

PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE MICROBOMBA PERISTÁLTICA, ACIONADA COM ATUADOR PIEZOELETRICO, APLICADA A BIOSENSORES SPR

ARLINDO G.S. BARRETO NETO¹, CLEUMAR S. MOREIRA², ANTONIO M.N. LIMA³, LEIVA C. OLIVEIRA³, HELDER R. FLORENTINO⁴, HELMUT NEFF³

1. *Departamento de Eletromecânica, Instituto Federal da Paraíba, Cajazeiras, Paraíba, Brasil*
E-mail: arlindo.neto@ee.ufcg.edu.br

2. *Departamento de Eletrônica, Instituto Federal de Alagoas, Maceió, Alagoas, Brasil*
E-mail: cleumar.moreira@ifal.edu.br

3. *Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande, Paraíba, Brasil*
E-mail: amnlima@dee.ufcg.edu.br

4. *Departamento de Engenharia Elétrica, Instituto Federal da Paraíba, João Pessoa, Paraíba, Brasil*
E-mail: helder.florentino@gmail.com

Abstract— The design and development of a peristaltic micropump, using piezoelectric actuator, for a polymeric SPR biosensor have been proposed here. Theoretical investigations using a finite element-based software have been done evaluate parameters and design conditions. Experimental tests, based on a prototype, have been done and the results are satisfactory to work with PPBIO biosensor.

Keywords— Peristaltic Micropump, Finite Element-based Software, Piezoelectric Actuators, Fluidodynamics, Biology Applications.

Resumo— O projeto e o desenvolvimento de uma microbomba peristáltica, usando atuador piezoelétrico, para um biosensor SPR polimérico, PPBIO, são aqui apresentados. Investigações teóricas usando software, baseado em elementos finitos, foram realizadas para o cálculo de parâmetros e condições do projeto. Testes experimentais utilizando um protótipo foram também realizados e os resultados experimentais e teóricos foram promissores para o desenvolvimento de aplicações com o biosensor PPBIO.

Palavras-chave— Microbomba Peristáltica, Software baseado em elementos finitos, Atuadores Piezoelétricos, Fluidodinâmica, Aplicações em Biologia.

1 Introdução

Os biosensores, baseados no fenômeno de ressonância de plásmons de superfície ou SPR (*Surface Plasmon Resonance*), são alternativas interessantes para a construção de equipamentos analíticos portáteis para a detecção de vírus e bactérias nos locais de coleta, ou seja, hospitais, postos de saúde, entre outros (SCHASFOORT, 2008). Isso decorre, principalmente, pelas características vantajosas dos biosensores SPR em relação aos métodos convencionais de detecção, como: tempo de resposta rápido (alguns minutos), alta sensibilidade, alta relação sinal-ruído, ausência de marcadores, entre outras (HOMOLA, 2006; LIMA et al, 2005; SCHASFOORT, 2008).

A estrutura de um biosensor SPR é ilustrado na Figura 1, em que uma fonte luminosa (monocromática ou policromática) gera feixes luminosos que

são colimados, convergidos, etc., por componentes ópticos adequados. O sinal resultante atinge o biochip SPR, que consiste no substrato óptico e no filme fino metálico. Anexo a essa camada, há a camada de biorreconhecimento ou a biocamada, que corresponde ao material biológico que será imobilizado no filme fino de ouro e também a substância sob análise (analito) que será detectado (ligado ao elemento biológico imobilizado). Há ainda os elementos de aquisição, processamento e visualização dos dados providos do detector óptico (câmera CCD ou espectrômetro, para o caso em que o ângulo de incidência θ varia e o comprimento de onda é constante - AIM; ou para o caso em que o comprimento de onda varia e o ângulo θ é mantido constante - WIM).

