

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE A REDAÇÃO FINAL DA  
TESE DEFENDIDA POR Eduardo Guy Perpetuo  
Bock E APROVADA  
PELA COMISSÃO JULGADORA EM 18/02/2011

  
ORIENTADOR

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA  
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA**

Eduardo Guy Perpetuo Bock

**Projeto, Construção e Testes de um Dispositivo  
de Assistência Ventricular: Bomba de Sangue  
Centrífuga Implantável**

Eduardo Guy Perpétuo Bock

# **Projeto, Construção e Testes de um Dispositivo de Assistência Ventricular: Bomba de Sangue Centrífuga Implantável**

Tese apresentada ao Curso de Doutorado da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Estadual de Campinas, como requisito para a obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Materiais e Processos de Fabricação

Orientador: Antônio Celso Fonseca de Arruda

Co-orientador: Aron José Pazin de Andrade

Campinas  
2011

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA E ARQUITETURA - BAE - UNICAMP

B637p Bock, Eduardo Guy Perpétuo  
Projeto, construção e testes de um dispositivo de assistência ventricular: bomba de sangue centrífuga implantável / Eduardo Guy Perpétuo Bock. --Campinas, SP: [s.n.], 2011.

Orientadores: Antonio Celso Fonseca de Arruda, Aron José Pazin de Andrade.

Tese de Doutorado - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Coração - Ventrículo esquerdo. 2. Hemólise. 3. Cardiologia. 4. Órgãos artificiais. 5. Implantes artificiais. I. Arruda, Antonio Celso Fonseca de. II. Andrade, Aron José Pazin de. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Mecânica. IV. Título.

Título em Inglês: Design, manufacturing and evaluation of a ventricular assistance device: implantable centrifugal blood pump

Palavras-chave em Inglês: Heart - Left ventricle, Hemolysis, Cardiology, Artificial organs, Artificial implants

Área de concentração: Materiais e Processos de Fabricação

Titulação: Doutor em Engenharia Mecânica

Banca examinadora: Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia, Maria Clara Filippini  
Ierardi, José Roberto Cardoso, Denys Emilio Campion Nicolosi

Data da defesa: 18/02/2011

Programa de Pós Graduação: Engenharia Mecânica

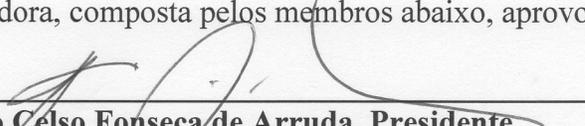
**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA  
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA  
DEPARTAMENTO DE MATERIAIS E PROCESSOS DE  
FABRICAÇÃO**

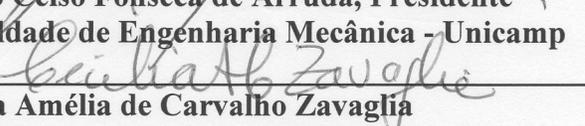
**TESE DE DOUTORADO**

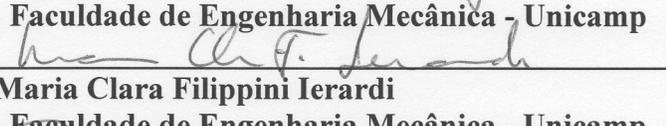
**Projeto, Construção e Testes de um Dispositivo  
de Assistência Ventricular: Bomba de Sangue  
Centrífuga Implantável**

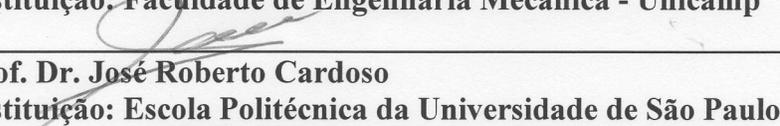
Autor: Eduardo Guy Perpétuo Bock  
Orientador: Antônio Celso Fonseca de Arruda  
Co-orientador: Aron José Pazin de Andrade

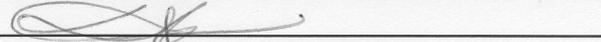
A Banca Examinadora, composta pelos membros abaixo, aprovou esta Tese:

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. Dr. Antônio Celso Fonseca de Arruda, Presidente**  
**Instituição: Faculdade de Engenharia Mecânica - Unicamp**

  
\_\_\_\_\_  
**Prof.ª Dr.ª Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia**  
**Instituição: Faculdade de Engenharia Mecânica - Unicamp**

  
\_\_\_\_\_  
**Prof.ª Dr.ª Maria Clara Filippini Ierardi**  
**Instituição: Faculdade de Engenharia Mecânica - Unicamp**

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. Dr. José Roberto Cardoso**  
**Instituição: Escola Politécnica da Universidade de São Paulo**

  
\_\_\_\_\_  
**Prof. Dr. Denys Emilio Campion Nicolosi**  
**Instituição: Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia**

Campinas, 18 de fevereiro de 2011.

Dedico este trabalho ao meu falecido pai,  
Eng. Sidney Axel Bock, por tudo que  
me ensinou e por seu amor eterno.

## Agradecimentos

Agradeço à minha mãe, Maria Alice Perpétuo Bock, por sua incrível dedicação. Agradeço à minha esposa, Karen Cristina Sobral Bock, por seu amor verdadeiro. E agradeço ao meu filho, Ian Sobral Bock, pela inspiração do seu sorriso que me faz querer ser cada dia melhor.

Este trabalho não poderia ser terminado sem a ajuda de diversas pessoas às quais presto minha homenagem sincera: Meu orientador, Prof. Dr. Antônio Celso Fonseca de Arruda, por me mostrar os caminhos a serem seguidos dentro e fora da Unicamp. Meu co-orientador, Prof. Dr. Aron José Pazin de Andrade, por me ensinar a viver, sonhar e seguir lutando apesar dos empecilhos e do obscurantismo. Meus amigos da Federal, por me incentivarem desde nossa adolescência e me ajudarem a construir caráter e personalidade. O Prof. Dr. Yukihiko Nosé, da Baylor College of Medicine em Houston, por seus ensinamentos e seu exemplo de vida. Os colegas, Erlend Hansen, Tadashi Motomura, Yoichi Sugita, Toshiya Okahisa, Stephen Igo e Yuji Suda. Meus amigos, Pedro Ivo Teixeira de Carvalho Antunes, Tarcísio Fernandes Leão, Beatriz Uebelhart e André Cavalheiro por ajudar nos testes e na redação de alguns capítulos deste trabalho. Meus colegas da Angel Medical Systems em New Jersey, David Fischell, Jonathan Harwood, David Keenan, Jane Conover, Daniel Keenan, Santiago Marques e Mario Azevedo. Meus colegas de pesquisa do Centro de Engenharia em Assistência Circulatória, Jeison Fonseca, Juliana Leme, Bruno Utiyama, Cibele Silva, Persio Alfredo Anibal. Os colegas do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, Dr. Hélio Penna, Antonio, Claudia, Karen, Thais, Prof. Dr. Denys Nicolosi, Prof. Dr. Jarbas Dinkhuysen, Prof. Dr. Adib Jatene, Prof. Dr. José Biscegli, Paulo, Isaias, Eduardo, José Carlos, Reinaldo, Edir, Luciano, Cibele, Mariana, Rodrigo, Lourival e Werner. Meus amigos do curso de Engenharia, Luis Armando Cosenza, Régis Tavano, Daniel Ricci, Régis Campos, José Lopes, Marcos Paulo Sigg, Erica Sigg, Fernanda Carrara, Ivo Madruga, Najara Fialho, William Germano, Gabriela Novato, David Shikasho, Cyntia, Leandro, Paulinho, Sergio e Chorós. Meus professores e colegas da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Estadual de Campinas, Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Cecília Zavaglia, André Galdino, Maria Aparecida, Viviane Gomide, Prof. Dr. José Carlos Jacintho, Fabiano Perdigão e os amigos do DEMA e do DPM. Meus colegas de projeto temático, Prof. Dr. José Roberto Cardoso, Prof. Dr. Oswaldo Horikawa, Prof. Dr. Ivan Eduardo Chabu, Prof. Dr. Isaias Silva, Prof. Dr. Diolino Santos, Prof. Dr. Julio Lucchi, Dr. Gilberto Janólio, Shirlei, Fernando, Orlando, Luis Alexandre e Rogério. Meus colegas de congressos e sociedades, Prof. Dr. Marcos Pinotti, Prof. Dr. Blas Melissari, Prof. Dr. Joaquin Rodriguez, Prof. Dr. Alan Slade, Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Sonna Patel, Dr. Paul Machelsky, Angela Hadsell. Meus colegas professores, servidores e alunos do Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia de São Paulo, que me ajudaram de forma direta e indireta na conclusão deste trabalho. Meus tios, sogros, primos e cunhados da nossa família querida.

七転び八起き

“Se cair sete vezes, levantar oito”.

## Resumo

Uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (BSCI) foi projetada e construída para assistência ventricular de longa duração no tratamento de pacientes portadores de doenças cardiovasculares. A proposta do projeto foi desenvolver um Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV) com custos reduzidos, originalidade de desenho e tecnologia nacional. A geometria do rotor da bomba, aliando um cone em espiral com aletas centrífugas, deu origem ao pedido de Patente de Invenção (PI 0706163-3). O desenvolvimento de seus sistemas propulsores se inclui no Projeto Temático FAPESP nº 2006/58773-1. A metodologia baseou-se em testes individuais dos mancais, atuador e rotor, seguidos de testes do conjunto da BSCI em bancada, com sangue humano e em animais. Foram realizadas simulações numéricas por computador que resultaram no dimensionamento da bomba e definição da sua geometria. Foi testado o atrito nos mancais e os resultados que apresentaram maior durabilidade foram do par alumina-polietileno. Testes em dinamômetro resultaram na caracterização do propulsor eletromagnético, um motor sem escovas trifásico de corrente contínua, e seu controlador eletrônico baseado na técnica de controle sem sensores. Foram realizados testes de hemólise de acordo com as Normas ASTM F1830 e ASTM F1841 para quantificar os danos causados ao sangue pela BSCI e seu índice de hemólise foi de 0,0054 mg/100L, considerado excelente. Testes prospectivos em animais para avaliação do implante resultaram na possibilidade de posicionamento da bomba no tórax ou abdome. Após os testes realizados, a BSCI projetada e construída foi considerada uma opção segura para o tratamento das doenças cardiovasculares. Como trabalhos futuros, serão realizados mais testes em animais para avaliação do funcionamento da BSCI antes dos testes em pacientes.

*Palavras Chave:* Órgãos Artificiais, Bombas de Sangue, Dispositivos de Assistência Ventricular.

## **Abstract**

An Implantable Centrifugal Blood Pump was developed for long-term ventricular assistance in cardiac patients. In vitro tests were performed, as wear evaluation, performance tests and hemolysis tests in human blood. Preliminary tests were performed with a non-implantable pump in order to properly locate the inlet port. Numerical computational simulations were performed in order to predict its best geometry. Wear evaluations helped to select the best materials for double pivot bearing system proposed to achieve longer durability. Performance tests pointed the best impeller geometry. The Implantable Centrifugal Blood Pump was compared with other two blood pumps. One is a centrifugal blood pump for cardiopulmonary bypass and the other is a similar implantable device called Gyro - Nedo Pump. The proposed implantable centrifugal blood pump showed the best performance. But, its results showed a strong descendant curve in high flow. Other prototype was manufactured with a different inlet port angle to overcome this problem. According to ASTM, the normalized index of hemolysis (NIH) tests were performed “In Vitro” with human blood in closed circuit (mock loop) in normalized conditions, as flow of 5 L/min and total pressure ahead of 100 mm Hg. After six hours, NIH measured 0.0054 mg/100L that can be considered excellent since it is close to the minimum found in literature (between 0.004 g/ 100L e 0.02 g/ 100L). Prior to evaluate performance during “In Vivo” animal studies, anatomical studies were necessary to achieve best configuration and cannulation for Left Ventricular Assistance. Results were considered satisfactory and “In Vivo” tests will be performed looking forward to implant it in patients.

*Key Words:* Artificial Organs, Blood Pumps, Ventricular Assist Devices

## Lista de Ilustrações

Figura 1.1 - Posicionamento do balão intra-aórtico .....	12
Figura 1.2 - Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (BSCI) e seu posicionamento no corpo humano.....	14
Figura 2.1 - Paciente recuperada com DAV e o Dr. Michael E. DeBakey.....	17
Figura 2.2 - Foto do dispositivo criado por Liotta.....	18
Figura 2.3 - Foto do dispositivo criado pelo Dr. Tetsuzo Akutsu.....	18
Figura 2.4 - Foto do “Utah-TAH”, o Jarvik-7 (à esquerda) e pacientes num hospital se movimentando com o grande console de acionamento pneumático (à direita).....	19
Figura 2.5 - Equipe do IDPC em experiências com bezerros .....	22
Figura 2.6 - Foto da bomba axial brasileira.....	23
Figura 2.7 - Foto da bomba centrífuga Biopump da empresa “Medtronic”.....	24
Figura 2.8 - Componentes do elemento descartável da bomba Spiral Pump.....	25
Figura 2.9 - Bomba Centrífuga Capiox da Terumo Cardiovascular Systems.....	26
Figura 2.10 - Classificação dos dispositivos conforme a disposição do implante.....	27
Figura 2.11 - Fotos do dispositivo Thoratec do Texas Heart Institute.....	29
Figura 2.12 - Foto do dispositivo Novacor da Baxter Laboratories.....	29
Figura 2.13 - Ilustração e foto do dispositivo Heartmate VE do Texas Heart Institute.....	30
Figura 2.14 – Foto do dispositivo BVS 500 da empresa Abiomed ao lado de seu console de acionamento pneumático.....	31
Figura 2.15 - Dispositivo Medos da empresa Medos Medizintechnik.....	31
Figura 2.16 - Dispositivo Berlin Heart da empresa Mediport Kardio-technik.....	32
Figura 2.17 - O DAV-InCor do Instituto do Coração em São Paulo.....	32

Figura 2.18 - O dispositivo pulsátil da Braile Biomédica. ....	33
Figura 2.19 - O coração artificial Jarvik-7 em vários modelos. ....	33
Figura 2.20 - Foto do coração artificial Abiocr. ....	34
Figura 2.21 - Esquema de implantação do coração artificial Abiocr. ....	35
Figura 2.22 - Foto do dispositivo da Nimbus da Cleveland Clinic Foundation. ....	35
Figura 2.23 - Coração desenvolvido na Universidade da Pensilvânia. ....	36
Figura 2.24 - Sistemas do projeto do Coração Artificial Auxiliar do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia. ....	37
Figura 2.25 - Esquema de funcionamento da bomba Hemopump. ....	38
Figura 2.26 - Localização da bomba Hemopump do Texas Heart Institute. ....	39
Figura 2.27 - Bomba axial DeBakey da Baylor College of Medicine. ....	40
Figura 2.28 - Foto da bomba Jarvik 2000 do Texas Heart Institute. ....	40
Figura 2.29 - Bomba axial do Instituto do Coração de Curitiba. ....	41
Figura 2.30 - Bomba axial da empresa Braile Biomédica. ....	42
Figura 2.31 - Projeto Streamliner da Universidade de Pittsburgh, Pennsylvania. ....	42
Figura 2.32 - Bomba axial Heartmate II da Thermo Cardio Systems. ....	43
Figura 2.33 - Possibilidade de inserção do dispositivo Impella em vasos periféricos. ....	43
Figura 2.34 - Foto e esquema da bomba Evaheart. ....	46
Figura 2.35 – Foto e detalhes do rotor da bomba centrífuga Gyro. ....	46
Figura 2.36 - Fotos da bomba centrífuga implantável Heartmate III. ....	48
Figura 2.37 - Foto e posicionamento da bomba centrífuga implantável Coraide. ....	48
Figura 2.38 - Foto e radiografia da bomba centrífuga implantável Duraheart. ....	49
Figura 2.39 - Foto e esquema da bomba Deltastream da empresa Medos. ....	50
Figura 2.40 - Fotos da bomba Ventrassist da empresa Ventracor de Sidney, Austrália. ....	51

Figura 2.41 - Esquema da bomba rotativa Cora.....	53
Figura 3.1 - Foto do dispositivo projetado e construído. Cone externo da BSCI em titânio, rotor em poliamida e motor BLDC.....	54
Figura 3.2 - Desenhos da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável conforme seu pedido de registro de patente. ....	57
Figura 3.3 - Etapas de desenvolvimento da BSCI no projeto temático.....	59
Figura 3.4 - Assuntos envolvidos no desenvolvimento da BSCI.....	60
Figura 3.5 - Modelo tridimensional dos componentes da BSCI. ....	61
Figura 3.6 - Eixo central do rotor e alojamento para ímãs na base do rotor (em corte).....	61
Figura 3.7 - Modelos 3D/CAD da peça de suporte para os ímãs e capa externa do motor.....	62
Figura 3.8 – Capa interna, suporte de ímãs e capa externa, respectivamente. ....	62
Figura 3.9 – Protótipos do rotor e cones externos da BSCI: em titânio (abaixo à esquerda), material translúcido - acrílico (abaixo, centro) e poliamida (abaixo à direita). ....	63
Figura 3.10 - Protótipos da BSCI em material translúcido com os rotores ao centro, confeccionados através da combinação de técnicas manuais e usinagem. ....	64
Figura 3.11 - Base e cone externo, com mancais “fêmea” posicionados ao centro. ....	64
Figura 3.12 - Protótipo da base do rotor com alojamento para os ímãs, protótipo do rotor em poliamida com mancal macho e protótipo em ABS do rotor, respectivamente.....	64
Figura 3.13 - Protótipo do rotor da BSCI e do cone externo da BSCI, obtidos por FDM. Em destaque, na cor marrom, o material de suporte antes de sua remoção.....	65
Figura 3.14 - Protótipos do rotor e base confeccionados por meio da tecnologia Polyjet. ....	66
Figura 3.15 - Deposição das gotículas, em razão da frequência em Hz.....	67
Figura 3.16 - Protótipos do rotor confeccionados em ABS por FDM. ....	67
Figura 3.17 – Imperfeições provenientes do processo de FDM.....	68

Figura 3.18 - Em destaque, imperfeições superficiais provenientes do processo de prototipagem de FDM. ....	69
Figura 3.19 - Dano causado ao protótipo durante a remoção do material de suporte. ....	69
Figura 3.20 - Vazamento apresentado pelo protótipo de ABS.....	70
Figura 3.21 - Protótipo em ABS com a saída danificada. ....	70
Figura 3.22 - Vazamento de água através dos poros do protótipo obtido por SLS.....	71
Figura 3.23 – Foto da BSCI sobre o motor mostrando o acoplamento magnético com o rotor, ao lado do controlador eletrônico.....	72
Figura 3.24 - Esquema de um motor BLDC trifásico. ....	72
Figura 3.25 - A corrente de fase sincronizada com a BEMF. ....	73
Figura 3.26 - Circuito de conexão triângulo de um motor BLDC. ....	73
Figura 3.27 - (a) Circuito de conexão estrela; (b) Corrente de fase típica de um motor BLDC em cada um dos 6 passos. ....	74
Figura 3.28 - Foto do controlador utilizando o ML4426 e driver de potência.....	76
Figura 4.1 – Geometria do rotor da BSCI. Cone em espiral na porção superior do rotor seguido por aletas na porção inferior.....	78
Figura 4.2 - Rotor com o eixo cerâmico do mancal macho. ....	78
Figura 4.3 - Sistema de mancais e seu encaixe, mancais fêmea (em preto) e mancal macho (em cinza) com suas respectivas dimensões.....	79
Figura 4.4 - Posicionamento do mancal macho através do rotor da BSCI.....	79
Figura 4.5 - Mancal fêmea superior e inferior. ....	80
Figura 4.6 - Processo de furação para ajuste do cone externo, base do cone externo com mancal fêmea posicionado e cone externo. ....	80

Figura 4.7 – Mancal cerâmico-polimérico da BSCI e as forças atuantes no rotor durante seu funcionamento. ....	81
Figura 4.8 – Três topologias possíveis para o motor da BSCI, radial interno, radial externo ou axial. ....	82
Figura 4.9 – Motores BLDC encontrados no mercado para testes com a bomba. ....	82
Figura 4.10 – Bancada desenvolvida para os testes de atrito com sistema digital de medição da carga. ....	83
Figura 4.11 - Fotos do motor BLDC estudado (a) vista lateral; (b) vista superior; (c) detalhe do posicionamento das bobinas e do rotor (entre dois discos com ímãs) e; (d) detalhe do acoplamento com a bomba. ....	84
Figura 4.12 – Vetores de velocidade no interior da BSCI e distribuição da tensão de cisalhamento na superfície do rotor. ....	85
Figura 4.13 - Fotos da bancada de testes de desempenho. ....	86
Figura 4.14 - Circuito montado para os testes de hemólise. ....	87
Figura 4.15- Posicionamento Abdominal da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável e suas cânulas de entrada e saída conectadas no ápice do Ventrículo Esquerdo e na Aorta Descendente, respectivamente. ....	88
Figura 4.16 - Posicionamento Abdominal da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável e suas cânulas de entrada e saída conectadas no ápice do Ventrículo Esquerdo e na Aorta Abdominal, respectivamente. ....	89
Figura 4.17 - Posicionamento Torácico da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável e suas cânulas de entrada e saída conectadas no ápice do Ventrículo Esquerdo e na Aorta, respectivamente. ....	90
Figura 5.1 – Gráfico da distribuição da força em função da distância do acoplamento. ....	94

Figura 5.2 – Montagem do motor no dinamômetro e curva da potência mecânica versus torque obtida no motor estudado em 1500, 2000 e 2500 rpm. ....	94
Figura 5.3 – Potência do motor em W por rotação medida em duas situações diferentes, em contato com o mancal inferior (Situação 1) e em contato com o mancal superior (Situação 2). ....	95
Figura 5.4 - (a) Sinal da BEMF com referência no neutro; (b) sinal da BEMF com fase alinhada e; (c) sinal da BEMF com fase desalinhada. ....	96
Figura 5.5 - Gráfico comparativo entre Spiral Pump e BSCI. ....	98
Figura 5.6 - Gráfico comparativo entre Gyro e BSCI. ....	99
Figura 5.7 - Gráfico comparativo entre Protótipo 1 e 2 da BSCI. ....	99
Figura 5.8 - Gráfico de evolução da PFH durante experimento. ....	101
Figura 5.9 - Gráfico do NIH durante experimentos com sangue humano. ....	102
Figura 5.10 - Fotos do Estudo Anatômico Prospectivo em animais mostrando o Posicionamento Abdominal da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável e suas cânulas de entrada, conectadas ao Ventrículo Esquerdo, e de saída para (a) Aorta Descendente e (b) Aorta Abdominal. ....	102
Figura 5.11 - Fotos do Estudo Anatômico Prospectivo em animais mostrando o Posicionamento Torácico da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável e suas cânulas de entrada e saída sem interferência no diafragma. ....	103
Figura 5.12 - Detalhe da cânula atravessando o diafragma no Posicionamento Abdominal da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável. ....	104

## Lista de Tabelas

Tabela 1.1 - Lista de espera de pacientes ativos e semi-ativos para o transplante cardíaco no primeiro semestre de 2009. ....	4
Tabela 1.2 - Indicações de uso da assistência circulatória mecânica .....	9
Tabela 2.1 - Os 3 tipos de bomba centrífuga conforme sua utilização. ....	45
Tabela 3.1 - Materiais utilizados pelos modelos de impressora 3D Dimension Inc. ....	66
Tabela 5.1 - “Ranking” dos materiais que sofreram menor perda de massa por atrito. ....	92
Tabela 5.2 - Carga estática necessária para a perda de sincronia no acoplamento da BSCI. Em destaque, a distância usual entre os ímãs do motor e do rotor. ....	93
Tabela 5.3 - Consumo de corrente do motor da BSCI com e sem a carga.....	95

## Lista de Abreviaturas e Siglas

### *Siglas*

<b>ABS</b> Acrilonitrila Butadieno Estireno	<b>FVM</b> Método dos Volumes Finitos
<b>BLDC</b> Motor elétrico sem escovas de corrente contínua	<b>ICESP</b> Instituto de Cardiologia do Estado de São Paulo
<b>BSCI</b> Bomba de Sangue Centrífuga Implantável	<b>IDPC</b> Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, Universidade de São Paulo
<b>BTR</b> Ponte para a recuperação	<b>IFSP</b> Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia de São Paulo
<b>BTT</b> Ponte para o transplante	<b>ISHLT</b> Sociedade Internacional de Transplantes de Coração e Pulmão.
<b>BVAD</b> Dispositivo de Assistência Biventricular	<b>ITA</b> Instituto Tecnológico da Aeronáutica
<b>CAD</b> Projeto auxiliado pelo computador	<b>LVAD</b> Dispositivo de Assistência Ventricular Esquerda
<b>CAE</b> Engenharia auxiliada pelo computador	<b>NIH</b> Índice Normalizado de Hemólise
<b>CAM</b> Manufatura auxiliada pelo computador	<b>PC</b> Policarbonato
<b>CEC</b> Circulação Extracorpórea	<b>PCPS</b> Suporte Cardiopulmonar Percutâneo
<b>CPB</b> Técnica de “Bypass” cardiopulmonar, Circulação Extracorpórea	<b>PEUHMM</b> Polietileno de Ultra-alta Massa Molar
<b>CTI</b> Centro de Tecnologia da Informação	<b>PPSF</b> Polifenilsulfona
<b>DAV</b> Dispositivo de Assistência Ventricular	<b>PR</b> Prototipagem Rápida
<b>DSP</b> Processador Digital de Sinais	<b>PTFE</b> Politetrafluoretileno, Teflon
<b>DT</b> Terapia Destino	<b>PU</b> Poliuretano
<b>ECMO</b> Circulação Extracorpórea com Oxigenador de Membrana	<b>RVAD</b> Dispositivo de Assistência Ventricular Direita
<b>EPUSP</b> Escola Politécnica da Universidade de São Paulo	<b>SL</b> Estereolitografia
<b>FDA</b> Organismo de controle de alimentos e medicamentos nos Estados Unidos.	<b>SLS</b> Sinterização Seletiva a Laser
<b>FDM</b> Modelagem por Fusão e Deposição	<b>TCA</b> Tempo de Coagulação Ativada
<b>FEM</b> Método dos Elementos Finitos	

## Lista de Equações

Equação 5.1 – Equação do Índice Normalizado de Hemólise. ....	101
---	-----

# SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	Dispositivos de Assistência Ventricular - DAV .....	6
1.1.1	Aplicações, indicações e contra-indicações .....	8
1.1.2	Assistência circulatória em série e em paralelo .....	11
1.2	Objetivos do trabalho.....	13
2	REVISÃO DA LITERATURA .....	15
2.1	Desenvolvimento histórico .....	15
2.2	Desenvolvimento histórico brasileiro .....	19
2.3	Bombas para circulação extracorpórea versus DAVs .....	24
2.4	Apresentação dos DAVs.....	26
2.5	Bombas de fluxo pulsátil .....	28
2.6	Bombas axiais.....	38
2.7	Bombas Centrífugas Implantáveis.....	44
2.7.1	Evaheart .....	45
2.7.2	Gyro C1E3 e NEDO PI-601 .....	46
2.7.3	Heartmate III.....	47
2.7.4	Coraide.....	48
2.7.5	Duraheart.....	49
2.7.6	Deltastream - MDP .....	50
2.7.7	Ventrassist.....	51
2.7.8	Outras bombas: HeartWare, Taita, ICP, MSCP e Cora Valveless.....	52

3	DISPOSITIVO PROJETADO E CONSTRUÍDO .....	54
3.1	Pedido de Patente de Invenção .....	55
3.2	Financiamento como Projeto Temático pela FAPESP .....	59
3.3	Projeto e criação de modelos tridimensionais .....	61
3.4	Prototipagem rápida.....	62
3.5	Controlador Eletrônico .....	71
3.5.1	Conexão estrela.....	74
3.5.2	Acionamento do motor BLDC.....	75
3.5.3	Acionamento sem sensor de posição – “sensorless” .....	75
3.5.4	Controlador ML4426 .....	76
4	MATERIAIS, MÉTODOS E PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS .....	77
4.1	Rotor da Bomba.....	77
4.2	Mancais.....	78
4.3	Propulsor eletromagnético .....	81
4.4	Testes de Atrito dos Mancais.....	82
4.5	Testes em Dinamômetro.....	83
4.6	Testes de Desempenho .....	85
4.7	Testes de Hemólise.....	86
4.8	Testes em Animais.....	88
5	APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS .....	91
5.1	Resultados dos testes de atrito realizados com os Mancais.....	91
5.2	Resultados dos testes realizados com o propulsor e controlador.....	93
5.3	Resultados dos testes de desempenho da BSCI.....	97

5.4	Resultados dos ensaios normalizados de hemólise da BSCI.....	100
5.5	Resultados dos testes prospectivos em animais.....	102
6	CONCLUSÕES .....	105
7	CONTINUIDADE DA PESQUISA.....	106
	Referências Bibliográficas .....	107
	APÊNDICE A: Parecer do Comitê de Ética em Pesquisas com Animais .....	113
	APÊNDICE B: Modelo Matemático de uma Bomba de Sangue Centrífuga.....	114
	APÊNDICE C: Trabalhos publicados, artigos em revistas e anais de eventos .....	120

# 1 INTRODUÇÃO

A idéia de utilizar um dispositivo mecânico como coração artificial deixou de ser ficção científica há mais de três décadas. No entanto, diversos pormenores distinguem as várias opções de utilização de bombas de sangue e suas aplicações tornando o termo “Coração Artificial”, por vezes, um termo muito genérico, por vezes, impreciso. O conceito de utilização de uma bomba para a circulação do sangue tem quase 200 anos, sua origem foi registrada em trabalhos de LeGallois (LEGALLOIS, 1812 *apud* ROSENBERG, 1991). No entanto, a primeira aplicação deste conceito foi desenvolvida por DeBakey em 1934, na Universidade Tulane (New Orleans, E.U.A), e é conhecida, atualmente, como bomba peristáltica ou bomba de roletes (DEBAKEY, 1934 *apud* DEBAKEY, 2000). Em 1953, Gibbon e seu grupo realizaram a primeira Circulação Extracorpórea (CEC) liderando o desenvolvimento das cirurgias de coração aberto. Seu equipamento consistia de uma bomba e um oxigenador de sangue, permitindo a manutenção do fluxo e da troca de gases sanguíneos durante a cirurgia, enquanto o coração e os pulmões eram mantidos fora da circulação (GIBBON, 1954 *apud* FUCHS, 2002). Em 1961, Dennis e colegas inseriram uma cânula no ventrículo esquerdo para CEC, que retornava à artéria femoral, técnica utilizada até os dias de hoje em cirurgias cardíacas (BROWN, 1966).

No Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, em 1962, já se havia desenvolvido uma máquina de circulação extracorpórea. Enquanto isso, Liotta realizava o primeiro implante clínico de um Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV) pulsátil (LIOTTA, 1964 *apud* FUCHS, 2002). Com o aperfeiçoamento das técnicas cirúrgicas e o desenvolvimento da tecnologia mecânica e eletrônica, esforços foram realizados na tentativa de substituir totalmente o coração natural.

Os precursores dos estudos relacionados a coração artificial foram Coolley e Liotta que em 1969 implantaram o primeiro coração artificial total (DEBAKEY, 2000). O primeiro sucesso mundialmente comprovado no implante de coração artificial total foi obtido pelo grupo do Dr. Kolff em 1983, na Universidade de Utah (DEVRIES, 1984). Embora o paciente tenha ficado conectado a um grande console externo e seu comportamento clínico foi instável, o suporte circulatório foi mantido por 112 dias. No início da década de 90 foi criado o Novacor (Baxter

Health Care Co., Oakland, CA, EUA), que viria a ser o dispositivo mais utilizado como ponte para o transplante cardíaco (ARABIA, 1999).

Em 1993, foi desenvolvida uma unidade de controle portátil com baterias recarregáveis. Esta unidade portátil foi acondicionada em uma bolsa ficando pendurada externamente ao paciente, isto possibilitou uma maior mobilidade aos pacientes usuários do Novacor tornando o sistema parcialmente implantável (DELGADO, 2002).

O Heartmate (Thermo Cardiosystem (TCI) Inc., Woburn, MA, EUA) foi o primeiro DAV aprovado pelo órgão competente nos EUA, o “Food and Drug Administration” (FDA), como ponte para transplante cardíaco (ARABIA, 1999). Entre 1984 e 1996, um total de 1286 equipamentos de assistência ventricular foram implantados como ponte para transplante no mundo e, além destes, outros 234 corações artificiais foram implantados, também, como ponte para transplante (ABE, 1999).

Outro tipo de equipamento de assistência ventricular, conhecido como bomba de sangue axial, surgiu como resposta aos problemas dos dispositivos pulsáteis, únicos dispositivos implantáveis até então. Entre outras vantagens, como as dimensões reduzidas e a não necessidade de instalação de válvulas cardíacas artificiais, as bombas axiais apresentaram fácil operação e baixos índices de hemólise, se comparados com os dispositivos pulsáteis. Em abril de 1988, no “Texas Heart Institute”, Wampler e sua equipe iniciaram as pesquisas de uma bomba axial denominada Hemopump que, com um cabo flexível, transmitia o movimento de um motor para a bomba propriamente dita (IBMT, 2004).

Com a miniaturização dos Motores Sem Escovas de Corrente Contínua (BLDC) surgiram diversos outros dispositivos axiais de assistência ventricular sem a utilização do cabo flexível que inviabilizava, muitas vezes, sua utilização. Em junho de 1996, o dispositivo DeBakey foi construído com o suporte financeiro do “NASA Johnson Space Center” em conjunto com o “Baylor College of Medicine” e foi licenciado para comercialização pela “MicroMed Technology Inc” (NOSÉ, 2004). No final da década de 90 e início do século 21, surgiram as bombas Axiump, Jarvik 2000, HeartMate II, Impella, Streamliner, que, assim como a bomba DeBakey, foram construídas em titânio aumentando sua biocompatibilidade. Em 2000, tivemos no Brasil nosso primeiro exemplar de uma bomba axial. Mais precisamente no Instituto do Coração de Curitiba, o Dr. Kubrusly construiu em aço inoxidável o dispositivo K-pump (KUBRUSLY, 2000).

Os dispositivos foram sendo miniaturizados e o tempo de permanência aumentado, seus materiais foram aperfeiçoados, o consumo de energia elétrica diminuído e, cada vez mais, se tornaram necessários equipamentos seguros, pouco traumáticos, duráveis por mais de dois anos e de pequenas dimensões. Por estes motivos, Nosé após mais de 35 anos de pesquisas com dispositivos pulsáteis, axiais e centrífugos, concluiu que, dentre os dispositivos de assistência ventricular, os mais apropriados para realizar este trabalho são as bombas centrífugas implantáveis (NOSÉ, 1998).

A justificativa desse trabalho vai além da simples nacionalização de tecnologias. No Brasil, as doenças cardiovasculares lideram o ranking de mortalidade, cerca de 300 mil pessoas morrem anualmente de doenças cardiovasculares, representando aproximadamente 34% dos óbitos em 2001, segundo dados fornecidos pela Sociedade Brasileira de Cardiologia.

A Organização Mundial da Saúde estima que até 2040 o índice de doenças cardiovasculares no Brasil deva aumentar em 250%. Muitas vezes, a única forma de tratamento para pacientes com algumas dessas doenças é o transplante cardíaco que irá, por fim, restabelecer as condições normais do paciente. O Brasil possui um dos maiores programas públicos de transplantes de órgãos do mundo. Em 2009, foram realizados cerca de 300 transplantes de coração e cerca de 64000 pessoas aguardam na fila de espera por um transplante (BARACAT, 2003). Na Tabela 1.1, é apresentada a lista de espera de pacientes por um transplante cardíaco no primeiro semestre de 2009 por Estado.

No Brasil, foram registrados 267.496 óbitos causados por doenças do aparelho circulatório no site do SIM - Sistema de Informações sobre Mortalidade do Ministério da Saúde em 2002 (MS/SVS/DASIS-SIM, 2004).

Nos Estados Unidos, há mais de 60.000 pacientes em estágios avançados de falência ventricular congestiva, doença relacionada à necessidade de um transplante de coração (AMAR, 2002).

Tabela 1.1 - Lista de espera de pacientes ativos e semi-ativos para o transplante cardíaco no primeiro semestre de 2009.

<b>Lista de espera (ativos e semi-ativos)</b>	
<b>Transplante Cardíaco/ 1º sem 2009</b>	
Alagoas	2
Bahia	3
Ceará	6
Distrito Federal	9
Goiás	12
Mato Grosso do Sul	14
Minas Gerais	23
Pará	4
Paraíba	3
Paraná	78
Pernambuco	7
Rio de Janeiro	12
Rio Grande do Norte	7
Rio Grande do Sul	5
Santa Catarina	5
São Paulo	104
<b>TOTAL</b>	<b>294</b>

Fonte: (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2009)

A captação de órgãos enfrenta problemas sociais, culturais e operacionais, como a sensibilidade do músculo cardíaco, que suporta, em média, 4 horas desde sua retirada até o

retorno de suas atividades sem isquemia<sup>1</sup>. Devido a essas dificuldades, morrem de 20 a 40% dos pacientes selecionados para o transplante na espera de um doador compatível (LEIRNER, 2000).

Os pacientes à espera de um coração não são um grupo numeroso, cerca de 5% do total de pacientes na fila de espera por outros órgãos, somando um total de 294 pacientes em 2009 (ver Tabela 1.1), porém a mortalidade desse grupo é muito alta.

Em contrapartida, os honorários médicos pagos pelo Sistema Único de Saúde (SUS) para transplantes cardíacos são, em São Paulo, menores que os honorários pagos pelos transplantes de pâncreas, rins, pulmão e fígado (MS/SVS/DASIS-SIM, 2004).

Em 2002, o Programa de Transplante Cardíaco do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia de São Paulo realizou 26 transplantes, dados do registro anual da “International Society for Heart and Lung Transplantation” (ISHLT, 2002).

Diante da dificuldade na obtenção do órgão e realização de transplantes cardíacos, frente à atual necessidade dos pacientes, diversos centros de pesquisas em cardiologia no mundo estão desenvolvendo e utilizando dispositivos de assistência ventricular (DAV) como forma de tratamento para as doenças cardiovasculares e têm conseguido minimizar a mortalidade relacionada a essas doenças (NOSÉ, 2003a).

Para manter a vida do paciente enquanto ele aguarda na fila de espera por um transplante pode-se utilizar um Dispositivo de Assistência Circulatória e um exemplo desses dispositivos é a Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (BSCI) abordada neste trabalho.

Outra opção que está sendo estudada para o tratamento das patologias cardíacas, em especial as que são indicações para o transplante cardíaco, será o transplante de células-tronco, terapia que promete melhora na irrigação do miocárdio e aumento da sua contratilidade e, conseqüentemente, sua capacidade de bombeamento (PERIN, 2003).

Existe a dúvida: Será que o implante de células tronco suplantará o uso de dispositivos de assistência circulatória mecânica? O tratamento com células-tronco é relativamente longo, por volta de seis meses, para suprir as necessidades imediatas dos receptores.

---

<sup>1</sup> isquemia: falta no suprimento de oxigênio para os tecidos

Como a assistência circulatória pode ser administrada a qualquer instante, mesmo quando o tratamento com células-tronco tornar-se uma prática corriqueira, a assistência ventricular ainda se fará necessária para a manutenção da vida como “ponte para a terapia” (NOSÉ, 2003b).

No Brasil, resultados significativos na sobrevivência de pacientes cardíacos poderiam ser obtidos se houvesse a disponibilidade e viabilidade econômica de DAVs, como ocorre, há anos, em muitos países.

As contra-indicações para a realização de transplantes de coração e a falta de doadores, que aumentam o tempo de espera na fila de doações, justificam as pesquisas para o desenvolvimento e o aperfeiçoamento de dispositivos de assistência circulatória como “ponte para o transplante” suprimindo as necessidades circulatórias dos pacientes na fila de espera.

Além da sua utilização como ponte, ainda não se descarta a possibilidade de substituição total do coração natural pelo coração artificial, ou ainda, o suporte para a recuperação do próprio coração do paciente sem a necessidade de transplante, alternativas que poderão diminuir a espera por doadores.

As bombas centrífugas, não necessariamente implantáveis, surgiram como opção para o bombeamento do sangue durante a cirurgia cardíaca, antes realizada por bombas de roletes. Esta aplicação é conhecida como circulação extracorpórea (CEC) (WADA, 2007). Esse tipo de bomba só veio a ser utilizada como DAV, para as aplicações descritas acima, nos trabalhos do Dr. Yukihiro Nosé da Baylor College of Medicine após outras duas gerações de DAVs terem sido desenvolvidas, os dispositivos pulsáteis (primeira geração) e as bombas axiais (segunda geração) (NOSÉ, 1998).

Seguindo esta tendência mundial de pesquisas com DAVs, este trabalho visa apresentar a BSCI como um dispositivo de terceira geração e uma nova opção para o atendimento hospitalar a pacientes portadores de cardiopatias graves, o que pode alterar o quadro social da mortalidade por doenças cardíacas no Brasil.

## **1.1 Dispositivos de Assistência Ventricular - DAV**

A assistência circulatória consiste em ajudar o coração a realizar a circulação sanguínea através de um dispositivo, quer seja durante a cirurgia, utilizando CEC, quer seja como suporte à

vida do paciente, utilizando DAVs. Graças a essa assistência, as primeiras cirurgias cardíacas internas tornaram-se possíveis e, assim, a cardiologia sofreu uma revolução como ciência.

A assistência circulatória pode ser definida como o conjunto de técnicas e equipamentos capazes de manter as condições hemodinâmicas dos pacientes por períodos prolongados e substituir total, ou parcialmente, de forma temporária ou definitiva, as funções de bombeamento do coração (FIORELLI, 2008).

Diversos dispositivos de assistência circulatória vêm sendo desenvolvidos a fim de atender pacientes que aguardam na fila de transplantes cardíacos. Esses dispositivos devem ser capazes de funcionar por longos períodos, lesando o mínimo possível os elementos figurados do sangue e gerando a menor ativação de cascata, até que se encontre um doador adequado (BOCK, 2007).

Segundo Nosé (2003a), os corações artificiais podem ser totais ou podem ser dispositivos de assistência ventricular. O coração artificial total substitui os ventrículos danificados do coração natural e o dispositivo de assistência ventricular, como o próprio nome diz, auxilia o coração danificado por meio da substituição de parte ou da maioria da função de bombeamento do coração. Por outro lado, dependendo do tipo de fluxo sanguíneo gerado pelo bombeamento, o coração artificial também pode ser dividido em dois grupos: pulsáteis e não pulsáteis (ANDRADE, 1998).

Os dispositivos de assistência circulatória mecânica podem ser classificados quanto ao tipo de fluxo, posição em relação ao coração, em relação ao ventrículo assistido, grau de substituição ventricular, posição em relação ao paciente e tempo de permanência. Quanto ao tipo de fluxo eles podem ser de fluxo pulsátil, contínuo ou por contra pulsação. Na sua posição, em relação ao coração, podem ser classificados como dispositivos de assistência em série, ou em paralelo (LEGENDRE, 2009). Em relação ao ventrículo assistido, são classificados em: assistência ventricular direita, assistência ventricular esquerda ou assistência biventricular. Podem ser totais ou parciais quanto ao grau de substituição ventricular. Quanto à posição em relação ao paciente podem ser paracorpóreos, ou semi-implantáveis, ou totalmente implantáveis. E por fim, quanto ao tempo de permanência podem ser de curta duração (menos de 30 dias), média duração (de 30 dias a 1 ano) e de longa duração (mais de 1 ano). Esses dispositivos são usados como ponte para transplante, ponte para recuperação, terapia de destino (definitiva) e suporte temporário em cirurgias cardíacas (NOSÉ, 2000).

