





## **Avaliação de parâmetros de uma bomba centrífuga implantável para realização de um teste “in vivo”**

**Rosa Corrêa**<sup>1</sup>  
**Beatriz Uebelhart**<sup>2</sup>  
**Bruno Utiyama**<sup>3</sup>  
**Jeison Fonseca**<sup>4</sup>  
**Aron Andrade**<sup>5</sup>

Recebido em 01. XI. 2012. Aceito em 17. IV. 2013.

**Resumo.** Uma Bomba Centrífuga Implantável (BCI) está sendo desenvolvida para ser utilizada como Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV) em pacientes com doenças cardiovasculares graves. Após o desenvolvimento de protótipos da BCI e seus componentes, e a realização de testes “In Vitro”, o projeto se encontra na fase de realização de testes “In Vivo” em suínos. Este trabalho consiste em preparar o protótipo em titânio da BCI e avaliar seus parâmetros para validar sua utilização para o teste “In Vivo”. Foram analisados parâmetros como: fluxo, pressão, rotação, corrente do motor, temperatura do motor e temperatura do cone externo. Os resultados se mostraram satisfatórios validando a utilização da BCI no teste “In Vivo”.

**Palavras-Chave:** Dispositivo de Assistência Circulatória; Bomba Centrífuga; Teste “In Vitro”.

**Abstract. Parameters Evaluation of an Implantable Centrifugal Pump for “In Vivo” tests.** An Implantable Centrifugal Pump (ICP) is being developed to be used as a Ventricular Assist Device (VAD) in patients with severe cardiovascular diseases. The ICP prototypes and its components were developed, “In Vitro” tests were conducted and “In Vivo” tests will be conducted. This work aims to prepare the ICP titanium prototype and evaluate the parameters to prove the efficiency of the ICP in order to carry the “In Vivo” tests. The parameters analyzed were flow, pressure, rotation, driver current, driver temperature and external cone temperature. The results presented satisfactory proving the efficiency of the ICP to realize the “In Vivo” test.

**Keywords:** Circulatory Assist device; Centrifugal Pump; In Vitro test.

---

<sup>1</sup> Aluna FATEC Sorocaba, [rosacldesa@gmail.com](mailto:rosacldesa@gmail.com) (autora para correspondência).

<sup>2</sup> Aluna UNICAMP, Campinas, [biauebelhart@hotmail.com](mailto:biauebelhart@hotmail.com).

<sup>3</sup> Engenheiro IDPC, São Paulo, [brunoutiyama@gmail.com](mailto:brunoutiyama@gmail.com).

<sup>4</sup> Engenheiro IDPC, São Paulo, [jfonseca@dantepazzanese.org.br](mailto:jfonseca@dantepazzanese.org.br).

<sup>5</sup> Docente FATEC Sorocaba, [aandrade@fajbio.com.br](mailto:aandrade@fajbio.com.br).



## 1 Introdução

Uma Bomba Centrífuga Implantável (BCI) está sendo desenvolvida para ser utilizada como Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV) em pacientes com doenças cardiovasculares graves. O projeto está em estudo e desenvolvimento desde 2006 no Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia (IDPC) em São Paulo, e conta com apoio de diversas instituições de pesquisa e fomento como a Fundação Adib Jatene, Secretaria Estadual da Saúde, USP, UNICAMP, ITA, UNIFESP, CEFET, USJT, FAAP, FATEC, FAPESP, FINEP, CAPES, CNPq e HCor. O projeto teve início frente a necessidade de uma tecnologia nacional, pois devido ao alto custo dos DAVs importados, sua utilização se torna inviável para os pacientes brasileiros. Dentre os diversos objetivos do projeto, desenvolver equipamentos de baixo desgaste e maior durabilidade, qualidade e com o custo consideravelmente menor são revolucionários para a saúde pública nacional (Bock, 2007).

No Brasil, as doenças cardiovasculares são responsáveis por cerca de 300 mil óbitos anualmente, pois muitas vezes a única forma de tratamento é o transplante cardíaco que fará com que as condições normais do paciente se restabeleçam. Diversos equipamentos e dispositivos necessários a uma cirurgia cardíaca foram desenvolvidos nas últimas décadas, possibilitando hoje que uma cirurgia cardíaca seja realizada com tecnologia 100% nacional (Andrade, 2012). Diante da dificuldade de obtenção do órgão e a realização de transplantes cardíacos, frente a atual necessidade dos pacientes, diversos centros de pesquisa em cardiologia no mundo estão desenvolvendo e utilizando DAVs como forma de tratamento para as doenças cardiovasculares, tendo conseguido minimizar a mortalidade relacionada a essas doenças (Nosé, 2003).

