemento infinitesimal coincide com o sentido da corrente elétrica percorrendo o fio condutor em análise, e a integral também é realizada ao longo do sentido da corrente elétrica. Resolvendo as integrais nas equações 33 e 34, utilizando soluções trigonométricas, obtém-se:

$${}^1H_x = 0, \quad (35)$$

$${}^1H_y = -\frac{zI}{4\pi[(a-y)^2 + z^2]} \left[\frac{x_2 - x}{\sqrt{(x_2 - x)^2 + (a-y)^2 + z^2}} - \frac{x_1 - x}{\sqrt{(x_1 - x)^2 + (a-y)^2 + z^2}} \right], \quad (36)$$

$${}^1H_z = -\frac{(a-y)I}{4\pi[(a-y)^2 + z^2]} \left[\frac{x_2 - x}{\sqrt{(x_2 - x)^2 + (a-y)^2 + z^2}} - \frac{x_1 - x}{\sqrt{(x_1 - x)^2 + (a-y)^2 + z^2}} \right]. \quad (37)$$

Considerando que o fio tem comprimento total, $2b$, então $x_0 = -b$, $x_1 = 0$ e $x_2 = b$:

$${}^1H_x = 0, \quad (38)$$

$${}^1H_y = -\frac{zI}{4\pi[(a-y)^2 + z^2]} \left[\frac{b-x}{\sqrt{(b-x)^2 + (a-y)^2 + z^2}} + \frac{x}{\sqrt{(x)^2 + (a-y)^2 + z^2}} \right], \quad (39)$$

$${}^1H_z = -\frac{(a-y)l}{4\pi[(a-y)^2+z^2]} \left[\frac{b-x}{\sqrt{(b-x)^2+(a-y)^2+z^2}} + \frac{x}{\sqrt{(x)^2+(a-y)^2+z^2}} \right], \quad (40)$$

Ao aplicar a equação de Biot-Savart em relação ao segmento de fio 2 (figura 10), o vetor que localiza o elemento de corrente se torna $\mathbf{r}' = \mathbf{OA} = (-l, a, 0)$, então o campo magnético será descrito por:

$${}^2\mathbf{H} = \frac{l}{4\pi} \int_{x_1}^{x_2} \left\{ -\frac{z}{R^3} \mathbf{j} + \frac{y-a}{R^3} \mathbf{k} \right\} dl, \quad (41)$$

onde $R = \sqrt{(x+l)^2 + (y-a)^2 + (z)^2}$. Considerando ${}^2\mathbf{H} = {}^2H_x \mathbf{i} + {}^2H_y \mathbf{j} + {}^2H_z \mathbf{k}$:

$${}^2H_x = 0, \quad (42)$$

$${}^2H_y = -\frac{zl}{4\pi[(a-y)^2+z^2]} \left[\frac{x_1+x}{\sqrt{(x_1+x)^2+(a-y)^2+z^2}} - \frac{x_0+x}{\sqrt{(x_0+x)^2+(a-y)^2+z^2}} \right], \quad (43)$$

$${}^2H_z = -\frac{(a-y)l}{4\pi[(a-y)^2+z^2]} \left[\frac{x_1+x}{\sqrt{(x_1+x)^2+(a-y)^2+z^2}} - \frac{x_0+x}{\sqrt{(x_0+x)^2+(a-y)^2+z^2}} \right]. \quad (44)$$

Substituindo os valores de fronteira obtém-se:

$${}^2H_x = 0, \quad (45)$$

$${}^2H_y = -\frac{zl}{4\pi[(a-y)^2+z^2]} \left[\frac{b-x}{\sqrt{(b-x)^2+(a-y)^2+z^2}} + \frac{x}{\sqrt{(x)^2+(a-y)^2+z^2}} \right], \quad (46)$$

$${}^2H_z = -\frac{(a-y)l}{4\pi[(a-y)^2+z^2]} \left[\frac{b-x}{\sqrt{(b-x)^2+(a-y)^2+z^2}} + \frac{x}{\sqrt{(x)^2+(a-y)^2+z^2}} \right], \quad (47)$$

Para obter o campo magnético produzido pelo fio *superior*, basta fazer $\mathbf{H}_S = {}^1\mathbf{H} + {}^2\mathbf{H}$. Então:

$$\mathbf{B} = -\frac{zl}{2\pi\mu_0[(a-y)^2+z^2]} \left[\frac{b-x}{\sqrt{(b-x)^2+(a-y)^2+z^2}} + \frac{x}{\sqrt{(x)^2+(a-y)^2+z^2}} \right] \mathbf{j} - \frac{(a-y)l}{2\pi\mu_0[(a-y)^2+z^2]} \left[\frac{b-x}{\sqrt{(b-x)^2+(a-y)^2+z^2}} + \frac{x}{\sqrt{(x)^2+(a-y)^2+z^2}} \right] \mathbf{k}. \quad (48)$$

Agora vamos obter o campo produzido pelo fio *direito*, $\mathbf{H}_D$. Aplicando a lei de Biot-Savart para o segmento de fio 1 (quadrante positivo), $\mathbf{r}' = \mathbf{OB} = (a, l, 0)$:

$${}^1\mathbf{H} = \frac{l}{4\pi} \int_{y_2}^{y_1} \left\{ -\frac{z}{R^3} \mathbf{i} + \frac{x-a}{R^3} \mathbf{k} \right\} dl, \quad (49)$$

Note que neste caso, devido ao sentido da corrente, $d\mathbf{l} = -dl\mathbf{j}$ e o sentido de integração está invertido. Então:

$${}^1H_x = \frac{zI}{4\pi} \int_{y_1}^{y_2} \frac{dl}{\left[\sqrt{(y-l)^2 + (x-a)^2 + (z)^2}\right]^3}, \quad (50)$$

$${}^1H_y = 0, \quad (51)$$

$${}^1H_z = -\frac{(x-a)I}{4\pi} \int_{y_1}^{y_2} \frac{dl}{\left[\sqrt{(y-l)^2 + (x-a)^2 + (z)^2}\right]^3}, \quad (52)$$

resolvendo as integrais:

$${}^1H_x = \frac{zI}{4\pi[(a-x)^2 + z^2]} \left[\frac{y_2 - y}{\sqrt{(a-x)^2 + (y_2 - y)^2 + z^2}} - \frac{y_1 - y}{\sqrt{(a-x)^2 + (y_1 - y)^2 + z^2}} \right], \quad (53)$$

$${}^1H_y = 0, \quad (54)$$

$${}^1H_z = -\frac{(a-x)I}{4\pi[(a-x)^2 + z^2]} \left[\frac{y_2 - y}{\sqrt{(a-x)^2 + (y_2 - y)^2 + z^2}} - \frac{y_1 - y}{\sqrt{(a-x)^2 + (y_1 - y)^2 + z^2}} \right], \quad (55)$$

Como descrito anteriormente, considerando $y_0 = -b$, $y_1 = 0$ e $y_2 = b$:

$${}^1H_x = \frac{zI}{4\pi[(a-x)^2 + z^2]} \left[\frac{y}{\sqrt{(a-x)^2 + (y)^2 + z^2}} + \frac{b-y}{\sqrt{(a-x)^2 + (b-y)^2 + z^2}} \right], \quad (56)$$

$${}^1H_y = 0, \quad (57)$$

$${}^1H_z = \frac{(a-x)I}{4\pi[(a-x)^2 + z^2]} \left[\frac{y}{\sqrt{(a-x)^2 + (y)^2 + z^2}} + \frac{b-y}{\sqrt{(a-x)^2 + (b-y)^2 + z^2}} \right], \quad (58)$$

Aplicando a lei de Biot-Savart para o segmento de fio 2 (quadrante negativo), $\mathbf{r}' = \mathbf{OA} = (a, -l, 0)$:

$${}^2H_x = \frac{zI}{4\pi[(a-x)^2 + z^2]} \left[\frac{y_1 + y}{\sqrt{(a-x)^2 + (y_1 + y)^2 + z^2}} - \frac{y_0 + y}{\sqrt{(a-x)^2 + (y_0 + y)^2 + z^2}} \right], \quad (59)$$

$${}^2H_y = 0, \quad (60)$$

$${}^2H_z = \frac{(a-x)I}{4\pi[(a-x)^2 + z^2]} \left[\frac{y_1 + y}{\sqrt{(a-x)^2 + (y_1 + y)^2 + z^2}} - \frac{y_0 + y}{\sqrt{(a-x)^2 + (y_0 + y)^2 + z^2}} \right], \quad (61)$$

Então:

$${}^2H_x = \frac{zI}{4\pi[(a-x)^2 + z^2]} \left[\frac{y}{\sqrt{(a-x)^2 + (y)^2 + z^2}} + \frac{b-y}{\sqrt{(a-x)^2 + (b-y)^2 + z^2}} \right], \quad (62)$$

$${}^2H_y = 0, \quad (63)$$

$${}^2H_z = \frac{(a-x)I}{4\pi[(a-x)^2 + z^2]} \left[\frac{y}{\sqrt{(a-x)^2 + (y)^2 + z^2}} + \frac{b-y}{\sqrt{(a-x)^2 + (b-y)^2 + z^2}} \right] \mathbf{e} \quad (64)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{H}_D = & \frac{zI}{2\pi[(a-x)^2+z^2]} \left[\frac{y}{\sqrt{(a-x)^2+(y)^2+z^2}} + \frac{b-y}{\sqrt{(a-x)^2+(b-y)^2+z^2}} \right] \mathbf{i} + \\ & \frac{(a-x)I}{2\pi[(a-x)^2+z^2]} \left[\frac{y}{\sqrt{(a-x)^2+(y)^2+z^2}} + \frac{b-y}{\sqrt{(a-x)^2+(b-y)^2+z^2}} \right] \mathbf{k}. \end{aligned} \quad (65)$$

Para o caso do fio *inferior*, considerando o segmento de fio 1, $\mathbf{r}' = (l, -a, 0)$, $d\mathbf{l} = -d\mathbf{l}\mathbf{i}$ e a integral é invertida, isto é, indo de x_2 à x_1 . Para o segmento de fio 2, $\mathbf{r}' = (-l, -a, 0)$, $d\mathbf{l} = -d\mathbf{l}\mathbf{i}$ e a integral é invertida, isto é, indo de x_1 à x_0 . Utilizando a mesma metodologia de resolução aplicada aos casos anteriores obtém-se:

$$\begin{aligned} \mathbf{H}_I = & -\frac{zI}{2\pi[(a+y)^2+z^2]} \left[\frac{b-x}{\sqrt{(b-x)^2+(a+y)^2+z^2}} + \frac{x}{\sqrt{(x)^2+(a+y)^2+z^2}} \right] \mathbf{j} + \\ & \frac{(a+y)I}{2\pi[(a+y)^2+z^2]} \left[\frac{b-x}{\sqrt{(b-x)^2+(a+y)^2+z^2}} + \frac{x}{\sqrt{(x)^2+(a+y)^2+z^2}} \right] \mathbf{k}. \end{aligned} \quad (66)$$

Para o caso do fio *esquerdo*, considerando o segmento de fio 1, $\mathbf{r}' = (-a, l, 0)$, $d\mathbf{l} = d\mathbf{l}\mathbf{j}$ e a integral não é invertida. Para o segmento de fio 2, $\mathbf{r}' = (-a, -l, 0)$, $d\mathbf{l} = d\mathbf{l}\mathbf{j}$ e a integral não é invertida. Então obtém-se:

$$\begin{aligned} \mathbf{H}_E = & \frac{zI}{2\pi[(a+x)^2+z^2]} \left[\frac{y}{\sqrt{(a+x)^2+(y)^2+z^2}} + \frac{b-y}{\sqrt{(a+x)^2+(b-y)^2+z^2}} \right] \mathbf{i} - \\ & \frac{(a+x)I}{2\pi[(a+x)^2+z^2]} \left[\frac{y}{\sqrt{(a+x)^2+(y)^2+z^2}} + \frac{b-y}{\sqrt{(a+x)^2+(b-y)^2+z^2}} \right] \mathbf{k}. \end{aligned} \quad (67)$$

Finalmente o campo magnético total produzido pela bobina é obtido como a somatória dos campos magnéticos $\mathbf{H}_S$, $\mathbf{H}_D$, $\mathbf{H}_I$ e $\mathbf{H}_E$, considerando n espiras, com aproximadamente $4n$ segmentos de fio. Usando o *software* Matlab (ANEXO B), foi possível implementar as equações dos campos magnéticos para um número $4n$ de segmentos de fios em uma bobina retangular plana, aplicando o somatório através da iteração das equações analíticas obtidas. A figura 25 mostra uma comparação entre os resultados obtidos por [BEYZAVI, 2008], e os resultados obtidos a partir da simulação realizada neste trabalho, onde os mesmos valores dos parâmetros foram usados. As imagens demonstram que o modelo teórico determinado neste trabalho possui ótima concordância com o resultado obtido por Beyzavi [BEYZAVI, 2008], porém os valores observados na simulação realizada por Beyzavi são ligeiramente maiores.

Figura 25: Resultado da simulação da distribuição do campo magnético produzido por uma única bobina plana a partir da linha central da bobina ($n = 47$, $g = 200 \mu\text{m}$, $I = 0,3\text{A}$, $y = 0 \text{ mm}$, $z = 1 \text{ mm}$) [BEYZAVI, 2008]. Curvas em vermelho: Resultado da simulação da distribuição do campo magnético produzido por uma única bobina plana a partir da linha central da bobina ($n = 47$, $g = 200 \mu\text{m}$, $I = 0,3\text{A}$, $y = 0 \text{ mm}$, $z = 1 \text{ mm}$), usando o Matlab.

As figuras 26 e 27 apresentam o arranjo proposto com o intuito de validar o modelo teórico desenvolvido com base nos resultados experimentais para o cálculo do campo magnético produzido por uma microbobina quadrada. A figura 28 apresenta os resultados de simulação apresentados em [BEYZAVI, 2008], para o campo magnético produzido na direção Oz . Utilizando os mesmos parâmetros, a partir das equações obtidas neste trabalho, foi possível reproduzir a figura através da simulação realizada no Matlab. Pode-se observar que o campo tem a máxima magnitude no centro da região onde o campo é produzido, porém não indica que o gradiente do campo será maior também nesta região.

Figura 26: Microbobinas com diferentes parâmetros fabricadas em uma PCB, utilizadas para obter os dados experimentais apresentados na figura 28 [BEYZAVI,2008].

Figura 27: Arranjo experimental proposto para mensuração do campo magnético produzido pelas microbobinas fabricadas por [BEYZAVI,2008].

As figuras 29, 30 e 31 representam a resposta para o componente z do campo magnético para diferentes valores dos parâmetros da bobina plana. Assim, é possível avaliar como a corrente elétrica I aplicada à bobina, o “gap” entre os enrolamentos e o número n de segmentos de fio influenciam a resposta para o campo magnético gerado. Assim, como intuitivamente esperado, na construção da bobina, com o intuito de amplificar a intensidade do campo magnético (embora não corresponda diretamente um aumento na força magnética) deve-se manter o “gap” o menor possível, com o maior número de espiras dentro da área efetiva da bobina. Com a finalidade de simular a bobina tridimensional, deve-se calcular o campo e a força produzida por cada bobina plana e ao fim sobrepor os resultados compondo o campo ou a força magnética total produzida pela bobina tridimensional. Neste caso, à medida que se avalia o cálculo para a próxima bobina, à distância em z , entre a camada da bobina plana e o material magnético onde se deseja calcular o campo, é acrescida da espessura da cerâmica sinterizada, isto porque a bobina plana é depositada sobre cada camada de LTCC e empilhada uma sobre a outra seguidamente sem nenhuma distância entre elas. Desse modo, a distância z entre duas bobinas planas adjacentes será sempre a espessura de

uma camada de LTCC já sinterizada (bobina metalizada). O valor da espessura usada para realizar a simulação que reproduziu as figuras 32, 33 e 34, foi de $254\text{ }\mu\text{m}$, valor experimental de referência. O campo magnético total é obtido a partir da soma de todas as 10 curvas. O mesmo vale para o cálculo da força magnética atuando no corpo magnético.

Figura 28: Simulação do componente z do campo magnético produzido por uma bobina plana ($n = 94$, $g = 200\text{ }\mu\text{m}$, $I = 0,55\text{A}$, $y = 0\text{ mm}$, $z = 1\text{ mm}$) [BEYZAVI,2008]. Curva em vermelho: Simulação do componente z do campo magnético produzido por uma bobina plana ($n = 94$, $g = 200\text{ }\mu\text{m}$, $I = 0,55\text{A}$, $y = 0\text{ mm}$, $z = 1\text{ mm}$), usando o Matlab.

Figura 29: Simulação do componente z do campo magnético produzido por uma bobina plana ($n = 94$, $g = 200 \mu\text{m}$, $y = 0 \text{ mm}$, $z = 1 \text{ mm}$), para $I = 0,1, 0,2, 0,4$ e $0,55[\text{A}]$, usando o Matlab.

Figura 30: Simulação do componente z do campo magnético produzido por uma bobina plana ($g = 200 \mu\text{m}$, $y = 0 \text{ mm}$, $z = 1 \text{ mm}$, $I = 0,4 \text{ A}$), para n igual a 20, 48 e 94, usando o Matlab.

Figura 31: Simulação do componente z do campo magnético produzido por uma bobina plana ($n = 47$, $y = 0$ mm, $z = 1$ mm, $I = 0,5$ A), para g igual a 200, 650 e 1150 μm , usando o Matlab.

Figura 32: Simulação do componente x do campo magnético produzido por uma bobina tridimensional com 10 camadas plana ($n = 94$, $g = 200$ μm , $I = 0,55$ A, $y = 0$ mm, $z = 1$ mm), usando o Matlab.

Figura 33: Simulação do componente y do campo magnético produzido por uma bobina tridimensional com 10 camadas plana ($n = 94$, $g = 200 \mu\text{m}$, $I = 0,55\text{A}$, $y = 0 \text{ mm}$, $z = 1 \text{ mm}$), usando o Matlab.

Figura 34: Simulação do componente z do campo magnético produzido por cada camada de uma bobina tridimensional com 10 camadas plana ($n = 94$, $g = 200 \mu\text{m}$, $I = 0,55\text{A}$, $y = 0 \text{ mm}$, $z = 1 \text{ mm}$), usando o Matlab.

A força magnética produzida sobre um corpo no espaço, neste caso um material ferromagnético com susceptibilidade magnética χ , com momento de dipolo $\mathbf{m}$, é dada por [BECKER, 1964]:

$$\mathbf{F} = (\mathbf{m} \cdot \nabla) \mathbf{B} \quad (68)$$

Para um corpo magnético, o momento de dipolo magnético total é dado pelo volume de magnetização apresentado pelo material magnético, ou seja:

$$\mathbf{m} = \int_V \mathbf{M} dV \quad (69)$$

onde $\mathbf{M}$ é a magnetização induzida pelo campo magnético externo aplicado com intensidade $\mathbf{H}$, para o caso de um material ferromagnético (sem magnetização permanente), ou a magnetização possui uma componente orientada em uma direção definida de acordo com o processo de magnetização do ímã, e V é o volume do material magnético, considerado homogêneo. Além disso, a magnetização do material é distribuída uniformemente ao longo do ímã, ou seja, não varia ao longo do volume do corpo (na verdade a magnetização é diferente principalmente nas bordas do ímã, porém de maneira simplificada pode-se considerar um valor médio para a magnetização sendo orientada em uma única direção, M_{Sat}). Deste modo a magnetização apresentada pelo ímã pode ser descrita matematicamente por:

$$\mathbf{M} = M_{Sat} \mathbf{k} \quad (70)$$

Sabe-se que a relação entre os campos magnéticos $\mathbf{B}$ e $\mathbf{H}$ é $\mathbf{B} = \mu_0 \mathbf{H} (1 + \chi_m)$, então para o caso em que o meio no entorno é o ar (ou um material não magnético como o LTCC), e se o material em interação com a bobina fosse ferromagnético a força magnética seria dada por:

$$\mathbf{F} = \frac{V\chi}{\mu_0} (\mathbf{B} \cdot \nabla) \mathbf{B} \quad (71)$$

No caso em que a magnetização apresentada pelo corpo magnético é fixa como ocorre para o ímã permanente, a força magnética se torna:

$$\mathbf{F} = \int_V (\mathbf{M} \cdot \nabla) \mathbf{B} dV \quad (72)$$

Expandindo a equação 72, considerando $\mathbf{F} = F_x \mathbf{i} + F_y \mathbf{j} + F_z \mathbf{k}$, obtém-se:

$$F_x = M_{Sat} \int_V \frac{\partial B_x}{\partial z} dV \quad (73)$$

$$F_y = M_{Sat} \int_V \frac{\partial B_y}{\partial z} dV \quad (74)$$

$$F_z = M_{Sat} \int_V \frac{\partial B_z}{\partial z} dV \quad (75)$$

Neste tópico serão apresentados os resultados para o equacionamento da força magnética na direção x , de modo que o mesmo procedimento poderá ser utilizado para obtenção das equações que descrevem os componentes da força magnética nas direções

y e z. Desenvolvendo a equação 73 e considerando o imã com raio R e espessura t , obtemos:

$$F_x = M_{Sat} \int_0^{2\pi} \int_0^R \int_0^t \frac{\partial B_x}{\partial z} r dz dr d\theta \quad (76)$$

Aplicando o teorema fundamental do cálculo, a equação 76 se torna:

$$F_x = \mu_0 M_{Sat} \int_0^{2\pi} \int_0^R H_x(t) r dr d\theta \quad (77)$$

A equação do campo magnético produzido pela bobina na direção x , para z igual a t é dada por:

$$H_x(t) = \frac{tI}{2\pi[(a-x)^2+t^2]} \left[\frac{y}{\sqrt{(a-x)^2+(y)^2+t^2}} + \frac{b-y}{\sqrt{(a-x)^2+(b-y)^2+t^2}} \right] \quad (78)$$

Finalmente, a integral dupla que descreve a força magnética produzida pela bobina na direção x , sobre o imã, é dada por:

$$F_x = \frac{\mu_0 t I M_{Sat}}{2\pi} \left(\int_0^{2\pi} \int_0^R \frac{r^2 \sin\theta}{[(a-r\cos\theta)^2+t^2]\sqrt{(a-r\cos\theta)^2+(r\sin\theta)^2+t^2}} dr d\theta + \right. \\ \left. \int_0^{2\pi} \int_0^R \frac{br-r^2\sin\theta}{[(a-r\cos\theta)^2+t^2]\sqrt{(a-r\cos\theta)^2+(b-r\sin\theta)^2+t^2}} dr d\theta \right) \quad (79)$$

A equação 79 apresenta a integral para o cálculo da componente x da força magnética produzida por uma bobina sobre um imã permanente. A partir deste ponto os resultados obtidos foram determinados numericamente com o uso de cálculo computacional, utilizando a solução numérica da forma analítica da integral apresentada na equação 79, permitindo estimar a força magnética. As figuras 35, 36 e 37 apresentam a distribuição do componente x da força magnética ao longo da direção x através da linha que passa pelo centro da bobina tridimensional, considerando uma distância de 1 mm do ponto onde se deseja calcular a força magnética.