Os dispositivos de curta duração são utilizados normalmente como ponte para um dispositivo de longa duração, suporte para recuperação ventricular, após cirurgias cardíacas, para transplantes, em casos de miocardites e de choques cardiogênicos. Os dispositivos de média duração são freqüentemente utilizados como ponte para transplante e os dispositivos de longa duração são usados em terapias de destino em pacientes inaptos a receber um transplante (FIORELLI, 2008).

A assistência circulatória em paralelo ou o coração artificial total são contra indicados para pacientes com mais de 70 anos, com doenças pulmonares crônicas e cerebrovasculares sistemáticas, com falência renal crônica, endocardite bacteriana, com cardiopatias congênitas e com disfunção hepática grave (LEIRNER, 2000). Segundo Fiorelli (2008), os critérios clínicos utilizados na seleção dos candidatos à assistência circulatória mecânica são idade, estado clínico e fatores de contra-indicação, como hipertensão pulmonar, doença cerebrovascular e infecção ativa.

### **1.1.1 Aplicações, indicações e contra-indicações**

Os dispositivos de assistência circulatória são atualmente aplicados como (NOSÉ, 2003a):

- BTT: “bridge to transplantation”, ponte para o transplante servindo de suporte para a circulação do paciente na fila da doação de órgãos, mantendo-o vivo enquanto espera por um doador;

- BTR: “bridge to recovery”, suporte para a recuperação do paciente enquanto espera a melhora e “desmame”, ou seja, dando suporte até o paciente poder viver sem a dependência de dispositivos;

- CPB: “cardiopulmonary bypass”, ou CEC, suporte temporário durante cirurgia cardíaca com coração parado mantendo a circulação e oxigenação dos tecidos;

- DT: “destination therapy”, assistência cardíaca permanente para pacientes onde não se espera recuperação cardíaca e sem indicações para transplante.

Na Tabela 1.2 podemos ver que, pelo levantamento da Sociedade Internacional de Transplantes de Coração e Pulmão em 2004, três em cada quatro DAVs são utilizados como BTT nos países que dispõem dessa tecnologia para o tratamento de pacientes cardíacos.

Tabela 1.2 - Indicações de uso da assistência circulatória mecânica

<b>Indicações</b>	<b>Número</b>	<b>%</b>
Ponte para transplante (BTT)	312	75,5%
Ponte para recuperação (BTR)	24	5,8%
Terapia de destino (DT) (idade avançada)	19	4,6%
Terapia de destino (DT) (Morbidades associadas)	12	2,9%
Terapia de destino (DT) (Hipertensão Pulmonar Fixa)	3	0,7%
Terapia de destino (DT) (Conta indicação para o Tx)	1	0,2%
Não especificada	7	1,7%

Fonte: (Registro Internacional da ISHLT, 2004)

A assistência circulatória pode ser realizada como associação em série ou em paralelo com o coração natural. Os dispositivos que a realizam podem ser bombas de sangue ou dispositivos que auxiliam a circulação por contra-pulsção como o balão intra-aórtico, associado em série. Toda bomba de sangue é um dispositivo de assistência circulatória, mas nem todo dispositivo é uma bomba. Alguns autores consideram a compressão extrínseca por cardiomioplastia como uma das formas de assistência circulatória, distinguindo-a, assim, da assistência circulatória mecânica (NOSÉ, 2003a). Como a cardiomioplastia não é o alvo principal deste trabalho, sua descrição não foi aprofundada.

O procedimento de assistência circulatória é geralmente indicado a pacientes que apresentam estado de choque cardiogênico<sup>2</sup> (AIRES, 1991) e insuficiência cardíaca congestiva, quando o organismo oferece resistência à terapia com medicamentos e ao controle do volume sanguíneo. Se há sinais de falência cardíaca, apesar da terapia com medicamentos, o paciente é considerado um candidato ao uso de DAVs (RASKIN, 1996).

Segundo Nosé (2003a), atualmente, as complicações apresentadas por pacientes que receberam DAVs não dependem somente dos fatores construtivos. As dificuldades de preparo, manuseio e monitoração dos dispositivos tornam necessárias equipes especializadas nas instituições para acompanhar sua utilização, fator que torna alto o custo inicial desse tipo de tratamento. Geralmente, se torna necessário o emprego de dispositivos de maior complexidade como os ventrículos artificiais, os dispositivos de assistência ventricular, e os corações artificiais, após a utilização sem sucesso dos dispositivos de menor complexidade, como o balão intra-aórtico (NOSE, 2004).

As indicações da assistência circulatória em série são (KANTROWITZ, 1989; O'ROURKE, 1981):

- suporte circulatório para os portadores de doenças cardíacas, submetidos a outras cirurgias não cardíacas;
- tratamento da falência ventricular esquerda crônica, ou falência ventricular após infarto agudo do miocárdio;
- arritmias ventriculares resistentes à medicação;
- suporte circulatório pré-operatório, possibilitando o planejamento do tratamento, melhoria do metabolismo do miocárdio e da sua função, e também, agir como “ponte” para outros procedimentos, incluindo o transplante cardíaco.

A assistência circulatória com dispositivos em paralelo, assim como a assistência em série, são indicadas em casos de índice de débito cardíaco inferior a 1,8 l/min/m<sup>2</sup> (RASKIN, 1996), em casos de falência ventricular (RASKIN, 1996); (FRAZIER, 2001) *apud* (FUCHS, 2002) e em pacientes com pressão capilar pulmonar superior a 25 mmHg (RASKIN 1996).

---

<sup>2</sup> choque cardiogênico: choque que se origina por problemas cardíacos. O estado de choque é caracterizado pelo mal funcionamento geral e progressivo dos órgãos. Caso não haja tratamento, a consequência é a morte. Geralmente, está relacionado à falta de circulação e suprimentos celulares (OPIE, 1998).

Sempre se deve levar em conta a necessidade do paciente e a complexidade do dispositivo que será escolhido.

As contra-indicações para o uso de qualquer tipo de dispositivo de assistência circulatória são (FRAZIER, 1990) *apud* (FUCHS, 2002):

- pacientes com idade acima de 70 anos;
- portadores de cardiopatias congênitas;
- endocardite causada por bactérias<sup>3</sup>;
- falência renal crônica<sup>4</sup>;
- sintomas de doença cerebrovascular<sup>5</sup>;
- doenças pulmonares crônicas;
- disfunções sangüíneas e hepáticas graves.

Nesses casos, o paciente tem tratamentos paliativos e vai a óbito.

### **1.1.2 Assistência circulatória em série e em paralelo**

A instalação de diversos dispositivos, de forma temporária, pode ser uma opção para a assistência circulatória em série. O balão intra-aórtico é o dispositivo mais usado atualmente como assistência em série, e de todos os dispositivos, o único que não realiza bombeamento, pois se baseia no princípio da contra-pulsção obtida com o balão posicionado na aorta, ver Figura 1.1(NOSÉ, 2004).

Durante o movimento de diástole do coração, o balão é insuflado enquanto a válvula aórtica está fechada, obtendo o aumento da pressão arterial na aorta descendente, na porção mais próxima ao coração. Em consequência disto, o retorno de sangue nas coronárias e toda a circulação sistêmica melhoram. O balão é esvaziado quando se inicia o movimento de sístole do

---

<sup>3</sup> endocardite bacteriana: processo inflamatório do tecido interno do coração (endocárdio) causado pela presença de bactérias (GUYTON, 1976).

<sup>4</sup> falência renal: ocorre quando os rins não são mais capazes de exercer suas funções excretoras.

<sup>5</sup> doença cerebrovascular: compromete a circulação cerebral.

coração, permitindo que o sangue seja bombeado livremente através da aorta, Figura 1.1 (PEGO-FERNANDES, 1998).

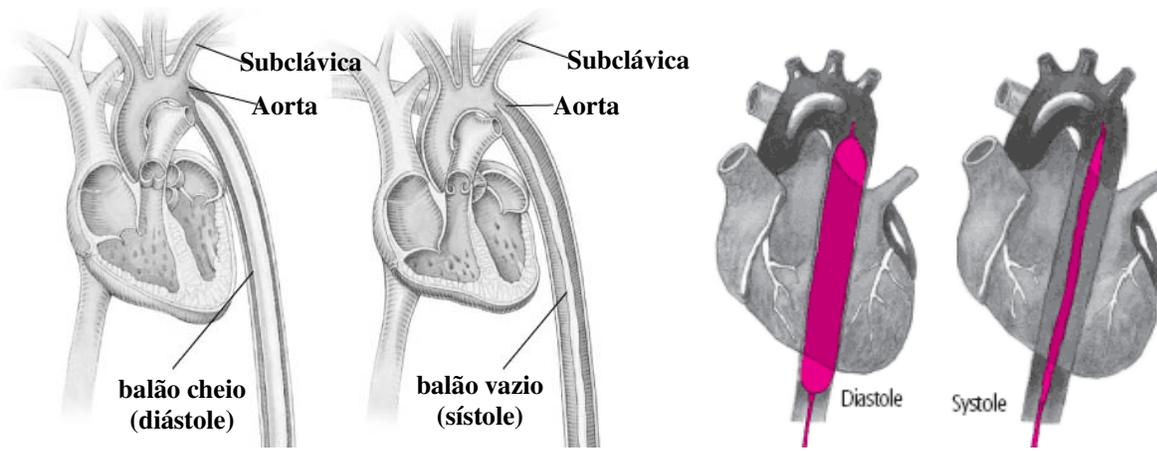


Figura 1.1 - Posicionamento do balão intra-aórtico (PEGO-FERNANDES, 1998).

Ao aumentar a pressão aórtica, pode-se aumentar a chegada de oxigênio às coronárias, melhorando, em longo prazo, a capacidade de contração das regiões que sofrem de isquemia (PEGO-FERNANDES, 1998).

O esvaziamento do balão, no instante que precede a sístole do coração (Figura 1.1) reduz a pós-carga do ventrículo esquerdo, facilitando assim sua contração, aumentando o volume sistólico e diminuindo o consumo de oxigênio (NOSÉ, 2003a). As alterações de pressão causadas pelo uso do balão intra-aórtico podem melhorar cerca de 60% do fluxo coronariano e diminuir em até 25% a carga do músculo cardíaco, chegando a aumentar em até 25% o débito cardíaco<sup>6</sup> (FUCHS, 2002).

Há casos de pacientes com problemas vasculares em que a colocação do balão pode ser de grande dificuldade por ser, geralmente, inserido pela artéria femoral esquerda até a aorta descendente. Nestes casos, desde que a utilidade seja discutível, há a tendência utilizar o balão intra-aórtico (PEGO-FERNANDES, 1998).

---

<sup>6</sup> Débito Cardíaco: Fluxo (Vazão) de sangue bombeado através do ventrículo esquerdo.

Por se tratar de um dispositivo conectado em série com o coração, o uso do balão intra-aórtico depende do débito cardíaco, tornando-se ineficiente em casos de fibrilação ventricular, assistolia, e falência do ventrículo direito (NOSÉ, 2003a).

Não há necessidade do uso de anticoagulantes na assistência circulatória em série com o balão intra-aórtico, embora a monitoração do tempo de coagulação ativado (TCA), e seu eventual controle, façam parte dos procedimentos normais (FUCHS, 2002).

Assim como a assistência circulatória com configuração em série, a assistência em paralelo promove o suporte à circulação sem a retirada do coração. No caso da assistência ventricular em paralelo, o sangue é proveniente de cânulas conectadas aos átrios ou ventrículos, circula pelo DAV, e retorna aos grandes vasos: aorta ou tronco pulmonar.

Pode-se assistir à circulação sistêmica (assistência ventricular esquerda); pulmonar (assistência ventricular direita); ou ambas (assistência biventricular) (FONSECA, 2007). Na assistência ventricular direita, os dispositivos se situam entre o átrio direito e o tronco pulmonar. Já na assistência ventricular esquerda, é comum a drenagem do sangue pelo ápice do ventrículo esquerdo bombeando-o para a aorta (FUCHS, 2002). Na assistência biventricular é utilizada uma combinação da assistência ventricular esquerda e direita (NOSÉ, 2003a).

## **1.2 Objetivos do trabalho**

O objetivo deste trabalho é o de projetar, construir e testar componentes e sub-sistemas para uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (BSCI). Sua finalidade é a assistência ventricular de longa duração para pacientes à espera de um transplante, ou durante sua recuperação, ou o tempo que durar sua terapia.

Resumindo, os três objetivos principais de estudo foram:

- O melhor posicionamento anatômico para a BSCI;
- Os comportamentos mecânico e hidrodinâmico do dispositivo como um todo;
- A interação da BSCI e de seus mancais com o sangue.

Os testes foram conduzidos em bancada com fluido de viscosidade semelhante ao sangue, em testes com sangue humano, e em modelos animais, Figura 1.2.

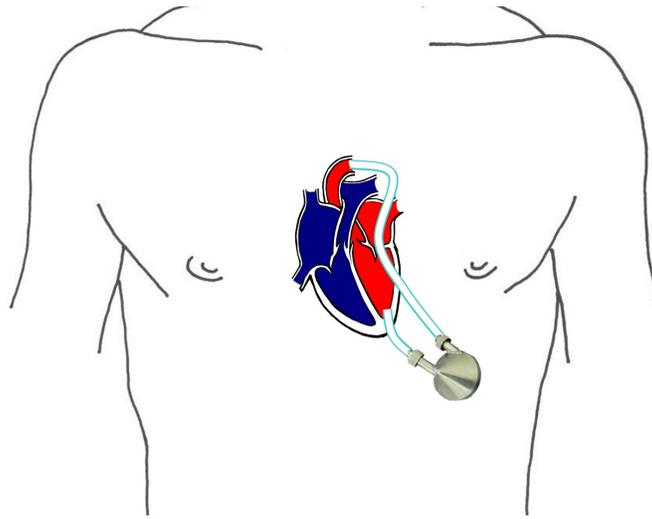


Figura 1.2 - Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (BSCI) e seu posicionamento no corpo humano.

Como produto final desta tese, espera-se projetar e desenvolver os seguintes itens:

1. Rotor da Bomba com baixo índice de hemólise, sem áreas de estagnação, cavitação ou turbulência;
2. Mancais mecânicos de alta durabilidade, com baixo atrito;
3. Propulsor eletromecânico, motor sem escovas trifásico de corrente contínua (BLDC do inglês “Brushless Direct Current”), com tecnologia nacional, específico para a aplicação na Bomba Centrífuga Implantável, de baixo custo, possibilitando criação de novos dispositivos;
4. Controlador eletrônico do conjunto atuador propulsor de alta confiabilidade utilizando a técnica de controle sem sensores.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Desenvolvimento histórico

Segundo Fuchs (2002), no seu capítulo dedicado ao histórico dos dispositivos de assistência circulatória, o primeiro conceito de suporte circulatório, foi postulado pelo médico francês Le Gallois em 1812.

Outros citados, em seqüência, foram Loebell, em 1849, com seu trabalho em um modelo isolado de rim, Claude Bernard, em 1854, e de Brown-Séquard, entre 1848 e 1858, que demonstraram a necessidade de oxigenação do sangue (ibid, p. 24).

Ludwig e Schmidt, em 1868, realizaram oxigenação extracorpórea usando um gorgolejador, dispositivo que forma bolhas em um frasco, parecido com o utilizado em aquários. Mas foi Von Schroeder, em 1882, que construiu o primeiro oxigenador de bolhas propriamente dito que trabalhava em fluxo contínuo. A partir disto, em 1885, Frey e Gruber desenvolveram o primeiro oxigenador de película, Dale e Schuster, em 1928, foram os primeiros a construir uma bomba de diafragma. Lindbergh desenvolveu uma bomba de oxigenação e demonstrou a possibilidade da assistência extracorpórea (ibid, pag. 25).

Michael DeBakey foi um percussor nesta área, pois reconheceu a bomba de roletes como sendo um instrumento confiável para bombear grandes volumes de líquido contidos em tubos flexíveis e, com isso, desenvolveu um equipamento que realizava transfusões sanguíneas e serviu de base para a concepção do conceito de bomba peristáltica de sangue para CEC (DEBAKEY, 1934) *apud* (ROSENBERG, 1995; ANDRADE, 1999).

Em 1930, Gibbs ligou uma bomba de sangue à circulação de gatos e cães e, usando de oxigenação autógena, os manteve vivos (LEIRNER, 2000). A união dos princípios de bomba de circulação extracorpórea com um dispositivo oxigenador de sangue, possibilitando uma intervenção cirúrgica de duração prolongada em corações parados, foi posta em prática por Gibbon (1954) *apud* (FUCHS, 2002).

Na Universidade de Minnesota, em 1951, Dennis aproveitou a possibilidade dessa técnica na correção de um caso de comunicação interatrial, utilizando um oxigenador de discos. Na

década de 50 houve uma grande revolução na história da cirurgia cardíaca devido ao conceito introduzido por Gibbon em 1937 (NOSÉ, 2003a).

Gibbon conseguiu realizar, em 1953, a primeira cirurgia bem sucedida de coração aberto. Para isso foi usada uma máquina “coração-pulmão”, técnica atualmente conhecida como CEC, em uma garota de 18 anos (GIBBON, 1954) *apud* (LEIRNER, 2000).

Em 1957, Akutsu e Kolff implantaram um coração artificial de acionamento pneumático, na realidade, duas bombas compactas, no peito de um cachorro, mantendo o animal vivo por 90 minutos (FUCHS, 2002). Em 1957, Stuckey e equipe utilizaram com êxito uma máquina de circulação extracorpórea para dar suporte a um paciente em choque cardiogênico (técnica descrita anteriormente), por infarto agudo do miocárdio, no “Kings County Hospital”. O fato de esse paciente ter vivido por mais 23 anos demonstrou a possibilidade de longa sobrevivência após o uso de suporte circulatório mecânico prolongado, aumentando as expectativas e a credibilidade da utilização do mesmo (NOSÉ, 2003a).

Dennis, em 1961, realizou um desvio da circulação do sangue que iria para o coração pela inserção de cânulas no átrio esquerdo com o retorno de sangue através da artéria femoral. Neste mesmo ano, Kolff e Moulopoulos desenvolveram o balão intra-aórtico e demonstraram seu uso em um animal (ROSENBERG, 1995).

Em 1963, Spencer realizou o implante de um balão intra-aórtico em uma garota de 6 anos após uma cirurgia de reparo do ventrículo (NOSÉ, 2003a).

Já em 1965, Spencer e sua equipe descreveram o uso do suporte circulatório mecânico após circulação extracorpórea para casos de falência cardíaca. Com o tempo ficou claro que o uso deste equipamento não atendia às necessidades de pacientes com insuficiência cardíaca grave, que necessitavam de um suporte de longa duração (NOSÉ, 2000).

Também nesse ano, o governo americano iniciou o programa do coração artificial através do NHI (“National Heart Institute”) alocando milhões de dólares em recursos e liberando financiamentos para uma série de empresas e institutos de pesquisa entre eles o Baylor College of Medicine, Texas Heart Institute, Thermo Electron (mais tarde formando a Thermo Cardio Inc.) e o Dr. Yukihiro Nosé, do Baylor College of Medicine provou ser possível o implante de um coração artificial total no saco pericárdico de bezerros (ANDRADE, 1999).

Em 1966, Kantrowitz realizou a primeira aplicação clínica de um balão intra-aórtico em uma senhora de 45 anos vítima de choque cardiogênico. A descrição de uma bomba centrífuga para utilizações em bombeamento de sangue foi feita em 1968, por Raffert (FUCHS, 2002).

A primeira aplicação bem sucedida de um dispositivo para a assistência ventricular direita foi realizada pelo Dr. DeBakey em 1967, como ponte para recuperação (BTR), conforme mostra a foto da paciente com o dispositivo paracorpóreo, Figura 2.1 (NOSÉ, 2003a).

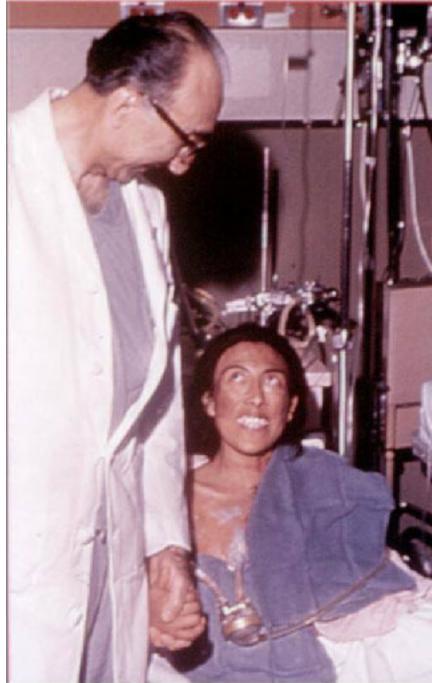


Figura 2.1 - Paciente recuperada com DAV e o Dr. Michael E. DeBakey (NOSÉ, 2003a).

Em 1969, o Dr. Denton Cooley realizou um procedimento descrito como “substituição do coração em estágios”, que, pela primeira vez, utilizava um coração artificial mecânico, Figura 2.2, em um paciente de 47 anos de idade. Desenvolvido pelo Dr. Domingo Liotta, como ponte para o transplante cardíaco, esse coração artificial total de acionamento pneumático com diafragmas assistiu ao paciente por aproximadamente 3 dias (64 horas) até a chegada de um doador mas, infelizmente, morreu 32 horas após receber o transplante (ANDRADE, 1999).

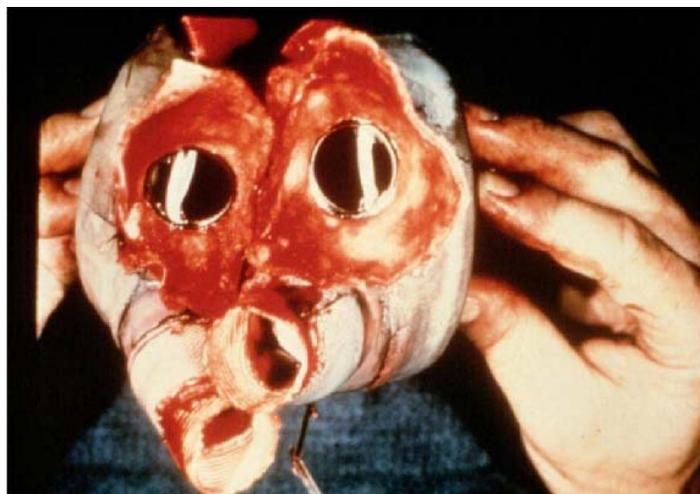


Figura 2.2 - Foto do dispositivo criado por Liotta (ANDRADE, 1999).

Em 1981, o Dr. Cooley novamente implantou um coração artificial total, desenvolvido, dessa vez, pelo Dr. Tetsuzo Akutsu no “Texas Heart Institute”, chamado Akutsu III<sup>®</sup> de acionamento pneumático com diafragmas e um sistema de segurança com reservatório de ar comprimido, Figura 2.3, em um homem de 36 anos, assistindo-o durante 55 horas até a chegada de um doador. Após o transplante, o homem sobreviveu mais uma semana (NOSÉ, 2003a).

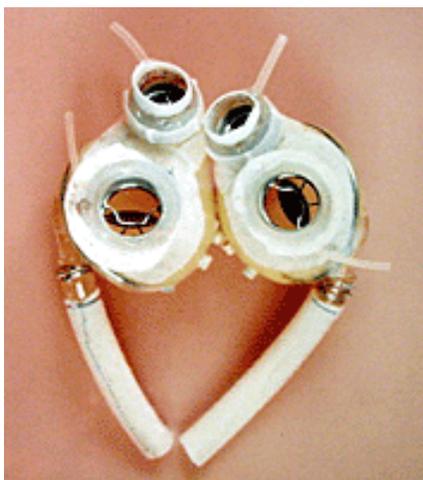


Figura 2.3 - Foto do dispositivo criado pelo Dr. Tetsuzo Akutsu (NOSÉ, 2003a).

Em 1982, o Dr. William DeVries da Universidade de Utah implantou o primeiro coração artificial total, o Utah-TAH ou “Jarvik-7”, mostrado na Figura 2.4 e, atualmente, conhecido como “Syn Cardia Artificial Heart”, tendo o paciente sobrevivido por 112 dias (FUCHS, 2002; ANDRADE, 1999).



Figura 2.4 - Foto do “Utah-TAH”, o Jarvik-7 (à esquerda) e pacientes num hospital se movimentando com o grande console de acionamento pneumático (à direita) (FUCHS, 2002; ANDRADE, 1999).

A primeira ponte para transplante considerada bem sucedida com o uso de um coração artificial total foi realizada em 1987 por Emery e colaboradores (ANDRADE, 1998).

A partir dessa data, iniciou-se uma corrida pelo aperfeiçoamento na assistência circulatória. O dispositivo Novacor começou a ser amplamente utilizado como ponte para transplante e, até 2006, é o dispositivo mais utilizado no mundo. Em 1987, a bomba Biomed começou a ser usada clinicamente. Em 1988, o Berlin Heart se tornou disponível na Europa. Em 1992, o mesmo aconteceu com o primeiro Heart Mate e com os dispositivos Medos e o AbioCor em 1994.

## 2.2 Desenvolvimento histórico brasileiro

O Brasil é considerado um país que sempre acompanhou os avanços tecnológicos da cirurgia cardíaca e apresenta índices de mortalidade compatíveis com os do primeiro mundo nessa área. O primeiro transplante de coração do mundo foi realizado em 1967, o primeiro

transplante cardíaco brasileiro foi em 1968 (BRAILE, 1996), sempre acompanhando o desenvolvimento de dispositivos como o marca-passo, desfibrilador, “stent” coronariano, válvula artificial, etc.

Entre outros fatores, a atuação de centros como o Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia – IDPC, e o Instituto do Coração do Hospital das Clínicas - INCOR, ambos na cidade de São Paulo, considerados de excelência em pesquisas, foi um fato que colaborou muito para o desenvolvimento de tecnologia própria brasileira. Diversos centros de pesquisa como a Fundação Adib Jatene, e a Fundação Zerbini; e universidades como a Universidade de São Paulo – USP, o Instituto Tecnológico da Aeronáutica – ITA, a Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, e a Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, têm colaborado com apoio e financiamento às pesquisas brasileiras, bem como órgãos de fomento à pesquisa como o CNPq, a CAPES, a FAPESP e a FAPEMIG (BOCK, 2007).

O primeiro Instituto particular de Cardiologia foi criado em São Paulo pela Fábrica de Cigarros Sudam, recebendo o nome de seu fundador, Instituto de Cardiologia Sabbato D'Angelo (REIS, 1986), na década de 50, esse instituto começou a realizar cirurgias cardíacas com circulação extracorpórea utilizando um equipamento Sigmamotor, sem oxigenador, e conseguindo com isso mais tempo e melhores condições ao operar o coração. Sob a liderança de Hugo Felipozzi, neste mesmo instituto, em 1956, começava uma nova era na cardiologia brasileira com a utilização de um oxigenador de discos (SOUZA, 1995).

No Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo, o Dr. Euryclides de Jesus Zerbini criou a oficina experimental e começou as pesquisas para a implantação da cirurgia cardíaca com circulação extracorpórea (REIS, 1986).

No final dos anos 50, início dos 60, Domingos Junqueira de Moraes e Zerbini utilizavam, com sucesso, oxigenadores de discos e de bolhas nas cirurgias. Nesta mesma época, Waldir Jazbik e Adib Jatene construíram oxigenadores de bolhas com trocadores de calor (SOUZA, 2006).

O Instituto de Cardiologia do Estado de São Paulo, ICESP, iniciou suas atividades em um casarão na Av. Paulista, na cidade de São Paulo, e mais tarde passou para a atual Av. Dr. Dante Pazzanese, numa nova instalação inaugurada em 1958 onde, atualmente, encontra-se o Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia (IDPC). Com o advento das válvulas cardíacas artificiais, o Dr.

Dante Pazzanese incentivou o desenvolvimento da válvula de bola brasileira que, depois de pronta, custasse menos que a importada (ANDRADE, 1998).

Os Drs. Euryclides de Jesus Zerbini e Luiz Venere Décourt ganharam notoriedade em 1968, ao realizarem o primeiro transplante de coração do Brasil e, ao final dos anos 60 foi dado início à construção do atual Instituto do Coração (REIS, 1986; BISCEGLI, 2004).

Em 1975, Domingos Junqueira de Moraes construiu o primeiro oxigenador de bolhas descartável que, posteriormente, passou a se tornar padrão nos modelos Jatene-Macchi e Gomes-Flumen (SOUZA, 2006).

Na década de 80, o Brasil que até então acompanhava as grandes revoluções em cirurgias cardíacas e aprimoramento de técnicas cirúrgicas, assistiu ao sucesso do coração artificial de Jarvik e de DeVries em 1982, e despertou para necessidade dos dispositivos de assistência circulatória (NOVELLO, 2000).

As experiências do INCOR, entre 1990 e 1991, com 8 pacientes previamente assistidos por balão intra-aórtico e, utilizando bombas centrífugas, resultaram em três óbitos, sendo que, destes casos, dois eram pacientes em ponte para transplante que não obtiveram doador, e um deles morreu por complicações de sangramento e insuficiência renal aguda (PEGO-FERNANDES, 1992).

As experiências relatadas pelo INCOR no uso de suporte circulatório mecânico após cirurgia cardíaca até 1992, com a utilização de uma bomba centrífuga Biopump<sup>®</sup> em 10 pacientes, descrevem que foi possível a retirada do dispositivo em sete pacientes e três deles tiveram alta do hospital. Um Ventrículo Artificial Implantável foi desenvolvido para a utilização como Dispositivo de Assistência Ventricular na Universidade Estadual de Campinas (MAIZATO, 1996). A utilização de dispositivos mecânicos de assistência circulatória como ponte para o transplante cardíaco inclui apenas um caso de sucesso, em 1993, com o implante do dispositivo citado, em um paciente assistido por um período de quatro dias, até a realização do transplante (LEIRNER, 2000).

Ainda na década de 90, no Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, IDPC, iniciaram-se os estudos e o desenvolvimento de um modelo de bomba centrífuga para assistência circulatória mecânica chamada Spiral Pump<sup>®</sup> descrita no capítulo de bombas centrífugas deste presente trabalho (ANDRADE, 1996).

Sua construção e os testes “in vitro” e “in vivo” já foram concluídos e sua marca e patente registradas. Atualmente, vem sendo utilizada em cirurgias cardíacas, no próprio IDPC, para a realização da circulação extracorpórea obtendo taxas de hemólise menores que as encontradas em qualquer bomba de roletes.

O projeto do coração artificial auxiliar, conforme descrito anteriormente, foi iniciado pelo Dr. Aron Andrade, em setembro de 1997, no IDPC, em parceria com o “Baylor College of Medicine” de Houston, Texas, EUA (ANDRADE, 1998).

Os testes “in vitro”, bem como os de visualização de fluxo, mostrando as características do escoamento, tais como as áreas de estagnação nas câmaras de bombeamento, já foram concluídos e, atualmente, estão sendo realizados os implantes do coração artificial auxiliar em bezerros de aproximadamente 90 kg para a realização da assistência ventricular esquerda, Figura 2.5 (ANDRADE, 2006; FONSECA, 2007).



Figura 2.5 - Equipe do IDPC em experiências com bezerros

Também no final da década de 90, no Instituto do Coração de Curitiba, Hospital Santa Cruz da Fundação Erasmo de Roterdam, começaram as pesquisas para a construção de uma bomba axial implantável, Figura 2.6, para assistência intraventricular de média e longa permanência (KUBRUSLY, 2000).

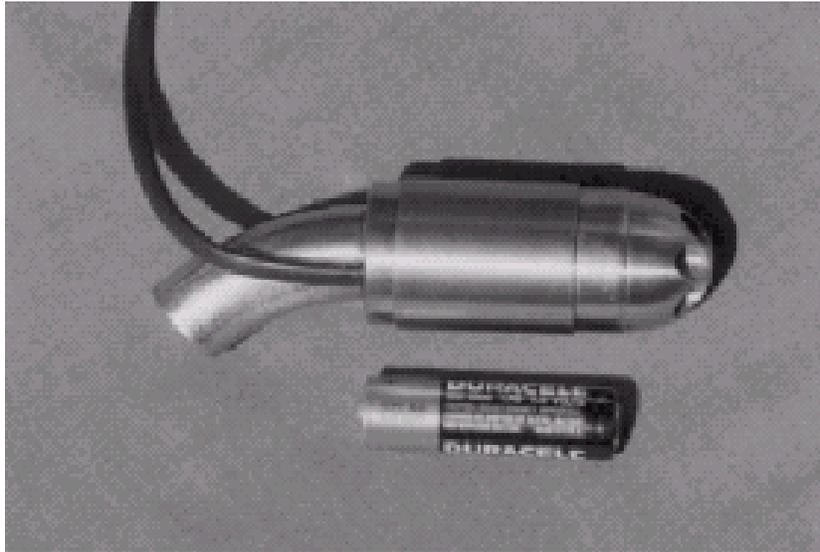


Figura 2.6 - Foto da bomba axial brasileira.

O dispositivo foi analisado em testes “in vitro” de 12 horas quanto à característica de hemólise em fluxos de 5 a 8 l/min e estará sendo testado “in vivo animal” (ibid, 2000).

Como já existem esforços para o desenvolvimento de um dispositivo paracorpóreo no Incor, um coração artificial totalmente implantável no IDPC e uma bomba axial no Instituto do Coração de Curitiba, decidiu-se iniciar o desenvolvimento da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (BSCI) em parceria com a Baylor College of Medicine (BOCK, 2004).

Os primeiros estudos se iniciaram em 2004 e basearam-se na evolução da bomba centrífuga Spiral Pump, utilizada em Circulação Extracorpórea (CEC) no centro cirúrgico do IDPC, em um novo DAV. Mas somente em 2006, após um período de seis meses de desenvolvimento na Baylor College of Medicine, foram definidos geometria, desenho e funcionamento que se adequassem ao padrão normalizado de hemólise para esse tipo de bomba (BOCK, 2006).

### 2.3 Bombas para circulação extracorpórea versus DAVs

As bombas utilizadas para circulação extracorpórea (CEC), que realizam o bombeamento do sangue durante uma cirurgia cardíaca, (dentre elas, as bombas centrífugas para CEC), não são Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV). Os DAVs têm como função dar suporte à vida do paciente, fazendo o bombeamento do sangue durante essa assistência. Cabe ressaltar que existem bombas centrífugas para CEC e bombas centrífugas para Assistência Ventricular (DAV). Bombas utilizadas em CEC devem trabalhar em condições de pressão e vazão mais elevadas para permitir a passagem do sangue pelo oxigenador de sangue. Quanto aos padrões normalizados de hemólise, o Índice Normalizado de Hemólise (NIH) das bombas de CEC pode atingir valores mais altos, o que denota uma exigência menor por se tratar de uma bomba que será utilizada por poucas horas (BOCK, 2010).

Se comparadas às bombas de rolete, que foram as primeiras bombas de sangue, e às bombas pulsáteis, as bombas centrífugas possuem características de simplicidade e segurança na sua operação, facilitam a remoção de ar durante a montagem do circuito, nem de excessivas pressões, ambas lesivas ao paciente durante a circulação extracorpórea (ANDRADE, 1996).

As bombas de fluxo contínuo, entre elas as centrífugas, possibilitaram a diminuição de casos de trombose e hemólise para a assistência circulatória (LEIRNER, 2000).

A Biopump é a bomba centrífuga mais utilizada para CEC, atualmente, no mundo, ver Figura 2.7. Ela tem seu rotor acionado por acoplamento magnético com um motor situado em um módulo externo, assim como sua similar nacional, a Spiral Pump (ANDRADE, 1996).



Figura 2.7 - Foto da bomba centrífuga Biopump da empresa “Medtronic”.

O modelo adulto pode atingir 5000 rpm e pode fornecer a vazão de 10 l/min, seu módulo externo possui uma bateria com autonomia de 45 minutos para eventuais faltas de energia. A bomba Biopump pode ter seu módulo programado para adultos e crianças e está disponível em dois modelos: 80 ml, adulto; e 48 ml, infantil (WADA, 2004).

No Brasil, a bomba centrífuga Spiral Pump, vide Figura 2.8, está sendo usada para circulação extracorpórea em cirurgias cardíacas e se encontra em fase final de testes no Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia (ANDRADE, 1996; BISCEGLI, 2004).

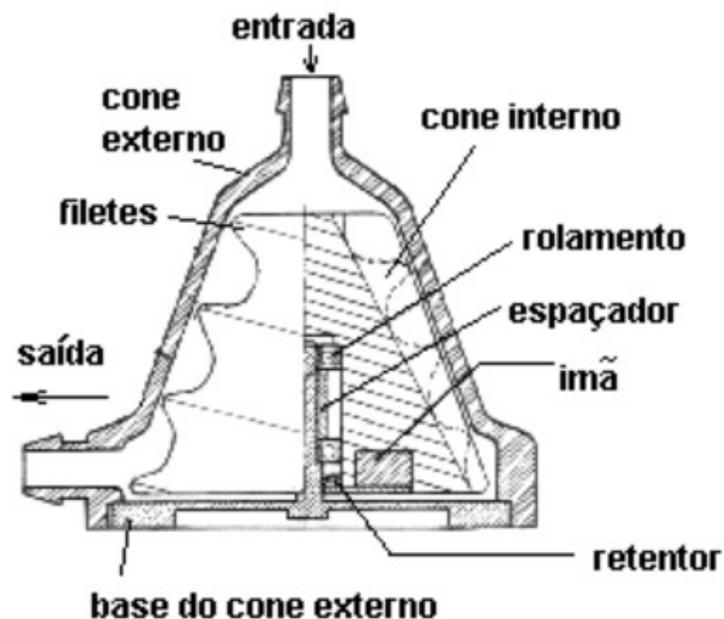


Figura 2.8 - Componentes do elemento descartável da bomba Spiral Pump.

O mercado de bombas centrífugas para CEC, após a queda da patente da Biopump, foi inundado por uma série de fabricantes em diversos países, motivados pela possibilidade de venderem somente as bombas descartáveis, que podem ser utilizadas nos módulos das bombas tradicionais (Figura 2.9).

Estes módulos são equipamentos mais caros e de maior complexidade, são mais difíceis de serem desenvolvidos e necessitam de um fluxômetro. Dessa forma, há muitas outras bombas centrífugas para CEC no Brasil (UEBELHART, 2010).



Figura 2.9 - Bomba Centrífuga Capiiox da Terumo Cardiovascular Systems.

## 2.4 Apresentação dos DAVs

Há várias classificações para os dispositivos de assistência ventricular. Quanto à implantabilidade, os dispositivos podem ser implantáveis, como o Heartmate, o AbioCor e o Novacor, ou paracorpóreos, como o Thoratec e o Berlin Heart. Entre os implantáveis, alguns são totalmente implantáveis e outros parcialmente implantáveis, com o uso de baterias externas e, em geral, controlador (SILVA, 2009). Há quatro formas de implante de um coração artificial conforme a disposição da bomba, do atuador, do controlador e do suprimento de energia, Figura 2.10. Em consequência da forma como é implantado, pode-se estimar o sucesso e, ou, duração do sistema (NOSÉ, 2004).

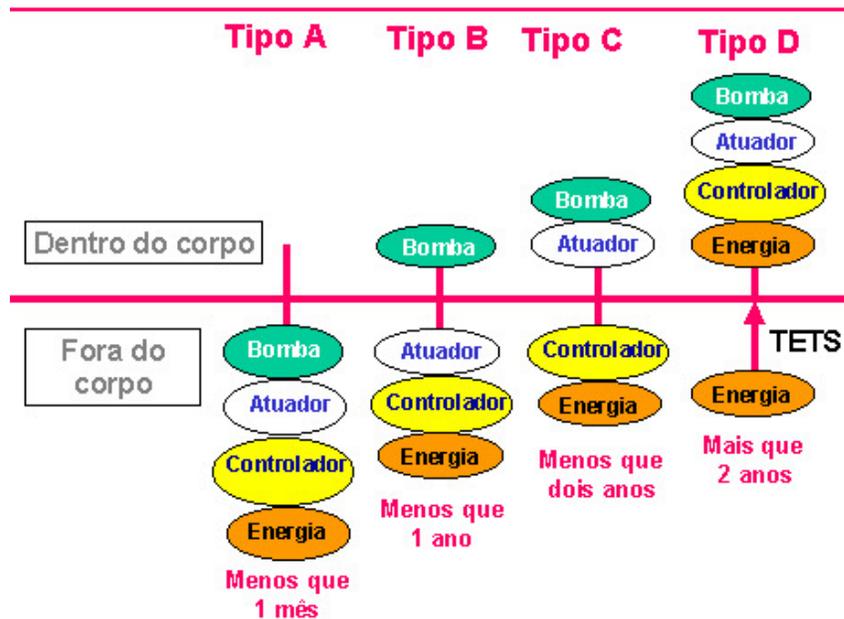


Figura 2.10 - Classificação dos dispositivos conforme a disposição do implante.

Quanto ao modo de bombeamento, e conseqüentemente, ao fluxo gerado, os dispositivos podem ser pulsáteis ou não. As bombas que geram um diferencial de pressão de até 10 mm Hg não podem ser consideradas pulsáteis; entre 10 e 20 mm Hg podem ser consideradas bombas pulsáteis de baixa amplitude; e acima de 20 mm Hg podem ser consideradas bombas pulsáteis (NOSÉ, 2004; HORIKAWA, 2008). São exemplos de bombas pulsáteis, os ventrículos artificiais Thoratec, Heartmate e Novacor e os corações artificiais Syncardia e Abiocror. Entre os dispositivos não-pulsáteis temos: os de fluxo radial, como as bombas centrífugas Biopump, Spiral Pump, Taita, Capiox, Gyro, Coraide, Duraheart, etc.; e os dispositivos de fluxo axial como a K-pump, Jarvik 2000, DeBakey, Impella etc.

O acionamento, em geral, é realizado por um motor elétrico “Brushless DC” (BLDC) (do inglês, sem escovas e corrente contínua), síncrono, que converte a energia elétrica em mecânica de forma mais segura que o motor comum sujeito ao desgaste das escovas, podendo ser operado a rotações maiores e tendo maior facilidade de refrigeração dos enrolamentos (FONSECA, 2003).

O atuador transmite a energia acumulada para o bombeamento propriamente dito e pode ser pneumático, eletromecânico ou eletrohidráulico (NOSÉ, 2003a).

Os dispositivos Thoratec e Berlin Heart são exemplos de acionamento pneumático, já o Heartmate, o Coração Artificial Auxiliar (CAA) - IDPC, e o Novacor são eletromagnéticos, ou eletromecânicos, e o Abiocror, eletrohidráulico.

As bombas podem ser dispositivos de fluxo pulsátil, na maioria das vezes, utilizando um diafragma (bombas de diafragma), ou então, bombas de fluxo contínuo (axiais, centrífugas ou conjugadas) (ANTUNES, 2009).

Muitas vezes, se usa a denominação “bombas rotativas”, advinda do inglês “rotary pumps”, para as bombas de fluxo contínuo já que não foi encontrado na literatura um só exemplo de dispositivo de fluxo contínuo que parta de um princípio diferente do princípio de funcionamento através do bombeamento do sangue por um rotor.