Recentemente, um biosensor SPR, com fabricação e tecnologia nacional, usando um prisma trapezoidal polimérico (Figura 2) apropriado para aplica-

ções biológicas, denominado PPBIO, e sua plataforma de testes experimentais foram propostos (MOREIRA, 2010; OLIVEIRA, 2012). O custo total estimado de fabricação e materiais dos biochips SPR fabricados é aproximadamente de USD 1,00, sendo inferior ao apresentado por biosensores comerciais .

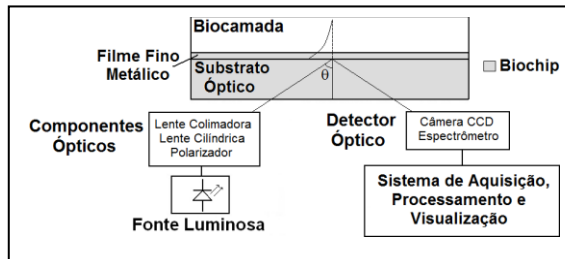


Figura 1 - Diagrama de um biosensor SPR

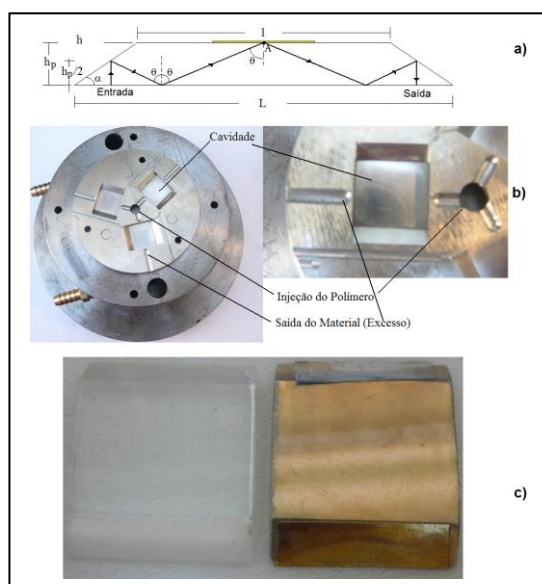


Figura 2 – a) Estrutura do PPBIO, com suas dimensões; b) foto do molde utilizado, com detalhes de uma cavidade; c) foto dos biochips sem e com cobertura e a superfície especular

Portanto, o biochip PPBIO, pelos resultados apresentados e por suas características de tamanho (22x20x3 mm) e custo reduzidos, é adequado para aplicações que exijam portabilidade, operação em tempo real e no campo, como é o caso do monitoramento da qualidade da água e bebidas lácteas e a detecção de patógenos (vírus e bactérias) para doenças tropicais, por exemplo (MOREIRA, et al, 2009, MOREIRA et al, 2010, OLIVEIRA et al, 2013).

Todavia, para a construção desse equipamento analítico SPR portátil proposto há a intrínseca necessidade de redução das dimensões físicas acopladas ao sistema, ou seja, redução física da unidade de aquisição e controle, interface, circuitos de alimentação e condicionamento, estrutura mecânica para suporte e fixação da célula de fluxo como, também, a redução do sistema fluídico (sistema de propulsão de fluxo, tubos, conexões e estruturas de fixação), que é responsável pela circulação do material fluídico (mate-

riais biológicos, como o analito) pelo biosensor (MOREIRA, 2010; LEIVA, 2012).

A redução física do sistema propulsor de fluxo ou microbomba, que está inserido dentro do sistema microfluídico, não deve alterar o regime de fluxo ou a forma estável de transporte do fluido em análise (analito). Todavia, a redução nas dimensões da microbomba pode ocasionar redução da velocidade do fluido em função do volume da amostra.