A assistência circulatória é capaz de manter as condições hemodinâmicas dos pacientes por período temporário ou definitivo através de um conjunto de técnicas e equipamentos que substituem totalmente ou parcialmente as funções de bombeamento do coração (Fiorelli, 2008). Segundo Nosé (2003), os dispositivos podem ser totais ou podem ser DAVs. O coração artificial total substitui completamente o coração do paciente, que é retirado definitivamente e o DAV, como o próprio nome diz, auxilia o coração danificado por meio da substituição de parte ou da maioria da função de bombeamento do coração, sem a necessidade de sua remoção.





#### Avaliação de parâmetros de uma bomba centrífuga...

De acordo com o caso clínico, estabelecem-se diferentes aplicações para os diversos tipos de DAV: uni ou biventricular. Um DAV pode ser utilizado como ponte para transplante cardíaco quando o paciente necessita imediatamente do órgão para sobreviver, mas não há doador disponível; deste modo, o equipamento pode mantê-lo vivo por um período indeterminado, até a realização do transplante. A assistência ventricular no pós-operatório e ponte para terapia auxiliam a função cardíaca, facilitando a recuperação durante uma terapia alternativa, como o implante de células tronco, e possibilitam que, com ao passar do tempo, haja um remodelamento espontâneo do miocárdio com possível retirada do dispositivo. A terapia de destino ocorre quando a única opção para manter a vida do paciente é a utilização permanente do suporte para a circulação; neste caso o dispositivo é implantado em conjunto com o coração natural do paciente, oferecendo maior mobilidade. Estima-se que, no Brasil, aproximadamente 2000 pacientes poderiam ser candidatos à utilização dos dispositivos de assistência ventricular (Andrade, 2012).

A BCI é um dos diversos tipos de DAVs que estão sendo desenvolvidos no IDPC e tem como objetivo o suporte circulatório temporário para manutenção da vida, como assistência ventricular de longa duração, para pacientes à espera de um transplante, ou durante sua recuperação; ou o tempo que durar sua terapia (Andrade, 2012). O projeto da BCI possibilita que engenheiros, médicos, estudantes e profissionais da área se aprofundem na metodologia utilizada para desenvolver um DAV com custos reduzidos e com tecnologia nacional. Os primeiros protótipos da BCI foram testados na faculdade de medicina Baylor em Houston, Texas, EUA, onde contou com a colaboração do professor Yukihiro Nosé, um dos pioneiros no desenvolvimento de dispositivos mecânicos cardiovasculares. O processo de avaliação foi feito de acordo com os procedimentos internos do departamento de cirurgia Michael E. DeBakey para os testes de desempenho de DAVs (Bock, 2008).

A BCI consiste em um cone rotatório acoplado a um motor que, quando acionada, promove a rotação do cone interno (rotor) provocando a ejeção do sangue (Figura 1). O acionamento da bomba é realizado através de acoplamento magnético composto por ímãs de neodímio localizados no interior do motor e do rotor (Uebelhart et al., 2012).

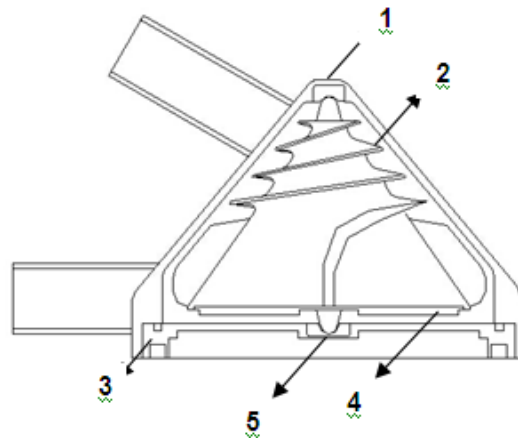


Figura 1. Bomba Centrífuga Implantável e seus componentes. 1. Cone Externo; 2. Rotor; 3. Base do cone externo; 4. Base do rotor; 5. Mancais.

