

Microbomba: desenvolvimento e aplicações

Arlindo Garcia de Sá Barreto Neto ^[1], Valnyr Vasconcelos Lira ^[2], Cleumar da Silva Moreira ^[3]

[1] arlindo@ifpb.edu.br. [2] valnyr@ifpb.edu.br. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba – Campus Esperança.

[3] cleumar.moreira@ifpb.edu.br. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba – Campus João Pessoa.

RESUMO

A introdução de agentes farmacológicos no corpo humano tem sido o foco inicial da pesquisa em sistemas de propulsão de microfluxo, conhecidos na literatura como microbombas, com vazões da ordem de 1 µl/min até 100 µl/min. No entanto, as microbombas possuem aplicações em outras áreas, como na refrigeração de circuitos microeletrônicos e, mais recentemente, em sistemas miniaturizados para análises químicas e bioquímicas. Com o aperfeiçoamento das técnicas de manufatura de dispositivos microfluídicos, surgiu o conceito de LOC (Lab-on-Chip), sendo todo o procedimento de análise realizado em um único dispositivo, que contém um sistema de propulsão de fluido (microbomba) e local para preparação, manipulação e análises de amostras, tudo integrado e miniaturizado. A primeira parte desse complexo sistema de análise está relacionada ao transporte do analito, da entrada até a região de detecção, sendo realizada por algum tipo de microbomba. Assim, este trabalho traz um resumo sobre os dispositivos mais usados na literatura, seus mecanismos de atuação e atuadores, tipos de válvulas e o processo de manufatura, abordando características históricas até os dias atuais.

Palavras-chave: Microbomba. Válvulas. Atuadores. Microfluxo.

ABSTRACT

The introduction of pharmacological agents in the human body has been the initial focus of research in microstream propulsion systems, known in the literature as micropump, with the order flow of 1 µl / min to 100 µl/min. However, the micropumps have applications in other areas, for example in cooling microelectronic circuits and, more recently, on miniaturized systems for chemistry and biochemical analysis. Therefore, with the improvement of manufacturing techniques for microfluidic devices, has emerged the concept of LOC (Lab-on-Chip), and the entire analysis procedure performed in a single device containing a fluid propulsion system (micropump), local preparation, handling and analysis of samples, all integrated and miniaturized. The first part of this complex analysis system is related to the transport of analyte input to the detection region being performed through some type of micropump. This work provides an overview of the devices commonly used in the literature, actuation mechanisms and actuators, valve types and the manufacturing process, addressing historical features to the present day.

Keywords: Micropump. Valve. Actuators. Microflow.

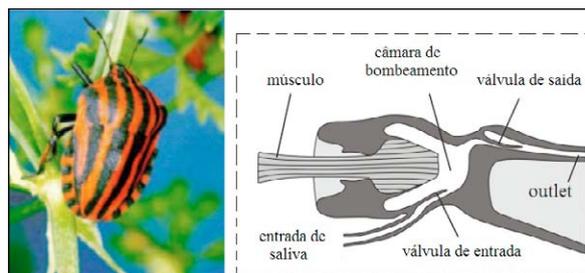
1 Introdução

Uma bomba de fluxo é definida como um dispositivo que transfere energia ao fluido, sob a forma de aumento de pressão, velocidade, elevação ou qualquer combinação dessas formas de energia, e, conseqüentemente, possibilita o movimento da massa fluidica. De certa forma, a história do desenvolvimento dos centros urbanos e da agricultura está ligada à necessidade de transportar água, visando à produção de alimentos ou ao consumo humano. Os relatos históricos mais antigos mostram que os babilônios já usavam um dispositivo para efetuar o bombeamento em pequenas elevações. Entretanto, a primeira bomba realmente catalogada foi a projetada por Arquimedes, em 250 a.C., e seu princípio físico é usado até hoje para transportar grandes volumes, como em estações de tratamento de esgoto. Com o passar do tempo, várias bombas têm sido desenvolvidas, com diferentes dimensões e mecanismos de bombeamento em diversas aplicações.

Uma metodologia bastante usada pelos pesquisadores em busca de novas topologias para o desenvolvimento de sistemas de bombeamento tem sido a observação da natureza. Alguns insetos predadores, como o *Graphosoma lineatum* (Figura 1), usam uma microbomba para a digestão externa de suas presas (COHEN, 1995). Nesse inseto, a microbomba é usada para transportar a saliva com enzimas digestivas para o corpo da presa; uma segunda microbomba suga o alimento digerido externamente para o interior do inseto.

Outros autores baseiam a concepção de seus projetos de propulsores microfluídicos no corpo humano (sistemas circulatório, excretor e digestivo), nos movimentos de peixes anguiliformes (LIMA *et al.*, 2009), no movimento de microrganismos (TABAK; YESILYURT, 2008) e no comportamento do sistema de energia elétrica (SHEN *et al.*, 2011; BARRETO NETO *et al.*, 2011). No entanto, todas essas topologias de bombas só foram desenvolvidas com o surgimento da tecnologia de microfabricação de MEMS (do inglês *Micro Electro Mechanical Systems*), que possibilitou uma grande variedade de microdispositivos em aplicações diversas, a citar: sistemas de separação de fluidos por difusão (WEIGL; YAGER, 1999), micromisturadores (GARSTECKI *et al.*, 2005), amplificadores de DNA (KONG *et al.*, 2010), microválvulas (NABAVI, 2009) e microrreatores químicos (ELVIRA *et al.*, 2013).

Figura 1 – À esquerda, o *Graphosoma lineatum*; à direita, a ilustração da secção transversal da microbomba do inseto.



Fonte: COHEN, 1995.

Historicamente, de um modo geral, um maior desenvolvimento das microbombas ocorreu a partir dos anos 90, tendo em vista a evolução de novas tecnologias para manufatura, associada ao desenvolvimento de novos materiais com uma maior biocompatibilidade. Esse conjunto de fatos possibilitou a construção de novas geometrias para microbombas e microválvulas, em escalas cada vez menores e com maior precisão. Portanto, a evolução dos trabalhos relacionados às microbombas está associada às pesquisas em novos materiais, possibilitando avanços na microeletrônica e no desenvolvimento de sensores e atuadores. Todos esses fatores têm possibilitado suas aplicações em áreas diversificadas do conhecimento, como a medicina (na infusão de drogas), a biologia molecular, na refrigeração de microcircuitos eletrônicos, na dosagem de reagentes, entre outras. Dentre elas, as aplicações médicas para tratamento de enfermidades consideradas críticas vêm ganhando destaque nos grandes centros de pesquisa (CHAPPEL *et al.*, 2014; THOMA *et al.*, 2015) e buscam promover o transporte de drogas de maneira contínua, controlada e dentro da capacidade de absorção do organismo, para cada biótipo de paciente em tratamento.

2 Microbombas

As microbombas são dispositivos microfluídicos que transferem energia cinética ao fluido. Apresentam, normalmente, vazões da ordem de 1 $\mu\text{l}/\text{min}$ até 1 ml/min e têm dimensões internas inferiores a 1 cm, sendo manufaturadas usando a tecnologia de microsistemas. Essa tecnologia engloba atualmente, dentre outras, a área de análises químicas e bioquímicas, em que dispositivos microfluídicos são usados para transportar e manipular quantidades ínfimas de fluidos ou entidades biológicas através de

microcanais. A integração, em um único elemento, de sistemas de propulsão de fluido (microbomba), de preparação, de manipulação de amostras e de análises é chamada de *Lab-on-Chip* (LOC) ou *Total Analysis System* (microTAS). Uma parte fundamental para o microTAS é o sistema fluídico, composto por microcanais, microbomba e micromisturadores. Dentre esses, a microbomba é o componente que deve fazer o transporte fluídico em regime laminar, contínuo e seguro, proporcionando uma resposta adequada no sensor onde será feita a análise do analito, sendo, portanto, fundamental. Entretanto, o mecanismo de bombeamento não deve provocar alterações na temperatura do fluido, gerar bolhas de ar ou oscilações no perfil de velocidade, pois, dessa forma, poderá comprometer a resposta do sensor ou, no pior caso, provocar danos na região de detecção do equipamento.