No projeto de microbombas, um estudo recente (BARRETO NETO, 2013) revelou que há dois tipos de atuadores que são mais adequados para o projeto das microbombas aplicadas a biosensores SPR: atuador piezoelétrico e a liga de memória de forma ou SMA (*Shape Memory Alloy*). Neste trabalho será apresentado o projeto e o desenvolvimento da microbomba peristáltica utilizando apenas um atuador piezoelétrico. No desenvolvimento, foi realizado o estudo acoplado do movimento do atuador, que provoca o desequilíbrio das forças viscosas e, conseqüentemente, a movimentação da massa fluídica. Além disso, as equações do movimento do atuador e da massa fluídica, isto é, a equação de tensão-deformação e as equações de Navier-Stokes, foram estudadas usando um *software* computacional baseada em elementos finitos. Finalmente, o detalhamento e os resultados dos testes realizados com o protótipo da microbomba.

2 Projeto da microbomba piezoelétrica

2.1 Teoria da microbomba piezoelétrica

O material piezoelétrico é um tipo específico de material sólido que, ao ser deformado por uma tensão mecânica, desenvolve cargas elétricas na sua superfície e vice-versa. Assim, aplicando-se uma tensão elétrica entre seus terminais surgirá uma deformação nos sentidos longitudinal e transversal, de acordo com a excitação aplicada e o sentido de polarização. Esse atuador apresenta um baixo consumo de energia, rápido tempo de resposta, mecanismo de atuação simples, dimensional reduzido com vários tamanhos e espessuras disponíveis comercialmente. Entretanto, a cerâmica piezoelétrica apresenta um custo elevado, além de um deslocamento muito pequeno ($< 100 \mu\text{m}$) podendo dificultar o projeto da bomba. Mesmo com alguns desafios, o atuador piezoelétrico é o melhor candidato se comparado com a liga SMA, levando-se em consideração o tempo de resposta e a não necessidade de um estudo termodinâmico.

Em um material piezoelétrico, a tensão mecânica depende da deformação e também do campo elétrico e, da mesma maneira, o vetor deslocamento elétrico depende do campo elétrico e da deformação. As equações constitutivas que relacionam essas grandezas são:

$$\mathbf{T} = \mathbf{c}^E \mathbf{S} + \mathbf{d}' \mathbf{E} \quad (1)$$

$$\mathbf{D} = \boldsymbol{\varepsilon}^S \mathbf{E} + \mathbf{e} \mathbf{S} \quad (2)$$

em que, \mathbf{T} é vetor das tensões mecânicas, \mathbf{D} é o vetor deslocamento elétrico, \mathbf{c}^E é a matriz de rigidez elásti-

ca, obtido com campo elétrico constante, \mathbf{S} é o vetor deformação mecânica, e \mathbf{d} representam as matrizes de coeficientes piezoelétricos, ϵ^S é a matriz de rigidez dielétrica, com deformação constante, \mathbf{E} o campo elétrico aplicado e t o operador para transposição matricial. As equações (1) e (2) representam, respectivamente, o efeito piezoelétrico inverso e direto. Assim, considerando-se a entrada do sistema como o potencial elétrico V através da equação de Poisson, que relaciona o potencial elétrico com o campo elétrico, $\mathbf{E} = -\text{grad } V$, acoplando as equações (1) e (2).

2.2 Projeto da microbomba piezoelétrica

O atuador piezoelétrico usado neste trabalho será um buzzer, que é disponível comercialmente em vários tamanhos. A escolha antecipada deste tipo de atuador piezoelétrico (buzzer) se deve primeiramente ao fato de apresentar baixo custo, fácil aquisição, como também, pelo fato do mesmo já se encontrar pronto para uso, formando o conjunto atuador-membrana. Outrossim, há alguns trabalhos na literatura que usaram este tipo de atuador e o consideraram viável do ponto de vista operacional e financeiro (HWANG et al., 2010, VERMA et al., 2011). No trabalho apresentado por BARRETO NETO et al. (2012), os autores desenvolveram um ábaco de projeto e seleção para o buzzer piezoelétrico. Desta forma, segundo os autores, é possível selecionar o buzzer, no qual apresenta o maior deslocamento com a menor área de contato, apenas analisando-se as relações geométricas das espessuras e os diâmetros. Portanto, a seleção do atuador será realizada usando as técnicas de seleção apresentadas por BARRETO NETO et al. (2012).