O rotor da BCI (Figura 2) é composto de um cone em espiral com aletas centrífugas, origem da Patente de Invenção (PI 0706163-3); a mesma foi projetada para obter baixos índices de hemólise, sem áreas de estagnação, cavitação ou turbulência (Bock, 2008).

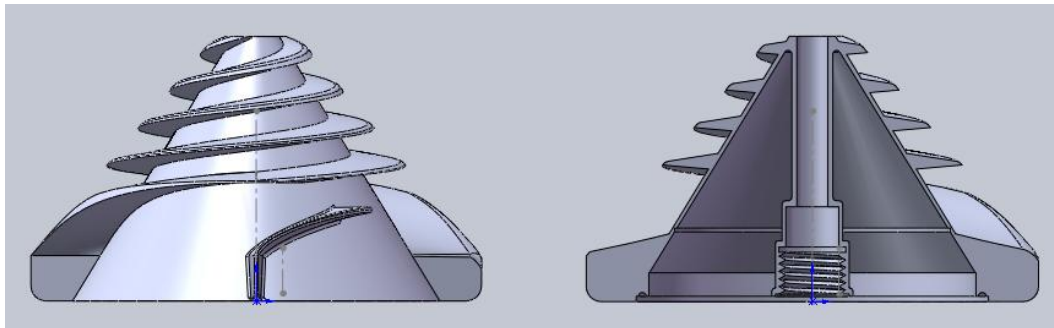


Figura 2. Desenho tridimensional do rotor da BCI.

O rotor é apoiado em um sistema de mancais cerâmico polimérico (Figura 3), sendo os mancais fêmeas confeccionados em polietileno e os mancais machos em alumina.

Avaliação de parâmetros de uma bomba centrífuga...

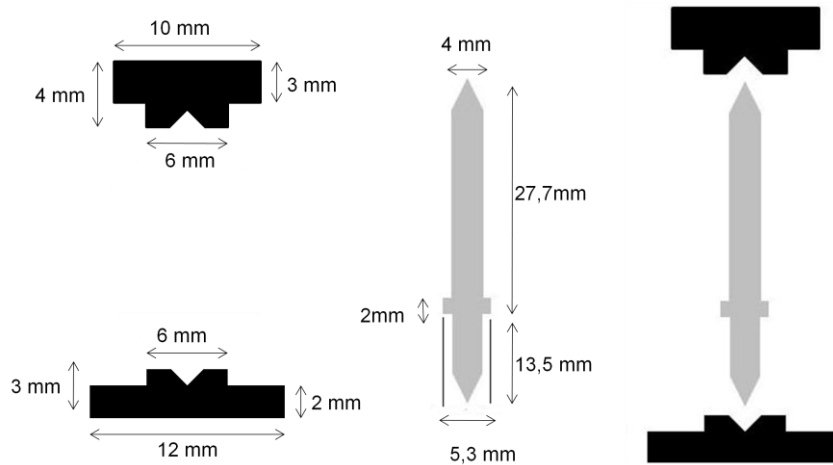


Figura 3. Sistema de mancais e seu encaixe. Mancal fêmea (em preto) e mancal macho (em cinza), com suas respectivas dimensões.

Testes de atrito foram feitos para selecionar o material utilizado nos sistemas de mancais de apoio proposto, a fim de alcançar a durabilidade necessária para sua utilização por longos períodos. Diversos materiais foram testados para serem utilizados no sistema de mancais; no entanto, estes apresentados anteriormente se mostraram os mais eficientes. O mancal cerâmico é confeccionado através do processo de sinterização seletiva a laser e o fêmea através da usinagem de um tubo de polietileno. Os mancais de apoio, desenvolvidos para esse fim, somente estão em contato entre pivô macho e pivô fêmea quando a bomba está funcionando numa rotação abaixo de 1100 rpm (mancal inferior), ou acima de 1500 rpm (mancal superior). Na faixa de 1200 rpm a 1400 rpm as forças de bombeamento e sustentação do rotor se igualam no mancal hidrodinâmico e ocorre a levitação hidrodinâmica do rotor, sem atrito algum nas partes, o que eleva consideravelmente a durabilidade do dispositivo (Bock, 2007).