Sistemas de análises e ensaios bioquímicos com estrutura interna miniaturizada são bastante eficientes, pois reduzem a quantidade de amostras e reagentes, permitindo que a análise seja feita de forma mais rápida e sem intervenção manual, favorecendo a portabilidade do sistema e evitando a contaminação cruzada. Ante o exposto, dispositivos para transporte de fluidos para aplicações médicas ou em equipamentos de análises são o grande foco das pesquisas no contexto atual, sobretudo naquelas destinadas ao tratamento do câncer.

2.1 Considerações históricas

O processo de miniaturização tornou-se um importante tópico de pesquisa para dispositivos eletrônicos e não eletrônicos. Uma das primeiras microbombas registradas na literatura foi apresentada por Steen e Iversen, em 1969. Essa bomba consistia em um tubo flexível com duas válvulas unidirecionais, sendo a compressão do tubo realizada por um sistema hidráulico, apresentando uma taxa de fluxo de 0,01 a 0,65 ml/min para uma frequência de 10 a 80 Hz. A bomba projetada por Steen e Iversen foi destinada ao processo de infusão de drogas, proporcionando versatilidade em relação à taxa de fluxo, pressão e frequência. Ainda mais importante, segundo os autores, foi o não surgimento de hemólise no processo de infusão (STEEN; IVERSEN, 1969).

As aplicações nos anos seguintes foram quase que totalmente dedicadas ao campo da medicina. Aplicações como o tratamento da diabetes através da infusão de insulina foram amplamente difundidas

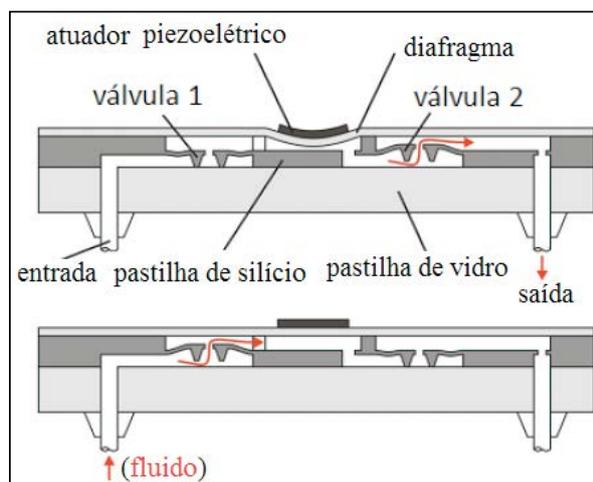
na literatura, nas décadas de 1970 e 1980 (SPENCER *et al.*, 1978; MOCAVERO, 1981; entre outros). O primeiro projeto de uma microbomba usando o princípio da atuação do diafragma em conjunto com a ação das válvulas foi apresentado por Spencer *et al.* (1978), cuja abordagem focou o desenvolvimento de uma bomba de diafragma acionada de forma piezoelétrica, usando válvulas ativas, isto é, que necessitam de alimentação. A principal aplicação dessa microbomba seria na dosagem de insulina, mas com potencial para utilização em outras substâncias biológicas. A microbomba piezoelétrica era do tipo unidirecional, possuía corpo cilíndrico, foi confeccionada em aço inoxidável, com 0,1 mm de espessura, e, operando em uma tensão de 90 V, produziu um volume máximo transportado de 1,5 µl/min por ciclo de trabalho. Referida microbomba apresentou como ponto vulnerável a utilização de válvulas ativas, isto é, as válvulas são atuadores e, portanto, necessitam de alimentação elétrica e de uma estrutura de controle, fato este que dificultaria a manufatura e a operação.

Smits (1990) abordou esse problema e desenvolveu uma microbomba peristáltica acionada por três atuadores piezoelétricos. A microbomba é formada por uma pastilha de silício (região onde são estampadas as válvulas e o microcanal, na sua parte inferior) e usa um processo de corrosão anisotrópica que permite gravar as estruturas das válvulas e do microcanal no filme de silício. As partes superiores e inferiores da bomba são seladas com uma pastilha de vidro, por meio de uma colagem anódica. O funcionamento da bomba é condicionado à sequência na qual os atuadores são ativados, permitindo à bomba um funcionamento bidirecional no transporte do fluido. O dispositivo apresentou uma taxa máxima de bombeamento de 100 µl/min, com frequência de operação de 15 Hz. O ponto crítico desse projeto refere-se ao tipo de selagem entre o atuador e o microcanal: a colagem anódica, um processo pelo qual o silício e o vidro são irreversivelmente unidos e que, portanto, não permite a troca de um dos atuadores em caso de defeito ou necessidade de manutenção. Esse foi o primeiro trabalho reportado na literatura no qual há uma forma sequencial de acionamento para os atuadores, na tentativa de emular um movimento peristáltico. O movimento sequencial é fundamental para definir o volume do fluido transportado e o sentido do fluxo e, portanto, sugere a necessidade de um estudo da forma sequencial de acionamento, buscando otimizar o funcionamento e, conseqüentemente, maximizar o

volume de fluido transportado. Assim, o trabalho de Smits contribuiu para os pesquisadores estudarem materiais e estruturas diferentes como mecanismo para acionamento, levando em consideração a força produzida, tempo de resposta, frequência de acionamento, durabilidade, consumo de potência, entre outros aspectos.

O primeiro projeto de uma microbomba com válvulas passivas de retenção de fluxo foi publicado em 1988, por Van Lintel *et al.* (1998) (Figura 2). As dimensões físicas do dispositivo eram de 12,5 mm de diâmetro para o diafragma e 7 mm de diâmetro para as válvulas (membrana). Para uma tensão de atuação de 100 V, o volume deslocado foi de 0,21 ml, com a taxa máxima de fluxo de 8 ml/min na frequência de 1 Hz e com pressão máxima de 10 kPa. O princípio de operação é bastante simples: quando o atuador é acionado, a válvula 2 é aberta em virtude da pressão aplicada no fluido e o fluxo segue em direção à saída; ao retornar à posição inicial (sucção), a válvula 1 é aberta e o fluido é bombeado para o interior da bomba.

Figura 2 – Sequência de acionamento da bomba com válvula passiva de retenção de fluxo.



Fonte: BARRETO NETO, 2013.

Os trabalhos de Smits e de Van Lintel *et al.* marcaram o início de um grande desenvolvimento das microbombas de diafragma, que persiste até hoje. A maioria dos dispositivos desenvolvidos na atualidade é do tipo diafragma ou do tipo peristáltico, descritos acima, mas com diferentes geometrias de válvulas, mecanismos de atuação, dimensões e tecnologias de fabricação.