O buzzer utilizado (Figura 3) é constituído de uma membrana passiva de latão, uma pastilha cerâmica piezoelétrica e uma camada de cola condutora, do tipo epóxi. A membrana passiva do vibrador é um composto constituído de cobre e zinco, em proporções que variam de fabricante a fabricante, com valores típicos médios de 50% para cada elemento.

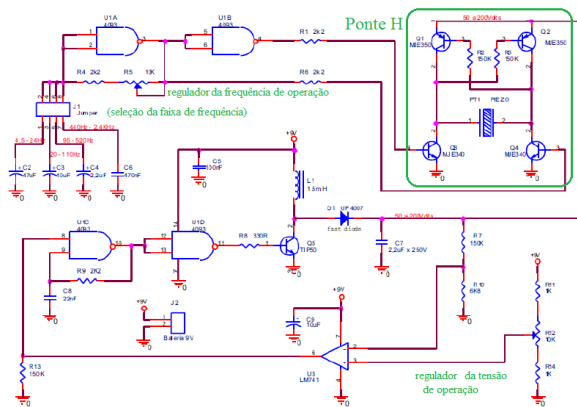


Figura 3. Circuito para acionamento e controle do atuador piezoelétrico. Neste circuito a entrada de tensão é de 9V/400mA, permitindo variar a tensão no atuador de 50 até 200 V, com frequência de 5 Hz até 500 Hz.

O deslocamento dos elementos piezoelétricos é inferior a 1 mm, mas a tensão de alimentação é, em

geral, elevada (maior que 100 V), motivo pelo qual foi desenvolvido um circuito de acionamento e controle para o buzzer.

O circuito proposto (Figura 3) mantém a característica de portabilidade, no qual a tensão de entrada do circuito é 9 V DC, disponibilizando uma tensão de saída na faixa de 10-200 Vp com frequência de operação de 5 Hz-500 kHz. Além de gerar uma alta tensão, o circuito de acionamento e controle (BARRETO NETO, 2013) também aciona uma carga através de uma ponte H. Os transistores usados no chaveamento são do tipo BJT que são mais rápidos em relação ao MOSFET e ao IGBT; o mesmo ocorre com o diodo usado, UF 4007. A saída do circuito é uma onda quadrada $-V_p$ até $+V_p$, com *duty cycle* de aproximadamente 50%.

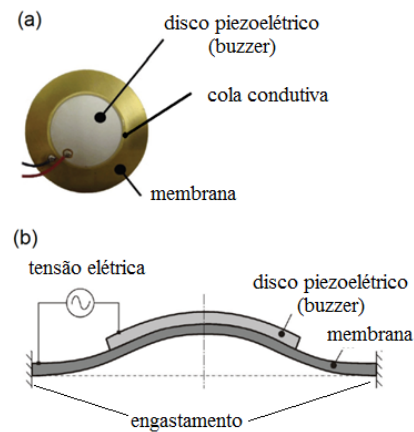


Figura 4. (a) Fotografia do buzzer piezoelétrico (conjunto atuador-membrana); (b) Corte longitudinal do buzzer. O mesmo ao ser polarizado irá sofrer uma deformação no sentido da polarização, isto é, ao se inverter a polarização o sentido do deslocamento também será alterado.

A relação entre os diâmetros da membrana e da cerâmica PZT e suas respectivas espessuras foram utilizadas para avaliar o volume deslocado pelo atuador, quando o mesmo é acionado. Portanto, conforme as restrições geométricas do projeto da minibomba (diâmetro e altura da câmara), o melhor atuador foi aquele que apresentou o maior volume deslocado com a menor área de contato. O método computacional baseado em elementos finitos foi usado nesse processo de avaliação numérica do deslocamento do buzzer em função da variação dos parâmetros geométrico, h_{pzt} , h_p , D_{pzt} e D_p para uma mesma excitação de tensão elétrica.

