

DESENVOLVIMENTO DO MÓDULO DE ACIONAMENTO DE BOMBA DE SANGUE PEDIÁTRICA¹

Erick Cenedezi de Castro NEVES²

Graduando em Engenharia de Controle e Automação
IFSP/Câmpus São Paulo

Lucas Lizi MIGUEL³

Graduando em Engenharia de Controle e Automação
IFSP/Câmpus São Paulo

Lucas Willian BORTONE⁴

Graduando em Engenharia Eletrônica
IFSP/Câmpus São Paulo

Tarcisio Fernandes LEÃO⁵

Doutor em Tecnologia e Intervenção em Cardiologia/USP
Coordenador e docente de Engenharia de Controle e Automação
IFSP/Câmpus São Paulo

RESUMO

Este artigo apresenta o desenvolvimento de um dispositivo de controle de rotação do motor de uma bomba centrífuga de assistência circulatória pediátrica. O desenvolvimento deste projeto tem por objetivo ser um sistema assistente de alimentação cardíaca e ventricular para pacientes pediátricos com doenças cardíacas crônicas. Uma das principais características do projeto é sua portabilidade para que seja possível ser colocado junto ao corpo do paciente, de maneira a possibilitar a locomoção do mesmo dentro do leito hospitalar. Leão (2015) desenvolveu um controle automático da rotação de Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV). O projeto irá aplicar parte do trabalho de Leão (2015) para o universo das bombas pediátricas, que diferem no fluxo fornecido. Como procedimento será utilizado um controlador e ocorrerão alguns testes em bancadas. De posse desses resultados, que estavam dentro do esperado, foi obtido o controle preciso da rotação.

Palavras-chave: Bomba de Sangue Pediátrica; Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV); Assistência Circulatória.

¹ Trabalho de Conclusão de Curso em Engenharia de Controle e Automação. Orientador Prof. Dr. Tarcisio Fernandes Leão.

² Endereço eletrônico: erick_neves45@hotmail.com

³ Endereço eletrônico: lucas.lizi.brasil@gmail.com

⁴ Endereço eletrônico: lucas.bortone@gmail.com

⁵ Endereço eletrônico: leao@ifsp.edu.br

Introdução

A doença do sistema cardiovascular é a maior causa de morte no mundo, conforme informações do governo brasileiro (BRASIL, 2017). Assim, diante da dificuldade em se manterem abastecidos os bancos de órgãos para transplantes cardíacos e da atual necessidade dos pacientes, o desenvolvimento de dispositivos para o bombeamento de sangue em assistência à circulação sanguínea tem importância destacada.

Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV) têm sido pesquisados e aplicados como pontes para transplante ou terapia para o tratamento de pacientes com Insuficiência Cardíaca (IC) por falência ventricular esquerda. Dentro desse âmbito, como é o caso das bombas para crianças com insuficiência cardíaca, diversas pesquisas para pacientes específicos dessa gama de aplicação dos DAV têm surgido.

Para o funcionamento dentro do âmbito médico, uma bomba pediátrica deve seguir um controle rígido e confiável de sua rotação. Em virtude do fato do sistema circulatório do corpo humano ser constituído por inúmeras ramificações com diâmetros diferentes e do sangue não se comportar como um fluido newtoniano, o controle necessita ser em malha fechada para evitar oscilações e leituras erradas causadas pelas resistências encontradas pelo sangue em seu trajeto dentro do sistema circulatório humano. Desta maneira, um controlador em malha fechada é essencial para aplicação na área da saúde.

A monitoração de parâmetros hemodinâmicos é fundamental para o desempenho do controle. Os ensaios de bancada devem reproduzir duas condições: um ventrículo sem contração (simulando circulação extracorpórea) e um simulador híbrido (demonstrando um sistema cardiovascular em condições normais).