2.2 Tecnologias de fabricação

A principal tecnologia que propiciou o desenvolvimento das microbombas e outros dispositivos miniaturizados foi a MEMS (*Micro Electro Mechanical Systems*), que, de forma geral, possibilitou miniaturizar sistemas mecânicos, eletromecânicos, fluidicos, ópticos ou térmicos em escala submicrométrica, utilizando as técnicas de microfabricação (MAILLEFER *et al.*, 2001). As dimensões físicas de um dispositivo baseado em MEMS podem variar desde uma fração de um micron, na escala inferior, até alguns milímetros. Da mesma forma, os tipos de dispositivos MEMS podem variar desde estruturas relativamente simples, sem elementos móveis, até sistemas eletromecânicos extremamente complexos, com vários elementos que se deslocam, controlados pela microeletrônica integrada no dispositivo. Recentemente, a pesquisa em MEMS tem desenvolvido uma série de microatuadores, incluindo: microválvulas para o controle de fluxos em gases e líquidos; *switches* ópticos e espelhos para redirecionar ou modular feixes de luz; microrressonadores para várias aplicações; microbombas; *microflaps* para modular a corrente de ar sobre aerofólios; e muitos outros (SCHNEIDER *et al.*, 2008). Por outro lado, o uso de MEMS para aplicações biológicas (BioMEMS) tem atraído a atenção de muitos pesquisadores (AU *et al.*, 2011; ASHRAF *et al.*, 2011), havendo um crescimento no número de dispositivos desenvolvidos principalmente com a finalidade de infusão de medicamentos, o que tem possibilitado o avanço no tratamento de enfermidades crônicas.

Assim, as microbombas destinadas a aplicações médicas ganharam notoriedade. Um sistema típico para infusão de drogas é composto, basicamente, de um reservatório, válvulas, microssensores, microcanais, microbomba e circuitos de condicionamento (ASHRAF *et al.*, 2011). A microbomba é o componente responsável pelo transporte do fluido (analito) do reservatório até o sensor, na quantidade adequada para efetuar as medições. Portanto, é uma peça-chave no desenvolvimento de dispositivos de infusão e bioanálise. Entretanto, para aplicações em BioMEMS, além de ter baixo consumo de potência e taxa de fluxo controlável, o dispositivo deve ser pequeno e robusto, apresentando biocompatibilidade, visto que alguns tipos de microbombas podem ser instalados dentro do corpo humano, sendo necessário que resistam a longos períodos de exposição em ambientes fisiológicos e a impactos mecânicos advindos da

própria musculatura que circunda o dispositivo no interior do corpo humano. Os materiais a serem usados em contato com o sangue ou outros tecidos devem ser criteriosamente escolhidos e testados. Devem ser suficientemente resistentes aos impactos, para evitar ruptura ou fratura durante o uso; não devem reagir quimicamente com os componentes do sangue nem liberar resíduos químicos na corrente sanguínea; não devem apresentar variações importantes de resistência ou de consistência quando expostos ao calor ou ao frio; as superfícies de seus materiais devem ser polidas ou muito lisas e apresentar potencial de cargas elétricas negativas para diminuir a formação de grumos celulares.

A tecnologia de MEMS baseada em silício tem sido aplicada com sucesso na biomedicina, com um notável crescimento para os sistemas de infusão de drogas. Por outro lado, além da biocompatibilidade, é necessário que o grau de toxicidade para os tecidos esteja dentro dos padrões aceitáveis; a verificação desse aspecto tem que ser feita no início, para designar o material mais apropriado (TSAI; SUE, 2007).

O desenvolvimento das microbombas segue o desenvolvimento da tecnologia de MEMS no processo de microfabricação, seleção do material, manufatura das válvulas de retenção de fluxo e escolha do princípio de bombeamento (ASHRAF *et al.*, 2011; NABAVI, 2009). Essa tecnologia permitiu a confecção de microbombas sem partes móveis, ou seja, as válvulas ativas (móveis) foram substituídas por válvulas passivas (bocal/difusor), as quais são mais apropriadas para os dispositivos em microescala, pois, sem partes móveis, o microdispositivo fica menos suscetível a defeitos. O processo de fabricação da microbomba (válvulas, microcanais, câmara de bombeamento) constitui-se de etapas críticas, necessitando de técnicas sofisticadas, como os processos de microusinagem ou litográficos. As microválvulas controlam o direcionamento do fluxo e, portanto, são cruciais para os projetos com funcionalidades mais complexas. Entretanto, a manufatura das válvulas é mais complicada e requer uma maior qualidade no seu projeto e manufatura.

3 Válvulas

As válvulas ou microválvulas atualmente são classificadas em: ativas, usando ou não partes móveis mecânicas, e passivas, de estrutura fixada (AU *et al.*, 2011; NABAVI, 2009). O sistema no qual são usadas as válvulas ativas pode ser facilmente empregado

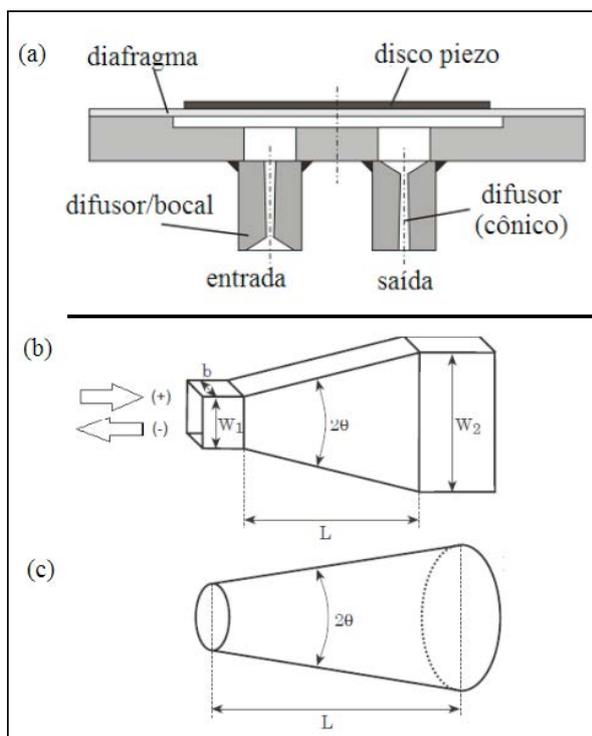
para direcionar o fluxo em ambos os sentidos (característica bidirecional). Entretanto, apesar da facilidade de ser controlado, esse tipo de válvula, quando integrado às microbombas, torna mais complexos seu funcionamento e controle (AMIROUCHE *et al.*, 2009). Assim, para estruturas cada vez menores, válvulas que apresentam movimento mecânico são mais suscetíveis a defeito, sobretudo apresentando desgaste e fadiga das partes móveis, devido às altas pressões às quais são submetidas. Além disso, a frequência de ressonância das válvulas passivas deve ser próxima da frequência de ressonância do atuador, visto que é necessário obter uma sincronia de movimentos entre a expansão e a contração do diafragma e a abertura e o fechamento das válvulas, sob o risco da bomba de fluxo cavitari.

O tipo de válvula mais comumente empregado no desenvolvimento das microbombas até meados dos anos 2000 foram as válvulas passivas do tipo mecânicas, tais como *flap*, esfera e diafragma. No trabalho de Stemme e Stemme (1993), foi desenvolvida uma microbomba piezoelétrica, (conforme a Figura 3 (a)), com um único atuador, baseado no princípio bocal/difusor (Figura 3, (b) e (c)); entretanto, os autores não fizeram qualquer tipo de estudo para chegar à geometria ideal do difusor, ou seja, o trabalho partiu de tentativa e erro. Posteriormente, a teoria sobre difusores foi fortemente difundida na literatura, tornando-se unanimidade entre os pesquisadores que buscavam substituir válvulas com movimento, após os trabalhos de Anders Olsson (1998), que publicou um estudo sobre projeto de difusores planos, enfatizando características de desempenho em função de parâmetros geométricos: ângulo de divergência 2θ , comprimento L , profundidade b e largura de entrada e saída W_1 e W_2 , conforme ilustrado na Figura 3, (b) e (c). O autor utilizou uma ferramenta computacional baseada em elementos finitos para estudar o comportamento do difusor como válvula de fluxo, resultando em um mapa de projeto para difusores.

