



Análise de desempenho de um microdifusor usando fluidodinâmica computacional

A.G.S. Barreto Neto^{1,3}, A.M.N Lima¹, Luiz Hermano¹, A. Emiliavaca⁴, C.S. Moreira²

¹Universidade Federal de Campina Grande, Departamento de Engenharia Elétrica – UFCG/DEE

²Instituto Federal de Alagoas, Departamento de Eletrônica, IFAL Campus-Maceió

³Instituto Federal da Paraíba, Departamento de Automação Industrial, IFPB Campus-Cajazeiras: arlando.neto@ee.ufcg.edu.br

⁴Universidade Federal de Campina Grande, Departamento de Engenharia Mecânica – UFCG/DEM

Resumo: Este trabalho trata da análise do projeto de microdifusores usando técnicas de elementos finitos para otimização do dimensional, levando-se em consideração aspectos geométricos e físicos do dispositivo. O sistema de válvulas bocal/difusor é a estrutura mais apropriada para o desenvolvimento de microbombas do tipo *valvless*, na qual não há válvula móvel de controle de fluxo na estrutura. Nesse trabalho foi desenvolvido um estudo comparativo com um difusor já existente ($L=2,3\text{mm}$, $w_1=0,1\text{mm}$, e $w_2=0,5\text{mm}$). Através de análise computacional fluidodinâmica foi observado que um comprimento maior, $L=2,5\text{mm}$, propiciava maior estabilidade ao difusor, considerando uma faixa de pressão variando de 500 Pa a 1000Pa.

Palavras-chave: fluidodinâmica computacional, microdifusores, elementos finitos

1. INTRODUÇÃO

A introdução de agentes farmacológicos no corpo humano tem sido o a motivação inicial da pesquisa em microbombas. As microbombas são dispositivos microfluídicos capazes de transportar quantidades ínfimas de fluido (líquido ou gás), com taxa de fluxo controlado em regime laminar, ou seja, bombas com baixa potência para deslocamento de pequenos volumes de fluido. Dentre as primeiras microbombas, a fabricada por Jan Smits (SMITS, 1988), se destinava a controlar a liberação de insulina em diabéticos mantendo níveis aceitáveis de açúcar no sangue sem a necessidade de injeções (LASER; SANTIAGO, 2004). Outras aplicações médicas também são atribuídas às microbombas como, por exemplo, no tratamento pelo processo de quimioterapia, e na infusão intravenosa de medicamentos e nutrientes. No entanto, as microbombas possuem aplicações em muitas outras áreas como, por exemplo, a utilização na refrigeração de circuitos microeletrônicos (LASER; SANTIAGO, 2004) e, mais recentemente, em sistemas miniaturizados para análises químicas e bioquímicas (A. NISAR et al., 2008).

O desenvolvimento da tecnologia para miniaturização de sistemas de análises possibilitou o surgimento de um novo conceito, o μ TAS (*micro total analysis systems*) também denominados "*lab-on-a-chip*" (LOC), através do qual todos os passos do processamento da análise são realizados em um único chip (introdução da amostra, pré-tratamento da amostra, reações químicas, separação analítica e detecção) (MANZ et al., 1990). A miniaturização provoca principalmente redução do volume da amostra e de reagentes ou substâncias bioquímicas associadas, como também redução física do equipamento, portabilidade e baixo custo, além de diminuir o índice de contaminação permitindo uma resposta rápida e confiável para análise. Como consequência da popularização dos dispositivos microfluídicos de análise, que exigem o transporte de maneira acurada e uniforme de uma pequena quantidade de fluido, há um crescente interesse em microbombas (LASER; SANTIAGO, 2004; WONG et al., 2002) sendo este o único componente responsável pela movimentação da massa fluídica (analito), e conseqüentemente, indispensável para o funcionamento do dispositivo. Em se tratando miniaturização de dispositivos faz-se necessário a eliminação de partes móveis, tais como válvulas controle de fluxo tipo cantilever, esfera ou *flap*; evitando problemas como alta queda de pressão, desgaste e fadiga na válvula aumentando a vida útil e sua confiabilidade do dispositivo (STEMME; LARSSON, 1973). Portanto, o uso do princípio bocal/difusor em substituição às válvulas com partes móveis é uma excelente alternativa e tem se constituído como objeto de estudo em muitos centros de pesquisas. O bocal/ difusor, devido à sua concepção especial, tem a sua resistência hidráulica maior

em uma direção, e no sentido oposto o efeito é inverso. Assim, embora essa estrutura não impeça o refluxo, como uma válvula normal, ainda sim executa a função de direcionar o fluxo na direção da menor resistência, produzindo um fluxo líquido. Para um bom desempenho de uma microbomba, primeiramente faz-se necessário o projeto adequado das válvulas, ou seja, avalia-se a sua eficiência.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Aspectos Teóricos: Modo de operação da microbomba

