

DÉBORAH AURICCHIO ANIERI DE SOUZA

Desenvolvimento de um micro transportador piezelétrico de fluídos

São Paulo

2013

DÉBORAH AURICCHIO ANIERI DE SOUZA

Desenvolvimento de um micro transportador piezelétrico de fluídos

Trabalho de formatura apresentado à
Escola Politécnica da Universidade de São
Paulo para obtenção do título de
Engenheira Mecatrônica.

Orientador: Prof. Dr. Emilio Nelli Silva

São Paulo
2013

DÉBORAH AURICCHIO ANIERI DE SOUZA

Desenvolvimento de um micro transportador piezelétrico de fluídos

Trabalho de formatura apresentado à
Escola Politécnica da Universidade de São
Paulo para obtenção do título de
Engenheira Mecatrônica.

Área de Concentração: Mecatrônica.

Orientador: Prof. Dr. Emílio Nelli Silva.

São Paulo

2013

FICHA CATALOGRÁFICA

Souza, Déborah Auricchio Anieri de
Desenvolvimento de um micro transportador piezelétrico de
fluidos / D.A.A. de
Souza. -- São Paulo, 2013.
46 p.

Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade
de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de
Sistemas Mecânicos.

1.Piezeletricidade 2.Microtransportador 3.Micro injeção 4.
Peristáltico 5. Membrana piezelétrica I.Universidade de
São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia
Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos II.t.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao professor orientador Emílio Nelli Silva pela paciência e motivação.
Agradeço ao meu colega Fray Josue Herrera Anaya que começou este trabalho comigo, pela grande contribuição nas simulações e análise de alternativas.
Agradeço aos meus pais Helena e Claudio pelo apoio e amor que sempre recebi.
Agradeço ao meu marido Luiz Eduardo que sempre esteve ao meu lado me ajudando e incentivando nas horas mais difíceis.
Finalmente, agradeço a Deus pela vida e seu infinito amor.

RESUMO

Nas áreas da bioquímica e biomedicina é necessária uma instrumentação adequada que permita a manipulação de seus componentes em diversos processos como testes de soluções e compostos e manipulação de células. Para isso existe uma variedade de equipamentos de laboratório como balanças de precisão, robôs de manipulação, sistema de geração de imagens e sistemas de micro injeção e micromanipulação. Este trabalho consiste no projeto, simulação e fabricação de um micro transportador de fluidos utilizando atuadores piezelétricos. O protótipo inicial para este trabalho consiste basicamente em uma mangueira de silicone de diâmetro interno milimétrico, com três atuadores piezelétricos acoplados em série na parede da mangueira. Através do acionamento dos atuadores piezelétricos, a mangueira é comprimida em uma sequência determinada resultando em uma sucção ou injeção do fluido. Este estudo foi dividido em quatro etapas: projeto, modelagem, simulação e fabricação de um protótipo. A finalidade deste estudo foi determinar a viabilidade de uma proposta alternativa para um sistema de transporte na micro injeção de fluidos.

Palavras-Chave: piezeletricidade, micro injeção, peristáltico, membrana piezelétrica.

ABSTRACT

There is a need of proper instrumentation in the areas of biochemistry and biomedicine that allows the manipulation of its components in various processes such as compounds and solutions tests and cell manipulation. To do so there is a variety of laboratory equipment such as precision scales, handling robots, imaging system and microinjection and micromanipulation systems. This work presents the design, simulation and manufacture of a prototype of a fluid transfer system using piezoelectric actuators. The prototype of this work consists essentially on a silicon tube with three piezoelectric actuators attached in series to its wall. By a logical driving of the piezoelectric actuators, the tube is compressed in a certain sequence resulting in suction or injection of the liquid. This work was divided in four stages: design, modeling, simulation and the prototype manufacture. The goal of this work was to study the feasibility of an alternative proposal for a transport system in micro-fluid handling.

Keywords: Piezoelectricity, micro injector, micro transporter, peristaltic, piezoelectric diaphragm.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1.1	–	Exemplo de bomba peristáltica da Masterflex.
Figura 2.1.	–	(a) Efeito da tensão mecânica em materiais piezelétricos. (b) Deformação do material piezelétrico sob a ação de um campo.
Figura 3.1	–	Alternativa A.
Figura 3.2	–	Alternativa B.
Figura 3.3	–	Alternativa C.
Figura 3.4	–	Alternativa D.
Figura 3.5	–	Alternativa E.
Figura 3.6	–	Atuador Piezelétrico tipo Unlaminar. Imagem do atuador utilizado. Ilustração do Deslocamento.
Figura 3.7	–	Sequência de acionamento das membranas PZT 5A.
Figura 3.8	–	Sequência de sinais de ativação.
Figura 3.9	–	(a) sistema axissimétrico em coordenadas cilíndricas. (b) sistema em coordenadas cartesianas.
Figura 3.10	–	Estrutura geométrica do elemento PLANE223.
Figura 3.11	–	Estrutura geométrica do elemento PLANE183.
Figura 3.12	–	Esquema em duas dimensões para modelagem do atuador PZT-5A
Figura 3.13	–	Análise estática bidimensional da membrana do atuador.
Figura 3.14	–	Esquema de simulação do atuador com rigidez de mola oferecida pelo tubo de silicone.
Figura 3.15	–	Análise do comportamento do atuador com rigidez oferecida pelo tubo de silicone.
Figura 3.16	–	Comportamento do atuador em função da frequência.
Figura 3.17	–	Vista explodida do atuador.
Figura 3.18	–	Vista lateral do atuador.
Figura 3.19	–	Imagem do protótipo montado.
Figura 3.20	–	Diagrama de blocos do acionamento dos atuadores.
Figura 3.21	–	Esquema elétrico de ligação das membranas piezelétricas.
Figura 4.1	–	Protótipo montado com o circuito de acionamento e microcontrolador.
Figura 4.2	–	Ilustração do método de medição da vazão do transportador.
Figura 4.3	–	Sequência de acionamento de 5 fases.
Figura 4.4	–	Sequência de acionamento de 6 fases.
Figura 4.5	–	Curvas Vazão X Frequência da sequência de 5 fases e sequência de 6 fases.
Figura 4.6	–	Curvas Vazão X Frequência do ensaio bidirecional.

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

MEF	Método dos Elementos Finitos
MEMS	Sistemas Microeletromecânicos

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	JUSTIFICATIVA	12
1.2	OBJETIVOS	13
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	14
2.1	PIEZELETRICIDADE	14
2.2	EQUAÇÕES CONSTITUTIVAS PIEZELÉTRICAS	15
2.3	EQUAÇÕES MATRICIAIS DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	17
3	PROJETO	18
3.1	ESPECIFICAÇÕES DO PROJETO	18
3.2	METODOLOGIA	18
3.3	ALTERNATIVAS PROPOSTAS DE SOLUÇÃO	18
3.3.1	ALTERNATIVA A	18
3.3.2	ALTERNATIVA B	19
3.3.3	ALTERNATIVA C	19
3.3.4	ALTERNATIVA D	19
3.3.5	ALTERNATIVA E	20
3.4	MATRIZ DE DECISÃO	21
3.5	ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS DO PROTÓTIPO	22
3.5.1	ATUADOR PIEZELÉTRICO UNILAMINAR	22
3.5.2	PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO	23
3.5.3	MODELAGEM NO ANSYS	24
3.5.4	DESCRIÇÃO DOS ELEMENTOS UTILIZADOS NO ANSYS	25
3.5.4.1	MODELO AXISSIMÉTRICO	25
3.6	RESULTADOS COMPUTACIONAIS	26
3.6.1	ANÁLISES DO ATUADOR NO AR	27
3.6.2	RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES 2D E 3D DO ATUADOR NO AR	28
3.6.3	ANÁLISES DA FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA DO ATUADOR	30
3.7	DESENHO DO PROTÓTIPO	31
3.7.1	LISTA DE MATERIAIS DA ESTRUTURA	31
3.7.2	FABRICAÇÃO DO PROTÓTIPO	31
3.7.3	SISTEMA DE ACIONAMENTO	33
4	RESULTADOS EXPERIMENTAIS	34
4.1	CURVAS VAZÃO X FREQUÊNCIA	37
5	CONCLUSÕES	39
6	BIBLIOGRAFIA	40
	APENDICE A	42
	APENDICE B	44
	APENDICE C	46

1 INTRODUÇÃO

Recentemente, o interesse pelo desenvolvimento de novas alternativas para micro injeção de fluidos tem crescido no mundo científico. Pesquisas na área da biotecnologia têm um grande papel nesse cenário, com a necessidade de utilizar micro injetor de fluido em aplicações como estudo do genoma e descoberta de novos remédios [16]. Encontra-se então uma oportunidade para desenvolver novos sistemas, tais como micro bombas, micro válvulas e sensores com as vantagens de sistemas MEMS como baixo custo, baixo consumo de energia e projetos compactos [3].

Nas pesquisas de biotecnologia um instrumento muito utilizado é o micromanipulador. Entenda-se o micromanipulador como um dispositivo usado para interagir fisicamente com uma amostra sob um microscópio ou um ambiente previamente adaptado, onde a precisão de movimentos é necessária e não pode ser alcançada pela mão humana por si só. Para isso, um micromanipulador conta com um sistema de posicionamento e um sistema de manipulação.

No sistema de manipulação, os dispositivos comumente utilizados são os injetores e as pipetas micro-volumétricas. A Eppendorf que possui um grande portfólio nesta área, por exemplo, possui diversas soluções para a injeção de fluidos como pipetas e injetores. Estão disponíveis no mercado diversos tipos de pipetas que podem ser de volume fixo ou variável. A maioria dos microinjetores manuais funciona através do sistema de êmbolo/cilindro com acionamento pneumático ou hidráulico, em uma pesquisa de mercado realizada para esse projeto, foi encontrado microinjetores que possuem capacidade de injetar de 9,5µl até 950µl. Já os microinjetores elétricos e programáveis necessitam de um compressor externo e injetam volumes de 100pl até volumes na faixa de microlitros. Uma desvantagem encontrada no uso das micropipetas e microinjetores encontrados no mercado é sua pequena gama de capacidade volumétrica, sendo necessária a utilização de equipamentos diferentes para o transporte de volumes de diferentes escalas [15].

Outro tipo de solução para o micro transporte de fluidos são as bombas peristálticas. A Masterflex, por exemplo, que possui uma grande linha de bombas peristálticas, oferece bombas com fluxos a partir de 1 µl/min.



Figura 1.1 Exemplo de bomba peristáltica da Masterflex. Imagem retirada do catálogo da Masterflex [16].

1.1 Justificativa

O micro transporte de fluidos permite dar aos pesquisadores a oportunidade de realizar avanços no campo da biomedicina e da bioquímica. Uma maximização de suas aplicações depende diretamente da melhora das características de funcionamento dos equipamentos de laboratório. Os microinjetores, que são amplamente utilizados em laboratórios de análises e pesquisas podem ser aprimorados de tal forma que forneçam maiores faixas na entrega de volumes de fluidos.

Podemos ver na literatura que os materiais piezelétricos têm demonstrado ser um tema de grande aplicabilidade na indústria em diversos campos de pesquisas. A sua aplicação em sistemas microeletromecânicos permitiu aumentar a precisão [4], aprimorar as características e aumentar o desempenho destes sistemas já existentes [2]. Encontra-se na literatura múltiplas aplicações com materiais piezelétricos que estão se desenvolvendo no meio acadêmico, graças às suas propriedades os materiais piezelétricos começam a ganhar lugar dentro da área de engenharia e podem ser encontrados em diversos dispositivos como câmeras, sensores, bisturis, motores e micro transportadores de fluídos.

Como citado anteriormente, existe no mercado uma grande variedade de pipetas e microinjetores com acionamento pneumático, manual e hidráulico responsáveis pelo transporte de fluidos. A proposta deste trabalho é estudar a viabilidade de um micro transportador de fluidos que ofereça uma faixa de volume entregue maior que

a disponível no mercado, que utilize atuadores piezelétricos e que seja bidirecional facilitando o transporte de fluidos.