Figura 35: Distribuição da força magnética na direção x ao longo da linha que passa pelo centro da bobina tridimensional com 10 camadas ($n = 47$, $g = 50 \text{ }\mu\text{m}$, $y = 0 \text{ mm}$, $z = 1 \text{ mm}$), para $I = 0,3 \text{ A}$, $0,6 \text{ A}$ e $1,2 \text{ A}$.

Figura 36: Distribuição da força magnética na direção x ao longo da linha que passa pelo centro da bobina tridimensional com 10 camadas ($I = 0,5 \text{ A}$, $g = 50 \text{ }\mu\text{m}$, $y = 0 \text{ mm}$, $z = 1 \text{ mm}$), para $n = 51$, 71 e 91 .

Figura 37: Distribuição da força magnética na direção x ao longo da linha que passa pelo centro da bobina tridimensional com 10 camadas ($I = 0,5 \text{ A}$, $n = 47$, $y = 0 \text{ mm}$, $z = 1 \text{ mm}$), para $g = 200, 250, 350$ e $450 \mu\text{m}$.

3.1.3 MODELO TEÓRICO PARA MEMBRANAS FLEXÍVEIS

Métodos diretos aplicados à determinação da rigidez de uma microviga com seção transversal constante e retas, usualmente empregam análises associadas à energia, como o teorema do deslocamento de Castigliano [PUSTAN *et al.*, 2007], afirmando que uma deformação elástica pode ser obtida analisando-se a derivada parcial da energia de deformação de uma estrutura em relação à carga aplicada à mesma, na direção considerada. Este teorema permite obter a rigidez que conecta uma força/torque a um deslocamento linear/angular. O objetivo do modelo matemático é calcular a rigidez de micropontes (microvigas engastadas nas duas extremidades) quando as dimensões geométricas são conhecidas, além de algumas propriedades mecânicas.

As micropontes são definidas por possuírem condições de fronteira do tipo fixo-fixo (figura 38) [PUSTAN *et al.*, 2007; PUSTAN *et al.*, 2011], indicando que ambas as extremidades da viga não são livres para se mover em qualquer direção, diferente das micro-vigas-em-balanço, que são caracterizadas por condições de fronteira do tipo fixo-livre. O modelo matemático desenvolvido neste tópico foi adaptado da literatura neste trabalho, e as equações obtidas pelo autor estão indicadas com um asterisco (*). Assume-se neste trabalho que o efeito mecânico advindo da presença do ímã de NdFeB fixado à membrana de PDMS é desprezível considerando o pequeno tamanho do ímã em relação à membrana, e que a membrana é espessa o suficiente de modo que a dureza do ímã não influencie sua elasticidade.

Figura 38: Representação esquemática de uma microponte [PUSTAN *et al.*, 2011]

A figura 38 representa o modelo utilizado neste trabalho para estudar o comportamento elástico de uma microponte de comprimento l , largura w e espessura t . Neste modelo uma força F_z é aplicada na direção z , em algum ponto ao longo do comprimento da microponte. Sendo u_z a deflexão da microponte, sua rigidez pode ser obtida a partir da equação:

$$k = \frac{F_z}{u_z} \quad (80)$$

Assim, segundo o teorema do deslocamento de Castigliano a deflexão e o ângulo de deformação obtidos como consequência de uma força F aplicada na direção z são definidos matematicamente por:

$$u_z = \frac{\partial U}{\partial F_z} \quad (81)$$

e

$$\theta_y = \frac{\partial U}{\partial M_{fy}} \quad (82)$$

Escrevendo a energia complementar em termos de M_{fy} [LOBONTIU *et al.*, 2004]:

$$U = \frac{1}{2} \int_l \frac{M_{fy}^2}{EI_y} dx \quad (83)$$

Aplicando-se a equação 83, e considerando a relação $\frac{dy^2}{dx} = 2y \frac{dy}{dx}$, as equações 81 e 82 podem ser reescritas como segue:

$$u_z = \int_l \frac{M_{fy}}{EI_y} \frac{\partial M_{fy}}{\partial F_z} dx \quad (84)$$

$$\theta_y = \int_l \frac{M_{fy}}{EI_y} \frac{\partial M_{fy}}{\partial M_y} dx \quad (85)$$

A figura 39 apresenta o diagrama de forças e torques atuando na estrutura, especificamente em três pontos de atuação, 1 (força externa aplicada), 2 (reações na extremidade esquerda), 3 (reações na extremidade direita) e um corte na seção

transversal, a uma distância x do ponto 2, é utilizado para obter a equação do momento fletor M_{fy} , desenvolvido no sentido horário.

Figura 39: Diagrama de corpo livre apresentando o esquema de forças e momentos atuando sobre a microponte. Editado [PUSTAN et al., 2007].

Tomando como referência o ponto 2, inicialmente pode-se dizer que a flexão da viga em relação a este ponto é nula, portanto:

$$u_{2z} = 0 \text{ e } \theta_{2y} = 0 \quad (86)$$

Aplicando as condições de fronteira, ponto 2, as equações 84 e 85 se tornam:

$$0 = \int_l \frac{M_{fy}}{EI_y} \frac{\partial M_{fy}}{\partial F_{2z}} dx \quad (87)$$

$$0 = \int_l \frac{M_{fy}}{EI_y} \frac{\partial M_{fy}}{\partial M_{2y}} dx \quad (88)$$

O cálculo do momento fletor em relação ao ponto onde o corte é realizado é dividido em duas regiões lineares, uma até o corte e a outra até o fim do comprimento da microponte. Dessa maneira,

Para $0 \leq x \leq l_x$,

$$M_{ty} = F_{2z}x - M_{2y} \quad (89)$$

Para $l_x \leq x \leq l$,

$$M_{ty} = F_{2z}x + F_{1z}(l_x - x) - M_{2y} \quad (90)$$

Substituindo os resultados para o momento fletor nas equações 87 e 88, obtêm-se duas equações relacionando as reações no ponto 2 e a força externa aplicada.

$$\int_0^{l_x} (F_{2z}x - M_{2y})x dx + \int_{l_x}^l (F_{2z}x - F_{1z}x + F_{1z}l_x - M_{2y})x dx = 0 \quad (91)$$

$$\int_0^{l_x} (F_{2z}x - M_{2y})dx + \int_{l_x}^l (F_{2z}x - F_{1z}x + F_{1z}l_x - M_{2y})dx = 0 \quad (92)$$

Resolvendo as equações 91 e 92 é possível relacionar as incógnitas da seguinte maneira:

$$\frac{F_{2z}}{F_{1z}} = 1 + 2 \left(\frac{l_x}{l} \right)^3 - 3 \left(\frac{l_x}{l} \right)^2 \quad (93^*)$$

$$\frac{M_{2y}}{F_{1z}} = l_x \left[\left(\frac{l_x}{l} \right) - 1 \right]^2 \quad (94^*)$$

Então o momento fletor pode ser reescrito conforme a sentença que procede:

Para $0 \leq x \leq l_x$

$$M_{fy} = \left[1 + 2 \left(\frac{l_x}{l} \right)^3 - 3 \left(\frac{l_x}{l} \right)^2 \right] F_{1z}x - l_x \left[\left(\frac{l_x}{l} \right) - 1 \right]^2 F_{1z} \quad (95^*)$$

Para $l_x \leq x \leq l$

$$M_{fy} = \left[1 + 2 \left(\frac{l_x}{l} \right)^3 - 3 \left(\frac{l_x}{l} \right)^2 \right] F_{1z}x + F_{1z}(l_x - x) - l_x \left[\left(\frac{l_x}{l} \right) - 1 \right]^2 F_{1z} \quad (96^*)$$

Pode-se, então, relacionar o deslocamento sofrido pela viga com a força aplicada causadora da deflexão experimentada, permitindo obter uma relação que forneça uma estimativa para a rigidez da membrana de PDMS utilizada no projeto das microválvulas. A equação 84 se torna:

$$u_{1z} = \int_0^{l_x} \frac{M_{fy}}{EI_y} \frac{\partial M_{fy}}{\partial F_{1z}} dx + \int_{l_x}^l \frac{M_{fy}}{EI_y} \frac{\partial M_{fy}}{\partial F_{1z}} dx \quad (97)$$

Expandindo os termos dentro da integral obtém-se:

$$u_{1z} = \frac{1}{EI_y} \left\{ \int_0^{l_x} \left\langle \left[1 + 2 \left(\frac{l_x}{l} \right)^3 - 3 \left(\frac{l_x}{l} \right)^2 \right] F_{1z}x - l_x \left[\left(\frac{l_x}{l} \right) - 1 \right]^2 F_{1z} \right\rangle \left\langle \left[1 + 2 \left(\frac{l_x}{l} \right)^3 - 3 \left(\frac{l_x}{l} \right)^2 \right] x - l_x \left[\left(\frac{l_x}{l} \right) - 1 \right]^2 \right\rangle dx + \int_{l_x}^l \left\langle \left[1 + 2 \left(\frac{l_x}{l} \right)^3 - 3 \left(\frac{l_x}{l} \right)^2 \right] F_{1z}x + F_{1z}(l_x - x) - l_x \left[\left(\frac{l_x}{l} \right) - 1 \right]^2 F_{1z} \right\rangle \left\langle \left[1 + 2 \left(\frac{l_x}{l} \right)^3 - 3 \left(\frac{l_x}{l} \right)^2 \right] x - x + l_x - l_x \left[\left(\frac{l_x}{l} \right) - 1 \right]^2 \right\rangle dx \right\} \quad (98^*)$$

Resolvendo a integral e relacionando a força e o deslocamento pode-se escrever, finalmente:

$$k = \frac{F_{1z}}{u_{1z}} = \frac{3EI_y}{\{l_x(1 - [\frac{l_x}{l}])\}^3} \quad (99^*)$$

A equação 99 representa a rigidez elástica de uma microponte de comprimento l , módulo de elasticidade (Young) E , momento de inércia I_y sobre a ação de uma força aplicada na direção z , em um ponto localizado a uma distância l_x da extremidade. Quando a força é aplicada exatamente no centro da viga, isto é, $l_x = \frac{l}{2}$, que é o caso da

maioria das atuações em microssistemas e também para o dispositivo desenvolvido neste trabalho, o valor da rigidez elástica de uma microponte se torna:

$$k = \frac{192EI_y}{\{l\}^3} \quad (100)$$

O momento de inércia da seção transversal (retangular) da viga em relação ao plano xOz é dado por:

$$I_y = \frac{wt^3}{12} \quad (101)$$

Então, a equação que fornece a rigidez para uma membrana de PDMS em função de seus parâmetros geométricos e mecânicos é descrita a seguir:

$$k = 16E \frac{w}{\{l/t\}^3} \quad (102)$$

A rigidez elástica desenvolvida por uma microponte, com seção transversal constante e retilínea, pode ser determinada utilizando a equação 99, considerando uma carga aplicada em um ponto qualquer ao longo da microponte. Quando a carga é aplicada no centro da microponte com seção transversal retangular, a rigidez elástica pode ser calculada usando a equação 102. Analisando o modelo verifica-se que o comprimento e espessura da microponte influenciam mais em seu comportamento elástico que a largura da microponte.

3.2 PROJETO DE MICROSSISTEMAS MULTICAMADAS EM LTCC

A tecnologia LTCC permite realizar a prototipagem de complexos circuitos tridimensionais, com relativa rapidez em relação aos processos de fabricação empregados utilizando substratos como silício ou PDMS. Inicialmente, para obtenção das estruturas, é necessário projetar as linhas de corte que estarão presentes em cada uma das fitas (camadas) cerâmicas. Portanto, o projetista deve prever as formas geométricas a serem transferidas a cada camada de fita cerâmica, de modo que ao sobrepor todas as folhas, seguindo a ordem adequada, se obtenha o dispositivo microfluídico pretendido. Neste trabalho, todos os traçados e geometrias foram desenhados utilizando o *software* gráfico AutoCAD 2007 da Autodesk. O projeto da estrutura deve considerar o número de camadas a serem utilizadas, as linhas de corte referentes a cada uma e a sequência de sobreposição correta.

Todo *layout* a ser transferido deve conter quatro furos (diâmetro 2 mm) de alinhamento compatíveis com o suporte metálico/acrílico de laminação e devem ser posicionados dentro da área de trabalho (76,2 mm por 76,2 mm) definida pela superfície das folhas cerâmicas. No caso deste projeto, cada folha padrão de LTCC (154 mm x 154 mm) foi subdividida em quatro áreas de trabalho, isto é, uma folha de cerâmica permite o desenvolvimento de quatro microssistemas ao mesmo tempo. Como os elementos definidos no bloco cerâmico possuem dimensões muito pequenas, como já mencionado no capítulo 2, os furos de alinhamento são necessários, independente do dispositivo a ser construído, de modo a garantir que as várias fitas cerâmicas estejam alinhadas. A figura 40 apresenta o projeto AutoCAD para o corte da fita cerâmica em um passo do processo associado a esta etapa, e, em seguida os desenhos referentes a

cada camada é adicionado às áreas de projeto correspondentes. O equipamento utilizado para usinar a cerâmica verde possui um tamanho máximo permitido, que denominaremos de tela de corte. A tela de corte corresponde a um tamanho máximo de duas folhas de LTCC (154 mm x 308 mm). Deste modo, para gerar pouco descarte e poupar tempo, deve-se utilizar a área de corte ocupando o maior espaço possível em uma batelada.

Figura 40: Projeto AutoCAD com linhas de cortes desenvolvido para duas folhas de LTCC.

Para a construção de um dispositivo microfluídico, contendo canais, misturadores ou câmaras de reação, um número mínimo de três camadas é necessário (figura 41), onde cada camada é definida por uma área de trabalho. É possível definir outras dimensões de área de trabalho, que não 76,2 mm em comprimento, porém os blocos (suportes) utilizados no alinhamento e laminação foram construídos nessa dimensão, e além do mais, esta configuração pode ser subdividida no projeto de desenho mantendo a área de trabalho para realizar o alinhamento. Deste modo, os subsistemas são separados (destacados) após a laminação do bloco (Com o auxílio de linhas de corte pontilhadas ao longo das fronteiras entre os subsistemas dentro da área de trabalho) ou cortados após sua sinterização obtendo a dimensão final desejada.

Figura 41: Camadas necessárias para a construção de um dispositivo microfluídico básico. (1) Fita com o desenho para duas entradas e uma saída. (2) Fita com o desenho de canais e um misturador em uma única. (3) Fita para a base do dispositivo

Após o projeto das linhas de corte no AutoCAD, os arquivos são gravados com a extensão DXF (compatível com o *software* empregado pela máquina de microusinagem, CircuitCAM), e transferidos para o programa CircuitCAM da LPKF Laser & Electronics AG, *software* associado ao equipamento de corte a laser utilizado neste trabalho (Protolaser U3 da LPKF, figura 42). Neste *software*, o usuário deve definir como a máquina de microusinagem a laser vai interpretar cada linha ou forma geométrica no desenho. Este programa é utilizado como um intermediário entre o

AutoCAD e o *Board Master* da LPKF Laser & Electronics AG (programa de controle usado para comandar a máquina laser).

Figura 42: Foto do equipamento de corte a laser (Protolaser U3 da LPKF) utilizado para realização a microusinagem das folhas de LTCC.

3.2.1 CORTE DAS FITAS CERÂMICAS DE LTCC

O programa Board Master 4,0 se comunica com a Protolaser U3. Este programa permitiu a definição da biblioteca de corte, que configura a velocidade, potência e frequência do laser durante o processamento. Esta máquina foi inicialmente desenvolvida para ser aplicada na confecção de protótipos de circuitos impressos, e apresenta alto desempenho quando aplicada ao corte de fitas cerâmicas de LTCC. Este equipamento gera o laser a partir de um diodo que produz o laser um comprimento de onda igual a 355 nm (que permite corte de materiais como vidro, quartzo, cerâmica, etc.), possuindo uma largura mínima do feixe igual a 15 μm a uma potência máxima de 5 Watts. Portanto, esta máquina pode atingir 30 $\text{mWatt}/\mu\text{m}^2$, suficiente para ser aplicada ao corte de outros substratos mais rígidos. A Protolaser U3 possui um sistema de exaustão interno, composto por um sistema de sucção e dois filtros: um filtro HEPA (*High Efficiency Particle Arresting*) para a eliminação de partículas, e um outro de carvão ativo para eliminação de odores prejudiciais à saúde humana. Adicionalmente ela somente opera com a área de corte totalmente fechada, de maneira que o usuário não precisa utilizar nenhum equipamento especial de proteção. Os cortes são realizados de forma rápida e precisa, sem necessidade de intervenção do usuário durante o processamento das folhas cerâmicas (o corte de uma folha cerâmica leva em torno de 5 minutos). A figura 43 representa o projeto para o corte em duas folhas cerâmicas completas, onde as 8 áreas de trabalho foram subdivididas em 20 subáreas contendo o desenho para 20 moldes em LTCC, para diferentes dimensões de membrana PDMS. Nesta figura pode-se observar como a máquina de processamento a laser divide as regiões de corte por campos, em vermelho, (separadas por linhas brancas), permitindo o

sequenciamento ordenado dos cortes conforme programado no CircuitCAM. A figura 44 apresenta uma folha de LTCC processada, onde algumas camadas foram usinadas utilizando a cortadora a laser, necessárias para a construção dos moldes em LTCC para a confecção das membranas de PDMS utilizadas neste trabalho. Nesta figura pode-se observar o corte para um molde com formato T, cujas dimensões são definidas pela ordem e quantidade de camadas sobrepostas formando para confeccionar o molde.

As dimensões utilizadas no projeto foram ampliadas em 12.7% em relação às direções x e y , e 15% em relação à direção z , considerando o encolhimento sofrido pela cerâmica após o processo de sinterização, garantindo que os dispositivos construídos estejam dentro das dimensões aceitáveis para montagem.

Figura 43: Projeto AutoCAD com linhas de cortes desenvolvido para duas folhas de LTCC, transferido para o programa CircuitCAM.

Figura 44: Folha de LTCC usinada utilizando a laser da LPKF, para o projeto apresentado na figura 43.

3.2.2 SERIGRAFIA

O processo de serigrafia foi utilizado neste trabalho para transferir/criar as pistas condutoras que compõem a bobina eletromagnética. Este processo foi realizado individualmente sobre cada camada de LTCC. Uma tela de poliamida, fixada e esticada utilizando um quadro de alumínio Zelflex QR da LPKF (figura 45), foi gerada contendo os traçados necessários para a deposição do filme condutor que gera as pistas/enrolamentos da bobina. O próprio equipamento Protolaser U3 pode gerar as telas em poliamida (figura 46).

Figura 45: Tela de poliamida esticada e fixada ao quadro Zelflex QR da LPKF, criando um estêncil, utilizado para o preenchimento de vias elétricas em uma camada de LTCC.

Figura 46: Imagem de uma porção da tela de poliamida esticada e fixada ao quadro Zelflex QR da LPKF para a deposição de enrolamentos de pasta condutiva em uma camada de LTCC.

O equipamento usado para o posicionamento do estêncil (quadro com tela) em relação ao substrato cerâmico e subsequente passagem de pasta condutora é uma impressora semiautomática, modelo ProtoPrint S da LPKF. A pasta utilizada para o preenchimento das vias foi a DuPont™ 6141 (Ag), devido à alta quantidade de sólidos presentes. Para a deposição dos enrolamentos em camadas internas, a pasta DuPont™ 6142D (Ag) foi usada, específica para superfície cerâmica em camadas internas. Para a construção dos contatos (*pads*) de conexão elétricos para alimentação da bobina, a pasta DuPont™ 6146 (Ag/Pd) foi utilizada, por possuir alta aderência à solda, possibilitando a soldagem de fios e componentes eletrônicos. Neste equipamento a impressão é realizada de maneira manual, com o auxílio de um rodo de borracha, possuindo um suporte metálico para melhor desempenho do processo de transferência da pasta para a cerâmica.

Durante o processo de impressão, uma etapa crucial é o alinhamento entre o substrato cerâmico e o estêncil, garantindo que as vias sejam preenchidas corretamente e que os contatos elétricos com linhas de conexão para os enrolamentos estejam alinhados com as vias elétricas de camadas adjacentes após a montagem do sistema. Após o espalhamento da pasta pela tela, as fitas cerâmicas foram levadas a uma estufa (OF-02GW da JEIO TECH), a uma temperatura de 100°C por 30 minutos para realizar a secagem do solvente. A figura 47 apresenta uma imagem do equipamento usando para secar a pasta anteriormente aos processos de laminação e sinterização. A figura 48 apresenta a imagem do preenchimento de vias na cerâmica LTCC, usando o processo de serigrafia descrito, após a secagem em estufa. Pode-se observar na imagem da esquerda (figura 48), que um pequeno erro de alinhamento ($\sim 30\ \mu\text{m}$) pode afetar significativamente o preenchimento das vias com pasta condutiva necessária para garantir a conexão elétrica entre camadas adjacentes. O uso de três vias cilíndricas é algo recorrente em projeto multicamadas de circuitos impressos, permitindo aumentar as possibilidades de conexão entre as vias elétricas de camadas diferentes, e foi usado neste projeto como mais uma forma de garantir a conexão entre as camadas, impedindo a deterioração do dispositivo fabricado.

Figura 47: Estufa OF-02GW da JEIO TECH utilizada para realizar a secagem da pasta de prata antes do processo de laminação.

Figura 48: Vias de conexões elétricas definidas pelo preenchimento com pasta condutiva 6141. (esquerda) Via preenchida com problemas na etapa de alinhamento. (direita) Via preenchida corretamente.

3.2.3 LAMINAÇÃO

A laminação das fitas LTCC pode ser feita por termo-compressão, que é o método mais utilizado para realizar a laminação de diversas camadas de cerâmica verde. Este processo faz a laminação utilizando pressões elevadas (25 MPa), a temperaturas em torno de 80°C, e tempos que podem variar de 1 a 15 minutos dependendo da estrutura a ser fabricada. A laminação pode ser feita de maneira uniaxial, onde a força é aplicada somente em um sentido, ou de maneira isostática, no qual a força é aplicada em todas as direções durante a prensagem do bloco cerâmico. Na laminação uniaxial (figura 49), como o processo de laminação é realizado a uma temperatura relativamente alta (aproximadamente 200°C), o material cerâmico se torna mais maleável, e como consequência da pressão aplicada sobre as fitas, a interpenetração das partículas granulares que constituem a cerâmica é promovida em toda superfície. Devido às altas pressões que precisam ser aplicadas utilizando este método, algumas estruturas podem ficar deformadas após o término do processo, porém existem casos em que o uso de materiais sacrificiais, posicionados no interior de cavidades e canais, impedem a deformação das estruturas, sendo que estes materiais sacrificiais são removidos intencionalmente após o processo de sinterização.