## **2.5 Bombas de fluxo pulsátil**

Os dispositivos de assistência ventricular de fluxo pulsátil são compostos por diafragmas que bombeiam o sangue para fora de uma câmara, em geral, com válvulas de entrada e saída. O acionamento do diafragma pode ser pneumático, como por exemplo, o dispositivo Thoratec; eletrohidráulico, como Abiocror; ou eletromecânico, como o Novacor. O ciclo da maioria dos dispositivos começa com a admissão de sangue na câmara de bombeamento pela válvula de entrada enquanto a válvula de saída se encontra fechada. Com o começo da compressão da câmara pelo diafragma, acionado de diferentes formas, há o fechamento da válvula de entrada e a abertura da válvula de saída por onde o sangue escoar.

O funcionamento do dispositivo pulsátil Thoratec, Figura 2.11, do grupo “Nimbus, Inc” da “Thoratec Corporation”, que começou a ser utilizado como ventrículo artificial em 1997 no “Texas Heart Institute”, ocorre através do bombeamento do sangue pela câmara através de um diafragma de poliuretano flexível. Um acionador pneumático eleva a pressão na câmara de ar comprimido e expande o diafragma que impulsiona o sangue através da câmara de bombeamento. O dispositivo pode fornecer uma vazão acima de 12 l/min, e mais de 3.600 pacientes já receberam implantes do dispositivo (FUCHS, 2002).

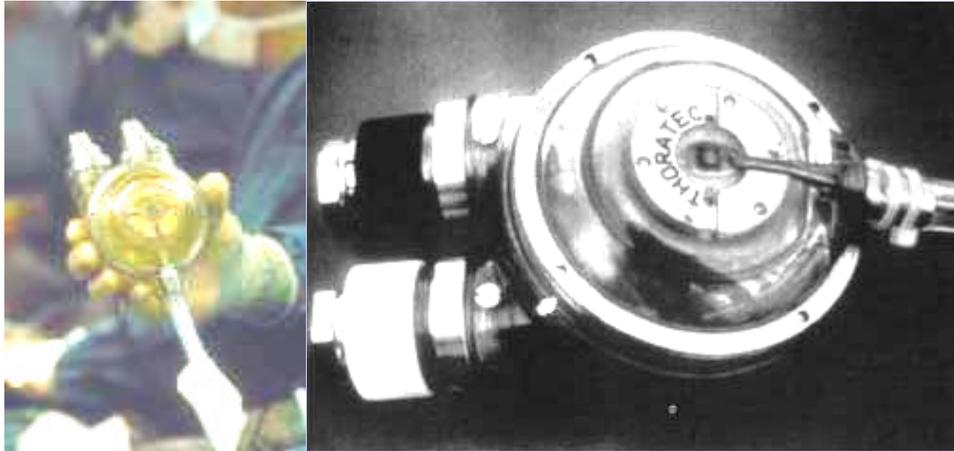


Figura 2.11 - Fotos do dispositivo Thoratec do Texas Heart Institute (FUCHS, 2002).

O dispositivo implantável Novacor, Figura 2.12, projetado para assistência ventricular pela “Baxter Laboratories” usa válvulas biológicas porcinas (de porcos), controlador externo e baterias recarregáveis. É, atualmente, o ventrículo artificial mais utilizado para assistência circulatória como ponte para o transplante cardíaco. Utiliza um diafragma de poliuretano e seu ciclo de funcionamento é parecido com os acima descritos exceto pela diferença de seu acionamento ser eletromagnético como um eletroímã (ROSE, 2001).

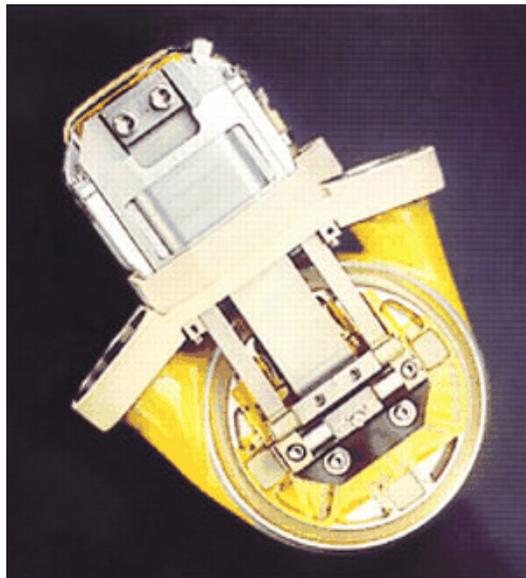


Figura 2.12 - Foto do dispositivo Novacor da Baxter Laboratories (ROSE, 2001).

O dispositivo pulsátil Heartmate, produzido pela “Thoratec Corporation” em parceria com a “Thermo Cardio Systems, Inc” e utilizado pelo “Texas Heart Institute” está disponível em dois modelos: o Heartmate-IP “implantable pneumatic”, e o Heartmate-VE “vented electric” (FRAZIER, 2001).

A bomba pulsátil implantável Heartmate-VE<sup>®</sup> consiste de um mecanismo eletropneumático que impulsiona um diafragma de poliuretano, bombeando uma câmara de ejeção de sangue. Pesa 1150 g e possui um controlador externo, válvulas porcinas de 25 mm, e baterias externas laterais com autonomia de até 8 horas, Figura 2.13, podendo funcionar numa faixa acima de 120 bpm (batimentos por minuto), provendo um fluxo com vazão acima de 10 l/min (ibid, p. 1186).

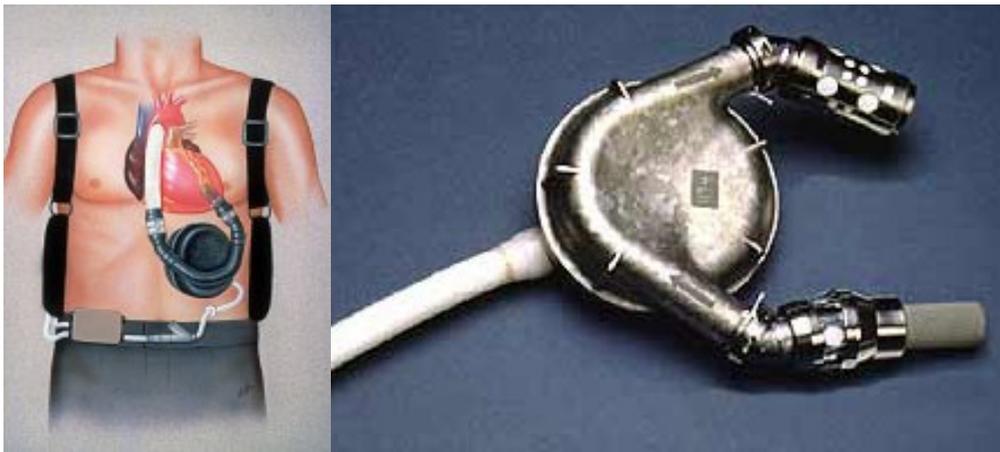


Figura 2.13 - Ilustração e foto do dispositivo Heartmate VE do Texas Heart Institute (FRAZIER, 2001).

O dispositivo Heartmate IP é uma bomba pulsátil implantável acionada por um atuador pneumático externo que impulsiona um diafragma de poliuretano, bombeando uma câmara de ejeção de sangue, pesa 570 g, e também trabalha com válvulas porcinas de 25 mm, numa faixa acima de 140 bpm (batimentos por minuto), provendo um fluxo com vazão acima de 12 l/min, sua localização é parecida com o modelo VE, Figura 2.13, com exceção das baterias mostradas na figura (FRAZIER, 2001).

Um dispositivo de desenho diferenciado é o BVS 500 da Abiomed, composto de duas câmaras (câmara atrial e câmara ventricular) que tem uma aparência mais vertical do que os

outros dispositivos e defende a concepção natural do coração (composto de átrios e ventrículos) conforme Figura 2.14.

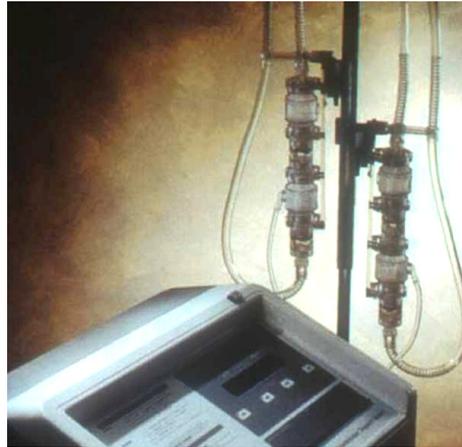


Figura 2.14 – Foto do dispositivo BVS 500 da empresa Abiomed ao lado de seu console de acionamento pneumático (FRAZIER, 2001).

Entre outros exemplos de dispositivos de fluxo pulsátil temos a bomba paracorpórea de acionamento pneumático Medos, da empresa alemã “Medos Medizintechnik” e do “Helmholtz-Institute, Aachen” mostrada na Figura 2.15.



Figura 2.15 - Dispositivo Medos da empresa Medos Medizintechnik (FRAZIER, 2001).

Outro dispositivo alemão que segue a linha do Medos é a bomba Berlin Heart da empresa “Mediport Kardio-technik, Berlim” como pode ser observado na Figura 2.16.



Figura 2.16 - Dispositivo Berlin Heart da empresa Medipor Kardio-technik (FRAZIER, 2001)..

Conforme já citado no capítulo que trata sobre o desenvolvimento de DAVs no Brasil, existe um dispositivo sendo estudado no INCOR em São Paulo de funcionamento semelhante aos citados anteriormente, conforme pode ser observado na Figura 2.17. Construído em Titânio e Poliuretano, com acionamento pneumático e bombeamento por diafragma, o dispositivo trabalha com a abertura e fechamento de duas válvulas biológicas em série, chamadas de válvulas de entrada e saída. O controle é feito através de um console com sistema pneumático, o que não permite a total implantabilidade do dispositivo (MAIZATO, 1996) e (GALANTIER, 2007).



Figura 2.17 - O DAV-InCor do Instituto do Coração em São Paulo.



Figura 2.18 - O dispositivo pulsátil da Braile Biomédica.

Outra tentativa está sendo tomada pela empresa Braile Biomédica, mundialmente conhecida no ramo de cardiologia e está ainda em fase de prototipagem. O dispositivo da Braile aposta no mesmo funcionamento pneumático citado, porém com uma geometria diferenciada, Figura 2.18 (BRAILE, 1996).

O coração artificial total Jarvik-7, que já foi chamado de “Utah-TAH” (do inglês, “Total Artificial Heart”, coração atificial total) e “Symbion TAH” começou a ser testado em meados de 1982 por cirurgiões da Universidade de Utah e é composto de ventrículos em formato esférico e um diafragma em formato de disco, com válvulas de entrada e de saída, Figura 2.19.

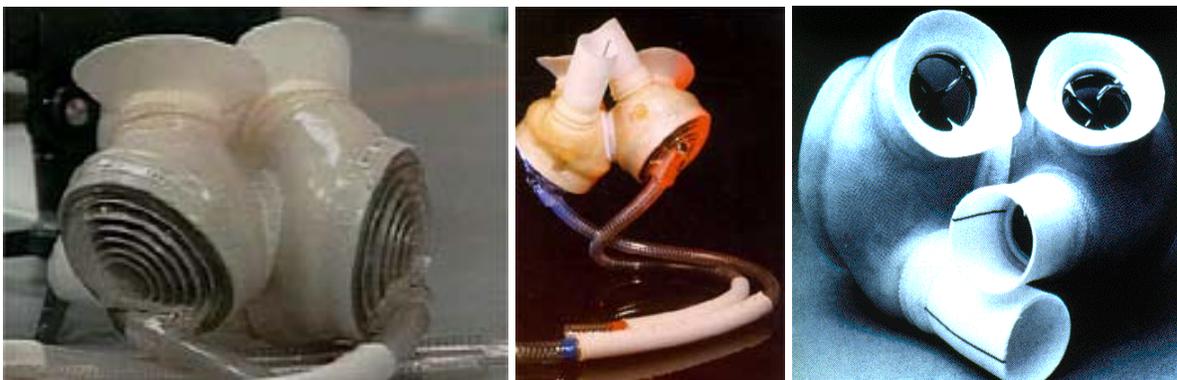


Figura 2.19 - O coração artificial Jarvik-7 em vários modelos.

O coração artificial total Cardiowest, é uma nova geração do Jarvik-7, ou seja, um dispositivo ortotópico<sup>7</sup> de acionamento pneumático construído pela “Cardiowest Technologies, Inc”, atualmente “Syncardia”, com diafragmas de poliuretano que se retraem durante a diástole, válvulas mecânicas pneumáticas de duas vias da “Medtronic-Hall Ind.”, e um console com pneumotacômetro, que fornece informações para um controlador. A frequência de abertura e fechamento das válvulas pode variar entre 40 e 120 vezes por minuto, fornecendo um fluxo acima de 10 l/min, mas normalmente, é usado para prover uma vazão de 6 a 8 l/min (ARABIA, 1999).

Outro dispositivo de fluxo pulsátil é o AbioCor produzido pela empresa ABIOMED e o “Texas Heart Intitute” com contrato do “National Heart, Lung and Blood Institute”, um coração implantável ortotópico de acionamento eletrohidráulico. Seu motor trabalha entre 4.000 e 8.000 rpm e gera a pressão necessária para a movimentação dos diafragmas que impulsionam os ventrículos através de um atuador hidráulico, Figura 2.20 e Figura 2.21. Suas válvulas e diafragmas são feitos de um material antitrombogênico<sup>8</sup> chamado Angioflex produzido pela própria ABIOMED.



Figura 2.20 - Foto do coração artificial Abiocor (ARABIA, 1999).

---

<sup>7</sup> que substitue o coração natural

<sup>8</sup> que evita a formação de trombos

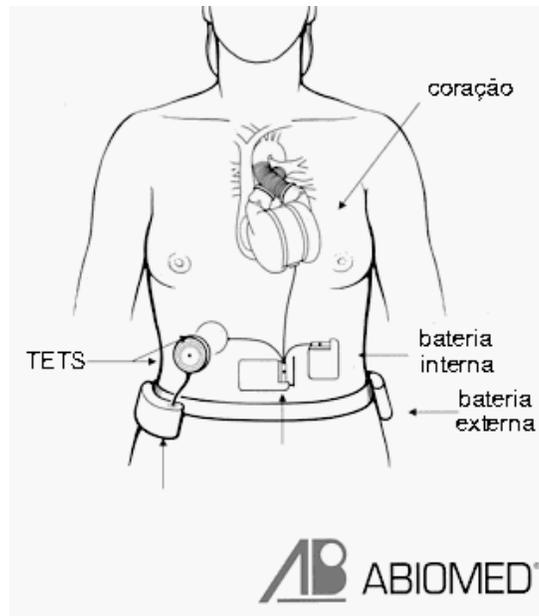


Figura 2.21 - Esquema de implantação do coração artificial Abiomed.

Através de um console externo, as baterias principais são carregadas e têm autonomia para 4 horas de funcionamento, uma bateria interna, de emergência, é carregada através de um TETS (do inglês “Transcutaneous Energy Transmission System”, sistema de transmissão transcutânea de energia) e tem autonomia de 20 min, Figura 2.22 (FONSECA, 2007).

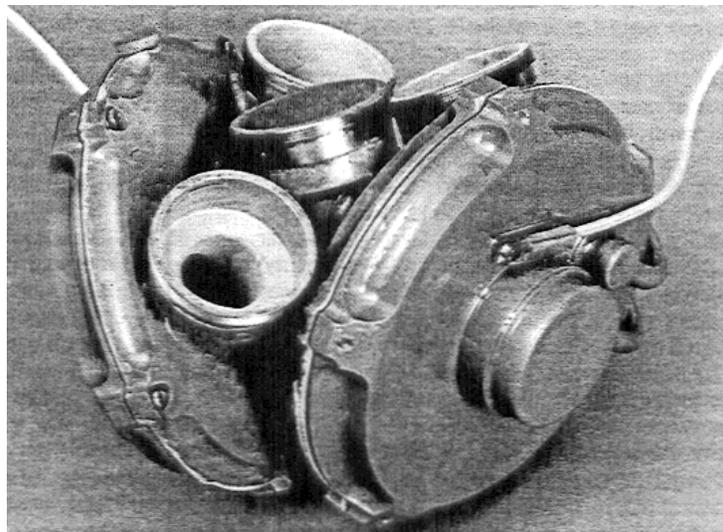


Figura 2.22 - Foto do dispositivo da Nimbus da Cleveland Clinic Foundation.

Outro dispositivo, de acionamento eletrohidráulico que está em estudo na “Cleveland Clinic Foundation”, em parceria com a empresa “Nimbus Inc” e com o aval do “National Institute of Health” funciona por meio de um motor BLDC e um atuador hidráulico de alta pressão, Figura 2.22 (ANDRADE, 1999).

O departamento de órgãos artificiais do “National Cardiovascular Center Research Institute”, em Osaka, Japão, também desenvolve um coração artificial total eletrohidráulico que funciona através de um sistema de bombeamento composto de um atuador hidráulico, mas com diafragmas elípticos. Seu sistema conta, ainda, com controladores externos e internos, TETS, sistema de biotelemetria óptica e válvulas artificiais, de 23 mm na entrada do dispositivo, e 21 mm na saída. O material que recobre a superfície, que entra em contato com o sangue, é um poliuretano antitrombogênico desenvolvido pela “Toyobo Co.”, em Osaka (TATSUMI, 1999).

A “Pennsylvania State University” em conjunto com a empresa Sarns, tem um convênio com a “Cleveland Clinic Foundation” para o desenvolvimento de um coração artificial total com acionamento eletromecânico, Figura 2.23 (PIERCE, 1996).



Figura 2.23 - Coração desenvolvido na Universidade da Pensilvânia (PIERCE, 1996).

No Brasil, conforme citado no capítulo que trata sobre o desenvolvimento brasileiro de DAVs, o Coração Artificial Auxiliar CAA - IDPC está em desenvolvimento no Centro Técnico de Experimentos, departamento de Bioengenharia, do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia - IDPC, em São Paulo, que inicialmente foi idealizado num programa de parceria com o “Baylor

College of Medicine”, em Houston, EUA. O CAA - IDPC parte do conceito de um coração artificial total auxiliar implantável (ATAH) e heterotópico (sem a extração do coração natural), que trabalha como um coração auxiliar, em harmonia com o órgão assistido (ANDRADE, 1998). Seu acionamento é eletromecânico, através de um motor BLDC que eleva no sentido axial as duas placas propulsoras, através de um parafuso e um sistema de roletes, impulsionando, alternadamente, os diafragmas que bombeiam o sangue, controlados por válvulas porcinas na entrada e na saída (FONSECA, 2008), Figura 2.24.

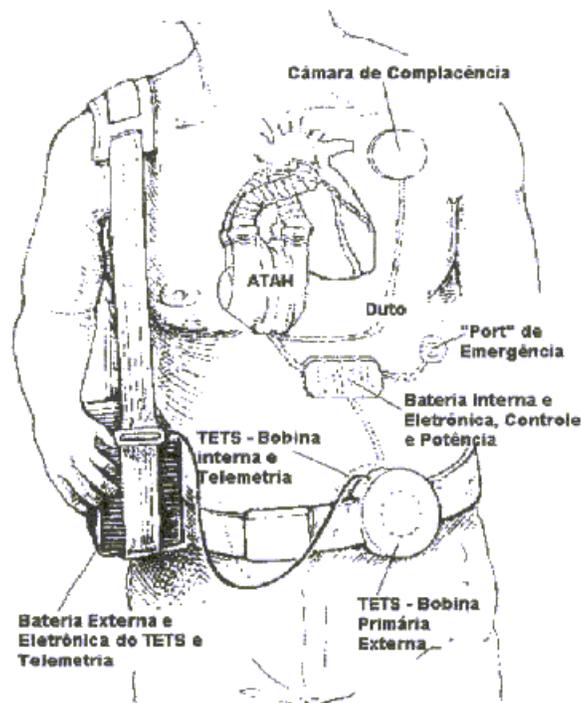


Figura 2.24 - Sistemas do projeto do Coração Artificial Auxiliar do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia (ANDRADE, 1998).

Seus subsistemas compreendem: um dispositivo de volume variável, câmara de complacência; um controlador eletrônico; um monitor de diagnóstico; um sistema de transmissão transcutânea de energia (TETS); um módulo de energia com três baterias; e conector de emergência para fonte de energia e controle externos, Figura 2.24 (ANDRADE, 1998).

## 2.6 Bombas axiais

Entre as principais vantagens das bombas axiais de fluxo contínuo estão: dimensões reduzidas, não necessidade de instalação de válvulas cardíacas artificiais, e baixos índices de hemólise (ANDRADE, 1999).

A lubrificação dos rolamentos e o selo mecânico entre o rotor e o estator consistem um problema, pois sempre que ocorre falha na vedação do selo, ocorrem hemólise e formação de trombos no interior dos rolamentos (KONISHI, 1996, p.124).

São dispositivos em que o fluxo é paralelo ao eixo de rotação da bomba e em geral possuem pequenas dimensões facilitando seu implante. O primeiro exemplo é um dispositivo de assistência intraventricular criado por Wampler e equipe, denominado Hemopump que pode ser acionado à distância por um cabo, Figura 2.25. Seu uso clínico no “Texas Heart Institute” começou em abril de 1988, como suporte de curta permanência e, atualmente, após ter passado por algumas alterações, pode prover mais de 3,5 l/min de sangue (WAMPLER, 1988).

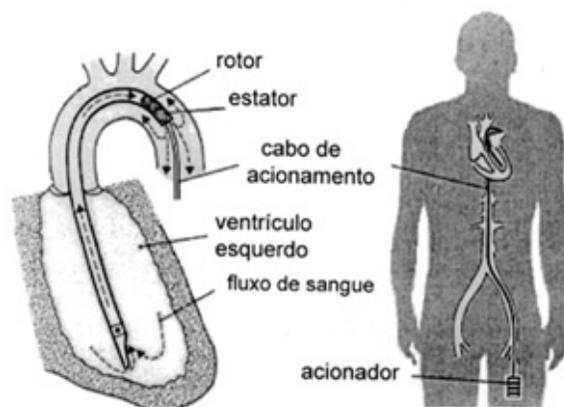


Figura 2.25 - Esquema de funcionamento da bomba Hemopump.

A Hemopump é presa a uma cânula flexível de 200 mm capaz de alcançar o ventrículo esquerdo através da válvula aórtica. Um cabo flexível dentro de uma capa conecta o motor à bomba propriamente dita, Figura 2.25, que trabalha entre 17.000 e 25.000 rpm bombeando sangue do ventrículo esquerdo para a aorta descendente. O sangue é coletado do ventrículo esquerdo e retorna pela aorta descendente conforme a Figura 2.26. A bomba pode ser inserida

através de uma pequena incisão pela artéria femoral, pela artéria ilíaca externa, ou pela aorta abdominal distal (LEIRNER, 2000).

Muitos autores não classificam essa bomba junto ao grupo das bombas axiais por se tratar de um dispositivo de acionamento remoto por cabo flexível e ter apresentado altos índices de hemólise, muito diferente das modernas bombas axiais que utilizam motores BLDC e têm o acionamento direto pelo dispositivo mostrando bons resultados em testes de hemólise.

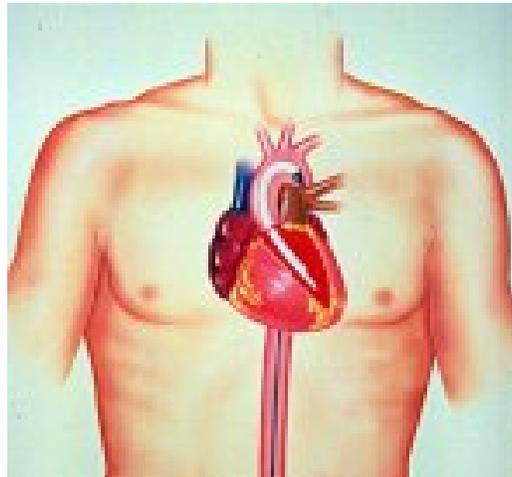


Figura 2.26 - Localização da bomba Hemopump do Texas Heart Institute.

O primeiro dispositivo dessa geração surgiu em junho de 1996, ver Figura 2.27. A bomba DeBakey de assistência circulatória de fluxo axial foi construída com o suporte financeiro do “NASA Johnson Space Center” em conjunto com o “Baylor College of Medicine” que colocou o nome em homenagem ao patrono do seu departamento de cirurgia Michael E. DeBakey e foi licenciado para comercialização pela “Micro Med Technology Inc”. Seu rotor tem o acionamento eletromagnético, com ímãs bem próximos ao estator, construído em liga de titânio e com suas partes elétricas e eletrônicas hermeticamente isoladas (NOSÉ, 2000). Este dispositivo pode prover mais de 10 l/min de sangue a 12.500 rpm e tem seu posicionamento intraventricular, conforme a Figura 2.27, é baseado, em parte, na tecnologia usada nas bombas de combustível dos ônibus espaciais “Space Shuttle” da NASA (DEBAKEY, 2000).

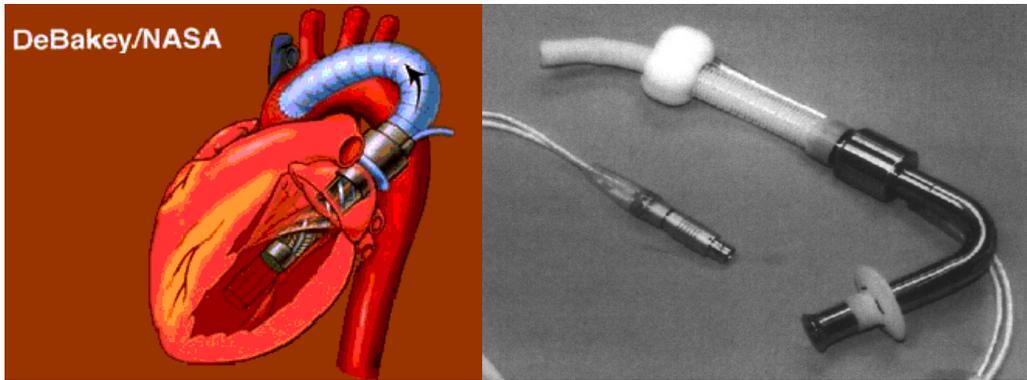


Figura 2.27 - Bomba axial DeBakey da Baylor College of Medicine (NOSÉ, 2000).

Logo após o surgimento desse dispositivo, surgiu o Jarvik 2000 (Figura 2.28) desenvolvido pelo Texas Heart Institute, situado um quarteirão da Baylor College of Medicine em Houston no Texas, EUA.



Figura 2.28 - Foto da bomba Jarvik 2000 do Texas Heart Institute (JARVIK, 2001).

O rotor é imantado e construído em uma liga de neodímio, aço, e boro, além de ser sustentado por mancais cerâmicos e ter todas as superfícies, que entram em contato com o sangue, feitas em titânio polido, Figura 2.28. A rotação normal da bomba está entre 8.000 e

12.000 rpm, gerando um fluxo médio de 5 l/min. A velocidade do motor é controlada por um sistema analógico, podendo ser ajustada manualmente (JARVIK, 2001).

No Brasil, mais precisamente no Instituto do Coração de Curitiba, foram desenvolvidos testes “in vitro” com uma bomba de fluxo axial implantável, para assistência intraventricular esquerda, projetada para trabalhar entre 8.000 e 12.000 rpm, com 70 mm e pesando aproximadamente 85 g, Figura 2.29 (KUBRUSLY, 2000). O primeiro protótipo foi construído em aço inoxidável, ao invés de titânio conforme o idealizado, devido ao alto custo do material, o que resultou na alteração de peso de 85 g para 194 g, o custo total da produção da bomba foi projetado, em 2000, em torno de 6 a 8 mil dólares.



Figura 2.29 - Bomba axial do Instituto do Coração de Curitiba (KUBRUSLY, 2000).

O rotor da bomba é construído com magnetos permanentes, tal como em um motor sem escovas de corrente contínua, e nele são inseridas as hélices. Assim como o Jarvik 2000, essa bomba é posicionada diretamente no ventrículo esquerdo e pode prover um escoamento com vazão entre 5 e 8 l/min (ibid, p. 169).

A empresa paulista Braile Biomédica, anteriormente citada, também começou o desenvolvimento de um protótipo de bomba axial e está estudando seu dispositivo que pode ser visto na Figura 2.30 (UEBELHART, 2010).

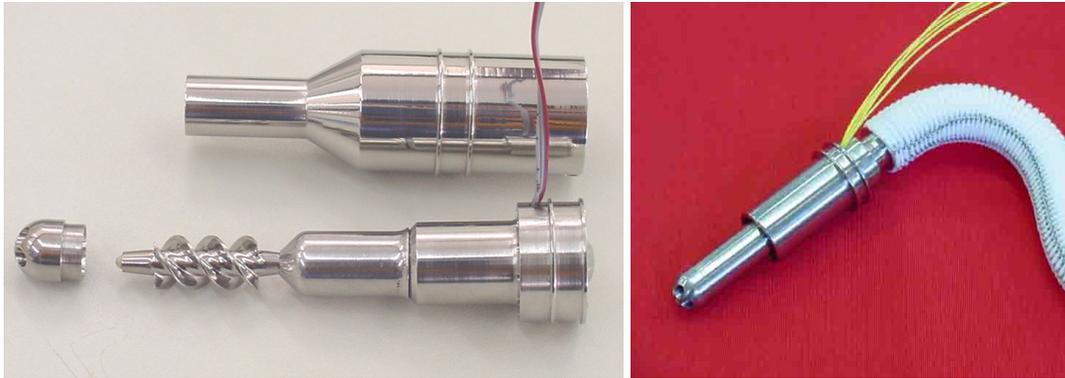


Figura 2.30 - Bomba axial da empresa Braile Biomédica.

O centro médico da “University of Pittsburgh”, na Pennsylvania, e o grupo “Nimbus Inc.” desenvolveram um dispositivo de assistência circulatória ventricular esquerda, uma bomba axial chamada Axipump, implantável em uma pequena bolsa posicionada na parede abdominal esquerda canulando o ápice do ventrículo esquerdo e a aorta descendente (KONISHI, 1996).

A Universidade de Pittsburgh, na Pensilvânia, estuda atualmente um dispositivo batizado de Streamliner, Figura 2.31, que possui seu rotor suspenso por um campo eletromagnético e utiliza rolamentos cônicos.

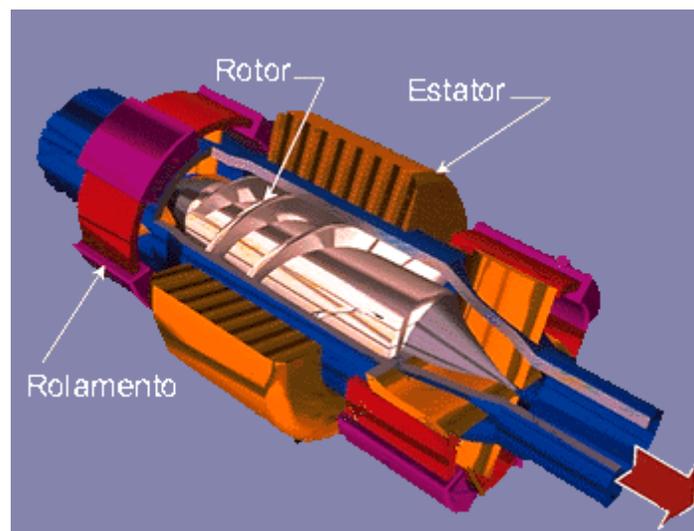


Figura 2.31 - Projeto Streamliner da Universidade de Pittsburgh, Pennsylvania.

O dispositivo Heartmate II, desenvolvido pela “Thermo Cardio Systems, Inc”, é uma bomba axial de fluxo contínuo, de funcionamento similar aos descritos acima. A preocupação principal do seu projeto são alterações no selo e na vedação das partes eletrônicas, conforme Figura 2.32. O Heartmate II não deve ser confundido com o Heartmate, um ventrículo artificial de fluxo pulsátil. Segundo o autor, o Heartmate representa a primeira geração de DAVs (pulsáteis), enquanto que o Heartmate II representa a segunda geração (axiais) e o Heartmate III, a terceira geração, bombas centrífugas implantáveis (BURKE, 2001).



Figura 2.32 - Bomba axial Heartmate II da Thermo Cardio Systems.

Outro exemplo de bomba axial de fluxo contínuo é a bomba Impella, Figura 2.33, projetada pelo Helmholtz Institute e pela empresa Impella Cardiotechnik, para uso em assistência circulatória em cirurgias cardíacas (BIAN, 2002).

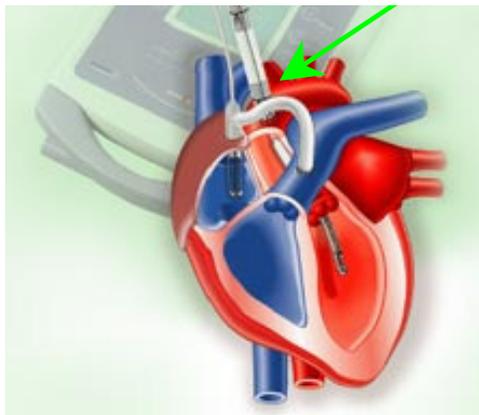


Figura 2.33 – Esquema de inserção do dispositivo Impella em vasos periféricos.

Esta bomba é inserida através de vasos periféricos até a aorta descendente e seu acionamento eletromecânico é realizado por um micro-motor “Brushless DC” com transmissão eletromagnética, tem o diâmetro de 6,4 mm e pode fornecer até 4,5 l/min de vazão a 30.000 rpm, como mostra a Figura 2.33 (ibid, 2002).

## **2.7 Bombas Centrífugas Implantáveis**

As bombas não pulsáteis, centrífugas ou de fluxo radial, se caracterizam pelo movimento perpendicular ao eixo no sentido radial da bomba, o seu efeito centrífugo realiza o bombeamento do sangue e, em geral, são constituídas de um módulo externo que não tem contato com o sangue, responsável pelo controle e comutação, no caso das implantáveis, ou pelo acionamento magnético das bombas de circulação extracorpórea e assistência prolongada para a recuperação. Nestes casos, a bomba é descartável e esterilizada para o contato com o sangue. As bombas centrífugas podem fornecer uma vazão acima de 10 l/min (ANDRADE, 2006).

Por trabalharem de forma contínua, possibilitam o uso de cânulas de menor diâmetro para atingir a mesma vazão dos outros dispositivos em uma circulação extracorpórea. Pesquisadores do mundo todo vêm estudando este tipo de dispositivo, visando a melhora do desempenho, durabilidade, trombogenicidade<sup>9</sup> e hemólise<sup>10</sup> (ANDRADE, 1998). Atualmente, graças à baixa taxa de hemólise e à sua grande capacidade de vazão em pequenos dispositivos, esta bomba está sendo usada em três diferentes aplicações, conforme a Tabela 2.1, Circulação Extracorpórea (CEC), Circulação Extracorpórea com Oxigenador de Membranas (ECMO), ou Suporte Cardiopulmonar Percutâneo (PCPS), e Assistência Ventricular Direita (RVAD) e Esquerda (LVAD) (NOSÉ, 1998).

---

<sup>9</sup> A trombogenicidade está relacionada à formação de trombos

<sup>10</sup> hemólise: lesão traumática aos elementos do sangue

Tabela 2.1 - Os tipos de bomba centrífuga conforme sua utilização.

<b>Fase</b>	<b>Utilização</b>	<b>Necessidade</b>	<b>Estágios do implante</b>
<b>1</b>	CEC	até 2 dias	“Confusion”: Dificuldade de controle automático
<b>2</b>	ECMO, PCPS	até 2 semanas	“Fighting”: Organismo aumenta resistência periférica total
<b>3</b>	LVAD, RVAD	mín. 6 meses	“Live Together”: Estabilidade fisiológica

Para a realização de uma cirurgia cardíaca, num circuito de CEC, a necessidade de confiabilidade da bomba deve ser de 2 dias, nesta fase denominada “confusion”, há a formação de trombos vermelhos e grande possibilidade de rejeição. A diferença básica entre os projetos está nos materiais utilizados e o desempenho necessário (NOSÉ, 2004).

Os dispositivos de fluxo contínuo, como as bombas rotativas, são utilizados com maior frequência que os pulsáteis, nos casos de suporte circulatório após cirurgia cardíaca em razão da facilidade de sua retirada, do menor custo e da possibilidade de utilização das cânulas de circulação extracorpórea (FUCHS, 2002).

A seguir, apresentamos algumas bombas centrífugas implantáveis que estão sendo estudadas e utilizadas pelo mundo.

### **2.7.1 Evaheart**

A bomba implantável que vem sendo desenvolvida pela empresa Sun Medical, chamada Evaheart (Evaheart, Sun Medical Technology Research Corp., Suwa, Japão), Figura 2.34, para assistência ventricular esquerda, foi concebida e patenteada pelo Dr. Kenji Yamazaki da “Waseda University” em Tóquio, Japão (ABE, 1999).

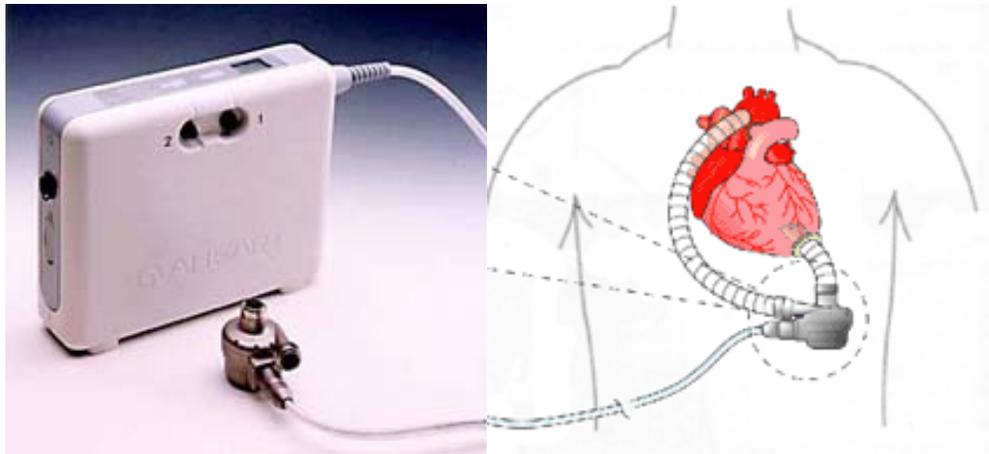


Figura 2.34 - Foto e esquema da bomba Evaheart.

Na bomba centrífuga implantável Evaheart, o sangue é coletado do ápice do ventrículo, através de uma cânula, e é bombeado para a aorta descendente através de outra cânula.

### 2.7.2 Gyro C1E3 e NEDO PI-601

A bomba centrífuga implantável Baylor-Kyocera Gyro tem sido desenvolvida desde 1995, no “Baylor College of Medicine”, atingindo resultados acima de 284 dias de sobrevivência dos pacientes em assistência ventricular esquerda, Figura 2.35 (NONAKA, 2001).

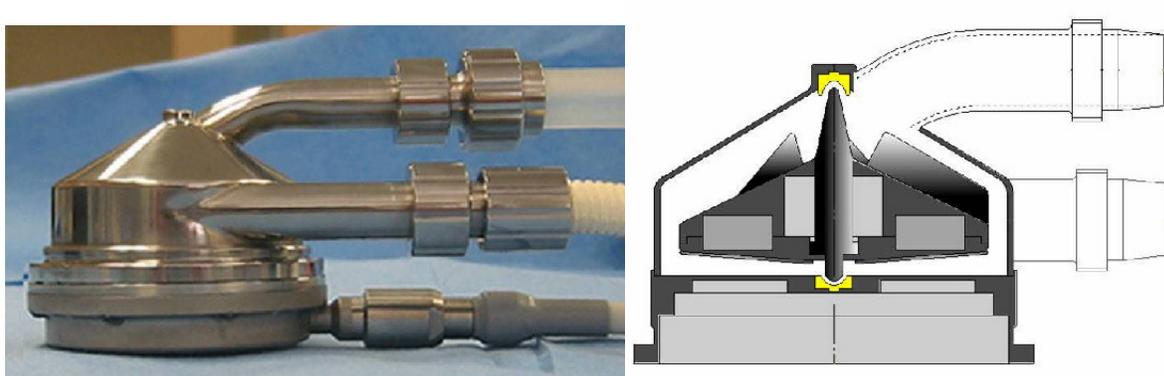


Figura 2.35 – Foto e detalhes do rotor da bomba centrífuga Gyro.

A Gyro é uma bomba de sangue miniaturizada desenvolvida pela equipe do Dr. Nosé na “Baylor College of Medicine” em parceria com a empresa Kyocera e a Universidade de Viena (NOSÉ, 2004). A bomba é fabricada em liga de titânio e tem um volume interno de 25 ml, pesa 204 g e pode fornecer até 5 l/min a 2.000 rpm com uma pressão de 100 mmHg, Figura 2.35 (NOSÉ, 1998).

Os mancais da bomba Gyro são de alumina e PE (polietileno) de ultra-alta massa molar. O macho é cerâmico e a fêmea é polimérica. Diversos estudos mostram que o tempo de vida estimado desse sistema de mancais é de 10 anos quando usado em Assistência Ventricular Direita (RVAD), 8 anos em Assistência Ventricular Esquerda (LVAD) e 5 anos em CEC (MAKINOUCI, 1996).

O projeto da bomba NEDO “New Energy and Industrial Technology Development Organization” (NEDO, Houston, EUA) pode ser considerado como a terceira geração das bombas centrífugas que, atualmente, está sendo experimentada em assistência biventricular (BVAD), com a implantação de duas bombas no espaço pré-peritoneal (NOSÉ, 2004).

### **2.7.3 Heartmate III**

O Heartmate III (Thoratec, Pleasanton, EUA) é a última versão do que se pode chamar uma linhagem de bombas de sangue para assistência ventricular, Figura 2.36, e é um projeto de bomba centrífuga implantável sem rolamentos. A concepção do próprio motor que aciona a bomba, construído pela empresa Levitronix, permite que o rotor funcione com um controle de seis graus de liberdade na levitação.



Figura 2.36 - Fotos da bomba centrífuga implantável Heartmate III.

#### 2.7.4 Coraide

O dispositivo Coraide da Cleveland Clinic Foundation (CCF), em contrato com o “National Institutes of Health” foi inicialmente desenvolvido através de análise computacional fluidodinâmica (CFD) e testes de escoamento de 25 protótipos de rotores. Ele visa, através do conceito “rotodinâmico”, o mesmo do mancal hidrodinâmico, ser uma alternativa de baixo custo, poucos componentes, que não oferece contato direto com o sangue, utilização cirúrgica pouco invasiva e de ampla utilização clínica, Figura 2.37 (GOLDING, 1998).

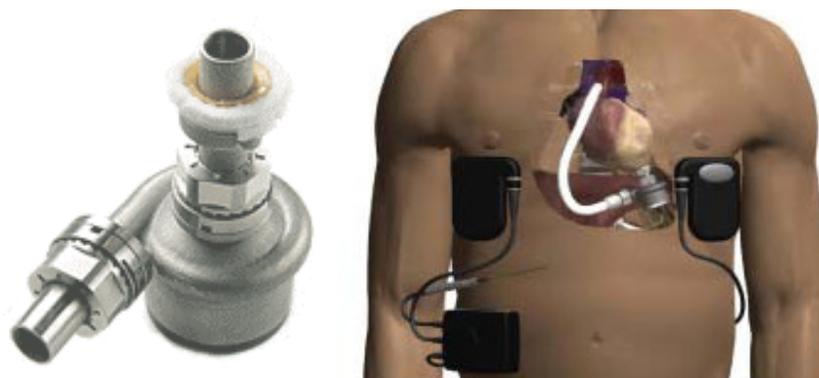


Figura 2.37 - Foto e posicionamento da bomba centrífuga implantável Coraide.