Inicialmente, o buzzer foi caracterizado em termos do comportamento do deslocamento produzido conforme a tensão aplicada versus. Nesse processo foi utilizado a interferometria de Michelson para determinar o microdeslocamento com precisão. Utilizou-se um laser tipo Hélio-Neônio (He-Ne), cujo comprimento de onda de 632,8 nm. Um buzzer comercial de 35 mm foi utilizado. Entretanto, 4 mm do buzzer foram usados para fazer o engastamento, restando 31 mm livres, ou seja, $D_p = 31$ mm.

As dimensões geométricas para o buzzer são: $h_{pzt} = 0$; 25 mm, $h_p = 0$; 13 mm, $D_{pzt} = 25$ mm e $D_p = 31$ mm. O máximo deslocamento apresenta comportamento aproximadamente linear. Portanto, não houve saturação do campo elétrico interno e, consequentemente, não houve o rompimento da rigidez dielétrica do material. Ademais, pode-se observar que o retorno da membrana para a posição de repouso apresenta uma histerese. Esse fenômeno pode ser atribuído à permuta de polarização nos domínios quando o campo elétrico é incrementado ou decrementado.

Para o projeto da microbomba piezoelétrica, alguns efeitos relativos ao atuador foram avaliados computacionalmente: a camada de cola condutiva presente no dispositivo (Figura 4-a) interfere no deslocamento e considerou-se que para o projeto dispositivo a camada deveria variar de 20 a 40 μ m; excentricidade da cerâmica PZT é um fator crítico para esses atuadores, tendo em vista que o deslocamento resultante é muito pequeno. Portanto, qualquer alteração desse nível poderá acarretar falhas no projeto da microbomba; análise da espessura do buzzer; análise do raio da cerâmica piezoelétrica.

Mediante esses estudos teórico realizados as seguintes condições de projeto foram determinadas:

- verificar a excentricidade da cerâmica e se há um excesso da camada de cola;
- adotar a relação $(h_p = h_{pzt})_{max} = 0,25$;
- adotar a relação $(D_{pzt} = D_p)_{max} = 0,85$.

A seleção do difusor foi baseada no volume deslocado pelo atuador (buzzer) e na máxima eficiência. O ideal para o projeto é que o volume deslocado seja maior que o volume ocupado pelo fluido, no interior do difusor. O volume deslocado pelo atuador piezoelétrico é muito pequeno (alguns microlitros) e a redução do volume do difusor facilita o preenchimento do seu volume interno com o líquido deslocado pelo atuador, evitando a formação de bolhas de ar e, consequentemente, contribuindo para uma eficiência melhor do conjunto atuador-difusor.

Por outro lado a câmara de bombeamento tem o seu volume determinado correspondente ao volume de um cilindro, em que o diâmetro é D e a altura é h. Além disso, há necessidade da redução do volume morto da câmara com vistas a facilitar o trabalho do atuador para as fases de sucção e bombeamento.

Com relação ao dimensionamento do difusor, foi avaliado um problema da fluidodinâmica computacional, na qual avaliou-se o rendimento do difusor (η) através do cálculo da vazão de entrada ($Q_{entrada}$) e saída do fluxo ($Q_{saída}$), YAMARATA, et al., 2005:

$$\eta = (Q_{saída} / Q_{entrada})^2 \quad (3)$$

na qual quanto maior o valor de η , melhor será o rendimento do difusor. Assim, foi avaliado um conjunto de geometria das quais a que apresentou melhor resultado foi: $2\theta = 12^\circ$, $W1 = 0,5$ mm e $L = 5,2$ mm.

3 Resultados experimentais e discussões

Para a manufatura da microbomba, foi utilizada uma máquina de corte a laser à base de CO2, com precisão de corte de 0,025 mm. O substrato da microbomba foi construído em acrílico e, conforme a Figura 5, uma lâmina fina de acetato é colocada entre a base superior e inferior da microbomba. O protótipo final da microbomba piezoelétrica teve as seguintes dimensões: 5 cm de comprimento, 3 cm de largura por 2 cm de altura, apresentando um peso de 180 g.