1.2 Objetivos

O objetivo geral deste trabalho é estudar a viabilidade e desenvolver um micro transportador de fluidos utilizando atuadores piezelétricos que seja bidirecional e entregue grandes faixas de volume. O protótipo do micro transportador consiste basicamente de três atuadores tipo diafragma PZT 5A e um tubo de silicone que transporta o fluido de trabalho. Para estudar a viabilidade, o comportamento do atuador utilizado é analisado através de simulação computacional baseada no MEF (*Método de Elementos Finitos*). Após a análise da simulação computacional, o protótipo será fabricado e testado.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Piezeletricidade

A piezeletricidade é um fenômeno apresentado por determinados cristais os quais ao serem submetidos a tensões mecânicas adquirem uma polarização elétrica, criando uma diferença de potencial e cargas elétricas em sua superfície [Figura 4.1a]. Este fenômeno também se apresenta em sentido inverso, ou seja, o material se deforma sob a ação de forças internas decorrentes de um campo elétrico [Figura 4.1b]. O efeito piezelétrico é normalmente reversível: ao ser retirada a tensão ou campo elétrico, o material recupera sua forma original. Os materiais piezelétricos são cristais naturais ou sintéticos que não possuem centro de simetria. O efeito de uma compressão ou cisalhamento consiste em dissociar os centros de gravidade das cargas positivas e das negativas [13].

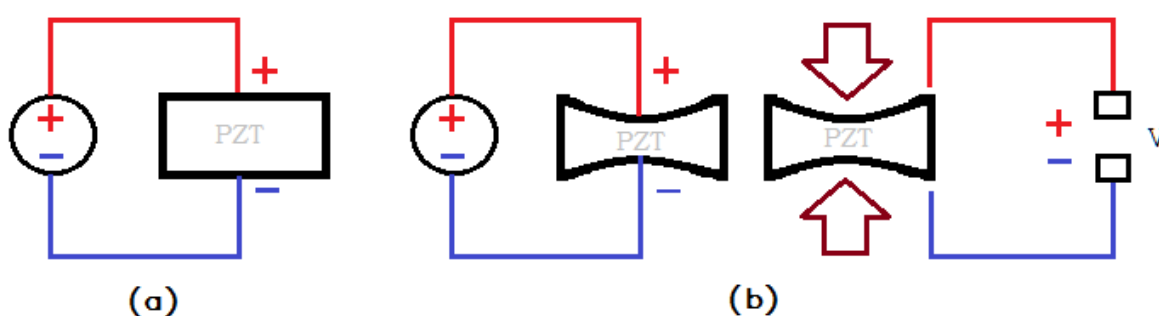


Figura 2.1. (a) Efeito da tensão mecânica em materiais piezelétricos. (b) Deformação do material piezelétrico sob a ação de um campo.

Podem-se distinguir dois grupos de materiais diferentes: aqueles que possuem caráter piezelétrico de forma natural (quartzo, turmalina) e os chamados ferroelétricos, que apresentam propriedades piezelétricas através de um procedimento de polarização (tântalo de lítio, nitrato de lítio, bemilita em forma de cristais monocristalinos cerâmicas ou polímeros polares em forma de microcristais orientados). Neste trabalho serão utilizadas cerâmicas do tipo PZT (titano-zirconato de chumbo).

2.2 Equações Constitutivas Piezelétricas

As piezocerâmicas como os tipos de titanato de zirconato de chumbo (PZT-4, PZT-5, PZT-7 e PZT-8) possuem suas propriedades dielétricas, piezelétricas e mecânicas geralmente fornecidas pelos fabricantes [7] [12]. Com o conhecimento de todas as propriedades das piezocerâmicas e dos outros materiais que fazem parte de um atuador piezelétrico, pode-se através do método de elementos finitos determinar o comportamento aproximado do atuador nas condições desejadas de trabalho. Assim, neste capítulo são apresentadas as equações constitutivas e as equações de equilíbrio dos materiais piezelétricos.

Pelo fato de um material piezelétrico apresentar propriedades elétricas e mecânicas, as equações constitutivas são em termo dos tensores [13]:

$$T_{ij} = c^E_{ijkl} S_{kl} + e_{kij} (-E_k) \quad (2.1)$$

$$D_i = e_{ikl} S_{kl} + (-\epsilon^S_{ik}) (-E_k) \quad (2.2)$$

onde T_{ij} são as componentes da tensão mecânica, c_{ijkl} são as componentes da constante elástica de rigidez, S_{kl} são as componentes da deformação, e_{ikl} é tensor piezelétrico de tensão mecânica/campo elétrico, o sobrescrito E significa o campo elétrico constante e o sobrescrito S significa a deformação mecânica constante. As componentes do campo elétrico E_k e do deslocamento elétrico D_i são:

$$\mathbf{E} = \begin{pmatrix} E_x \\ E_y \\ E_z \end{pmatrix} \quad e \quad \mathbf{D} = \begin{pmatrix} D_x \\ D_y \\ D_z \end{pmatrix} \quad (2.3)$$

De acordo com as normas do IEEE Standards, a direção de polarização é a direção z . Porém neste trabalho, a direção da polarização também será assumida na direção y (para duas dimensões) e x (para três dimensões), pois essa é a direção da polarização que o software ANSYS, de elementos finitos, considera nos modelos computacionais. Os materiais piezelétricos são anisotrópicos em relação à elasticidade e piezeletricidade na direção do movimento eixo 3 (z) e isotrópicos no plano 12 (xy). Para os materiais tipo membrana com anisotropia na direção z , são

mostrados a seguir o tensor elástico (c_{ijkl}) o tensor dielétrico (ϵ_{ij}) e o tensor piezelétrico (e_{ikl}) na forma matricial [12] [6].

As constantes de rigidez elástica c_{ijkl} são:

$$[c] = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{22} & c_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c_{13} & c_{13} & c_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{66} \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

$$c_{66} = \frac{1}{2}(c_{11} - c_{12})$$

As componentes de tensor dielétrico ϵ_{ij} são:

$$[\epsilon] = \begin{bmatrix} \epsilon_{11} & 0 & 0 \\ 0 & \epsilon_{33} & 0 \\ 0 & 0 & \epsilon_{11} \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

e as componentes piezelétricas de tensão mecânica e_{ikl} são:

$$[e^T] = \begin{bmatrix} 0 & e_{31} & 0 \\ 0 & e_{31} & 0 \\ 0 & e_{33} & 0 \\ e_{15} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & e_{15} \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

onde $i = 1,2,3$ e $kl = 1,2,3,4,5,6$. O índice i indica a direção do campo elétrico aplicado e os índices kl a direção da tensão mecânica produzida (1,2,3 longitudinal, 4,5,6 cisalhamento).

2.3 Equações Matriciais do Método dos Elementos Finitos

Para conhecer o deslocamento total sofrido pelo atuador piezelétrico quando este é submetido a uma carga elétrica será utilizado o Método dos Elementos Finitos. Nesse método o objeto a ser utilizado é discretizado em nós e as equações são aplicadas iterativamente até se chegar em uma solução aproximada. Quanto maior o número de nós melhor será essa aproximação.

Como a análise do atuador neste trabalho será feita estaticamente, desconsiderando os elementos de segunda ordem, tem-se a seguinte equação matricial [18]:

$$\begin{bmatrix} [K_{uu}] & [K_{u\phi}] \\ [K_{u\phi}] & [K_{\phi\phi}] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} U \\ \phi \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F \\ Q \end{Bmatrix} \quad (2.7)$$

sendo U o deslocamento do nó, ϕ o potencial elétrico do nó, F a tensão mecânica, Q as cargas elétricas, $[K_{uu}]$ a matriz de rigidez mecânica, $[K_{u\phi}]$ a matriz de acoplamento piezelétrico e $[K_{\phi\phi}]$ a matriz de rigidez elétrica.

3 PROJETO

3.1 ESPECIFICAÇÕES DO PROJETO

Como este projeto consiste no estudo de viabilidade de um transportador de fluidos muitas de suas características serão conhecidas empiricamente. Como ponto inicial tem-se as seguintes especificações: o dispositivo deve ser bidirecional, utilizar atuadores piezelétricos para seu acionamento e oferecer uma grande gama de volume transportado.

3.2 METODOLOGIA

Para atingir o objetivo de projetar e construir um protótipo que atenda às especificações estabelecidas, a seguinte metodologia de trabalho foi definida:

1. Propor soluções e escolher a melhor solução para esse trabalho através de uma matriz de decisão;
2. Projetar o protótipo;
3. Modelar e simular o atuador pelo Método dos Elementos Finitos (MEF);
4. Construir o protótipo e realizar testes;

3.3 ALTERNATIVAS PROPOSTAS DE SOLUÇÃO

De acordo com as especificações definidas para o projeto foram propostas as seguintes alternativas como soluções:

3.3.1 Alternativa A

Aspiração e ejeção do fluido através da mudança de pressão de uma câmara de silicone devido à deformação do tubo ocasionada através de um pistão piezelétrico.

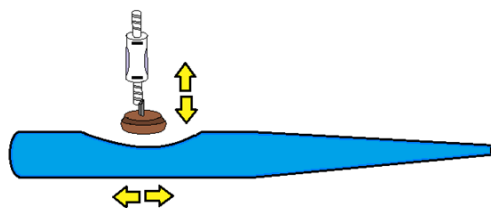


Figura 3.1. Alternativa A.

3.3.2 Alternativa B

Micro transportador com o funcionamento análogo ao de uma seringa. O êmbolo seria acionado por um atuador piezelétrico garantindo um pequeno deslocamento.

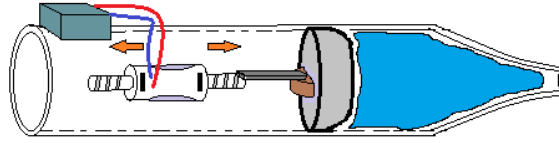


Figura 3.2. Alternativa B.

3.3.3 Alternativa C

Tubo de silicone com filetes de material piezelétrico acoplados ao longo de sua parede. Quando um potencial elétrico é imposto nos filetes eles se deformam aumentando seu comprimento e reduzindo sua largura, comprimindo o tubo de silicone.

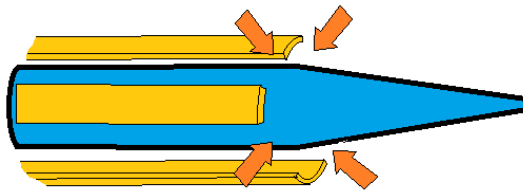


Figura 3.3. Alternativa C.

3.3.4 Alternativa D

Tubo de silicone com três membranas piezelétricas acopladas em série na sua parede. Quando são acionadas as membranas se deformam comprimindo o tubo. A sequência de acionamento das membranas possibilita ou a aspiração ou a ejeção do fluido.

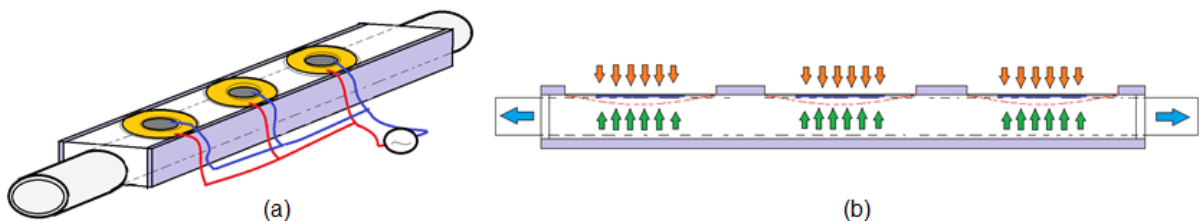


Figura 3.4. (a) Alternativa D. (b) Vista lateral da alternativa D.

3.3.5 Alternativa E

Tubo de material siliconado com anéis piezelétricos ao redor de sua parede. Uma vez que os anéis são excitados com um diferencial de tensão eles sofrem uma deformação aumentando sua largura e reduzido seu diâmetro, comprimindo o tubo.

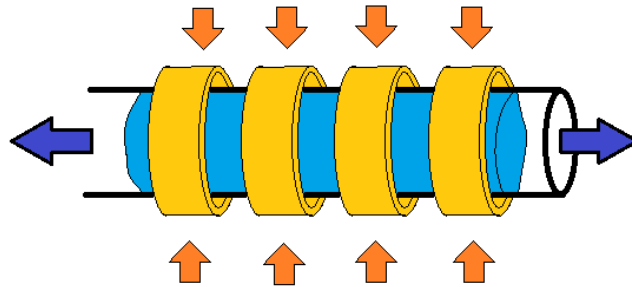


Figura 3.5. Alternativa E.

3.4 Matriz de decisão

A seguinte matriz de decisões conta com uma série de critérios de avaliação para determinar a viabilidade das alternativas propostas anteriormente. A qualificação dos critérios tem um valor mínimo de 0 e um valor máximo de 10 e cada critério possui o seu peso. A melhor proposta será aquela de maior valor.