Figura 49: Representação da sobreposição de duas fitas de LTCC (1 e 2). (esquerda) Antes do processo de laminação. (direita) Após o processo de laminação [PIWONSKI, 1999].

No caso da laminação isostática as fitas de LTCC são empilhadas, utilizando o bloco de alinhamento (figura 50), embaladas a vácuo e prensadas em um sistema de água quente. Entre o bloco de alinhamento e o bloco cerâmico, folhas plásticas (Mylar®) são utilizadas a fim de evitar que a cerâmica adira ao bloco de alinhamento. Neste trabalho pressões em torno de 12 MPa a uma temperatura de 50°C, por um tempo de 10 minutos foram utilizadas. Neste tipo de laminação, a deformação das estruturas tridimensionais é minimizada e devido à laminação ser isostática, uma melhor prensagem das bordas é obtida. O equipamento de laminação isostática utilizado neste trabalho foi o ILS-66S da Keko Equipment, que permite a união permanente das folhas de LTCC, mesmo sem estarem sinterizadas. Como este processo ocorre no interior de uma câmara contendo água deionizada, é necessário que o bloco de LTCC seja anteriormente colocado em um plástico com barreira de umidade (*moisture barrier bags*) e selados à vácuo. Para realizar a selagem à vácuo dos blocos o equipamento Jumbo Plus da Henkelman Vacuum Systems foi utilizado. Foi possível aplicar rampas de pressão durante o processo de laminação utilizando a laminadora ILS-66S, permitindo avaliar o desempenho do processo para uma determinada estrutura. É possível aplicar diferentes valores de pressão por tempos predeterminados definidos para cada patamar de pressão aplicado sobre o bloco no momento, utilizando as temperaturas configuradas para cada valor de pressão utilizado, melhorando a qualidade da laminação significativamente. Dois blocos foram utilizados com a finalidade de garantir o alinhamento entre as camadas de LTCC, um construído em alumínio e outro em acrílico, ambos contendo os furos de alinhamento e dimensões da área de trabalho utilizada. A figura 51 apresenta a diferença entre realizar a laminação utilizando um bloco de alinhamento metálico, imagem da esquerda, ou de acrílico, imagem da direita. Pode-se observar, pela imagem, que os canais da esquerda ficaram deformados, sendo visível na parte externa do dispositivo, devido ao confinamento estabelecido pelo bloco metálico de alinhamento sobre estruturas tão finas quanto o microcanal projetado (80 μm). Para o bloco de acrílico, considerando os mesmos valores associados aos parâmetros de laminação (temperatura, pressão e tempo), os canais não apresentaram deformações. Com base em nossos dados experimentais constatamos que utilizar o bloco de acrílico apresenta menos deformações na estrutura final que o bloco metálico de alumínio.

Figura 50: Camadas para a confecção de sistemas microfluídicos sobrepostas e alinhadas com o auxílio dos furos de alinhamento e o bloco de alinhamento.

Figura 51: canais sinterizados após o processo de laminação isostática. (esquerda) Laminação realizada utilizando um bloco de alinhamento de alumínio. (direita) Laminação realizada utilizando um bloco de alinhamento de acrílico.

Existem métodos de laminação a frio que foram desenvolvidos com o intuito de promover a união de estruturas tridimensionais complexas sem a deformação das mesmas [ROCHA, 2009], porém nenhum destes métodos foi utilizado neste trabalho, devido a inexistência de instalações contendo os equipamentos necessários.

3.2.4 SINTERIZAÇÃO

A etapa de sinterização é a última do processo para manufatura de sistemas em LTCC. Normalmente esta etapa ocorre após a etapa de laminação, onde recomenda-se cortar algumas partes do laminado (bordas que contém os furos de alinhamento) que não farão parte do dispositivo final. No caso em que a área de trabalho é subdividida em mais de um dispositivo, o corte é realizado após a sinterização.

A sinterização da cerâmica verde foi realizada em um forno elétrico LindBerg/Blue modelo BF51866C da Moldatherm, o qual permite a programação de diferentes perfis de temperatura. Antes de inserir os laminados cerâmicos no forno, eles foram posicionados sobre placas de alumina totalmente planas para que, durante a sinterização, o material cerâmico não assumisse a forma geométrica da base em contato. O perfil de aquecimento de sinterização usado neste trabalho está apresentado na figura 52, onde basicamente dois patamares de temperatura foram utilizados, 350°C e 850°C. As rampas ocorrem a 10°C/min, e os patamares de temperatura são mantidos por meia hora. O início do processo de sinterização (100 – 150°C) é onde a primeira quantidade de componentes orgânicos vai evaporar das fitas cerâmicas, com a eliminação completa entre as temperaturas de 350 a 400°C. A figura 53 representa o modelo de sinterização das fitas de LTCC, onde os grãos de vidro se liquefazem envolvendo os grãos de alumina, sendo atribuído a este evento o encolhimento da cerâmica após a sinterização. A figura 54 apresenta uma imagem de uma estrutura em LTCC que ficou deformada após o processo de sinterização, ocasionado pelo mal posicionamento do bloco cerâmico no forno de sinterização.

Figura 52: Perfil de sinterização das fitas cerâmicas de LTCC, composto por dois patamares de temperatura (350°C e 850°C) [GONGORA-RUBIO, 2009].

Figura 53: Modelo de sinterização da cerâmica LTCC. As esferas azuladas representam grãos de alumina e as esferas amareladas o componente vítreo. Durante a sinterização da cerâmica, ocorre a queima dos componentes orgânicos e fusão dos elementos à base de vidro que passam a envolver os grãos de alumina [YAMAMOTO, 2012].

Figura 54: Estrutura de LTCC deformada devido ao mal posicionamento do bloco cerâmico durante o processo de sinterização [ROCHA, 2009]

3.3 MEMBRANAS DE PDMS

As membranas de PDMS foram produzidas a partir do material polimérico base adicionado ao líquido ativador utilizando uma proporção de 10:1 durante a mistura, seguindo as recomendações do fabricante para o produto utilizado (Sylgard® 184 Silicone Elastomer Kit). Em seguida a mistura foi desgaseificada em uma câmara a

vácuo, a mesma utilizada para embalar os blocos cerâmicos, antes de serem espalhadas (*PDMS casting*) nos moldes cerâmicos fabricados contendo as dimensões projetadas para as membranas. A figura 55 apresenta um esquema que descreve o processo de fabricação das membranas de PDMS com as dimensões.

Figura 55: Modelo de fabricação das membranas de PDMS utilizando um molde mestre fabricado utilizando a tecnologia LTCC.

Existem outros métodos utilizados para a confecção de membranas de PDMS, associados a processos litográficos usando SU-8, porém os moldes de LTCC permitem uma prototipagem mais rápida, simples e com as exatas dimensões utilizadas nos sistemas microfluídicos aos quais a membrana deverá ser montada. Após o espalhamento da mistura de PDMS desgaseificada sobre o molde mestre de LTCC, o sistema é levado a um forno para cura do polímero a 85°C por uma hora, e então a membrana é cuidadosamente descolada do molde. Após obter as membranas de PDMS no estado sólido (curadas), as membranas são aderidas ao sistema microfluídico usando pasta térmica na região onde se deseja fixar o PDMS ao LTCC, e então o conjunto é levado ao forno a 100°C por mais uma hora, configurando a adesão entre PDMS e LTCC a quente. A pasta térmica é responsável por realizar a fixação da membrana de PDMS ao LTCC para montagem do sistema mecânico da microválvula. A figura 56 apresenta uma imagem de uma membrana de PDMS fixada sobre o sistema microfluídico. Como as membranas de PDMS tem alto grau de fixação ao substrato de LTCC, depois de curadas, os moldes foram revestidos com folhas Mylar®, com 200 micrômetros de espessura, e então o projeto das estruturas presentes nos moldes foram ampliadas no mesmo valor da espessura das folhas, garantindo o tamanho desejado para as membranas de LTCC. Utilizando este procedimento foi possível descolar as membranas do LTCC com facilidade, e sem danificar a estrutura das micromembranas fabricadas. Em seguida as folhas Mylar são facilmente degradadas da membrana de PDMS com o auxílio de uma pinça, permitindo obter a membrana flexível na dimensão desejada.

Figura 56: Imagem de uma membrana de PDMS já fixada ao sistema de atuação da microválvula e um desenho do corte transversal da membrana.

4. MICROVÁLVULAS MAGNÉTICAS DO TIPO MEMBRANA

Para desenvolver um protótipo confiável de microválvula destinada aplicação em MLAs para análises químicas de amostra de água, é necessário projetar as estruturas que irão compor o dispositivo utilizando um modelamento que considere os requisitos associados à sua área de aplicação. Neste projeto, optou-se por desenvolver microválvulas híbridas fabricadas utilizando as tecnologias LTCC e PDMS.

A figura 57 apresenta o conceito da válvula, sem a presença do eletromagneto, em que a estrutura mecânica de atuação é uma membrana que se movimenta na direção perpendicular à direção do fluxo de fluido. A configuração apresentada pode ser utilizada para o desenvolvimento de microválvulas normalmente abertas e normalmente fechadas.

Figura 57: Secção transversal da válvula proposta, no estado não atuado, sem o eletromagneto (a). Secção transversal da válvula proposta, no estado atuado (b). Visão superior da válvula proposta (c).

O dispositivo construído possui um canal, dois orifícios de entrada/saída de fluido, uma abertura na porção central do canal de modo a permitir a atuação da membrana flexível, e a membrana de PDMS no formato “T”. A partir de um corte na secção transversal do desenho da válvula é possível visualizar sua operação no estado fechado (figura 57a), e no estado aberto com a membrana deslocada de sua posição original (figura 57b). A figura 57c apresenta uma vista superior do sistema fluídico (5 folhas cerâmicas de LTCC com três orifícios na parte superior e um canal conectando-os) anexado ao elemento ativo (uma membrana de PDMS fixada a um imã permanente de NdFeB). Este modelo, como será descrito a seguir, representa um subsistema de acionamento para a válvula, onde a integração da microbobina eletromagnética irá fornecer o dispositivo completo. Utilizando o subsistema proposto é possível extrair informações importantes relacionadas ao desempenho da microválvula de modo geral, mesmo sem a integração do eletromagneto. Além disso, os resultados obtidos a partir desta configuração irão promover o levantamento de importantes informações associadas ao projeto de construção da microbobina.

4.1 MICROVÁLVULAS ELETROMAGNÉTICAS EM LTCC/PDMS

Como mencionado anteriormente, a microválvula proposta deve ser atuada eletronicamente, permitindo a automação do sistema microfluídico ao qual se deseja

integrá-las. O projeto das microválvulas foi dividido em três distintas fases: o desenvolvimento do sistema microfluídico conectado ao elemento ativo, o desenvolvimento das microbobinas eletromagnéticas e o desenvolvimento das microválvulas a partir da montagem utilizando os componentes anteriormente citados. Como a membrana de PDMS não pode suportar as temperaturas atingidas no processo de sinterização do laminado cerâmico, não é possível realizar a fabricação de todo o dispositivo de uma única vez. Conforme mencionado no capítulo 1, existem outras possibilidades que permitem a fabricação da microválvula, usando a tecnologia LTCC, sem a necessidade da etapa de montagem. Entretanto, neste trabalho dois métodos de montagem da microválvula foram empregados usando a membrana de PDMS. Ainda, com o objetivo de otimizar o projeto das estruturas componentes da microválvula, é necessário analisar alguns comportamentos específicos de cada sistema que irá formar o dispositivo.

4.1.1 DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA MICROFLUÍDICO

O sistema microfluídico da figura 57 foi desenvolvido com o intuito de permitir realizar o estudo da selagem promovida pelo elemento ativo sobre o canal e a intensidade da força necessária para realizar a deflexão da membrana abrindo ou fechando o canal. A selagem do canal é obtida quando a taxa de fluxo de fluido através do mesmo é nula. O modelo teórico desenvolvido no capítulo 1 será utilizado para projetar as dimensões associadas aos componentes construídos, considerando alcançar os requisitos estabelecidos no início do projeto, capítulo 2.

Para estimar as dimensões do canal a partir dos parâmetros de desempenho apresentados na tabela 1 (página 29), observa-se que a vazão desejada é um parâmetro associado à resistência fluídica do microcanal e à diferença de pressão estabelecida entre entrada/saída do canal, determinada pela equação 12 (página 35). Na tabela 1, o valor da taxa de fluxo através dos canais deve ser de 0,2 a 6 mL/min, permitindo realizar análises químicas em dispositivos miniaturizados. As microbombas utilizadas atualmente (*mp6*, Bartels Mikrotechnik GmbH, Konrad-Adenauer-Allee 11, 44263 Dortmund, Germany), fornece um fluxo de 0 a 7 mL/min, promovida por uma faixa de contrapressão no intervalo de 0 a 60 kPa. Sabe-se que a associação em série de microcanais pode ser transformada em um canal equivalente onde a resistência total é dada pela soma algébrica das resistências dos canais compondo o caminho fluídico, desde a entrada até a saída do fluido. Sendo assim, inicialmente deve-se obter o valor correspondente à resistência hidráulica associada aos tubos circulares de silicone usados para conectar a entrada e saída da válvula. Então a resistência hidráulica equivalente para o circuito fluídico do sistema é dada pela soma das resistências nos tubos de entrada e saída, e a resistência do canal. Os tubos de silicone utilizados possuem diâmetro interno igual a 1 mm, e comprimento igual a 13 cm. Nos casos em que esta condição for modificada, os valores correspondentes serão apresentados. Assim, a resistência equivalente a ser considerada é a soma das resistências referente aos dois tubos com as dimensões mencionadas anteriormente, adicionada à resistência do canal construído em LTCC. Analisando a figura 5 (página 11), que apresenta a variação da resistência hidráulica promovida pelo canal retangular em função de sua largura, é notável o decaimento em sua intensidade (aqui deveríamos analisar para a faixa de 100 μ m a 900 μ m de largura), fato que pode novamente ser observado na figura 58, em que a medida que a largura do canal aumenta a vazão também aumenta, indicando que a resistência através do canal é reduzida. Na figura 58 a seguir, a resposta para a taxa de

fluxo de água através de um canal com 2 cm de comprimento e 200 μm de altura, com a largura variando de 100 a 900 μm , é apresentada para a faixa de pressão que pode ser fornecida pelas microbombas (0 a 60 kPa) utilizadas nas análises químicas desenvolvidas no MLA.

Figura 58: Simulação da vazão de água através de um canal retangular (comprimento = 2 cm e altura = 200 μm) para diferença de pressão variando de 0 a 60 kPa, para diferentes larguras do canal, variando de 100 a 900 μm . O retângulo pontilhado na figura representa a faixa de interesse de operação (vazões de 0,2 a 6 mL/min para pressões de 0 a 30 kPa).

Usar um comprimento de canal menor que 2 cm pode dificultar a integração da microbobina, que normalmente tem o tamanho na ordem de centímetros. Porém como deseja-se miniaturizar o sistema ao máximo, o menor comprimento aceitável deve ser utilizado. Da mesma maneira, a menor altura possível foi considerada visando a miniaturização do componente, definida pela espessura de uma folha de LTCC após sinterizada (aproximadamente 200 μm). Considerando a faixa de vazão que se deseja alcançar utilizando a microválvula, 0,2 a 6 mL/min, é possível determinar um valor mais atraente para a largura do canal, considerado as outras dimensões fixadas. Para larguras de 100 μm e 200 μm , a vazão não alcança o valor desejado em seu limite superior sem que haja uma pressão aplicada maior que a disponível pela bomba utilizada, sendo que esta, por razões de durabilidade, deve operar no meio da sua faixa de operação (30 kPa) em regime. Para canais com larguras superiores a 600 μm , pequenas pressões supridas pelas bombas podem gerar fluxos que vão muito além do máximo necessário (até mais de 10 vezes), fazendo com que as bombas tenham sempre que operar em uma faixa de pressão muito restrita. Para os canais com larguras de 300, 400 e 500 μm , a faixa de vazão desejada é alcançada com uma suave variação na pressão. Na figura 59, a largura do canal é 200 μm , a altura ainda é 200 μm e o efeito do comprimento do canal sobre a resistência oferecida pelo mesmo é analisado.

Figura 59: Simulação da vazão de água através de um canal retangular (largura = 300 μ m e altura = 200 μ m) para diferença de pressão variando de 0 a 60 kPa, para diferentes comprimentos do canal, variando de 2 a 10 cm. O retângulo pontilhado na figura representa a faixa de interesse de operação (vazões de 0,2 a 6 mL/min para pressões de 0 a 30 kPa).

Neste caso, à medida que o comprimento aumenta a resistência do canal também aumenta, porém, a partir de 6 cm este acréscimo não permite um controle adequado de vazão. Assim, o comprimento do canal deve ser mantido o menor possível, e para os valores fixados associados a esta simulação em particular, apenas canais com comprimentos de 2 e 3 cm podem fornecer a faixa de vazões desejada a uma faixa de pressão realizável. Utilizando, então, um canal com 300 μ m de largura e 2 cm de comprimento, foi possível obter as retas referentes a diferentes alturas do canal, variando de 200 μ m a 1 mm, como mostrado na figura 60.

Figura 60: Simulação da vazão de água através de um canal retangular (largura = 200 μ m e comprimento = 2 cm) para diferença de pressão variando de 0 a 60 kPa, para diferentes alturas do canal, variando de 200 μ m a 1 mm. O retângulo pontilhado na figura representa a faixa de interesse de operação (vazões de 0,2 a 6 mL/min para pressões de 0 a 30 kPa).

Pode-se observar que mesmo canais com alturas menores podem fornecer a vazão de água desejada. Como a miniaturização é um dos objetivos mais importantes neste trabalho, canais com 200 μ m e 400 μ m de altura foram escolhidos. A figura 61 apresenta o resultado da simulação exibindo a taxa de fluxo de água através de um circuito fluídico composto por dois canais circulares em série com o microcanal retangular, considerando as dimensões descritas na legenda dessa figura. Pode-se observar que, mesmo com o aumento na resistência total do canal, devido à introdução de canais circulares, a vazão volumétrica atingida à partir da diferença de pressão

estabelecida dentro dos limites de 0 a 60 kPa, é operacional do ponto de vista das análises que serão realizadas com o dispositivo ao qual a microválvula será integrada (os MLAs).

Figura 61: Simulação da vazão de água através de um circuito fluídico contendo dois canais circulares iguais (diâmetro igual a 1 mm e comprimento igual a 3 cm) conectados em série com um canal retangular (largura = 300 μm , altura = 200 μm e comprimento = 2 cm) para diferença de pressão variando de 0 a 60 kPa. O retângulo pontilhado na figura representa a faixa de interesse de operação (vazões de 0,2 a 6 mL/min para pressões de 0 a 30 kPa).

Com base no projeto do sistema fluídico, é possível determinar algumas dimensões para a membrana de PDMS, entretanto algumas dimensões precisam ser obtidas com base no modelo teórico desenvolvido para micropontes, que representa a configuração com maior similaridade em relação à estrutura de PDMS utilizada neste trabalho. A figura 62 apresenta os parâmetros geométricos associados à membrana de PDMS.

Figura 62: Representação geométrica da estrutura da membrana de PDMS utilizada neste trabalho. As dimensões estão indicadas nas figuras descritas pelas letras a – f.

A membrana pode ser analisada com base em duas porções diferentes: a parte efetivamente flexível (dimensões [c b a]), e a parte efetivamente ativa (dimensões [d e f]). A parte inferior da membrana depende das dimensões da abertura presente no substrato cerâmico, localizada no centro conforme demonstra a figura 63. Na realidade a parte ativa da membrana foi construída com um pequeno chanfro na base com o intuito de acomodar e melhorar a selagem do canal com a prensagem da parte inferior do PDMS sobre a cerâmica, como será apresentado mais a frente. A parte superior da membrana é modela como uma microponte, onde o comprimento efetivo é parte que não está fixada ao LTCC. Neste caso o requisito é o deslocamento a membrana deve realizar, analisando o segundo item da tabela 1 (página 29), a deflexão da membrana deve ser de pelo menos 250 μm , considerando que a altura do maior canal construído está em torno de 400 μm a 500 μm . Assim a membrana é capaz de permitir o fluxo através do canal, impedindo que o fluxo saia pela abertura.

Figura 63: Representação da vista superior do sistema microfluídico desenvolvido para a microválvula projetada neste projeto, e o corte transversal apresentando entrada, saída, abertura e canal.

Considerando uma membrana de PDMS com espessura a igual a 0,5 mm, largura c igual 2 mm e comprimento b variando de 2 a 6 cm, e ainda que, as membranas fabricadas usando o método descrito no capítulo 3 tem módulo de Young em torno de 1,8 MPa [Czok *et al.*, 2014], portanto este valor pode ser utilizado para realizar uma estimativa dos parâmetros associados à parte flexível da membrana de PDMS, a curva obtida para força em função do comprimento da membrana é apresenta a seguir (figura 64).

Figura 64: Simulação da força necessária para promover uma deflexão de 250 μ m em uma membrana PDMS com $a = 0,5$ mm, $b = 2 - 6$ cm e $c = 2$ mm e módulo de Young $E = 1.8$ MPa.

É notável, analisando a figura 64, que o decaimento da força com ao aumento do comprimento efetivo da membrana é acentuado, onde usando um comprimento de 2 cm, a força necessária é um pouco mais que 0,2 mN. Além disso deve-se considerar a força que o líquido exerce sobre a membrana, influenciando na força necessária que bobina deve realizar com o intuito de atuar a microválvula.

Sendo P_{in} é a pressão na entrada do canal, fornecida pela microbomba, e P_{out} a pressão de saída quando o líquido vaza para o medidor volumétrico (proveta graduada), considerando R , a resistência fluídica do canal circular mais o meio-canal retangular até antes de chegar até a abertura de atuação e R_b a resistência fluídica do pequeno canal compreendido na região da abertura, é possível demonstrar que a equação correspondente a força produzida pelo líquido sobre a membrana (quando a válvula está aberta), é (Demonstração 4):

$$F = \left[\left(1 - \frac{R}{2R+R_b} \right) P_{in} + \left(\frac{R}{2R+R_b} \right) P_{out} \right] ef \quad (103)$$

Nos casos anteriores, a pressão na saída foi considerada nula, porém é necessário aplicar um analisador de pressão neste ponto do circuito microfluídico para estimar corretamente o resultado da força. Fazendo a aproximação que a pressão na saída do canal é nula, e considerando ainda que $R_b \ll R$, a equação 103 se torna:

$$F = \left[\frac{P_{in}}{2} \right] ef \quad (104)$$

Figura 65: Simulação da força aplicada pelo líquido sobre a membrana com $e = f = 300 \mu\text{m}$ para uma pressão de entrada de 0 a 60 kPa.