O ciclo de funcionamento da microbomba é ilustrado na Figura (4), sendo composto por apenas dois estágios: o estágio de sucção, na qual o fluido entra na bomba devido a uma diferença de pressão, P_1 (pressão do *inlet*) < P_0 (pressão do *outlet*). Nesse caso, a entrada (*inlet*) funcionando como difusor e a saída (*outlet*) funcionando como bocal. Durante o estágio de bombeamento (durante a compressão), onde o fluido é transportado devido à diferença de pressão ($P_1 > P_0$) no qual a saída agora irá funcionar como difusor e a entrada como bocal (Figura. (4b)). A queda de pressão na direção do difusor é menor que na direção do bocal, assim o volume de fluido transportado pelo difusor será maior que o transportado pelo bocal ($\Phi_1 > \Phi_0$) no modo de sucção. Para o modo de bombeamento ocorre o inverso, a saída funcionará como difusor e o volume de fluido transportado será maior que o da entrada ($\Phi_1 < \Phi_0$). Assim, para um ciclo completo de funcionamento, o fluxo de líquido transportado pela microbomba corresponderá à diferença entre os dois modos de operação.

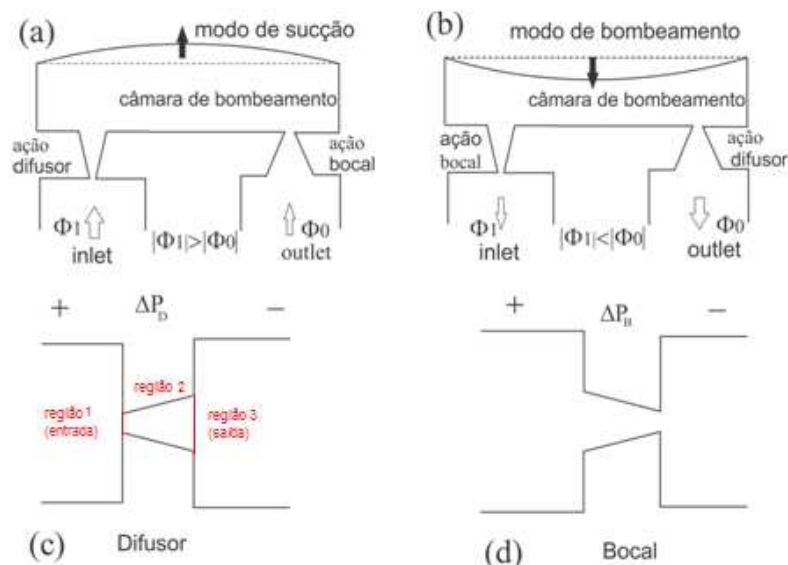


Figura 1. Ilustração do modo de operação da microbomba com o bocal/difusor: (a) Modo de sucção; (b) Modo de bombeamento; (c) Diferença de pressão sobre o difusor; (d) Diferença de pressão sobre o bocal

2.2 Aspectos Teóricos: Bocal/difusor

O projeto da estrutura bocal/difusor determina o desempenho da microbomba sem válvulas (*valveless*); o difusor é um dispositivo concebido para transformar a energia cinética em energia potencial, ou seja, reduz a velocidade com o aumento da pressão. Difusores podem ser classificados como cônicos e piramidais (secção quadrada ou secção retangular), Figura 1: (a)-(c) respectivamente (NABAVI, 2009). Entretanto, os difusores da Figura 1: (b)-(c) têm a mesma natureza, ou seja, são difusores de paredes planas apenas apresentando uma relação b/w_1 diferentes. A seleção da forma do difusor é predominantemente dependente do processo de fabricação, sendo o difusor de paredes planas mais adequadas para o processo de litografia ou técnicas de fabricação de microusinagem, outro fato

favorável ao difusor plano é que este é cerca de 10-80% menor que o melhor difusor cônico, para a mesma condição de entrada de pressão ou velocidade (OLSSON, 1998).