O propulsor, ou atuador eletromecânico, da BCI é composto por um motor, um controlador e ímãs que fazem o acoplamento com o rotor da bomba. Para acionamento da BCI utilizou-se um motor (Figura 4) desenvolvido em parceria com a Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. No projeto do motor o objetivo era definir a concepção, a topologia magnética e a construção de protótipos do acionador do rotor da BCI. Tal acionador é um motor de corrente contínua na configuração sem escovas, com excitação por meio de ímãs permanentes. Testes em dinamômetro resultaram na caracterização do propulsor



Revista de Ciência, Tecnologia e Cultura da FATEC Itu  
Itu/SP, n.º. 2, p. 49 – 62, junho de 2013.

CORRÊA, R.; UEBELHART, B.; UTIYAMA, B.; FONSECA, J.

eletromagnético, e seu controlador eletrônico baseado na técnica de controle sem sensores. A ausência de escovas nesses motores é um fator que influencia no uso em dispositivos de assistência ventricular de longa duração, pois o desgaste das escovas não é desejado.



Figura 4. Motor desenvolvido para a BCI.

O controlador utilizado foi um modelo comercial MAXON 1-Q-EC Amplifier DEC 50/5 (Figura 5). O controlador eletrônico baseado na técnica de controle sem sensores foi configurado para utilização na BCI e ligado a conectores para permitir que o mesmo se encontrasse em um alojamento fechado para ser utilizado durante o teste “In Vivo”, protegendo-o assim o contato de fluidos, como o sangue e outros durante a cirurgia.



Figura 5. Controlador MAXON 1-Q-EC Amplifier DEC 50/5.

Para o desenvolvimento e estudo de protótipos dos diversos componentes da BCI foi utilizada a tecnologia de prototipagem rápida (PR) ou manufatura aditiva, definida por Silva



#### Avaliação de parâmetros de uma bomba centrífuga...

---

(2008) como um conjunto de tecnologias que utilizam o princípio de sobreposição de camadas de um determinado material, a partir das informações matemáticas de um modelo gerado em sistema CAD, de forma a compor o produto final, conforme as necessidades de uso e aplicação.

Diversos processos de PR foram estudados, como a sinterização seletiva a laser (SLS), modelagem por fusão e deposição FDM (Fused and Deposition Modeling) e a tecnologia Polyjet®. A tecnologia Polyjet® utiliza um sistema de jato de tinta para deposição de uma resina em gotas sobre uma plataforma de construção. Após a deposição do material, uma luz ultravioleta é ativada para curar a camada. Neste processo utiliza-se uma resina como material de construção e um gel como material de suporte, o qual é facilmente removido com um jato de água. Protótipos construídos desta forma não necessitam de cura após o fim do processo e apresentam boa qualidade superficial (Figura 6), (Uebelhart, 2010).

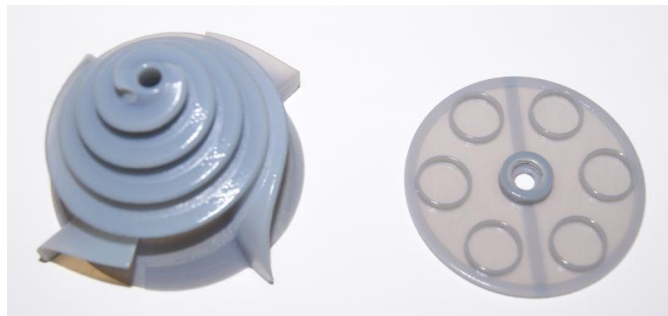


Figura 6. Protótipos do rotor e base do rotor confeccionados por meio da tecnologia Polyjet™.

O processo de prototipagem rápida por sinterização seletiva a laser consiste na construção de objetos tridimensionais por meio de deposições repetidas de camadas de polímeros em pó como poliamida e poliestireno. O polímero em pó fica alojado em uma plataforma móvel que é responsável por fornecer o material conforme necessitado. A construção do protótipo se inicia quando uma camada do pó é fornecida pela plataforma, que em seguida é espalhada e nivelada em outra plataforma de construção por um rolo. A energia para sinterizar as partículas do material é fornecida por um feixe de laser, guiado por um espelho móvel, que se desloca por determinadas áreas da superfície de pó espalhada, provocando sua aderência. Depois de terminada a peça, o pó não sinterizado pelo laser é facilmente removido com a ajuda de uma escova ou ar comprimido. No entanto, o material





CORRÊA, R.; UEBELHART, B.; UTIYAMA, B.; FONSECA, J.

resultante do processo de SLS é poroso, podendo necessitar de outros tipos de pós-processamento, como o lixamento e a pintura, para se alcançar um melhor acabamento superficial do protótipo (Uebelhart, 2010).