O difusor é um dispositivo concebido para transformar a energia cinética em energia potencial, ou seja, reduz a velocidade com o aumento da pressão. A nomenclatura "difusor" diz respeito ao sentido do fluxo na direção positiva, e "bocal", ao sentido inverso (Figura 3 (b)). Assim, a estrutura bocal/difusor, devido à sua concepção especial, apresenta uma resistência hidráulica maior em uma direção, enquanto no sentido oposto o efeito é inverso, embora esse tipo de estrutura não impeça a presença de refluxo durante

o bombeamento, diferentemente do que ocorre com uma válvula de esfera ou diafragma. Portanto, a estrutura bocal/difusor consegue executar a função de direcionar o fluxo líquido no sentido da menor resistência hidráulica. Dessa forma, para sistemas de propulsão de fluido com um único atuador, como o apresentado na Figura 3 (a), faz-se necessário haver algum tipo válvula ou estrutura capaz de promover o direcionamento do fluxo. Já para mecanismos de funcionamento peristáltico, não há a necessidade explícita desse mecanismo de retenção de fluxo (BARRETO NETO, 2013); o que ocorre de fato é que a sequência de acionamento apresenta a funcionalidade de uma válvula.

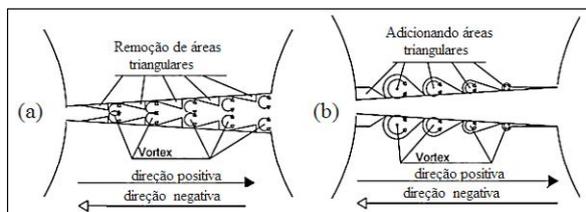
Figura 3 – (a) Ilustração da secção transversal da microbomba do tipo valveless; (b) difusor plano; (c) difusor cônico.



Fonte: Elaborada pelos autores.

Vale salientar que, na literatura, há diferentes tipos de estruturas de retificação de fluxo usadas em projetos de propulsor de fluido (NABAVI, 2009). Assim, há pesquisadores que buscam melhorar o desempenho de difusores convencionais através de incrementos na geometria – como o ângulo de divergência ou comprimento –, preservando partes da estrutura.

Figura 4 – Difusor: (a) remoção de áreas triangulares; (b) adição de áreas triangulares.

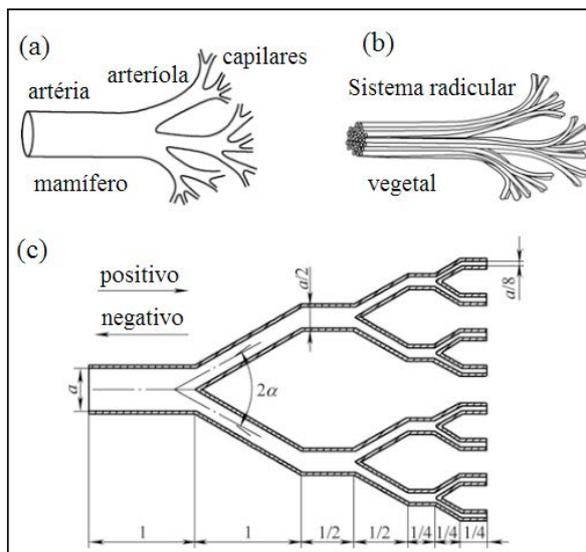


Fonte: NABAVI, 2009.

Nesse sentido, os difusores ilustrados na Figura 4 apresentam a estrutura convencional (Figura 3 (b)), com exceção do incremento ou decremento de áreas triangulares. Entretanto, apesar desse tipo de estrutura modificada apresentar um rendimento superior quando comparada à estrutura clássica, provoca, também, mudança no perfil de fluxo através de pequenos vórtices, de modo a alterar o nível de oscilação no fluxo. Dependendo da aplicação e da sensibilidade do sensor, no caso de um equipamento analítico, esse tipo de estrutura com incremento ou decremento de áreas triangulares não é uma boa alternativa.

Portanto, não há uma unanimidade na seleção e definição da melhor estrutura passiva a ser usada nos projetos de microbombas.

Figura 5 – Difusor: (a) sistema de ramificação do fluxo sanguíneo; (b) sistema radicular vegetal; (c) estrutura desenvolvida.



Fonte: HUANG et al., 2013.

No trabalho de Huang et al. (2013), os autores desenvolveram uma estrutura baseada na fisiologia

animal e vegetal, conforme ilustrado nas Figuras 5 (a) e (b). Assim, para cada bifurcação na estrutura, há uma redução no diâmetro interno. Os autores utilizaram uma ferramenta computacional baseada em elementos finitos para parametrizar a estrutura em função do comprimento total, ângulo de abertura e diâmetros internos, conforme ilustrado na Figura 5 (c), de modo a promover maior eficiência. Portanto, como não há uma definição e muito menos uma unanimidade nas pesquisas sobre a mais eficiente estrutura de válvula passiva, os pesquisadores continuam suas inovações, buscando sempre uma aproximação com uma válvula que não permita refluxo.

4 Atuadores

A função do atuador em uma microbomba é transformar uma entrada de energia (elétrica ou térmica) em trabalho (mecânico), como resposta. Idealmente, os atuadores devem ter simplicidade na construção e ser capazes de gerar grandes forças, grandes deslocamentos, rápidos tempos de resposta, com baixo consumo de potência. As características mais importantes são: densidade de energia, magnitude da força, amplitude de deslocamento e tempo de resposta. A seleção do atuador é altamente dependente da escolha do processo de fabricação da microbomba e das características do projeto e aplicações.

Os diferentes métodos de atuação são divididos em sete tipos: elétrico, magnético, térmico, óptico, mecânico-acústico, químico e biológico. Entre os métodos de atuação, os mais estudados na literatura são: eletromagnético, bimetálico, efeito memória de forma, pneumático ou termopneumático, eletrostático ou piezoelétrico. No trabalho publicado por Amirouche *et al.* (2009), os autores fizeram uma síntese sobre projeto de microbombas em relação ao mecanismo de atuação, sob a ótica da variação de frequência, tensão de alimentação e consumo de potência (Tabela 1).

Tabela 1 – Comparação entre atuadores para microbombas.

Atuador	Deslocamento	Tempo de resposta
SMA	Grande (> 1 mm)	Lento (>1 s)
Eletrostática	Muito pequeno (<100 µm)	Lento (>1 s)
Pneumático	Grande (> 1 mm)	Médio (>200 ms)
Piezoelétrico	Muito pequeno (<100 µm)	Rápido (>20 ms)
Eletromagnético	Grande (> 1 mm)	Rápido (>100 ms)
Termopneumático	Médio (< 1 mm)	Médio (>200 ms)

Fonte: AMIROUCHE *et al.*, 2009.

Em vista das comparações dos diferentes métodos de atuação (Tabela 1), nota-se que o atuador magnético está sempre bem ranqueado, ou seja, está entre os primeiros em relação às comparações de deslocamento e tempo de resposta. Em virtude disso, há um vasto número de publicações na literatura sobre microbombas usando atuadores magnéticos, cuja atuação consiste em depositar ou posicionar sobre o diagrama o material magnético de maneira que fique próximo a um eletroímã (YAMAHATA *et al.*, 2005; DINH *et al.*, 2011; ZHOU; AMIROUCHE, 2011). Entretanto, do ponto de vista da concepção de MEMS, em relação à escolha do tipo de material, o atuador magnético leva desvantagem, em virtude de dificuldades técnicas para depositar o material magnético permanente, compatível com a fabricação de MEMS. Nesse contexto, o atuador piezoelétrico é mais vantajoso, mas sua limitação está relacionada ao pequeno deslocamento e à necessidade de um valor elevado de tensão para funcionar de forma adequada como atuador. A liga de memória de forma (SMA) apresenta um grande deslocamento, sendo ideal para comprimir cavidades, dutos ou câmaras de bombeamento; entretanto, é extremamente lenta e, por isso, apresenta uma resposta em frequência muito baixa, sendo essa uma desvantagem. Os atuadores com características pneumáticas necessitam de um compressor externo para produzir ar comprimido, aumentando o consumo de potência e as dimensões do conjunto. O atuador híbrido,