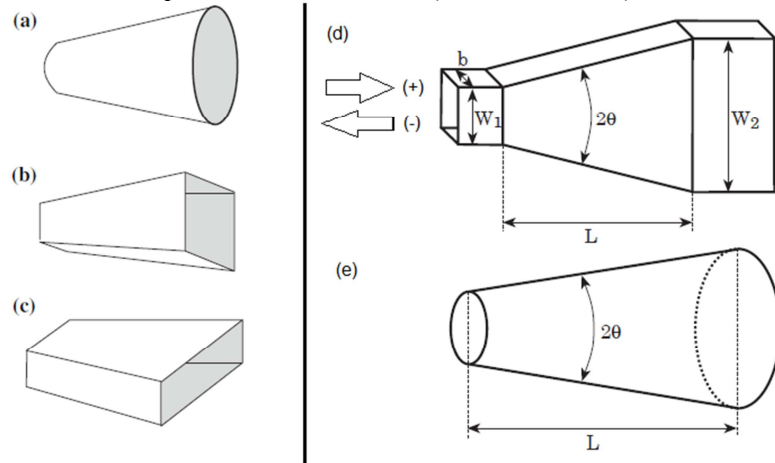


Figura 2. Tipos de difusores: (a) cônico e (b)-(c) piramidal e aspectos geométricos do: (d) plano, (e) cônico

Os parâmetros geométricos do difusor plano são: ângulo de divergência 2θ , comprimento, L , profundidade, b , largura de entrada e saída w_1 e w_2 , respectivamente. Em função destes parâmetros é projetado o difusor com melhor eficiência. Para análise da eficiência o difusor pode ser dividido em três regiões (Figura 1c) sendo a perda total de pressão o somatório das perdas individuais (OLSSON, 1998). Por definição, o fluxo no sentido positivo representa a ação do difusor, enquanto no sentido negativo ação do bocal.

$$\text{---} \text{---} \quad (1)$$

$$\text{---} \text{---} \quad (2)$$

Usando a variável ξ para representar as perdas, então se tem que as perdas totais no sentido do difusor são

$$\text{---} \quad (3)$$

e no sentido do bocal,

$$\text{---} \quad (4)$$

Usando as equações (3) e (4), o rendimento pode ser então definido como:

$$\quad (5)$$

Segundo Stemme et al., 1993, o rendimento do difusor deve ficar na faixa de $1 < \eta < 5$. Isso implica que a perda de pressão para um dado fluxo é menor no sentido positivo (difusor) que na direção do bocal, de modo a garantir um fluxo líquido.

O cálculo destes parâmetros de perdas para o microdifusor são bastante difícil de serem mensurados, entretanto, há na literatura tabelas que estimam os valores de perdas em função da geometria do difusor (WHITE, 2010, p.156), mas os valores tabelados são disponíveis para dispositivos em macro escala que apresentam velocidade elevada do fluido e regime de fluxo diferente do laminar. Na macro escala, o regime de fluxo laminar ou turbulento é dado em função do número de Reynolds (Re). Assim verifica-se experimentalmente que o escoamento de um fluido qualquer em escala

macroscópica é laminar se, $Re < 2000$ e turbulento se, $Re > 3000$ (FOX; MCDONALD, 2006, p.254). Por outro lado, em micros dispositivos essa faixa de número de Reynolds não é a mesma da macro escala, sendo que há trabalhos que afirmam a existência de um regime turbulento de fluxo para $Re > 400$ (NABAVI, 2009). Desta forma, usar uma tabela de perdas (dispositivos de macro escala) para projeto de microdifusores não é a melhor solução, podendo sim ser um ponto de partida. A solução ideal é usar uma ferramenta de fluidodinâmica computacional (do inglês: *Computational Fluid Dynamics*-CDF) baseada em elementos finitos para calcular de forma mais precisa o rendimento do difusor, levando-se em conta aspectos geométrico e de regime de fluxo, ou seja, $\eta = f(Re, L, A1, A3)$.