Nº	Argumento	Alternativa				
		A	B	C	D	E
1	Maior faixa de volume de fluido que pode ser transportado (<i>valor máximo para a maior faixa</i>) – peso 3	3	4	3	9	4
2	Versatilidade ao transportar fluido em dois sentidos (<i>valor máximo para a mais versátil</i>) – peso 3	4	6	4	8	4
3	Sistema mecânico de acionamento simples (<i>valor máximo para o acionamento mais simples</i>) – peso 2	8	3	5	6	5
4	Facilidade de construção final do protótipo (<i>valor máximo para a construção mais simples</i>) – peso 2	6	3	8	6	6
5	Facilidade de aquisição dos materiais (<i>valor máximo caso os materiais possam se encontrar facilmente</i>) – peso 2	7	4	7	8	4
6	Facilidade de adaptação de sistemas eletrônicos ou de potência para o funcionamento (<i>valor máximo para o sistema mais facilmente adaptável a diversos dispositivos</i>) – peso 1	8	8	8	6	6
7	Custo dos materiais (<i>valor máximo para materiais relativamente menos custosos</i>) – peso 2	5	4	8	7	8
8	Modo de operação para o usuário (<i>valor máximo para o mais fácil de se operar</i>) – peso 1	10	10	10	8	8
Total (média)		5,7	4,8	5,9	7,4	5,3

Tabela 3.1 Matriz de decisão

A matriz de decisão anterior mostra que a alternativa D é a melhor opção para ser executada.

3.5 Especificações técnicas do protótipo

A alternativa escolhida anteriormente propõe um protótipo baseado no funcionamento de membranas piezelétricas. Neste projeto serão utilizados atuadores unilaminares tipo membranas (PZT-5A) com 35mm de diâmetro externo, que estão disponíveis no laboratório. O acionamento dessas membranas é controlado através de uma sequência lógica de sinais elétricos.

As membranas excitadas devem produzir um deslocamento em um tubo por onde passará o fluido. Para a escolha do tubo foram consideradas as seguintes características: rigidez elástica, diâmetro interno e disponibilidade no mercado. Por possuir baixa rigidez elástica, alta resistência mecânica, baixo custo e grande disponibilidade no mercado, o silicone foi escolhido como material do tubo. O menor diâmetro interno de tubo de silicone comumente disponível no mercado é de 0,5mm que foi o escolhido para esse estudo.

Através do acionamento das membranas, o tubo é comprimido em uma sequência lógica impondo um movimento peristáltico na parede do tubo, que por sua vez induzirá um movimento no fluido produzindo um fluxo. Um exemplo de um atuador baseado no mesmo princípio é o sistema de micro-bombeamento peristáltico de Jang e Yu [3], que possui três câmaras sequenciais que quando acionadas numa sequência pré-definida bombeia o fluido através do movimento peristáltico. Uma vantagem de se utilizar um tubo que é comprimido ao invés de utilizar câmaras é a possibilidade de descartar e trocar o tubo após o uso e evitar contaminação, já que nenhuma outra peça do sistema entra em contato com o fluido a ser transportado.

3.5.1 Atuador Piezelétrico Unilaminar

Os atuadores unilaminares são utilizados como atuadores piezelétricos de grandes deslocamentos. Os unilaminares são fabricados colando uma piezocerâmica a um substrato inativo, como por exemplo, uma chapa metálica [Figura 3.6]. A deformação máxima do unilaminar é obtida no centro do atuador.

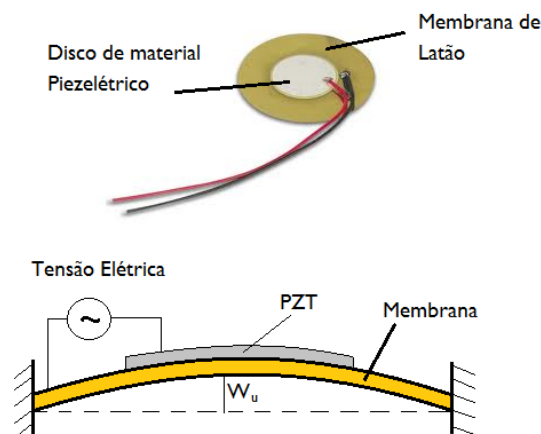


Figura 3.6. Atuador Piezelétrico tipo Unlaminar. Acima: Imagem do atuador utilizado. Abaixo: Ilustração do Deslocamento.

3.5.2 Princípio de funcionamento

O princípio de funcionamento do protótipo está baseado no transporte de fluido através da geração de diferenciais de pressão entre as três câmaras. O circuito de controle atua sobre as membranas PZT produzindo uma oscilação que produz uma deflexão do diafragma. Quando as três câmaras atuam em sequência o movimento peristáltico induz um deslocamento do fluido. Os sinais de controle de acionamento das três câmaras são gerados usando um microcontrolador ocasionando um movimento peristáltico. A figura seguinte mostra uma sequência de ação.

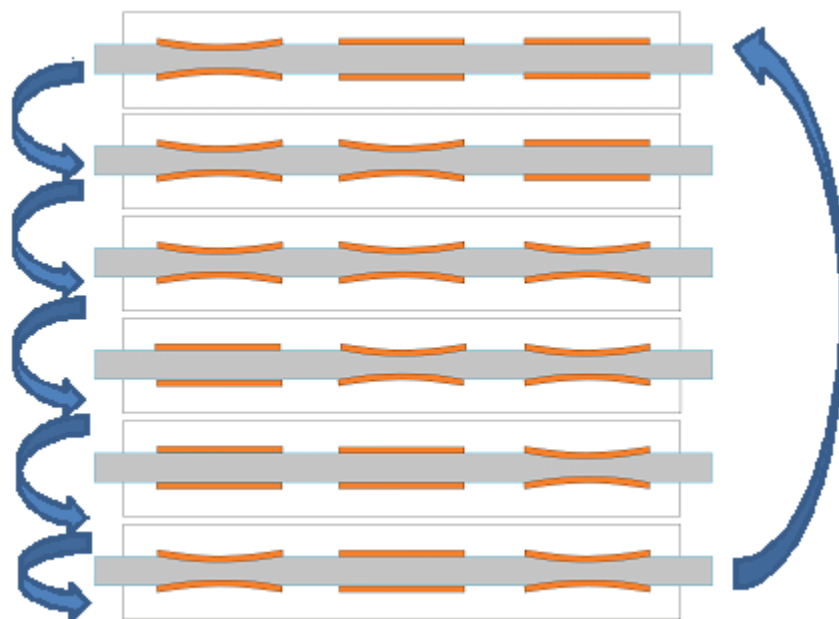


Figura 3.7. Sequência de acionamento das membranas PZT 5A.

Abaixo é apresentada a sequência dos pulsos de ativação para excitar o par de membranas (S1, S2, S3) [Figura 3.8].

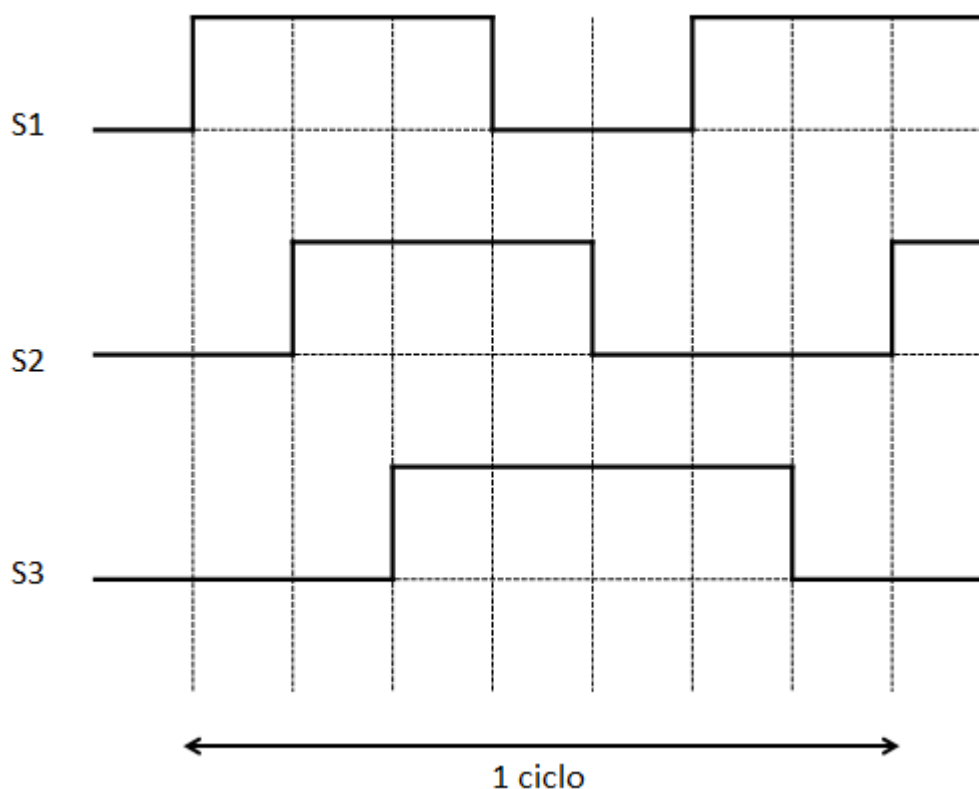


Figura 3.8. Sequência de sinais de ativação.

3.5.3 Modelagem no ANSYS

Como o princípio de funcionamento do microtransportador se dá através do movimento peristáltico gerado pelo esmagamento do tubo, é interessante analisar o qual é o deslocamento do atuador com o tubo e a frequência de ressonância do atuador. Para essa análise será utilizada a simulação computacional no software ANSYS pelo método dos elementos finitos.

Ao realizar simulações pelo método de elementos finitos (MEF), é comum realizar simulações bidimensionais, não apenas para reduzir o tempo de processamento, mas também devido a limitações de memória no computador onde o software de MEF é executado. Entretanto, muitos problemas de elasticidade podem ser tratados satisfatoriamente em duas dimensões pela teoria da elasticidade plana. Neste trabalho vamos desenvolver análises no ANSYS em duas dimensões. Nos modelos bidimensionais, o ANSYS considera uma polarização direta no eixo y e as equações constitutivas do tópico [4.3] seguem a definição das direções do IEEE, no qual a

polarização está na direção z . Desta maneira para fazer a simulação em duas dimensões é necessário mudar as componentes dos parâmetros nos eixos z e y . Além disso, o ANSYS apresenta outra nomenclatura para escrever os parâmetros, diferente da nomenclatura clássica utilizada nos livros de materiais piezelétricos.

Os materiais isotrópicos não sofrem alterações nas componentes matriciais, devido à simetria. Nas modelagens bidimensionais devem ser inseridas as constantes dos materiais piezelétricos como se fosse uma modelagem tridimensional. A modelagem da membrana piezelétrica foi feita utilizando axissimetria para o caso de modelos cilíndricos.

3.5.4 Descrição dos elementos utilizados no ANSYS

3.5.4.1 Modelo Axissimétrico

Para a análise de sensibilidade foram realizadas simulações axissimétricas, dada a geometria do problema. Portanto foram utilizados elementos que suportam axissimetria como “PLANE223” (material piezelétrico PZT), “PLANE183” (material metálico). A transformação das propriedades do material do sistema tridimensional para um modelo bidimensional axissimétrico, ou seja, do sistema de coordenadas cartesianas x, y, z para os sistemas de coordenadas cilíndricas r, θ, z se dá como mostrado na figura seguinte:

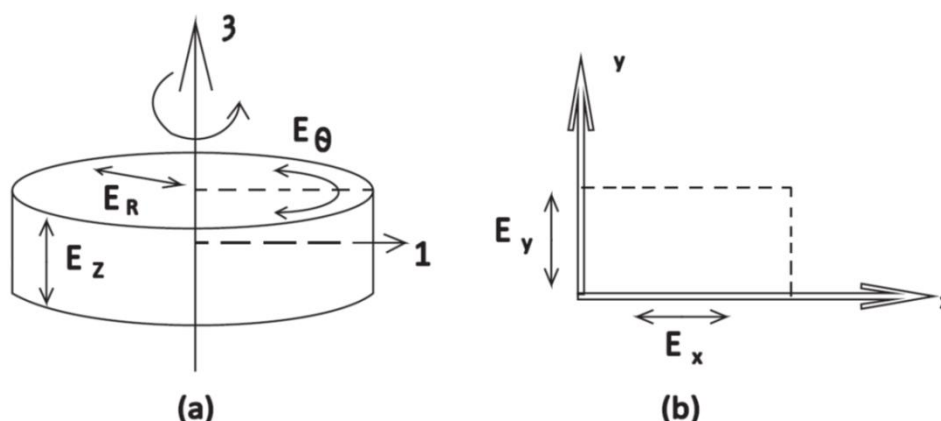


Figura 3.9. (a) sistema axissimétrico em coordenadas cilíndricas. (b) sistema em coordenadas cartesianas.