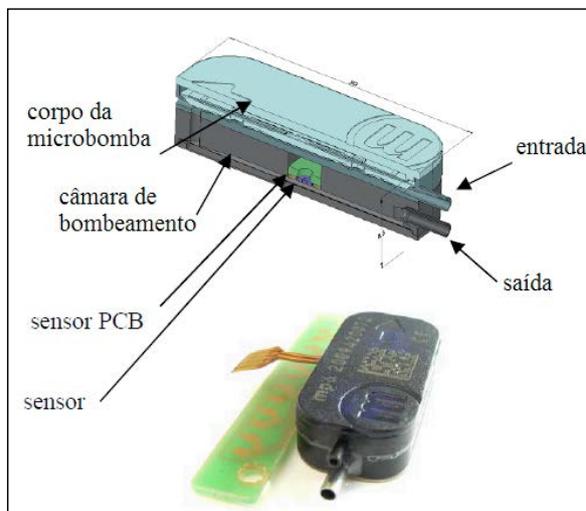
termopneumático, é uma versão mais compacta do mecanismo de atuação pneumático. Nesse caso, há uma cavidade isolada contendo um gás expansivo junto a um elemento aquecedor. Assim, ao aquecer esse elemento, há uma expansão do gás de modo a comprimir a câmara de bombeamento, isto é, há o efeito térmico associado ao efeito pneumático. Contudo, esse mecanismo de atuação exige um processo de fabricação mais complexo, provoca aquecimento na estrutura, além do risco de explosão.

Assim, fica evidente que a escolha do atuador é relevante pelas características citadas anteriormente, mas o que vai definir o tipo de atuador são as características do projeto e sua finalidade, ou seja, tipo de material, taxa de fluxo, dimensões físicas, custo, aplicabilidade da microbomba, durabilidade, precisão, entre outros aspectos que, juntamente com os já citados, formam uma boa base para definição do atuador.

5 Projetos de microbombas

Nesta seção serão abordados alguns projetos de microbombas que utilizam mecanismos de atuação dos tipos piezoelétrico, magnético e com a liga de memória de forma, por se tratarem dos mais citados na literatura. Conforme já exposto em outras seções, as aplicações mais difundidas na literatura são as médicas ou biológicas. Assim, pesquisadores do *Institute for Microsensors Actuators and Systems (IMSAS)*, da Universidade de Bremen, na Alemanha, desenvolveram um protótipo de uma microbomba portátil e “inteligente” (WOITSCHACH *et al.*, 2010), na qual há um sistema de controle em malha fechada para a vazão – isto é, caso alguma perturbação extrínseca provoque alterações na vazão, o sistema automaticamente a corrige para o valor de referência (Figura 6). Essa microbomba é do tipo piezoelétrica com válvula de diafragma e apresentou uma taxa de fluxo de 100 $\mu\text{l}/\text{min}$ até 1 ml/min , sendo este controlado por um sensor térmico posicionado ao longo do percurso do fluido, integrado no interior da bomba. Normalmente, os sistemas de propulsão de fluidos necessitam de um ajuste para funcionar, segundo uma curva de vazão *versus* tensão ou outra variável de entrada. Portanto, o futuro das microbombas está em apresentar um sistema para controle da vazão de forma integrada, precisa e com um custo acessível para a indústria farmacêutica e para uso em equipamentos eletromédicos, segundo os pesquisadores do IMSAS.

Figura 6 – Ilustração da microbomba, sendo a fotografia do protótipo mostrada abaixo do desenho.



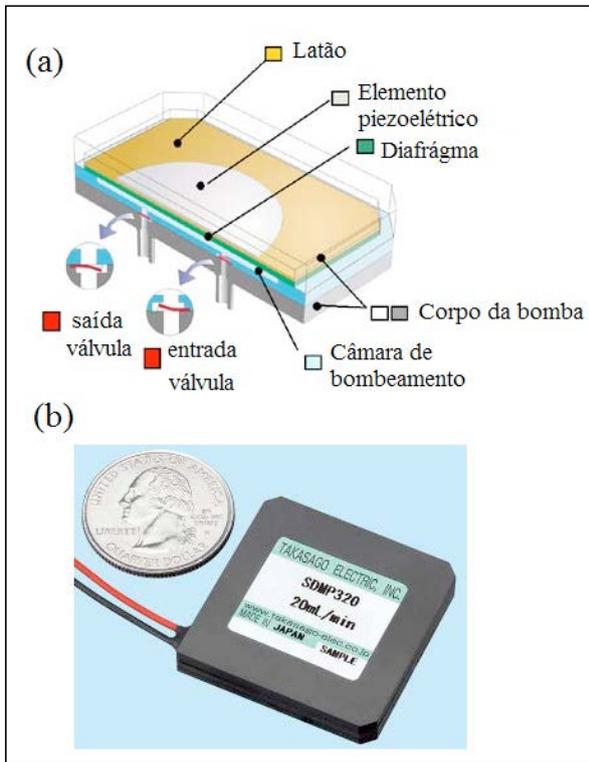
Fonte: WOITSCHACH *et al.*, 2010.

Uma empresa que está investindo em microbombas piezoelétricas é a Takasago Electric, do Japão. Essa empresa produz um conjunto de microbombas com válvulas do tipo *flap*, cuja taxa de fluxo varia de 1 ml/min até 20 ml/min , dependendo da categoria (TAKASAGO ELECTRIC, 2015). Essa bomba usa um atuador piezoelétrico de baixo custo (*buzzer*), no qual a cerâmica piezoelétrica é depositada sobre uma membrana de latão (Figura 7 (a)). O diâmetro externo dessa bomba é menor que 33 mm (o diâmetro da moeda de 25 centavos de dólar é de 23,6 mm), conforme ilustrado na Figura 7 (b). Essa bomba apresenta uma vazão máxima de 20 ml/min ; entretanto, não possui um sistema de controle de vazão. Assim, a vazão é ajustada via curva de calibração, em função da tensão de entrada. Isso implica que a referida bomba não consegue manter a vazão em caso de variações, como as da tensão ou da pressão, em função da mudança da altura da coluna do líquido a ser transportado.

Há trabalhos que exploram o atuador piezoelétrico em microbombas usando estruturas que direcionam o fluxo através da variação da resistência hidráulica. Conforme já explicitado na seção 3, esse tipo de estrutura permite refluxo e sua eficiência é baseada na redução desse refluxo. No trabalho publicado por Huang *et al.* (2013), os autores projetaram uma microbomba piezoelétrica (Figura 8) usando a estrutura ilustrada na Figura 5 (c) para direcionar o fluxo. Nesse caso, os autores usaram um *buzzer* piezoelétrico e o material foi manufaturado em PMMA

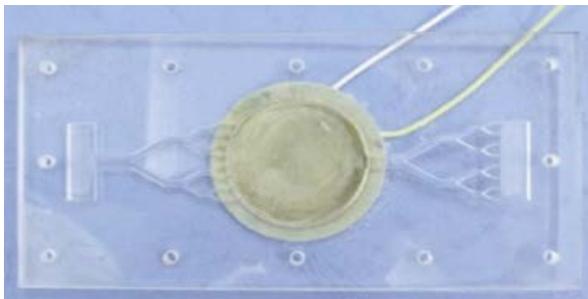
(acrílico). Segundo os autores, a bomba apresentou uma taxa máxima de fluxo de 35,6 ml/min para uma frequência de 10,3 Hz e uma tensão de 100 V. A bomba apresentada tinha uma câmara de bombeamento com 40 mm de diâmetro e altura de 2 mm, parametrizados com: $l=10$ mm e $a=4$. Como a bomba apresenta refluxo, existe um comportamento típico da curva de vazão em função da frequência do atuador, de modo a apresentar um valor crescente até atingir o máximo (35,6 ml/min; 10,3 Hz) e, posteriormente, começar a cair, configurando um comportamento não monotônico da vazão, típico para esse modelo de bomba.