No processo de FDM um filamento de material é extrudado a partir de uma matriz aquecida e capaz de se movimentar no plano x-y visando à construção do protótipo de camada em camada em uma plataforma de apoio, que se movimenta no sentido vertical (eixo Z). Para fornecimento do material existe um cabeçote com dois bicos extrusores de arames aquecidos, um destinado ao material de construção da peça, e outro ao material de suporte. O material de suporte é de difícil remoção quando a peça é geometricamente complexa, por exemplo, no caso do rotor da BCI (Figura 7), (Uebelhart, 2010). Segundo Hotzda (2009), os materiais disponíveis para a construção de protótipos no processo de FDM são a cera, o poliéster, a acrilonitrila butadieno estireno (ABS), o policarbonato (PC), e a polifenilsulfona (PPSF). O material utilizado na construção do protótipo da BCI foi o ABS, um copolímero de estrutura amorfa composto de 3 monômeros: Acrilonitrila(C<sub>3</sub>H<sub>3</sub>N), Butadieno(C<sub>4</sub>H<sub>6</sub>) e Estireno(C<sub>8</sub>H<sub>8</sub>).



Figura 7. Em destaque o material de suporte na cor marrom antes de sua remoção no processo de prototipagem de FDM.

Os diversos protótipos foram submetidos a testes “In Vitro” e com base nos resultados obtidos conclui-se que o processo mais viável para confeccionar os protótipos da BCI é através da tecnologia Polyjet® impressora 3D, CONNEX350 (Objet Geometries, Israel), devido à boa qualidade superficial apresentada, e pelo desempenho na construção dos protótipos.

Testes de hemólise foram realizados com um protótipo da BCI, de acordo com as Normas ASTM F1830 e ASTM F1841, para quantificar os danos causados ao sangue pela

#### Avaliação de parâmetros de uma bomba centrífuga...

BCI, e seu índice de hemólise foi de 0,0054 mg/100L, considerado satisfatório. Testes de posicionamento e implante da BCI em cadáveres foram realizados. Duas técnicas de implante consideram o implante da BCI na região abdominal, com cânulas atravessando o diafragma (Figura 8), e uma técnica considera o implante na cavidade torácica. A diferença entre as duas técnicas abdominais está no posicionamento da cânula de saída da BCI que pode ocorrer na aorta descendente ou na aorta abdominal. Vale ressaltar que, no posicionamento abdominal com a cânula de saída para a aorta descendente, as duas cânulas atravessam o diafragma. Por outro lado, no posicionamento abdominal com cânula de saída para a aorta abdominal, somente a cânula de entrada atravessa o diafragma (Bock, 2007).

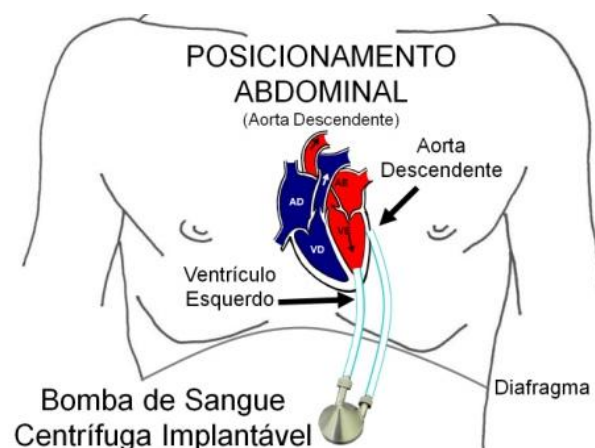


Figura 8. Posicionamento Abdominal da Bomba Centrífuga Implantável e suas cânulas de entrada e saída conectadas no ápice do Ventrículo Esquerdo e na Aorta Descendente, respectivamente.