A figura 65 apresenta a força do líquido (água), para um canal retangular com as dimensões da figura 61, onde a abertura tem dimensões iguais à largura deste canal. Uma força de até 3 mN é produzida sobre a membrana de PDMS, forçando-a para cima. Se uma força de 15 mN é necessária para defletir a membrana significativamente, então o eletroímã deve fazer um esforço de 12 mN, a 60 kPa. Porém, se a força necessária é menor que a força produzida sobre a membrana, como no caso em que aquela vale 0,2 mN, a membrana irá permitir o vazamento de líquido pela abertura, necessitando aumentar sua rigidez elástica, ou aplicar força magnética no sentido contrário.

Assim os valores para o comprimento podem ser estar em torno de 2 cm se a rigidez elástica do PDMS for ampliada com a escolha de outro parâmetro. De acordo com a simulação apresentada na figura 66, uma força de 15 mN é necessária para realizar 250 μm de deflexão em uma microponte de PDMS com espessura de aproximadamente 2 mm, comprimento 2 cm e largura 2 mm. À medida que espessura do PDMS aumenta, a força necessária aumenta significativamente. Sabendo que a pressão na saída, apesar de relativamente baixa, não é nula, de acordo com a equação 103, a força aplicada sobre a membrana é ainda maior que 3 mN. Dessa maneira, supondo que esta força possa elevar sua magnitude até pelo menos 10 mN, o projeto da membrana pode estabelecer dimensões que a força necessária para elevá-la até o deslocamento desejado esteja em torno da faixa: 10,5 a 13 mN, e então, a microbobina será projetada para exercer esforços na faixa: 0,5 a 3 mN. Analisando a figura 67 é possível perceber que a maior força alcançada é 5,5 mN, quando o valor da largura do PDMS é 6 mm.

Figura 66: Simulação da força necessária para promover uma deflexão de 250 μm em uma membrana com $a = 0,5 - 3 \text{ mm}$, $b = 2 \text{ cm}$ e $c = 2 \text{ mm}$ e módulo de Young $E = 1,8 \text{ MPa}$.

Figura 67: Simulação da força necessária para promover uma deflexão de 250 μm em uma membrana com $a = 1 \text{ mm}$, $b = 2 \text{ cm}$ e $c = 1 - 6 \text{ mm}$ e módulo de Young $E = 1,8 \text{ MPa}$.

Dessa maneira, percebe-se, avaliando as figuras 64, 66 e 67, que o valor da espessura da membrana de PDMS tem maior influência sobre a intensidade da força elástica, de modo que a faixa desejada (10,5 a 13 mN) se encontra na figura 66, onde a parte superior da membrana tem 2 cm de comprimento e 2 mm de largura, e o valor da espessura deve variar na faixa de 1,6 a 2 mm. Assim esta membrana foi projetada para uma abertura com seção transversal com dimensões de 3 mm x 3 mm. Os projetos são acoplados assim como os fenômenos decorrentes dos processos envolvidos na atuação da microválvula. Assim, este projeto funciona para obter uma microbobina que corresponda ao exigido dentro de uma faixa razoável de operação, de modo que se o projeto dimensional das membranas, canal e abertura é modificado, o projeto da microbobina também deverá ser adaptado a nova configuração, pois como mencionado, este projeto trata de um sistema que possui fenômenos mecânicos, fluídicos e eletromagnéticos interconectados. A altura da abertura para atuação da membrana de PDMS, e, portanto, a dimensão “d” na porção inferior da membrana figura 62 (página 73) não tem influência na força exercida pelo líquido sobre a membrana, porém deve ser maior que 250 μm , correspondente ao deslocamento da membrana neste sentido, e este valor depende da espessura da folha de LTCC utilizada neste trabalho (254 μm antes da sinterização). Assim, para garantir a máxima miniaturização possível para o dispositivo, o valor d da membrana sendo em torno de 400 μm é suficiente, isto é, duas camadas de cerâmica são usadas para formar a abertura e os canais, que estão no mesmo plano cerâmico. Ímãs permanentes de NdFeB (neodímio-ferro-boro) foram utilizados por

possuírem susceptibilidades magnéticas da ordem de 10^6 , superior à grande maioria dos ímãs permanentes disponíveis no mercado. Assim, a força de atração entre a microbobina e o ímã fixado à membrana é maior permitindo miniaturizar o sistema de atuação e, portanto, a microválvula.

4.1.1.1 FABRICAÇÃO DOS DISPOSITIVOS FLUÍDICOS EM LTCC

Uma vez que o projeto dimensional para o sistema fluídico e o elemento ativo foi determinado, é possível construir e avaliar o dispositivo, onde as etapas de fabricação de modo geral seguem as diretrizes apresentadas no capítulo 3. Inicialmente foram projetados sistemas microfluídicos contendo um canal microfluídico, uma entrada, uma saída e uma abertura para atuação da membrana de PDMS, sem a utilização de um eletromagneto. Diferentes dimensões foram utilizadas com a finalidade de avaliar o desempenho do dispositivo em função dos parâmetros de projeto associados à estrutura da microválvula. A figura 68 apresenta o projeto do desenho estrutural para a confecção dos sistemas microfluídicos em LTCC, realizado no *software* AutoCAD 2010.

Figura 68: Desenhos das camadas necessárias para a construção dos dispositivos microfluídicos em LTCC, contendo entrada/saída, um microcanal, abertura para atuação da membrana flexível e a base para o suporte do dispositivo. A ordem de empilhamento é da esquerda para a direita.

Em todos os projetos, como já mencionado, as dimensões foram ampliadas em 12.7%, devido ao encolhimento sofrido pela cerâmica após a sinterização, nas direções x e y e 15% na direção z . Na figura 68 observam-se os cortes destinados ao desenvolvimento dos canais, abertura, entrada/saída e a base do substrato responsável por suportar os microcanais. Para a área de trabalho utilizada neste projeto, onde duas folhas de LTCC são aplicadas, considerando as dimensões totais do dispositivo fabricado (13,5 mm x 13,5 mm x 0,8 mm) usando o projeto retratado na figura 68, 20 sistemas fluídicos foram fabricados em um ciclo de processamento, para os dispositivos com essa dimensão. O uso de diferentes números de camadas permitiu o desenvolvimento de estruturas com diferentes alturas (espessuras), e a ordem de empilhamento é com a camada de base no início, logo após a camada que contém a abertura retangular no centro para atuação da membrana de PDMS e duas aberturas circulares (para fixação dos flanges de acesso aos tubos de silicone usados para conectar as entradas e saídas da microválvula às bombas e reservatórios) para entrada e saída de fluido. Os valores para as dimensões dos canais e aberturas fabricadas no substrato cerâmico estão descritos na tabela 2 (os dois primeiros campos da tabela). Cinco

folhas de LTCC foram usadas para fabricar os sistemas microfluídicos mencionados acima, onde os cortes com diferentes valores e diferentes números de camadas foram usados com o intuito de obter dispositivos com diferentes tamanhos. Ao total, 38 camadas foram utilizadas e sobrepostas utilizando diferentes configurações, visando a confecção de cada sistema fluídico descrito na tabela 2, promovendo a construção de 9 microválvulas distintas.

Tabela 2. Dimensões das diferentes estruturas fabricadas para compor a construção de 9 microválvulas com diferentes tamanhos.

Canal	l (cm)	h (μm)	w (μm)	Abertura	d (μm)	e (μm)	f (μm)	PDMS flexível	a (mm)	b (mm)	c (mm)	Microbomba	N	Wc (μm)	Gap (μm)	Lc (cm)
1	1	200	100	1	400	200	400	1	1	0,5	2	1	36	60	80	1
2	1	200	300	2	400	300	300	2	1,4	0,5	2	2	20	80	100	1
3	1	200	400	3	400	400	400	3	1,6	0,5	2	3	30	70	90	1
4	1	200	200	4	600	300	300	4	0,8	0,5	2	4	25	60	120	2
5	1	400	200	5	600	200	400	5	0,8	1	2	5	40	60	100	2
6	1	600	200	6	600	200	300	6	0,8	1,5	2	6	15	90	150	2
7	1	400	300	7	600	250	600	7	1	1	2	7	20	70	120	1
8	2	400	300	8	600	300	650	8	1	1	3	8	36	50	100	2
9	4	400	300	9	600	300	500	9	1	1	4	9	44	60	100	3

A figura 69 apresenta uma imagem referente a um sistema microfluídico em LTCC construído com 1,3 cm de lado e 0,8 mm de altura. Neste sistema um microcanal com 1 cm de comprimento, 0,3 mm de largura e 0,2 mm de altura interliga entrada e saída com acesso para a abertura na parte central. Como apresentado na tabela, em alguns casos a largura da abertura é maior que a largura do canal construída no mesmo dispositivo, e foi observado experimentalmente que esta configuração reduz a quantidade de vazamento proveniente dos cantos na membrana de PDMS. A figura 70 apresenta uma imagem em que a largura da abertura “f” é maior que a largura do canal “w”, como apresentado na tabela 2 para os dispositivos 1, 4, 5, 6, 7, 8 e 9. Deste modo, o fluido em movimento, na região da abertura, entra em contato com a membrana de PDMS apenas em sua porção central, impedindo que o líquido escoe pelas paredes laterais (paralelas à direção do fluxo) da membrana. Como o comprimento do canal é sempre consideravelmente maior que o comprimento da abertura, (vide as dimensões

“l” e “e” na tabela 2) a variação na seção transversal não afeta significativamente o comportamento (laminar ou turbulento) do fluxo até a saída.

Figura 69: Sistema microfluídico construído com um canal (1 cm de comprimento, 0,3 mm de largura e 0,2 mm de altura), uma abertura para atuação (0,4 mm x 0,6 mm de seção transversal e 0,4 mm de altura), entradas e saídas para manipulação do fluido, visando a construção de válvulas NA.

Figura 70: Abertura construída com a largura maior que a largura do canal desenvolvido em um substrato de LTCC.

Outro problema enfrentado também relacionado com a obtenção da selagem do canal é a estabilidade da acomodação da superfície da base da membrana em contato com a superfície da base do canal em LTCC. Para melhorar o contato entre a membrana de PDMS e o substrato de LTCC, um chanfro em “V” foi construído na folha cerâmica

usando baixa potência do laser, permitindo controlar a profundidade de perfuração da cerâmica verde, sem cortar completamente o material. Usando potências consideravelmente menores (a convencional está na faixa de 4.5 a 6 W e a utilizada para produzir o chanfro está na faixa de 1 a 3 W) e velocidades de corte maiores (a convencional está na faixa de 80 mm/s a 150 mm/s e a utilizada para produzir o chanfro está na faixa de 180 mm/s a 300 mm/s) é possível realizar o desbaste na superfície do substrato cerâmico.

Inicialmente, tanto no projeto dos moldes para fabricação das membranas de PDMS, quanto no projeto das estruturas microfluídicas em LTCC, a camada referente à base do microcanal ou a base no molde de LTCC para recebimento do polímero, foram alteradas para conter o desenho referente à geometria da abertura de atuação na posição correspondente (figura 71). Sobre esta área, o projeto de corte utilizando o equipamento de corte à laser, foi aplicado ao longo da dimensão paralela ao fluxo de líquido (comprimento da abertura, nomeado como “e” na tabela 2), com um leve aumento na potência de corte em direção ao centro da região retangular (figura 72). Através do programa de controle da cortadora a laser da LPKF, CircuitMaster, foi possível aplicar diferentes bibliotecas de corte, em diferentes porções da região total corte, haja visto que as partes em verde na figura representam as locais onde o laser incide, desbastando o material utilizando potências de emissão diferentes para cada porção dentro da região total de desbaste.

Figura 71: Substituição da camada base no projeto AutoCAD referente à confecção dos sistemas microfluídicos destinados à construção das microválvulas, para incorporação do chanfro na base de atuação da membrana de PDMS.

Figura 72: Representação da ideia usada para realizar um chanfro a partir da variação da ação do laser na área de contato com a membrana, onde a profundidade do corte aumenta na figura da esquerda para a direita. Corte 1 ($P = 1 \text{ W}$ e $v = 300 \text{ mm/s}$); corte 2 ($P = 2 \text{ W}$ e $v = 250 \text{ mm/s}$) e corte 3 ($P = 3 \text{ W}$ e $v = 180 \text{ mm/s}$).

4.1.1.2 FABRICAÇÃO DAS MEMBRANAS DE PDMS E MONTAGEM

Os elementos ativos, em PDMS, foram fixados ao substrato cerâmico de duas maneiras diferentes, o que permitiu desenvolver microválvulas normalmente abertas (NA) e normalmente fechadas (NF), dependendo do comprimento efetivamente não fixado ao LTCC. Como discutido anteriormente, dependendo da rigidez elástica correspondente à membrana de PDMS fabricada, a força do líquido é superior à força elástica da membrana flexível e uma força externa é necessária a fim de manter o fluxo paralisado. Com o intuito de construir válvulas normalmente fechadas, aplicou-se uma segunda técnica que permitiu a fabricação das membranas de PDMS já anexadas ao substrato cerâmico, com alto grau de fixação, ao longo de quase todo comprimento da microponte, elevando consideravelmente a rigidez elástica. Assim, a partir dos dispositivos fabricados utilizando esta técnica é possível cessar completamente o fluxo de fluido através do canal sem a aplicação de nenhuma força externa sobre a membrana, a menos que se deseje abrir a válvula. Logo no caso de válvulas NA uma força deve ser aplicada para baixo, com o intuito de atuar a microválvula normalmente aberta. No segundo caso, válvulas NF, uma força deve ser aplicada para cima, a fim de atuar a válvula normalmente fechada. O interessante é que através do princípio eletromagnético, ao inverter o sentido da corrente circulando na bobina, o sentido da força também é invertido, permitindo atuar ambos os dispositivos fabricados eletromagneticamente. A grande diferença entre os dois processos de fabricação está no comprimento efetivamente fixado ao substrato cerâmico, permitindo variar significativamente a rigidez da membrana. A primeira técnica, utilizada para a válvula NA baseada na moldagem das membranas e após a fixação ao substrato cerâmico usando pasta térmica, segue a descrição fornecida no capítulo 3 (página 66). A figura 73 apresenta a imagem de um molde em LTCC confeccionado para a fabricação das membranas de PDMS, onde se visualiza as partes ativa e flexível da membrana. As válvulas desenvolvidas a partir desse método apresentam comportamento normalmente aberto, isto é, quando nenhuma força é aplicada sobre a membrana observa-se vazão de líquido através do canal.

Figura 72: Camadas necessárias para a construção dos moldes em LTCC para fabricação das membranas de PDMS.

Figura 73: Imagem de um molde em LTCC construído para a fabricação das membranas de PDMS (esquerda) e uma representação esquemática da membrana de PDMS fabricada usando o molde (direita).

No segundo método, após a mistura e desgaseificação do composto usado na fabricação das membranas de PDMS, o líquido viscoso é derramado sobre o molde fabricado junto à estrutura da abertura e canal, no mesmo substrato (figura 74), aproveitando o alto grau de aderência obtido a partir da cura do PDMS no substrato cerâmico. Devido à viscosidade do fluido PDMS obtido a partir da mistura entre a base e o agente ativador, foi necessário aplicar uma pressão de 0,1 bar nos orifícios de entrada/saída para que a mistura não avançasse para os canais tornando a válvula permanentemente fechada, durante um tempo de aplicação de no mínimo 30 minutos, para a cura inicial do polímero na posição definida. Em seguida, as membranas são curadas em um forno por mais uma hora a 80°C para enrijecimento da estrutura do PDMS, sem aplicação de pressão nos canais.

Figura 74: Imagem de um sistema microfluídico com estrutura para derramamento e cura da membrana de PDMS.

Tubos de silicone conectados a mangueiras com ar comprimido foram utilizados para acessar os canais e aplicar pressão enquanto o sistema fica apoiado sobre uma chapa a 80°C, durante os 30 minutos iniciais da cura do PDMS. Esta foi a única maneira vislumbrada para evitar o escoamento da mistura para o interior dos canais, uma vez que após a cura do polímero não é mais possível ter acesso a essa região. Depois de realizado este procedimento, o ímã é inicialmente fixado sobre a membrana de PDMS usando um pouco da mistura utilizada para fabricar as membranas de PDMS, e então mais uma pequena quantidade desta mistura é derramada sobre o ímã e o sistema é imediatamente levado para o forno a 100°C por mais meia hora. O ímã de NdFeB foi

escolhido por apresentar uma forte magnetização, mesmo para um ímã com dimensões pequenas, favorecendo o desenvolvimento de uma microválvula. Após esse procedimento o ímã está permanentemente ligado à membrana de PDMS (na verdade ele fica enterrado na membrana PDMS). Ao final, duas flanges metálicas foram coladas nos orifícios de entrada e saída usando cola Araldite®, de modo a permitir o acesso ao canal com o uso de tubos de silicone. A figura 75 apresenta uma imagem referente ao microsistema construído até esta etapa, onde podem ser visualizados o sistema microfluídico baseado na tecnologia LTCC, a membrana de PDMS montada sobre o sistema fluídico, o ímã permanente de NdFeB, contendo 3 mm de diâmetro e 1 mm de altura, fixado a membrana, e as flanges metálicas coladas fixadas ao substrato cerâmico.

Figura 75: Imagem do subsistema desenvolvido para construção da microválvula NF, contendo o sistema microfluídico e o elemento ativo.

4.1.1.3 APARATO EXPERIMENTAL E RESULTADOS

Dois arranjos experimentais foram utilizados para avaliar o comportamento do fluxo de água deionizada através dos canais construídos em LTCC, considerando ainda as conexões com os tubos circulares de silicone. O primeiro foi usado para avaliar a relação entre a pressão aplicada na entrada do canal e a vazão de saída correspondente, utilizando água deionizada como fluido, permitindo avaliar a influência dos parâmetros dimensionais do sistema fluídico no comportamento experimental observado. Este experimento é baseado na medida volumétrica de líquido que atravessa o canal por um período de tempo específico, devido a aplicação de uma pressão hidrostática que é determinada pela altura de líquido no reservatório. A pressão é dada pelo produto da altura de líquido, com a densidade do fluido (para água é 1000 kg/m^3) e com a gravidade local ($9,81 \text{ m/s}^2$). Para uma altura de 10 cm de líquido a pressão na saída é aproximadamente 1 kPa. Todos os dispositivos fabricados, e com as dimensões indicadas na tabela 2 foram submetidos à avaliação experimental para observação da taxa de fluxo de água deionizada deslocando-se através do canal, com a válvula no estado aberto. Um objeto removível foi utilizado para selar a abertura durante os experimentos, contendo espessura efetiva aproximadamente igual a diferença entre as alturas da abertura e do canal. Todos os experimentos foram realizados à temperatura ambiente, utilizando água deionizada como fluido.

Figura 76: Setup experimental proposto para avaliação da relação entre pressão aplicada na entrada dos dispositivos e a taxa de fluxo correspondente.

O procedimento experimental referente a esta etapa foi desenvolvido da seguinte maneira: inicialmente uma altura de líquido (volume específico de água DI) é transferida para o reservatório e este valor é determinado utilizando um paquímetro. A altura é dada pela distância entre o nível de líquido em contato com a atmosfera e o nível de saída de líquido definido pelo ponto de escape realizado próximo à base do reservatório. Assumindo que a pressão hidrostática produzida por uma altura de líquido independente da seção transversal do recipiente S é possível demonstrar que, se o valor de $S \gg Q$, onde Q é a taxa de fluxo produzida pelo escoamento do fluido através do orifício presente no reservatório, a altura de líquido pode ser considerada constante durante um curto intervalo de tempo, e assim podemos considerar a pressão na entrada do canal constante (Demonstração 5). Por isso um reservatório de grande porte foi utilizado para realizar as análises apresentadas neste tópico. Após a coleta de 10 mL de água deionizada visualizada na proveta graduada, um cronômetro é parado marcando o tempo decorrido e o orifício presente no reservatório é fechado. *A priori*, a resistência fluídica oferecida pelo canal circular foi avaliada utilizando o sistema experimental proposto, sem a conexão com qualquer sistema fluídico desenvolvido em LTCC.

A figura 77 apresenta o resultado para a vazão de líquido em função da pressão hidrostática aplicada na entrada do tubo, onde podem ser visualizados a simulação para o canal circular utilizando a equação 10 (página 35), (azul na figura), o resultado experimental obtido para o tubo de silicone usado (asterisco na figura) e a curva obtida como resultado da interpolação entre os pontos para determinação dos coeficientes da reta definida (vermelho na figura). A curva vermelha (figura 77) possui um r^2 (coeficiente de correlação) igual a 0,9998. Comparando o resultado da inclinação da reta teórica e experimental, um erro de 6% foi obtido, indicando que a resistência fluídica calculada pelo modelo desenvolvido no capítulo 2 possui boa concordância com os experimentos realizados. O valor referente ao segundo coeficiente da reta obtida (“*fitted curve*”) refere-se à pressão na saída do tubo que não foi considerada no cálculo experimental, uma vez que a vazão obtida é uma função da diferença de pressão sobre o canal e não somente a pressão hidrostática aplicada na entrada do canal, então este resultado era esperado. Se ao invés de utilizar a pressão hidrostática dada pela altura de líquido, fosse considerada a pressão obtida por um sensor diferencial conectado entre os terminais de entrada e saída de fluido, a reta deveria cruzar a origem do gráfico em questão.

Figura 77: Valores obtidos para a taxa de fluxo de água DI através do canal circular, definido pelo tubo de silicone usado neste trabalho (13 cm de comprimento e 1 mm de diâmetro interno), como função da pressão hidrostática aplicada na entrada.

A resistência obtida pela equação 10 (página 35), é igual a 5,2967 GPa.s/m³ e pela curva obtida a partir dos resultados experimentais é igual a 4,9758 GPa.s/m³. Na figura 78, a vazão em função da pressão hidrostática aplicada na entrada é apresentada para um dos canais retangulares fabricados em LTCC. A pressão hidrostática é a mesma utilizada em todos os experimentos realizados, porém o volume de líquido esperado na proveta foi de 1 mL, uma vez que a vazão foi reduzida significativamente. As alturas de líquidos utilizadas são: 2,25 cm, 3 cm, 4,5 cm, 5,25 cm, 6,75 cm, 7,5 cm e 8,25 cm. O valor da gravidade usada nos cálculos foi de 9,81 m/s². A curva vermelha (figura 78) possui um r^2 igual a 0,981, e o erro obtido entre o resultado extraído do experimento em relação ao teórico (baseado na equação 27, pág. 25), é de 5%. A resistência teórica total obtida pela soma dos dois canais circulares e o canal retangular 1 é de 885,17 GPa.s/m³, e o valor obtido experimentalmente é de 838,6 GPa.s/m³. Observa-se, ainda que, a vazão obtida utilizando o canal microfluídico 1 (tabela 2, página 78) conectado a dois tubos de silicone, para pressões variando na faixa de 0,22 a 0,81 kPa, fornece vazões que variam na faixa de 0,16 a 0,22 mL/min.