Para a cerâmica piezelétrica foi utilizado o elemento PLANE223, capaz de modelar com propriedades piezelétricas e que possui até 4 graus de liberdade por

nó, utilizando 8 nós. Sua estrutura geométrica pode ser observada na figura [3.10]. Para o latão foi utilizado o elemento PLANE183 feito para modelar estruturas sólidas, e tem um comportamento de deslocamento quadrático ideal para modelar malhas irregulares. Na figura [3.11] pode-se observar sua estrutura geométrica.

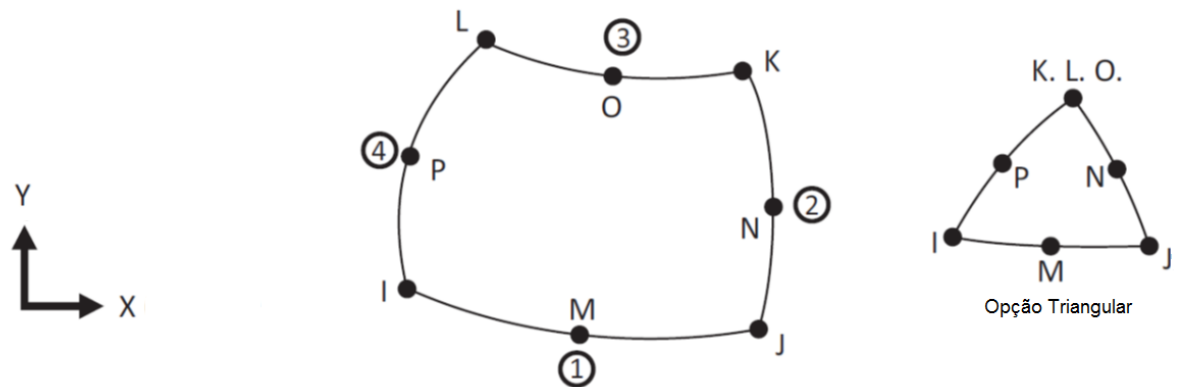


Figura 3.10. Estrutura geométrica do elemento PLANE223.

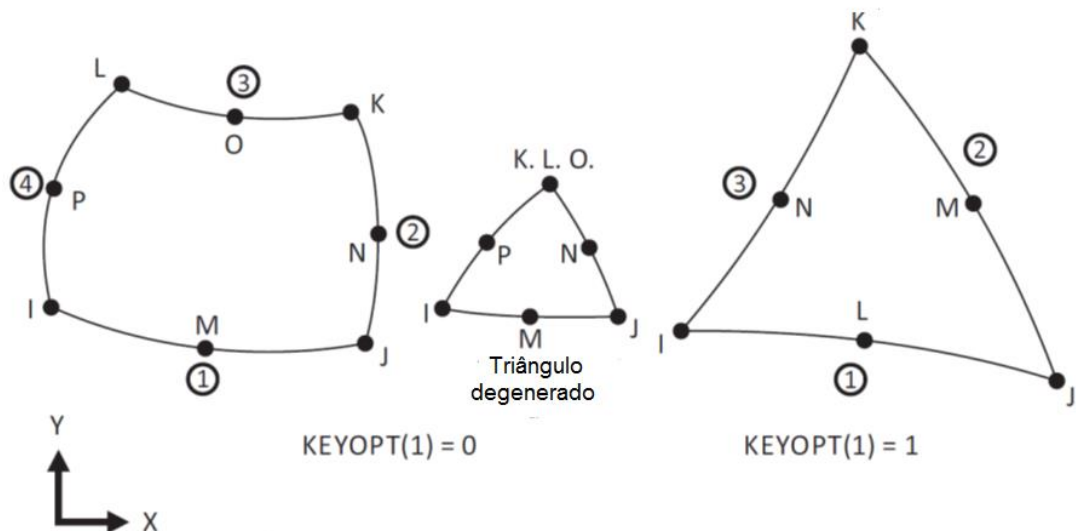


Figura 3.11. Estrutura geométrica do elemento PLANE183.

3.6 Resultados computacionais

Um modelo computacional permite fazer uma representação aproximada do comportamento real do protótipo ou de suas partes independentes. Esta seção contém análises mecânicas da membrana piezelétrica tipo PZT 5A, avaliando uma

opção para a construção do protótipo final. Abaixo se encontram as tabelas de propriedades dos materiais utilizados na simulação:

Propriedade	Nomenclatura	Valor	Unidades
Constantes elásticas	C_{11}^E	121	$GN \cdot m^{-2}$
	C_{12}^E	75,2	$GN \cdot m^{-2}$
	C_{13}^E	75,1	$GN \cdot m^{-2}$
	C_{33}^E	111	$GN \cdot m^{-2}$
	C_{44}^E	21,05	$GN \cdot m^{-2}$
	C_{55}^E	21,05	$GN \cdot m^{-2}$
	C_{66}^E	22,4	$GN \cdot m^{-2}$
Constantes piezelétricas	e_{31}	-5,35	$C \cdot m^{-2}$
	e_{33}	15,8	$C \cdot m^{-2}$
	e_{15}	12,3	$C \cdot m^{-2}$
Constantes dielétricas relativas	$\epsilon_{11}^S/\epsilon_0$	916	$F \cdot m^{-1}$ $(*)\epsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12}$
	$\epsilon_{22}^S/\epsilon_0$	916	
	$\epsilon_{33}^S/\epsilon_0$	830	

Tabela 3.2. Propriedades do PZT – 5A usadas no ANSYS.

Material	Densidade (kg/m^3)	Coeficiente de Poisson	Módulo de elasticidade (GPa)
Latão	8530	0,34	97
Cerâmica PZT – 5A	7591	-	-

Tabela 3.3. Propriedades físicas dos materiais.

Material	Espessura	Diâmetro	Unidades
Latão	35	0,13	mm
Cerâmica PZT – 5A	22,5	0,25	mm

Tabela 3.4. Dimensões dos materiais.

3.6.1 Análises do atuador no ar

Mostra-se na figura a seguir o esquema de simulação para o comportamento do atuador no ar, avaliando sua deformação quando é submetido a uma voltagem de

excitação com frequência fixa. O objetivo desta simulação é determinar a máxima deformação produzida pela fonte de corrente. A linha vermelha indica o conjunto de nós submetidos a uma voltagem positivo de 100 volts e a linha azul corresponde a um conjunto de nós conectados ao terra. Neste esquema mostram-se também as condições de contorno: sujeito às restrições de movimento nos eixos x e y no extremo do atuador e uma restrição de movimento no eixo x para o centro do atuador permitindo o deslocamento no eixo y.

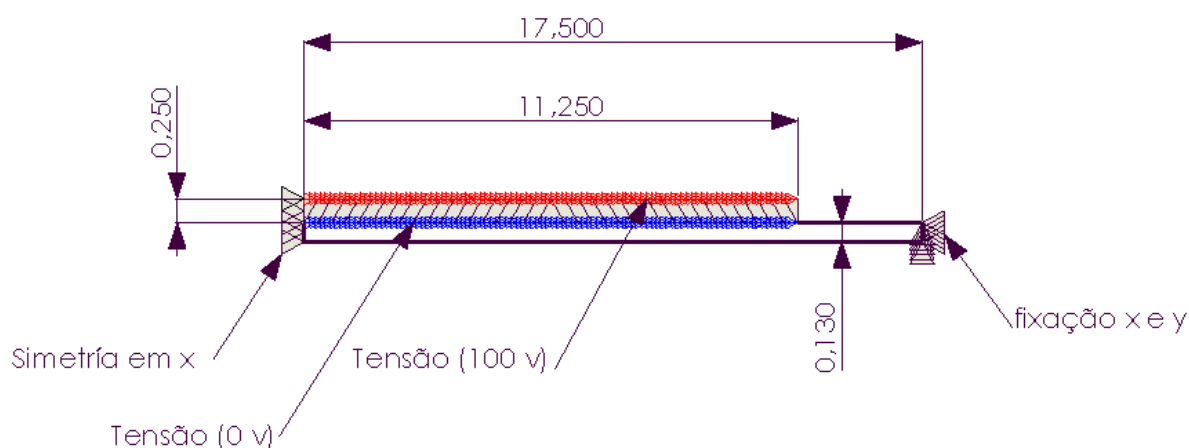


Figura 3.12. Esquema em duas dimensões para modelagem do atuador PZT-5A

Aproveitando a geometria da membrana de PZT-5A, pode ser feita uma divisão simétrica através do eixo x e o eixo y, deixando só um quarto da cerâmica para realizar a simulação. Isso ajuda a melhorar a resolução da resposta, aumentando a precisão e a economizar tempo computacional.

3.6.2 Resultados das simulações 2D e 3D do atuador no ar

Através do ANSYS foi feita uma simulação em três dimensões do atuador. Como esperado, o máximo ponto de deslocamento fica localizado no centro da membrana e seu valor é $35,5 \mu\text{m}$. O resultado obtido para a simulação 2D do atuador utilizando as mesmas condições de contorno e restrições respectivas estão representadas na figura 3.13. O deslocamento máximo é de $38,4 \mu\text{m}$ valor aproximado ao obtido no esquema 3D.

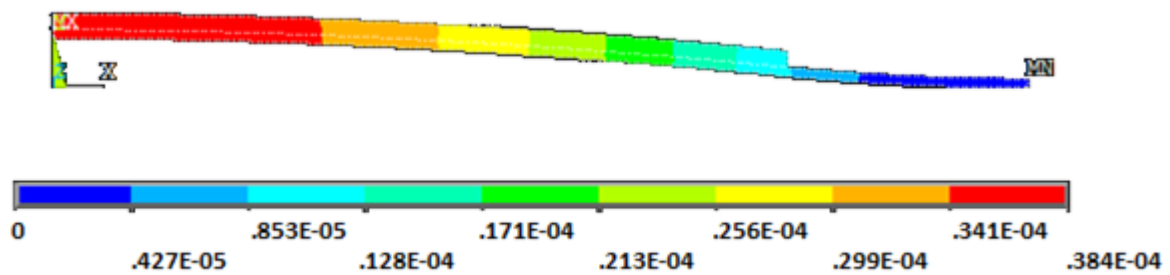


Figura 3.13. Análise estática bidimensional da membrana do atuador.

A solução ótima resultante da matriz de decisão utiliza um tubo como meio de transporte de fluido. Por esta razão é importante simular o comportamento do atuador junto com as propriedades físicas do tubo siliconado que oferece uma rigidez no deslocamento total da membrana no eixo de polarização.

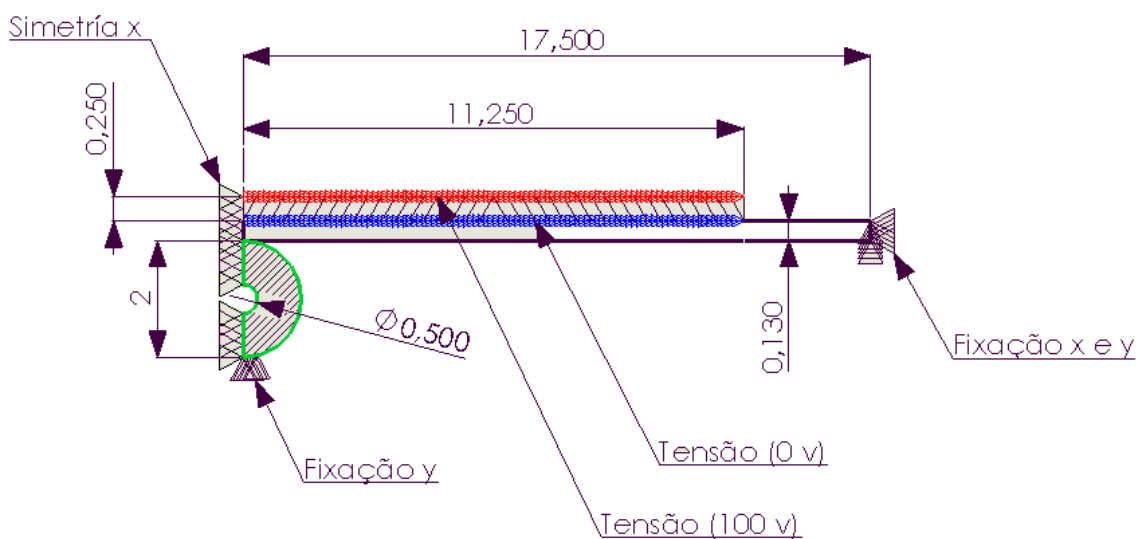


Figura 3.14. Esquema de simulação do atuador com rigidez de mola oferecida pelo tubo de silicone.