Testes experimentais foram realizados, em que a frequência foi variada e vazão foi medida. Para a medição da vazão. Para excursão dos ensaios de vazão, a tensão de alimentação é colocada em 150 V de pico e a frequência é variada. Os resultados experimentais são apresentados na Figura 6, para o qual o valor máximo da vazão medida foi de 4,532 ml/min na frequência de 25,2 Hz e com pressão de saída de 256,62 Pa.

Para uma melhor comparação, entre os resultados computacionais e os experimentais, os gráficos da vazão de ambos os resultados são apresentados juntos na Figura 7. Nota-se primeiramente, que a curva simulada apresenta maior vazão, como também, a frequência de ressonância encontra-se mais à frente. Entretanto, em relação a dinâmica da bomba, a simulação conseguiu prever o comportamento não-monotônico da vazão, mostrando que o ponto de operação para esse tipo de bomba está na vizinhança da frequência de ressonância (26 Hz). A discrepância mais acentuada ($> 10\%$) dos resultados experimentais é atribuída ao processo de manufatura.

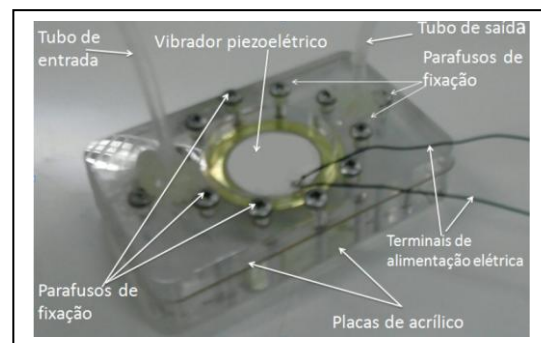


Figura 5 - Fotografia do protótipo da microbomba piezoelétrica

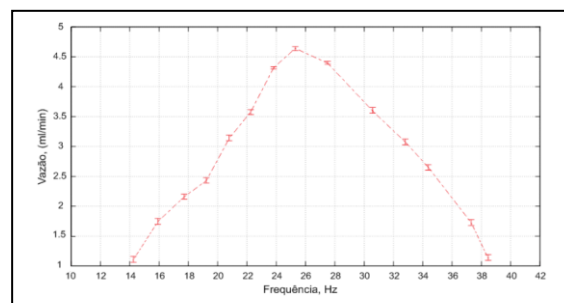


Figura 6 - Resultados experimentais da vazão da microbomba em função da frequência de acionamento

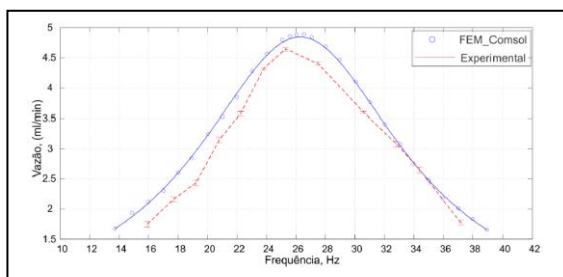


Figura 7 - Comparação dos resultados experimentais e teóricos da vazão da microbomba em função da frequência de acionamento

Por outro lado, a microbomba não apresentou sucção devido ao máximo deslocamento alcançado pelo buzzer, em regime dinâmico, ser de aproximadamente 12,78 μm .

Portanto, o buzzer piezoelétrico apresenta um baixo deslocamento, tornando o desenvolvimento da bomba altamente dependente da otimização das suas partes: difusor, atuador e câmara de bombeamento. Acrescido a esses limitantes está a necessidade de um processo de manufatura mais acurado, capaz de manufaturar a altura da câmara com máximo 100 μm de altura, isto é, da mesma ordem de grandeza da amplitude do atuador, quando o mesmo está no ar. Outro fato relevante, foi o surgimento de bolhas de ar durante o processo de transporte de fluxo, que foi intensificada com os incrementos a frequência do atuador. Portanto, surge a necessidade de investigar novas topologias geométricas para os difusores, além de buscar atuadores com características semelhantes ao piezoelétrico, como, por exemplo, o PVDF (Fluoreto de Polivinilideno), que apresenta uma maior flexibilidade.