Figura 7 – (a) Ilustração dos componentes internos da microbomba; (b) protótipo.



Fonte: TAKASAGO ELECTRIC, 2015.

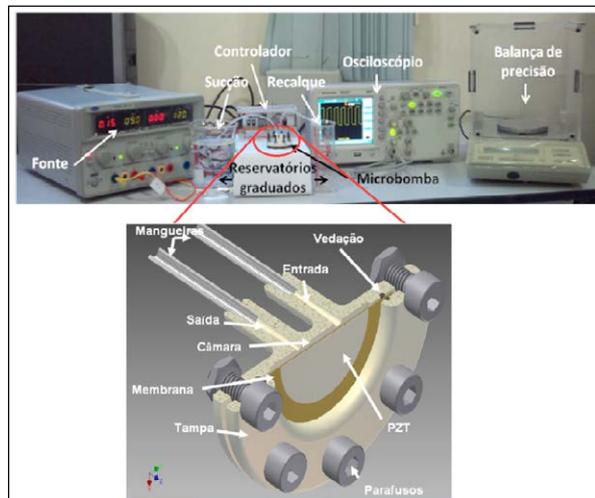
Figura 8 – Fotografia do protótipo da microbomba.



Fonte: HUANG et al., 2013.

No artigo publicado por Emiliavaca e colaboradores (EMILIAVACA et al., 2012), os autores projetaram uma microbomba piezoelétrica (Figura 9) usando os resultados do trabalho de Olsson (1998) como metodologia, isto é, usando o mapa de projeto para difusores cônicos. Assim, segundo Olsson, para maximizar o rendimento, o ângulo de abertura (2θ) deve ser próximo de $9,8^\circ$ para qualquer configuração geométrica de L/D (comprimento por diâmetro) e AR (área de saída por área de entrada). Todo o corpo da bomba foi manufaturado usando uma impressora 3D, com polímero ABS. Para o projeto, foi escolhido um ângulo de abertura $2\theta=10^\circ$ e, admitindo o diâmetro menor $d=1$ mm e o diâmetro maior $D=2$ mm, foi possível determinar, com o auxílio do gráfico, $L=11$ mm, segundo os autores. Essa bomba usou um *buzzer* como atuador, tendo a câmara de bombeamento um diâmetro $\phi=30$ mm e altura $h=1$ mm. A curva de vazão foi do tipo não monotônico, cuja máxima taxa de fluxo foi de 2,6 ml/min em 15 Hz e uma tensão quadrada de 150 V. Contudo, essa microbomba não foi capaz de succionar – isto é, para iniciar o bombeamento, foi necessário encher toda a câmara de bombeamento com o fluido (água). Para caracterizar a vazão, foi desenvolvida uma montagem experimental, contendo o circuito de acionamento, reservatórios e uma balança de precisão.

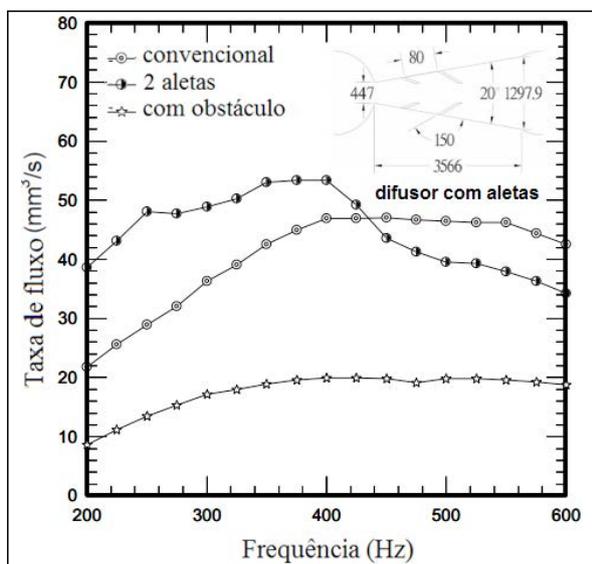
Figura 9 – Montagem experimental para caracterização da bomba.



Fonte: EMILIAVACA et al., 2012.

De forma semelhante, Yang *et al.* (2012) desenvolveram três microbombas piezoelétricas para testar as modificações nos difusores. Todas as bombas foram projetadas usando a ferramenta de elementos finitos e manufaturadas com a técnica de litografia, tendo rigorosamente as mesmas dimensões e o mesmo atuador, o *buzzer*. As dimensões foram as seguintes: a câmara de bombeamento tinha um diâmetro de 10 mm, enquanto o difusor tinha ângulo de abertura (2θ) de 20° , comprimento de difusor (L) de $3566 \mu\text{m}$ e entrada e saída, respectivamente, de $W_1=447 \mu\text{m}$ e $W_2=1297,9 \mu\text{m}$. Os resultados apresentados pelos autores demonstraram que a microbomba com difusor modificado por aletas laterais apresentou o maior rendimento por faixa de frequência (200-415 Hz), conforme ilustrado na Figura 10. Portanto, a frequência do atuador está correlacionada com a frequência de retificação do tipo de difusor – isto é, se o atuador for mais rápido do que a capacidade de resposta do difusor, o desempenho será degradado, conforme observado para o difusor de aletas (frequência acima de 425 Hz). Nesse trabalho os autores afirmam ainda que o ângulo de abertura (2θ) que maximiza o desempenho do difusor é de 20° , contradizendo Olsson (1998), que afirmou que este seria de $9,8^\circ$. Contudo, a forma como Yang *et al.* abordaram o projeto da microbomba parece ser o mais coerente, pois estuda de forma acoplada o atuador, o difusor e a câmara de bombeamento.

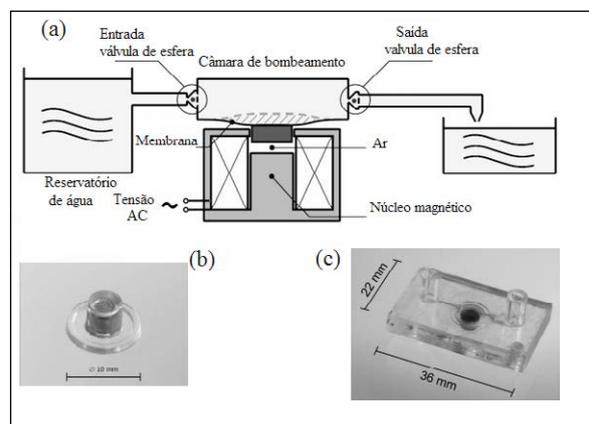
Figura 10 – Taxa de fluxo em função da frequência do atuador.



Fonte: YANG *et al.*, 2012.