Testes de simulação computacional (Computational Fluid Dynamics – CFD) e de desempenho hidrodinâmico também foram realizados. Atualmente o projeto da BCI se encontra na fase de testes “In Vivo” em suínos. Este trabalho tem como objetivo avaliar e monitorar parâmetros do protótipo da BCI, assim comprovar sua eficiência e permitir sua utilização no teste “In Vivo”. O teste foi realizado através de um circuito que simula parte das condições às quais a BCI fica exposta durante o experimento “In Vivo”.

CORRÊA, R.; UEBELHART, B.; UTIYAMA, B.; FONSECA, J.

## 2 Materiais e Metodologia

Para realização do teste “In Vitro” foi montada uma bancada de testes (Figura 9) composta por: reservatório acrílico, monitor de pressão, fluxômetro ultrassônico (HT110, Transonic Systems), tubos de silicone, uma fonte de energia, um “clamp”, protótipo em titânio, motor sem escovas (“brushless”), controlador MAXON (modelo 1-Q-EC Amplifier DEC50/5), e termômetro digital Dixtal DX 23020 (Dixtal, São Paulo, SP). Na realização do teste utilizou-se uma solução de 1/3 de glicerina, 1/3 de água destilada e 1/3 de álcool 99%.

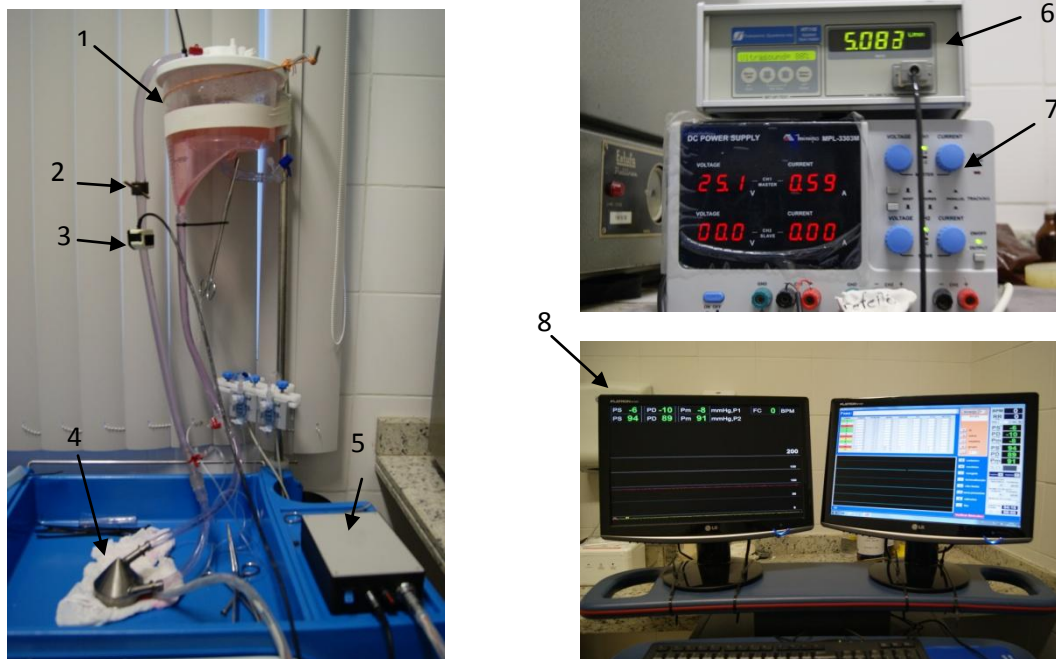


Figura 9. Fotos da bancada de teste. 1.Reservatório de acrílico; 2. “Clamp”; 3. Transdutor ultrassônico de fluxo; 4. Protótipo da BCI; 5. Controlador; 6. Fluxômetro; 7. Fonte de energia; 8. Monitor de pressão.

Para a montagem do protótipo foi utilizado um cone externo em titânio e o rotor utilizado foi construído através da tecnologia de prototipagem rápida. Depois de construído, ímãs de neodímio foram fixados à base do rotor, o mancal cerâmico foi posicionado e o rotor foi vedado para utilização no teste. O rotor foi posicionado nos mancais e o protótipo foi finalizado (Figura 10).



Avaliação de parâmetros de uma bomba centrífuga...

---



Figura 10. Protótipo em titânio da BCI utilizado no teste.