Neste trabalho iremos analisar o desempenho da microbomba apresentada por YAMAHATA et al. 2005, na qual o autor usou mapas de difusores da macro escala (WHITE, 2010) para projetar o dispositivo de micro escala (microdifusor). A geometria usada por YAMAHATA et al. 2005 está ilustrada na Figura 3. Portanto, neste artigo a relação de área ($A3/A1$) será mantida constante, sendo a mesma do trabalho de Yamahata e, será feita uma variação no comprimento do difusor (L) e conseqüentemente no ângulo de abertura (2θ), para calcular a eficiência do dispositivo. Uma ferramenta de CFD será usada para avaliar o comportamento do fluxo no dispositivo.

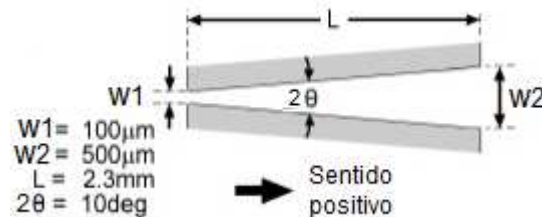


Figura 3. Layout do elemento difusor (YAMAHATA et al., 2005)

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

O software comercial baseado em elementos finitos Comsol Multiphysics v3.5 é usado para simular o elemento bocal/difusor com topologia bidimensional (2D). Todas as simulações são realizadas utilizando água como fluido de trabalho, portanto, configura-se um problema de fluxo incompressível, cuja solução é implementada resolvendo-se numericamente a equação de Navier Stokes (ENS) (6) acoplada à equação da continuidade (7) em regime permanente.

$$\rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} - \eta \nabla^2 \mathbf{u} + \rho (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} + \nabla \mathbf{p} = \mathbf{F} \quad (6)$$

$$\nabla \mathbf{u} = \mathbf{0} \quad (7)$$

onde ρ (kg/m^3) é a densidade do fluido, \mathbf{u} é o vetor velocidade, \mathbf{p} é vetor pressão, e \mathbf{F} representa as forças de corpo externas e internas agindo sobre a massa fluídica. A temperatura usada na simulação foi de 25°C , o que corresponde a $\rho = 997,13(\text{kg/m}^3)$ e $\eta = 0,00089191$ ($\text{Pa}\cdot\text{s}$) (BARRETO NETO, 2010). Para a ENS, é especificado no *inlet* um valor de pressão, P_{in} , e na saída o fluxo é normal a superfície com o valor de pressão posto livre, $P_{out} = 0$ Pa, e em todas as outras fronteiras são postos a condição de não deslizamento na fronteira ($\mathbf{u} = 0$, *no-slip boundary*). Na Figura 4, é apresentado o resultado da simulação considerando o valor da pressão de entrada em 500 Pa, $L = 2,3$ mm e $w1/w2 = 0,1/0,5$. Na mesma Figura as fronteiras são representadas usando três cores (verde=entrada, amarelo=parede e vermelho=sáida) válidas tanto para a configuração do sentido positivo quanto negativo. No interior do domínio está o perfil de velocidade, na qual a legenda está apresentada imediatamente abaixo da figura, sob a forma de um gradiente de cores.

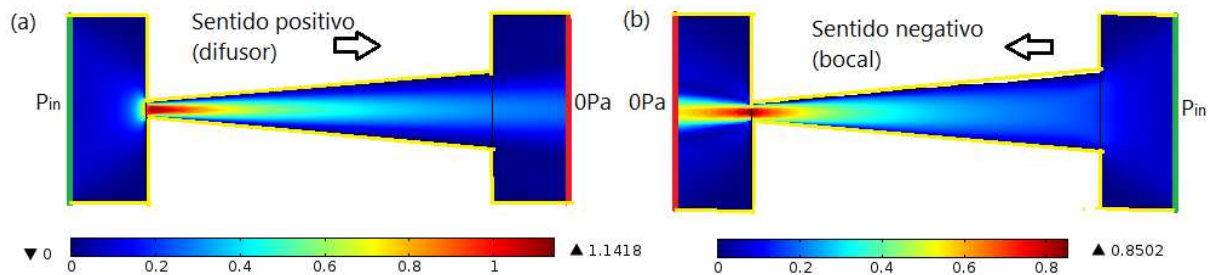


Figura 4. Resultado da simulação ($w_1/w_2=0,1/0,5$), $L=2,3$ mm: (a) sentido positivo; (b) sentido negativo

O objetivo da simulação é fazer uma variação paramétrica no comprimento, $L=[1:0,2:3,5]$, mantendo a relação de entrada e saída constante ($w_1/w_2=0,1/0,5$). Para cada valor de L , calcula-se o rendimento através das perdas no sentido positivo e negativo, equações (3)-(5). Ainda em relação a Figura 4, pode se observar que a maior velocidade obtida acontece no sentido positivo (1,1418 m/s) quando comparado ao sentido negativo (0,8502 m/s). Essa variação de maior velocidade em favor do sentido positivo é em função do efeito difusor, ou seja, menor resistência hidráulica no sentido positivo.