As bombas centrífugas surgiram como uma opção para a Circulação Extracorpórea (CEC), realizando o bombeamento de sangue durante as cirurgias cardíacas e diminuindo a hemólise causada pelas bombas de roletes.

Atualmente, a utilização das bombas centrífugas como Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV) representa a maior parte das pesquisas e aplicações desenvolvidas na área, pois permitem: operar em rotações mais baixas que as bombas de fluxo contínuo axiais; obter menores taxas de hemólise; ter dimensões compatíveis com uma boa

implantabilidade e alcançar vida estimada do conjunto, em assistência, superior a dois anos (LEÃO, 2015, p.4).

Os DAV funcionam como propulsores sanguíneos que auxiliam no trabalho de bombeamento realizado pelo coração. Eles são utilizados em pacientes que possuem doenças cardiovasculares a fim de garantir o bom desempenho cardíaco, necessário para propiciar condições favoráveis à recuperação do paciente inelegível para um transplante cardíaco ou servem como ponte para os transplantes mais graves.

Os DAV podem ser extracorpóreos ou implantáveis no corpo. Na Figura 1 pode-se observar uma bomba de sangue centrífuga.



Figura 1: Bomba de sangue centrífuga
Fonte: Autores

Este trabalho tem como objetivo projetar, construir e validar um módulo de controle da rotação de uma bomba de assistência circulatória pediátrica através de um controlador em malha fechada.

Baseando-se em um módulo de controle de uma bomba de sangue comum, este trabalho deve mostrar a rotação para o perfusionista por meio de uma tela de LCD e permitir o ajuste do *set point* por meio de um potenciômetro de precisão com um *range* e um *knob* adequados para mudanças bruscas ou suaves.

Os objetivos secundários dessa pesquisa são desenvolver o módulo com alimentação 110V e imprimir o *case* do módulo em uma impressora 3D.

Desenvolvimento

Como esse trabalho faz parte de um laboratório que faz pesquisas junto de um instituto de cardiologia, essa pesquisa dispõe de todos os tipos de equipamentos para testes que são necessários para a validação de um equipamento voltado para a aplicação médica. Além de ser um projeto que segue uma linha de pesquisa já conceituada, com inúmeros projetos que fazem interligação com o mesmo.

Na Figura 2 é apresentada a estrutura do Sistema de Bombeamento do sangue do ventrículo direito para o esquerdo através de uma bomba pediátrica com um motor elétrico sem um controlador próprio, alimentado por uma fonte DC (Corrente Contínua, do inglês *Direct Current*).



Figura 2: Estrutura do Sistema de Bombeamento
Fonte: Autores

Os materiais utilizados para os testes nesse motor da bomba pediátrica foram:

- Água para simular o sangue;
- Bancada do de Teste do Hospital Dante Pazzanese;
- Fluxômetro;
- Sensores de pressão conectados a um computador;
- Fonte de Corrente Contínua;

- *Software* utilizado pelo Hospital Dante Pazzanese;
- Torniquete.

Na Figura 3 estão discriminados os equipamentos utilizados no teste de bancada, bem como na Figura 4 os sensores de pressão conectados.