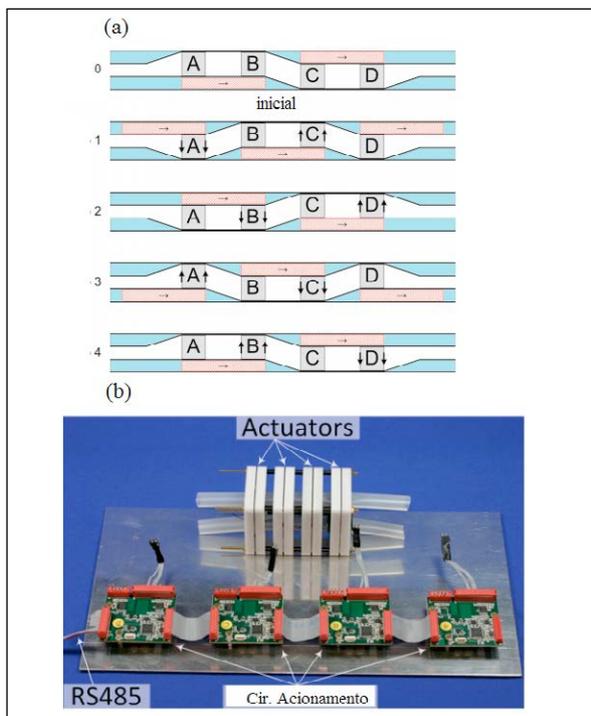
No trabalho de Yamahata *et al.* (2005), os autores desenvolveram uma microbomba com válvulas de esfera (diâmetro de 0,7 mm), cujo mecanismo de atuação foi baseado no princípio eletromagnético (Figura 11 (a)). Nessa bomba foi desenvolvida uma membrana de PDMS acoplada ao ímã de neodímio ferro boro (NdFeB) (Figura 11 (c)). Assim, a variação da frequência de acionamento da entrada do transformador irá resultar em uma força de atração e repulsão sobre o ímã, provocando a deformação da membrana e, conseqüentemente, o bombeamento do fluido. A máxima taxa de fluxo encontrada foi de 5,0 ml/min para uma frequência de 25 Hz. Uma característica das válvulas de esfera de metal é a resposta em baixa frequência, em virtude da massa e da densidade do material, sendo este um fator limitante.

Figura 11 – (a) microbomba; (b) atuador; (c) protótipo.



Fonte: YAMAHATA *et al.*, 2005.

Figura 12. – (a) Sequência de acionamento;
(b) protótipo da bomba peristáltica linear.



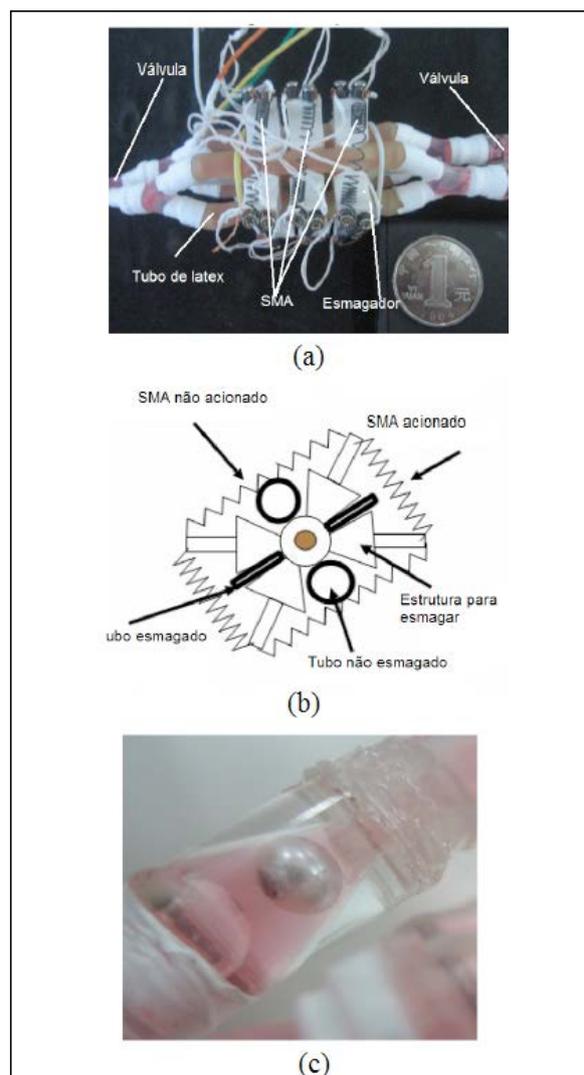
Fonte: MARKOVIC *et al.*, 2013.

Apesar do baixo tempo de resposta das ligas de SMA, este atuador pode ser usado para o desenvolvimento de microbombas com vazão baixa e controlada. Shuxiang *et al.* (2008) desenvolveram uma bomba peristáltica usando um conjunto de doze molas de SMA, em quatro tubos de látex (Figura 13 (a)). Os tubos de látex, com diâmetro interno de 5 mm e externo de 7 mm, são unidos, dois a dois, em uma junção, tanto na entrada como na saída. Nesta bomba há quatro válvulas unidirecionais de controle de fluxo, do tipo esfera (Figura 13 (c)). Segundo o autor, a bomba apresenta dimensões de 40 mm x 30 mm x 30 mm, pesando aproximadamente 28,5 g, com taxa de fluxo de 200 $\mu\text{l}/\text{min}$ a 1000 $\mu\text{l}/\text{min}$. A mola de SMA é acionada aos pares e em posições opostas (Figura 13 (b)); o mesmo atuador gasta em média 7,2 s para refrigerar por convecção natural. Nesse trabalho, os autores não mencionam se a referida bomba apresenta sucção. Certamente, uma desvantagem dessa bomba é a utilização de um grande número de atuadores e a necessidade de válvulas de retenção de fluxo. Além disso, do ponto de vista mecânico, ela parece ser bastante frágil.

De um modo geral, os projetos baseados em sistemas peristálticos não necessitam de qualquer

tipo de válvula e as bombas, geralmente, conseguem succionar o fluido – isto é, são autoescorvantes. Além disso, essas bombas são do tipo bidirecional, ou seja, ao inverter a sequência de acionamento, o sentido do fluxo é invertido. Outro fato relevante nessas bombas é o não surgimento de bolhas de ar, que são comuns nas bombas de diafragma, cuja utilização não é, portanto, aconselhável em aplicações médicas ou sistemas de análises, nos quais as bolhas de ar podem ocasionar erros no sensor. Por fim, todas as bombas referenciadas nesse texto, com exceção do projeto desenvolvido pelo IMSAS, têm a taxa de fluxo ajustada via curva de calibração – isto é, não é garantida uma estabilidade na taxa de fluxo.

Figura 13 – (a) Bomba peristáltica de SMA; (b) Estrutura do acionamento; (c) Válvula de controle de fluxo.



Fonte: SHUXIANG *et al.*, 2008.

6 Comentários

Apesar de haver um número muito grande de trabalhos publicados na área de microfluídica destinados às microbombas, não há uma métrica estabelecida para efeitos comparativos reais. Assim, comparar a máxima taxa de fluxo desenvolvida ou a pressão estática na saída não é uma condição justa, pois para isso as bombas deveriam estar nas mesmas condições de teste e projeto. Portanto, cada trabalho tem sua contribuição relativamente à forma da manufatura, à inovação e à aplicação.

Por outro lado, uma condição muito clara em relação às aplicações médicas ou aos equipamentos analíticos é a necessidade de um sistema acoplado e integrado ao bombeamento para controle da vazão em malha fechada. Assim, a nova geração de microbombas, independentemente do mecanismo de atuação ou dimensões físicas, deverá apresentar um sistema de acoplamento para controle da vazão em malha fechada.