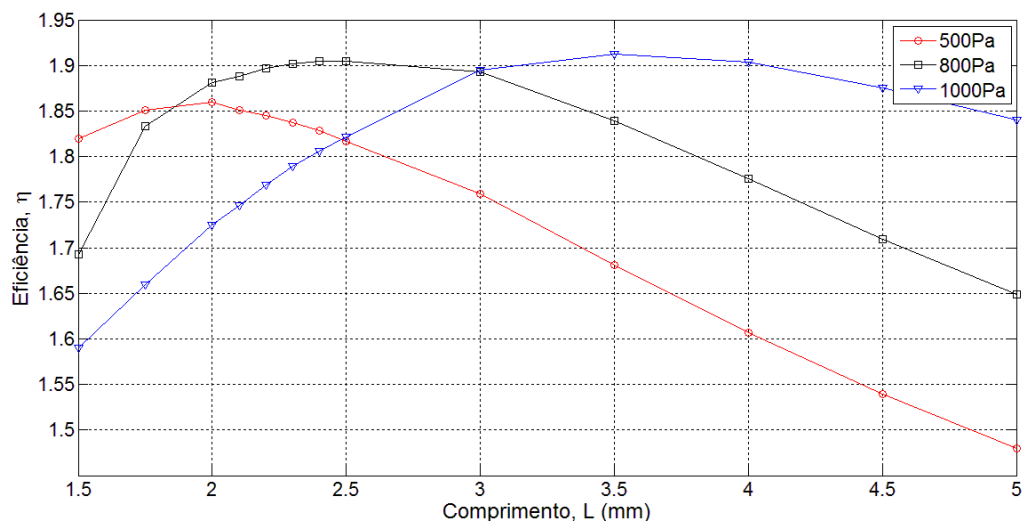


Figura 6. Curva de eficiência para o difusor ($w_1/w_2=0,1/0,5$) em função do comprimento L , e da pressão de entrada

Na Figura 6 é apresentado o comportamento da eficiência do difusor em função do comprimento (L) e da pressão de entrada. Nessa figura fica evidente que a pressão de entrada influencia no comportamento das perdas, portanto, para determinação apropriada do difusor é necessário conhecer a faixa de operação de pressão do dispositivo. Considerando a faixa de 500-1000 Pa, a melhor eficiência é para o difusor de comprimento $L=2,5$ mm; para valores maiores de L , o ganho na alta pressão não compensa a perda na baixa pressão. Outra forma de se comparar o desempenho é avaliar o comportamento do difusor em relação a recuperação de pressão, ou seja, quanto maior for a diferença melhor será o desempenho do difusor (OLSSON et al., 1998). Na Figura 7 é apresentado as curvas de distribuição de pressão ao longo do comprimento central do difusor, ou seja, local na qual há o maior gradiente de velocidade e conseqüentemente de pressão. Desta forma avaliando a Figura 7 fica claro que os difusores com $L=2,3$ mm e 2,5 mm apresentam curvas de recuperação de pressão bem próximas. Desta forma o projeto do difusor com $L=2,5$ mm é a melhor opção considerando a relação de área fixada ($(w_1.b)/(w_2.b)=0,1/0,5$) para a faixa de operação de 500-1000 Pa, na qual “b” representa a largura do difusor (ver Figura 2(d)).