Figura 78: Valores obtidos para a taxa de fluxo de água DI através do canal retangular 1, confeccionado de acordo com os valores apresentados na tabela 2 ($l = 1$ cm; $h = 200$ μm; $w = 100$ μm) conectado a dois tubos de silicone iguais, como função da pressão hidrostática aplicada na entrada.

A figura 79 apresenta os resultados obtidos para os canais 1, 2 e 3, com as dimensões especificadas na tabela 2 (página 78). Para uma largura do canal igual a 300 μm, a curva vermelha possui um r^2 igual a 0,9673, e o erro e entre a inclinação das curvas teórica e experimental é de 4%. A resistência teórica total obtida pela soma dos dois canais circulares e o canal retangular 2 é de 95,731 GPa.s/m³, e o valor obtido experimentalmente é 91,807 GPa.s/m³. Observa-se, ainda que, a vazão obtida utilizando o canal microfluídico 2 (tabela 2) para a mesma configuração utilizada anteriormente, considerando pressões variando na faixa de 0,22 a 0,81 kPa, variam na faixa de 0,45 a 0,83 mL/min. Para uma largura do canal igual a 400 μm, a curva vermelha possui um r^2 igual a 0,9477, e obtido de 1%. A resistência teórica total determinada pela soma dos dois canais circulares adicionada à resistência referente ao canal retangular 3 é de

65,254 GPa.s/m³, e o valor obtido experimentalmente é 64,512 GPa.s/m³. Utilizando o canal microfluídico 3 (tabela 2) as taxas de fluxos medidas estão no intervalo: 0,49 a 1,07 mL/min.

Altura [cm]	Canal 1 [s]	Canal 2 [s]	Canal 3 [s]	Erro [μL/min]
2,25	358,3- 0,1675	133,1- 0,4508	122,7- 0,4800	± 3
3	346,5- 0,1737	121,3- 0,4046	105,6- 0,5687	± 3
4,5	334,8- 0,1707	110,2- 0,5145	94,2- 0,6360	± 3
5,25	327,2- 0,1834	101,7- 0,5000	87,5- 0,6857	± 3
6,75	306,1- 0,1960	87,9- 0,6826	75,6- 0,7937	± 3
7,5	294,9- 0,2035	78,3- 0,7663	64,6- 0,9288	± 3
8,25	286,8- 0,2092	71,8- 0,8357	56,9-1,0545	± 3

Figura 79: Valores obtidos para a taxa de fluxo de água DI através dos canais retangular 1, 2 e 3, confeccionados de acordo com os valores apresentados na tabela 2 ($l = 1$ cm; $h = 200$ μm; $w = 100$ μm, 300 μm e 400 μm), como função da pressão hidrostática aplicada na entrada.

A figura 80 apresenta os resultados obtidos para os canais 4, 5 e 6, para uma altura do canal igual a 200 μm os valores são: r^2 igual a 0,9996, e igual a 3%. A resistência teórica total do canal retangular 4 é de 188,43 GPa.s/m³, e o valor obtido experimentalmente é 181,58 GPa.s/m³. A vazão obtida utilizando o canal microfluídico 4 varia na faixa de 0,3 a 0,5 mL/min. Para uma altura do canal igual a 400 μm os valores observados foram: r^2 igual a 0,988, e = 2%. A resistência teórica total do canal retangular 5 é de 65,254 GPa.s/m³, e o valor obtido experimentalmente é 64,087 GPa.s/m³. Detectou-se que a vazão medida utilizando o canal microfluídico 5 está na faixa: 0,51 a 1,08 mL/min.

Altura [cm]	Canal 4 [s]	Canal 5 [s]	Canal 6 [s]	Erro [μL/min]
2,25	195,1- 0,3025	115,6- 0,5190	107,1- 0,5602	± 3
3	183,3- 0,3273	104,8- 0,5225	89,9- 0,6674	± 3
4,5	159,3- 0,3766	89,4- 0,6211	76,7- 0,7823	± 3
5,25	149,1- 0,4024	89,4- 0,7481	69,1- 0,8683	± 3
6,75	132,8- 0,4518	67,1- 0,8042	56,5- 1,0619	± 3
7,5	126,1- 0,4758	62,2- 0,9646	47,9- 1,2526	± 3
8,25	120,2- 0,4992	55,9- 1,0733	41,9- 1,4320	± 3

Figura 80: Valores obtidos para a taxa de fluxo de água DI através dos canais retangular 4, 5 e 6, confeccionados de acordo com os valores apresentados na tabela 2 ($l = 1$ cm; $h = 200$ μm, 400 μm e 600 μm; $w = 200$ μm), como função da pressão hidrostática aplicada na entrada.

Para uma altura do canal igual a 600 μm encontrou-se: r^2 igual a 0,961, e igual a 2,2739%. A resistência teórica total do canal retangular 6 é de 42,241 GPa.s/m³, e o valor obtido experimentalmente é 41,28 GPa.s/m³. A taxa de fluxo observada utilizando o canal microfluídico 6 está na faixa de 0,55 a 1,41 mL/min.

O segundo setup experimental proposto foi realizado utilizando as microbombas da Bartels® como meio propulsor. Para os experimentos realizados neste tópico, os dispositivos contendo as membranas (PDMS/NdFeB) montadas foram utilizados, considerando as dimensões descritas na tabela 2 (página 78). Esta montagem experimental foi utilizada com o intuito de avaliar a força necessária para realizar a selagem do canal, no caso dos dispositivos normalmente abertos (figura 81 a) e a força

necessária que permite obter a vazão de operação determinada para o sistema (figura 81 b).

Figura 81: Setup experimental proposto para avaliação da selagem do canal com a atuação mecânica proposta (a) considerando os dispositivos associados a membranas montadas utilizando a primeira técnica de fixação do PDMS ao LTCC (b) considerando os dispositivos associados a membranas montadas utilizando a segunda técnica de fixação do PDMS ao LTCC.

Avaliando os experimentos realizados utilizando os dispositivos fabricados utilizando a primeira técnica de montagem das membranas ao substrato de LTCC, os testes demonstraram que a membrana não é capaz de selar o canal quando nenhuma força sobre a membrana, e por este motivo determinou-se que estes dispositivos fornecem microválvulas normalmente abertas. No caso dos sistemas microfluídicos fabricados utilizando a segunda técnica descrita neste tópico, um sistema com uma roldana foi usado para aplicar uma força para cima sobre a membrana de PDMS, como um valor específico de massa fixada à extremidade do fio (leve e considerado inextensível) de um lado da roldana e a extremidade do fio no lado oposto fixado à membrana. Neste caso, os dispositivos são normalmente fechados, sendo necessário aplicar força no sentido contrário a fim de atuar a válvula, permitindo o fluxo de fluido através do canal.

Os testes iniciais foram realizados utilizando os dispositivos normalmente abertos, aplicando a montagem experimental apresentada na figura 82 (esquerda). O controle da vazão fornecida pelas microbombas é realizado utilizando um computador em comunicação serial com uma placa de circuito impresso que aciona as bombas. Para uma determinada frequência do sinal de acionamento das microbombas, variando sua amplitude é possível controlar precisamente a vazão fornecida pela microbomba (na faixa de 0 a 7 mL/min), conforme visualizado na figura 82 (direita), obtido do manual do fabricante. Para o experimento realizado com cada dispositivo, a vazão inicial foi regulada para o valor constante de 0,45 mL/min (valor operacional para a maioria das análises de monitoramento da água realizadas utilizando os MLAs). Tanto os dispositivos fabricados normalmente fechados ou abertos, as dimensões usadas estão indicadas na tabela 2, porém o nível de fixação alcançada entre a membrana de PDMS e o substrato de LTCC foi maior utilizando a segunda técnica de montagem. A grande maioria dos casos de fixação de membranas de PDMS a substratos de LTCC ocorre após a modificação das superfícies utilizando tratamento com plasma de oxigênio (O_2), com a superfície LTCC coberta por uma camada de vidro [MALECHA *et al.*, 2009], e argônio (Ar) ou oxigênio/argônio (O_2/Ar) aplicada diretamente à superfície do substrato [MALECHA, 2013]. Como já mencionado, neste trabalho empregou-se uma técnica muito mais simples. Ao invés de realizar a adesão do PDMS ao LTCC a frio, pasta térmica foi utilizada, necessitando apenas de um forno convencional permitindo manter o conjunto a uma temperatura de 100°C.

Figura 82: Imagem retratando a bancada utilizada para montagem do arranjo experimental (esquerda) proposto (figura 81 a) e a curva de controle usada para obter a taxa de fluxo volumétrica desejada fornecida pela microbomba mp6 (direita).

Devido ao tamanho associado às membranas fabricadas neste trabalho, a portabilidade das amostras no interior dos equipamentos de plasma precisa ser melhor ajustada. Como a fixação da membrana ao longo do comprimento nos casos das válvulas normalmente abertas foram imprecisamente identificados, os valores transcritos na tabela 2 (página 78), para a membrana de PDMS, referem-se aos dispositivos normalmente fechados. Para ambos os experimentos realizados, quando um tempo de 2 minutos era observado no cronômetro, o volume coletado era registrado, utilizando uma proveta graduada de precisão. Os resultados experimentais obtidos, avaliando os dispositivos 1 a 6, com as dimensões descritas na tabela 2, revelam a relação entre a vazão através do canal produzida com relação a uma força aplicada sobre a membrana de PMDS, para microválvulas NA (figura 83 a e b) e NF (figura 83 c e d). No caso dos dispositivos NA fabricados, forças de aproximadamente 1,1 N são necessárias para obtenção da restrição da taxa de fluxo de fluido ao longo do canal, obtendo vazamentos na ordem de 10 $\mu\text{L}/\text{min}$. As vazões volumétricas de líquido através dos canais foram ajustadas para 0,45mL/min, aproximadamente, conforme pode ser visualizado na figura 83, Para as dimensões utilizadas, não foram observadas diferenças significativas em relação ao desempenho dos dispositivos, porém os canais 1, 3 e 6 apresentaram resultados um pouco melhores, onde forças menores alcançam melhores vedações associadas à intensidade da vazão de fluido através do microcanal correspondente.

Figura 83: Valores obtidos para a taxa de fluxo de água DI através dos canais retangular 1, 2 e 3 referentes a dispositivos NA (a) e NF (c), e os canais retangular 4, 5 e 6 relacionados a dispositivos NA (b) e NF (d), confeccionados de acordo com os valores apresentados na tabela 2, como função da pressão hidrostática aplicada na entrada.

Para os dispositivos NF, forças de até 0,8 N foram necessárias de modo a obter taxas de fluxo de fluido similares às taxas observadas quando as microbombas são ligadas a vazio (sem conexões com as microválvulas), aproximadamente 0,45 mL/min. Analisando as figuras 84 e 85, que apresentam a simulação desenvolvida para estimar as forças desenvolvidas sobre a membrana de PDMS, uma externamente devido a ação do líquido e outra associada à deformação elástica, as forças exercidas pelo fluido vão até 0,6 mN, enquanto as forças elásticas produzidas pelas membranas, considerando uma deflexão igual a altura do canal correspondente, vão até 5 mN. Provavelmente a discrepância entre os valores obtidos experimentalmente e os valores estimados usando a simulação estejam relacionados com os comprimentos efetivamente livres, relacionado à fixação das membranas de PDMS ao substrato de LTCC, que provavelmente são menores na prática em relação aos valores usados na simulação, e a ainda, para a força do fluido, a estimativa da pressão na saída do sistema é necessária para melhorar a precisão na determinação das forças promovidas pelo fluido. Porém os resultados experimentais indicam que é possível acionar os dispositivos fabricados, permitindo controlar a taxa de fluxo de líquido atravessando o canal microfluídico.

Figura 84: Simulação da força produzida pelo fluido sobre a membrana (esquerda) e das forças elásticas promovidas pelas membranas flexíveis para as dimensões utilizadas na construção dos dispositivos 1, 2 e 3 (tabela 2).

Figura 85: Simulação da força produzida pelo fluido sobre a membrana (esquerda) e das forças elásticas promovidas pelas membranas flexíveis para as dimensões utilizadas na construção dos dispositivos 4, 5 e 6 (tabela 2).

4.1.2 DESENVOLVIMENTO DAS MICROBOBINAS EM LTCC

Esta etapa envolve o projeto e dimensionamento do componente que irá promover a atuação do sistema, representado pela interação entre uma microbobina eletromagnética e um ímã permanente fixado à membrana flexível. Conforme observado nos resultados obtidos através dos experimentos realizados anteriormente foi possível determinar que a microbobina deve ser capaz de realizar esforços em torno de 1 N, permitindo atuar os dispositivos fabricados e analisados utilizando taxas de fluxos usuais para procedimentos de análises químicas aplicando microlaboratórios autônomos. As figuras 86, 87 e 88 representam a simulação, utilizando o modelo teórico desenvolvido no capítulo 3 (página 38), com o cálculo das componentes da força

magnética nas direções distribuídas ao longo do eixo x , por uma linha que passa pelo centro do ímã a uma distância de 1 mm da fonte geradora do campo magnético (microbobina). Considerou-se que para uma microbobina com gap $80\ \mu\text{m}$, 36 enrolamentos e 10 camadas a resistência elétrica total está em torno de $100\ \Omega$, caracterizando $10\ \Omega$ de resistência elétrica por camada. Na realidade a correta estimativa depende da largura dos enrolamentos e principalmente da espessura atingida ao depositar os enrolamentos de pasta condutiva sobre o substrato cerâmico. Na etapa de fabricação da microbobina estes parâmetros serão discutidos mais detalhadamente. A simulação das componentes da força magnética realizadas pela bobina, sobre o ímã com permissividade magnética igual a 10^6 , formato cilíndrico com 3 mm de diâmetro e 1 mm de altura, estão representadas nas figuras 86, 87, 88 e 89. A componente x da força magnética, F_x , distribuída nesta direção, na faixa definida 2 cm a esquerda e 2 cm a direita a partir do centro do ímã permanente, possui amplitude máxima para posições em torno de 1,5 cm de distância (na direção x), e percebe-se que nessas posições, o ímã é atraído para o eixo que passa pelo centro na bobina na posição $x = 0$, tanto quando colocado do direito quanto do lado esquerdo. A força magnética F_y distribuída ao longo da direção x possui sua magnitude máxima quando o ímã tenta se deslocar menos que 0,2 cm da origem, na direção negativa de x , porém a intensidade de força magnética produzida nesta direção é menor comparada às outras direções. A força magnética F_z produzida pela microbobina sobre o ímã permanente possui maior amplitude que anteriores, e é a força de interesse para o projeto das microválvulas.

Figura 86: Distribuição da componente x da força magnética na direção x ao longo da linha que passa pelo centro da bobina tridimensional com 10 camadas ($V = 10\text{ V}$, $g = 80\ \mu\text{m}$, $y = 0\text{ mm}$, $z = 1\text{ mm}$, $N = 36$).

Figura 87: Distribuição da componente y da força magnética na direção x ao longo da linha que passa pelo centro da bobina tridimensional com 10 camadas ($V = 10$ V, $g = 80$ μ m, $y = 0$ mm, $z = 1$ mm, $N = 36$).

Analisando a figura 88, a componente z da força magnética distribuída ao longo do eixo x, mostra que para uma faixa de até 1,2 cm, a magnitude da força magnética é máxima.

Figura 88: Distribuição da componente z força magnética na direção x ao longo da linha que passa pelo centro da bobina tridimensional com 10 camadas ($V = 10$ V, $g = 80$ μ m, $y = 0$ mm, $z = 1$ mm, $N = 36$).

A figura 89 apresenta o cálculo da componente z da força magnética F_z com o ímã localizado no eixo que passa pelo centro da microbobina, para diferentes distâncias, na direção z, entre a superfície superior do ímã e a superfície com a microbobina. A simulação foi realizada para uma bobina plana com gap 80 μ m, 36 enrolamentos considerando uma resistência elétrica de 10 Ω . De acordo com a simulação realizada, a força magnética na direção z é reduzida significativamente quando a microbobina está próxima do ímã a menos de 2 mm. A força magnética máxima é obtida quando o ímã está em contato com a microbobina, então, usando uma camada de bobina plana, como

os parâmetros utilizados na simulação, a distância entre os componentes deve ser menor que 1,5 mm, pelo menos.

Figura 89: Componente z da força magnética para diferentes distâncias entre o centro da bobina plana (1 camada) e o centro do ímã, ao longo da direção z ($V = 1$ V, $g = 80$ μ m, $y = 0$ mm, $x = 0$ mm, $N = 36$).

4.1.2.1 FABRICAÇÃO DAS MICROBOBINAS MAGNÉTICAS

O projeto para fabricação de microbobinas tridimensionais, utilizando várias camadas cerâmicas com os enrolamentos depositados sobre cada camada deve ser realizado de maneira a permitir que o campo magnético seja aditivo ao longo do circuito, de modo que, com a intenção em preservar o sentido da corrente em relação ao eixos arbitrados para a simulação da microbobina utilizando a modelagem realizada no capítulo 3 (página 38), duas camadas diferentes devem utilizadas, e a sobreposição deve ocorrer de maneira alternada entre as camadas [GONGORA-RUBIO *et al.*, 1999]. Considere a figura 90, retratando o desenho desenvolvido, utilizando o *software* AutoCAD, para a confecção das duas camadas de bobina plana necessárias para a construção de uma bobina multicamada.

Figura 90: Desenho AutoCAD desenvolvido para a confecção das diferentes camadas usadas para a construção da microbobina multicamada. (esquerda) camada ímpar desenvolvida para a deposição de uma bobina com N enrolamentos, (direita) camada par desenvolvida para a deposição da mesma bobina sobre o substrato de LTCC.

Para determinar as dimensões da bobina é necessário considerar alguns parâmetros dimensionais que foram negligenciados na descrição do modelo fenomenológico desenvolvido para a microbobina. A figura 91 e 92 apresentam os principais parâmetros relacionados ao dimensionamento das bobinas planas, identificados por: w , d , f e l respectivamente a largura do segmento de fio condutor, a distância entre dois fios condutores (somente LTCC), a região central que não é utilizada para a deposição de enrolamentos, mas para permitir a acomodação das vias de preenchimento na região central da microbobina e o comprimento total da microbobina.

Figura 91: Desenho AutoCAD retratando as vias de interconexão, o desenho dos enrolamentos para diferentes microbobinas e algumas dimensões associadas à bobina plana.

O espaçamento, definido anteriormente como sendo a distância entre os eixos que passam pelo centro de dois segmentos consecutivos, é possível relacionar o espaçamento, da seguinte maneira: $g = d + w$ e o comprimento pode ser calculado usando a expressão: $l = 2g(N - 1) + w + f$, onde N é o número de enrolamentos/voltas presentes em uma bobina plana. Os últimos itens da tabela 2 (página 78) mostram os valores dimensionais utilizados para realizar a confecção das microbobinas eletromagnéticas.

Figura 92: Desenho AutoCAD o desenho dos enrolamentos diferentes microbobinas e algumas dimensões associadas à bobina plana.

Os valores foram selecionados com base nos resultados experimentais observados anteriormente que revelaram as exigências relacionadas aos dispositivos fluídicos fabricados. Inicialmente, o preenchimento das vias elétricas foi realizado conforme apresentado no capítulo 3 (página 61). A figura 93 apresenta uma imagem onde observa-se o preenchimento correto, incorreto e o estêncil utilizado (folha de

poliamida) para realizar a deposição da pasta condutiva aplicando o método de serigrafia de filmes espessos. O preenchimento incorreto de vias elétricas ocorre principalmente devido ao alinhamento precário alcançado durante a etapa de serigrafia, e ainda o vácuo promovido pela mesa serigráfica precisaria ser aplicado em uma região maior, pois a sucção da pasta para o interior dos furos é auxiliada com o uso do vácuo sob o substrato cerâmico, e como os furos possuem 200 μm , a distância entre regiões com vácuo deve ser menor, o que não ocorre usando o equipamento utilizado. A possibilidade mais atraente para a solução destes problemas é o uso de uma máquina serigráfica automática, disponível para uso no laboratório de pesquisa no IPT (*Instituto de Pesquisas Tecnológicas*) com auxílio do grupo de pesquisa coordenado pelo Prof. Gongora-Rubio, porém é necessário realizar a confecção do estêncil específico para uso no equipamento, sendo necessário enviar o projeto das vias, em AutoCAD, para uma empresa especializada neste tipo de serviço, despendendo mais tempo e dinheiro no processo de fabricação.

Figura 93: Imagem referente ao preenchimento de vias elétricas em camadas de LTCC, utilizando 3 furos com 200 μm de diâmetro. (esquerda) preenchimento correto das vias elétricas de interconexão, (centro) preenchimento incorreto de vias e (direita) estêncil usado para deposição da pasta condutiva.

Da mesma maneira, a deposição dos enrolamentos usando serigrafia de filmes espessos pode ser realizada usando a máquina serigráfica automática, porém neste caso obter deposições com dimensões muito pequenas, da ordem dos gaps usados na confecção das bobinas planas projetadas neste trabalho, sendo necessário confeccionar máscaras usando malhas muito finas, deixando o processo de fabricação mais caro. Outra opção, que permite obter enrolamentos finos sem a necessidade de ceder a aplicação de malhas serigráficas caras, é realizar a deposição de pasta condutiva em toda região da superfície onde será aplicado enrolamento condutor e em seguida realizar o desbaste da pasta condutiva depositada (após a secagem em forno), deixando os enrolamentos ligados aos *pads* sobre o substrato cerâmico. O próximo passo é empilhar as camadas alternadamente, usando uma camada de base cerâmica sem a deposição de enrolamentos de pasta condutiva, e então sinterizar obtendo uma microbobina tridimensional. As figuras 94 e 95 apresentam imagens referente aos enrolamentos utilizados para a confecção de microbobinas planas obtidas a partir da técnica mencionada anteriormente. Neste caso os enrolamentos possuem o mesmo gap, 100 μm , porém a largura do enrolamento e a distância entre eles foi modificada, onde observa-se enrolamentos com largura de 60 μm e 80 μm respectivamente para as figuras 94 e 95. O principal problema enfrentado durante a construção das bobinas em multicamadas foi o correto e exato preenchimento das vias elétricas em todas as camadas utilizadas para compor a bobina tridimensional, pois é necessário garantir a conexão elétrica entre todos os caminhos condutores presentes no circuito, evitando circuito aberto impossibilitando o funcionamento do microcomponente. Além disso, durante o desbaste da pasta condutiva usando o equipamento de corte a laser da LPKF, conforme

apresentado anteriormente, pode deixar alguma quantidade de pasta condutiva em uma região que não deveria haver elemento condutor, possibilitando a geração de curto-circuito no sistema, necessitando que as camadas passem por um processo de limpeza após a secagem inicial da pasta. A limpeza das lâminas com enrolamento foi realizada utilizando ar comprimido e pequenas escovas antiestéticas. Outra observação relacionada à técnica utilizada para produção dos enrolamentos sobre a superfície de substratos de LTCC, com a deposição seguida da remoção da pasta em regiões específicas usando corte a laser, é que para larguras de enrolamento (w) maiores, usando o mesmo gap g , conforme pode ser visualizado nas figuras 94 e 95, a pasta não sofre com a queima prematura promovida pelo laser ao desbastar uma determinada região adjacente a um determinado enrolamento não retirado do substrato, o que pode, em alguns casos, interferir na fixação dos enrolamentos ao substrato após a sinterização, como foi observado na prática deste trabalho.