No gráfico seguinte pode-se observar a resposta de esmagamento da seção transversal do tubo submetido a uma força feita pela parede da membrana. Embora o deslocamento total da membrana na parte central foi de 38,4 μm , o esmagamento do centro do tubo foi de 26,48 μm , a diferença corresponde à energia absorvida pela estrutura na deformação do tubo de silicone.

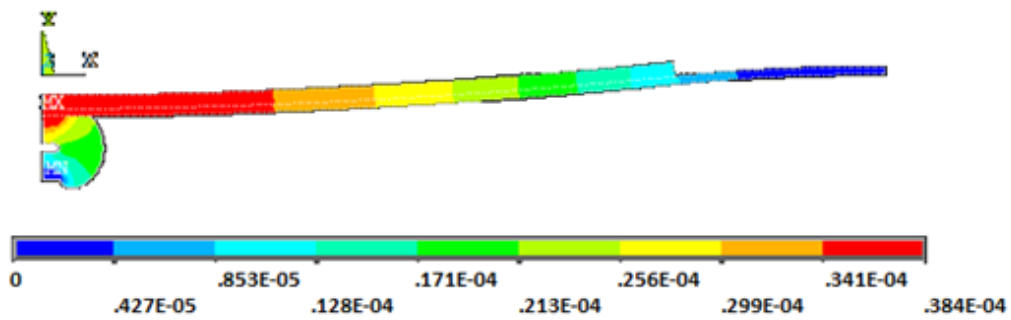


Figura 3.15. Análise do comportamento do atuador com rigidez oferecida pelo tubo de silicone.

3.6.3 Análise da frequência de ressonância do atuador

É necessário realizar uma análise de frequência no atuador para determinar a frequência de ressonância do dispositivo e garantir que a frequência de operação do protótipo não atinja a ressonância.

Para obtê-la foram utilizadas análises harmônicas no ANSYS determinando assim a frequência de ressonância do atuador. O resultado obtido encontra-se abaixo.

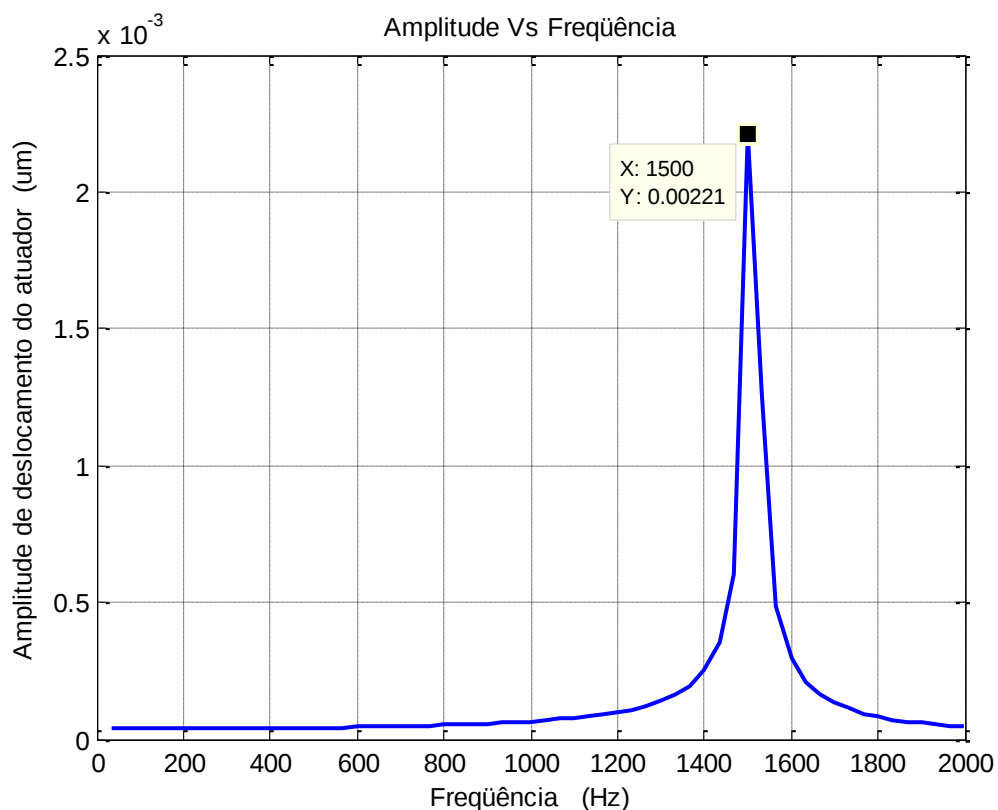


Figura 3.16. Comportamento do atuador em função da frequência.

Do gráfico anterior podemos extrair que a frequência de ressonância do atuador é de aproximadamente 1500 Hz, como a frequência de operação do atuador será de no máximo algumas dezenas de Hz, o atuador operará fora da frequência de ressonância.

3.7 Desenho do protótipo

3.7.1 Lista de materiais da estrutura

Na seguinte tabela é apresentada a relação dos materiais utilizados para a fabricação do protótipo. No anexo A é apresentado o desenho de fabricação do bloco do protótipo. Como a ordem de esmagamento do tubo pela membrana piezelétrica é pequena, o protótipo foi projetado de modo a ocorrer um pré-esmagamento do tubo de 0,35mm.

Item	Nome	Quantidade	Descrição
1	Acrílico	2	Espessura: 10mm. Dimensões 120 x 180 mm. Transparente
2	Chapa de alumínio	1	Espessura: 0,65mm.
3	PZT-5A	6	Membrana piezelétrica. Diâmetro externo: 35 mm Espessura: 0,13 mm
4	Tubo de silicone	1	Diâmetro externo: 1 mm. Espessura: 0,2 mm. Comprimento: 1m.
5	Parafusos	12	Allen M6X30.
6	Porcas	12	M6

Tabela 3.5. Resumo dos materiais do protótipo

3.7.2 Fabricação do protótipo

Abaixo se encontra a vista explodida e a vista lateral de um atuador feito através do software CATIA. O protótipo consistirá em 3 atuadores montados em série ao longo do tubo de silicone.

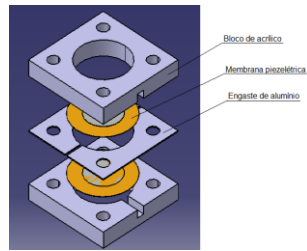


Figura 3.17. Vista explodida do atuador.

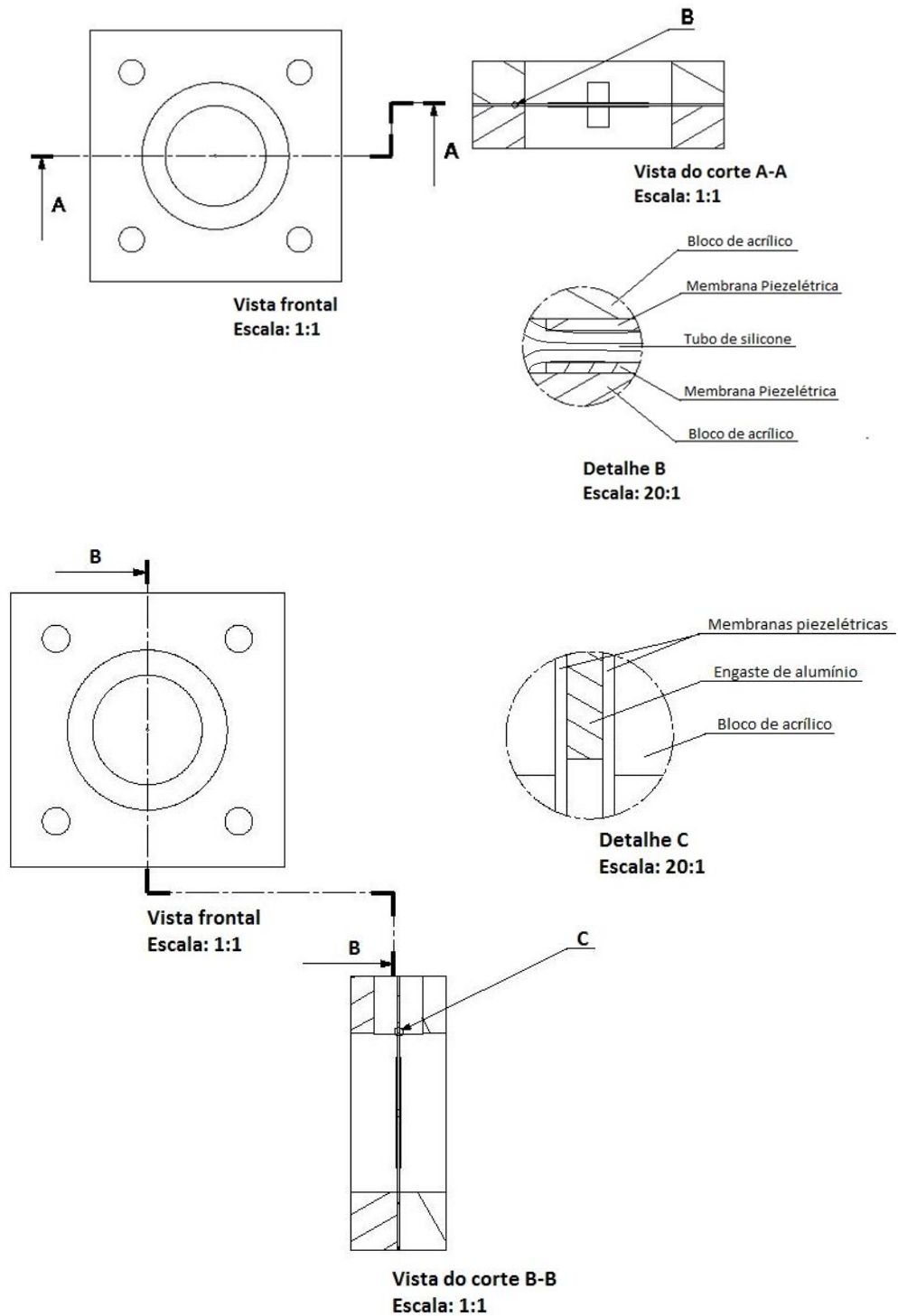


Figura 3.18 Vista lateral do atuador

Cada atuador é construído a partir de dois blocos de acrílico usinados, dois engastes de alumínio usinados, 2 membranas piezelétricas, 4 parafusos allen, 4 porcas M6 e o tubo de silicone. Os desenhos de fabricação dos blocos de acrílico e dos engastes de alumínio estão na seção Apêndice A deste trabalho. O processo de fabricação utilizado para os blocos de acrílico e engaste de alumínio foi usinagem com fresadora. Abaixo se encontra imagens do protótipo montado:

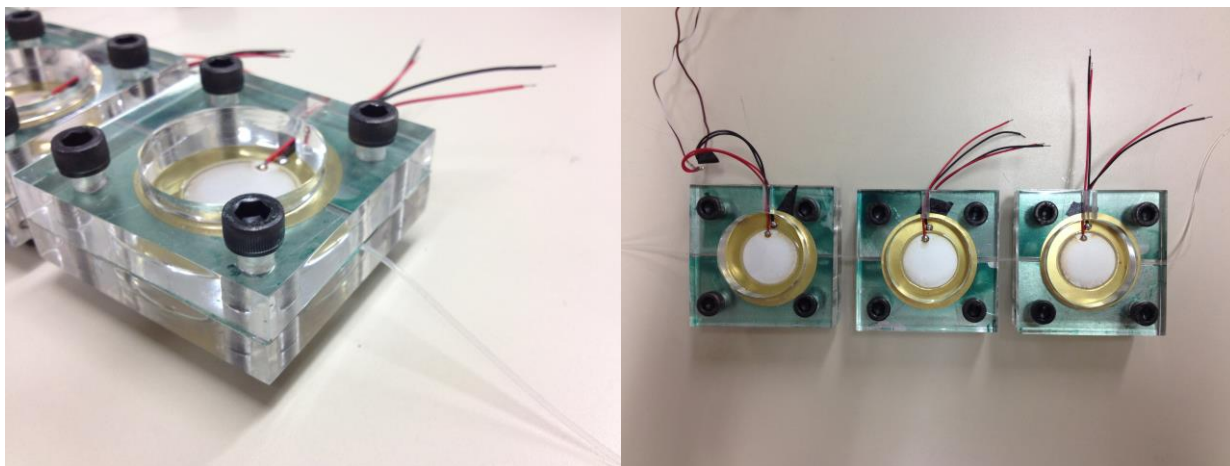


Figura 3.19 Imagens do protótipo montado.