A “Arrow International” recebeu a aprovação do FDA para o início dos testes clínicos do Coraide como dispositivo para assistência ventricular esquerda de fluxo contínuo em dezembro de 2002. Nos Estados Unidos, no entanto, o dispositivo ainda não obteve aprovação do Organismo de controle de alimentos e medicamentos nos Estados Unidos (FDA) para as pesquisas iniciais. O primeiro implante do Coraide em um ser humano ocorreu em 8 de maio de 2003, num paciente que estava à espera de um transplante. A “ponte” para o transplante foi considerada bem sucedida (ARROW, 2004).

Segundo o site da CCF, foram realizados 3 estudos de 30 dias, cada, para a finalização dos desenhos do projeto e 3 estudos de 90 dias cada para validação dos mesmos. A bomba Coraide já soma mais de 10.000 horas de operação sem falha elétrica ou mecânica (CCF, 2004).

### 2.7.5 Duraheart

A bomba centrífuga implantável Duraheart (Terumo Heart Inc, Ann Arbor, EUA), Figura 2.38, e de sua subsidiária japonesa “Terumo Corporation”, em Tóquio, é um projeto multicêntrico que visa incluir uma nova opção para o suporte à vida de pacientes cardíacos crônicos residentes na Europa.

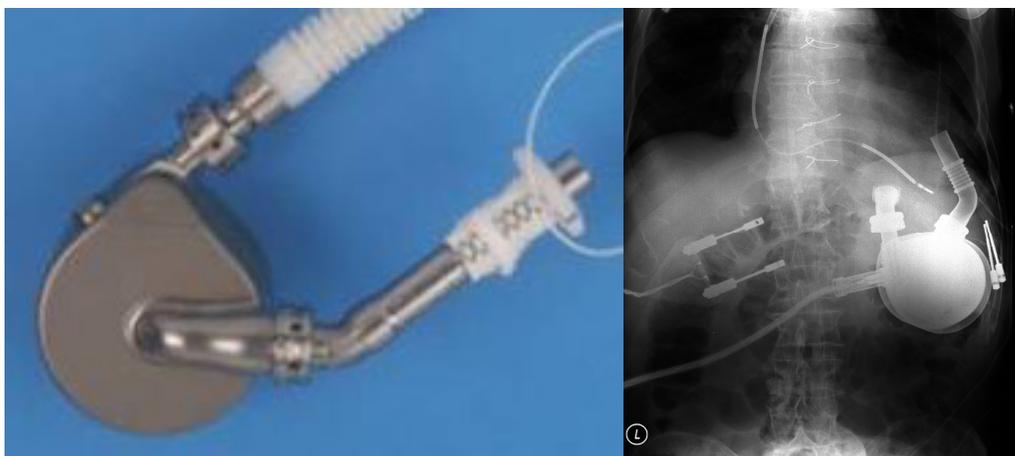


Figura 2.38 - Foto e radiografia da bomba centrífuga implantável Duraheart.

A bomba utiliza a tecnologia de suspensão magnética para o acionamento do seu rotor centrífugo e visa minimizar o atrito entre suas partes móveis, fator associado, em geral, a dissipação de calor e danos às células sanguíneas. O primeiro implante da Duraheart ocorreu em 19 de janeiro de 2004 no “Herz und Diabeteszentrum” do hospital da universidade do Ruhr em Bochum, Alemanha (TERUMO, 2004).

### 2.7.6 Deltastream - MDP

A bomba de sangue Deltastream (Medos Medizintechnik, Stolberg, Alemanha), em parceria com o “Herz und Diabeteszentrum” e procura introduzir o conceito de “Mikrodiagonalpumpe” (do alemão, micro-bomba diagonal) bomba mista centrífuga e axial, Figura 2.39, para aplicações como assistência ventricular, ponte para a recuperação e ponte para o transplante cardíaco.



Figura 2.39 - Foto e esquema da bomba Deltastream da empresa Medos.

A Deltastream tem 30 mm de diâmetro por 80 mm de comprimento, 120 g de peso, volume interno de 15 ml. Seu consumo varia de 7 a 10 W e pode fornecer até 5 l/min a uma pressão de 100 mmHg a 6.000 rpm. Construída em policarbonato e titânio, esta bomba já está sendo testada em experimentos “in vivo” segundo o site do “Institut für Biomedizinische Technologien” da escola de tecnologia de Nordrhein, Westfalen (IBMT, 2004).

### 2.7.7 Ventrassist

A bomba centrífuga implantável Ventrassist é um projeto das empresas “Micromedical Industries Ltd” e “Ventracor Ltd” e da Escola de Engenharia da “University of Technology”, em Sidney, Austrália. Este projeto recebe um apoio do governo australiano de até 4 milhões de dólares australianos. A bomba Ventrassist foi desenhada em liga de titânio para assistência ventricular esquerda, sendo implantada sob o músculo do diafragma, sem utilizar selos ou mancais convencionais e suas baterias têm autonomia de até oito horas, Figura 2.40.

O maior avanço tecnológico desse dispositivo pode ser visto na Figura 2.40, sua indução direta do rotor da bomba. Ao contrário de muitas bombas centrífugas implantáveis que utilizam motores e acoplamentos magnéticos, as bobinas induzem o rotor da bomba que é feito em material magnético.



Figura 2.40 - Fotos da bomba Ventrassist da empresa Ventracor de Sidney, Austrália.

Os testes dessa bomba estão sendo realizados pelo Dr. Don Esmore no “Alfred Hospital” em Melbourne e são os primeiros testes, deste tipo (realizados em humanos) na Austrália (VENTRACOR, 2004).

### 2.7.8 Outras bombas: HeartWare, Taita, ICP, MSCP e Cora Valveless

Recentemente, uma bomba chamada HeartWare foi aprovada para comercialização na Europa, mas ainda está em estudo nos Estados Unidos. Essa bomba tem seu rotor suspenso por um mancal magnético passivo com 50ml de volume (MIHAYLOV, 2000).

No departamento de engenharia elétrica da Universidade Nacional de Taiwan, em Taipei, China, o dispositivo implantável Taita está sendo desenvolvido para assistência ventricular, seu princípio de acionamento eletromecânico aliado a um acoplamento magnético pode produzir uma vazão de aproximadamente 2,0 l/min com pressão de 100 mmHg a 3500 rpm (CHOU, 2001).

A Universidade de Kyoto, no Japão, e a NTN Inc também desenvolveu sua bomba centrífuga denominada “Magnetically suspended centrifugal pump (MSCP)” que tem o rotor suspenso axialmente por um campo magnético, visando eliminar o atrito causado por selos e rolamentos convencionais (TSUYA, 1997).

O rotor da MSCP é localizado entre um estator superior com ímãs permanentes, que geram a força de atração na direção axial, e um estator inferior que gera, através de um campo eletromagnético, força de atração e torque para controlar o deslocamento e rotação. Sua amplitude máxima de deslocamento axial é de 0.06 mm, com rotação máxima de 1600 rpm e pressão máxima e vazão de 120 mmHg e 7 l/min, respectivamente (MASUZAWA, 2003).

O Laboratório de Pesquisas Cirúrgicas da Faculdade de Medicina, da “Univesité de la Méditerranée”, em Marselha, França, e a Escola de Medicina da Universidade de Hiroshima, no Japão, pesquisam uma bomba totalmente implantável denominada Cora Valveless<sup>®</sup>, baseada no princípio do compressor rotativo de Wankel, Figura 2.41 (MONTIÈS, 1996; MITSUI, 1998).

Acionado por um parafuso excêntrico, este compressor torna possível um fluxo semi-pulsátil sem válvulas pelo deslocamento positivo através de uma câmara elíptica, ver Figura 2.41. Visando a assistência circulatória esquerda, este dispositivo é feito em liga de titânio, usa recobrimento cerâmico de carbono e é acionado por um motor BLDC. Embora mecanicamente aprovado, seu índice normalizado de hemólise (NHI) ainda é alto, devido à alta taxa de rompimento das hemácias quando o sangue é pressionado contra a parede interna da bomba (MITSUI, 1998).

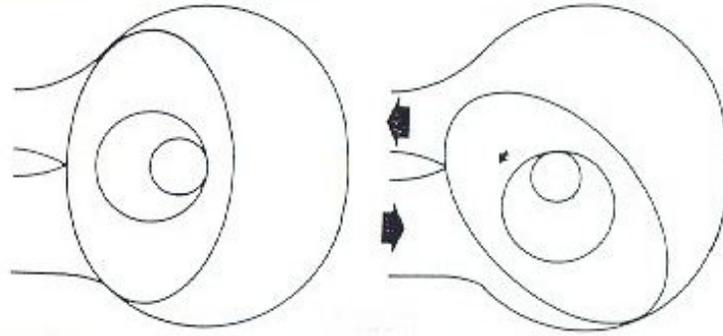


Figura 2.41 - Esquema da bomba rotativa Cora.

O departamento de Órgãos Artificiais do NCC (“National Cardiovascular Center”) estuda uma bomba denominada “Toyobo Implantable Centrifugal Blood Pump” (Toyobo Co, Osaka, Japão) para assistência circulatória prolongada, capaz de fornecer 5 l/min a 100 mmHg, com 320 ml e peso de 830 g (WAKISAKA, 1998).

### 3 DISPOSITIVO PROJETADO E CONSTRUÍDO

O dispositivo projetado e construído é uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (BSCI) para assistência ventricular de longa duração no tratamento de pacientes portadores de doenças cardiovasculares (BOCK, 2008). A proposta do projeto foi desenvolver um Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV) com tamanho e custos reduzidos, originalidade de projeto e tecnologia nacional, Figura 3.1.



Figura 3.1 - Foto do dispositivo projetado e construído. Cone externo da BSCI em titânio, rotor em poliamida e motor BLDC.

A geometria do rotor da bomba, aliando um cone em espiral com aletas centrífugas, deu origem ao pedido de Patente de Invenção (PI 0706163-3). O desenvolvimento de seus sistemas propulsores se inclui no Projeto Temático nº 2006/58773-1 da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP.

### **3.1 Pedido de Patente de Invenção**

O pedido de patente de invenção do dispositivo projetado e construído, objeto desta tese de doutorado, descreve um equipamento implantável que tem como objetivo o suporte circulatório temporário para manutenção da vida de pacientes à espera de um transplante cardíaco que tenham necessidade de auxílio de uma bomba para circulação sanguínea. Esse equipamento implantável de suporte temporário à vida é composto por atuador eletromecânico implantável, por acoplamento magnético e por bomba centrífuga implantável de tamanho reduzido, a BSCI. Bomba caracterizada por mancais de apoio de baixo atrito para alta durabilidade e rotor com desenho de aletas e espirais.

Já são conhecidas bombas de sangue para circulação durante cirurgias cardíacas em que é necessário interromper a passagem de sangue pelo coração como bombas de roletes e bombas centrífugas, bem como outros aparelhos pulsáteis.

É conhecida, por exemplo, a patente PI9102221-5 que se refere a uma bomba centrífuga de sangue de circulação extracorpórea para cirurgias cardíacas cujo objetivo é circular o sangue do paciente durante uma cirurgia em que se faz necessária a abertura do coração e, conseqüentemente, uma circulação externa, dita extracorpórea. Essa bomba inova na utilização de princípios de bombeamento axial e centrífugo, mas funciona de forma externa sem ter a possibilidade de ser um equipamento implantável.

Também são conhecidas as patentes PI9900391-0, PI0404371-5, PI0604276-7 e PI8905064-9 que tratam de dispositivos pulsáteis que realizam o suporte à vida de pacientes com insuficiência cardíaca. Estes dispositivos utilizam válvulas internas para que haja a realização do bombeamento. O fato de um dispositivo não utilizar válvulas o torna mais simples, de menor custo e mais ampla utilização em pacientes que precisam desse suporte durante a espera para o transplante.

O procedimento cirúrgico e a técnica de assistência ventricular descrita nesses documentos são patenteados sob o número PI0010269-5 que visa promover a integridade da saúde do paciente através do auxílio mecânico à circulação do sangue e redução do esforço do batimento cardíaco.

Dentre os aparelhos descritos anteriormente, há os pedidos depositados sob os números PI8805437-3 e PI0011051-5 que descrevem aparelhos não pulsáteis, ou seja, de bombeamento contínuo, que podem ser implantados na cavidade interna do ventrículo do paciente que receberá esse suporte circulatório. Esses dispositivos são bombas axiais de sangue que, por serem equipamentos de dimensões reduzidas, precisam funcionar acima de 6000 rotações por minuto. Como o bombeamento de sangue está sempre relacionado ao trauma imposto pelo equipamento nos componentes do sangue, quanto maior a rotação de funcionamento, mais acentuado o trauma causado às hemácias.

O pedido de patente da BSCI apresenta uma bomba centrífuga suficientemente pequena para ser totalmente implantável, porém, de simples construção, sem a utilização de rolamentos como as centrífugas anteriores (acessível e confiável) que trabalha numa rotação segura para os elementos do sangue possibilitando maior tempo de utilização por pacientes que estejam necessitando dessa aplicação durante a espera na fila de transplantes.

Outras características da BSCI são:

- atuador eletromecânico de alta durabilidade e acoplamento magnético não infringindo danos ao contato do sangue com as partes móveis do motor.
- mancais de apoio cerâmico que conferem baixo desgaste das partes e, conseqüentemente, maior durabilidade, com mecanismos mais simples e mais seguros que rolamentos.
- o motor utilizado é um motor sem escovas de corrente contínua com alta durabilidade.
- o mancal de apoio é constituído de uma cerâmica, alumina, e um polímero, polietileno de ultra-alta massa molar (PEUAMM).
- os ímãs utilizados são de neodímio para maior eficiência magnética.
- as dimensões são pequenas propiciando que seja um equipamento de fácil implantação sem aumento da rotação de trabalho nociva ao sangue.
- possibilidade de assistência ventricular sem necessidade de utilização de dispositivo pulsátil abolindo a utilização de válvulas.
- o desenho do rotor se baseia em espirais e aletas centrífugas.

A invenção também se refere a um processo de bombeamento do sangue sem o contato do sangue com qualquer elemento que induza o bombeamento senão o rotor da bomba. Outros equipamentos necessitam utilizar-se de selos ou gaxetas para a vedação necessária entre o rotor e

um eixo fixo montado sobre rolamentos. Esses componentes trazem problemas ao contato com o sangue, uma vez que, ao seu redor, acaba ocorrendo um contato indesejável com o sangue e seus componentes.

O sistema de mancais cerâmicos possibilita que o rotor do equipamento inventado realize o bombeamento sem qualquer superfície de contato indesejável com o sangue, só o contato necessário para o bombeamento através do dispositivo.

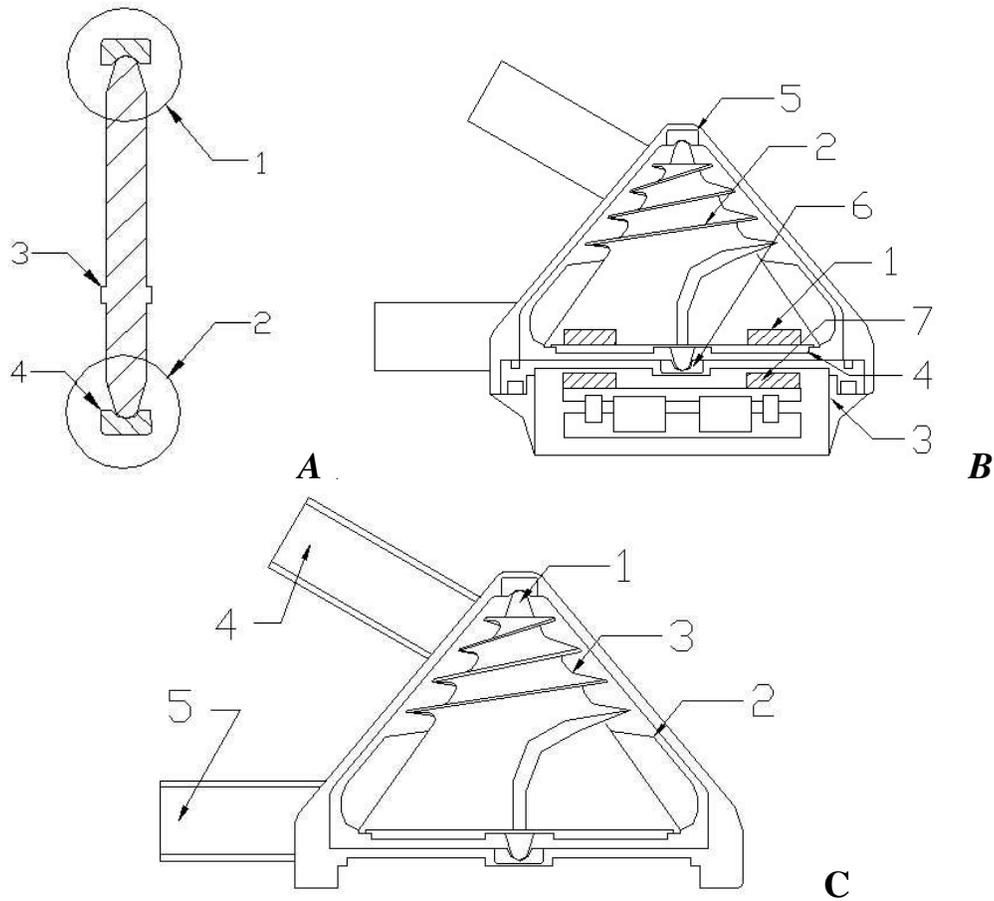


Figura 3.2 - Desenhos da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável conforme o pedido de registro de patente.

A Figura 3.2 (a) apresenta, em corte, o mancal de apoio cerâmico utilizado nas extremidades do rotor da bomba. A Figura 3.2 (b) apresenta o esquema de montagem do sistema de mancais de apoio, o rotor da Bomba, os ímãs do acoplamento magnético e o posicionamento desses componentes em conjunto com o atuador eletromecânico implantável. A Figura 3.2 (c)

apresenta, em corte, o desenho único do rotor com suas aletas e espirais que asseguram funcionamento não traumático durante o bombeamento do sangue.

Como apresentado na Figura 3.2 (a), o sistema de mancais é composto por um par de elementos superior (1) e outro inferior (2). Dessa forma, restringe-se a movimentação vertical do rotor da bomba e controla-se o desgaste das partes móveis.

Cada par de elementos é composto de um eixo, macho (3), construído em cerâmica e uma fêmea (4) construída em polímero. A utilização de dois materiais diferentes reduz a produção de vibração funcionando como um amortecedor.

O controle da superfície é realizado através de processo de polimento para o acabamento superficial e assegura uma rugosidade média de 15  $\mu\text{m}$ . Caso haja uma superfície com rugosidade maior pode ocorrer elevado desgaste das peças poliméricas.

Os raios do eixo (3) e da fêmea (4) dos mancais são respectivamente de 1,5 mm e 3,0 mm.

O eixo cerâmico pode ser único, compreendendo as duas extremidades, inferior e superior, do rotor ou, então, bipartido. Dá-se preferência para uma peça única com 44 mm de comprimento devido ao fato de não ser necessário o alinhamento das partes.

A Figura 3.2 (b), os ímãs do rotor (1) que realizam a força de atração magnética necessária para o acoplamento entre o rotor (2) e o atuador eletromecânico implantável (3) ficam na parte interna do rotor (2) que é fechado por uma tampa (4) que não permite a entrada do sangue e, conseqüentemente, o contato com os ímãs do atuador (7).

O posicionamento do mancal superior (5) e inferior (6) deve ser alinhado para que não haja desbalanceamento do rotor e para não causar maiores danos ao sangue que está sendo bombeado.

Assim, o sistema de mancais da invenção consegue, de forma simplificada, manter baixo atrito a custo acessível com alta durabilidade, na verdade, maior que os sistemas existentes no mercado.

Como apresentado na Figura 3.2 (c), o rotor (1) da bomba cria o bombeamento centrífugo através do movimento rotativo e do contato das aletas (2) e das espirais (3) com o sangue que passa pela entrada da bomba (4) e atravessa a saída da bomba (5).

O volume total da bomba é de 32 ml e confere às suas características a possibilidade de bombeamento de 6,4 l/min a 2000 rpm sob condições fisiológicas de pressão sanguínea.

Dessa forma, a invenção tem as dimensões necessárias ao bombeamento do sangue durante o suporte à vida de um paciente que espera pelo transplante cardíaco de forma totalmente implantável causando danos mínimos à sua saúde.

### 3.2 Financiamento como Projeto Temático pela FAPESP

Como parte de um projeto financiado pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP, a estratégia básica para o desenvolvimento da bomba se baseia em grandes etapas: i) desenvolvimento da bomba propriamente dita, ii) desenvolvimento de um circuito de simulação de sistema cardiovascular, iii) realização de ensaios com a bomba desenvolvida “*in vitro*”, com a utilização inclusive do simulador desenvolvido, e finalmente, iv) ensaio “*in vivo*” da bomba, Figura 3.3 (HORIKAWA, 2008).

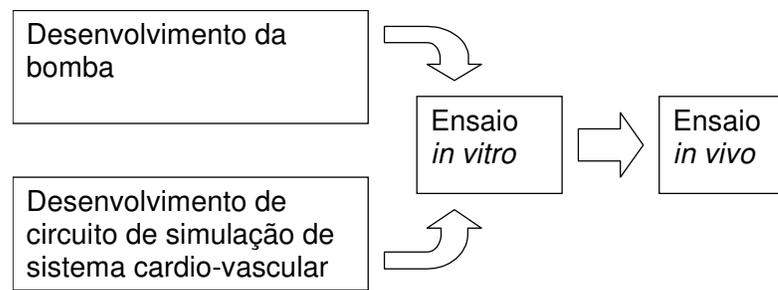


Figura 3.3 – Sub-projetos no desenvolvimento da BSCI dentro do projeto temático.

Considerando os maiores desafios no desenvolvimento da BSCI, foram compostos diversos grupos de estudos, cada grupo desenvolvendo um item referente à bomba, conforme Figura 3.4.

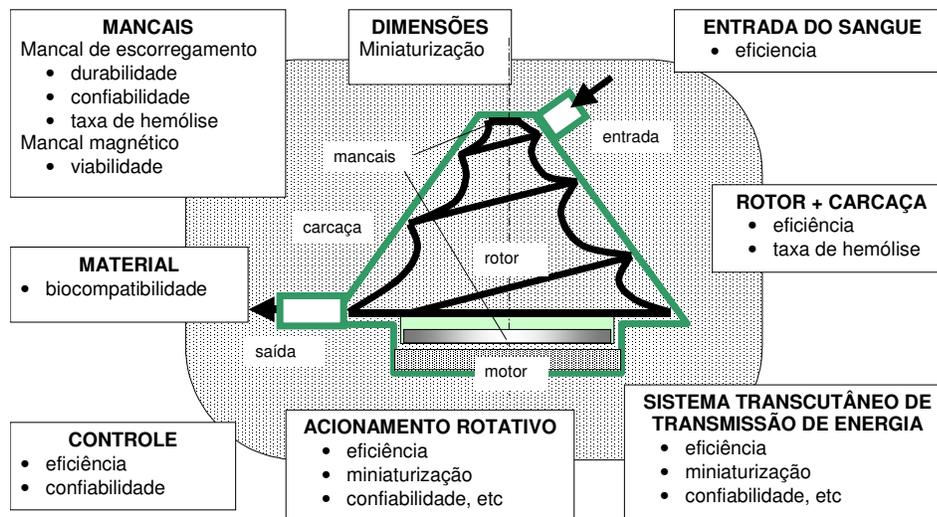


Figura 3.4 – Subprojetos e assuntos envolvidos no desenvolvimento da BSCI.

Assim, ficaram definidos os seguintes grupos de estudos compostos por diversas instituições envolvidas no Projeto Temático:

- Simulador Eletro-Fluidodinâmico do Sistema Cardiovascular e Estudo Hemodinâmico de sua operação conjunta com a BSCI (IDPC, ITA, USJT);
- Desenvolvimento do Rotor e Mancais de alta durabilidade da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável e Testes de desempenho “In Vitro” da bomba (UNICAMP, IDPC);
- Desenvolvimento das Técnicas de Implante e Testes de desempenho e “In Vivo” do sistema completo da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (UNICAMP, IDPC);
- Desenvolvimento do Motor Sem Escovas de Corrente Contínua e do Sistema de Transmissão Transcutânea de Energia e Alimentação (UNICAMP, EPUSP, IDPC);
- Desenvolvimento do Controlador e da Lógica de Controle do Motor da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (UNICAMP, EPUSP, IFSP, IDPC); e
- Desenvolvimento do Mancal Magnético da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (EPUSP).

### 3.3 Projeto e criação de modelos tridimensionais

Durante o projeto da BSCI, os modelos tridimensionais foram obtidos por meio de diversos softwares de CAD, cada um deles com seu modo de representação de superfícies e volumes. A montagem e o posicionamento das diversas peças e geometrias foram simuladas (Figura 3.5) no software SolidWorks (SolidWorks 2008, Dassault Systèmes, Concord, EUA) (BOCK, 2010).

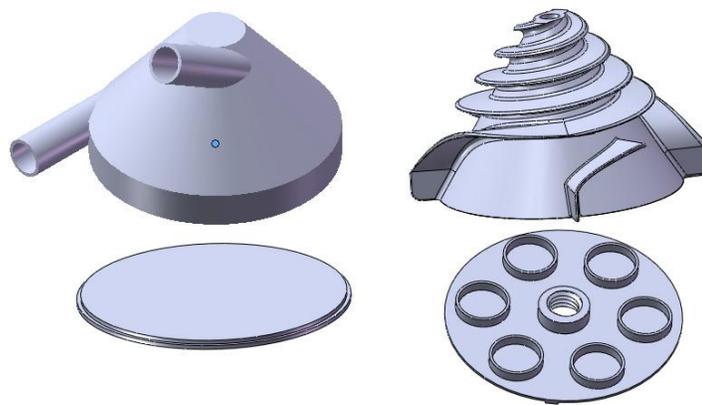


Figura 3.5 - Modelo tridimensional dos componentes da BSCI.

Durante esse processo, criou-se um suporte central para apoio do mancal macho e uma rosca com o intuito de fixar a tampa do rotor por meio de rosqueamento, aumentando a praticidade e rapidez na montagem do protótipo. Na tampa do rotor, criaram-se alojamentos destinados à fixação dos ímãs (Figura 3.6).

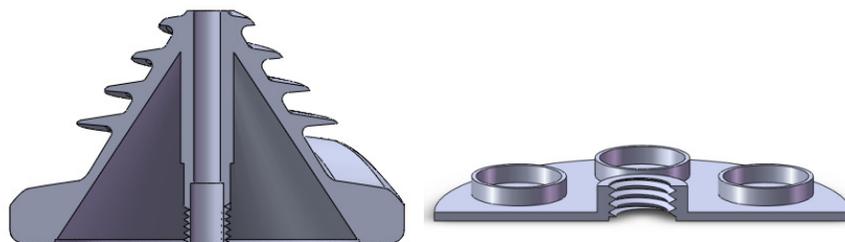


Figura 3.6 - Eixo central do rotor e alojamento para ímãs na base do rotor (em corte).

Para que ocorra o acoplamento magnético e a BSCI seja acionada, deve haver um conjunto de ímãs no rotor e outro no motor. Para colocação dos ímãs no motor foram criados modelos 3D/CAD de suporte para os ímãs (Figura 3.6, Figura 3.7 e Figura 3.8).

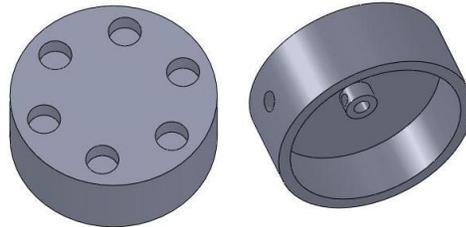


Figura 3.7 - Modelos 3D/CAD da peça de suporte para os ímãs e capa externa do motor.



Figura 3.8 – Capa interna, suporte de ímãs e capa externa, respectivamente.

### 3.4 Prototipagem rápida

Para a realização dos testes da BSCI, foram construídos diversos protótipos, Figura 3.9. Os primeiros foram usinados em materiais translúcidos, policarbonato e acrílico, seguidos de protótipos de poliamida obtidos por Sinterização Seletiva a Laser (SLS) com o auxílio do Centro de Tecnologia da Informação (CTI) do Centro de Pesquisas Renato Archer, protótipos de acrilonitrila butadieno estireno (ABS) construídos por Modelagem por Fusão e Deposição (FDM) com auxílio da Faculdade de Tecnologia (FATEC) de Sorocaba, protótipos construídos por Impressão 3D com o auxílio da empresa Objet (Objet Geometries, Rehovot, Israel) e, finalmente,

usinados em um centro de usinagem com 5 eixos (devido a complexidade da geometria do rotor) em titânio comercialmente puro.

Devido à complexidade da geometria do rotor, Figura 3.9 e Figura 3.10 optou-se por construir alguns protótipos da BSCI utilizando técnicas de prototipagem rápida. Essas técnicas estão se popularizando pela facilidade de conversão dos modelos tridimensionais do computador para protótipos físicos com relativa precisão e acabamento, facilitando projeto, montagem e testes.



Figura 3.9 – Protótipos do rotor e cones externos da BSCI: em titânio (abaixo à esquerda), material translúcido - acrílico (abaixo, centro) e poliamida (abaixo à direita).



Figura 3.10 - Protótipos da BSCI em material translúcido com os rotores ao centro, confeccionados através da combinação de técnicas manuais e usinagem.

O termo “imprimir” um protótipo, faz uma analogia à impressão realizada por impressoras de computadores e à facilidade de obtenção do protótipo por processos físicos muito semelhantes aos de impressão (UEBELHART, 2010). A Figura 3.11 e a Figura 3.12 mostram alguns protótipos e componentes da BSCI confeccionados em poliamida e ABS.



Figura 3.11 - Base do cone externo e cone externo, com mancais “fêmea” posicionados ao centro.

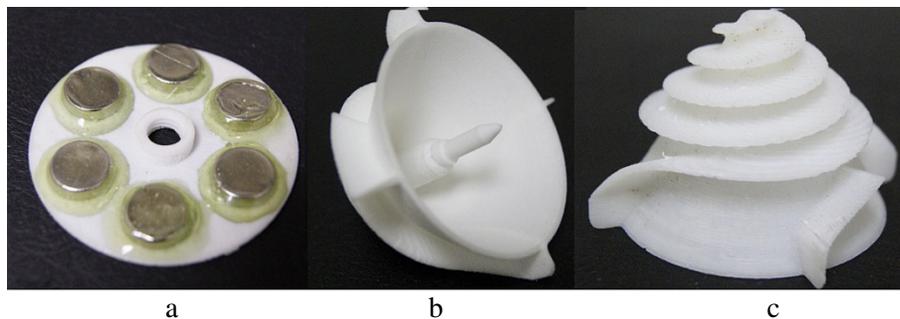


Figura 3.12 - Protótipo da base do rotor com alojamento para os imãs (a), protótipo do rotor em poliamida com mancal macho (b) e protótipo em ABS do rotor (c).

Além dos componentes da BSCI, foram impressos modelos de suporte, para fixação dos ímãs no motor, pelo processo de modelagem por fusão e deposição. Foram utilizados 6 ímãs de neodímio 6 x10 mm, os quais foram posicionados intercaladamente com pólos invertidos e fixados com resina epóxi no protótipo da base do rotor da BSCI, Figura 3.12.

Durante a construção dos protótipos por FDM, foi adicionado um material de suporte nas áreas que possuem partes desconectadas para evitar que o objeto ceda durante o processo (Figura 3.13) (SILVA, 2008).

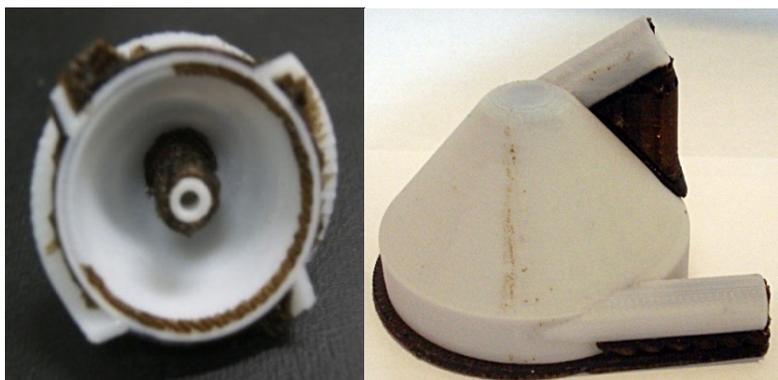


Figura 3.13 - Protótipo do rotor da BSCI e do cone externo da BSCI, obtidos por FDM. Em destaque, na cor marrom, o material de suporte antes de sua remoção.

Este material, neste caso, também é um ABS, porém de composição alterada a fim de torná-lo mais quebradiço para facilitar sua remoção. No manual de utilização da impressora (Dimension SST 768, Dimension Inc, Eden Prairie, EUA), é apresentada a Tabela 3.1 com os materiais utilizados por 3 diferentes modelos de impressoras disponíveis (HEYNICK, 2006). O material de suporte de alguns protótipos foi de difícil remoção aumentando o tempo de pós-processamento na obtenção dos protótipos (UEBELHART, 2010).

Tabela 3.1 - Materiais utilizados por três modelos de impressora 3D Dimension Inc.

Característica	BST 768	SST 768	Elite
Fatia de.007 in (.178 mm)			X
Fatia de.010 in (.254 mm)	X	X	X
Fatia de.013 in (.330 mm)	X	X	
Material Modelo P400	X	X	
Material Modelo P430			X
BST (Material de Suporte Quebrável)	X		
SST (Material de Suporte Solúvel)		X	X

Fonte: <[www.dimensionprinting.com/3d-printers/3-d-printing-sst.aspx](http://www.dimensionprinting.com/3d-printers/3-d-printing-sst.aspx)>

Dois protótipos de componentes da BSCI (Figura 3.14) foram impressos em parceria com a empresa Sycad, utilizando-se a tecnologia Polyjet. A companhia Israelense, Objet Geometries Ltd. introduziu a primeira máquina baseada na tecnologia Polyjet no início do ano 2000. Essa tecnologia utiliza um sistema de jato de gotículas, similar ao das impressoras a jato de tinta, para deposição de uma resina em gotas sobre uma plataforma de construção (OLIVEIRA, 2007). Após a deposição do material, uma luz ultravioleta é incidida 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 através dessa tecnologia não necessitam de cura após o fim do processo (CHUA, 2004) e (OBJET, 2010).

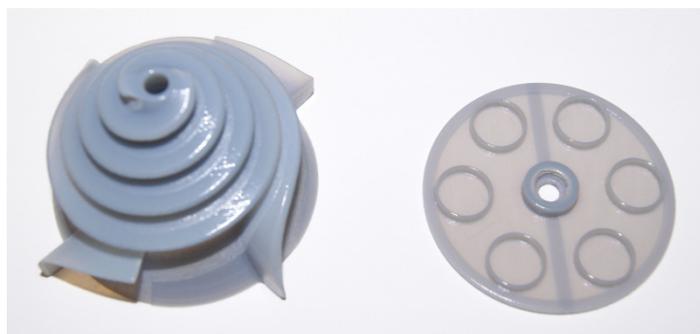


Figura 3.14 - Protótipos do rotor e base do rotor confeccionados por meio da tecnologia Polyjet.

Segundo Grimm (2005), este processo tem faixa média de desvio dimensional entre 0,28 e 1,715mm. A interação entre as gotículas depositadas seletivamente por este tipo de processo, em ambos os casos (Invision e Polyjet), pode ser observado na Figura 3.15 (CUNICO, 2001).

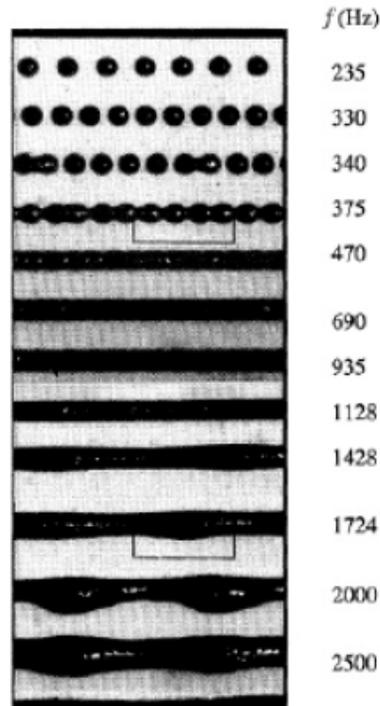


Figura 3.15 - Deposição das gotículas, em razão da frequência em Hz.

Pelo fato do primeiro protótipo do rotor ter apresentado imperfeições e porosidade (HOTZDA, 2009) em sua superfície, que poderiam prejudicar os testes de desempenho “in vitro”, outro protótipo foi confeccionado (Figura 3.16) e obteve-se uma melhoria visual na qualidade superficial da peça.



Figura 3.16 - Protótipos do rotor confeccionados em ABS por FDM.

Os protótipos confeccionados por FDM apresentaram imperfeições superficiais e foram realizadas melhorias em suas geometrias para a confecção de novas peças. Algumas peças obtidas apresentaram uma qualidade superficial satisfatória atingindo o resultado esperado, e outras ainda precisaram de ajustes. As peças de estruturas mais complexas, apesar das alterações que foram realizadas, não apresentaram uma boa qualidade superficial, e pôde-se observar também a presença de falhas. O protótipo do rotor foi considerado a peça com pior qualidade superficial, quando comparada com os protótipos de outras partes da bomba, tanto os protótipos confeccionados em ABS, quanto os protótipos confeccionados em poliamida (UEBELHART, 2010).

Destacado com um círculo na Figura 3.17, encontra-se uma imperfeição na fabricação do protótipo do rotor causada por erro durante o processo de prototipagem rápida (HOTZDA, 2009). Esse erro ocorreu quando, na construção do protótipo, ao invés de ser depositado material de construção, foi depositado material de suporte, deixando a falha à mostra.



Figura 3.17 – Imperfeições provenientes do processo de FDM.

Na Figura 3.18, podemos presenciar a existência de material de suporte entre o material de construção no protótipo do cone externo.

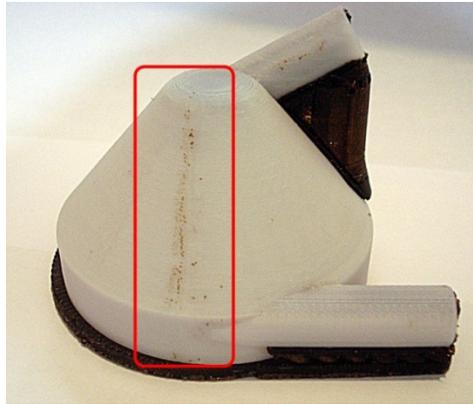


Figura 3.18 - Em destaque, imperfeições superficiais provenientes do processo de prototipagem de FDM.

Na Figura 3.19, pode-se observar a rachadura no conduto de saída da BSCI e no cone externo. O dano foi causado durante a remoção do material de suporte.



Figura 3.19 - Dano causado ao protótipo durante a remoção do material de suporte.

Após a montagem do protótipo em ABS, antes dos testes de desempenho descritos nos próximos capítulos, presenciou-se vazamento (Figura 3.20).

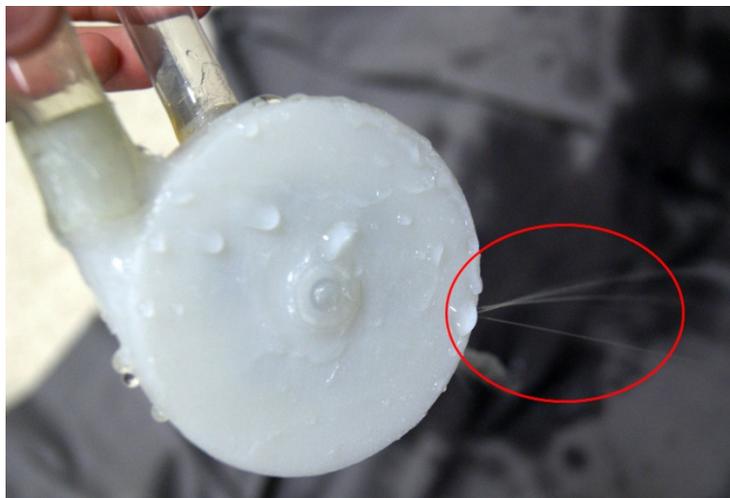


Figura 3.20 - Vazamento apresentado pelo protótipo de ABS.

Durante o manuseio do protótipo em bancada, conectando tubos flexíveis na entrada e saída da BSCI, o cone externo rachou devido à fragilidade do material (Figura 3.21).



Figura 3.21 - Protótipo em ABS com a saída danificada.

As peças obtidas em ABS tiveram que ser impermeabilizadas com um “verniz” composto de resina acrílica e hidrocarbonetos. Já os protótipos confeccionados em poliamida, foram impermeabilizados com resina de cianoacrilato em três camadas para evitar vazamentos (Figura 3.22).



Figura 3.22 - Vazamento de água através dos poros do protótipo obtido por SLS.

Nos protótipos confeccionados a partir da tecnologia Polyjet, nenhuma alteração foi necessária e pôde-se observar que as peças apresentaram as características desejadas. No entanto, se o tempo necessário para montagem dos protótipos não for de grande importância, eles podem ser, sem muitas restrições, confeccionados pelos processos de FDM e SLS (nestes casos haverá a necessidade de pós-processamento das peças) (UEBELHART, 2010).

### 3.5 Controlador Eletrônico

Conforme descrito anteriormente, a BSCI utiliza um motor para o acionamento do seu rotor através de acoplamento magnético. Esse motor sem escovas, trifásico, de corrente contínua (BLDC do inglês “Brushless Direct Current”) é específico para a aplicação na BSCI. A ausência de escovas nesses motores é um fator bastante interessante para o uso em dispositivos de assistência ventricular, uma vez que o desgaste inevitável das escovas não é tolerado (FONSECA, 2010). Para o acionamento do motor, foi utilizado um controlador eletrônico baseado na técnica de controle sem sensores (ML 4426, Micro Linear, Greensboro) Figura 3.23.

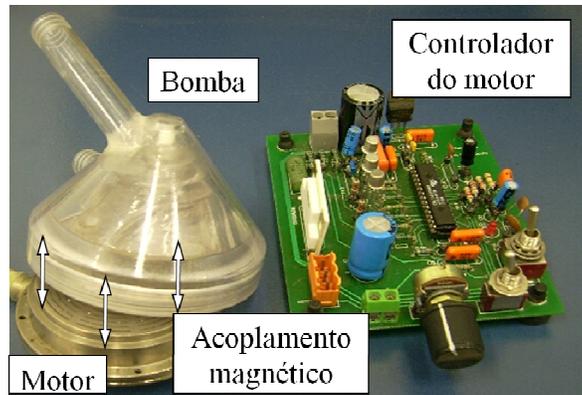


Figura 3.23 – Foto da BSCI sobre o motor mostrando o acoplamento magnético com o rotor, ao lado do controlador eletrônico.

A operação do motor BLDC da BSCI é realizada através da comutação estratégica das suas bobinas, orientando os campos eletromagnéticos para promover o movimento controlado do motor, Figura 3.24 (FONSECA, 2003).

