

## APLICAÇÃO DE DISPOSITIVO DE ASSISTÊNCIA VENTRICULAR (DAV) PARA MELHORIA NA QUALIDADE DE VIDA EM PACIENTES COM INSUFICIÊNCIA CARDÍACA

**Márcio Roberto Alves ACACIO<sup>1</sup>**

Engenheiro de Controle e Automação

Discente do curso de Mestrado em Automação e Controle de Processos

IFSP/Campus São Paulo

**Tarcísio Fernandes LEÃO<sup>2</sup>**

Doutor em Medicina

Docente do curso de Mestrado em Automação e Controle de Processos

IFSP/Campus São Paulo

### RESUMO

O conhecimento da engenharia aplicado aos sistemas biológicos pode auxiliar no desenvolvimento de novas soluções tecnológicas para melhoria da vida, contribuindo para vários setores da medicina. Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV) têm sido utilizados para o tratamento de pacientes com Insuficiência Cardíaca (IC), seja como ponte para o transplante ou como terapia de destino. Com a evolução dos DAV, o controle passou a ter uma importância muito relevante na interação entre coração e dispositivo. O objetivo deste artigo é apresentar, de maneira geral, alguns tipos de dispositivos de assistência ventricular (DAV) existentes, bem como suas aplicações e métodos de controle.

**Palavras-chave:** Dispositivo de assistência ventricular. Insuficiência cardíaca. Métodos de controle.

---

<sup>1</sup> Endereço eletrônico: marcio.roberto023@gmail.com

<sup>2</sup> Endereço eletrônico: leao.tarcisio@gmail.com

## Introdução

No Brasil, segundo o Ministério da Saúde, cerca de 17,5 milhões de pessoas morrem de doenças cardiovasculares todos os anos, além disso, esta é a causa número um em caso de óbitos em todo o planeta. Segundo um estudo da Sociedade Brasileira de Cardiologia, no período de 1996 a 2012, ocorreram mais de 115 mil óbitos por doenças do aparelho circulatório e má-formação congênita em menores de 18 anos somente no estado do Rio de Janeiro.

As informações acima representam um pequeno período e apenas o estado do Rio de Janeiro, porém é possível verificar a necessidade de investigação e ações para melhoria e redução deste quadro que, neste cenário, visto que é cada vez mais recorrente e, por isso, a necessidade de uso de novas tecnologias, a fim de que se aperfeiçoem os mais variados procedimentos médicos. Nesse sentido, a engenharia tem muito a contribuir com a medicina.

A captação de órgãos enfrenta problemas sociais, culturais, religiosos e operacionais. Outro ponto a se considerar refere-se à sensibilidade do músculo cardíaco, que suporta, em média, 4 horas desde sua retirada até o retorno de suas atividades sem isquemia (DINKHUYSEN, 2002), o que comprova ainda mais a necessidade de soluções técnicas visando a diminuir estas problemáticas.

Segundo Canêo (2014), o transplante cardíaco é o tratamento de escolha na insuficiência cardíaca terminal, porém a escassez de doadores limita seu emprego, especialmente na população pediátrica, por isso, ainda segundo o autor, se faz necessário o implante de dispositivos de assistência mecânica (ACM), o que pode aumentar o tempo de espera e contribuir na redução da mortalidade.

Com a dificuldade do diagnóstico da família do paciente, autodiagnóstico ou diagnóstico clínico para insuficiência cardíaca (IC), usualmente os casos que são encontrados são de estágios avançados, gerando, muitas vezes, que medidas clínicas isoladas não sejam suficientes para o tratamento, o que ocasiona taxa de mortalidade superior a 90%, considerando 30 dias na espera de um órgão compatível para transplante. (CANÊO *et al.*, 2014).

Com o emprego dos dispositivos de assistência ventricular (DAV), como Circulação extracorpórea com oxigenador de membranas (ECMO) e DAVs centrífugos,

foi observada uma melhora nas condições clínicas nos pacientes à espera do transplante; no entanto, com a dificuldade de financiamento de tais dispositivos pelo sistema público de saúde, os DAVs têm sido empregados em casos selecionados e esporádicos. (CANÊO *et al.*, 2014).

O uso do Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV), apesar de o uso seletivo já ser uma realidade para os tratamentos em pacientes com problemas cardíacos, tem sido feito para o auxílio em transplante ou terapia. Um DAV tem a função de auxílio no suporte à função do coração, prolongando a vida e mantendo o paciente clinicamente estável enquanto aguarda o tratamento.

A partir de 2006, nos Estados Unidos, foi desenvolvido um sistema de registro para gerar as estatísticas sobre suporte circulatório assistido mecanicamente (SCAM), a INTERMACS, do inglês *Interagency Registry for Mechanically Assisted Circulatory Support*. Em dezembro de 2014, os Estados Unidos chegaram à marca de mais de 13.000 implantes de DAV (INTERMACS, 2014). Kirklin e Naftel concluem, em seu trabalho sobre o início dos registros do INTERMACS, que essas estatísticas irão ajudar o desenvolvimento das novas gerações de DAV, no que tange a sua melhor adequação ao tratamento da insuficiência cardíaca e à qualidade de vida pós-implante (KIRKLIN; NAFTEL, 2008). A sobrevida em implantes de DAV de fluxo contínuo é de cerca de 70% em 24 meses, desempenho comparável ao transplante cardíaco (ABTO, 2013).