3.7.3 Sistema de acionamento

O acionamento das membranas piezelétrica se dá através de um microcontrolador programável Arduino, que envia sinais digitais a um circuito elétrico acionando as membranas em uma sequência definida. O diagrama de blocos do acionamento está representado abaixo.

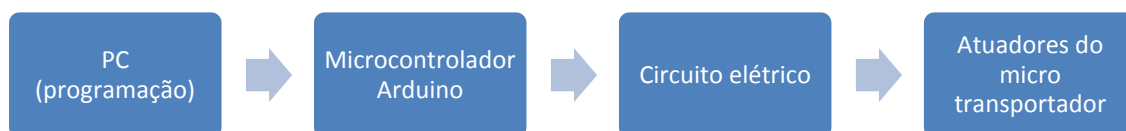


Figura 3.20. Diagrama de blocos do acionamento dos atuadores.

Em cada bloco de atuador tem duas membranas piezelétricas para amplificar o esmagamento do tubo. Então, as membranas PZT1 e PZT2 do primeiro bloco são sempre acionadas simultaneamente, assim como as membranas PZT3 e PZT4 do segundo bloco e as membranas PZT5 e PZT6 do terceiro bloco, então essas membranas foram ligadas em paralelo de duas a duas.

O programa desenvolvido para o microcontrolador Arduino tem como saída os sinais S1, S2, S3, S4, S5 e S6 (entradas do circuito ilustrado na figura 3.21) em função da frequência de acionamento desejada. Essas saídas do Arduino induzem uma corrente de base nos transistores T1, T2, T3, T4, T5 e T6 do circuito elétrico fazendo com que eles saturem. Os transistores escolhidos para esse projeto são do tipo NPN TIP48 que suportam uma tensão coletor-emissor de até 300V [17]. O circuito elétrico está ilustrado no apêndice C deste trabalho.

Quando se tem 5V em S1 e 0V em S2, por exemplo, o transistor T1 satura e o transistor T2 fica aberto, assim a tensão na linha à esquerda de PZT1 e PZT2 se iguala ao terra enquanto a tensão na linha à direita de PZT1 e PZT2 permanece em 100V, assim as membranas PZT1 e PZT2 são acionadas. O mesmo racional se aplica para os outros dois conjuntos de membranas: PZT3-PZT4 e PZT5-PZT6. Para utilizar o transportador com outra direção de fluxo basta trocar os sinais S1-S2 para acionar os transistores T5-T6 e os sinais S5-S6 para acionar os transistores T1-T2.

Abaixo é apresentado o esquema elétrico com a ligação dos componentes.

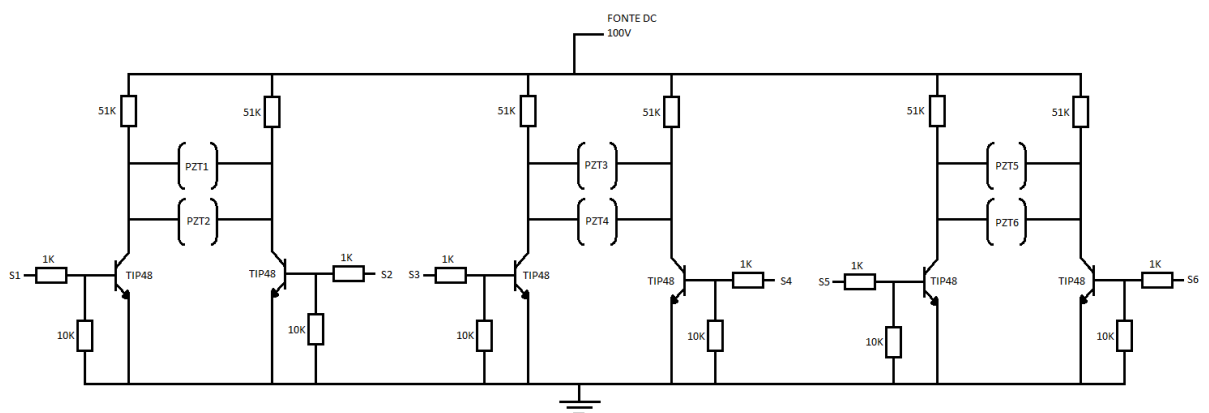


Figura 3.21. Esquema elétrico de ligação das membranas piezelétricas.

4 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Com o protótipo montado foram realizados testes de vazão e pressão em função da frequência e da lógica de acionamento. Abaixo é apresentada uma imagem do protótipo montado.

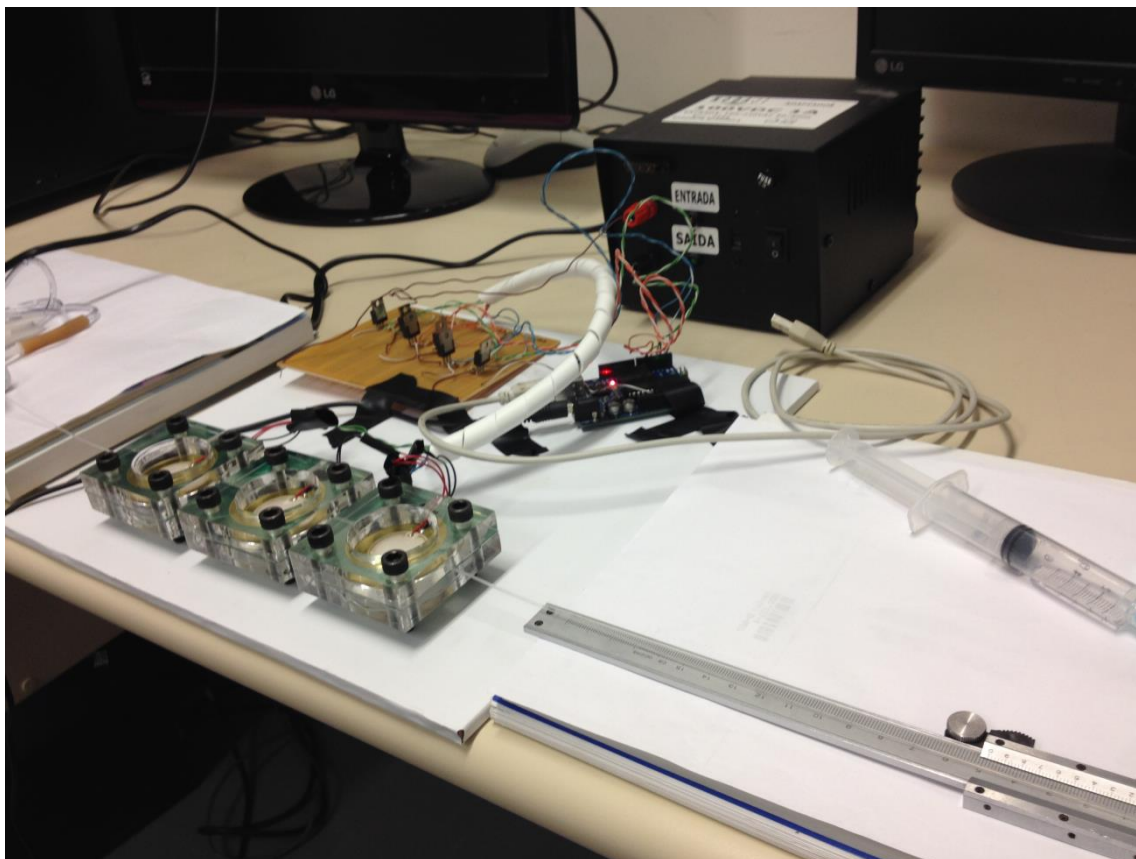


Figura 4.1 Protótipo montado com o circuito de acionamento e microcontrolador.

Para conhecer a vazão do micro transportador foi utilizado um paquímetro para medir o deslocamento de uma bolha de ar injetada por uma seringa. O fluido de trabalho utilizado foi água.

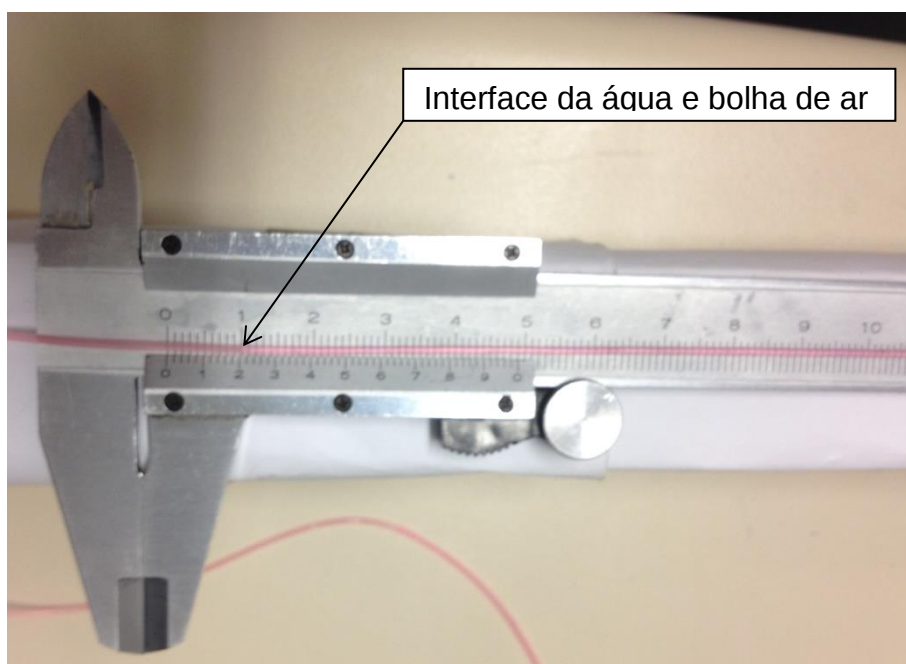


Figura 4.2 Ilustração do método de medição da vazão do transportador.

Duas seqüências lógicas de acionamento foram utilizadas para os testes. Uma seqüência de 6 fases e uma de 5 fases. As seqüências ensaiadas são ilustradas a seguir.

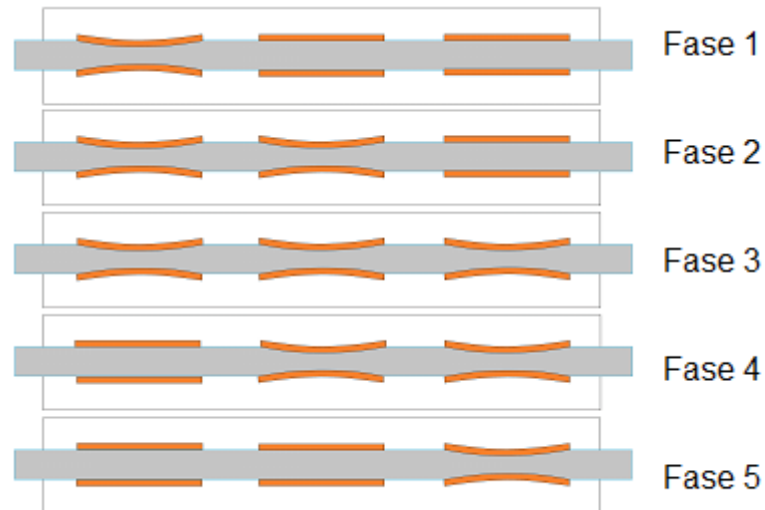


Figura 4.3 Sequência de acionamento de 5 fases.