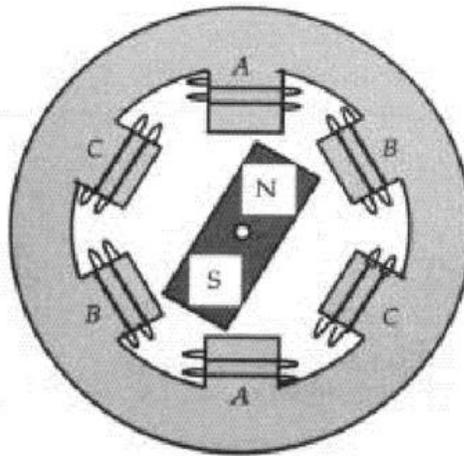


Figura 3.24 - Esquema de um motor BLDC trifásico.

A corrente de cada fase de um BLDC é, normalmente, um pulso retangular. Esta corrente é sincronizada com a BEMF (do inglês “Back EMF”, força contra eletromotriz induzida) para produzir torque e velocidade constante, como apresentado na Figura 3.25. A BEMF apresenta, geralmente, uma forma trapezoidal. Os motores com BEMF trapezoidal permitem acionamento mais simplificado, freqüentemente, feito através de inversores do tipo ponte “H” (SHAO, 2003).

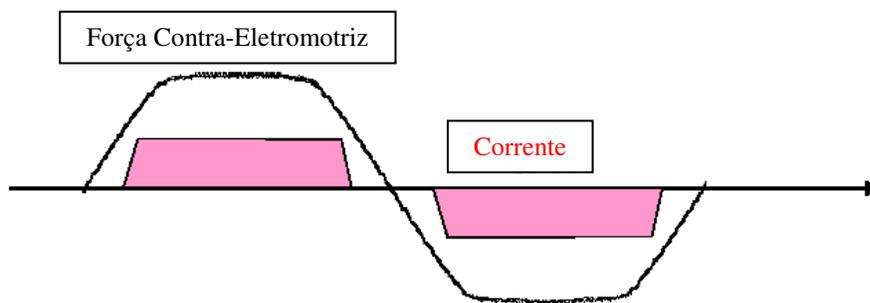


Figura 3.25 - A corrente de fase sincronizada com a Força Contra-Eletromotriz (BEMF).

Dentre as variáveis que definem um BLDC, em razão de sua aplicação, está a configuração da conexão de suas bobinas, chamadas estrela e triângulo, Figura 3.26. Normalmente, a configuração estrela é a mais usual e será descrita em breve. O outro tipo de configuração aplicada é mostrado na Figura 3.26 (HANSELMAN, 1994).

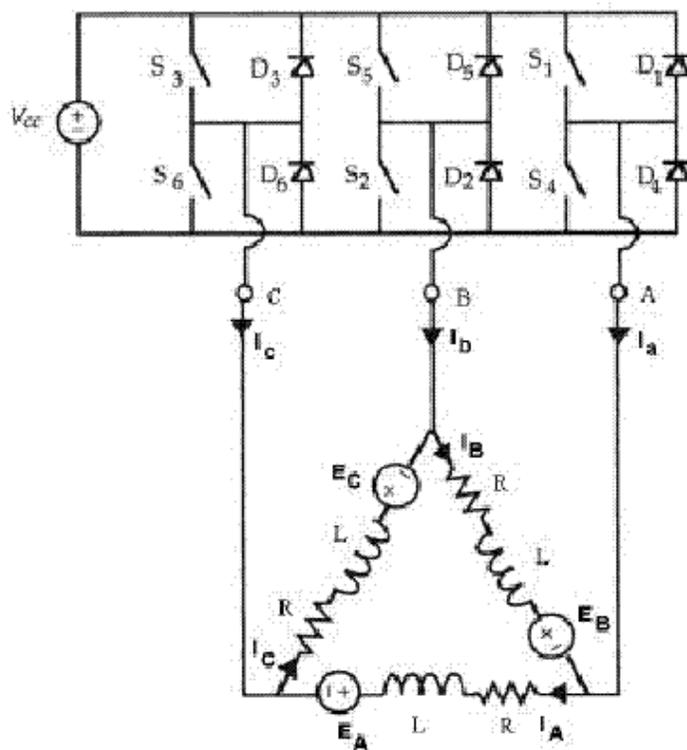


Figura 3.26 - Circuito de conexão triângulo de um motor BLDC.

### 3.5.1 Conexão estrela

Freqüentemente, são utilizados inversores do tipo ponte “H” para o acionamento do BLDC como comando de seis passos. O intervalo de condução das fases ocorre a cada  $120^\circ$  elétricos e a seqüência de comutação das fases é: AB, AC, BC, BA, CA, CB (ver Figura 3.25), sendo que cada estágio é chamado de um passo, totalizando 6 por ciclo. A conexão estrela apresenta o terminal de cada bobina conectado a um circuito de meia ponte, de um inversor tipo ponte “H”, conforme Figura 3.27 (SHAO, 2003).

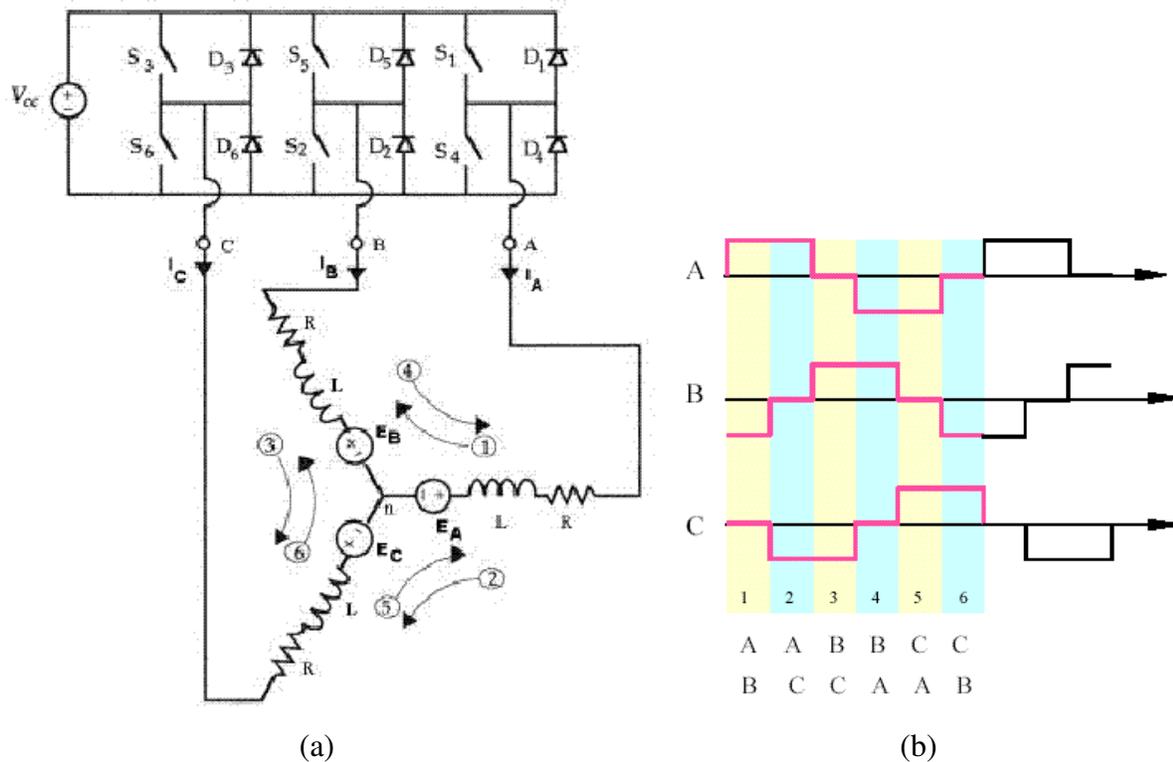


Figura 3.27 - (a) Circuito de conexão estrela; (b) Corrente de fase típica de um motor BLDC em cada um dos 6 passos.

Dessa forma, em cada passo apenas duas fases estão conduzindo, deixando a terceira fase livre. A comutação das bobinas é determinada pela posição do rotor, a qual pode ser detectada

através de sensores de efeito “Hall”, estimada de parâmetros do motor ou pela detecção da BEMF na bobina que não está conduzindo (FONSECA, 2003).

### **3.5.2 Acionamento do motor BLDC**

O acionamento de um motor BLDC necessita fundamentalmente da informação da posição do rotor para que a comutação das bobinas seja feita estrategicamente a fim de promover o movimento controlado. A determinação da posição do rotor pode ser feita, basicamente, de duas formas: com sensores de posicionamento ou sem os sensores (“sensorless”).

Os sensores de posição aumentam o custo, o tamanho do motor, o número de fios, e necessitam de uma mecânica especial para a montagem e ajuste da posição do sensor no estator. Os sensores, particularmente o sensor Hall, são sensíveis a temperatura e susceptíveis a falha, o que compromete a confiabilidade do motor. Em dispositivos de assistência ventricular todas essas considerações são fatores restritivos, pois o comprometimento do tamanho e o número de fios podem inviabilizar a possibilidade de implantar o dispositivo, bem como, não se admite a possibilidade de falha dos sensores, onde os danos causados em decorrência da falha são graves. Por isso, a utilização da técnica “sensorless” para controle de BLDC, especialmente como atuadores de DAVs, é a mais recomendada.

### **3.5.3 Acionamento sem sensor de posição – “sensorless”**

A técnica “sensorless” consiste em detectar a posição do rotor e prover a informação dos instantes para a comutação das bobinas. Para obtenção dessa informação pode-se utilizar o método baseado em parâmetros de funcionamento do motor, tais como a tensão nos terminais e a corrente. Neste método é necessária a aplicação de um Processador Digital de Sinais (DSP) “do inglês, Digital Signal Processor”. Outro método utilizado em grande parte dos controladores é

baseado na detecção da força contra-eletromotriz induzida (BEMF) na fase que está livre, em uma ligação estrela das bobinas do motor (FONSECA, 2010).

### 3.5.4 Controlador ML4426

O controlador sensorless (ML4426, MicroLinear, San Jose) foi utilizado no acionamento do motor brushless da BLDC, Figura 3.28. O ML4426 provê todas as funções necessárias para o acionamento de um motor BLDC, desde a partida do motor utilizando um VCO (oscilador controlado por tensão, do inglês “voltage controlled oscillator”) até o controle da velocidade através de um PWM (Modulação por largura de pulso, do inglês “Pulse Width Modulation”) em malha fechada.

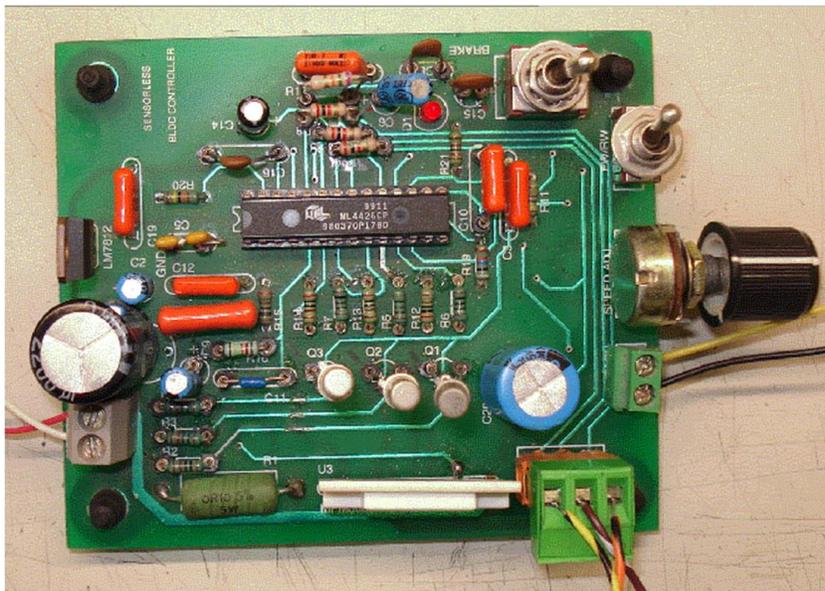


Figura 3.28 - Foto do controlador utilizando o ML4426 e driver de potência.

Possui um sensor integrado de detecção da BEMF gerada nas bobinas, que combinada com a VCO permite a comutação das fases da bobinas em malha fechada. Há uma proteção de excesso na corrente de operação protegendo o motor contra sobrecargas (LUCCHI, 1999).

## **4 MATERIAIS, MÉTODOS E PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS**

Após a sucinta descrição do dispositivo projetado e construído e dos detalhes de obtenção dos protótipos e do acionamento do motor, o capítulo 4 se inicia com 3 itens que descrevem os materiais e segue com 5 itens descrevendo os ensaios realizados para avaliação da BSCI e seus componentes. Assim, os itens iniciais descrevem o rotor da bomba, os mancais e o propulsor eletromagnético (conjunto motor, ímãs e controlador):

4.1 Rotor da Bomba

4.2 Mancais

4.3 Propulsor eletromagnético

A metodologia baseou-se em testes individuais destes 3 itens (mancais, atuador e rotor), seguidos de testes do conjunto da BSCI em bancada, com sangue humano e em animais. Estes testes são descritos individualmente nos itens:

4.4 Testes de Atrito dos Mancais

4.5 Testes em Dinamômetro

4.6 Testes de Desempenho

4.7 Testes de Hemólise

4.8 Testes em Animais.

### **4.1 Rotor da Bomba**

A geometria do rotor da bomba, composta de um cone em espiral com aletas centrífugas deu origem ao pedido de Patente de Invenção (PI 0706163-3) já descrito anteriormente. O rotor foi projetado para obter baixos índices de hemólise, sem áreas de estagnação, cavitação ou turbulência, e foi avaliado com simulações numéricas computacionais (LEGENDRE, 2008), testes de desempenho hidrodinâmico comparando-o com bombas similares, testes de hemólise com sangue humano e testes anatômicos para avaliação da sua implantabilidade, Figura 4.1 (BOCK, 2009).

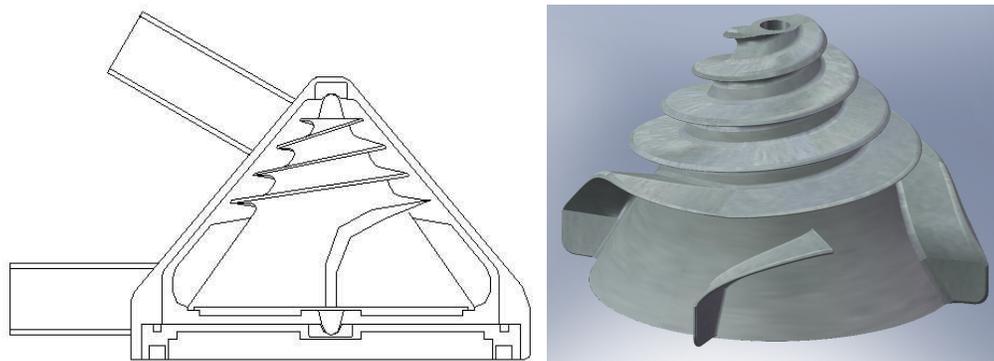


Figura 4.1 – Geometria do rotor da BSCI. Cone em espiral na porção superior do rotor seguido por aletas na porção inferior.

Os testes de desempenho, que serão descritos em seguida, foram realizados na BSCI avaliando o rotor e o sistema de mancais em que este é fixado. Vale ressaltar que o mancal macho é um eixo cerâmico que atravessa o rotor da BSCI, ver Figura 4.2.



Figura 4.2 - Rotor com o eixo cerâmico do mancal macho.

## 4.2 Mancais

Os mancais propostos visam ser uma saída simples, de alta durabilidade, com baixo atrito, baixa hemólise e baixos custos. Eles são compostos de um mancal macho e duas fêmeas, onde ele se encaixa, Figura 4.3 (BOCK, 2008). O posicionamento do mancal no rotor pode ser visto na Figura 4.4.

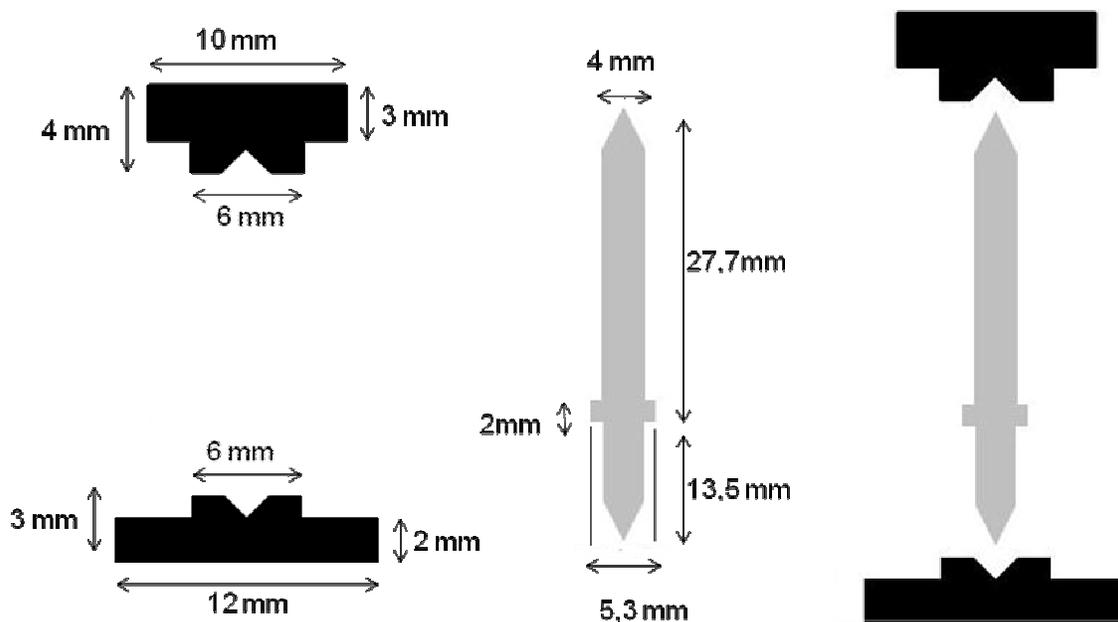


Figura 4.3 - Sistema de mancais e seu encaixe, mancais fêmea (em preto) e mancal macho (em cinza) com suas respectivas dimensões.



Figura 4.4 - Posicionamento do mancal macho através do rotor da BSCI.

Durante a montagem dos protótipos, o mancal foi posicionado e o rotor foi fechado com uma tampa para que não haja contato com os ímãs ali presentes. O posicionamento da base do rotor foi realizado por meio de fixação com resina epóxi conforme já realizado anteriormente e descrito por Horikawa (2007).



Figura 4.5 - Mancal fêmea superior e inferior.

O furo para colocação do mancal fêmea, Figura 4.5, foi realizado através do processo de furação em um torno mecânico, e pode ser observado na Figura 4.6.

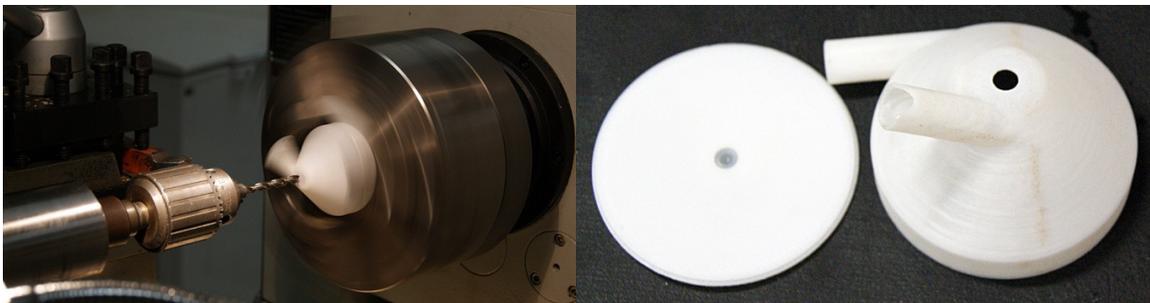


Figura 4.6 - Processo de furação para ajuste do cone externo, base do cone externo com mancal fêmea posicionado e cone externo.

O sistema de mancais (Figura 4.3) da BSCI deve possuir alta dureza, resistência ao desgaste e alta durabilidade para sua utilização por longos períodos (BOCK, 2007; ANTUNES, 2010). 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, Figura 4.7.

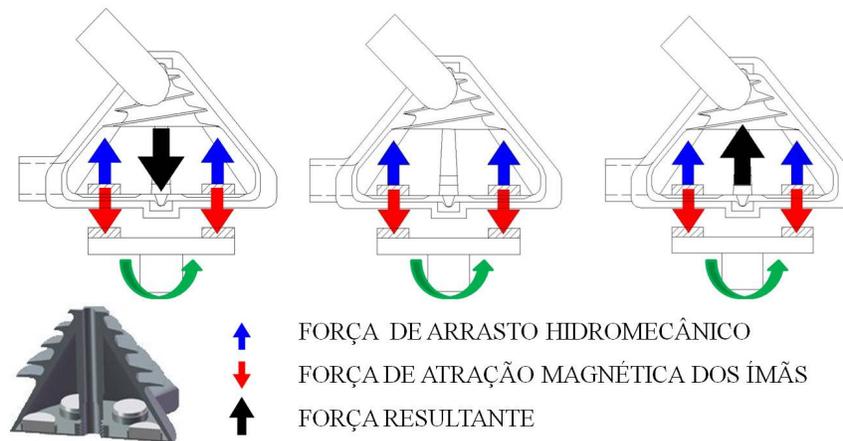


Figura 4.7 – Mancal cerâmico-polimérico da BSCI e as forças atuantes no rotor durante seu funcionamento.

### 4.3 Propulsor eletromagnético

O propulsor, ou atuador eletromecânico, da BSCI é um conjunto composto por motor, controlador e ímãs que fazem o acoplamento com o rotor da bomba. Os ímãs são presos a um suporte fixo no motor BLDC que é acionado por um controlador eletrônico, conforme já descrito.

A direção do fluxo magnético, caracterizado por sua construção, divide os BLDC em dois tipos de motores: o de fluxo radial, utilizado principalmente em aplicações industriais e mecanismos de controle; e o de fluxo axial, chamado de “tipo panqueca”, utilizado em unidades de discos de computadores e leitores óticos.

De início, surgiram três topologias do motor da BSCI, duas delas utilizando um motor de fluxo eletromagnético radial e uma delas com motor de fluxo eletromagnético axial. Dentre as duas topologias que utilizavam um motor com fluxo radial, há a possibilidade de posicionar os ímãs permanentes do motor ao redor de um estator (radial interno), ou dentro de um estator (radial externo) Figura 4.8.

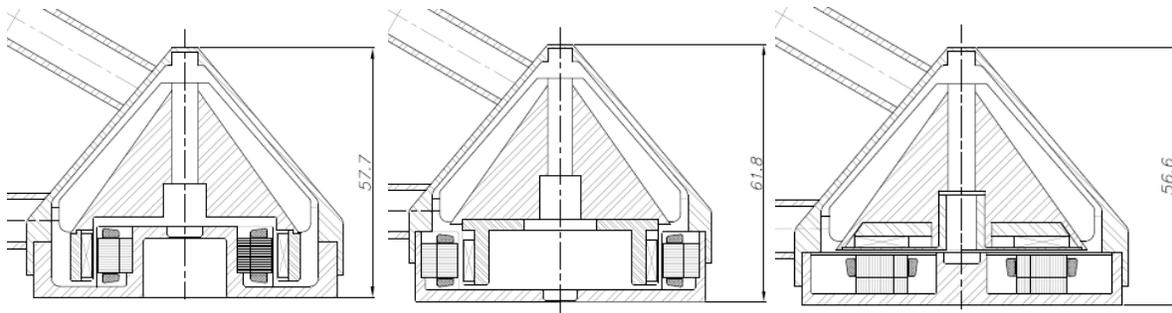


Figura 4.8 – Três topologias possíveis para o motor da BSCI, radial interno, radial externo ou axial.

Além dos propulsores que estão sendo desenvolvidos no Projeto Temático da FAPESP, citado anteriormente, dois modelos comerciais de motores foram adquiridos (Flat 200189 e 353518, Maxon Motor, Sachseln, Suíça) para realização de testes preliminares com a BSCI (Figura 4.9) (SILVA, 2010).



Figura 4.9 – Motores BLDC encontrados no mercado para testes com a bomba.

#### 4.4 Testes de Atrito dos Mancais

Foi testado o atrito nos mancais para a seleção de materiais e seu funcionamento com sangue em testes de hemólise para avaliação do dano causado por esses mancais às hemácias de acordo com a metodologia descrita por Takami (1997a). As opções escolhidas para serem testadas foram o carbono pirolítico (utilizado em válvulas cardíacas), a zircônia (utilizada em

próteses ortopédicas), o nitreto de silício e a alumina. Como propostas de polímeros, foram utilizados a Poliamida e o Teflon (PTFE) pelo baixo coeficiente de atrito, além do polietileno de ultra-alta massa molar (PEUAMM). Também, foram feitos os testes com pares tribológicos compostos só por materiais cerâmicos, alumina-alumina, zircônia-zircônia, carbono-carbono e nitreto de silício-nitreto de silício.

Para os testes de atrito foi proposto um sistema de simulação do atrito nos mancais utilizando uma fresadora ferramenteira para a movimentação do pivô macho, móvel, sobre o pivô fêmea, imóvel. Foram acoplados à máquina, uma balança eletrônica para o controle da carga aplicada ao sistema, um suporte para a lubrificação com água e fixação,

Figura 4.10.



Figura 4.10 – Bancada desenvolvida para os testes de atrito com sistema digital de medição da carga.

#### 4.5 Testes em Dinamômetro

Os motores utilizados em bombas de sangue centrífugas com acoplamento magnético requerem potência para a movimentação do rotor do motor e para o acoplamento com a bomba. Nos casos onde o acoplamento é feito diretamente com a bomba (como o DAV Ventrassist, citado anteriormente) é necessário prover potência adicional em função do maior “air gap” ou

“entreferro” (distância entre os magnetos e as bobinas), Figura 4.11. Havendo um circuito eletromagnético separado do acoplamento, o motor assume maiores dimensões.

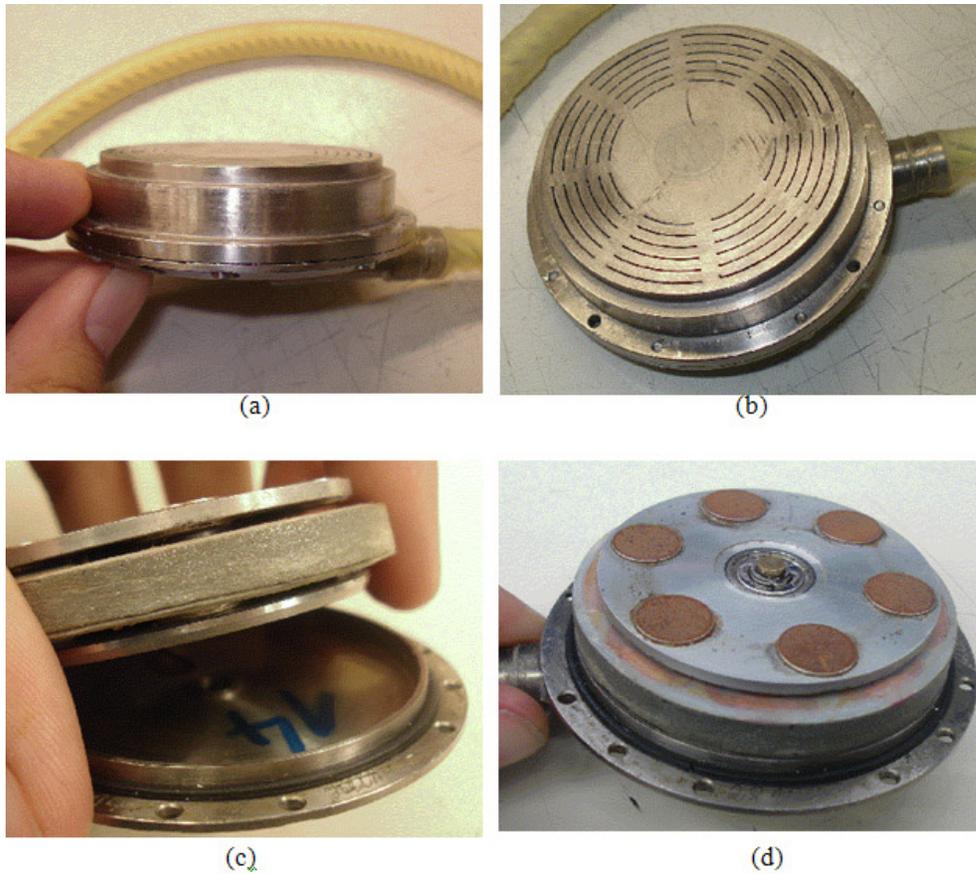


Figura 4.11 - Fotos do motor BLDC estudado (a) vista lateral; (b) vista superior; (c) detalhe do posicionamento das bobinas e do rotor (entre dois discos com ímãs) e; (d) detalhe do acoplamento com a bomba.

As bobinas são posicionadas entre dois discos com os ímãs (magnetos permanentes), com “air gap” acerca de 0,3 mm, resultando em um motor de alta eficiência, em torno de 72%. As dimensões são 65 mm de diâmetro externo, 18 mm de altura e peso aproximado de 205 gramas, apresentando suas bobinas conectadas em estrela, conforme a Figura 4.11.

Testes em dinamômetro resultaram na caracterização do propulsor eletromagnético e na determinação da carga do acoplamento magnético da bomba.

## 4.6 Testes de Desempenho

As simulações numéricas computadorizadas do escoamento do sangue na BSCI foram realizadas com os modelos tridimensionais dos rotores, descritos anteriormente (LEGENDRE, 2008), utilizando os programas ANSYS/Fluent (Fluent, Lebanon, EUA) e Multiphysics (COMSOL, Burlington, EUA).

Foram geradas malhas de aproximadamente 600.000 tetraedros, e analisadas regiões com baixos gradientes de velocidade, zonas de recirculação e formação de vórtices (propícias à formação de trombos), e regiões com altos índices de tensão de cisalhamento (KOMOLGOROV, 1941) na superfície do rotor e na parede interna da bomba (mais propícias à hemólise), Figura 4.12.

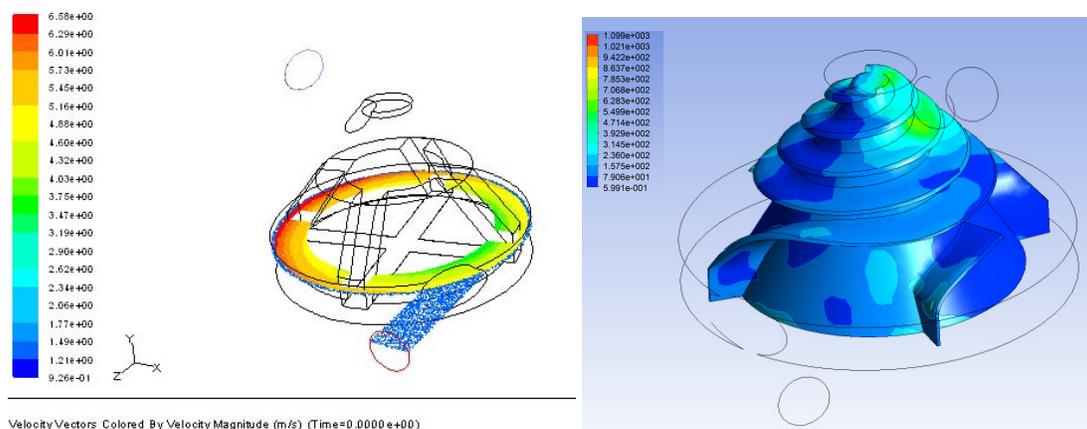


Figura 4.12 – Vetores de velocidade no interior da BSCI e distribuição da tensão de cisalhamento na superfície do rotor.

Os testes de desempenho foram conduzidos de acordo com os procedimentos internos do departamento de cirurgia Michael E. DeBakey da faculdade de medicina Baylor (BCM), em Houston, EUA, para os testes de desempenho de bombas de sangue. O objetivo destes testes foi o de conhecer as características hidrodinâmicas, fazer o levantamento das curvas características da bomba em cada rotação e fazer o levantamento do consumo e da corrente do motor utilizando o software LabView (National Instruments, Austin, EUA) para a aquisição de dados e monitoramento dos sinais.

A bancada montada para os testes de desempenho foi composta de um reservatório flexível (3M, Saint Paul, EUA), com um metro de tubo flexível de silicone de 3/8”, dois transdutores de pressão, um monitor de pressão, um fluxômetro por ultra-som com “probe” de 3/8” (Transonic Systems, Ithaca, EUA), o protótipo da bomba a ser testado, um atuador eletromecânico, um obturador “clamp” para o controle manual da vazão no sistema, o cartão de aquisição de dados (National Instruments, Austin, EUA) e um computador para a execução do Labview, conforme Figura 4.13.

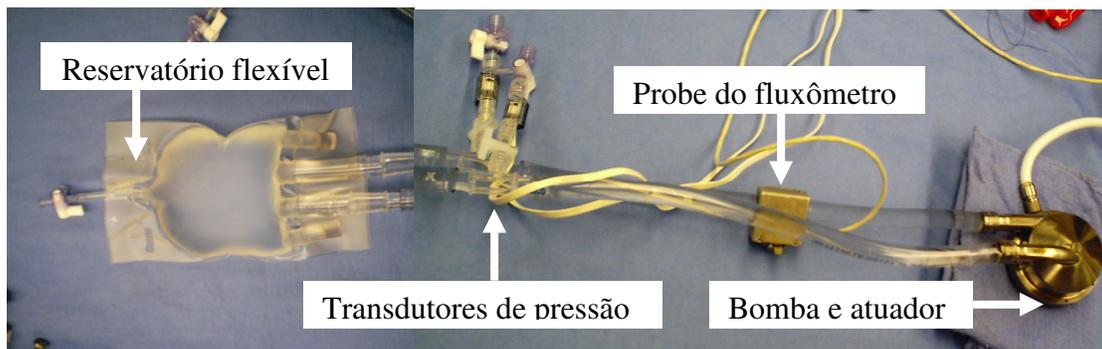


Figura 4.13 - Fotos da bancada de testes de desempenho.

Os testes foram conduzidos da mesma forma que os testes anteriores, porém, com a automação da aquisição e registro dos dados e com maior precisão do processo. Para cada rotação pré-estabelecida foram mapeadas as curvas de pressão e vazão num intervalo de 0,5 l/min de vazão. O controle da rotação do motor foi executado através do controlador do atuador da bomba e o controle da vazão foi feito através do “clamp”.

#### 4.7 Testes de Hemólise

Com a finalização dos testes de desempenho e o aperfeiçoamento dos protótipos, foram iniciados os testes de hemólise. Conforme o sangue é bombeado, o trauma causado às células vermelhas libera hemoglobina no plasma como subproduto da quebra das hemácias no sangue. Como dito anteriormente, a hemólise é uma característica que deve ser evitada no projeto de uma bomba de sangue, ela representa a quebra das hemácias que, no nosso estudo, é causada pela

interferência da BSCI e da geometria do seu rotor, e pelo atrito dos mancais. Quanto maior a hemólise, mais danoso está sendo o dispositivo para o sangue. A medição desse trauma é feita através da hemoglobina livre no plasma (PFH).

O teste de hemólise avalia o funcionamento da BSCI como um DAV, mas também serve como parâmetro na avaliação da geometria do rotor e dos mancais.

O índice normalizado de hemólise (NIH) deve se manter entre 0,004 g/ 100L e 0,02 g/ 100L para dispositivos de assistência ventricular (NOSÉ, 1998). O teste normalizado de hemólise, conforme as normas (ASTM F1841, 1997) e (ASTM F1830, 1997), deve durar 6 horas, num circuito fechado, Figura 4.14, a uma vazão de 5,0 l/min à pressão de 100 mmHg, condições alcançadas na BSCI a aproximadamente 1400 rpm, (TAKAMI, 1997b).

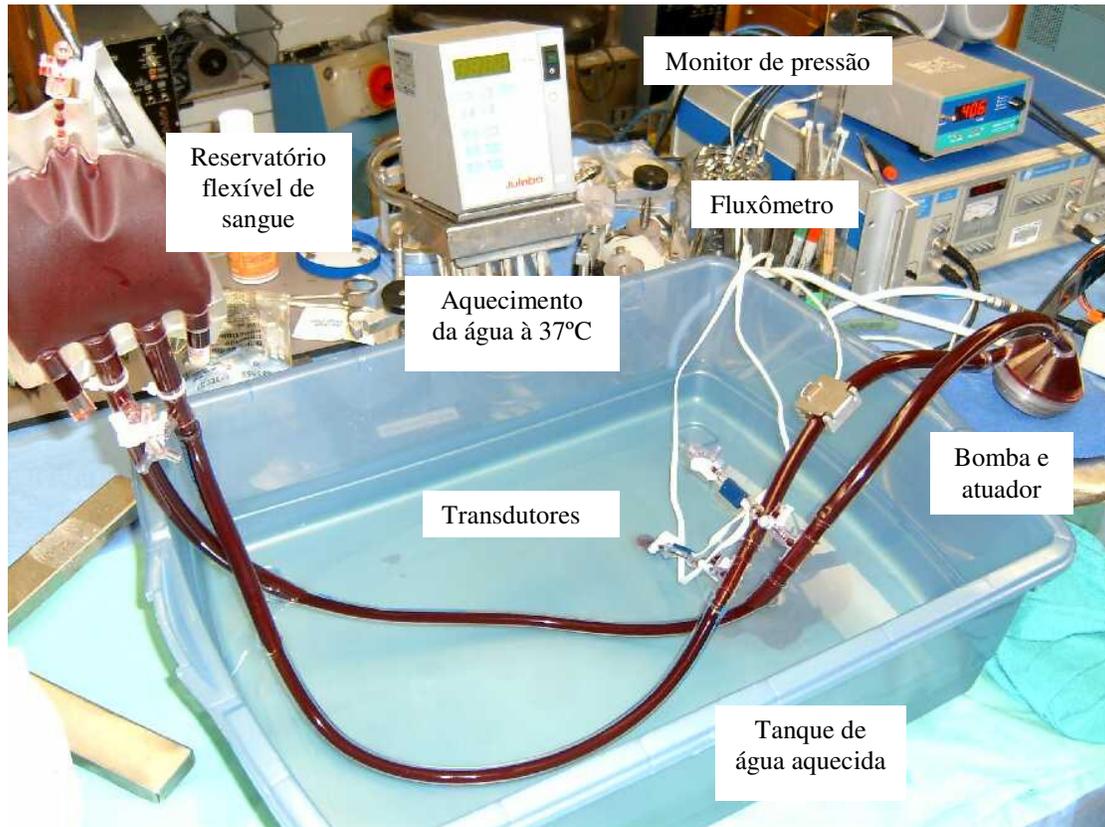


Figura 4.14 - Circuito montado para os testes de hemólise.

O teste de hemólise foi, primeiramente, conduzido com sangue de suínos, mas, devido à dificuldade em se medir a Hemoglobina Livre no Plasma (PFH), repetiu-se o teste com sangue

humano. O circuito montado, similar ao circuito fechado utilizado para os testes de desempenho, foi composto de um reservatório flexível (3M, Saint Paul, EUA), um metro de tubo flexível de silicone de 3/8”, dois transdutores de pressão, um monitor de pressão, um fluxômetro por ultrassom com “probe” de 3/8” (Transonic Systems, Ithaca, EUA), a BSCI, um obturador “clamp” para o controle manual da vazão no sistema, um reservatório para o aquecimento da água a 37° C, um aquecedor para a água, um cartão de aquisição de dados (National Instruments, Austin, EUA) e um computador, Figura 4.14.

#### 4.8 Testes de Posicionamento em Animais

Um protótipo construído em titânio comercialmente puro foi destinado à realização de testes prospectivos em animais para avaliação de três diferentes técnicas e o posicionamento da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável e suas cânulas de entrada e saída (BOCK, 2010).

Dentre as técnicas de implante estudadas, duas técnicas consideram o implante da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável na região abdominal Figura 4.15 e Figura 4.16, com cânulas atravessando o diafragma, e uma técnica considera o implante na cavidade torácica.

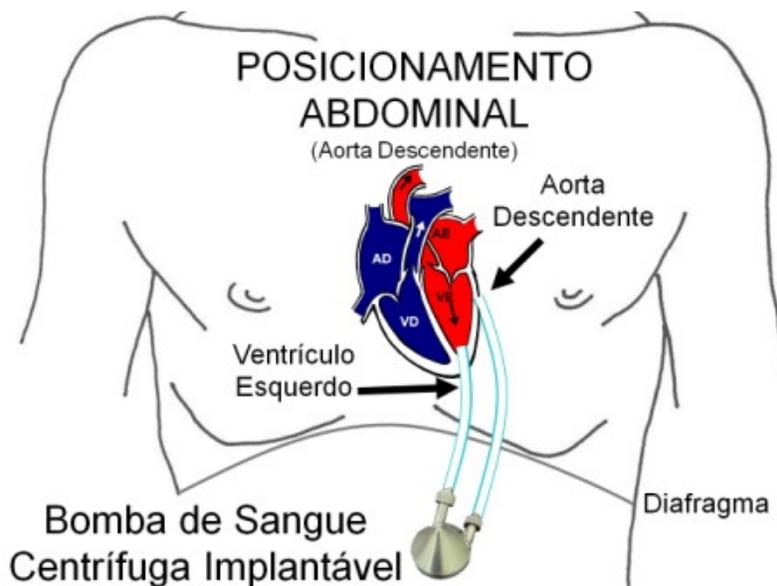


Figura 4.15- Posicionamento Abdominal da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável e suas cânulas de entrada e saída conectadas no ápice do Ventrículo Esquerdo e na Aorta Descendente, respectivamente.

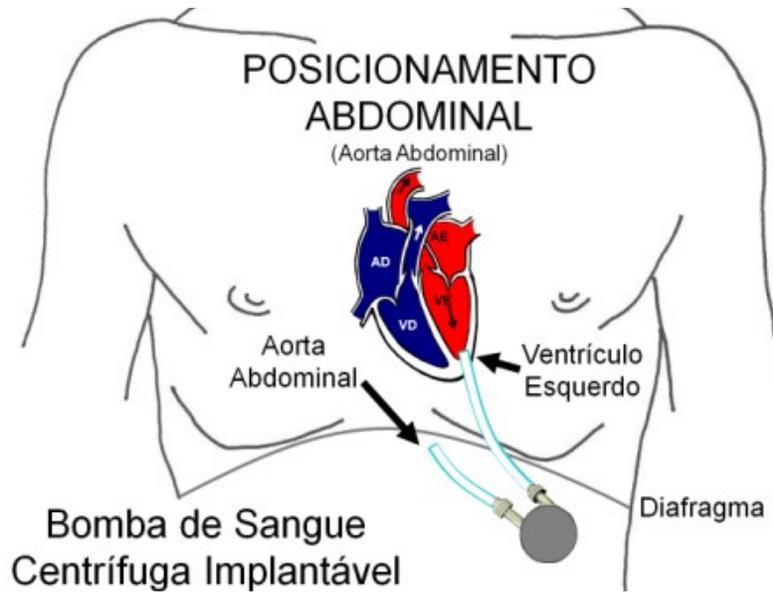


Figura 4.16 - Posicionamento Abdominal da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável e suas cânulas de entrada e saída conectadas no ápice do Ventrículo Esquerdo e na Aorta Abdominal, respectivamente.

A diferença entre as duas técnicas abdominais está no posicionamento da cânula de saída da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável que pode ocorrer na aorta descendente, Figura 4.15, ou na aorta abdominal, Figura 4.16.