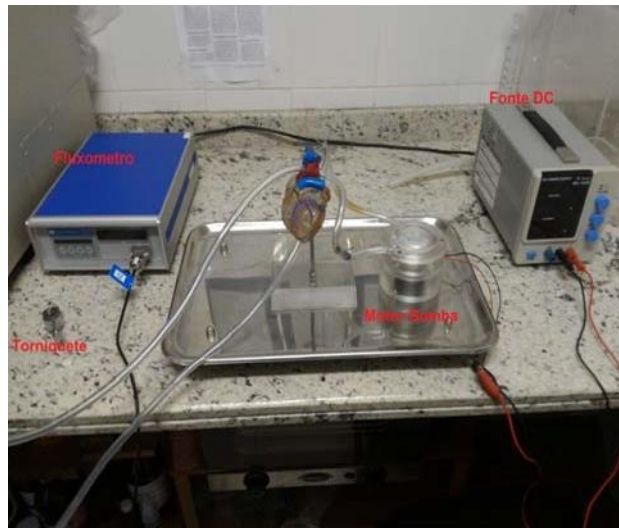


Figura 3: Equipamentos utilizados no teste
Fonte: Autores



Figura 4: Sensores de pressão conectados
Fonte: Autores

Os testes foram realizados na bomba pediátrica. Ocorreram no Instituto Dante Pazzanese com a orientação de sua equipe de professores e pesquisadores. Na Tabela 1 os resultados obtidos nos testes do motor da bomba pediátrica são exibidos.

Uma observação importante a se fazer: o motor da bomba se encontrava desalinhado devido ao desgaste das peças que compunham o rotor do mesmo. Por causa

disso alguns dos valores obtidos estão em desacordo com o previsto para este motor da bomba.

Tensão (V)	Corrente (I)	Rotação (rpm)	Fluxo (L/mm ³)	Tempo Final (s)	Tempo para 63% (s)	Δp (mmHg)
16	0,71	2000	1,866	15,98	4,19	54
16	0,73	2000	1,286	11,8	4,2	66
16	0,73	2000	0,53	10,81	4,3	80
20	0,79	2500	2,448	11,69	4,74	86
20	0,82	2500	1,989	10,46	4,94	95
20	0,83	2500	1,104	7,57	4,65	114
24	0,8	3000	3,086	11,48	4,88	122
24	0,84	3000	2,152	15,83	4,63	144
24	0,79	3000	1,316	11,86	4,61	166

Tabela 1: Dados coletados
Fonte: Autores

Mesmo com os valores estando em desacordo com o que era de se esperar, os valores na tabela da página anterior mostram o comportamento do motor utilizado para os primeiros testes do sistema.

No Gráfico 1 está apresentado o gráfico da tensão utilizada no motor da bomba centrífuga pelo tempo.

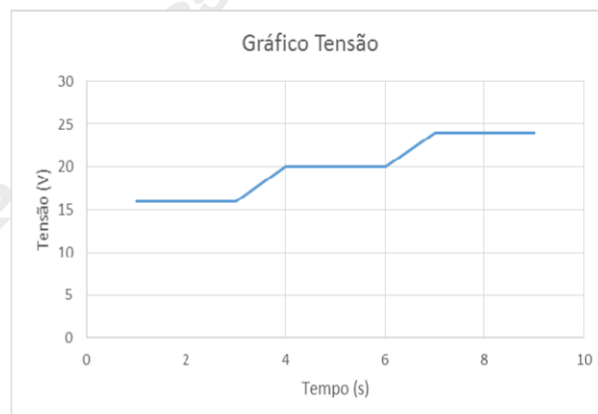


Gráfico 1: Gráfico tensão
Fonte: Autores

A partir do gráfico acima é possível analisar o sinal de entrada aplicado no motor. Este sinal, que variou de 16V à 24V, é do tipo rampa. Esses valores foram os melhores para a realização dos testes (por conta do citado problema encontrado no motor).

No Gráfico 2 está apresentada a variação, em função do tempo, da corrente que passava pelo motor da bomba centrífuga.

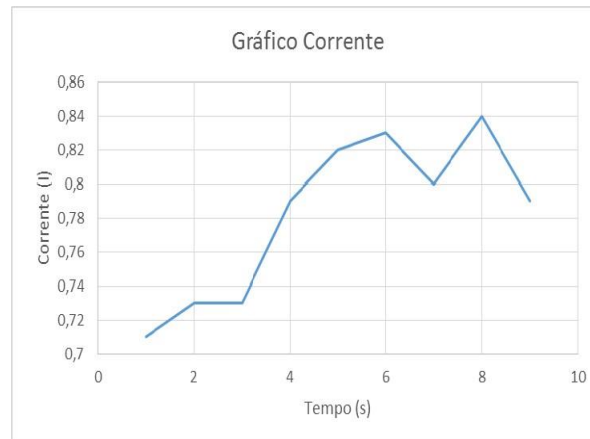


Gráfico 2: Gráfico corrente
Fonte: Autores

Porque o valor de 1,5 A foi travado na fonte de alimentação DC, a corrente não poderia ultrapassar este valor de corrente. No gráfico pode-se observar que a variação está dentro dos parâmetros porque a corrente não ultrapassou os 860mA.