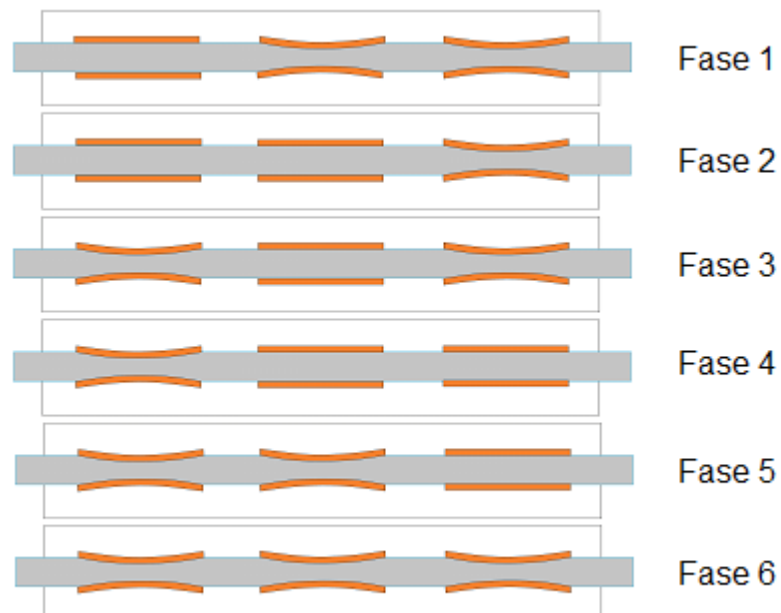


Figura 4.4 Sequência de acionamento de 6 fases.

4.1 Curvas Vazão x Frequência

A partir da medição do deslocamento da bolha de ar em função do tempo e sabendo que o tubo na região da medição possui diâmetro interno constante de 0,6mm, foi calculada a vazão para cada frequência ensaiada. A frequência é regulada através do micro controlador alterando o intervalo de tempo de espera entre uma fase e outra. Abaixo são as curvas de vazão em função da frequência para as duas sequências de acionamento ensaiadas, em ambos os ensaios a direção de fluxo foi da direita para a esquerda.

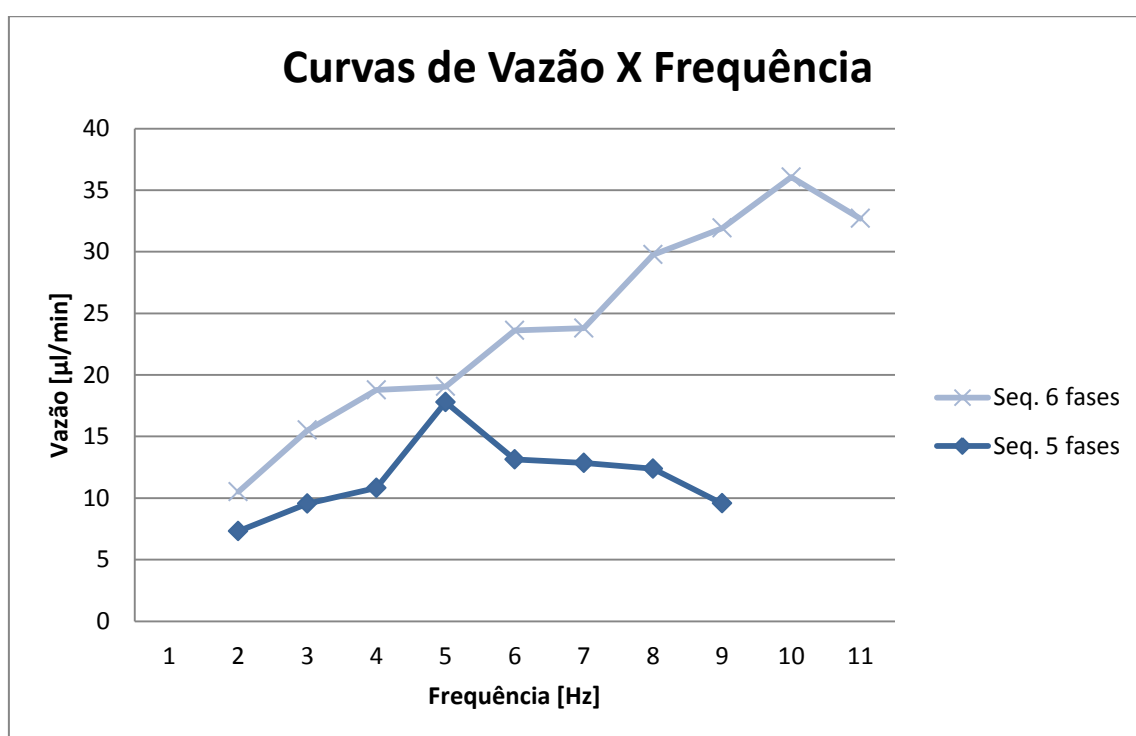


Figura 4.5 Curvas Vazão X Frequência da sequência de 5 fases e sequência de 6 fases.

A sequência lógica de 5 fases possui um desempenho inferior em relação a sequência de 6 fases quando considerada a vazão do sistema. A vazão máxima medida no ensaio da curva de vazão da sequência de 5 fases foi de 18µl/min com 5 Hz, enquanto a vazão máxima medida na curva da sequência de 6 fases foi de 36,00µl/min com 10Hz.

Foi também levantada a curva de vazão por frequência no sentido de fluxo esquerda para direita. Para esse ensaio foi escolhida a sequência de 6 fases por apresentar melhor desempenho no teste anterior. Abaixo é apresentado o gráfico

com as curvas vazão por frequência nos sentidos direita-esquerda e esquerda-direita utilizando a sequência de acionamento de 6 fases.

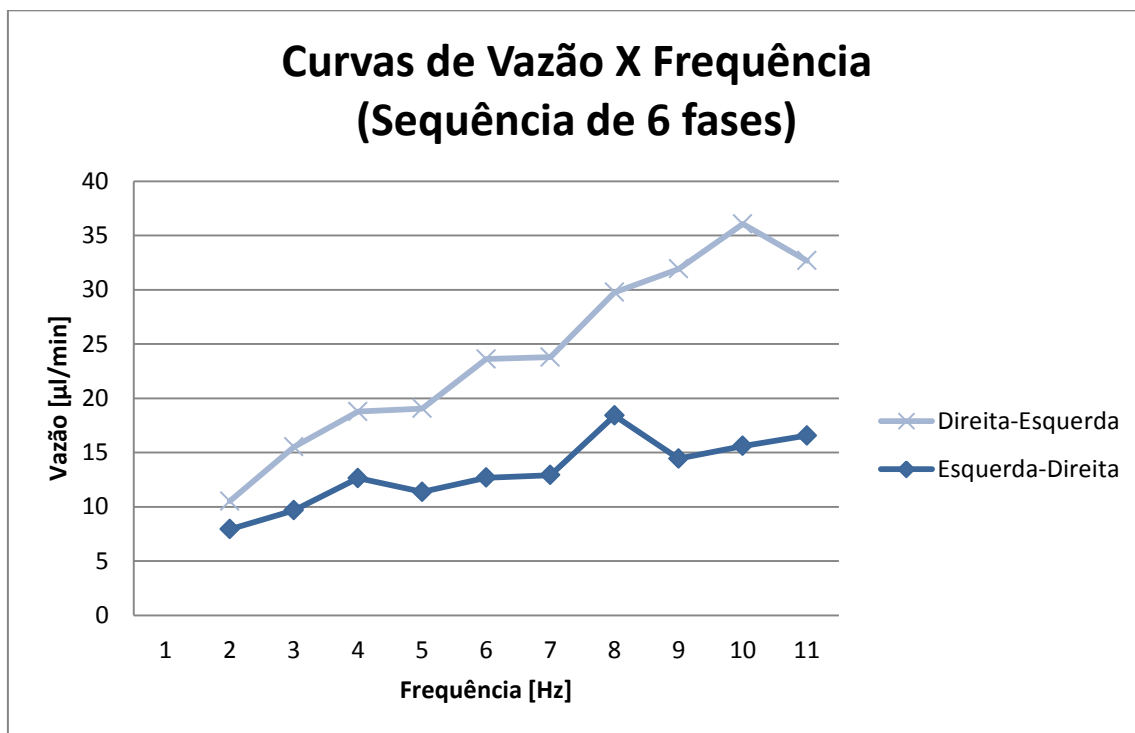


Figura 4.6 Curvas Vazão X Frequência do ensaio bidirecional.

O desempenho do micro transportador foi diferente com a mudança do sentido do fluxo, essa diferença pode se dar pela não simetria existente no sistema relativa a montagem mecânica e usinagem das peças que apresentam diferenças de bloco para bloco, o que resulta em uma diferença entre os deslocamentos das membranas.

Um fator importante que foi notado neste estudo é a influencia da concentricidade da membrana piezelétrica no engaste. Em uma montagem em que a membrana não estava concêntrica com o furo do engaste foi possível perceber uma diminuição visível da deformação sofrida pela membrana.

5 CONCLUSÕES

A análise computacional foi importante para analisar a viabilidade do dispositivo, através dela foi possível verificar que as membranas são capazes de comprimir a parede do tubo de silicone em $27\mu\text{m}$.

Com os ensaios do protótipo se verificou que o micro transportador permite ajustar a vazão linearmente em uma determinada faixa de frequência. A faixa de frequência e a vazão dependem da sequência lógica de acionamento das membranas, que é programável no micro controlador.

As curvas de vazão por frequência do transporte direita-esquerda e do transporte esquerda-direita apresentaram diferenças de desempenho, que podem ser explicadas pela não simetria do sistema causada pela montagem e usinagem não exata o que por sua vez resulta em uma perda de deslocamento da membrana.

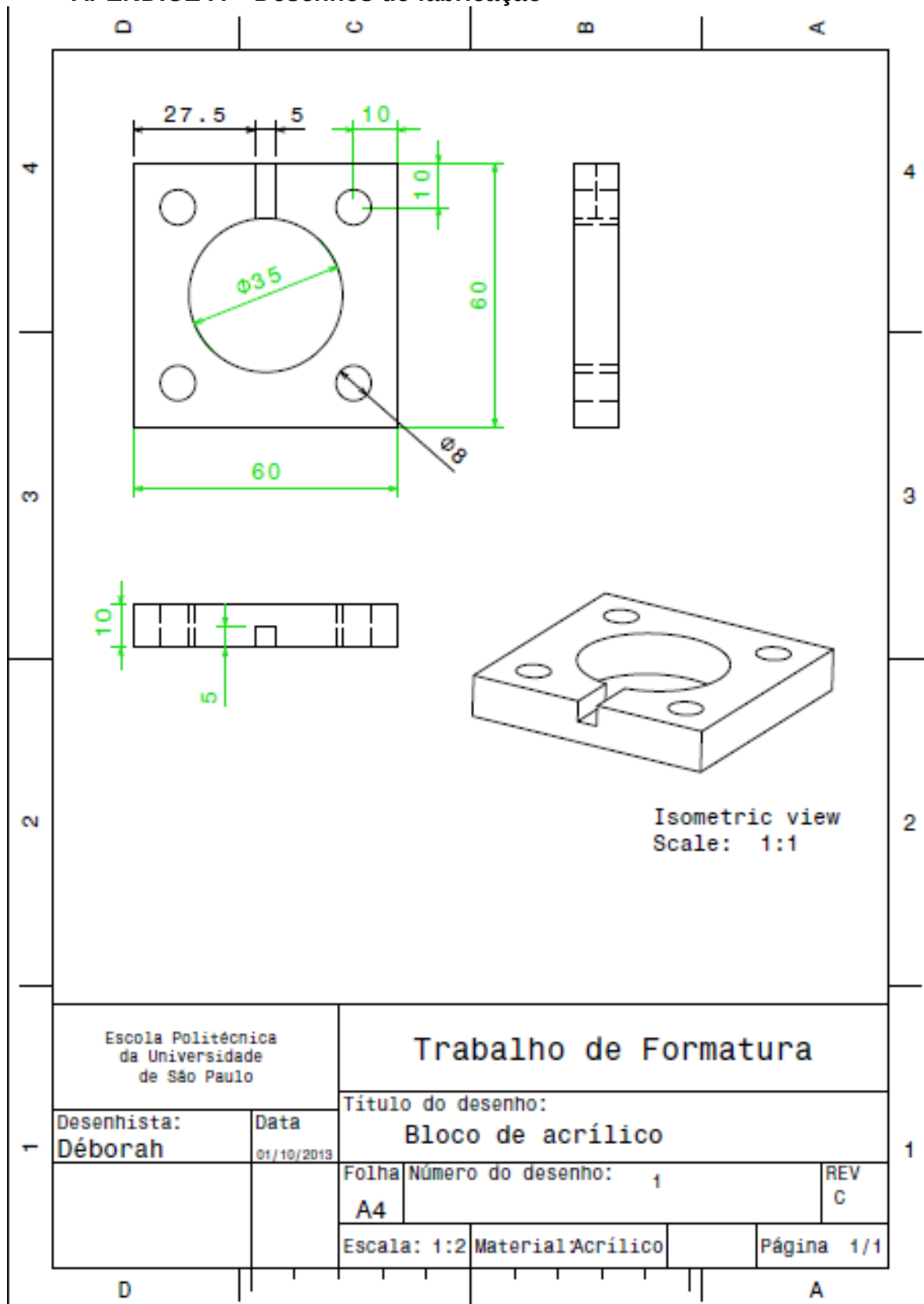
Apesar de apresentar uma larga faixa de vazão, o micro transportador não apresenta pressão suficiente para realizar o transporte do fluido quando a saída do tubo é elevada acima da altura dos atuadores. A pressão fornecida só é suficiente para vencer a perda de carga apresentada pelo sistema. Para melhorar o desempenho dos atuadores poderia ser proposto um modo diferente de montagem que invertesse o lado da membrana piezelétrica, colocando o lado da cerâmica piezelétrica em contato com o tubo o que aumentaria o deslocamento produzido. Outra alteração possível seria utilizar outro processo de fabricação para as peças de engaste, como o corte a laser que possui maior precisão, garantindo assim uma montagem mais exata do sistema.