Figura 94: Imagem de uma enrolamento construído sobre o substrato cerâmico usando a técnica de deposição da pasta condutiva sobre toda área seguida do desbaste promovido a laser.

Figura 95: Imagem de uma enrolamento construído sobre o substrato cerâmico usando a técnica de deposição da pasta condutiva sobre toda área seguida do desbaste promovido a laser.

As vantagens associadas a esta técnica aplicada à obtenção de bobinas planas sobre substratos de LTCC é que além de ser necessário utilizar máscaras que precisam ser confeccionadas em indústrias especializadas, considerando que as fabricações dos estênceis utilizados neste trabalho foram realizadas na cortadora a laser da LPKF, e é possível conseguir espaçamentos e larguras diminutas associadas a formação dos enrolamentos da microbobina quando comparado ao método de serigrafia de filmes espessos, que foi usado para depositar áreas de 1 cm x 1 cm. A alimentação elétrica foi realizada soldando fios elétricos de cobre sobre os *pads* localizados no topo ou na base

das microbobinas confeccionadas, e conectando-os a fontes de tensão por meio de conectores específicos.

4.1.2.2 APARATO EXPERIMENTAL E RESULTADOS

Após a confecção de algumas microbobinas utilizando a técnica de fabricação apresentada anteriormente, a força produzida, para uma tensão aplicada entre os terminais conectados aos *pads* de alimentação, pela microbobina sobre um ímã permanente de NdFeB fixado a um material não-magnético, foi analisada utilizando o setup experimental apresentado na figura 96. Inicialmente o ímã permanente fixado ao material não-magnético foram colocados sobre a balança e massa inicial foi registrada. Em seguida, com o auxílio de uma garra graduada, a microbobina foi posicionada sobre o ímã, com o auxílio de um paquímetro permitindo aproximar o centro da bobina ao centro do ímã, e então o sistema é fixado a uma determinada distância do ímã. Em seguida, os terminais elétricos conectados aos *pads* (contatos elétricos) presentes na microbobina são energizados com o uso de uma fonte de tensão. O valor da massa registrada na balança é registrado para diferentes distâncias entre a microbobina e o ímã permanente, permitindo estimar a força de atração realizada pela bobina sobre o ímã permanente. A figura 97 apresenta os resultados obtidos utilizando uma microbobina plana ($l = 1\text{ cm}$, $g = 80\text{ }\mu\text{m}$, $w = 60\text{ }\mu\text{m}$, $y = 0\text{ mm}$, $x = 0\text{ mm}$ e $N = 36$) aplicando uma tensão de 3 V entre os terminais da bobina. Para uma posição de 2.6 mm da bobina acima do ímã, uma força de 1,5 mN foi observada.

Figura 96: Representação esquemática (esquerda) e imagem real (direita) do setup experimental desenvolvido com o intuito de permitir realizar a mensuração da força magnética produzida pela microbobina sobre o ímã permanente.

Figura 97: Resultado experimental obtido utilizando uma microbobina plana ($V = 3$ V, $g = 80$ μ m, $y = 0$ mm, $x = 0$ mm, $N = 36$), para diferentes distâncias na direção z .

Torna-se necessário aprimorar o processo de fabricação das microbobinas multicamadas, permitindo obter eletromagnetos tridimensionais capazes de produzir forças maiores, visto a força requisitada para o acionamento dos dispositivos microfluídicos fabricados (em torno de 1 N).

4.1.3 DESENVOLVIMENTO DAS MICROVÁLVULAS MAGNÉTICAS

Após a realização do projeto das estruturas microfluídicas e o sistema de atuação que irão compor a microválvula desejada, é necessário aplicar o processo de montagem, integrando o sistema fluídico, elemento ativo e sistema de atuação eletronicamente controlável. Conforme descrito ao longo deste projeto, objetivou-se realizar a construção de sistemas miniaturizados, permitindo resultar na fabricação de um dispositivo portátil e facilmente integrável a sistemas microfluídicos aplicados a análises químicas. A seguir os passos necessários para a montagem da microválvula projetada neste trabalho são apresentados.

4.1.3.1 MONTAGEM DA MICROVÁLVULA

Inicialmente foi proposta uma montagem para o caso em que as membranas de PDMS foram fabricadas em moldes de LTCC e em seguida transferidas para o substrato cerâmico. Dessa maneira, como a fixação das membranas ocorre após a sinterização da estrutura cerâmica, é possível usar laminação em mais de um estágio, permitindo a sinterização do sistema fluídico junto à microbobina, laminados em etapas diferentes, formando um único sistema após a sinterização do laminado. Em seguida, após a fabricação das membranas conforme descrito na primeira técnica apresentada no capítulo 3 (página 66), para a fabricação e montagem das membranas de PDMS (já com o ímã de NdFeB fixados), elas são posicionadas na região da abertura e fixadas com o

uso de uma pasta térmica, após a cura a 80°C em um forno por uma hora. A figura 98 apresenta uma representação esquemática referente ao processo de montagem descrito anteriormente.

Figura 98: Representação esquemática do processo de montagem da microválvula eletromagneticamente atuada usando uma membrana de PDMS e vidro.

Após a fixação da membrana de PDMS ao substrato cerâmico é possível usar placas de vidro (ou mesmo PDMS) realizando o encapsulamento do canal e elemento ativo, obtendo o dispositivo completo. A figura 99 demonstra uma imagem referente a um sistema microfluídico desenvolvido em LTCC, contendo a região aberta para transferência das membranas de PDMS para a região da abertura, com o canal perpendicular a direção do comprimento da região usada para fixação da membrana. Após a fixação da membrana placas de vidro ou PDMS são fixadas encapsulando o dispositivo.

Figura 99: Imagem de uma sistema microfluídico desenvolvido em um substrato de LTCC contendo entradas para a inserção da membrana de PDMS na etapa de montagem da microválvula.

Um processo de montagem para confecção das microválvulas usando membranas de PDMS já fixadas ao substrato cerâmico, foi desenvolvido. Neste caso, a

membrana de PDMS deve ser fabricada sobre o substrato de LTCC após sua sinterização, impedindo que a microbobina possa ser integrada anteriormente a esta etapa. Neste caso não é necessário usar alguma ranhura para transferência da membrana até a abertura de atuação.

Figura 100: Representação esquemática do processo de montagem da microválvula eletromagneticamente atuada usando uma membrana de PDMS já fixada ao substrato cerâmico.

Assim, a microbobina é laminada e sinterizada separadamente, o que permitiu sua caracterização antes de realizar a integração com o sistema microfluídico. Pasta de solda (DuPont 6146) é aplicada na superfície externa da microbobina e do sistema fluídico, nas posições onde a fixação por soldagem será aplicada, conforme apresentado na figura 100. Após a aplicação da pasta nas regiões específicas, os componentes são colocados em contato e uma rampa de aquecimento para cura e soldagem da pasta é aplicada usando um forno da LPKF, especializado em soldagem de componentes eletrônicos. As microválvulas não foram aplicadas a testes experimentais nesta etapa pois as microbobinas fabricadas não foram integradas aos sistemas desenvolvidos, uma vez que as bobinas não apresentaram bons resultados de fabricação. O processo de construção das bobinas multicamadas está sendo aprimorado de modo a permitir a construção de bobinas integráveis aos sistemas fabricados, permitindo avaliar o desempenho das microválvulas.

5. CONCLUSÕES e TRABALHOS FUTUROS

Conclusões

O desenvolvimento de microválvulas de membrana magneticamente atuadas fabricadas usando a tecnologia LTCC/PDMS consiste no correto dimensionamento das estruturas de atuação, canal, abertura e membrana, que são controlados a partir dos processos de fabricação envolvidos, de maneira prática, e determinados utilizando os princípios associados aos fenômenos envolvidos nos sistemas, de maneira teórica. Foram desenvolvidos modelos que permitem descrever o comportamento do sistema microfluídico, baseado principalmente no fluxo de líquidos através de canais retangulares, o comportamento para a deflexão sofrida por uma membrana de PDMS analisada como uma microponte e o comportamento da força magnética produzida por uma microbobina com espiral retangular sobre um ímã permanente de NdFeB. Analisando os resultados experimentais observados em relação à vazão de água deionizada através dos canais, para diferentes pressões aplicadas na entrada do sistema, foi possível validar o modelo teórico desenvolvido, obtendo menos de 2% de erro em relação ao resultado visualizado nas simulações.

O desenvolvimento de um chanfro para a selagem da membrana de PDMS sobre a base do substrato de LTCC foi desenvolvido com o intuito reduzir o vazamento através da válvula no estado fechado. Foi observado que após a introdução do chanfro no projeto de fabricação dos dispositivos fluídicos, a força necessária para atuação foi reduzida e o vazamento foi significativamente reduzido. O processo de fabricação das microbobinas foi dificultado principalmente nas etapas de preenchimento das vias elétricas e deposição dos enrolamentos usando serigrafia de filmes espessos. Devido ao fato de que os equipamentos utilizados são operados manualmente, o controle preciso para a deposição de microbobinas sem curtos-circuitos ou circuitos abertos foi realizado grosseiramente. A seguir algumas análises referentes à caracterização dos componentes fabricados neste trabalho são apresentadas, com a finalidade de aplicação posterior durante o desenvolvimento de novas microválvulas.

Trabalhos Futuros

- i) Caracterização das membranas de PDMS utilizando um microscópio de força atômica (AFM), permitindo avaliar a relação entre força e deslocamento observados através do ensaio realizado com as micropontes desenvolvidas.
- ii) Incorporação de um sensor de pressão com resolução de 16 bits, para caracterização dos sistemas microfluídicos.
- iii) Caracterização das microbobinas desenvolvidas utilizando microssondas para determinação do campo magnético produzido, e maneiras mais sofisticadas para obtenção da força magnética produzida. Por exemplo, para determinação da força vertical, isto é, a força produzida na direção z , pode ser utilizado um vibrômetro laser Doppler (*Laser Doppler Vibrometer* - LDV), que permite realizar medições relacionadas a vibração de uma amostra magnética sem efetuar contato. Este equipamento direciona um laser

em direção a superfície da amostra e extrai a amplitude e frequência desta vibração a partir da interferência no deslocamento da onda eletromagnética refletida devido ao efeito Doppler associado ao deslocamento da amostra, que afeta a frequência do feixe de laser refletido. Se o feixe de laser é direcionado ao longo do eixo z , o LDV fornece uma tensão analógica de saída proporcional à velocidade de deslocamento da superfície, na direção do feixe incidente, ou seja, proporcional a velocidade na direção z . Como o LDV pode acessar alvos muito pequenos e sem adicionar massa aos mesmos, este equipamento científico é especialmente indicado para dispositivos MEMS. Assim, aplicando uma tensão de onda quadrada na bobina é possível iniciar a vibração de uma amostra magnética conhecida, e realizar as medições usando o LVD. É possível ainda determinar as forças nas direções x e y , produzidas pela microbobina. Reconhecidamente, o LDV produz melhores resultados quando associado a medições realizadas fora do plano, como análise da força na direção perpendicular ao plano das microbobinas. Existe um equipamento próprio para medições do movimento de microestruturas MEMS no plano, os analisadores de movimento planar (*Planar Motion Analyser*, PMA-400), que utilizam microscopia de vídeo estroboscópica. Finalmente, o uso de um magnetômetro de amostra vibratória (*Vibrating Sample Magnetometer* - VSM) permite a obtenção da magnetização para o cálculo direto da força magnética.

- iv) Projeto de implementação de microbombas utilizando a tecnologia LTCC, baseado nos métodos aplicados ao desenvolvimento das microválvulas.

6. REFERÊNCIAS

- BHUSHAN, B. Nanoscale Boundary Lubrication Studies In B. Bhushan (Ed) **Springer Handbook of Nanotechnology**. 2004.
- BHUSHAN, B. (Ed.). **Springer handbook of nanotechnology**. Springer Science & Business Media, 2010.
- ZHANG, L.; KOO, J. M.; JIANG, L.; ASHEGHI, M.; GOODSON, K. E.; SANTIAGO, J.G.; KENNY, T. W. Measurements and modeling of two-phase flow in microchannels with nearly constant heat flux boundary conditions. **J. Microelectromech. Syst.**, v. 11, p. 12-19, 2002.
- FERRIGNO, R.; STROOCK, A. D.; CLARK, T. D.; MAYER, M.; WHITESIDES, G. M. Membraneless Vanadium Redox Fuel Cell Using Laminar Flow. **J. Am. Chem. Soc.**, v. 124, p. 12930-12931, 2002.
- HAYES, R. A.; FEENSTRA, B. J. Video-speed electronic paper based on electrowetting. **Nature (London)**, v. 425, p. 383-385, 2003.
- CANNY, M. J. Flow and Transport in Plants. **Annual Review of Fluid Mechanics**, v. 9, p. 275-296, 2003.
- HAPPEL, J.; BRENNER, H. Low Reynolds Number Hydrodynamics. **Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall**, 553pp, 1965.
- BATCHELOR, G. K. Developments in microhydrodynamics. **Theoretical and Applied Mechanics**, ed. W Koiter. The Netherlands: Elsevier North Holland, p. 33-55, 1977.
- TERRY, S. C.; JERMAN, J. H.; ANGELL, J. B. A gas chromatographic air analyzer fabricated on a silicon wafer. **IEEE Trans. Electron Devices**, v. 26, p. 1880-1886, 1979.
- BASSOUS, E.; TAUB, H H; KUHN, L. Ink jet printing nozzle arrays etched in silicon. **Applied Physics Letter**, v. 31, p. 135-137, 1977.
- GRAVESEN, P.; BRANEBJERG, J.; JENSEN, O.S. Microfluidics - A review. **J. Micromech. Microeng.**, v. 3, p. 168-182, 1998.
- OH, K. W.; AHN, C. H. A review of microvalves. **Journal of micromechanics and microengineering**, v. 16, n. 5, p. R13, 2006.
- LASER, D. J.; SANTIAGO, J. G. A review of micropumps. **Journal of micromechanics and microengineering**, v. 14, n. 6, p. R35, 2004.
- GRASSI, M. Qualidade da água consumida por brasileiros. **Oficina do Eixo Meio Ambiente, Clima e Vulnerabilidades**. Universidade Federal do Paraná, 2013.

GLASGOW, H. B.; BURKHOLDER, J. M.; REED, R. E.; LEWITYS A. J.; *et al.* Real-time remote monitoring of water quality: a review of current applications, and advancements in sensor, telemetry, and computing technologies. **Journal of Experimental Marine Biology and Ecology**, v. 300, p. 409-448, 2004,

ROCHA, Z. M. **Microlaboratórios autônomos para monitoramento de parâmetros de qualidade da água**. xxxp. Tese (Doutorado) - Engenharia Elétrica Escola Politécnica da Universidade de São Paulo – USP, 2009,

CARDOSO, V. F. **Integração de Microsensores a Microlaboratórios Autônomos através de Técnicas de Montagem por Viragem (Flip-Chip)**. Dissertação (Mestrado) - Engenharia Elétrica Escola Politécnica da Universidade de São Paulo – USP, 2015,

MARTÍNEZ-CISNEROS, C. S. *et al.* A monolithic continuous-flow microanalyzer with amperometric detection based on the green tape technology. **Analytical chemistry**, v. 81, n. 17, p. 7448-7453, 2009,

IBANEZ-GARCIA, N. *et al.* Continuous flow analytical microsystems based on low-temperature co-fired ceramic technology. Integrated potentiometric detection based on solvent polymeric ion-selective electrodes. **Analytical chemistry**, v. 78, n. 9, p. 2985-2992, 2006,

²IBANEZ-GARCIA, N. *et al.* LTCC meso-analytical system for chloride ion determination in drinking waters. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 118, n. 1, p. 67-72, 2006,

GONGORA-RUBIO, M. R. *et al.* LTCC manifold for heavy metal detection system in biomedical and environmental fluids. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 103, n. 1, p. 468-473, 2004,

CUNHA, M. R. **Desenvolvimento de Microreatores em tecnologia LTCC para produção de Biodiesel**. Tese (Doutorado) – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2012.

YAMAMOTO, R. K. **Desenvolvimento de um Gerador de Microplasma utilizando a tecnologia LTCC**. Tese (Doutorado) – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2012.

DERENOVSEK, A.; NAEINI, G.; PREU, W.; *et al.* LTCC glass-ceramic composites for microwave application. **Journal of the European Ceramic Society**, v. 21, p. 1693-1697, 2001.

WANG, Y.; ZHANG, G.; MA, J. Research of LTCC/Cu, Ag multilayer substrate in microelectronic packaging. **Materials Science & Engineering, B: Solid-State Materials for Advanced Technology**, v. 94, p. 48–53, 2002.

MANZ, A.; GRABER, N.; WIDMER, H. M. Miniaturized total chemical analysis systems: a novel concept for chemical sensing. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 1, p. 244-248, 1990.

- WIDMER, H. M. Trends in industrial analytical chemistry. **Trends Anal. Chem.**, v. 2, viii–x, 1983,
- THORSEN, T.; MAERKL, S.J.; QUAKE, S.R. Microfluidic large-scale integration. **Science**, v. 298, p. 580-584, 2002.
- VILKNER, T.; JANASEK, D.; MANZ, A. Micro total analysis systems. Recent Developments. **Analytical Chemistry**, v. 76, n. 12, p. 3373-3385, 2004,
- CHEEK, B. J.; STEEL, A. B.; TORRES, M. P.; YU, Y. Y.; YANG, H. Chemiluminescence detection for hybridization assays on the flow-thru chip, a three-dimensional microchannel biochip. **Analytical Chemistry**, v. 73, p. 5777-5783, 2001.
- TANTRA, R.; MANZ, A. Integrated potentiometric detector for use in chip-based flow cells, R. **Analytical Chemistry**, v. 72, p. 2875-2878, 2000.
- MARTIN, R. S.; GAWRON, A. J.; LUNTE, S. M.; *et al.* Dual-Electrode Electrochemical detection for Poly(dimethylsiloxane)-Fabricated Capillary electrophoresis microchips. **Analytical Chemistry**, v. 72, p. 3196-3202, 2000.
- MAIMS, C.; HULME, J.; FIELDEN, P. R.; GODDARD, N. J. Grating coupled leaky waveguide micro channel sensor chips for optical analysis. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 77, p. 671-678, 2001.
- CHAU, L. K.; OSBORN, T.; WU, C. C.; YAGER, P. Microfabricated silicon flow-cell for optical monitoring of biological fluids. **Analytical Science**, p. 721-724, 1999,
- VOLPATTI, L. R.; YETISEN, A. K. Commercialisation of microfluidic devices. **Trends in Biotechnology**, v. 32, n. 7, p. 347-350, 2014,
- BECKER, H. Lost in translation. **Lab Chip**, v. 10, p. 813-815, 2010.
- GOLONKA, L. J. Low Temperature Co-fired Ceramic (LTCC) technology in microelectronics. **Proceeding Symposium on Processing of Electroceramics**, p. 313-329, 2003,
- GROß, G. A. *et al.* Fabrication and fluidic characterization of static micromixers made of low temperature cofired ceramic (LTCC). **Chemical Engineering Science**, v. 63, n. 10, p. 2773-2784, 2008,
- BARLOW, F. *et al.* Fabrication of precise fluidic structures in LTCC. **International Journal of Applied Ceramic Technology**, v. 6, n. 1, p. 18-23, 2009,
- MALECHA, K. *et al.* LTCC microreactor for urea determination in biological fluids. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 141, n. 1, p. 301-308, 2009,
- REBENKLAU, L.; WOLTER, K.-J.; HOWITZ, Steffen. Realization of hybrid microfluidic systems using standard LTCC process. In: **Electronic Components & Technology Conference, 2000. 2000 Proceedings**. 50th. IEEE, 2000. p. 1696-1700.

SHAFIQUE, M. F. *et al.* Laser prototyping of microwave circuits in LTCC technology. **IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques**, v. 57, n. 12, p. 3254-3261, 2009,

DT MICROCIRCUITS. LTCC Design Guidelines Chapter 2 – Technologies. DT Microcircuits, 2003, Disponível em: <http://www.dtmicrocircuits.com/design_guide/download/chap2_all.pdf>. Acesso 25/03/2016,

GONGORA-RUBIO, M. R. *et al.* Overview of low temperature co-fired ceramics tape technology for meso-system technology (MsST). **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 89, n. 3, p. 222-241, 2001.

PETERSON, K. A. *et al.* LTCC in microelectronics, microsystems, and sensors. In: Mixed Design of Integrated Circuits and Systems, 2008, MIXDES 2008, **15th International Conference on. IEEE**, 2008, p. 23-37.

KOVACS, G. T. A. *et al.* **Micromachined transducers sourcebook**. New York: WCB/McGraw-Hill, 1998.

KO, Wen H.; SUMINTO, James T. Semiconductor integrated circuit technology and micromachining. **Sensors Set: A Comprehensive Survey**, p. 107-168, 2008.

KOVACS, G. T. A.; PETERSEN, K.; ALBIN, M. Peer reviewed: Silicon micromachining: **Sensors to systems. Analytical Chemistry**, v. 68, n. 13, p. 407A-412A, 1996.

MADOU, Marc. **Fundamentals of microfabrication**. 1997, CRC Press LLC. Capítulo, v. 1, p. 1-50, 2003.

PETERSEN, Kurt E. Silicon as a mechanical material. **Proceedings of the IEEE**, v. 70, n. 5, p. 420-457, 1982.

WHITESIDES, G. M.; STROOCK, A. D. Flexible methods for microfluidics. **Physics today**, v. 54, n. 6, p. 42-48, 2001.