No Gráfico 3 está apresentada a variação do fluxo que passava na tubulação e era gerado pelo motor da bomba centrífuga.

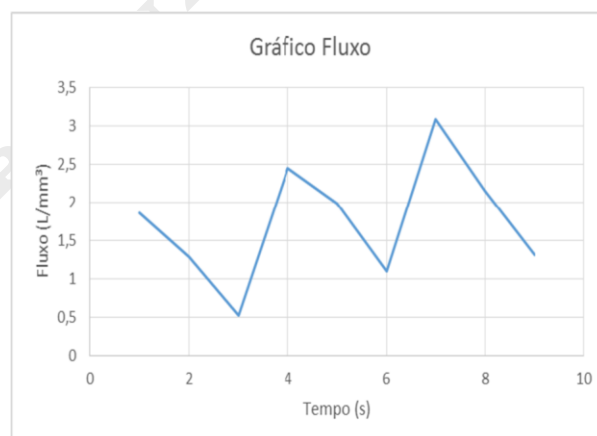


Gráfico 3: Gráfico fluxo
Fonte: Autores

A variação no fluxo gerado pela bomba centrífuga foi feita com o estrangulamento na tubulação com o auxílio do torniquete mostrado na Figura 3. Este

estrangulamento foi aplicado a todos os valores de tensão pelo menos três vezes em cada tensão aplicada no sistema.

Após esses testes iniciais, por etapas ocorreu o desenvolvimento do sistema de controle. Como uma inicialização suave em baixas rotações da bomba pediátrica era necessária, o motor DC testado se tornou inviável por já fornecer um RPM elevado mesmo em baixos valores de tensão. A solução foi a utilização de um motor *brushless* com controlador próprio, que propicia uma partida mais suave assim como a ausência de picos iniciais que poderiam gerar um aumento no fluxo sanguíneo do paciente.

Na interface para o perfusionista foi necessário um potenciômetro de precisão de dez voltas junto de um *knob* com a marcação exata do ponto em que se encontra o mesmo, além de uma inovadora tela de LCD que mostra de maneira instantânea e com precisão o valor da rotação.

Foi utilizado um microcontrolador Arduíno mega 2560 para: possibilitar o controle das variáveis do motor; alimentar e controlar um LCD; e armazenar a memória relativamente maior de programação proporcionada pelo LCD.

Ao fim, o objetivo era criar um equipamento aceitável em termos hospitalares e de fácil utilização, que pode ser observado na Figura 5.

Foram construídos: uma caixa com rodas, um filtro para a entrada de tensão 110V, uma chave liga e desliga, um transformador que já converte 110Vac para 20Vdc, uma fonte DC de 5V para alimentar o controlador. A perfuração correta para fixar o potenciômetro e o *knob* com firmeza, além do arduíno e da tela LCD, foi feita. Como na finalização foi adicionado um apoio para enrolar os longos cabos elétricos do dispositivo, necessário para utilização nos hospitais.



Figura 5: Equipamento pronto
Fonte: Autores

Com essa montagem finalizada foi feito o teste final em bancada, seguindo os procedimentos adotados nos testes anteriores. Na Tabela 2 estão os resultados, com cada linha representando uma medida.