A terceira técnica proposta para testes prospectivos de posicionamento anatômico foi o posicionamento da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável e suas cânulas de entrada e saída inteiramente na caixa torácica, sem interferência no diafragma, Figura 4.17.

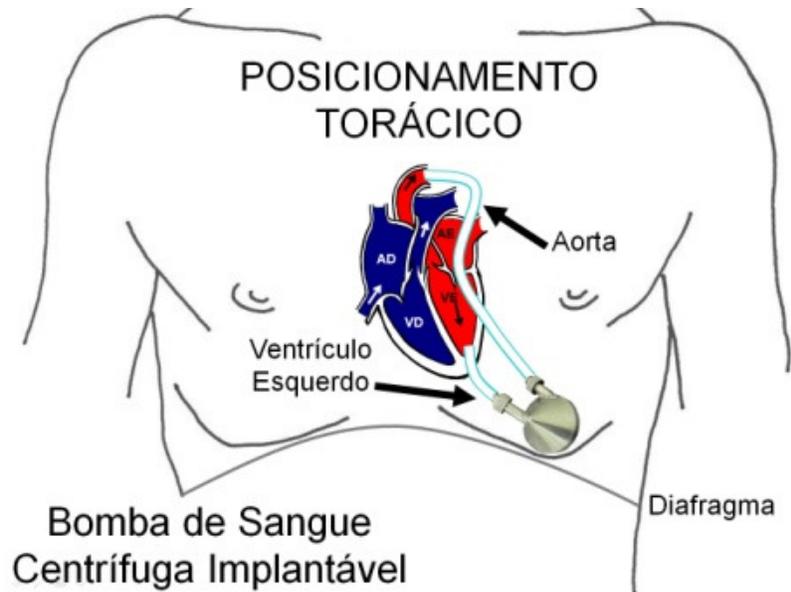


Figura 4.17 - Posicionamento Torácico da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável e suas cânulas de entrada e saída conectadas no ápice do Ventrículo Esquerdo e na Aorta, respectivamente.

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.

## 5 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Conforme já descrito no capítulo que trata da metodologia proposta, os resultados apresentados neste trabalho se referem a cinco grupos de ensaios:

- Testes de Atrito dos Mancais
- Testes em Dinamômetro
- Testes de Desempenho
- Testes de Hemólise
- Testes em Animais

### 5.1 Resultados dos testes de atrito realizados com os Mancais

Os corpos de prova cerâmicos, com exceção dos corpos em carbono pirolítico, foram confeccionados pelo Centro de Ciências e Tecnologia de Materiais Cerâmicos (CCTM) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares IPEN e pela empresa Macéa (Macéa Cerâmica Técnica, São Paulo) com prensagem uniaxial, usinagem a verde e sinterização conforme o usual processo para obtenção de cerâmicas técnicas.

Os corpos de prova de carbono pirolítico foram confeccionados pela empresa Technomill (Technomill, Belo Horizonte) especializada na confecção de peças em carbono para válvulas cardíacas mecânicas. Os corpos de prova poliméricos foram usinados na oficina do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia.

Procurou-se seguir os mesmos processos de polimento no acabamento superficial dos corpos de prova, após a sua sinterização, para a obtenção de uma rugosidade média ( $R_a$ ) entre 0,1  $\mu\text{m}$  e 0,5  $\mu\text{m}$ .

Os testes foram realizados a uma carga crítica de 1,0 Kg.f (valor superior ao encontrado no funcionamento da bomba) a 4000 rpm durante um período de 10 min, totalizando  $40.10^3$  revoluções (YAMANE, 2006).

A partir dos resultados dos testes de atrito realizados com o sistema proposto pôde-se criar uma lista com um “ranking” de materiais, com os pares que sofreram a menor perda de massa no desgaste por atrito durante os testes. O desvio padrão foi de 0,000022 para as 20 medidas. Para

efeito demonstrativo acrescentou-se à lista o valor percentual de perda da massa por corpo de prova, ver Tabela 5.1.

Tabela 5.1 - “Ranking” dos materiais que sofreram menor perda de massa por atrito.

	<b>Macho</b>	<b>Fêmea</b>	<b>Perda massa (g)</b>	<b>% da massa inicial</b>
1	Nitreto de Silício	Nitreto de Silício	0,0001	0,00585412
2	Alumina	PEUAMM	0,0001	0,00610575
3	Carbono	PEUAMM	0,0001	0,00724900
4	Carbono	Poliamida	0,0001	0,01005227
5	Alumina	PTFE	0,0002	0,01346257
6	Nitreto de Silício	Poliamida	0,0002	0,01831837
7	Carbono	PTFE	0,0002	0,01941936
8	Alumina	Poliamida	0,0003	0,02059449
9	Zircônia	PEUAMM	0,0003	0,02715454
10	PEUAMM	Zircônia	0,0006	0,02869440
11	Poliamida	Zircônia	0,0006	0,05052206
12	Nitreto de Silício	PTFE	0,0008	0,05379718
13	PTFE	Zircônia	0,0010	0,07222824
14	Zircônia	Poliamida	0,0031	0,13038810
15	Nitreto de Silício	PEUAMM	0,0034	0,20967196
16	Zircônia	PTFE	0,0078	0,29909122
17	Zircônia	Zircônia	0,0111	0,47385272
18	PTFE	PTFE	0,0137	2,95704727
19	Poliamida	Poliamida	0,0204	3,67236724
20	PEUAMM	PEUAMM	0,0564	5,48371415

Como não estava no escopo desse trabalho um minucioso estudo das vibrações como o realizado por Takami (1997a), onde se mostraram os efeitos negativos da vibração em mancais puramente cerâmicos para este tipo de bomba, e por ter sido observada uma variação muito pequena entre o mancal que obteve a classificação número 1 e o próximo da lista (Tabela 5.1), decidiu-se confeccionar os protótipos em alumina, mancal macho, e polietileno, mancal fêmea, ao invés de utilizar o mancal composto, somente, por Nitreto de Silício (TAKAMI, 1997a).

## 5.2 Resultados dos testes realizados com o propulsor e controlador

Foi realizada a medição da força necessária para a perda de sincronia no acoplamento magnético. Através de pesos, foi realizada uma medição estática para a determinação da carga no acoplamento de acordo com a distância “gap” entre os ímãs do acoplamento e montada uma Tabela para distâncias variando de 2 a 13mm variando em 1mm, Tabela 5.2.

Tabela 5.2 - Carga estática necessária para a perda de sincronia no acoplamento da BSCI. Em destaque, a distância usual entre os ímãs do motor e do rotor.

Distância "GAP" magnético [mm]	Massa de desacoplamento [g]	Massa do sistema de fixação [g]	Massa total de desacoplamento [g]	Força de Desacoplamento [N]
2	3800	2	3802	37,3
3	2605	2	2607	25,6
4	1760	2	1762	17,3
5	1285	2	1287	12,6
6	935	2	937	9,2
7	695	2	697	6,8
8	510	2	512	5,0
<b>9,2</b>	<b>355</b>	<b>2</b>	<b>357</b>	<b>3,5</b>
10	285	2	287	2,8
11	202	2	204	2,0
12	143	2	145	1,4
13,2	94	2	96	0,9

Conhecendo-se a distância (total) usual do acoplamento (9,2 mm), foi construído um gráfico da distribuição da força necessária para a perda de sincronia no acoplamento, destacando, Figura 5.1.

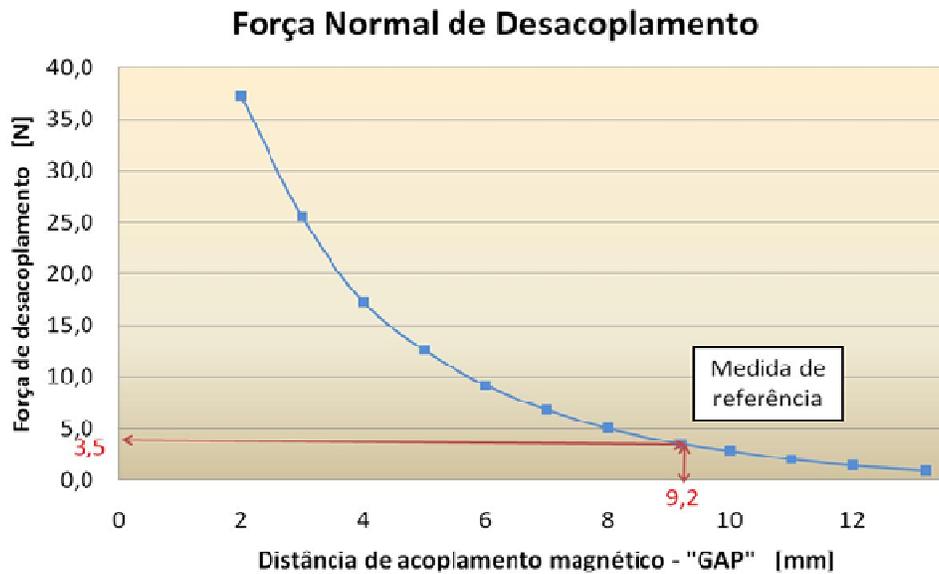


Figura 5.1 – Gráfico da distribuição da força em função da distância do acoplamento.

No Laboratório de Eletromagnetismo da EPUSP, foram conduzidos estudos do motor em um dinamômetro (Magtrol 80g.cm, Buffalo, EUA) para levantamento da curva de potência mecânica e torque Figura 5.2 e para avaliação da potência elétrica em diferente situações, Figura 5.3 (BOCK, 2009).

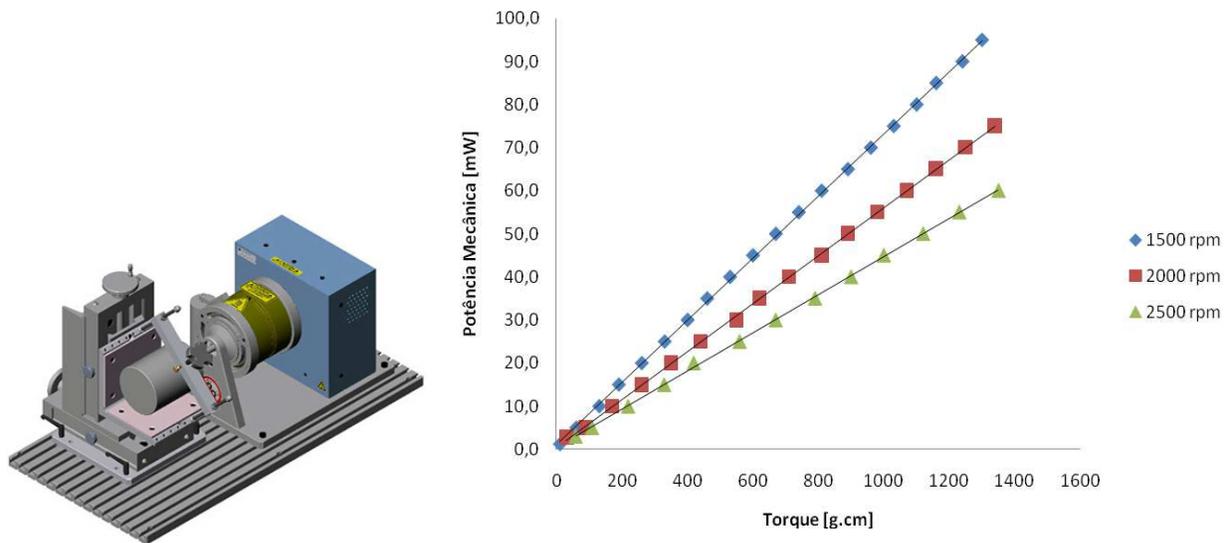


Figura 5.2 – Montagem do motor no dinamômetro e curva da potência mecânica versus torque obtida no motor estudado em 1500, 2000 e 2500 rpm.

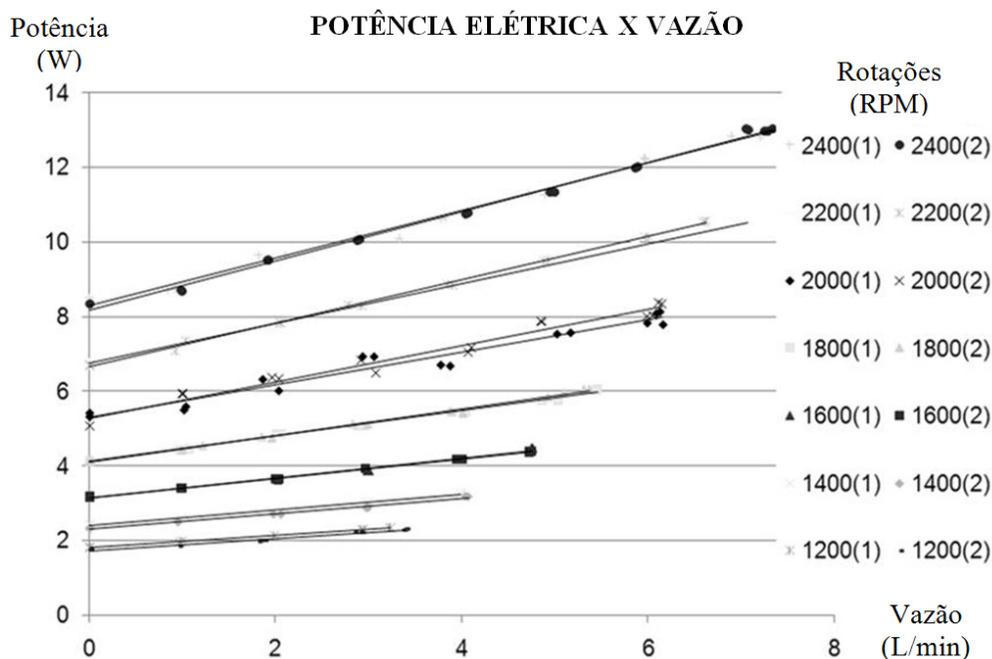


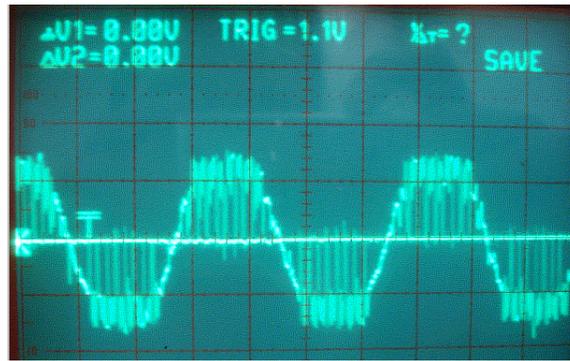
Figura 5.3 – Potência do motor em W por rotação medida em duas situações diferentes, em contato com o mancal inferior (Situação 1) e em contato com o mancal superior (Situação 2).

Foram medidos os consumos de corrente do motor, avaliando também o controlador eletrônico, com e sem a carga da bomba acoplada Tabela 5.3. Os resultados dos testes “in vitro” de eficiência hidrodinâmica apresentaram a geração de um escoamento de 5 L/min à 1500 rpm e corrente em torno de 0,6 A.

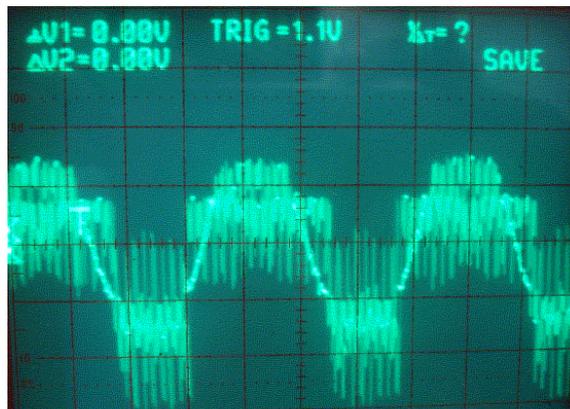
Tabela 5.3 - Consumo de corrente do motor da BSCI com e sem a carga.

Motor com Bomba Acoplada			Motor sem carga		
Rotação	Tensão [V]	Corrente [A]	Rotação	Tensão [V]	Corrente [A]
250	14.743	0.083	250	14.743	0.077
500	14.740	0.083	500	14.743	0.080
750	14.740	0.090	750	14.740	0.080
1000	14.740	0.100	1000	14.740	0.090
1250	14.740	0.110	1250	14.740	0.100
1500	14.740	0.120	1500	14.740	0.110
1750	14.740	0.137	1750	14.740	0.120
2000	14.740	0.153	2000	14.740	0.130
2250	14.733	0.173	2250	14.740	0.143
2500	14.730	0.193	2500	14.737	0.160
2750	14.730	0.213	2750	14.730	0.173
3000	14.727	0.240	3000	14.730	0.190
3250	14.727	0.250	3250	14.730	0.203

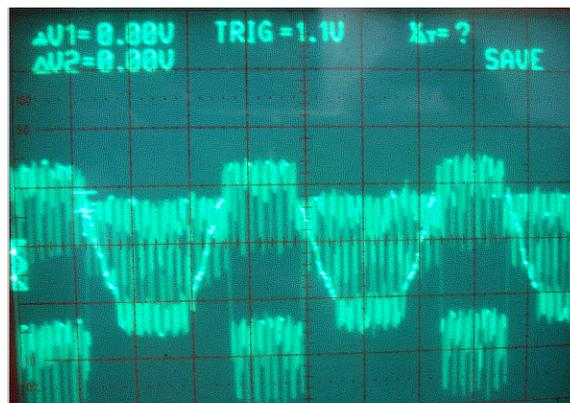
Na Figura 5.4, observa-se a forma trapezoidal da BEMF (a) medida em um osciloscópio e o excesso de ruído nos sinais mostrados nas partes (b) e (c), onde o alinhamento varia com o tempo.



(a)



(b)



(c)

Figura 5.4 - (a) Sinal da BEMF com referência no neutro; (b) sinal da BEMF com fase alinhada e; (c) sinal da BEMF com fase desalinhada.

O conjunto atuador eletromecânico e controlador devem, prioritariamente, fornecer torque suficiente para executar a movimentação do rotor da bomba e, por sua vez, prover o fluxo necessário. Deseja-se, também, que tenha como características pequenas dimensões; o mínimo de fios para seu controle, devido a complicações cirúrgicas e operar em altas rotações de forma estável, tornando-se adequado a implantabilidade de longa duração (2 anos).

A disposição dos discos do rotor aumenta a eficiência preservando as dimensões reduzidas. O intervalo da rotação característica de levitação hidrodinâmica (entre 1200 e 1400 rpm) para a BSCI foi considerado compatível com os valores de vazão e pressão observados nos testes “in vitro”.

A técnica “sensorless” de controle reduz o número de fios, pois não necessita de sensores de posição. Pode-se observar uma variação significativa da corrente, tendo como prováveis causas o excesso de ruído e a variação do alinhamento da fase e a BEMF com o tempo.

A corrente do controlador e do sistema completo pode ser fator restritivo para um dispositivo de assistência implantável, uma vez que sua alimentação será realizada através de baterias e sistemas de recarga. Os valores de corrente observados foram considerados compatíveis com a implantabilidade da BSCI, porém devem ser alvo de estudos aprofundados afim de obter maior redução.

### **5.3 Resultados dos testes de desempenho da BSCI**

O primeiro teste foi conduzido sob as rotações de 500 rpm, 1000 rpm, 1500 rpm e 2000 rpm para a comparação com os dados anteriores da bomba de CEC - Spiral Pump. Como o processo de testes foi diferente para a Spiral Pump e para a BSCI, pôde-se observar que o teste realizado nessa bancada foi mais preciso e resultou em curvas melhores distribuídas. Como resultado deste primeiro teste, foi obtido o gráfico mostrado na Figura 5.5.

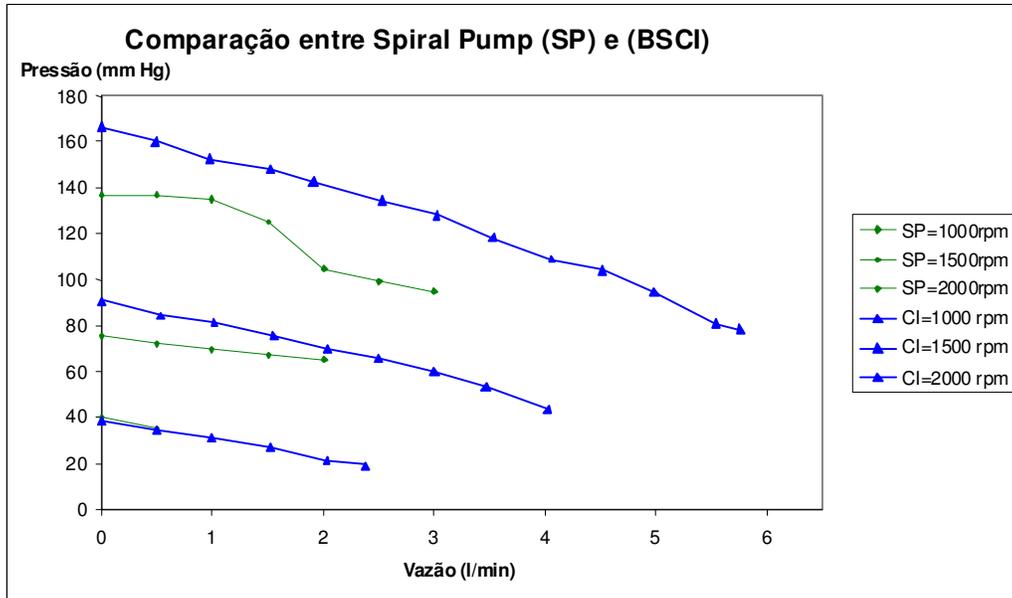


Figura 5.5 - Gráfico comparativo entre Spiral Pump e BSCI.

Os resultados da BSCI se mostraram melhores do que os apresentados pela Spiral Pump, fato esperado por se tratarem de bombas de sangue com diferentes características e diferentes finalidades, com pressões e rotações de trabalho distintas sendo essa faixa testada mais propícia a bons resultados por parte da BSCI.

O segundo teste de desempenho foi realizado com a BSCI e uma similar americana, a Gyro, nas rotações de 1200 rpm a 2200 rpm, com intervalos de 200 rpm entre elas. O mesmo procedimento de controle da vazão em intervalos de 0,5 l/min foi realizado. O teste realizado na BSCI e na bomba americana, Gyro, teve como resultado dois gráficos que, para efeito comparativo, foram sobrepostos num só gráfico. As curvas referentes à mesmas rotação, porém, em bombas distintas foram marcadas com pontos similares, preenchidos e não preenchidos, alternadamente, conforme Figura 5.6.

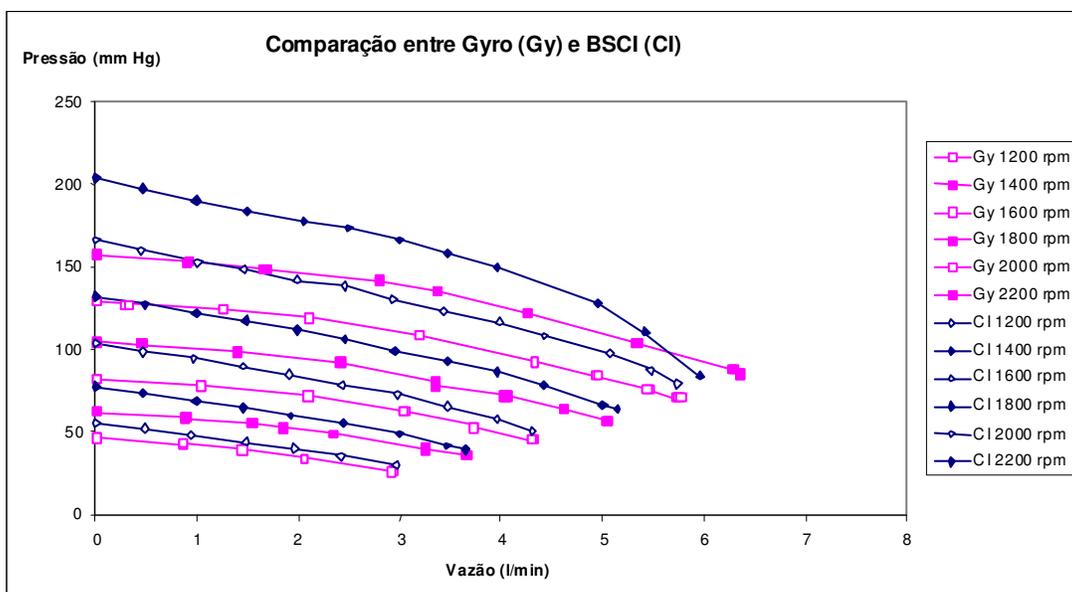


Figura 5.6 - Gráfico comparativo entre Gyro e BSCI.

Pode-se observar, nesse gráfico, os melhores resultados da BSCI sobre a bomba Gyro, em desenvolvimento desde 1995 na Baylor College of Medicine. Porém uma tendência de decréscimo na pressão e na vazão se acentua na curva de 2200 rpm nos valores da bomba centrífuga implantável e as curvas se cruzam sobre o gráfico, Figura 5.6.

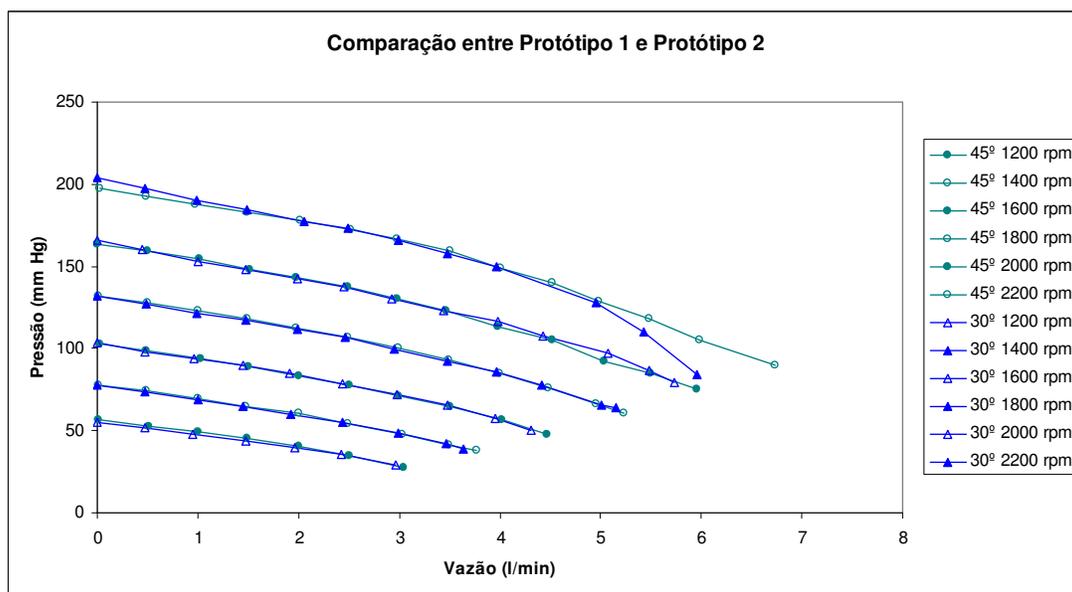


Figura 5.7 - Gráfico comparativo entre Protótipo 1 e 2 da BSCI.

Essa desvantagem na comparação das bombas não expressa um problema para a BSCI, pois a faixa ótima de trabalho do seu mancal hidrodinâmico, quando ocorre a equivalência de forças e há a flutuação do rotor, está entre 1200 rpm e 1400 rpm. Para o aperfeiçoamento da bomba, foi proposta a alteração do seu ângulo de entrada de 30° para 45° em relação à perpendicular do eixo do rotor e refeitos os testes entre os Protótipos 1 e 2 (Figura 5.7).

#### **5.4 Resultados dos ensaios normalizados de hemólise da BSCI**

O sangue foi coletado de acordo com a norma citada (ASTM F1830, 1997). Para o início do experimento foi medido o hematócrito, valor percentual de células no sangue, e corrigido para os valores normalizados de  $30 \pm 2\%$ .

A primeira coleta de sangue foi denominada T0 e, a cada hora, foram coletadas outras seis amostras, T1, T2....., T6, figura 4.6. Esse total de sete amostras foi centrifugado para a separação do plasma que foi pipetado e armazenado a  $- 6^{\circ} \text{C}$  (ASTM F1841, 1997). Pela coloração do plasma já se pode ter uma idéia do sucesso do experimento porque, conforme ocorre a hemólise há maior liberação de hemoglobina livre no plasma e ele vai se tornando mais róseo, ou até mesmo, avermelhado.

O kit de reagentes usado para o processo colorimétrico de determinação da hemoglobina livre do plasma foi o Catachem (Catachem Inc., Bridgeport, EUA). Esse processo é baseado na atividade de peroxidase da hemoglobina que, em contato com esse reagente, ativa a oxidação da tetrametilbenzidina (TMB) pela peroxidase e forma um produto cromogênico no espectrofotômetro com absorção máxima de 600 nm. Quanto maior a característica de absorção, maior é a hemoglobina livre no plasma e, conseqüentemente, a hemólise.

Com os dados de PFH de cada uma das sete amostras, T0, T1, ...T5, T6, foi criado um gráfico de projeção da hemólise em seis horas de experimento para se visualizar a projeção da hemólise causada no organismo, Figura 5.8.

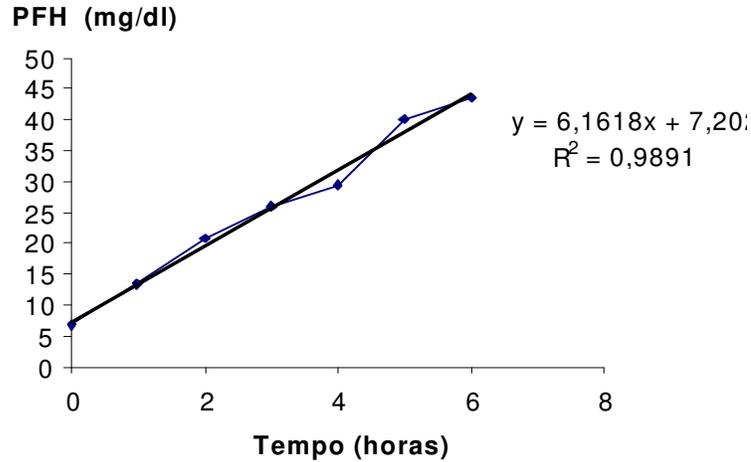


Figura 5.8 - Gráfico de evolução da PFH durante experimento.

Por fim, calculou-se o NIH de acordo com a norma (ASTM F1841, 1997) levando-se em conta a variação da PFH, o volume total de sangue utilizado, o hematócrito e o total de sangue bombeado, obtido através da vazão e tempo, Equação 5.1.

**Equação 5.1 – Equação do Índice Normalizado de Hemólise.**

$$NIH = \Delta PFH \times V_x \times \frac{(100 - Ht)}{100} \times \frac{100}{Q \times t}$$

Onde:

NIH = Índice Normalizado de Hemólise [g/100L]

PFH = Variação na Hemoglobina Livre no Plasma entre as amostras [ml/dl]

V = Volume total de sangue bombeado [L]

Ht = Hematócrito [%]

Q = vazão [L/min]

t = tempo entre as amostras [min]

Foram feitas quatro medições da PFH pelo processo de colorimétrico por peroxidase da TMB, com duas amostras diferentes de sangue humano e calculou-se a NIH para cada hora do experimento e foi tirada a média aritmética das medições.

O resultado do NIH nessas quatro medições foi  $0,0054 \pm 2,46 \cdot 10^{-3}$  mg/100L, considerado excelente por se encontrar muito próximo do limite mínimo aceitável para dispositivos de

assistência ventricular que, como já mencionado, deve manter esses valores entre 0,004 g/ 100L e 0,02 g/ 100L.

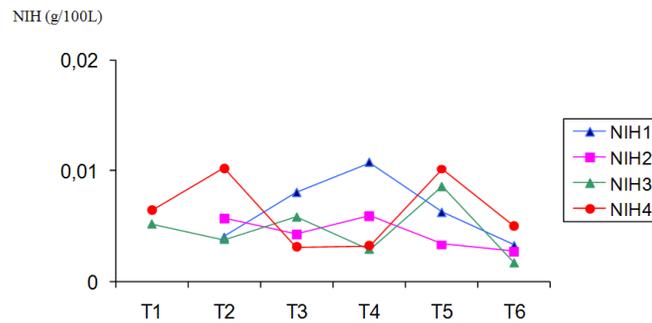


Figura 5.9 – Variação do NIH durante experimentos com sangue humano.

## 5.5 Resultados dos testes prospectivos em animais

O Estudo Anatômico Prospectivo (EAP) foi realizado em bezerros com idade em torno de 3 meses e peso em torno de 100 kg para avaliação das três Técnicas de Implante descritas anteriormente, Figura 5.10 e Figura 5.11.

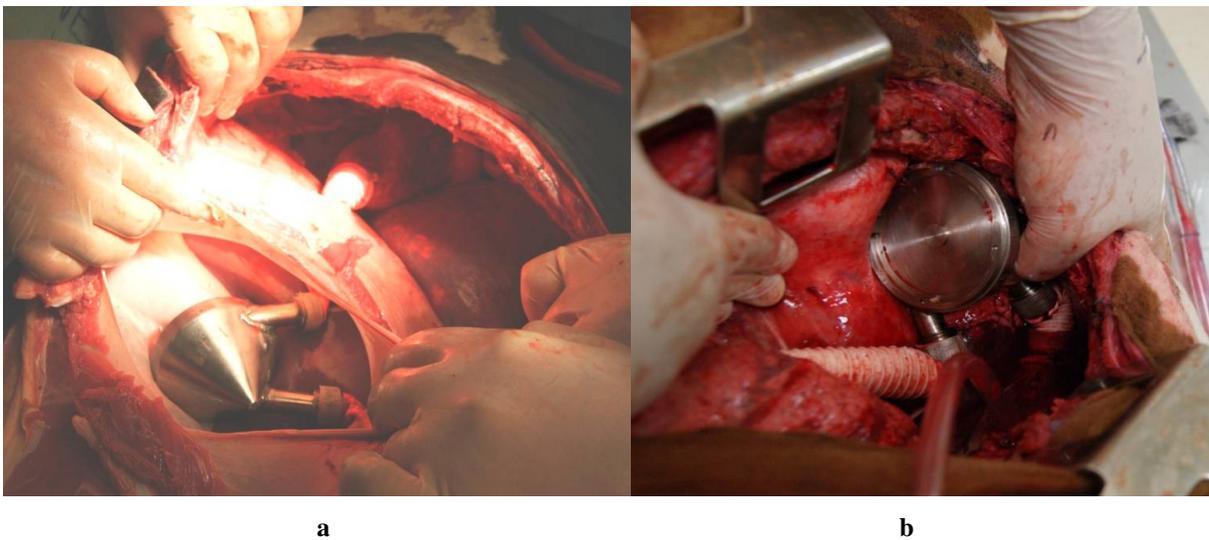


Figura 5.10 - Fotos do Estudo Anatômico Prospectivo em animais mostrando o Posicionamento Abdominal da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável e suas cânulas de entrada, conectadas ao Ventrículo Esquerdo, e de saída para (a) Aorta Descendente e (b) Aorta Abdominal.



Figura 5.11 - Fotos do Estudo Anatômico Prospectivo em animais mostrando o Posicionamento Torácico da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável e suas cânulas de entrada e saída sem interferência no diafragma.

Todas as técnicas e posicionamentos foram considerados possíveis devido ao tamanho reduzido da BSCI, mas a técnica torácica foi escolhida como a técnica preferencial por não atravessar o diafragma como ocorre nas outras duas técnicas, Figura 5.12 (BERNE, 1997).

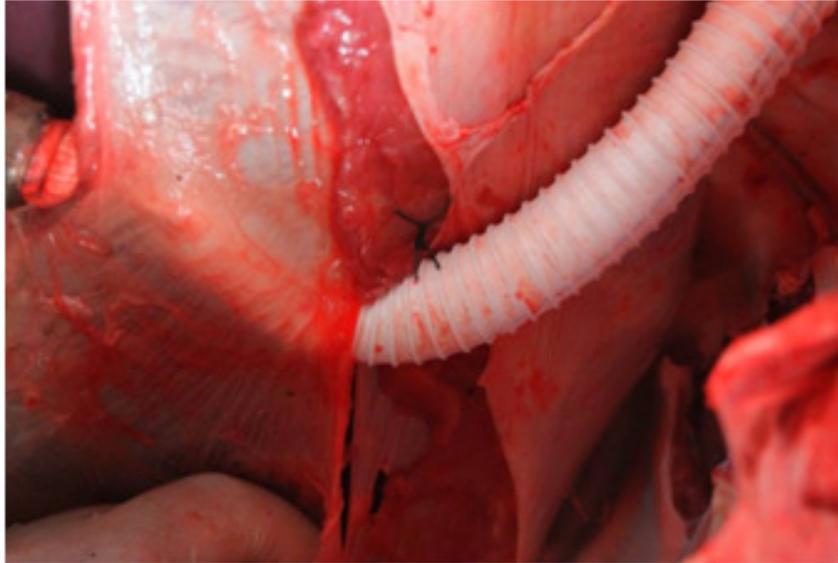


Figura 5.12 - Detalhe da cânula atravessando o diafragma no Posicionamento Abdominal da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável.

## 6 CONCLUSÕES

A simulação numérica computadorizada de modelos tridimensionais nos projetos iniciais do rotor se mostrou uma solução de custo factível e segura no dimensionamento final da bomba a ser construída e na definição da sua geometria. Uma importante característica inventiva da BSCI é o desenho único do seu rotor, cônico em espiral com aletas radiais.

O sistema proposto para testar o atrito foi essencial na definição do par adequado de materiais para compor o mancal de apoio. Os ensaios realizados definiram a Alumina, trabalhando em conjunto com o Polietileno de Ultra-alta Massa Molar, como sendo a melhor opção em termos de custo e benefício.

Os protótipos construídos em material translúcido, Acrílico e Policarbonato, facilitaram a observação do funcionamento e, em particular, do fenômeno de levitação hidrodinâmica do rotor. Os protótipos obtidos por SLS facilitaram os testes de bancada que necessitam de um maior número de protótipos, difíceis de serem usinados. O protótipo de titânio comercialmente puro foi de difícil obtenção e as soldas foram realizadas manualmente, devido ao custo, quando deveriam ter sido feitas por Soldagem a Laser, devido ao custo. O manuseio do protótipo durante a cirurgia de implante da BSCI e as dificuldades no ajuste das cânulas de entrada e saída justificaram a utilização preferencial de materiais metálicos ao invés de materiais poliméricos.

O controle foi considerado satisfatório para o funcionamento da BSCI. O desempenho do conjunto: bomba, motor BLDC e controlador, atingiu valores de vazão e pressão que são compatíveis com a assistência ventricular de longa duração.

Os dados do controlador mostraram que a técnica de controle sem sensores é viável para o acionamento do motor apesar de necessitar aperfeiçoamento, principalmente, no tangente ao ruído da BEMF e o controle da comutação das bobinas do BLDC.

A metodologia adotada, priorizando os ensaios fluidodinâmicos e de atrito que foram realizados em bancada, assegurou o melhor desempenho da BSCI nos testes de hemólise.

A BSCI, como uma proposta de Bomba de Sangue projetada e desenvolvida para Assistência Ventricular, apresentou excelente desempenho nos testes “in vitro” configurando-se uma possibilidade promissora para utilização em pacientes cardíacos com indicação para assistência ventricular.

## 7 CONTINUIDADE DA PESQUISA

Em continuidade ao presente trabalho, pretende-se iniciar a construção de um controlador digital para o motor BLDC da bomba centrífuga implantável. Esse controlador será projetado e confeccionado de forma a permitir o máximo de flexibilidade para o controle do acionamento do motor. Espera-se que esse novo controlador tenha capacidade de realizar outras funções além da melhoria no controle do acionamento, especialmente no tocante à técnica de controle. Existe a expectativa de que ele possibilite realizar rotinas de segurança do sistema em operação e interação com os demais subsistemas do DAV.

O novo controlador deverá prioritariamente viabilizar os testes “In Vivo”, etapa primordial e decisiva para a posterior aplicação em pacientes.

Os futuros testes com a BSCI construída em Titânio deverão ser realizados em um número maior de animais, avaliando sua compatibilidade e sucesso. Tais testes servirão para o aperfeiçoamento dos diversos subsistemas que deverão compor um dispositivo implantável para utilização em humanos conforme o protocolo aprovado para experimentação em animal no Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia.

Espera-se por meio da experimentação em animal, ver apêndice A, comprovem-se os resultados positivos dos testes em bancada com sangue, possibilitando a avaliação clínica em pacientes que necessitam desse dispositivo.

## Referências Bibliográficas

- ABE, Y. et al. Present Status of the Total Artificial Heart at the University of Tokyo. **Artificial Organs**, v.23, n.3, p.221-228, 1999.
- AIRES, M. **Fisiologia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991, 795p.
- AMAR, M. R.; SOBRINHO, J. J. Alternativas cirúrgicas para o tratamento da ICC. **Transplante Cardíaco. Para que e quando?**, v.15, n.3, p.142-150, 2002.
- ANDRADE, A. et al. Um novo modelo de coração artificial totalmente implantável e heterotrópico, **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v.4, p.128-134, 1999.
- ANDRADE, A. et al. Blood coagulation time control, during In Vivo tests with the Auxiliary Total Artificial Heart (ATAH) implanted in calves as Left Ventricle Assist Device. **ASAIO Journal**, v.52, n.2, p.63A, 2006.
- ANDRADE, A. et al. Characteristics of a blood pump combining the centrifugal and axial pumping principles; the Spiral Pump. **Artificial Organs**, v.20, n.6, p.605, 1996.
- ANDRADE, Aron J. Pazin de. **Projeto, protótipo e testes “in vitro” e “in vivo” de um novo modelo de coração artificial total (TAH) por princípio eletro-mecânico de funcionamento**, 1998. 156p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
- ANTUNES, P. et al. Magnetic Suspension of the Rotor of a Ventricular Assistance Device of Mixed Flow Type - Sensor Hall for Rotor Position Sensing. **ASAIO Journal**, v.55, n.2, p.161, 2009.
- ANTUNES, P.; MELLO, O.; BOCK, E.; ANDRADE, A.; SILVA, I.; HORIKAWA, O. Magnetic Suspension of the rotor of a Ventricular Assistance Device of mixed flow type – hall sensor for rotor position sensing. In: MIYAGI, Paulo Eigi; HORIKAWA, Oswaldo; MOTTA, José Maurício (Ed.). **ABCM Symposium Series in Mechatronics**. Rio de Janeiro: ABCM, 2010. v.4.
- ARABIA, F., et al. CardioWest total artificial heart: A retrospective controlled study. **Artificial Organs**, v.23, n.2, p.204-207, 1999.
- ARROW INTERNATIONAL: Products. **CorAide Left Ventricular Assist System**. Apresenta notícias e os resultados recentes de pesquisas dos produtos da empresa “Arrow International”. Disponível em <[http://www.arrowintl.com/products/card\\_assist/](http://www.arrowintl.com/products/card_assist/)>. Acesso em: 19 out. 2004.
- ASTM F1830 - AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **ASTM F1830**: Standard Practice for Selection of Blood for In Vitro Evaluation of Blood Pumps, 1997.
- ASTM F1841 - AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **ASTM F1841**: Standard Practice for Assessment of Hemolysis in Continuous Flow Blood Pumps, 1997.
- BARACAT, E. C. Transplantes de órgãos no Brasil. **Rev. Assoc. Med. Bras.**, v.49, n.1, p.1, 2003.
- BERNE, R., LEVY, M. **The Cardiovascular Physiology**. St Louis: Mosby Year Book, 1997. 324p.
- BIAN, X., et al. Initial experience with the left ventricular IMPELLA support system to optimise coronary artery revascularization without cardiopulmonary bypass. **Swiss Perfusion**, v.10, p.7-10, 2002.
- BISCEGLI, J. et al. Microembolia durante a circulação extracorpórea em cirurgia cardíaca: análise causal e suas repercussões clínicas. **Revista Latino-americana de Tecnologia Extracorpórea**, v.11, p.3, 2004.
- BOCK, Eduardo et al. Dispositivo cortante para inserção de cânulas no ápice do ventrículo esquerdo visando conexão para a assistência circulatória. In: III CONGRESSO LATINO AMERICANO DE ÓRGÃOS ARTIFICIAIS E BIOMATERIAIS, Campinas. Campinas: Universidade Estadual de Campinas, 2004. p. 196.
- BOCK, E. et al. Hydrodynamic characteristics applied in determination of the new inlet port's angle from a Centrifugal Blood Pump. **ASAIO Journal**, v.52, n.2, p.63A, 2006.