Depois de realizada a montagem de todo o sistema, foram estabelecidas na bancada de testes uma rotação fixa de 1800 rpm com um fluxo de 5 L/min e uma pressão de 100 mmHg. A temperatura ambiente inicial se encontrava a 28,7 °C. A oscilação da temperatura, tanto do motor como do cone externo, são medidas criteriosamente para garantir que não haja queda na saturação do sangue (falha no transporte de oxigênio pela hemoglobina) durante o teste “In Vivo”.

Os parâmetros analisados foram: fluxo, pressão, rotação, corrente do motor, temperatura do cone externo da BCI e do motor. O fluxo diz respeito ao volume por minuto de fluido que é injetado do dispositivo, que desenvolve a função do ventrículo, para o reservatório. O volume normal ejetado por um coração saudável é de 5 L/min. A pressão arterial sistólica, nos adultos saudáveis, é de 120 mmHg, onde o sangue desloca-se através das artérias pela pressão na aorta ser mais alta do que nos vasos mais distantes (Polito, 2003). Durante a diástole, a pressão aórtica diminui para aproximadamente 70-80 mmHg, em adultos saudáveis, consequentemente o sangue continua a deslocar-se no interior dos vasos mais pequenos. No teste, com o auxílio de um “clamp” a pressão foi mantida em 100 mmHg. Depois de finalizado o teste, o protótipo foi desmontado para verificar a ocorrência de desgaste nos mancais e a integridade do rotor.





CORRÊA, R.; UEBELHART, B.; UTIYAMA, B.; FONSECA, J.

### 3 Resultados e Discussões

Durante a avaliação “In Vitro”, os parâmetros foram monitorados, dando origem a Tabela I, que consiste em dados relacionados ao funcionamento da BCI de acordo com o tempo ministrado em minutos.

Tabela I. Dados obtidos durante o teste.

Tempo	Rotação	Fluxo	Pressão	Corrente	Cone Externo	Motor
(minutos)	(RPM)	(L/min)	(mmHg)	(mA)	(°C)	(°C)
<b>0</b>					28,8	29
<b>5</b>	1800	5	100	0.66	30	32
<b>20</b>	1800	5,07	101	0.60	29,6	31,5
<b>40</b>	1800	5,02	100	0.60	29,4	31,2
<b>60</b>	1800	5	97	0.59	29,8	30,8
<b>80</b>	1800	5	102	0,58	29,6	31
<b>100</b>	1800	5,03	100	0.60	29,4	31,3
<b>120</b>	1800	5	98	0.62	29,9	31
<b>140</b>	1800	5,09	99	0.58	30	31,5
<b>160</b>	1800	5,02	103	0.59	29,8	31,2
<b>180</b>	1800	5,01	100	0.60	29,7	31
<b>Média</b>		5,02	100	0,60	29,6	31

As médias em relação aos parâmetros analisados durante o teste permitem melhor avaliar o desempenho da BCI. Tendo em vista que os parâmetros submetidos no início do procedimento dizem respeito a um coração saudável, a BCI manteve durante todo o teste os parâmetros com valores normais. As variações ocorridas são irrelevantes, pois até mesmo em um coração saudável há variações de frequência, pressão e fluxo; de acordo com o estado emocional, físico e principalmente neurológico, onde muitas vezes são monitorados por equipamentos médicos.



#### **4 Conclusões**

Os resultados do monitoramento dos parâmetros da BCI se demonstraram satisfatórios, pois não foram encontradas alterações nos valores normais de funcionamento do dispositivo. Durante o teste, o valor mínimo e máximo de temperatura do dispositivo, respectivamente 29,4°C e 32°C se apresentaram dentro dos padrões, já que a temperatura do sangue é mantida próxima a 37°C pelos mecanismos reguladores do corpo humano.

Não ocorreram vazamentos no dispositivo durante o testes ou escape do ar presente dentro do rotor para dentro do dispositivo. É importante a verificação de vazamentos no dispositivo devido às reações geradas pela interação do ar com o sangue. A presença de ar no sangue desencadeia a agregação de plaquetas, hemácias e glóbulos de gordura às bolhas de ar, promovendo obstrução de vasos pulmonares, com consequente aumento da resistência vascular, redução da complacência pulmonar entre outros efeitos em cascata ocasionando o óbito (Figueiredo, 2001).