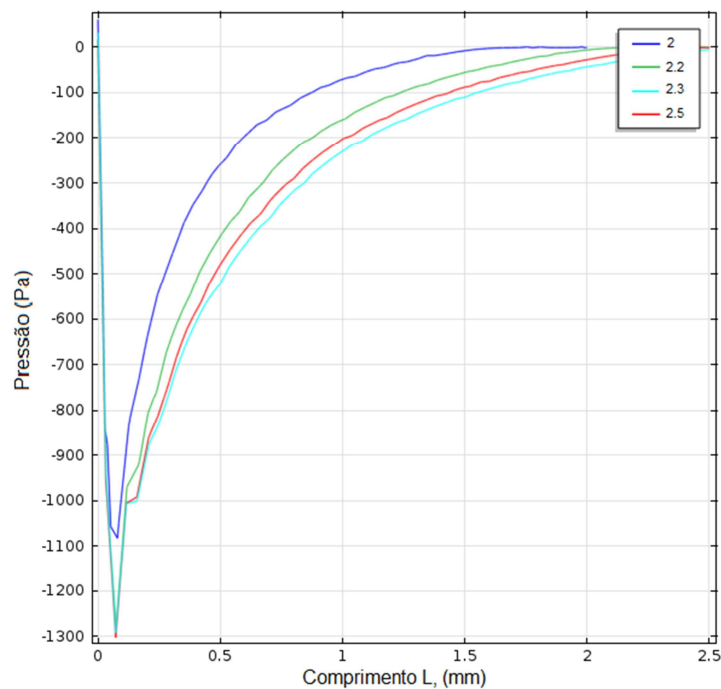


Figura 7. Curva de recuperação de pressão para o difusor em função do comprimento L

6. CONCLUSÕES

O projeto de difusores e da própria microbomba usando uma ferramenta de simulação multifísica que acople os fenômenos físicos associados é uma boa alternativa de avaliar e projetar seu desempenho em função de parâmetros físicos e geométricos. No que diz respeito ao projeto de microdifusores é interessante conhecer para qual aplicação será usado, faixa de pressão e as restrições dimensionais, ou seja, qual o tamanho disponível para a manufatura do dispositivo. Após estas especificações de pré-projeto, uma ferramenta de CFD pode ser usada para determinar a faixa otimizada de operação do dispositivo.

REFERÊNCIAS

- A.NISAR; AFZULPURKAR, N.; BANCHONG; TUANTRANONT, A. **Mems-based micropumps in drug delivery and biomedical applications**. Sensors and Actuators B, Volume 130, p. 917–942, 2008.
- BARRETO NETO, A.G.S.; LIMA, A.M.N.; MOREIRA; LOUREIRO, F.C.C.L. **Determinação do coeficiente de difusão em uma célula de fluxo pelo método de Fick usando técnica de elementos finitos**. In: CONGRESSO DE PESQUISA E INOVAÇÃO DA REDE NORTE NORDESTE DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA, 1., 2010, Maceió.
- LASER, D. J.; SANTIAGO.A **review of micropump**, Journal of Micromechanics and Microengineering 14(6): 35-64, 2004.
- MANZ, A.; GRABER, N.; WIDMER, H. Miniaturized total chemical analysis systems: **A novel concept for chemical sensing**. Sensors and Actuators B: Chemical, v. 1, n. 1-6, p. 244 – 248, 1990.



OLSSON, A. **Valve-less diffuser pumps for liquids**. Dissertação (Msc. thesis)-Royal Institute of Technology, Stockholm, Sweden, Jan. 1998.

NABAVI, M. **Steady and unsteady flow analysis in microdiffusers and micropumps: a critical review**. Microfluidics and Nanofluidics, Springer Berlin / Heidelberg, v. 7, p.599–619, 2009.

SHIREEN, AL-H.; MOHAMMAD, N. H.; AHMAD, A.Q, **Fabrication and analysis of valveless micropumps**. Jordan Journal of Mechanical and Industrial Engineering, v. 5, n. 22, p. 145-148, 2011.

SMITS, J. G. **Piezoelectric micropump with microvalves**. Proceedings in Eighth University Government: Industry Microelectronics Symposium, p. 657–661, 1988.

STEMME, E.; LARSSON, S.-G.**The piezoelectric capillary injector 8212; a new hydrodynamic method for dot pattern generation**. Electron Devices, IEEE Transactions on, v. 20, n. 1, p. 14–19, jan 1973.

WHITE, F. M. **Fluid Mechanics**. Boston, USA: McGraw-Hill Series in Mechanical Engineering, 2010.

YAMAHATA, C.; LACHARME, F.; BURRI, Y.; GIJS, M. A.**A ball valve micropump in glass fabricated by powder blasting**. Sensor and Actuators B: Chemical, v. 110, n. 1, p. 1 – 7, 2005.