- BOCK, Eduardo Guy Perpétuo. **Projeto, Construção e Testes de Desempenho “In Vitro” de uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável**. 2007. 180p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
- BOCK, E.; ANDRADE, A.; WADA, E.; FONSECA, J.; LEME, J.; NICOLOSI, D.; BISCEGLI, J.; ARRUDA, A.C. A new concept of centrifugal blood pump using pivot bearing system: the conversion of the Spiral Pump inlet port. In: MENEGALDO, Luciano; ORTIZ, Jayme Pinto; PAMPLONA, Djenane C. (Ed.). **ABCM Symposium Series in Bioengineering**. Rio de Janeiro: ABCM, 2007. v.1, p.109.
- 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.329–333, 2008.
- BOCK, E. et al. Feasibility Evaluation of an Actuator for Implantable Centrifugal Blood Pump. **ASAIO Journal**, v.55, n.2, p.161, 2009.
- BOCK, E. et al. Introductory tests to In Vivo evaluation: Magnetic Coupling Influence in motor controller. **ASAIO Journal**, v.56, n.2, p.128, 2010.
- BRAILE, D., GODOY, M. História da cirurgia cardíaca. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v.66, n.6, p.329-337, 1996.
- BRONZERI, R. et al. An implantable electronic system with Fuzzy Control used in Auxiliary Total Artificial Heart. **ASAIO Journal**, v.52, n.2, p.63A, 2006.
- BROWN, L.; GOLDENBERG, A.L.; DENNIS, C. Myocardial assist: comparison of left heart bypass with counterpulsation. **Surg Forum**, v.17, p.152-154, 1966.
- BURKE, D., et al. The HeartMate II: Design and Development of a Fully Sealed Axial Flow Left Ventricular Assist System. **Artificial Organs**, v.25, n.5, p.380, 2001.
- CCF – CLEVELAND CLINIC FOUNDATION. CorAide Left Ventricular Assist System. Apresenta os resultados de pesquisas do Departamento de Engenharia Biomédica do "Cleveland Clinic". Disponível em <<http://www.lerner.ccf.org/bme/golding/lab/design.php>>. Acesso em: 10 fev. 2005.
- CHOU, N., et al. Development of a Totally Implantable Pulsatile Centrifugal Pump as a Ventricular Assist Device. **Artificial Organs**, v.25, n.8, p.603, 2001.
- CHUA, C.K.; LEONG, K.F.; LIM, C.S. **Rapid Prototyping: Principles and Applications**. Singapore/River Edge: World Scientific Publishing Company, 2004. 420p.
- CUNICO, M.W.M. **Estudo de Viabilidade de Tecnologia de Prototipagem Rápida baseada em Materiais Fotopoliméricos Extrudados**. 2008. 204p. Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba.
- DEBAKEY, M. The Odyssey of the Artificial Heart. **Artificial Organs**, v.24, n.6, p.405, 2000.
- DEBAKEY, M.E. A simple continuous flow blood transfusion instrument. **New Orleans Med Surg J**, v.87, p.386-389, 1934.
- DELGADO, D. et al. Mechanical Circulatory Assistance: State of Art. **Circulation**, n. 106, p. 2046-2050, 2002.
- DEVRIES, W.C. et al. Clinical use of the total artificial heart. **New Engl J Med**, n.310, p.273-278, 1984.
- IORELLI, A.; OLIVEIRA, J.; COELHO, G.; ROCHA, D. Assistência circulatória mecânica: porque e quando. **Rev Med.**, v.87, n. 1, p.1-15, 2008.
- FONSECA, J. A New Technique to Control Brushless Motor for Blood Pump Application. **Artificial Organs**, v.32, n.4, p.355-359, 2008.
- FONSECA, J. et al. Pressure versus volume loop assessment for a physical cardiovascular simulator system. **ASAIO Journal**, v.56, n.2, p.126, 2010.
- FONSECA, J.; ANDRADE, A.; BOCK, E.; LEME, J.; DINKHUYSEN, J.; PAULISTA, P.; MANRIQUE, R.; VALENTE, P.; NICOLOSI, D.; BISCEGLI, J. In vivo Tests with the Auxiliary Total Artificial Heart as a left

- ventricular assist device in calves. In: MENEGALDO, Luciano; ORTIZ, Jayme Pinto; PAMPLONA, Djenane C. (Ed.). **ABCМ Symposium Series in Bioengineering**. Rio de Janeiro: ABCM, 2007. v.1, p.108.
- FONSECA, Jeison W. Gomes da. **Técnica “Sensorless” para o Acionamento de Motores “Brushless DC” Aplicados em Circulação Artificial**. 2003. 153p. Dissertação (Mestrado) - Instituto Tecnológico da Aeronáutica, São José dos Campos.
- FRAZIER, O., et al. Multicenter clinical evaluation of the HeartMate vented electric left ventricular assist system in patients awaiting heart transplantation. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v.122, p.1186-1195, 2001.
- FUCHS, A., NETZ, H. Ventricular assist devices in pediatrics. **Images Paediatric Cardiology**, v.9, p.24-54, 2002.
- GALANTIER, J. **Avaliação do emprego clínico do dispositivo de assistência ventricular InCor como ponte para o transplante cardíaco**. 2007. 91p. Dissertação (Mestrado) - Universidade de São Paulo, São Paulo.
- GIBBON JR., J.H. Application of a mechanical heart and lung apparatus to cardiac surgery. **Minnesota Medicine**, v.37, p.171-180, 1954.
- GOLDING, L. et al. Cleveland clinic continuous flow blood pump: Progress in development. **Artificial Organs**, v.22, n.6, p.447-450, 1998.
- GRIMM, T. **User's Guide to Rapid Prototyping**. Edgewood: T. A. Grimm & Associates, 2004. 404p.
- GUYTON, A. **Textbook of Medical Physiology**. Philadelphia: W. B. Saunders, 1976. 1064p.
- HANSELMAN, D.C. **Brushless Permanent Magnet Motor**. New York: MacGraw-Hill, 1994. 191p.
- HEYNICK, M; STOTZ, I. 3D CAD, CAM and Rapid Prototyping. In: **LAPA Digital Technology Seminar**. Lausanne: École Polytechnique Fédérale de Lausanne, 2006.
- HORIKAWA, O. et al. Magnetic Suspension of the Rotor of a Ventricular Assist Device of Mixed Flow Type. **Artificial Organs**, v.32, n.4, p.334-341, 2008.
- HORIKAWA, O.; ANDRADE, A.; BOCK, E.; SILVA, I.; LEE, ANA.; FERNANDES, C. Study on a magnet suspension of the rotor of an artificial heart. In: MENEGALDO, Luciano; ORTIZ, Jayme Pinto; PAMPLONA, Djenane C. (Ed.). **ABCМ Symposium Series in Bioengineering**. Rio de Janeiro: ABCM, 2007. v.3, p.562-570.
- HOTZDA, D. Prototipagem Rápida de Pilhas a Combustível de Óxido Sólido. **Revista Matéria**, v.14, n.4, p.1101-1113, 2009.
- IBMT. Institut für Biomedizinische Technologien der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen. Apresenta informações sobre o andamento as pesquisas realizadas no Instituto de Tecnologia Biomédica da Escola Técnica de Rhein e Westfália. Disponível em <[http://www.hia.rwth-aachen.de/research/biomechanik/mikrodiagonal\\_pumpe.html](http://www.hia.rwth-aachen.de/research/biomechanik/mikrodiagonal_pumpe.html)>. Acesso em: 19 out. 2004.
- ISHLT. International Society for Heart & Lung Transplantation News. Apresenta notícias e estatísticas sobre a doação de órgãos e transplantes de coração e pulmão. Disponível em <[http://www.isHLT.org/publications/isHLT\\_SocietyNews.asp](http://www.isHLT.org/publications/isHLT_SocietyNews.asp)>. Acesso em: 17 dez. 2002.
- JARVIK, R., et al. Research and Development of an Implantable, Axial-Flow Left Ventricular Assist Device: The Jarvik 2000 Heart, **Annals of Thoracic Surgery**, v.71, p.125-132, 2001.
- KANTROWITZ, A. Intra-aortic balloon pumping: clinical aspects and prospects. In: Unger F (Ed.). **Assisted Circulation**. Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag, 1989.
- KOLMOGOROV, A. The local structure of turbulence in incompressible viscous fluid for very large Reynolds number. **Dokl Akad Nauk**, v.30, p.301-305, 1941.
- KONISHI, H., et al. Long-term animal survival with an implantable axial flow pump as a left ventricular assist device. **Artificial Organs**, v.20, n.2, p.124-127, 1996.
- KUBRUSLY, L. et al. Dispositivo de assistência circulatória mecânica intraventricular de fluxo axial: estudo in vitro. Experiência clínica inicial. **Revista Brasileira de Cardiologia**, v.15, p.169-172, 2000.

- LEGALLOIS, Julien J. C. **Expériences sur le Principe de la Vie, Notamment sur celui des Mouvements du Coeur, et sur le Siege de ce Principe**. Paris: D'Hautel, 1812. 247p.
- LEGENDRE, D. et al. Computational Fluid Dynamics Investigation of a Centrifugal Blood Pump. **Artificial Organs**, v.32, n.4, p.342-348, 2008.
- LEGENDRE, D. et al. In Vitro Comparative Analysis Between In Series and In Parallel Cannulations for Ventricular Assist Device. **ASAIO Journal**, v.55, n.2, p.172, 2009.
- LEIRNER, A., MOREIRA, L. e STOLF, N. Assistência circulatória mecânica: aspectos atuais, SOCESP, **Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo**, São Paulo, 2000.
- LIOTTA, D. et al. Prolonged ventricular bypass with intrathoracic pumps. **Trans Am Soc Artif Intern Organs**, v.10, p.154-156, 1964.
- LUCCHI, Julio C. **Simulação elétrica aplicada à investigação hemodinâmica da assistência ventricular**. 1999. 153p. Tese (Doutorado) – Instituto Tecnológico da Aeronáutica, São José dos Campos.
- MAIZATO, Marina Junko Shiotsu. **Projeto e Construção de um Ventrículo Artificial Implantável**. 1996. 102p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
- MAKINOUCI, K. et al. Evaluation of the Wear of the Pivot Bearing in the Gyro C1E3 Pump. **Artificial Organs**, v.20, n.6, p.523-528, 1996.
- MASUZAWA, T., et al. Magnetically suspended centrifugal blood pump with an axially levitated motor. **Artificial Organs**, v.27, n.7, p.631, 2003.
- MELLO, C.H.P. et al. Análise da qualidade superficial e dimensional em peças produzidas por modelagem por deposição de material fundido (FDM). **Rev. Produção Online**. v.10, n.3, p.504-523, 2010.
- MIHAYLOV, D. **Development of the PUCA pump : a trans-arterial ventricular assist device**. 2000. 126p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Rijks, Universidade de Groningen, Groningen, Holanda.
- MITSUI, N., et al. Study of left ventricular bypass using Wankel type semipulsatile blood pump. **Artificial Organs**, v.22, n.5, p.419-425, 1998.
- MONTIÉS, J.R. et al. Cora Valveless Pulsatile Rotary Pump: New Design and Control. **The annals of thoracic surgeons**, n.61, p.463-468, 1996.
- MOTTA, Gastão Dias. **Contribuição ao Projeto de uma Bomba Centrífuga de Sangue**. 1991. 153p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.
- MS/SVS/DASIS-SIM. Ministério da Saúde, Datasus, Sistema de Informações sobre Mortalidade. Apresenta estatísticas sobre a mortalidade em todo o território nacional. Disponível <<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/sim/obtm.htm>>. Acesso em: 21 dez. 2004.
- NONAKA, K. et al. Development of the Baylor Gyro Permanently Implantable Centrifugal Blood Pump as a Biventricular Assist Device. **Artificial Organs**, v.25, n.9, p.675, 2001.
- NOSÉ, Y. Design and development strategy for the rotary blood pump. **Artificial Organs**, v.22, n.6, p.438-446, 1998.
- NOSÉ, Y., et al. Development of Rotary Blood Pump Technology: Past, Present, and Future. **Artificial Organs**, v.24, n.8, p.412, 2000.
- NOSÉ, Y.; MOTOMURA, T. **Cardiac Prosthesis – Artificial Heart and Assist Circulation**. Houston: ICMT Press, 2003, ed.4, 238p.
- NOSÉ, Y.; OKUBO, H. Artificial organs versus regenerative medicine: Is it true? **Artificial Organs**, v.27, n.9, p.765-771, 2003.
- NOSÉ, Y.; OKUBO, H. Current status of the Gyro centrifugal blood pump – development of the Permanently Implantable centrifugal blood pump as a biventricular assist device (NEDO Project). **Artificial Organs**, v.28, n.10, p.953-958, 2004.

- NOVELLO, W., ARRUDA, A.C. "In Vitro" evaluation of open heart surgery tubing coated with heparin and lipid. **Artificial Organs**, v.24, n.3, p.182-184, 2000.
- OBJET GEOMETRIES Ltd. Produtos. Disponível em:< <http://br.objet.com/language/it-IT/Produtos/>>. Acesso em: dez./2010.
- OLIVEIRA, Marcelo F. et al . Construção de Scaffolds para engenharia tecidual utilizando prototipagem rápida. **Matéria**, v.12, n.2, 2007.
- OPIE, L. **Physiology, from cell to circulation**. Philadelphia: Library of Congress. ed. 3, 1998, 637p.
- O'ROURKE, M., et al. Randomized controlled trial of intraaortic balloon counterpulsation in early myocardial infarction with acute heart failure. **American Journal of Cardiology**, n.47, p.815-820, 1981.
- PÊGO-FERNANDES, P., et al. Avaliação da ação concomitante do balão intra-aórtico e da bomba centrífuga na assistência ao ventrículo esquerdo: estudo experimental em cães. **Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo**, v.13, p.357-367, 1998.
- PERIN, E., et al. Transendocardial, Autologous Bone Marrow Cell Transplantation for Severe, Chronic Ischemic Heart Failure. **Circulation**, v.18, p.107, 2003.
- PIERCE, W., et al. Total Artificial Heart: From Bridge to Transplantation to Permanent Use. **The annals of thoracic surgeons**, v.61, p.342-346, 1996.
- RASKIN, S., et al Dispositivos para assistência circulatória - Seleção e aplicação clínica em pacientes em choque cardiogênico pós cardiectomia. **Revista Latinoamericana de Tecnologia Extracorpórea**, v.3, p.13-19, 1996.
- REIS, N. Evolução histórica da cardiologia no Brasil. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v.46, n.6, p.371-386, 1986.
- ROSE, E., et al. Long-Term Use of a Left Ventricular Assist Device for End-Stage Heart Failure. **The New England Journal of Medicine**, v.345, n.20, p.1435-1443, 2001.
- ROSENBERG, G. Technological Opportunities and Barriers in the Development of Mechanical Circulatory Support Systems. In.: HOGNESS, J. R. E VANANTWERPH, M. **The Artificial Heart: Prototypes, Policies and Patients**. Washington: National Academy Press, 1991. 211p.
- ROSENBERG, G.; BRONZINO, J. Artificial heart and circulatory assist devices. In: BRONZINO, Joseph D. **The Biomedical Engineering handbook**. Boca Raton: CRC Press, 1995. 1839p.
- SHAO, J. **Direct Back EMF Detection Method for Sensorless Brushless DC (BLDC) Motor Drives**. 2003. Dissertação (Mestrado) - Virginia Polytechnic Institute, Virginia.
- SILVA, B. et al. Auxiliary Artificial Heart Endurance Test with a Mock Circulation Loop System. **ASAIO Journal**, v.56, n.2, p.126, 2010.
- SILVA, G.C. **Prototipagem Rápida e Ferramental rápido aplicados as peças utilizadas em ensaios estáticos de embalagens para acondicionamento e transporte de peças automotivas**. 2008. 174p. Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- SILVA, I. et al. Magnetic Suspension of the Rotor of a Ventricular Assistance Device of Mixed Flow Type - Stiffness Improvement. **ASAIO Journal**, v.55, n.2, p.159, 2009.
- SOUSA, A.G.M.R.; SOUSA, J.E.M.R., PIEGAS, L.S. Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia: assistência, ensino e pesquisa. **Arq. Bras. Cardiol**. v.83, p.1, 2004.
- SOUZA, M. H. L.; ELIAS, D. O. Coração Artificial: temporário e definitivo In: **Fundamentos da circulação extracorpórea**. Rio de Janeiro: Centro Editorial Alfa Rio, 2006. 774p.
- SOUZA, M.; ELIAS; D. **Fundamentos da circulação extracorpórea**. Rio de Janeiro: Centro Editorial Alfa Rio, 1995, 145p.
- TAKAMI, Y. et al. Eccentric Inlet Port of the Pivot Bearing Supported Gyro Centrifugal Pump. **Artificial Organs**, v.21, n.4, p.312-317, 1997b.

- TAKAMI, Y. et al. Material of the Double Pivot Bearing System in the Gyro C1E3 Centrifugal Pump. **Artificial Organs**, v.21, n.2, p.143-147, 1997a.
- TATSUMI, E., et al. In Vivo Evaluation of the National Cardiovascular Center Electrohydraulic Total Artificial Heart. **Artificial Organs**, v.23, n.3, p.242-248, 1999.
- TERUMO HEART, INC. News and Events. Apresenta notícias e eventos relacionados à marca Terumo. Disponível em <<http://www.ishlt.org/publications/ishltSocietyNews.asp>>. Acesso em: 19 out. 2004.
- TSUYA, T. et al. Measurement Method of Pump Flow Rate for the Magnetically Suspended Centrifugal Blood Pump. **Japan Journal of Artificial Organs**, v.26, n.1, p.98-102, 1997.
- UEBELHART, B.; ANTUNES, P.; ANDRADE, A.; BOCK, E. Coração Artificial e Dispositivos de Assistência Circulatória no Brasil e no mundo. **Revista Sinergia**, v.11, n.2, p.151-155, 2010.
- VENTRACOR. The heart Company. Apresenta avanços nas pesquisas e informações sobre os produtos da empresa. Disponível em <[http://www.ventrassist.com/product/descrip\\_cont.html](http://www.ventrassist.com/product/descrip_cont.html)>. Acesso em 19 out. 2004.
- WADA, E.; ANDRADE, A.; NICOLOSI, D.; BOCK, E.; FONSECA, J.; LEME, J.; DINKHUYSEN, J.; BISCEGLI, J. Review of the Spiral Pump performance test during cardiopulmonary bypass in 43 patients. In vivo Tests with the Auxiliary Total Artificial Heart as a left ventricular assist device in calves. In: MENEGALDO, Luciano; ORTIZ, Jayme Pinto; PAMPLONA, Djenane C. (Ed.). **ABCM Symposium Series in Bioengineering**. Rio de Janeiro: ABCM, 2007. v.1, p.107.
- WAKISAKA, Y. et al. Intrathoracic and intraabdominal wall implantation of a centrifugal blood pump for circulatory assist. **Artificial Organs**, v.22, n.6, p.493-497, 1998.
- WAMPLER, et al. In vivo evaluation of a peripheral vascular access axial flow blood pump. **American Society for Artificial Internal Organs**, v.34, p.450-454, 1988.
- YAMANE. T. et al., The pivot wash in two impeller modes for the Baylor/Miwatec centrifugal blood pump. **Artificial Organs**, v.30, n.1, p.70-77, 2006.

# APÊNDICE A: Parecer do Comitê de Ética em Pesquisas com Animais



SECRETARIA DE ESTADO DA SAÚDE  
Coordenadoria de Serviços de Saúde  
INSTITUTO "DANTE PAZZANESE" DE CARDIOLOGIA



## Parecer do Comitê de Ética em Pesquisas com Animais (CEPA)

Referente: Avaliação de Protocolo de Pesquisa Experimental

Número do Protocolo: 04/2007

Título do Projeto: AVALIAÇÃO "IN VIVO" EM BEZERROS DA BOMBA DE SANGUE CENTRÍFUGA IMPLANTADA COMO DISPOSITIVO DE ASSISTÊNCIA VENTRICULAR ESQUERDA (DAV).

Parecer:

Em reunião no dia 18 de outubro de 2007, o Comitê de Ética em Pesquisas com Animais do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia (CEPA/IDPC) analisou o Protocolo de Pesquisa: "Avaliação "In Vivo" em Bezerros da Bomba de Sangue Centrífuga Implantada como Dispositivo de Assistência Ventricular Esquerda (DAV)" e as conclusões foram as seguintes:

- O Protocolo foi aprovado sem necessidade de alterações;
- O Projeto é relevante e deverá trazer resultados importantes para a sociedade;
- O Projeto conta com apoio de importantes instituições;
- O número e tipo de animais são adequados para esta fase preliminar de estudos "In Vivo";
- Os animais serão devidamente anestesiados quando assim for necessário;
- Os animais receberão tratamentos e cuidados adequados, com participação constante de Médicos Veterinários;
- As normas para uso de animais em experimentação serão seguidas;
- A Seção de Pesquisa Veterinária e Biotério do IDPC está apta a realizar esta pesquisa.

Dr. Marcelo C. Bertolami  
CRM 26.427  
Diretor de Divisão Científica  
Instituto Dante Pazzanese  
de Cardiologia

Presidente do CEUAE/ IDPC

MARCELO C. BERTOLAMI

Nome

18/10/07

Data

## APÊNDICE B: Modelo Matemático de uma Bomba de Sangue Centrífuga

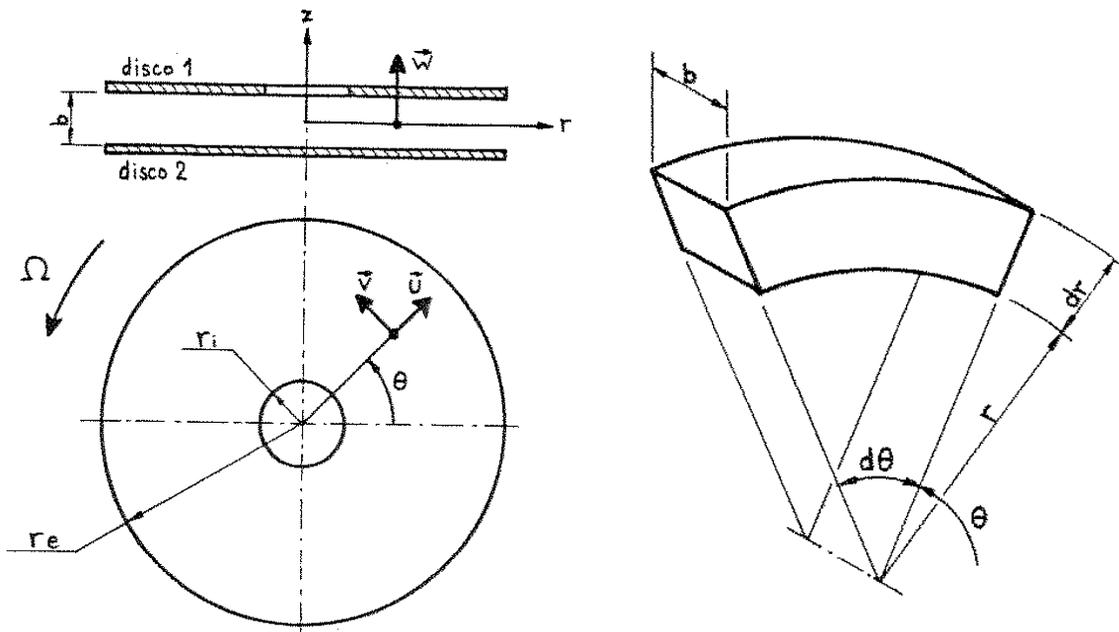
O modelo matemático utilizado e apresentado neste apêndice foi desenvolvido por Gastão Dias Motta e o Prof. Dr. Antonio Celso Fonseca de Arruda na Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Estadual de Campinas – Unicamp. Em sua dissertação de mestrado, podem ser encontrados maiores detalhes sobre o modelo citado e sua validação experimental (MOTTA, 1991).

Para o desenvolvimento do modelo, foi proposto um sistema de dois discos planos e paralelos, sendo um disco rotativo e outro estacionário. Foram descritas equações para o escoamento neste sistema obtendo um modelo parabolizado, escrito para um espaço bidimensional e passível de ser resolvido em um microcomputador para a realização de simulações numéricas.

Considerações preliminares: A análise de um escoamento tridimensional, viscoso e compressível, variável com o tempo, turbulento e com geometrias complexas é um problema que exige a resolução das equações de Euler e Navier-Stokes na sua forma mais geral, juntamente com as equações da continuidade, da energia e de estado, com as adequadas condições iniciais e de contorno. Na maioria dos casos, adotam-se condições simplificadoras e métodos numéricos bastante especializados. Diversos modelos similares tratam do escoamento de um fluido entre dois discos paralelos ambos rotativos, porém, quando o escoamento ocorre entre um disco rotativo e outro estacionário, surgem diversos outros efeitos que aumentam a complexidade da análise.

Apresentação do problema: na figura abaixo, o disco 1 gira com uma velocidade angular “ $\Omega$ ” constante, enquanto o disco 2 está imóvel e se situa a uma distância “b”. Por um orifício no centro do disco 1, o fluido é admitido continuamente. O disco rotativo, sobre o qual é aplicado um torque externo, induz (por efeito de arrasto) um movimento tangencial do fluido. Devido a um efeito centrífugo, o fluido se movimenta radialmente para a periferia adquirindo momento à medida que se distancia do centro. O fluido realiza, assim, um movimento espiralado em relação a um referencial estacionário e temos, portanto, um efeito de bombeamento. O movimento

tridimensional é analisado através das componentes da velocidade absoluta local do fluido, tomadas no sistema de coordenadas cilíndricas mostrado na figura abaixo.



Para cada posição radial, a velocidade tangencial local “v” do fluido varia axialmente, de alguma forma, de um valor igual a “ $\Omega r$ ” junto ao disco 1 até um valor nulo junto ao disco 2. A componente radial “u” da velocidade local do fluido vale zero junto a cada um dos discos e seu perfil de distribuição axial sofre distorções devido à diferença entre as velocidades angulares dos dois discos. Estando o disco 1 girando e o disco 2 parado, o efeito centrífugo sobre o fluido é preponderante nas proximidades do primeiro, aumentando assim o valor da componente radial de sua velocidade nesta região. Como compensação deste efeito, existe uma diminuição no valor desta mesma componente nas proximidades do disco estacionário.

O surgimento da componente axial “w” da velocidade local do fluido pode ser interpretado como uma consequência do comportamento das outras duas componentes tratadas acima. Para condições de regime permanente (todas as derivadas em relação a “ $\theta$ ” nulas) e de escoamento incompressível (densidade constante), o objetivo de uma análise rigorosa deste problema seria a obtenção dos valores das componentes da velocidade absoluta local do fluido nas três direções “r”, “ $\theta$ ” e “z” e do valor da pressão “p” para cada ponto do espaço abrangido pelo fluido, em função de uma série de dados de entrada. Isto se realiza através da resolução das equações de Navier-Stokes (representando a 2ª lei de Newton) na forma abaixo representada (1),

juntamente com a equação da continuidade na sua forma diferencial (2) e, ainda, com a imposição das condições de contorno adequadas. As equações (1) e (2) encontram-se expressas em coordenadas cilíndricas e o fluido possui massa específica “ $\rho$ ” e viscosidade cinemática “ $\nu$ ”.

$$\begin{aligned}
 u \frac{\partial u}{\partial r} - \frac{v^2}{r} + \omega \frac{\partial u}{\partial z} &= -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial r} + \nu(\nabla^2 u - \frac{u}{r^2}) \\
 u \frac{\partial v}{\partial r} + \frac{uv}{r} + \omega \frac{\partial v}{\partial z} &= \nu(\nabla^2 v - \frac{v}{r^2}) \\
 u \frac{\partial \omega}{\partial r} + \omega \frac{\partial \omega}{\partial z} &= -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} + \nu \nabla^2 \omega
 \end{aligned} \tag{1}$$

Onde: 
$$\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} + \frac{\partial^2}{\partial z^2}$$

E a equação da continuidade pode ser escrita como:

$$\frac{\partial u}{\partial r} + \frac{u}{r} + \frac{\partial \omega}{\partial z} = 0 \tag{2}$$

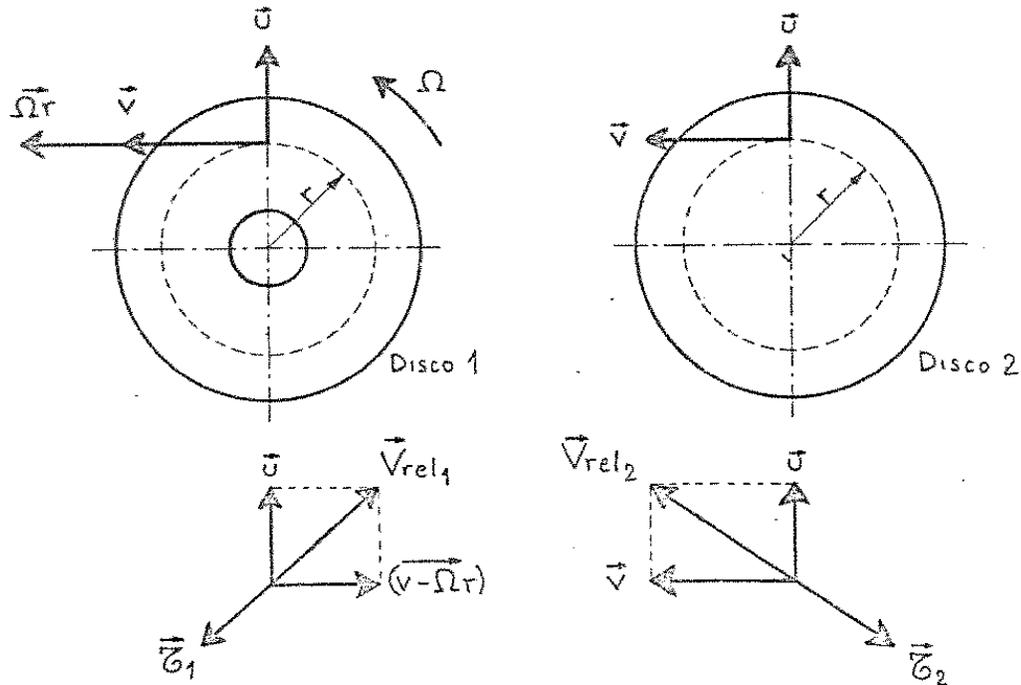
Nota-se que este é um sistema de equações diferenciais parciais não lineares de segunda ordem, cuja solução, como já citado, deve ser realizada de maneira aproximada através de artifícios de cálculo.

Hipóteses e simplificações assumidas:

- 1- O escoamento é incompressível e se dá em regime permanente.
- 2- Existe uma simetria axial no escoamento.
- 3- O fluido que escoar entre os discos é newtoniano (embora o sangue não seja um fluido newtoniano).
- 4- O fluido é continuamente admitido entre os discos através da seção de entrada ou sucção (com raio “ $r_i$ ”), com velocidade puramente radial, satisfazendo à equação da continuidade na forma integral.
- 5- O modelo não prevê o aparecimento de qualquer escoamento secundário ou reverso radial.
- 6- A dimensão radial “ $r$ ” sofre um tratamento diferencial, sendo as variáveis “ $u$ ”, “ $v$ ” e “ $p$ ” tomadas como valores médios ao longo da espessura “ $b$ ”. A componente “ $\omega$ ” da

velocidade e as derivadas em relação à dimensão axial “z” não aparecem nos cálculos devido às simplificações assumidas.

- 7- Outras hipóteses ou simplificações que se fizerem necessárias serão esclarecidas durante o decorrer das demonstrações.



Dedução das equações básicas: inicialmente, duas equações descrevem o movimento para direções radial e tangencial e uma equação de continuidade, seguidas de uma equação de energia para o cálculo do rendimento teórico da bomba.

As equações do movimento, que representam uma aplicação da 2ª Lei de Newton ao escoamento, são deduzidas a partir de uma adaptação das equações de Navier-Stokes (1). Os termos das acelerações a serem considerados, em ambas as direções (com derivadas totais) são:

$$\text{direção } r \rightarrow u \frac{du}{dr} - \frac{v^2}{r}$$

$$\text{direção } \theta \rightarrow u \frac{dv}{dr} + \frac{uv}{r}$$

Considerando o elemento infinitesimal mostrado anteriormente, as forças atuantes sobre este elemento consideradas são:

1- Forças devido o gradiente de pressão, o único termo considerado tem a seguinte expressão:

$$\text{direção } r \rightarrow -\frac{dp}{dr} b.r.d\theta.dr$$

2- Forças de atrito entre os discos e o elemento fluido. Estas forças são devidas às tensões de cisalhamento aparentes (tratadas como grandezas vetoriais), que incluem os efeitos viscosos e turbulentos (viscosidade turbilhonar).

3- São desprezadas forças de campo atuante, como a gravidade, por serem consideradas de menor importância.

4- As expressões das forças de atrito são determinadas através das tensões de cisalhamento  $\vec{\tau}_1$  ou  $\vec{\tau}_2$  assumindo mesma direção e sentido oposto aos da velocidade de escoamento do fluido em relação ao disco.

Se  $\vec{i}_r$  e  $\vec{i}_\theta$  os versores das direções radial e tangencial, respectivamente, as expressões vetoriais das velocidades de escoamento do fluido relativas a cada disco são:

$$\vec{v}_{rel1} = u\vec{i}_r + (v - \Omega r)\vec{i}_\theta \quad (3)$$

$$\vec{v}_{rel2} = u\vec{i}_r + v\vec{i}_\theta$$

Os módulos dessas velocidades relativas podem ser calculados:

$$|\vec{v}_{rel1}| = [u^2 + (v - \Omega r)^2]^{1/2} \quad (4)$$

$$|\vec{v}_{rel2}| = (u^2 + v^2)^{1/2}$$

Assim, calculam-se os módulos das projeções radiais e tangenciais das tensões de cisalhamento  $\vec{\tau}_1$  e  $\vec{\tau}_2$ .

$$\tau_{1r} = \tau_1 \frac{u}{v_{rel1}} \quad \tau_{1\theta} = \tau_1 \frac{(\Omega r - v)}{v_{rel1}} \quad (5)$$

$$\tau_{2r} = \tau_2 \frac{u}{v_{rel2}} \quad \tau_{2\theta} = \tau_2 \frac{v}{v_{rel2}}$$

Portanto, a segunda lei de Newton aplicada ao elemento fluido (de massa  $\rho \cdot b \cdot r \cdot d\theta \cdot dr$ ) para as direções  $r$  e  $\theta$ , fornece:

$$dir.r \rightarrow \rho b r d\theta dr \left( u \frac{du}{dr} - \frac{v^2}{r} \right) = -\frac{dp}{dr} b r d\theta dr - (\tau_{1r} + \tau_{2r}) r d\theta dr$$

$$dir.\theta \rightarrow \rho b r d\theta dr \left( u \frac{dv}{dr} - \frac{uv}{r} \right) = (\tau_{1\theta} + \tau_{2\theta}) r d\theta dr$$

Simplificando:

$$dir.r \rightarrow u \frac{du}{dr} - \frac{v^2}{r} = -\frac{1}{\rho} \frac{dp}{dr} - \frac{\tau_{1r} + \tau_{2r}}{\rho b} \quad (6)$$

$$dir.\theta \rightarrow u \frac{dv}{dr} - \frac{uv}{r} = \frac{\tau_{1\theta} + \tau_{2\theta}}{\rho b} \quad (7)$$

Para interpretarmos fisicamente como o modelo prevê a variação da pressão em função do raio, a equação (6) é escrita sob a forma:

$$\frac{1}{\rho} \frac{dp}{dr} = \frac{v^2}{r} - u \frac{du}{dr} - \frac{\tau_{1r} + \tau_{2r}}{\rho b}$$

No lado direito da igualdade acima, temos três termos que afetam a distribuição radial da pressão:

- 1- O primeiro termo representa a aceleração centrífuga, tendendo a incrementar a pressão com o aumento do raio.
- 2- O segundo termo representa a aceleração convectiva, tendendo a incrementar a pressão com o aumento do raio (veremos que o sinal da derivada envolvida é negativo).
- 3- O terceiro termo traduz uma resistência ao escoamento na direção radial, contrapondo-se ao efeito dos outros dois termos.

## **APÊNDICE C: Trabalhos publicados, artigos em revistas e anais de eventos**

### **Capítulos em Livros**

“Magnetic Suspension of the rotor of a Ventricular Assistance Device of mixed flow type – hall sensor for rotor position sensing” ANTUNES, P.; MELLO, O.; BOCK, E.; ANDRADE, A.; SILVA, I.; HORIKAWA, O. <<http://www.abcm.org.br/symposiumSeries/index.shtml>>. ABCM Symposium Series in Mechatronics. Vol. 4, 2010. ISBN 978-85-85769-38-3.

“Study on a magnet suspension of the rotor of an artificial heart” HORIKAWA, O.; ANDRADE, A.; BOCK, E.; SILVA, I.; LEE, ANA.; FERNANDES, C. <[http://www.abcm.org.br/symposiumSeries/SSM\\_Vol3/Section\\_IV\\_Sensors\\_and\\_Actuators/SSM3\\_IV\\_11.pdf](http://www.abcm.org.br/symposiumSeries/SSM_Vol3/Section_IV_Sensors_and_Actuators/SSM3_IV_11.pdf)>. ABCM Symposium Series in Bioengineering. Vol. 3, pp. 562-570, 2007. ISBN 978-85-85769-38-3.

“A new concept of centrifugal blood pump using pivot bearing system: the conversion of the Spiral Pump inlet port” BOCK, E.; ANDRADE, A.; WADA, E.; FONSECA, J.; LEME, J.; NICOLSI, D.; BISCEGLI, J.; ARRUDA, A.C. <[http://www.abcm.org.br/symposiumSeries/SSB\\_Vol1/Papers/SSB\\_I\\_paper12.pdf](http://www.abcm.org.br/symposiumSeries/SSB_Vol1/Papers/SSB_I_paper12.pdf)>. ABCM Symposium Series in Bioengineering. Vol. 1, I. 09, 2007. ISBN 978-85-85769-33-8.

“In vivo Tests with the Auxiliary Total Artificial Heart as a left ventricular assist device in calves” FONSECA, J.; ANDRADE, A.; BOCK, E.; LEME, J.; DINKHUYSEN, J.; PAULISTA, P.; MANRIQUE, R.; VALENTE, P.; NICOLSI, D.; BISCEGLI, J. <[http://www.abcm.org.br/symposiumSeries/SSB\\_Vol1/Papers/SSB\\_I\\_paper11.pdf](http://www.abcm.org.br/symposiumSeries/SSB_Vol1/Papers/SSB_I_paper11.pdf)>. ABCM Symposium Series in Bioengineering. Vol. 1, I. 08, 2007. ISBN 978-85-85769-33-8.

“Review of the Spiral Pump performance test during cardiopulmonary bypass in 43 patients” WADA, E.; ANDRADE, A.; NICOLSI, D.; BOCK, E.; FONSECA, J.; LEME, J.; DINKHUYSEN, J.; BISCEGLI, J. <[http://www.abcm.org.br/symposiumSeries/SSB\\_Vol1/Papers/SSB\\_I\\_paper10.pdf](http://www.abcm.org.br/symposiumSeries/SSB_Vol1/Papers/SSB_I_paper10.pdf)>. ABCM Symposium Series in Bioengineering. Vol. 1, I. 07, 2007. ISBN 978-85-85769-33-8.

### **Publicações em Periódicos**

“Coração Artificial e Dispositivos de Assistência Circulatória no Brasil e no mundo” UEBELHART, B.; ANTUNES, P.; ANDRADE, A.; BOCK, E. Revista Sinergia 11(2):151-155, 2010. ISSN 2177-451X.

“Introductory tests to In Vivo evaluation: Magnetic Coupling Influence in motor controller” BOCK, E.; ANDRADE, A.; ARRUDA, C.; DINKHUYSEN, J.; FONSECA, J.; LEME, J.; UTIYAMA, B.; LEO, T.; ANTUNES, P.; SUGITA, Y.; MOTOMURA, T.; NOSÉ, Y. ASAIO Journal 56(2):128, mar./abr. 2010. DOI: 10.1097/01.mat.0000369378.72745.49. ISSN 1058-2916.

“Pressure versus volume loop assessment for a physical cardiovascular simulator system” FONSECA, J.; ANDRADE, A.; LEGENDRE, D.; LEME, J.; BOCK, E.; SILVA, B.;

NICOLOSI, D.; BISCEGLI, J.; LUCCHI, J. *ASAIO Journal* 56(2):126, mar./abr. 2010. DOI: 10.1097/01.mat.0000369378.72745.49. ISSN 1058-2916.

“Auxiliary Artificial Heart Endurance Test with a Mock Circulation Loop System”. SILVA, B.; FONSECA, J.; LEME, J.; BOCK, E.; ANTUNES, P.; BISCEGLI, J.; ANDRADE, A.; SUZUKI, C. *ASAIO Journal* 56(2):121, mar./abr. 2010. DOI: 10.1097/01.mat.0000369378.72745.49. ISSN 1058-2916.

“Feasibility Evaluation of an Actuator for Implantable Centrifugal Blood Pump” BOCK, E. ; ANDRADE, A.; ARRUDA, A.C.; FONSECA, J.; LEME, J.; ANTUNES, A.; CHABU, I.; NOSÉ, Y. *ASAIO Journal* 55(2)161:158-176, mar./abr. 2009. DOI: 10.1097/01.mat.0000347295.12655.84. ISSN 1058-2916.

“Magnetic Suspension of the Rotor of a Ventricular Assistance Device of Mixed Flow Type - Sensor Hall for Rotor Position Sensing” ANTUNES, P.; HORIKAWA, O.; BOCK, E. ; ANDRADE, A. *ASAIO Journal* 55(2) 161:158-176, mar./abr. 2009. DOI: 10.1097/01.mat.0000347295.12655.84. ISSN 1058-2916.

“Magnetic Suspension of the Rotor of a Ventricular Assistance Device of Mixed Flow Type - Stiffness Improvement” SILVA, I.; ANTUNES, P.; ANDRADE, A.; BOCK, E.; HORIKAWA, O. *ASAIO Journal* 55(2)159:158-176, mar./abr. 2009. DOI: 10.1097/01.mat.0000347295.12655.84. ISSN 1058-2916.