REFERÊNCIAS

- AMIROUCHE, F.; ZHOU, Y.; JOHNSON, T. Current micropump technologies and their biomedical applications. **Microsystem Technologies**, v. 15, n. 5, p. 647-666, 2009.
- ASHRAF, M. W.; TAYYABA, S.; AFZULPURKAR, N. Micro electromechanical systems (MEMS) based microfluidic devices for biomedical applications. **International Journal of Molecular Sciences**, v. 12, n. 6, p. 3648-3704, 2011.
- AU, A. K.; LAI, H.; UTELA, B. R.; FOLCH, A. Microvalves and micropumps for BioMEMS. **Micromachines**, v. 2, n. 2, p. 179-220, 2011.
- BARRETO NETO, A. G. S. **Contribuição aos Sistemas de Propulsão de Fluidos**. 2013. 123 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal da Campina Grande, Campina Grande, PB, 2013.
- BARRETO NETO, A. G. S.; LIMA, A. M. N.; NEFF, H.; GOMES, C. L.; MOREIRA, C. Linear peristaltic pump driven by three magnetic actuators: simulation and experimental results. In: INTERNATIONAL INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT TECHNOLOGY CONFERENCE, 2011, Hangzhou, China. **Proceedings...** Hangzhou, China: IEEE, 2011. p. 1-6.
- CHAPPEL, E.; MEFTI, S.; LETTIERI, G. L.; PROENNECKE, S.; CONAN, C. High precision innovative micropump for artificial pancreas. In: MICROFLUIDICS, BIOMEMS, AND MEDICAL MICROSYSTEMS, 12., 2014, San Francisco, USA. **Proceedings...** San Francisco, USA: SPIE, 2014.
- COHEN, A. C. Extra-oral digestion in predaceous terrestrial Arthropoda. **Annual Review of Entomology**, v. 40, n. 1, p. 85-103, 1995.
- DINH, T. X.; LE, N. T. M.; DAU, V. T.; OGAMI, Y. A dynamic model for studying valveless electromagnetic micropumps. **Journal of Micromechanics and Microengineering**, v. 21, n. 2, p. 324-327, 2011.
- ELVIRA, K. S.; SOLVAS, X. C.; WOOTTON, R. C. R.; DEMELLO, A. J. The past, present and potential for microfluidic reactor technology in chemical synthesis. **Nature Chemistry**, v. 5, n. 11, p. 905-915, 2013.
- EMILIAVACA, A.; BARRETO NETO, A. G. S.; ARAÚJO, C. J.; LIMA, A. M. N.; SOUTO, C. R. Desenvolvimento de uma microbomba de diafragma com atuador piezoelétrico. In: CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA, 7., 2012, São Luiz, MA. **Anais...** São Luiz, MA: ABCM, 2012. p. 171-178.
- GARSTECKI, P.; FISCHBACH, M. A.; WHITESIDES, G. M. Design for mixing using bubbles in branched microfluidic channels. **Applied Physics Letters**, v. 86, n. 24, 2005.
- HUANG, J.; ZHANG, J.; XUN, X.; WANG, S. Theory and experimental verification on valveless piezoelectric pump with multistage Y-shape treelike bifurcate tubes. **Chinese Journal of Mechanical Engineering**, v. 26, n. 3, p. 462-468, 2013.
- KONG, D. Y.; KANG, T. W.; SEO, C. T.; CHO, C. S.; LEE, J. H. Fabrications of a continuous-flow DNA amplifier using dry film resist. **BioChip Journal**, v. 4, n. 3, p. 179-183, 2010.
- LIMA, C. R.; VATANABE, S. L.; CHOI, A.; NAKASONE, P. H.; PIRES, R. F.; SILVA, E. C. N. A biomimetic piezoelectric pump: computational and experimental characterization. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 152, n. 1, p. 110-118, 2009.
- MAILLEFER, D.; GAMPER, S.; FREHNER, B.; BALMER, P.; VAN LINTEL, H.; RENAUD, P. A high-performance silicon micropump for disposable drug delivery systems. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON MICRO ELECTRO MECHANICAL SYSTEMS, 14., 2001, Interlaken, Switzerland. **Proceedings...** Interlaken, Switzerland: ACTA Press, 2001. p. 414-417.

MARKOVIC, M.; RAPIN, M.; CORREVEON, M.; PERRIARD, Y. Design and optimization of a blood pump for a wearable artificial kidney device. **IEEE Transactions on Industry Applications**, v. 49, n. 5, p. 2053-2060, 2013.

MOCABERO, G. New trends in analgesic therapy: subarachnoid, peridural, and perineural perfusion of morphine using a micropump. **Minerva Medica**, v. 72, n. 42, p. 2793-2797, 1981.

NABAVI, M. Steady and unsteady flow analysis in microdiffusers and micropumps: a critical review. **Microfluidics and Nanofluidics**, v. 7, n. 5, p. 599-619, 2009.

OLSSON, A. **Valve-Less Diffuser Pumps for Liquids**. 1998. 66 f. Tese (Doutorado) – School of Electrical Engineering, Royal Institute of Technology, Stockholm, Sweden, 1998.

SCHNEIDER, F.; FELLNER, T.; WILDE, J.; WALLRABE, U. Mechanical properties of silicones for MEMS. **Journal of Micromechanics and Microengineering**, v. 18, n. 6, p. 1-9, 2008.

SHEN, M.; DOVAT, L.; GIJS, M. A. M. Magnetic active-valve micropump actuated by a rotating magnetic assembly. **Sensors and Actuators B: Chemical**, v. 154, n. 1, p. 52-58, 2011.

SHUXIANG, G.; SUN, X.; ISHII, K.; GUO, J. SMA actuator-based novel type of peristaltic micropump. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON INFORMATION AND AUTOMATION, 2008, Changsha, China. **Proceedings...** Changsha, China: IEEE, 2008. p. 1620-1625.

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

SPENCER, W. J.; CORBETT, W. T.; DOMINGUEZ, L. R.; SHAFER, B. D. An electronically controlled piezoelectric insulin pump and valves. **IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics**, v. 25, n. 3, p. 153-156, 1978.

STEEN, J. B.; IVERSEN, O. A high precision micropump. **Journal of Physics E: Scientific Instruments**, v. 2, n. 5, p. 419, 1969.

STEMME, E.; STEMME, G. A valveless diffuser/nozzle-based fluid pump. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 39, n. 2, p. 159-167, 1993.

TABAK, A. F.; YESILYURT, S. Simulation-based analysis of flow due to traveling-plane-wave deformations on elastic thin-film actuators in micropumps. **Microfluidics and Nanofluidics**, v. 4, n. 6, p. 489-500, 2008.

TAKASAGO ELECTRIC. Transfer pump SDMP_LargeFlow Series SDMP320. 2015. Disponível em: <http://www.takasago-fluidics.com/products_pump/transfer/SDMP_LargeFlow/SDMP320_3.html>. Acesso em: 10 out. 2015.

THOMA, F.; GOLDSCHMIDTBÖING, F.; WOIAS, P. A new concept of a drug delivery system with improved precision and patient safety features. **Micromachines**, v. 6, n. 1, p. 80-95, 2015.

TAI, N. C.; SUE, C. Y. Review of MEMS-based drug delivery and dosing systems. **Sensors and Actuators A: Physical**, v. 134, n. 2, p. 555-564, 2007.

VAN LINTEL, H. T. G.; VAN DE POL, F. C. M.; BOUWSTRA, S. A piezoelectric micropump based on micromachining of silicon. **Sensors and Actuators**, v. 15, n. 2, p. 153-167, 1998.

WEIGL, B. H.; YAGER, P. Microfluidic diffusion-based separation and detection. **Science**, v. 283, n. 5400, p. 346-347, 1999.

WOITSCHACH, O.; SOSNA, C.; LANG, W.; UCKELMANN, J. A new generation of a regulated micropump for medical applications. In: ANNUAL IEEE CONFERENCE ON SENSORS, 9., 2010, Waikoloa, HI, USA. **Proceedings...** Waikoloa: IEEE, 2010. p. 2472-2477.

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

YANG, K. S.; CHAO, T. F.; CHEN, I. Y.; WANG, C. C.; SHYU, J. C. A comparative study of nozzle/diffuser micropumps with novel valves. **Molecules**, v. 17, n. 2, p. 2178-2187, 2012.

ZHOU, Y.; AMIROUCHE, F. An electromagnetically-actuated all-PDMS valveless micropump for drug delivery. **Micromachines**, v. 2, n. 3, p. 345-355, 2011.