KIRBY, B. J. **Micro-and nanoscale fluid mechanics: transport in microfluidic devices**. Cambridge University Press, 2010.

KOO, J.; KLEINSTREUER, C. Liquid flow in microchannels: experimental observations and computational analyses of microfluidics effects. **Journal of Micromechanics and Microengineering**, v. 13, n. 5, p. 568, 2003.

CORNISH, R. J. Flow in a pipe of rectangular cross-section. **Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Containing Papers of a Mathematical and Physical Character**, v. 120, n. 786, p. 691-700, 1928.

OH, K. W. *et al.* Design of pressure-driven microfluidic networks using electric circuit analogy. **Lab on a Chip**, v. 12, n. 3, p. 515-545, 2012.

BEYZAVI, A.; NGUYEN, N.-T. Modeling and optimization of planar microcoils. **Journal of Micromechanics and Microengineering**, v. 18, n. 9, p. 095018, 2008.

GARCIA, A. *et al.* A method for calculating the magnetic field produced by a coil of any shape. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 91, n. 1, p. 230-232, 2001.

BECKER, R.; SAUTER, F.. **Electromagnetic fields and interactions**. Courier Corporation, 1964.

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

YOKOTA, Shinichi. A 2mm ECF micromotor. In: **Proc. of 7th International conference on Mechatronics Technology (ICMT'2003)**. 2003, p. 361-366.

PETERSON, S. L. *et al.* Poly (dimethylsiloxane) thin films as biocompatible coatings for microfluidic devices: cell culture and flow studies with glial cells. **Journal of Biomedical Materials Research Part A**, v. 72, n. 1, p. 10-18, 2005.

OSTUNI, E. *et al.* Patterning mammalian cells using elastomeric membranes. **Langmuir**, v. 16, n. 20, p. 7811-7819, 2000.

DE SILVA, M. N.; DESAI, R.; ODDE, D. J. Micro-patterning of animal cells on PDMS substrates in the presence of serum without use of adhesion inhibitors. **Biomedical microdevices**, v. 6, n. 3, p. 219-222, 2004.

TAN, J. L. *et al.* Cells lying on a bed of microneedles: an approach to isolate mechanical force. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 100, n. 4, p. 1484-1489, 2003.

DU ROURE, O. *et al.* Force mapping in epithelial cell migration. **Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America**, v. 102, n. 7, p. 2390-2395, 2005.

GROVER, W. H. *et al.* Monolithic membrane valves and diaphragm pumps for practical large-scale integration into glass microfluidic devices. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 89, n. 3, p. 315-323, 2003.

GROVER, W. H. *et al.* Development and multiplexed control of latching pneumatic valves using microfluidic logical structures. **Lab on a Chip**, v. 6, n. 5, p. 623-631, 2006.

BAEK, J. Y. *et al.* A pneumatically controllable flexible and polymeric microfluidic valve fabricated via in situ development. **Journal of micromechanics and microengineering**, v. 15, n. 5, p. 1015, 2005.

REBEIZ, G. M. **RF MEMS: theory, design, and technology**. John Wiley & Sons, 2004.

LOBONTIU, N.; GARCIA, E. **Mechanics of microelectromechanical systems**. Springer Science & Business Media, 2004.

ALLAMEH, S. M. An introduction to mechanical-properties-related issues in MEMS structures. **Journal of materials science**, v. 38, n. 20, p. 4115-4123, 2003.

PUSTAN, M.; ROCHUS, V.; GOLINVAL, J.-C. Effects of the geometrical dimensions on stress and strain of electrostatically actuated MEMS resonators at pull-in and stiction positions. **In: Thermal, Mechanical & Multi-Physics Simulation, and Experiments in Microelectronics and Microsystems (EuroSimE)**, 2010 11th International Conference on. IEEE, 2010. p. 1-5.

PUSTAN, M.; EKWINSKI, G.; RYMUZA, Z. Nanomechanical studies of MEMS structures. **International journal of materials research**, v. 98, n. 5, p. 384-388, 2007.

PUSTAN, M. *et al.* Modeling and finite element analysis of mechanical behavior of flexible MEMS components. **Microsystem technologies**, v. 17, n. 4, p. 553-562, 2011.

SATARKAR, N. S. *et al.* Magnetic hydrogel nanocomposites as remote controlled microfluidic valves. **Lab on a Chip**, v. 9, n. 12, p. 1773-1779, 2009.

TIRÉN, J.; TENERZ, L.; HOK, B. A batch-fabricated non-reverse valve with cantilever beam manufactured by micromachining of silicon. **Sensors and Actuators**, v. 18, p. 389-96, 1989.

ZDEBLICK, M. J.; ANGELL, J. A. A microminiature electric-to-fluidic valve. **Tech. Digest. IEEE transducers**, v. 87, p. 827-829, 1987.

OHNSTEIN, T.; FUKIURA, T.; RIDLEY, J.; BONNE, U. Micromachined silicon microvalve. **Proc. MEMS**, v. 90, p. 95-98, 1990.

JERMAN, J. H. Electrically-activated micromachined diaphragm valves. **Proc. Micro System Technologies**, v. 90, p. 806-811, 1990.

SMITH, L.; HOK, B. A silicon self-aligned non-reverse valve. **Tech. Digest. IEEE transducers**, v. 91, p. 1049-1051, 1991.

SHOJI, S.; ESASHI, M.; MATSUO, T. Prototype miniature blood gas analyser fabricated on a silicon wafer. **Sensors and Actuators**, v. 14, p. 101-107, 1988.

YANAGISAWA, K.; KUWANO, H.; TAPO, A. An electromagnetically driven microvalve. **Proc. Transducers**, v. 93, p. 102-105, 1993.

MECKES, A.; BEHRENS, J.; KAYSER, O.; BENECKE, W.; BECKER, T.; MULLER, G. Microfluidic system for the integration and cyclic operation of gas sensors. **Sensors and Actuators A**, v. 76, p. 478-83, 1999.

- BEHRENS, J.; MECKES, A.; GEBHARD, M.; BENECKE, W. Micropumps and valves with electromagnetic actuation. **Proc. Micro System Technologies**, v. 96, p. 820–822.
- BAE, B.; KEE, H.; KIM, S.; LEE, Y.; SIM, T.; KIM, Y.; PARK, K. In vitro experiment of the pressure regulating valve for a glaucoma implant. **J. Micromech. Microeng.**, v. 13, p. 613–619, 2003.
- FU, C.; RUMMLER, Z.; CHOMBURG, W. Magnetically driven micro ball valves fabricated by multilayer adhesive film bonding. **J. Micromech. Microeng.**, v. 13, p. 96–102, 2003.
- OH, K. W.; RONG, R.; AHN, C. H. Miniaturization of pinch-type valves and pumps for practical micro total analysis system integration. **J. Micromech. Microeng.**, v. 15, p. 2449–2455, 2005.
- CASALS-TERRÉ, J. *et al.* Design, fabrication and characterization of an externally actuated LIGA/DESLIGA microvalve. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 147, n. 2, p. 600–606, 2008.
- CAI, Z. *et al.* A magnetically actuated valve for centrifugal microfluidic applications. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 206, p. 22–29, 2015.
- GONGORA-RUBIO, M. *et al.* Meso-scale electromagnetically actuated normally closed valve realized on LTCC tapes. In: **Symposium on Micromachining and Microfabrication**. International Society for Optics and Photonics, 1999, p. 230–239.
- CZOK, M. J.; MALECHA, K.; GOLONKA, L. J. Electromagnetic Valve Made in Low-Temperature Co-Fired Ceramics. **International Journal of Applied Ceramic Technology**, v. 11, n. 3, p. 468–474, 2014.
- SHIKIDA, M. *et al.* Electrostatically driven gas valve with high conductance. **Journal of Microelectromechanical Systems**, v. 3, n. 2, p. 76–80, 1994.
- SATO, K.; SHIKIDA, M. An electrostatically actuated gas valve with an S-shaped film element. **Journal of micromechanics and microengineering**, v. 4, n. 4, p. 205, 1994,
- GOLL, C. *et al.* An electrostatically actuated polymer microvalve equipped with a movable membrane electrode. **Journal of Micromechanics and Microengineering**, v. 7, n. 3, p. 224, 1997,
- ROBERTSON, J. K.; WISE, K. D. A low pressure micromachined flow modulator. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 71, n. 1–2, p. 98–106, 1998,
- YOBAS, L. *et al.* A novel bulk micromachined electrostatic microvalve with a curved-compliant structure applicable for a pneumatic tactile display. **Journal of Microelectromechanical Systems**, v. 10, n. 2, p. 187–196, 2001.
- YOBAS, L. *et al.* A novel integrable microvalve for refreshable braille display system. **Journal of Microelectromechanical Systems**, v. 12, n. 3, p. 252–263, 2003.

TEYMOORI, M. M.; ABBASPOUR-SANI, E. Design and simulation of a novel electrostatic peristaltic micromachined pump for drug delivery applications. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 117, n. 2, p. 222-229, 2005.

CAO, L.; MANTELL, S.; POLLA, D. Design and simulation of an implantable medical drug delivery system using microelectromechanical systems technology. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 94, n. 1, p. 117-125, 2001.

YANG, X. *et al.* An electrostatic, liga/desliga microvalve designed for gas fuel delivery for the MIT microengine. **Journal of Microelectromechanical Systems**, v. 13, n. 4, p. 660-668, 2004.

YOSHIDA, K. *et al.* Normally closed electrostatic microvalve with pressure balance mechanism for portable fuel cell application. Part I: Design and simulation. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 157, n. 2, p. 299-306, 2010.

YOSHIDA, K. *et al.* Normally closed electrostatic microvalve with pressure balance mechanism for portable fuel cell application. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 157, n. 2, p. 290-298, 2010.

PATRASCU, M. *et al.* Flexible, electrostatic microfluidic actuators based on thin film fabrication. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 186, p. 249-256, 2012.

YILDIRIM, E.; KÜLAH, H. Analysis and characterization of an electrostatically actuated in-plane parylene microvalve. **Journal of Micromechanics and Microengineering**, v. 21, n. 10, p. 105009, 2011.

YILDIRIM, E.; ARIKAN, M. S.; KÜLAH, H. A normally closed electrostatic parylene microvalve for micro total analysis systems. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 181, p. 81-86, 2012.

KIRBY, B. J.; SHEPODD, T. J.; HASSELBRINK, E. F. Voltage-addressable liga/desliga microvalves for high-pressure microchip separations. **Journal of Chromatography A**, v. 979, n. 1, p. 147-154, 2002.

DAGHIGHI, Y.; LI, D.. Micro-valve using induced-charge electrokinetic motion of Janus particle. *Lab on a Chip*, v. 11, n. 17, p. 2929-2940, 2011.

ANJEWIERDEN, D.; LIDDIARD, G. A.; GALE, B. K. An electrostatic microvalve for pneumatic control of microfluidic systems. **Journal of Micromechanics and Microengineering**, v. 22, n. 2, p. 025019, 2012.

ROBERTS, D. C. *et al.* A piezoelectric microvalve for compact high-frequency, high-differential pressure hydraulic micropumping systems. **Journal of Microelectromechanical Systems**, v. 12, n. 1, p. 81-92, 2003.

LI, H. Q. *et al.* Fabrication of a high frequency piezoelectric microvalve. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 111, n. 1, p. 51-56, 2004.

- ROGGE, T.; RUMMLER, Z.; SCHOMBURG, W. K. Polymer micro valve with a hydraulic piezo-drive fabricated by the AMANDA process. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 110, n. 1, p. 206-212, 2004.
- SHAO, P.; RUMMLER, Z.; SCHOMBURG, W. K. Polymer micro piezo valve with a small dead volume. **Journal of micromechanics and microengineering**, v. 14, n. 2, p. 305, 2003.
- PEIRS, J.; REYNAERTS, D.; VAN BRUSSEL, H. Design of miniature parallel manipulators for integration in a self-propelling endoscope. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 85, n. 1, p. 409-417, 2000.
- CHAKRABORTY, I. *et al.* MEMS micro-valve for space applications. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 83, n. 1, p. 188-193, 2000.
- YANG, E.-H. *et al.* Leak-tight piezoelectric microvalve for high-pressure gas micropropulsion. **Journal of Microelectromechanical Systems**, v. 13, n. 5, p. 799-807, 2004.
- WAIBEL, G. *et al.* Highly integrated autonomous microdosage system. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 103, n. 1, p. 225-230, 2003.
- GOETTSCHE, T. *et al.* Novel approaches to particle tolerant valves for use in drug delivery systems. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 118, n. 1, p. 70-77, 2005.
- SOBOCINSKI, M. *et al.* Piezoelectric unimorph valve assembled on an LTCC substrate. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 149, n. 2, p. 315-319, 2009.
- IMANAKA, Y. **Multilayered low temperature cofired ceramics (LTCC) technology**. Springer Science & Business Media, 2005.
- PIWONSKI, M. A.; ROOSEN, A. Low pressure lamination of ceramic green tapes by gluing at room temperature. **Journal of the European Ceramic Society**, v. 19, n. 2, p. 263-270, 1999.
- MALECHA, K.; GANCARZ, I.; GOLONKA, L. J. A PDMS/LTCC bonding technique for microfluidic application. **Journal of Micromechanics and Microengineering**, v. 19, n. 10, p. 105016, 2009.
- MALECHA, K. A PDMS–LTCC bonding using atmospheric pressure plasma for microsystem applications. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 181, p. 486-493, 2013.

ANEXO A – PUBLICAÇÃO EM EVENTO CIENTÍFICO DURANTE O DESENVOLVIMENTO DESTE TRABALHO

R. L. S. Rosa, V. F. Cardoso, A. C. Seabra. LTCC-PDMS membrane microvalve drive by electromagnetic actuation. In: Congresso Iberoamericano de sensores IBERSENSOR 2016, Viña Del Mar, Chile.

ANEXO B – PROGRAMAS DESENVOLVIDOS EM MATLAB USADOS PARA REALIZAR AS SIMULAÇÕES APRESENTADAS NESTE TRABALHO

1) PROGRAMA PARA O CÁLCULO DO CAMPO MAGNÉTICO AO LONGO DO EIXO x

```

clc, clear all, close all;
syms x y z I b a;

raio = 1,5e-3;%raio do imã ndfeb
h = 1e-3;%altura do imã ndfeb
V = pi*raio^2*h;% volume do imã ndfeb
u0 = 4*pi*1e-7;%permissividade do espaço
livre
xp = 1e6;%susceptibilidade do imã ndfeb
CF = u0*V*xp;
%CF = u0*u0;

%EQUAÇÕES PARA O CAMPO MAGNÉTICO
Hx1 = ((z*I)/(2*pi*((a-x)^2+z^2)))*((b-y)/(sqrt((b-y)^2+(a-x)^2+z^2)))+(y)/(sqrt((y)^2+(a-x)^2+z^2)));
Hx2 = -((z*I)/(2*pi*((a+x)^2+z^2)))*((b-y)/(sqrt((b-y)^2+(a+x)^2+z^2)))+(y)/(sqrt((y)^2+(a+x)^2+z^2)));
Hy1 = -((z*I)/(2*pi*((a-y)^2+z^2)))*((b-x)/(sqrt((b-x)^2+(a-y)^2+z^2)))+(x)/(sqrt((x)^2+(a-y)^2+z^2)));
Hy2 = ((z*I)/(2*pi*((a+y)^2+z^2)))*((b-x)/(sqrt((b-x)^2+(a+y)^2+z^2)))+(x)/(sqrt((x)^2+(a+y)^2+z^2)));
Hzh1 = (((a-y)*I)/(2*pi*((a-y)^2+z^2)))*((b-x)/(sqrt((b-x)^2+(a-y)^2+z^2)))+(x)/(sqrt((x)^2+(a-y)^2+z^2)));
Hzh2 = -(((a+y)*I)/(2*pi*((a+y)^2+z^2)))*((b-x)/(sqrt((b-x)^2+(a+y)^2+z^2)))+(x)/(sqrt((x)^2+(a+y)^2+z^2)));
Hzv1 = (((a-x)*I)/(2*pi*((a-x)^2+z^2)))*((b-y)/(sqrt((b-y)^2+(a-x)^2+z^2)))+(y)/(sqrt((y)^2+(a-x)^2+z^2)));
Hzv2 = (((a+x)*I)/(2*pi*((a+x)^2+z^2)))*((b-y)/(sqrt((b-y)^2+(a+x)^2+z^2)))+(y)/(sqrt((y)^2+(a+x)^2+z^2)));
Hz1 = Hzv1 + Hzh1;
Hz2 = Hzv2 + Hzh2;

%EQUAÇÕES PARA A FORÇA MAGNÉTICA APLICADA SOBRE UMA PARTÍCULA NO ESPAÇO
dHx1_x = diff(Hx1,x,1);
dHx1_y = diff(Hx1,y,1);
dHx1_z = diff(Hx1,z,1);
dHz1_x = diff(Hz1,x,1);
dHz1_y = diff(Hz1,y,1);
dHz1_z = diff(Hz1,z,1);
Fx1 = (CF)*(Hx1*dHx1_x + Hy1*dHx1_y + Hz1*dHx1_z);
Fy1 = (CF)*(Hx1*dHy1_x + Hy1*dHy1_y + Hz1*dHy1_z);
Fz1 = (CF)*(Hx1*dHz1_x + Hy1*dHz1_y + Hz1*dHz1_z);

dHx2_x = diff(Hx2,x,1);
dHx2_y = diff(Hx2,y,1);
dHx2_z = diff(Hx2,z,1);
dHy2_x = diff(Hy2,x,1);
dHy2_y = diff(Hy2,y,1);
dHy2_z = diff(Hy2,z,1);
dHz2_x = diff(Hz2,x,1);
dHz2_y = diff(Hz2,y,1);
dHz2_z = diff(Hz2,z,1);
Fx2 = (CF)*(Hx2*dHx2_x + Hy2*dHx2_y + Hz2*dHx2_z);
Fy2 = (CF)*(Hx2*dHy2_x + Hy2*dHy2_y + Hz2*dHy2_z);
Fz2 = (CF)*(Hx2*dHz2_x + Hy2*dHz2_y + Hz2*dHz2_z);

% n =72*4;%número de segmentos de fio condutor
% g = 200e-6;%distância entre os centros de dois segmentos de fio adjacentes (gap)
% l = ((n-4)/2)*g;%comprimento/largura da bobina
% m = l/2 + g;%constante usada para corrigir o passo inicial

%atribuição de valores às variáveis (x y z [m]; corr [A];) e constantes de projeto
ltcc = 200e-6;
xis = -0,02:0,00005:0,02;
yp = 0;
ze = 1e-3;
tensao = 10;
res = 100;
corr = tensao/res;
n_camadas = 10;

```

ANEXO B – PROGRAMAS DESENVOLVIDOS EM MATLAB USADOS PARA REALIZAR AS SIMULAÇÕES APRESENTADAS NESTE TRABALHO

```
%CALCULO DOS CAMPOS MAGNÉTICOS
(Rx Ry Rz Rt) E DAS FORÇAS
MAGNÉTICAS (RFx RFy RFz RFt)
APLICADAS
```

```
%criação dos vetores que recebem os resultados
Rx = zeros(n_camadas,length(xis));
Ry = zeros(n_camadas,length(xis));
Rz = zeros(n_camadas,length(xis));
RFx = zeros(n_camadas,length(xis));
RFy = zeros(n_camadas,length(xis));
RFz = zeros(n_camadas,length(xis));
RtFx = zeros(1,length(xis));
RtFy = zeros(1,length(xis));
RtFz = zeros(1,length(xis));
```

```
%cálculo iterando em n segmentos de fio, para
cada posição em uma variável espacial (x y z)
o = [36*4];
```

```
g = 200e-6;%distância entre os centros de dois
segmentos de fio adjacentes (gap)
```

```
for p = 1:length(o)
```

```
    n = o(p);
```

```
    l = ((n-4)/2)*g;
```

```
    m = l/2 + g;
```

```
    for k = 1:n_camadas
```

```
        for i = 1:length(xis)
```

```
            for j = 1:(n/2)
```

```
                if j <= (n/4)
```

```
                    v(k,i,j) = m - g*j;
```

```
                    Sx(k,i,j) = subs(Hx1,[x y z I b
```

```
a],[xis(1,i) yp ze corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
```

```
                    Rx(k,i) = Rx(k,i) + Sx(k,i,j);
```

```
                    Sy(k,i,j) = subs(Hy1,[x y z I b
```

```
a],[xis(1,i) yp ze corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
```

```
                    Ry(k,i) = Ry(k,i) + Sy(k,i,j);
```

```
                    Sz(k,i,j) = subs(Hz1,[x y z I b
```

```
a],[xis(1,i) yp ze corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
```

```
                    Rz(k,i) = Rz(k,i) + Sz(k,i,j);
```

```
                    SFx(k,i,j) = subs(Fx1,[x y z I b
```

```
a],[xis(1,i) yp ze corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
```

```
                    RFx(k,i) = RFx(k,i) + SFx(k,i,j);
```

```
                    SFy(k,i,j) = subs(Fy1,[x y z I b
```

```
a],[xis(1,i) yp ze corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
```

```
                    RFy(k,i) = RFy(k,i) + SFy(k,i,j);
```

```
                    SFz(k,i,j) = subs(Fz1,[x y z I b
```

```
a],[xis(1,i) yp ze corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
```

```
                    RFz(k,i) = RFz(k,i) + SFz(k,i,j);
```

```
else
```

```
    v(k,i,j) = (m - g*(j-(round(n/4)-1)));
```

```
    Sx(k,i,j) = subs(Hx2,[x y z I b
```

```
a],[xis(1,i) yp ze corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
```

```
    Rx(k,i) = Rx(k,i) + Sx(k,i,j);
```

```
    Sy(k,i,j) = subs(Hy2,[x y z I b
```

```
a],[xis(1,i) yp ze corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
```

```
    Ry(k,i) = Ry(k,i) + Sy(k,i,j);
```

```
    Sz(k,i,j) = subs(Hz2,[x y z I b
```

```
a],[xis(1,i) yp ze corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
```

```
    Rz(k,i) = Rz(k,i) + Sz(k,i,j);
```

```
    SFx(k,i,j) = subs(Fx2,[x y z I b
```

```
a],[xis(1,i) yp ze corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
```

```
    RFx(k,i) = RFx(k,i) + SFx(k,i,j);
```

```
    SFy(k,i,j) = subs(Fy2,[x y z I b
```

```
a],[xis(1,i) yp ze corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
```

```
    RFy(k,i) = RFy(k,i) + SFy(k,i,j);
```

```
    SFz(k,i,j) = subs(Fz2,[x y z I b
```

```
a],[xis(1,i) yp ze corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
```

```
    RFz(k,i) = RFz(k,i) + SFz(k,i,j);
```

```
end
```

```
end
```

```
RtFx(1,i) = RtFx(1,i)+RFx(k,i);
```

```
RtFy(1,i) = RtFy(1,i)+RFy(k,i);
```

```
RtFz(1,i) = RtFz(1,i)+RFz(k,i);
```

```
end
```

```
ze = ze + ltcc;
```

```
end
```

```
figure(1)
```

```
plot(xis,RFx);
```

```
hold on
```

```
end
```

```
Rt = sqrt(Rx.^2 + Ry.^2 + Rz.^2);
```

```
figure(2)
```

```
plot(xis,Rx);
```

```
figure(3)
```

```
plot(xis,Ry);
```

```
figure(4)
```

```
plot(xis,Rz);
```

```
figure(5)
```

```
plot(xis,Rt);
```

```
figure(6)
```

```
plot(xis,RtFx);
```

```
figure(7)
```

```
plot(xis,RtFy);
```

```
figure(8)
```

```
plot(xis,RtFz);
```