“In Vitro Comparative Analysis Between In Series and In Parallel Cannulations for Ventricular Assist Device” LEGENDRE, D.; FONSECA, J.; LEME, J.; BOCK, E.; ANDRADE, A.; BISCEGLI, J.; ORTIZ, J. *ASAIO Journal* 55(2)172:158-176, mar./abr. 2009. DOI: 10.1097/01.mat.000034 7295.12655.84. ISSN 1058-2916.

“New Centrifugal Blood Pump With Dual Impeller and Double Pivot Bearing System: Wear Evaluation in Bearing System, Performance Tests, and Preliminary Hemolysis Tests” BOCK, E.; RIBEIRO, A.; SILVA, M.; ANTUNES, P.; FONSECA, J.; LEGENDRE, D.; LEME, J.; ARRUDA, C.; BISCEGLI, J.; NICOLOSI, D.; ANDRADE, A. *Artificial Organs* 32(4):329–333, 2008. DOI: 10.1111/j.1525-1594.2008.00550.x EISSN: 15251594. ISSN: 0160564X.

“Magnetic Suspension of the Rotor of a Ventricular Assist Device of Mixed Flow Type” HORIKAWA, O.; ANDRADE, A.; SILVA, I.; BOCK, E. *Artificial Organs* 32(4):334–341, 2008. DOI: 10.1111/j.1525-1594.2008.00551.x EISSN: 15251594. ISSN: 0160564X.

“Computational Fluid Dynamics Investigation of a Centrifugal Blood Pump” LEGENDRE, D.; ANTUNES, P.; BOCK, E.; ANDRADE, A.; BISCEGLI, J.; ORTIZ, J. *Artificial Organs* 32(4):342–348, 2008. DOI: 10.1111/j.1525-1594.2008.00552.x EISSN: 15251594. ISSN: 0160564X.

“A New Technique to Control Brushless Motor for Blood Pump Application” FONSECA, J.; ANDRADE, A.; NICOLOSI, D.; BISCEGLI, J.; LEGENDRE, D.; BOCK, E.; LUCCHI, J. *Artificial Organs* 32(4):355–359, 2008. DOI 10.1111/j.1525-1594.2008.00554.x EISSN: 15251594. ISSN: 0160564X.

“Hydrodynamic characteristics applied in determination of the new inlet port’s angle from a Centrifugal Blood Pump” BOCK, E.; ANDRADE, A.; NICOLOSI, D.; BISCEGLI, J.; FONSECA, J.; ARRUDA, A. C. *ASAIO Journal* 52 (2):63A, mar./abr. 2006. ISSN: 1058-2916.

“Blood coagulation time control, during In Vivo tests with the Auxiliary Total Artificial Heart (ATAH) implanted in calves as Left Ventricle Assist Device” ANDRADE, A.; NICOLOSI, D.; BISCEGLI, J.; BOCK, E.; FONSECA, J. ASAIO Journal 52(2):63A, mar./abr. 2006. ISSN: 1058-2916.

“An implantable electronic system with Fuzzy Control used in Auxiliary Total Artificial Heart” BRONZERI, R.; NICOLOSI, D.; FONSECA, J.; ANDRADE, A.; LUCCHI, J.; BOCK, E.; BISCEGLI, J.; JATENE, A. D. ASAIO Journal 52(2):63A, mar./abr. 2006. ISSN: 1058-2916.

“Os efeitos deletérios da microembolia gasosa x particulados em cirurgia cardíaca com circulação extracorpórea”. ANDRADE, A.; BISCEGLI, J.; PICCINI, B. ; MANRIQUE, R. ; BOCK, E. Revista: Laes e Haes – 26 (152): 112-8, dez. 2004.

“Microembolia durante a circulação extracorpórea em cirurgia cardíaca: análise causal e suas repercussões clínicas”. BISCEGLI, J.; VAMPPEL, F.; ANDRADE, A.; PICCINI, B. ; MANRIQUE, R.; BOCK, E. Revista Latino Americana de Tecnologia Extracorpórea XI, 3, 2004.

### **Trabalhos em Eventos**

“Prototipagem rápida para ensaios ‘In Vitro’ de uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável”. UEBELHART, B.; SILVA, L.A.; ANTUNES, P.; ANDRADE, A.; BOCK, E. In: I Congresso de Iniciação Científica e Tecnológica do Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia de São Paulo, Guarulhos, 10 a 11 de novembro de 2010. ISSN 2178-9959.

‘In Vivo’ anatomical studies of left ventricular assistance with implantable centrifugal blood pump – ICBP. BOCK, E.; ANTUNES, P.; LEÃO, T.; UEBELHART, B.; FONSECA, J.; LEME, J.; UTIYAMA, B.; SILVA, C.; DINKHUYSEN, J.; BISCEGLI, J.; ANDRADE, A.; ARRUDA, A.C. In: 6º Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Gramado, 17 a 20 de agosto de 2010.

“Mixed flow type ventricular assistance device with magnetic suspension – new strategies for using hall sensor for rotor position sensing” ANTUNES, P.; BOCK, E.; ANDRADE, A.; SILVA, I.; HORIKAWA, O. In: 6º Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Gramado, 17 a 20 de agosto de 2010.

“Determinação estática da carga axial no acoplamento magnético da bomba centrífuga implantável com o atuador eletromecânico” LEÃO, T.; CAMPO, A.; ANDRADE, A.; ANTUNES, P.; CHABU, I.; BOCK, E. In: 6º Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Gramado, 17 a 20 de agosto de 2010.

“Estudo de protótipos de bomba de sangue centrífuga implantável confeccionados por prototipagem rápida” UEBELHART, B.; BOCK, E.; ANTUNES, P.; FONSECA, J.; LEME, J.; SILVA, B.; SILVA, C.; BISCEGLI, J.; CARDOSO, J.; ANDRADE, A. In: 6º Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Gramado, 17 a 20 de agosto de 2010.

“Mancais magnéticos híbridos com controle uni-axial para dispositivos de assistência ventricular: núcleo híbrido e circuito magnético fechado” SILVA, I.; HORIKAWA, O.; CARDOSO, J.; CAMARGO, F.; ANDRADE, A.; BOCK, E. In: 6º Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Gramado, 17 a 20 de agosto de 2010.

“Projeto, desenvolvimento e ensaios “in vitro” de modelo de bomba de sangue para circulação extracorpórea - bomba espiral” LEME, J.; FONSECA, J.; BOCK, E.; SILVA, C.; UTIYAMA, B.; SANTOS, A.; DINKHUYSEN, J.; ANDRADE, A.; ZAVAGLIA, C.; BISCEGLI, J. In: 6º Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Gramado, 17 a 20 de agosto de 2010.

“Ensaio de durabilidade com o coração artificial auxiliar utilizando sistema para simulação da pré e pós-carga” UTIYAMA, B.; LEME, J.; BOCK, E.; SILVA, C.; FONSECA, J.; BISCEGLI, J.; SUZUKI, C.; ANDRADE, A. In: 6º Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Gramado, 17 a 20 de agosto de 2010.

“Novo protocolo de estudo experimental da aplicação paracorpórea de um ventrículo artificial eletromecânico pulsátil” SILVA, C.; UTIYAMA, B.; LEME, J.; FONSECA, J.; BOCK, E.; DINKHUYSEN, J.; VALENTE, P.; BONAGURA, G.; BISCEGLI, J.; ANDRADE, A. In: 6º Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Gramado, 17 a 20 de agosto de 2010.

“Introductory tests to In Vivo evaluation: Magnetic Coupling Influence in motor controller” BOCK, E.; ANDRADE, A.; ARRUDA, C.; DINKHUYSEN, J.; FONSECA, J.; LEME, J.; UTIYAMA, B.; LEAO, T.; ANTUNES, P.; SUGITA, Y.; MOTOMURA, T.; NOSÉ, Y. In: 56th ASAIO Annual Conference, American Society for Artificial Internal Organs, Baltimore, Maryland, Estados Unidos, 27 a 29 de maio de 2010.

“Pressure versus volume loop assessment for a physical cardiovascular simulator system” FONSECA, J.; ANDRADE, A.; LEGENDRE, D.; LEME, J.; BOCK, E.; SILVA, B.; NICOLOSI, D.; BISCEGLI, J.; LUCCHI, J. In: 56th ASAIO Annual Conference, American Society for Artificial Internal Organs, Baltimore, Maryland, Estados Unidos, 27 a 29 de maio de 2010.

“Auxiliary Artificial Heart Endurance Test with a Mock Circulation Loop System”. SILVA, B.; FONSECA, J.; LEME, J.; BOCK, E.; ANTUNES, P.; BISCEGLI, J.; ANDRADE, A.; SUZUKI, C. In: 56th ASAIO Annual Conference, American Society for Artificial Internal Organs, Baltimore, Maryland, Estados Unidos, 27 a 29 de maio de 2010.

“Desenvolvimento do Rotor e de Mancais de alta durabilidade da bomba de sangue centrífuga implantável: testes de desempenho in vitro” BOCK, E.; UEBELHART, B.; LEÃO, T.; ANTUNES, P.; FONSECA, J.; LEME, J.; UTIYAMA, B.; SILVA, C.; ANDRADE, A.; ARRUDA, A.C. In: 1º Encontro sobre Sistemas Propulsores Eletromagnéticos Implantáveis para Dispositivos de Assistência Circulatória Sanguínea Uni e Biventricular ou Coração Artificial, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 29 de abril de 2010.

“Desenvolvimento do Mancal Magnético da bomba de sangue centrífuga implantável” HORIKAWA, O.; SILVA, I.; CARDOSO, J.R.; LEBENSZTAJN, L.; ANDRADE, A.; BOCK, E.; CAMARGO, F.; MELO, O.; ANTUNES, P. In: 1º Encontro sobre Sistemas Propulsores Eletromagnéticos Implantáveis para Dispositivos de Assistência Circulatória Sanguínea Uni e Biventricular ou Coração Artificial, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 29 de abril de 2010.

“Desenvolvimento do Controlador e da lógica de controle do motor da bomba de sangue centrífuga implantável” LEÃO, T.; ANTUNES, P.; CHABU, I.; FONSECA, J.; ANDRADE, A.; CAMPO, A.; BOCK, E. In: 1º Encontro sobre Sistemas Propulsores Eletromagnéticos

Implantáveis para Dispositivos de Assistência Circulatória Sanguínea Uni e Biventricular ou Coração Artificial, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 29 de abril de 2010.

“Desenvolvimento das Técnicas de implante e testes de desempenho e testes “in vivo” do sistema completo da bomba de sangue centrífuga implantável” DINKHUYSEN, J.; BOCK, E.; ANTUNES, P.; VALENTE, P.; NICOLOSI, D.; BISCEGLI, J.; ANDRADE, A. In: 1º Encontro sobre Sistemas Propulsores Eletromagnéticos Implantáveis para Dispositivos de Assistência Circulatória Sanguínea Uni e Biventricular ou Coração Artificial, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 29 de abril de 2010.

“Development of an Implantable Ventricular Assist Device - Brazilian Experience” HORIKAWA, O.; CARDOSO, J.R.; SARTORI, C.A.F.; SILVA, V.C.; LEBENSZTAJN, L.; CHABU, I. E.; ANDRADE, A.; BOCK, E. In: III EHE - International Conference on Electromagnetic Fields, Health and the Environment. Invited Paper. Session IS03. Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 17 a 19 de novembro de 2009.

“Magnetic suspension of the rotor of a ventricular assistance device of mixed flow type - hall sensor for rotor position sensing” ANTUNES, P.; MELLO, O.; ANDRADE, A.; BOCK, E.; SILVA, I.; HORIKAWA, O. In: 20th COBEM – International Congress of Mechanical Engineering, ABCM - Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Universidade Federal do Rio Grande do Sul - UFRGS, Gramado, 15 a 20 de novembro de 2009. ISSN 21765480.

“Blood pump performance evaluation for cardiopulmonary bypass” LEME, J.; FONSECA, J.; BOCK, E.; SANTOS, A.; DINKHUYSEN, J.; BISCEGLI, J.; ANDRADE, A.; ZAVAGLIA, C. In: 20th COBEM – International Congress of Mechanical Engineering, ABCM - Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Universidade Federal do Rio Grande do Sul - UFRGS, Gramado, 15 a 20 de novembro de 2009. ISSN 21765480.

“An electromechanical pumping system for the cardiovascular simulator” FONSECA, J.; ANDRADE, A.; LEGENDRE, D.; BOCK, E.; LEME, J.; BISCEGLI, J.; LUCCHI, J. In: 20th COBEM – International Congress of Mechanical Engineering, ABCM - Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Universidade Federal do Rio Grande do Sul - UFRGS, Gramado, 15 a 20 de novembro de 2009. ISSN 21765480.

“Magnetic suspension of the rotor of an artificial heart – improvements in the radial stiffness” CAMARGO, F.A.; HORIKAWA, O.; SILVA, I.; ANDRADE, A.; ANTUNES, P.; BOCK, E. In: 20th COBEM – International Congress of Mechanical Engineering, ABCM - Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Universidade Federal do Rio Grande do Sul - UFRGS, Gramado, 15 a 20 de novembro de 2009. ISSN 21765480.

“Definição da topologia do motor para acionamento da Bomba Centrífuga Implantável” BOCK, E. In: XV Simpósio Multidisciplinar da Universidade São Judas Tadeu, São Paulo, 18 a 25 de setembro de 2009.

“Feasibility Evaluation of an Actuator for Implantable Centrifugal Blood Pump” BOCK, E.; ANDRADE, A.; ARRUDA, A.C.; FONSECA, J.; LEME, J.; ANTUNES, A.; CHABU, I.; NOSÉ, Y. In: 55th ASAIO-IFAO Annual Conference, American Society for Artificial Internal Organs, International Federation for Artificial Organs, Dallas, 28 a 30 de maio de 2009.

“Magnetic Suspension of the Rotor of a Ventricular Assistance Device of Mixed Flow Type - Sensor Hall for Rotor Position Sensing” ANTUNES, P.; HORIKAWA, O.; BOCK, E.; ANDRADE, A. In: 55th ASAIO-IFAO Annual Conference, American Society for Artificial Internal Organs, International Federation for Artificial Organs, Dallas, 28 a 30 de maio de 2009.

“Magnetic Suspension of the Rotor of a Ventricular Assistance Device of Mixed Flow Type - Stiffness Improvement” SILVA, I.; ANTUNES, P.; ANDRADE, A.; BOCK, E.; HORIKAWA, O. In: 55th ASAIO-IFAO Annual Conference, American Society for Artificial Internal Organs, International Federation for Artificial Organs, Dallas, 28 a 30 de maio de 2009.

“In Vitro Comparative Analysis Between In Series and In Parallel Cannulations for Ventricular Assist Device” LEGENDRE, D.; FONSECA, J.; LEME, J.; BOCK, E.; ANDRADE, A.; BISCEGLI, J.; ORTIZ, J. In: 55th ASAIO-IFAO Annual Conference, American Society for Artificial Internal Organs, International Federation for Artificial Organs, Dallas, 28 a 30 de maio de 2009.

“Suporte para acoplamento magnético e medição de características mecânicas de um atuador utilizado em Dispositivos de Assistência Ventricular” BOCK, E.; CHABU, I.; CARDOSO, J.R.; LEÃO, T.; ANTUNES, P.; UTIYAMA, B.; FONSECA, J.; LEME, J.; LEGENDRE, D.; BISCEGLI, J.; ANDRADE, A.; ARRUDA, A.C. In: 2º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica, ABCM - Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 06 a 08 de maio de 2009.

“Medição de posição de rotor em mancal magnético com controle uniaxial para um dispositivo de assistência ventricular” ANTUNES, P.; BOCK, E.; YAMAMOTO, R.; FINOTTO, V.; SILVA, I.; ANDRADE, A.; HORIKAWA, O. In: 2º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica, ABCM - Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 06 a 08 de maio de 2009.

“Desempenho “In Vitro” do atuador eletromecânico da bomba de sangue centrífuga implantável” LEÃO T.; FONSECA, J.; ANDRADE, A.; BOCK, E. In: 2º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica, ABCM - Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 06 a 08 de maio de 2009.

“Simulação computacional em aneurisma de aorta abdominal obtido por tomografia” LEGENDRE, D.; FONSECA, J.; LEME, J.; BOCK, E.; ORTIZ, J.; ANDRADE, A. In: 2º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica, ABCM - Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 06 a 08 de maio de 2009.

“Simulador Físico do Sistema Cardiovascular controlado por Microcomputador” FONSECA, J.; LEGENDRE, D.; ANDRADE, A.; BOCK, E.; LEME, J.; BISCEGLI, J.; LUCCHI, J. In: 2º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica, ABCM - Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 06 a 08 de maio de 2009.

“Determinação da Curva Hidrodinâmica de um Protótipo de Bomba Centrífuga para Circulação Extracorpórea” LEME, J.; GARCIA, P.; BOCK, E.; FONSECA, J.; LEGENDRE, D.; SANTOS, A.; DINKHUYSEN, J.; ANDRADE, A.; BISCEGLI, J. In: 2º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica, ABCM - Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 06 a 08 de maio de 2009.

“Desempenho hidrodinâmico de uma bomba centrífuga feita por prototipagem rápida” GARCIA, P.; POLANCZYK, M.; UTIYAMA, B.; OBAMA, A.; LEME, J.; FONSECA, J.; BOCK, E.; LEGENDRE, D.; BISCEGLI, J.; ANDRADE, A. In: 10º Congresso de Tecnologia e Simpósio de Iniciação Científica e Tecnológica - FATEC-SP. Faculdade de Tecnologia de São Paulo - Centro Estadual de Educação Tecnológica Paula Souza, São Paulo, 13 a 17 de outubro de 2008.

“Análise “in vitro” do funcionamento de um dispositivo semi-implantável para infusão venosa de drogas em terapias de longo prazo” UTIYAMA, B.; ANTUNES, P.; OBAMA, A.; POLANCZYK, M.; GARCIA, P.; BOCK, E.; LEGENDRE, D.; FONSECA, J.; PIRES, M.; ANDRADE, A. In: 10º Congresso de Tecnologia e Simpósio de Iniciação Científica e Tecnológica - FATEC-SP. Faculdade de Tecnologia de São Paulo - Centro Estadual de Educação Tecnológica Paula Souza, São Paulo, 13 a 17 de outubro de 2008.

“Termômetro digital para controle da temperatura durante circulação extracorpórea” POLANCZYK, M.; OBAMA, A.; UTIYAMA, B.; GARCIA, P.; LEME, J.; FONSECA, J.; LEGENDRE, D.; BOCK, E.; ANDRADE, A.; BISCEGLI, J. In: 10º Congresso de Tecnologia e Simpósio de Iniciação Científica e Tecnológica - FATEC-SP. Faculdade de Tecnologia de São Paulo - Centro Estadual de Educação Tecnológica Paula Souza, São Paulo, 13 a 17 de outubro de 2008.

“Avanços no desenvolvimento de protótipos: atuador eletromecânico e bomba centrífuga implantável em titânio” BOCK, E. In: XIV Simpósio Multidisciplinar da Universidade São Judas Tadeu, São Paulo, 19 a 26 de setembro de 2008.

“Teste de desempenho fluidodinâmico da Bomba Centrífuga Implantável em funcionamento com sistemas de fluxo pulsátil” BOCK, E.; LEME, J.; FONSECA, J.; ANTUNES, P.; LEGENDRE, D.; SILVA, B.; LEÃO, T.; BISCEGLI, J.; NICOLosi, D.; CARDOSO J.; ARRUDA, C.; ANDRADE, A. In: 5º Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Ouro Preto, 22 a 25 de junho de 2008.

“Últimos avanços nos Dispositivos de Assistência Ventricular Brasileiros” ANDRADE, A.; LEME, J.; FONSECA, J.; BOCK, E.; LEGENDRE, D.; NICOLosi, D.; BISCEGLI, J.; DINKHUYSEN, J. In: 5º Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Ouro Preto, 22 a 25 de junho de 2008.

“Dispositivo semi-implantável para infusão venosa de drogas em terapias de longo prazo” SILVA, B.; ALBUQUERQUE, M.; BOCK, E.; FONSECA, J.; LEGENDRE, D.; LEME, J.; ANDRADE, A. In: 5º Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Ouro Preto, 22 a 25 de junho de 2008.

“Evolução do Coração Artificial Auxiliar” LEME, J.; FONSECA, J.; LEGENDRE, D.; BOCK, E.; SILVA, G.; DINKHUYSEN, J.; NICOLosi, D.; BISCEGLI, J.; ANDRADE, A. In: 5º Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Ouro Preto, 22 a 25 de junho de 2008.

“Análise comparativa “In Vitro” das configurações série e paralela do Dispositivo de Assistência Ventricular” FONSECA, J.; LEGENDRE, D.; LEME, J.; BOCK, E.; FELIPINI, C.; NICOLosi, D.; LUCCHI, J.; ANDRADE, A.; BISCEGLI, J. In: 5º Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Ouro Preto, 22 a 25 de junho de 2008.

“Dinâmica dos Fluidos Computacional em modelo de aneurisma de aorta infra-renal obtido por Tomografia Computadorizada ‘Multi Slice’” LEGENDRE, D.; FONSECA, J.; BESSA, K.; PRAKASAN, A.; BOCK, E.; LEME, J.; BISCEGLI, J.; ORTIZ, J.; ANDRADE, A. In: 5º Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Ouro Preto, 22 a 25 de junho de 2008.

“Estudo de acionamento “sensorless” de atuador eletromecânico para Bomba Centrífuga Implantável” LEÃO, T.; CAVALCANTE, C.; FONSECA, J.; ANDRADE, A.; BISCEGLI, J.; BOCK, E. In: 5º Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Ouro Preto, 22 a 25 de junho de 2008.

“Study on a magnetic suspension of the rotor of an artificial heart” HORIKAWA, O.; ANDRADE, A.; BOCK, E.; SILVA, I.; LEE, A.; FERNANDES, C. In: 19th COBEM – International Congress of Mechanical Engineering, ABCM - Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Universidade de Brasília - UnB, Brasília, 05 a 09 de novembro de 2007.

“Normalized index of hemolysis evaluation of an implantable centrifugal blood pump for long term ventricular assistance” BOCK, E.; ANTUNES, P.; LEME, J.; LEGENDRE, D.; FONSECA, J.; BISCEGLI, J.; NICOLSI, D.; GENTILE, G.; ANDRADE, A.; ARRUDA, A. In: 19th COBEM – International Congress of Mechanical Engineering, ABCM - Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Universidade de Brasília - UnB, Brasília, 05 a 09 de novembro de 2007.

“Failure and reliability analysis of a left ventricle assist device (LVAD)” FONSECA, J. W.; LEME, J.; LEGENDRE, D.; BISCEGLI, J. F.; NICOLSI, D. E.; ANDRADE, A. J.; LUCCHI, J.; BOCK, E. In: 19th COBEM – International Congress of Mechanical Engineering, ABCM - Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Universidade de Brasília - UnB, Brasília, 05 a 09 de novembro de 2007.

“Técnicas para a avaliação da confiabilidade de um Dispositivo de Assistência Ventricular” GENTILE, G.; FONSECA, J.; ANTUNES, P.; LEME, J.; BOCK, E.; BISCEGLI, J.; ANDRADE, A. In: 9º Congresso de Tecnologia e Simpósio de Iniciação Científica e Tecnológica - FATEC-SP. Faculdade de Tecnologia de São Paulo - Centro Estadual de Educação Tecnológica Paula Souza, São Paulo, 02 e 03 de outubro de 2007.

“Estudo de hemocompatibilidade de um Poliuretano de origem vegetal” ANTUNES, P.; GENTILE, G.; BOCK, E.; MANRIQUE, R.; VACCIOLI, K.; DEMARQUETTE, N.; NETO, S.; CHIERICE, G.; LEGENDRE, D.; BISCEGLI, J.; ANDRADE, A. In: 9º Congresso de Tecnologia e Simpósio de Iniciação Científica e Tecnológica - FATEC-SP. Faculdade de Tecnologia de São Paulo - Centro Estadual de Educação Tecnológica Paula Souza, São Paulo, 02 e 03 de outubro de 2007.

“O atual estágio de desenvolvimento de Dispositivos de Assistência Ventricular dentro do núcleo de Bioengenharia da Universidade São Judas Tadeu” BOCK, E. In: XIII Simpósio Multidisciplinar da Universidade São Judas Tadeu, São Paulo, 22 a 28 de setembro de 2007.

“Determinação de raio em acoplamento magnético através de testes hidrodinâmicos em uma nova bomba de sangue centrífuga implantável de mancais cerâmicos” BOCK, E.; HANSEN, E.; OKAHISA, T.; SUDA, Y.; MOTOMURA, T.; BRESSIANI, J.C.; GENOVA, L.; FONSECA, J.; LEGENDRE, D.; ANTUNES, P.; ANDRADE, A.; ARRUDA, A.C.; NOSÉ, Y. In: 17º CBECiMat – Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciências dos Materiais – IPEN Instituto de

Pesquisas Energéticas e Nucleares, Associação Brasileira de Cerâmicas, Associação Brasileira de Metalurgia e Materiais e Associação Brasileira de Polímeros, Foz do Iguaçu, 15 a 19 de novembro de 2006. ISBN 978-85-60238-01-9.

“Estudos para o desenvolvimento de um novo dispositivo de assistência ventricular, uma bomba centrífuga implantável” RIBEIRO, A.; WADA, E.; BOCK, E.; SILVA, M.; ANTUNES, P.; ARRUDA, A.; LEAL, E.; GENOVA, L.; BISCEGLI, J.; ANDRADE, A. In: 8º Congresso de Tecnologia e Simpósio de Iniciação Científica e Tecnológica da FATEC-SP. Faculdade de Tecnologia de São Paulo - Centro Estadual de Educação Tecnológica Paula Souza, São Paulo, 17 a 20 de outubro de 2006. ISSN 1518-9082.

“Two-years endurance and performance tests of Gyro Centrifugal Blood Pump” IGO, S.; HANSEN, E.; BOCK, E.; MOTOMURA, T.; OKAHISA, T.; SUDA, Y.; NOSÉ, Y. In: 14th Congress of International Society for Rotary Blood Pumps, Leuven, 31 de agosto a 02 de setembro de 2006.

“Estudo para Aplicação de Mancal Magnético em Dispositivo de Assistência Ventricular” HORIKAWA, O.; ANDRADE, A.; SILVA, I.; BOCK, E. In: 4º Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Caxambu, 08 a 11 de agosto de 2006.

“Computational Fluid Dynamics Investigation of a Centrifugal Blood Pump” LEGENDRE, D.; BOCK, E.; ANDRADE, A.; ANTUNES, P.; BISCEGLI, J.; ORTIZ, J. In: 4º Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Caxambu, 08 a 11 de agosto de 2006.

“Bomba Centrífuga Implantável com Apoios Cerâmicos para Assistência Ventricular” RIBEIRO, A.; SILVA, M.; WADA, E.; ANDRADE, A.; ARRUDA, C.; LEAL, E.; GENOVA, L.; BISCEGLI, J.; BOCK, E. In: 4º Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, Caxambu, 08 a 11 de agosto de 2006.

“In Vitro Endurance and Performance Verification of the Gyro Centrifugal Blood Pump System” HANSEN, E.; BOCK, E.; IGO, S.; OKAHISA, T.; SUDA, Y.; MOTOMURA, T.; GLUECK, J.; NOSÉ, Y. In: XXXIII Congress of the European Society for Artificial Organs (ESAO), Umeå, Suécia, 21 a 24 de junho de 2006.

“Hydrodynamic characteristics applied in determination of the new inlet port’s angle from a Centrifugal Blood Pump” BOCK, E.; ANDRADE, A.; NICOLOSI, D.; BISCEGLI, J.; FONSECA, J.; ARRUDA, A. C. In: 52nd Annual Conference of American Society for Artificial Internal Organs – ASAIO, Chicago, 08 a 10 junho de 2006. ISSN: 1058-2916.

“Blood coagulation time control, during In Vivo tests with the Auxiliary Total Artificial Heart (ATAH) implanted in calves as Left Ventricle Assist Device” ANDRADE, A.; NICOLOSI, D.; BISCEGLI, J.; BOCK, E.; FONSECA. In: 52nd Annual Conference of American Society for Artificial Internal Organs – ASAIO, Chicago, 08 a 10 junho de 2006. ISSN: 1058-2916.

“An implantable electronic system with Fuzzy Control used in Auxiliary Total Artificial Heart” BRONZERI, R.; NICOLOSI, D.; FONSECA, J. ; ANDRADE, A.; LUCCHI, J.; BOCK, E.; BISCEGLI, J.; JATENE, A. D. In: 52nd Annual Conference of American Society for Artificial Internal Organs – ASAIO, Chicago, 08 a 10 junho de 2006. ISSN: 1058-2916.

“Is it possible to use the plasma separator as a Cryofilter?” OKAHISA, T.; SUDA, Y.; BOCK, E.; MOTOMURA, T.; SUGITA, Y.; IGO, S.; HANSEN, E.; GLUECK, J.; NOSÉ, Y.; In: 52nd

Annual Conference of American Society for Artificial Internal Organs – ASAIO, Chicago, 08 a 10 junho de 2006. ISSN: 1058-2916.

“Safety system using a new attachment to ensure proper mixing of Double-Bag type bicarbonate replacement fluid sets” OKAHISA, T.; SUDA, Y.; BOCK, E.; MOTOMURA, T.; SUGITA, Y.; IGO, S.; HANSEN, E.; GLUECK, J.; NOSÉ, Y.; In: 52nd Annual Conference of American Society for Artificial Internal Organs – ASAIO, Chicago, 08 a 10 junho de 2006. ISSN: 1058-2916.

“The effects of stenosis on the flow waveform using an Artificial Graft” WON, C.; HANSEN, E.; BOCK, E.; MOTOMURA, T.; OKAHISA, T.; SUDA, Y.; IGO, S.; GLUECK, J.; NOSÉ, Y. In: 52nd Annual Conference of American Society for Artificial Internal Organs – ASAIO, Chicago, 08 a 10 junho de 2006. ISSN: 1058-2916.

“In Vivo evaluation of the fixed RPM flow control with the implantable centrifugal blood pump” SUDA, Y.; BOCK, E.; MOTOMURA, T.; OKAHISA, T.; SUGITA, Y.; IGO, S.; HANSEN, E.; GLUECK, J.; NOSÉ, Y.; In: 52nd Annual Conference of American Society for Artificial Internal Organs – ASAIO, Chicago, 08 a 10 junho de 2006. ISSN: 1058-2916.

“Over three-month In Vivo Ventricular Assist Device study with an implantable centrifugal blood pump” SUDA, Y.; BOCK, E.; MOTOMURA, T.; OKAHISA, T.; SUGITA, Y.; IGO, S.; HANSEN, E.; GLUECK, J.; NOSÉ, Y.; In: 52nd Annual Conference of American Society for Artificial Internal Organs – ASAIO, Chicago, 08 a 10 junho de 2006. ISSN: 1058-2916.

“Miniaturized all-in-one RPM-controllable actuator for Gyro centrifugal blood pump” HANSEN, E.; BOCK, E.; MOTOMURA, T.; OKAHISA, T.; SUDA, Y.; IGO, S.; GLUECK, J.; NOSÉ, Y. In: 52nd Annual Conference of American Society for Artificial Internal Organs – ASAIO, Chicago, 08 a 10 junho de 2006. ISSN: 1058-2916.

“Long-Term Endurance Of GYRO Centrifugal Blood Pump System” IGO, S.; BOCK, E.; MOTOMURA, T.; OKAHISA, T.; SUDA, Y.; HANSEN, E.; GLUECK, J.; NOSÉ, Y. In: 52nd Annual Conference of American Society for Artificial Internal Organs – ASAIO, Chicago, 08 a 10 junho de 2006. ISSN: 1058-2916.

“Adaptações Finais no Projeto do Coração Artificial Auxiliar visando o início das Avaliações Clínicas” LEME, J.; ANDRADE, A.; RIBEIRO, A.; FONSECA, J.; BOCK, E.; ANTUNES, P.; DINKHUYSEN, J.; PAULISTA, P.; VALENTE, P.; NICOLSI, D.; BISCEGLI, J. In: 2nd International Seminary of Science and Technology in Latin America, Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas – Unicamp, Campinas, 09 a 10 de novembro de 2005.

“Estudos ‘In Vitro’, ‘In Vivo’ e Experiência Clínica com a ‘Spiral Pump’ durante Circulação Extracorpórea” WADA, E.; DOGNANI, G.; BOCK, E.; DINKHUYSEN, J.; BISCEGLI, J.; ANDRADE, A. In: 2nd International Seminary of Science and Technology in Latin America, Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas – Unicamp, Campinas, 09 a 10 de novembro de 2005.

“Structural Analysis of an Auxiliary Total Artificial Heart: Two Hypotheses for the Loss of Resistance during “In Vivo” Animal Tests” BOCK, E.; WADA, E.; ARRUDA, A.C.; ANDRADE, A.; FONSECA, J.; MARTINS, L.; LEME, J.; NICOLSI, D.; BISCEGLI, J. In: 18th COBEM – International Congress of Mechanical Engineering, ABCM - Associação

Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Instituto Tecnológico da Aeronáutica - ITA, Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, Ouro Preto, 06 a 11 de novembro de 2005.

“Determination of the Inlet Port’s Angle for a Centrifugal Blood Pump by the Hydrodynamic Characteristics” BOCK, E.; WADA, E.; ARRUDA, A.C.; GALDINO, A.; ANDRADE, A.; FONSECA, J.; MARTINS, L.; LEME, J.; NICOLosi, D.; BISCEGLI, J. In: 18th COBEM – International Congress of Mechanical Engineering, ABCM - Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Instituto Tecnológico da Aeronáutica - ITA, Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, Ouro Preto, 06 a 11 de novembro de 2005.

“Status of the Brazilian development of blood pumping devices” Lecture. ANDRADE, A.; FONSECA, J.; NICOLosi, D.; BOCK, E.; LEME, J.; VALENTE, P.; PAULISTA, P.; DINKHUYSEN, J.; MANRIQUE, R.; BISCEGLI, J. In: 18th COBEM – International Congress of Mechanical Engineering, ABCM - Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Instituto Tecnológico da Aeronáutica - ITA, Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, Ouro Preto, 06 a 11 de novembro de 2005.

“Auxiliary Total Artificial Heart Monitoring Operation in Labviewtm” FONSECA, J.; LUCCHI, J.; NICOLosi, D.; BISCEGLI, J.; BOCK, E.; ANDRADE, A. In: 18th COBEM – International Congress of Mechanical Engineering, ABCM - Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Instituto Tecnológico da Aeronáutica - ITA, Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, Ouro Preto, 06 a 11 de novembro de 2005.

“Bomba de Sangue Centrífuga Implantável com Mancais de Apoio: A Conversão da Bomba Centrífuga Spiral Pump” BOCK, E.; FONSECA, J.; WADA, E.; LEME, J.; DAVI, C.; GALDINO, A.; NICOLosi, D.; BISCEGLI, J.; ANDRADE, A.; ARRUDA, C. In: V Encontro Latino Americano de Pós Graduação, Univap – Faculdade de Ciências da Saúde, Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 20 a 21 de outubro de 2005.

“Preparação dos Testes ‘In Vitro’ no Coração Artificial Auxiliar (CAA), Configurado como Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV)” MUÑOZ, I.; LEME, J.; FONSECA, J.; BOCK, E.; WADA, E.; DINKHUYSEN, J.; PAULISTA, P.; VALENTE, P.; NICOLosi, D.; BISCEGLI, J.; DAVI, C.; ANDRADE, A. In: V Encontro Latino Americano de Pós Graduação, Univap – Faculdade de Ciências da Saúde, Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 20 a 21 de outubro de 2005.

“Atuais Projetos de Pesquisa do Núcleo de Bioengenharia da USJT” Mesa Redonda. ROCHA, C.; NICOLosi, D.; CAMPO, A.; BOTTER, E.; ANDRADE, A.; FONSECA, J.; LUCCHI, J.; FELIPINI, C.; FARIAS, R.; CHVOJKA, V.; BOCK, E. In: XI Simpósio Multidisciplinar da Universidade São Judas Tadeu, São Paulo, 23 a 30 de setembro de 2005.

“A New Concept of Centrifugal Blood Pump Using Pivot Bearing System: The Conversion of the Spiral Pump Inlet Port” BOCK, E.; ANDRADE, A.; WADA, E.; FONSECA, J.; LEME, J.; NICOLosi, D.; BISCEGLI, J.; ARRUDA, A. In: III TMSI Technology Meets Surgery International, ABCM Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo USP, São Paulo, 18 a 19 de julho de 2005.

“‘In vivo’ Tests with the Auxiliary Total Artificial Heart as a Left Ventricular Assist Device in calves” FONSECA, J.; ANDRADE, A.; BOCK, E.; LEME, J.; DINKHUYSEN, J.; PAULISTA, P.; MANRIQUE, P.; VALENTE, P.; NICOLosi, D.; BISCEGLI, J. In: III TMSI Technology

Meets Surgery International, ABCM Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo USP, São Paulo, 18 a 19 de julho de 2005.

“Review of the Spiral Pump performance test during cardiopulmonary bypass in 43 patients” WADA, E.; ANDRADE, A.; NICOLSI, D.; BOCK, E.; FONSECA, J.; LEME, J.; DINKHUYSEN, J.; BISCEGLI, J. In: III TMSI Technology Meets Surgery International, ABCM Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo USP, São Paulo, 18 a 19 de julho de 2005.

“Assistência Ventricular e Coração Artificial” ANDRADE, A.; BOCK, E.; FONSECA, J. III Congresso de Saúde e Qualidade de Vida do Cone Leste Paulista, Faculdade de Ciências Médicas da Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 16 a 18 de maio de 2005.

“Dispositivos para Assistência Circulatória: Pesquisa e Desenvolvimento no Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia – IDPC” Mini-curso. BOCK, E.; ANDRADE, A.; FONSECA, J. In: 4º ENCOBIO Encontro de Bioengenharia da Universidade de São Paulo USP. Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Universidade de São Carlos, 10 de dezembro de 2004.

“Avaliação da Bomba Centrífuga Spiral Pump em Testes ‘In Vivo’ Animal” WADA, E.; SILVA, S.; FONSECA, J.; BOCK, E.; LEME, J.; MARTINS, L.; BISCEGLI, J.; VALENTE, P.; DINKHUYSEN, J.; NICOLSI, D.; ANDRADE, A. In: 6º Congresso de Tecnologia e Simpósio de Iniciação Científica e Tecnológica. FATEC-SP Faculdade de Tecnologia de São Paulo, Centro Estadual de Educação Tecnológica Paula Souza, São Paulo, 23 a 25 de novembro de 2004.

“Biocompatibilidade Sangüínea do Coração Artificial Auxiliar” LEME, J.; MARTINS, L.; FONSECA, J.; BOCK, E.; SILVA, S.; WADA, E.; BISCEGLI, J.; VALENTE, P.; DINKHUYSEN, J.; PAULISTA, P.; NICOLSI, D.; ANDRADE, A. In: 6º Congresso de Tecnologia e Simpósio de Iniciação Científica e Tecnológica. FATEC-SP Faculdade de Tecnologia de São Paulo, Centro Estadual de Educação Tecnológica Paula Souza, São Paulo, 23 a 25 de novembro de 2004.

“Coração Artificial Auxiliar” BOCK, E.; ANDRADE, A.; FONSECA, J. In: BRASILTEC – 2004. Apresentação do projeto no espaço do Ministério da Ciência e Tecnologia / CNPq, São Paulo, 17 a 20 de novembro de 2004.

“Revisão e análise dos resultados obtidos nos testes “In Vivo” do Coração Artificial Auxiliar (CAA)” LEME, J.; MARTINS, L.; FONSECA, J.; BOCK, E.; SILVA, S.; WADA, E.; BISCEGLI, J.; VALENTE, P.; DINKHUYSEN, J.; PAULISTA, P.; NICOLSI, D.; ANDRADE, A. In: 4º CONIC - Congresso Nacional de Iniciação Científica e 2º Congresso Internacional de Iniciação Científica, SEMESP; Campus II UNISA - Universidade de Santo Amaro, 07 a 08 de novembro de 2004.

“Avaliação Clínica da bomba de sangue centrífuga Spiral Pump” SILVA, S.; FONSECA, J.; BOCK, E.; SILVA, S.; WADA, E.; BISCEGLI, J.; VALENTE, P.; DINKHUYSEN, J.; PAULISTA, P.; NICOLSI, D.; ANDRADE, A. In: 4º CONIC - Congresso Nacional de Iniciação Científica e 2º Congresso Internacional de Iniciação Científica, SEMESP; Campus II UNISA - Universidade de Santo Amaro, 07 a 08 de novembro de 2004.

“Contribuições do Regime de Iniciação Científica para a Carreira Profissional e Acadêmica” Mesa Redonda. FELIPE, Y.; SAITO, F.; MIGUEL, C.; BARBIZAN, D.; MANZANO, J.;

FONSECA, J.; GONÇALVES, D.; BOCK, E. In: X Simpósio Multidisciplinar da Universidade São Judas Tadeu, São Paulo, 04 a 09 de outubro de 2004.

“Dispositivo cortante para inserção de cânulas no ápice do ventrículo esquerdo visando conexão para assistência circulatória” BOCK, E.; ANDRADE, A.; ARRUDA, A.; FONSECA, J.; LUCCHI, J.; NICOLOSI, D.; LEGENDRE, D.; VALENTE, P.; DINKHUYSEN, J.; PAULISTA, P.; MANRIQUE, R.; BISCEGLI, J. In: III COLAOB Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, SLABO Sociedade Latino Americana de Órgãos Artificiais e Biomateriais, UNICAMP Universidade Estadual de Campinas, Campinas, São Paulo, 27 a 30 de julho de 2004.

“Sensorless Technique to Control Brushless Motor for Blood Pump Application” FONSECA, J.; LUCCHI, J.; ANDRADE, A.; NICOLOSI, D.; BOTTER, E.; FELIPIN, C.; LEGENDRE, D.; BISCEGLI, J.; BOCK, E.; BRONZERI, R. In: III COLAOB Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, SLABO Sociedade Latino Americana de Órgãos Artificiais e Biomateriais, UNICAMP Universidade Estadual de Campinas, Campinas, São Paulo, 27 a 30 de julho de 2004.

“Microembolia durante a Circulação Extracorpórea em Cirurgia Cardíaca: Análise Causal e suas Repercussões Clínicas” BISCEGLI, J.; VAMPEL, F.; ANDRADE, A.; PICCINI, B.; MANRIQUE, R.; BOCK, E. In: III COLAOB Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, SLABO Sociedade Latino Americana de Órgãos Artificiais e Biomateriais, UNICAMP Universidade Estadual de Campinas, Campinas, São Paulo, 27 a 30 de julho de 2004.

“Sistema de Acionamento do Coração Artificial Auxiliar” FONSECA, J.; LUCCHI, J.; ANDRADE, A.; NICOLOSI, D.; BOTTER, E.; FELIPIN, C.; LEGENDRE, D.; BISCEGLI, J.; BOCK, E.; BRONZERI, R. In: III COLAOB Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, SLABO Sociedade Latino Americana de Órgãos Artificiais e Biomateriais, UNICAMP Universidade Estadual de Campinas, Campinas, São Paulo, 27 a 30 de julho de 2004.

“Heparin dosage to control blood coagulation time during tests with left ventricle assist device implanted in calves” ANDRADE, A.; FONSECA, J.; LEGENDRE, D.; NICOLOSI, D.; BOCK, E.; VALENTE, P.; PAULISTA, P.; DINKHUYSEN, J.; MANRIQUE, R.; BISCEGLI, J. In: III COLAOB Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais, SLABO Sociedade Latino Americana de Órgãos Artificiais e Biomateriais, UNICAMP Universidade Estadual de Campinas, Campinas, São Paulo, 27 a 30 de julho de 2004.