O protótipo estudado neste trabalho será utilizado no experimento “In Vivo”, o experimento agudo tem duração de seis horas de Assistência Ventricular Esquerda (AVE) em posição paracorpórea. O animal candidato para a realização do procedimento, um suíno da raça Landrace entre 45 Kg e 75 Kg, é selecionado uma semana antes da cirurgia pelo veterinário responsável. Os objetivos do teste “In Vivo” são avaliar as alterações agudas causadas pela BCI ao organismo do animal, definir parâmetros hemodinâmicos e laboratoriais e compará-los com os resultados dos testes “In Vitro”, analisar o desempenho da BCI bombeando em paralelo com o coração natural do animal e aperfeiçoar os procedimentos e técnicas cirúrgicas de implante do DAV.

#### **5 Agradecimento**

Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP, Secretaria de Ciência, Tecnologia e Insumos Tecnológicos – Ministério da Saúde, Hospital do Coração – HCor, Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia – IDPC, Faculdade de Tecnologia de Sorocaba – FATEC-SO.



CORRÊA, R.; UEBELHART, B.; UTIYAMA, B.; FONSECA, J.

## 6 Referências Bibliográficas

- ANDRADE, A, DINKHUYSEN, J., SOUSA, J.E., OHASHI, Y., HEMMINGS, S., NOSÉ, Y. (1996). “Characteristics of a Blood Pump Combining the Centrifugal and Axial Pumping Principles: The Spiral Pump”. **Artif. Organs**, 20(6):605-12.
- ANDRADE, A. J. P. **Desenvolvimento de Testes “In Vitro” e “In Vivo” de Dispositivos de Assistência Circulatória Sanguínea Uni e Biventricular e um Coração Artificial Auxiliar (CAA) Eletromecânico, Totalmente Implantável**. 2012. 4-38p. Tese de Livre Docência. Universidade de São Paulo – USP, Escola Politécnica – POLI, 2012.
- BOCK, E. G.P, **Projeto, Construção e Testes de Desempenho “In Vitro” de uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável**. Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 9, 74-77 p. Dissertação (Mestrado), 2007.
- BOCK, E. et al. New Centrifugal Blood Pump With Dual Impeller and Double Pivot Bearing System: Wear Evaluation in Bearing System, Performance Tests, and Preliminary Hemolysis Tests. **Artificial Organs**, v.32, n.4, p. 330, 2008.
- FIGUEIREDO, L. F.; CAPONE, A. Como identificar, tratar e prevenir a embolia gasosa relacionada a cateteres venosos centrais? **Rev. Assoc. Med. Bras.** [online]. 2001, vol.47, n.3, pp. 179-180. ISSN 0104-4230.
- IORELLI, A.; OLIVEIRA, J.; COELHO, G.; ROCHA, D. Assistência circulatória mecânica: porque e quando. **Rev. Med.** (São Paulo). jan.-mar.,87(1):1-15. 2008.
- HOTZDA, D. Prototipagem Rápida de Pilhas a Combustível de Óxido Sólido. **Revista Matéria**, Rio de Janeiro, v.14, n.4, pp.1101-1113, 2009. ICMT Press, ed. 4, 238 p.
- NOSÉ, Y.; MOTOMURA, T. **Cardiac Prosthesis – Artificial Heart and Assist Circulation**. Houston:ICMT Press, ed. 4, 238 p., 2003.
- POLITO, M.D.; FARINATTI, P.T.V. Respostas de frequência cardíaca, pressão arterial e duplo-produto ao exercício contra-resistência: uma revisão da literatura. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. **Laboratório de Atividade Física e Promoção da Saúde LABSAU/UERJ**, Rio de Janeiro, Brasil. vol. 3, n.º 1, pp79–81, 2003.
- UEBELHART, B. **Prototipagem Rápida para Ensaio “In Vitro” de uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável**, Sorocaba: Faculdade de Tecnologia de Sorocaba, pp15, 19-22, 31-39, Dissertação (Graduação), 2010.
- UEBELHART, B.; UTIYAMA, B.; FONSECA, J.; BOCK, J.; ANTUNES, P.; LEME, J.; SILVA, C.; LEÃO, T.; BISCEGLI, J.F.; ANDRADE, A.; In: **VII Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais**. SLABO - Sociedade Latina Americana de Biomateriais, Órgãos Artificiais e Engenharia de Tecidos, UFRN Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, Rio Grande do Norte, 22 a 25 de agosto de 2012.