2) PROGRAMA PARA O CÁLCULO DO CAMPO MAGNÉTICO AO LONGO DO EIXO z

```
clc, clear all, close all;
```

```
syms x y z I b a;
```

```
raio = 1,5e-3;%raio do imã ndfeb
```

```
h = 1e-3;%altura do imã ndfeb
```

```
V = pi*raio^2*h;%volume do imã ndfeb
```

```
u0 = 4*pi*1e-7;%permissividade do espaço
```

```
livre
```

```
xp = 1e6;%susceptibilidade do imã ndfeb
```

```
CF = u0*V*xp;
```

```
%CF = u0*u0;
```

%EQUAÇÕES PARA O CAMPO MAGNÉTICO

ANEXO B – PROGRAMAS DESENVOLVIDOS EM MATLAB USADOS PARA REALIZAR AS
SIMULAÇÕES APRESENTADAS NESTE TRABALHO

```
Hx1 = ((z*I)/(2*pi*((a-x)^2+z^2)))*(((b-y)/(sqrt((b-y)^2+(a-x)^2+z^2)))+(y)/(sqrt((y)^2+(a-x)^2+z^2)));
Hx2 = -((z*I)/(2*pi*((a+x)^2+z^2)))*(((b-y)/(sqrt((b-y)^2+(a+x)^2+z^2)))+(y)/(sqrt((y)^2+(a+x)^2+z^2)));
Hy1 = -((z*I)/(2*pi*((a-y)^2+z^2)))*(((b-x)/(sqrt((b-x)^2+(a-y)^2+z^2)))+(x)/(sqrt((x)^2+(a-y)^2+z^2)));
Hy2 = ((z*I)/(2*pi*((a+y)^2+z^2)))*(((b-x)/(sqrt((b-x)^2+(a+y)^2+z^2)))+(x)/(sqrt((x)^2+(a+y)^2+z^2)));
Hzh1 = (((a-y)*I)/(2*pi*((a-y)^2+z^2)))*(((b-x)/(sqrt((b-x)^2+(a-y)^2+z^2)))+(x)/(sqrt((x)^2+(a-y)^2+z^2)));
Hzh2 = -(((a+y)*I)/(2*pi*((a+y)^2+z^2)))*(((b-x)/(sqrt((b-x)^2+(a+y)^2+z^2)))+(x)/(sqrt((x)^2+(a+y)^2+z^2)));
Hxv1 = (((a-x)*I)/(2*pi*((a-x)^2+z^2)))*(((b-y)/(sqrt((b-y)^2+(a-x)^2+z^2)))+(y)/(sqrt((y)^2+(a-x)^2+z^2)));
Hxv2 = (((a+x)*I)/(2*pi*((a+x)^2+z^2)))*(((b-y)/(sqrt((b-y)^2+(a+x)^2+z^2)))+(y)/(sqrt((y)^2+(a+x)^2+z^2)));
Hz1 = Hxv1 + Hzh1;
Hz2 = Hxv2 + Hzh2;
```

%EQUAÇÕES PARA A FORÇA
MAGNÉTICA APLICADA SOBRE UMA
PARTÍCULA NO ESPAÇO

```
dHx1_x = diff(Hx1,x,1);
dHx1_y = diff(Hx1,y,1);
dHx1_z = diff(Hx1,z,1);
dHy1_x = diff(Hy1,x,1);
dHy1_y = diff(Hy1,y,1);
dHy1_z = diff(Hy1,z,1);
dHz1_x = diff(Hz1,x,1);
dHz1_y = diff(Hz1,y,1);
dHz1_z = diff(Hz1,z,1);
Fx1 = (CF)*(Hx1*dHx1_x + Hy1*dHx1_y + Hz1*dHx1_z);
Fy1 = (CF)*(Hx1*dHy1_x + Hy1*dHy1_y + Hz1*dHy1_z);
Fz1 = (CF)*(Hx1*dHz1_x + Hy1*dHz1_y + Hz1*dHz1_z);
```

```
dHx2_x = diff(Hx2,x,1);
dHx2_y = diff(Hx2,y,1);
dHx2_z = diff(Hx2,z,1);
dHy2_x = diff(Hy2,x,1);
dHy2_y = diff(Hy2,y,1);
dHy2_z = diff(Hy2,z,1);
dHz2_x = diff(Hz2,x,1);
dHz2_y = diff(Hz2,y,1);
dHz2_z = diff(Hz2,z,1);
```

```
Fx2 = (CF)*(Hx2*dHx2_x + Hy2*dHx2_y + Hz2*dHx2_z);
Fy2 = (CF)*(Hx2*dHy2_x + Hy2*dHy2_y + Hz2*dHy2_z);
Fz2 = (CF)*(Hx2*dHz2_x + Hy2*dHz2_y + Hz2*dHz2_z);
```

```
n = 72*4;%número de segmentos de fio condutor
g = 200e-6;%distância entre os centros de dois segmentos de fio adjacentes (gap)
l = ((n-4)/2)*g;%comprimento/largura da bobina
m = 1/2 + g;%constante usada para corrigir o passo inicial
```

%atribuição de valores às variáveis (x y z [m];
corr [A]; tensao [V]; res [ohms]) e constantes de projeto

```
ltcc = 200e-6;
xis = 0;
yp = 0;
ze = 0:0,0005:0,03;
tensao = 1;
res = 10;
corr = tensao/res;
n_camadas = 1;
```

%CALCULO DOS CAMPOS MAGNÉTICOS
(Rx Ry Rz Rt) E DAS FORÇAS
MAGNÉTICAS (RFx RFy RFz RFt)
APLICADAS

%criação dos vetores que recebem os resultados

```
Rx = zeros(n_camadas,length(ze));
Ry = zeros(n_camadas,length(ze));
Rz = zeros(n_camadas,length(ze));
RFx = zeros(n_camadas,length(ze));
RFy = zeros(n_camadas,length(ze));
RFz = zeros(n_camadas,length(ze));
RtFx = zeros(1,length(ze));
RtFy = zeros(1,length(ze));
RtFz = zeros(1,length(ze));
```

%cálculo iterando em n segmentos de fio, para cada posição em uma variável espacial (x y z)

```
o = [10 15 20 30 40 50]*4;
for p = 1:length(o)
    n = o(p);
    l = ((n-4)/2)*g;
    m = 1/2 + g;
    for k = 1:n_camadas
        for i = 1:length(ze)
            for j = 1:(n/2)
                if j <= (n/4)
                    v(k,i,j) = m - g*j;
```

```

        Sx(k,i,j) = subs(Hx1,[x y z I b
a],[xis yp ze(1,i) corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
        Rx(k,i) = Rx(k,i) + Sx(k,i,j);
        Sy(k,i,j) = subs(Hy1,[x y z I b
a],[xis yp ze(1,i) corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
        Ry(k,i) = Ry(k,i) + Sy(k,i,j);
        Sz(k,i,j) = subs(Hz1,[x y z I b
a],[xis yp ze(1,i) corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
        Rz(k,i) = Rz(k,i) + Sz(k,i,j);
        SFx(k,i,j) = subs(Fx1,[x y z I b
a],[xis yp ze(1,i) corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
        RFx(k,i) = RFx(k,i) + SFx(k,i,j);
        SFy(k,i,j) = subs(Fy1,[x y z I b
a],[xis yp ze(1,i) corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
        RFy(k,i) = RFy(k,i) + SFy(k,i,j);
        SFz(k,i,j) = subs(Fz1,[x y z I b
a],[xis yp ze(1,i) corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
        RFz(k,i) = RFz(k,i) + SFz(k,i,j);
    else
        v(k,i,j) = (m - g*(j-(round(n/4)-1)));
        Sx(k,i,j) = subs(Hx2,[x y z I b
a],[xis yp ze(1,i) corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
        Rx(k,i) = Rx(k,i) + Sx(k,i,j);
        Sy(k,i,j) = subs(Hy2,[x y z I b
a],[xis yp ze(1,i) corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
        Ry(k,i) = Ry(k,i) + Sy(k,i,j);
        Sz(k,i,j) = subs(Hz2,[x y z I b
a],[xis yp ze(1,i) corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
        Rz(k,i) = Rz(k,i) + Sz(k,i,j);
        SFx(k,i,j) = subs(Fx2,[x y z I b
a],[xis yp ze(1,i) corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
        RFx(k,i) = RFx(k,i) + SFx(k,i,j);
        SFy(k,i,j) = subs(Fy2,[x y z I b
a],[xis yp ze(1,i) corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
        RFy(k,i) = RFy(k,i) + SFy(k,i,j);
        SFz(k,i,j) = subs(Fz2,[x y z I b
a],[xis yp ze(1,i) corr v(k,i,j) v(k,i,j)]);
        RFz(k,i) = RFz(k,i) + SFz(k,i,j);
    end
end
RtFx(1,i) = RtFx(1,i)+RFx(k,i);
RtFy(1,i) = RtFy(1,i)+RFy(k,i);
RtFz(1,i) = RtFz(1,i)+RFz(k,i);
end
%ze = ze + ltcc;
end
figure(1)
plot(ze,RFx);
hold on
end
Rt = sqrt(Rx.^2 + Ry.^2 + Rz.^2);
figure(2)
plot(ze,Rx);
figure(3)
plot(ze,Ry);
figure(4)
plot(ze,Rz);
figure(5)
plot(ze,Rt);
figure(6)
plot(ze,RtFx);
figure(7)
plot(ze,RtFy);
figure(8)
plot(ze,RtFz);

```

3) PROGRAMA PARA O CÁLCULO DAS RESISTÊNCIAS FLUÍDICAS PARA O MODELO MICROFLUÍDICO

clc, clear all, close all;

```

%dimensoes do canal circular
lc = 13e-2;
d = 1e-3;
r = d./2;

```

```

%dimensoes do canal retangular
w = [200]*1e-6;
lr = 1e-2;
hr = [200 400 600]*1e-6;

```

```

%dimensões da secao transv. da abertura
a = [300 200 200]*1e-6;%e
b = [300 400 300]*1e-6;%f

```

```

%dimensoes do semicanal retangular
ws = w;
ls = (lr - b)/2;
hs = hr;

```

```

%parametros fisicos do líquido
ni = 1e-3;%viscosidade [Pa.s]

```

```
ro = 1e3;%densidade [kg/m³]
```

```
% %pressão mp6
% pre = 0:100:60e3;
```

```
%resistencia do canal circular
Rc = (8,*lc*ni)./(pi.*r.^4);
```

```

%resistencia do canal retangular
termos = 100;
sm = 0;
for n=1:termos
    N = 2*(n-1) + 1;
    c = (N*pi.*w)./(2*hr);
    sm = sm + (1/(N^5)).*tanh(c);
end
f = (192.*hr)./(pi^5).*w;
Deno = (w.*hr.^3).*(1-(f.*sm));
Rr = (12*ni.*lr).Deno;
Rr_eq = Rr + 2*Rc;

```

```
%resistencia do semicanal retangular
```

ANEXO B – PROGRAMAS DESENVOLVIDOS EM MATLAB USADOS PARA REALIZAR AS
SIMULAÇÕES APRESENTADAS NESTE TRABALHO

```

termos = 100;
sms = 0;
for n=1:termos
    Ns = 2*(n-1) + 1;
    cs = (Ns*pi.*ws)./(2*hs);
    sms = sms + (1/(Ns^5)).*tanh(cs);
end
fs = (192.*hs)./((pi^5).*ws);
Denos = (ws.*hs.^3).*(1-(fs.*sms));
Rs = (12*ni.*ls)./Denos;
Rs_eq = Rs + Rc;

% %vazao no canal retangular
% for i=1:length(Rr)
%     for j=1:length(pre)
%         Qr(i,j) = pre(j)/Rr_eq(i);
%         Qr_ml(i,j) = Qr(i,j)*6e7;
%     end
% figure(1)
% plot(pre,Qr_ml);
% hold on
% end

Q = 0,45;%microbomba [ml/min]
Q = Q/6e7;
pre = [1,3618,0,4806548,0,3096028]*1e3 ;
%calculo da força do liquido na abertura

Fa = (pre - Rs_eq.*Q).*a.*b;
figure(1)
plot(hr,Fa);

% %figuras teoricas
% figure(3)
% plot(r,Rc);
% figure(4)
% plot(w,Rr);

% resultados experimentais

%pressoes aplicadas sobre os canais
g = 9,81;%gravidade
h =
[0,0225,0,0300,0,0450,0,0525,0,0675,0,0750,0,
0825];%altura de líquido
p = ro*g.*h;%pressão

% %canal circular (tubo de silicone)
%
% t =
[29,8,28,5,26,4,25,3,23,6,22,8,22];%segundos
% T = t/60;%minutos
% v = 10;%volume em mL
% qc = v./T;%vazao mL/min

%canal retangular (canais de 1 a 9 - tabela 2)

t1 = [195,1 183,3 159,3 149,1 132,8 126,1
120,2
115,6 104,8 89,4 80,2 67,1 62,2 55,9
107,1 89,9 76,7 69,1 56,5 47,9
41,9];%segundos
T1 = t1/60;%minutos
v1 = 1;
qr1 = v1./T1;%vazao mL/min
tam = size(t1);

% %vazao no canal circular
% Qc = p./Rc;
% Qc_ml = Qc.*6e7;
% [reta,gof] = fit(qc',p','poly1');
% r_est = (reta(1)-reta(0))*6e7;
% err_est = (1-r_est/Rc)*100;

%vazao no canal retangular
for i = 1:tam(1)
    Qr = p./Rr_eq(i);
    Qr_ml = Qr.*6e7;
    [reta1,gof1] = fit(qr1(i,:),'p','poly1');
    r_est1(i) = (reta1(1)-reta1(0))*6e7;
    err_est1(i) = (1-r_est1(i)/Rr_eq(i)).*100;
    disp(gof1);
    disp(Rr_eq(i));
    disp(r_est1(i));
    disp(err_est1(i));
    disp(reta1(0,45)-reta1(0));
    % figure(1)
    % plot(Qr_ml,p);
    % hold on
    % plot(reta1);
    % hold on
    % plot(qr1,p,'b*');
    % hold on
    % figure(2)
    % plot(Qr_ml,p);
    % hold on
    % plot(reta1);
    %
    % figure(3)
    % plot(qr1(3,:),p,'b*');
end

%figuras experimentais
% figure(5)
% plot(Qc_ml,p);
% hold on
% plot(qc,p,'*');
% plot(reta)

```

ANEXO C – DEMONSTRAÇÕES MATEMÁTICAS DESENVOLVIDAS AO LONGO DESTE TRABALHO

Demonstração 1: (na página nº 36)

Seja $K_1 = -\frac{1}{2\eta} \frac{dp}{dz}$ e $K_2 = u - K_1 \left(\frac{h^2}{4} - y^2 \right)$, então as derivadas parciais de segunda ordem aplicadas à K_2 são:

$$\frac{\partial^2 K_2}{\partial x^2} = \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (103)$$

$$\frac{\partial^2 K_2}{\partial y^2} = \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + 2K_1 \quad (104)$$

Realizando a soma das equações 103 e 104 e substituindo K_1 obtém-se:

$$\frac{\partial^2 K_2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 K_2}{\partial y^2} = \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} - \frac{1}{\eta} \frac{dp}{dz} \quad (105)$$

Substituindo a equação 14, pág. 44, na equação 105 finalmente demonstra-se que:

$$\frac{\partial^2 K_2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 K_2}{\partial y^2} = 0 \quad (106)$$

para $K_1 = -\frac{1}{2\eta} \frac{dp}{dz}$ e $K_2 = u - K_1 \left(\frac{h^2}{4} - y^2 \right)$.

Demonstração 2: (na página nº 36)

A primeira condição de fronteira utilizada nos cálculos (AB e CD) é satisfeita para $K_2 = K_3 \cos(my)$, quando $m = \frac{(2n+1)\pi}{h}$, considerando n um número inteiro e K_3 é uma função de x apenas. Isso porque substituindo as fronteiras ($y = \pm \frac{h}{2}$) em $K_2 = K_3 \cos(my)$, obtemos para n indo de 0 a infinito:

$$K_2 = K_3 \left\{ \cos\left(\frac{\pi}{2}\right), \cos\left(\frac{3\pi}{2}\right), \cos\left(\frac{5\pi}{2}\right), \dots \right\} = 0 \quad (107)$$

Aplicando as derivadas parciais de segunda ordem em relação à variável K_2 obtém-se:

$$\frac{\partial^2 K_2}{\partial x^2} = \cos(my) \frac{\partial^2 K_3}{\partial x^2} \quad (108)$$

$$\frac{\partial^2 K_2}{\partial y^2} = -m^2 K_3 \cos(my) \quad (109)$$

Substituindo as equações 108 e 109 na equação 106 obtém-se:

$$\cos(my) \left(\frac{\partial^2 K_3}{\partial x^2} - m^2 K_3 \right) = 0 \quad (110)$$

O resultado $\cos(my) = 0$ é definido pelas condições determinadas pelas fronteiras AB e CD, então demonstra-se que a equação para a solução da função genérica K_3 é:

$$\frac{\partial^2 K_3}{\partial x^2} - m^2 K_3 = 0 \quad (111)$$

A solução obtida é definida por um polinômio característico com raízes reais $\pm m$.

Demonstração 3: (na página n° 37)

Determinar a expansão par em meio período considerando a função:

$$K_2 = \frac{K_1 h^2 \left(\theta^2 - \frac{1}{4} \pi^2 \right)}{\pi^2}, -\frac{\pi}{2} \leq \theta \leq \frac{\pi}{2} \quad (112)$$

Assim, é possível comparar o resultado com a equação $K_2 = K_3 \cos(my)$, permitindo obter os coeficientes da série. Assim a expansão em Fourier será dada por:

$$f(\theta) = \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(n\omega_0 \theta) \quad (113)$$

Onde:

$$a_n = \frac{4}{T} \int_{-T/4}^{T/4} K_2(\theta) \cos(n\omega_0 \theta) d\theta \quad (114)$$

Neste caso $T = 2\pi$ e $\omega_0 = 1$, então a equação 114 se torna:

$$a_n = \frac{2}{\pi} \int_{-\pi/2}^{\pi/2} \frac{K_1 h^2 \left(\theta^2 - \frac{1}{4} \pi^2 \right)}{\pi^2} \cos(n\theta) d\theta \quad (115)$$

Resolvendo a integral da equação 115 obtém-se:

$$a_n = -\frac{8K_1 h^2}{(n\pi)^3} \operatorname{sen} \left(\frac{n\pi}{2} \right) \quad (116)$$

$$a_n = -\frac{8K_1 h^2 ((-1)^k)}{((2k+1)\pi)^3} \quad (117)$$

Substituindo a equação 117 na equação 113 chega-se a:

$$f(0) = -\frac{8K_1 h^2}{(\pi)^3} \sum_{k=0}^{\infty} \frac{(-1)^k}{(2k+1)^3} \cos((2k+1)\theta) \quad (118)$$

Então demonstra-se que:

$$K_2 \approx -\frac{8K_1 h^2}{\pi^3} \left\{ \cos \theta - \frac{1}{3^3} \cos 3\theta + \frac{1}{5^3} \cos 5\theta \dots \right\} \quad (119)$$

Demonstração 4: na página n° 74)

Considere o sistema microfluídico representado pela figura 100. Uma taxa de fluxo Q é desenvolvida ao longo do canal, na direção indicada quando $P_{in} > P_{out}$. Os canais com

resistência R representam os canais circulares de silicone usados adicionados à resistência hidráulica dos microcanais desenvolvidos em LTCC. O semicanal com resistência R_b representa o canal delimitado na abertura de atuação. Deseja-se obter uma expressão matemática que permita estimar a força F produzida pelo fluido sobre a parte ativa da membrana de PDMS, com comprimento “e”, e seção transversal “ef”.

Figura 100: representação esquemática do sistema microfluídico de atuação da microválvula do tipo membrana usada neste trabalho.

A taxa de fluxo do circuito representado pela figura 100, e dada por:

$$Q = (P_{in} - P_{out}) / (2R + R_b) \quad (120)$$

A pressão exercida pelo fluido em “b” (abertura de atuação) é pode ser obtida a partir da relação entre a diferença de pressão entre este ponto e a pressão na entrada, logo obtém-se:

$$(P_{in} - P) = RQ \quad (121)$$

Substituindo a equação 120 na equação 121 obtém-se:

$$P = \left(1 - \frac{R}{2R+R_b}\right) P_{in} + \left(\frac{R}{2R+R_b}\right) P_{out} \quad (122)$$

A força F aplicada sobre uma superfície S submetida a uma pressão P é dada pelo produto da área dessa superfície e a pressão, deste modo determina-se que a força exercida pelo fluido sobre a superfície da membrana posicionada na região da abertura é descrita pela relação apresentada na equação 123.

$$F = \left[\left(1 - \frac{R}{2R+R_b}\right) P_{in} + \left(\frac{R}{2R+R_b}\right) P_{out} \right] ef \quad (123)$$

Demonstração 5: na página nº 84)

Seja Q a taxa de fluxo volumétrica de um líquido eu escoar um volume V em um intervalo de tempo t . Então podemos escrever a seguinte relação:

$$Q = \frac{V}{t} \quad (124)$$

Sendo S a seção transversal do reservatório e h a altura de líquido em relação ao orifício de escoamento de fluido, Obtém-se:

$$h = \frac{Qt}{S} \quad (125)$$

Aplicando a derivada em relação a t em ambos os termos da equação 125 obtém-se:

$$\frac{dh}{dt} = \frac{Q}{S} \quad (126)$$

Agora, segundo a proposição que se deseja comprovar, quando $S \gg Q$, segundo a equação 126, a taxa de variação da altura em relação ao tempo tende a zero, indicando que a altura não varia com o tempo, neste caso:

$$\frac{dh}{dt} \rightarrow 0, S \gg Q \therefore h \text{ constante} \quad (127)$$