RPM	GRANDEZAS				
	P1 (mmHg)	P2 (mmHg)	ΔP (mmHg)	F (L/m)	C (A)
2800	-20	44	24	2,9042	0,53
	-15	74	59	2,506	0,51
	-10	100	90	2,006	0,5
	-6	124	118	1,515	0,49
	-3	145	142	1,014	0,48
	-1	162	161	0,445	0,69
	0	171	171	0	0,82
2300	-13	30	17	2,351	0,41
	-10	48	38	2,005	0,39
	-6	71	65	1,5	0,41
	-3	88	85	1,054	0,4
	-1	105	104	0,51	0,39
	0	115	115	0	0,4
1800	-8	20	12	1,788	0,32
	-6	30	24	1,5	0,31
	-3	47	44	1	0,3
	-2	56	54	0,756	0,31
	-1	63	62	0,488	0,29
	0	72	72	0	0,37
1300	-4	11	7	1,176	0,2
	-3	15	12	1	0,2
	-2	22	20	0,752	0,2
	-1	28	27	0,506	0,2
	-1	33	32	0,238	0,2
	0	36	36	0	0,23
800	-1	5	4	0,566	0,1
	-1	6	5	0,502	0,1
	-1	10	9	0,256	0,1
	0	12	12	0,144	0,1
	0	13	13	0,004	0,11

Tabela 2: Dados finais coletados
 Fonte: Autores

Em relação ao controle de rotação, foi obtido um valor inicial de 200 RPM (como pode-se observar na Figura 6), que se torna extremamente satisfatório para os parâmetros da bomba pediátrica, uma vez que esse valor fica abaixo do necessário para iniciar o fluxo de saída da bomba.



Figura 6: Controle de rotação
Fonte: Autores

Conclusões

Sendo o principal objetivo do trabalho desenvolver um módulo de controle para a bomba, pouco faltou para se obter sucesso. Para isso os testes necessários para obtenção dos parâmetros que serão utilizados no controle foram realizados e analisados devidamente. A parte mecânica e o hardware que seria o display de LCD, botões e knobs e toda parte que envolve a estrutura do projeto se encontram em funcionamento. O passo seguinte seria a implementação final do controle.

Os testes *in vitro* serão realizados novamente na bancada com a bomba pediátrica, assim como um teste final da mesma, já com o controle implementado, no simulador híbrido do sistema cardiovascular que se encontra em pleno funcionamento no Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia.

Se todas as etapas forem concluídas como esperado, serão implementadas possíveis melhorias, tais como um estimador de fluxo e pressão na bomba que está sendo utilizada e um mostrador de fluxo, pressão e rotação para o perfusionista, tornando assim o projeto muito mais prático de se operar.

Referências

BRASIL. Dia Mundial do Coração. Notícias. 29/09/2017. Disponível em: <http://www.brasil.gov.br/noticias/saude/2017/09/doencas-cardiovasculares-sao-principal-cao-de-morte-no-mundo>. Acesso em: 17/05/2019

LEÃO, T. **Técnica de controle automático da rotação de bombas de assistência ventricular**. São Paulo: Biblioteca do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, 2015.

DEVELOPMENT OF A PEDIATRIC BLOOD PUMP DRIVE MODULE

ABSTRACT

This paper presents the development of a motor rotation control device for a pediatric circulatory assistance centrifugal pump. The development of this project aims to be an assistant of the cardiac and ventricular feeding system for pediatric patients with chronic heart disease. One of the main features of the project is its portability so that it is possible to be placed next to the patient's body, so that it can be moved within the hospital room. Leão developed an automatic rotation control of Ventricular Assist Devices. The project will apply part of Leão's work to the universe of pediatric pumps, which differ in the flow provided. As a procedure, a controller will be used and some bench tests will occur. With these results, which were within the expected, the precise rotation control was obtained.

Keywords: *Pediatric Blood Pump; Ventricular Assist Devices (VAD); Circulatory Assistance.*

Envio: maio/2018
Aceito para publicação: maio/2019