4 Conclusões

O projeto e o desenvolvimento de uma microbomba peristáltica, usando atuador piezoelétrico, para biosensores SPR foram apresentados aqui neste trabalho. Os resultados das simulações permitiram o cálculo de parâmetros e a determinação de condições de projeto. Os testes experimentais utilizaram circuito de acionamento e controle simples e o protótipo desenvolvido da microbomba foi construído em substrato de acrílico.

Os resultados da simulação numérica e os desenvolvidos experimentalmente foram comparados e houve uma boa concordância. Com os resultados apresentados, pretende-se acoplar a microbomba desenvolvida ao biosensor SPR, baseado no biochip PPBIO.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq, CAPES e FAPEAL pelo suporte e auxílio financeiro.

Referências Bibliográficas

NESPOLI, A.; BESSEGHINI, S.; PITTACCIO, S.; VILLA, E.; VISCUSO, S. The high potential of shape memory alloys in developing miniature mechanical devices: A review on shape memory alloy mini-actuators. *Sensors and Actuators A: Physical*, v. 158, n. 1, p. 149 – 160, 2010.

HWANG, S.-F.; SHIU, Y.-S. Fabrication and characterization of two-chamber and three-chamber peristaltic micropumps. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, Korean Society for Precision Engineering, v. 11, p. 613–618, 2010.

VERMA, P.; CHATTERJEE, D. Parametric characterization of piezoelectric valveless micropump. *Microsystem Technologies*, v. 17, 201.

BARRETO NETO, A.; LIMA, A. M. N.; TEJO, F.; PRECK, C.; MOREIRA, C. Piezoelectric buzzer optimization for micropumps. *Proceedings of the Comsol Conference 2012, Boston, USA*, p. 687–698, 2012

LIMA, Antonio Marcus Nogueira et al. Optical properties and instrumental performance of thin gold films near the surface plasmon resonance. *Thin Solid Films*, Amsterdam, NL, v. 496, n. 2, p. 688-697, 2005.

SCHASFOORT, R. B. M. and TUDOS, A. J. *Handbook of surface plasmon resonance*. RCS Publishing, 2008.

MOREIRA, C. S. Projeto e realização de um biochip óptico para aplicações biológicas baseado no princípio de ressonância de plásmons de superfície. Tese de Doutorado, UFCG, 2010.

OLIVEIRA, L. C. Sistema computacional para biosensor baseado na ressonância de plasma de superfície. Dissertação de Mestrado, UFCG, 2012.

OLIVEIRA, L. C., NEFF, H. MELCHER, E. U. K., THIRSTRUP, C., LIMA, A. M. N. and MOREIRA, C. S. A surface plasmon resonance biosensor for angular and wavelength operation. *Proceedings of the Instrumentation Measurement and Technology Conference*, 2012.

MOREIRA, C. S.; BARRETO NETO, A. G. S.; LIMA, A. M. N.; THIRSTRUP, C.; NEFF, H. Exchangeable Low Cost Polymer Biosensor Chip for Surface Plasmon Resonance Spectroscopy. *Proceedings of the Eurosensors*, 2009.

MOREIRA, C. S., LIMA, A. M. N., THIRSTRUP, C. and NEFF, H. A disposable, low cost prism-based surface plasmon resonance (SPR) biosensor. *World Congress on Biosensors 2010: Biosensors 2010*.

YAMAHATA, C.; LOTTO, C.; AL-ASSAF, E.; GIJS, M. A. M. A PMMA valveless micropump using electromagnetic actuation. *Microfluidics and Nanofluidics*, v. 1, p. 197–207, 2005.