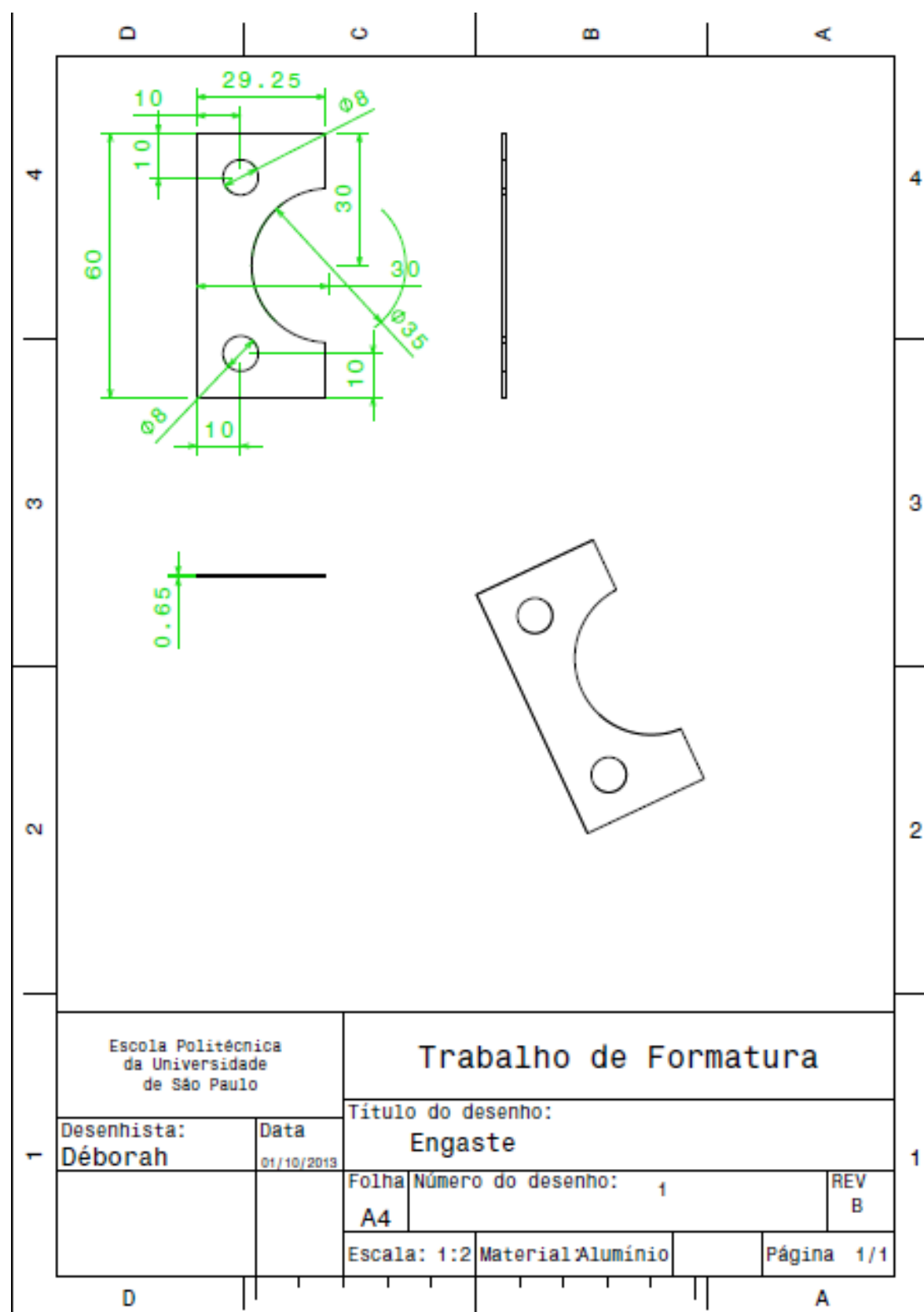
6 BIBLIOGRAFIA

- [1] S. Arnold, Physik Instrumente (PI) GmbH & Co. KG, Karlsruhe, Germany, and Peter Koltay, Managing Director, BioFluidix GmbH, Freiburg, Germany, Piezo Actuators: Driving Perfection in Microdosing Applications, 2010. Disponível em: <<http://www.emdt.co.uk/article/piezo-actuators-driving-perfection-microdosing-applications>>. Acesso em: Maio 2011.
- [2] EDIZ Kerem; OLGAC Nejat. Microdynamics of the Piezo-Driven Pipettes in ICSI. IEEE transactions on biomedical engineering, Vol. 51, NO 7, July 2004. Documento formato PDF.
- [3] JANG, Ling-Sheng; YU, Yung-Chiang. Peristaltic micropump system with piezoelectric actuators. 2007.
- [4] MOTOO Kohei; ARAI Fumihito; FUKADA Toshio; KATSURAGI Tohoru; ITOIGAWA Kouichi. High sensitive touch sensor with piezoelectric thin film for pipetting works under microscope. Department of Micro-Nano Systems Engineering, Nagoya University. Disponível online 13 October 2005.
- [5] MOTOO Kohei; ARAI Fumihito; FUKADA Toshio; KATSURAGI Tohoru; ITOIGAWA Kouichi; MATSUBARA Masato; KIKUTA Koishi; YAMAGUCHI Toshiaki; IRANO Shin-ichi. Touch sensor for micromanipulation with pipette using lead-free (K, Na) (Nb, Ta) O3 piezoelectric ceramics. Journal of applied physics 98, 094505 (2005). Disponível online 14 de November 2005.
- [6] KAJIHARA Imamura, Yuki. Estudo de viabilidade de uma bomba de fluxo piezelétrica de diafragma baseada no princípio do cavalo mecânico. 91 p. Escola Politécnica da Universidade de São Paulo 2010.
- [7] PERRUD, Amadeu Minghetti; DA SILVA, Marina Muniz Ribeiro. Estudo e desenvolvimento de bisturi piezelétrico. Escola Politécnica da Universidade de São Paulo 2006.
- [8] SHIGLEY, J. E.; MISCHKE C.R. Diseño en Ingeniería Mecánica. Tabela de propiedades de materiales metálicos y no-metálicos. McGraw Hill 2002. Pág. [140-145].
- [9] HAMROCK, B Jacobson; SCHMID, R. E. Elementos de máquinas. Anexo 2: Tabela de propiedades de elementos de estructuras McGraw Hill 2000
- [10] CHAUDHRY, Hanif. Applied hydraulic transients. Van Nostrand Reinhold. New York. 1987. ISBN-10 0442215142. Pág. 521p.
- [11] NADER, Gilder. Desenvolvimento de técnicas de caracterização de transdutores piezelétricos. Tese Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Área de Engenharia Mecatrônica. São Paulo. 2002. Formato PDF. Pág.182.

- [12] CARROZZA, M. C. et al. A piezoelectric-driven stereolithography-fabricated micropump. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, n. 5, 1995. 177-179.
- [13] IKEDA, Takuro. *Fundamentals of Piezoelectricity*. Oxford: Oxford University Press, 1996. ISBN-10 0198563396. Pág. 263
- [14] EPPENDORF AG. Produtos: Visão Geral. Disponível em: <<http://www.eppendorf.com/int/index.php?l=91&action=products&contentid=1&sitemap=2.1&pb=e4cdf560c9c5bd36>>. Acesso em 23 de junho de 2011.
- [15] XIE, J.; SHIH, J.; LIN, Q.; YANG, B.; TAI, Y.; Surface Micromachined Electrostatically Actuated Micro Peristaltic Pump. *Lab Chip*, 2004, 4, 495-501.
- [16] MASTERFLEX. Masterflex Peristaltic Pumps. Disponível em: <http://www.masterflex.com/Category/Masterflex_Peristaltic_Pumps/4436>. Acesso em 09 de novembro de 2012.
- [17] DATASHEETCATALOG. Datasheet TIP48. Disponível em: <<http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/stmicroelectronics/4147.pdf>>. Acesso em 04 de dezembro de 2013.
- [18] LERCH, R. Simulation of piezoelectric devices by 2-dimensional and 3-dimensional. *IEEE Transactions On Ultrasonics Ferroelectrics And Frequency Control*, v. 37, n. 3, 1990. 233-247.

APÊNDICE A – Desenhos de fabricação





APÊNDICE B – Código do programa desenvolvido para o Arduino

/ Acionamento das PZTs - TF*

*Envia para as saídas 1 a 6 sinais para acionar as membranas piezo,
numa frequencia de 10Hz criando uma sequencia de 6 estágios;*

criado 2013

por Déborah A. Anieri

**/*

int led= 13;

int S1= 1; // Pinos de saída para S1,

int S2= 2; // S2, S3, S4, S5 e S6

int S3= 3;

int S4= 4;

int S5= 5;

int S6= 6;

long intervalo = 17; // intervalo em milisegundos

void setup() {

// seta os pinos digitais como output:

pinMode(S1, OUTPUT);

pinMode(S2, OUTPUT);

pinMode(S3, OUTPUT);

pinMode(S4, OUTPUT);

pinMode(S5, OUTPUT);

pinMode(S6, OUTPUT);

pinMode(led, OUTPUT);

}

void loop()

{

//Fase 1

digitalWrite(led,HIGH);

digitalWrite(S1,HIGH);

digitalWrite(S2,LOW);

digitalWrite(S4,HIGH);

digitalWrite(S3,LOW);

digitalWrite(S6,HIGH);

digitalWrite(S5,LOW);

delay(intervalo);

//Fase 2

digitalWrite(led,LOW);

digitalWrite(S1,HIGH);

digitalWrite(S2,LOW);

digitalWrite(S3,HIGH);

digitalWrite(S4,LOW);

digitalWrite(S6,HIGH);

digitalWrite(S5,LOW);

delay(intervalo);

//Fase 3

digitalWrite(led,HIGH);

digitalWrite(S2,HIGH);

digitalWrite(S1,LOW);

```

digitalWrite(S3,HIGH);
digitalWrite(S4,LOW);
digitalWrite(S6,HIGH);
digitalWrite(S5,LOW);
delay(intervalo);

//Fase 4
digitalWrite(led,LOW);
digitalWrite(S2,HIGH);
digitalWrite(S1,LOW);
digitalWrite(S3,HIGH);
digitalWrite(S4,LOW);
digitalWrite(S5,HIGH);
digitalWrite(S6,LOW);
delay(intervalo);

//Fase 5
digitalWrite(led,HIGH);
digitalWrite(S2,HIGH);
digitalWrite(S1,LOW);
digitalWrite(S4,HIGH);
digitalWrite(S3,LOW);
digitalWrite(S5,HIGH);
digitalWrite(S6,LOW);
delay(intervalo);

//Fase 6
digitalWrite(led,LOW);
digitalWrite(S2,HIGH);
digitalWrite(S1,LOW);
digitalWrite(S4,HIGH);
digitalWrite(S3,LOW);
digitalWrite(S6,HIGH);
digitalWrite(S5,LOW);
delay(intervalo);
}

```

APÊNDICE C – Esquema elétrico de acionamento das membranas