### **Dispositivo de assistência ventricular (DAV)**

O conceito de circulação de sangue realizada por um equipamento de bombeamento tem origem registrada em trabalhos de Le Gallois, em 1812. No entanto, a primeira aplicação deste conceito foi desenvolvida pelo Dr. DeBakey, em 1934, que, trabalhando como médico no Departamento de Cirurgia da Escola de Medicina da Universidade de Tulane, em New Orleans, EUA, desenvolveu e apresentou o que seria a primeira bomba sanguínea extracorpórea por princípio de bombeamento peristáltico. Posteriormente, essa bomba ficou conhecida como bomba de roletes, sendo de fluxo contínuo para transfusão (ANDRADE, 1998).

Um DAV é um dispositivo voltado para a assistência circulatória auxiliar que pode ser definida como um conjunto de equipamentos e técnicas capazes de sustentar as

condições hemodinâmicas do paciente por um determinado período e substituir total, ou parcialmente, de forma temporária ou definitiva as funções de bombeamento do coração (PIERCE,2011).

As bombas centrífugas surgiram como uma opção para a circulação extracorpórea (CEC), realizando o bombeamento de sangue durante as cirurgias cardíacas e diminuindo a hemólise causada pela bomba de rolete. Atualmente, a utilização de bombas centrífugas como dispositivo de assistência ventricular (DAV) representa a maior parte das pesquisas e aplicações desenvolvidas na área, pois permitem operar em rotações mais baixas que as bombas de fluxo contínuo axiais, obter menores taxas de hemólise, ter dimensões compatíveis com uma boa implantabilidade e alcançar vida estimada do conjunto, em assistência, superior a dois anos. (NOSÉ *et al.*, 1999, KIRKLIN; NAFTEL, 2008).

Segundo ALOmari *et al*, na revisão dos controladores de DAV de fluxo contínuo, a meta de se ter dispositivos de longa duração, para terapia de destino, de se reduzir a dependência da constante monitoração clínica e de possibilitar o retorno para casa com a conseqüente melhoria na qualidade de vida dos pacientes, implica o uso de teorias de controle. Essa tarefa requer a modelagem de variáveis hemodinâmicas e o uso de modelos para projetar um controle que se ajuste automaticamente às demandas corporais do paciente. Para alcançar esse objetivo, é imperativo o uso de estimadores ou sensores, para a obtenção da informação de parâmetros do DAV, seja do fluxo ou da pressão diferencial. Sensores não são desejáveis, pois requerem calibração, podem causar danos às hemácias do sangue (hemólise) e falhar, diminuindo a confiabilidade do DAV. O desafio da assistência prolongada está na responsabilidade de algoritmos de controle que respondam às mudanças de demandas dos pacientes e à diferença entre pacientes com IC. Ressaltam, ainda, que a maior parte dos controladores propostos não consideram os estados fisiopatológicos que podem surgir com a aplicação dos DAV (ALOMARI *et al.*, 2013).

A seguir, apresentamos os tipos de DAV:

### *DAV de fluxo pulsátil*

Os DAV de fluxo pulsátil são dispositivos de assistência ventricular compostos por diafragmas que possuem a função de bombear o sangue, utilizando válvulas para fora de uma câmara de bombeamento. Os tipos de diafragma podem ser pneumáticos, eletro-hidráulico ou eletromecânico (BOCK, 2012).

Existem modelos de DAV de fluxo pulsátil com um ventrículo (compartimento), que é mais utilizado para assistência ventricular, e modelos com dois ventrículos, que são mais utilizados em casos de substituição total do coração.

**Figura 1-** DAV Fluxo pulsátil

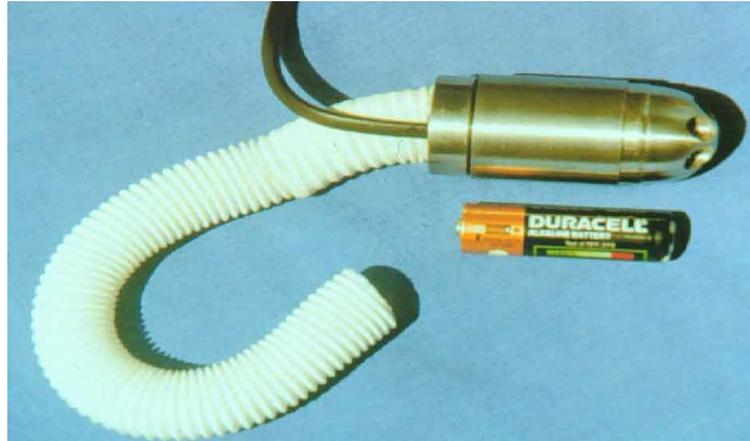


Fonte: <http://www.cmsmedical.com.br>

### *DAV axiais*

O mecanismo de funcionamento hidráulico do DAV axiais é baseado na aplicação de um parafuso sem fim. O fluxo neste dispositivo é paralelo ao eixo de rotação do DAV e, em geral, este tipo de dispositivo possui pequenas dimensões, o que facilita no momento do implante. O sangue localizado no ventrículo esquerdo é sugado e impulsionado para a artéria aorta, descomprimindo o ventrículo e aumentando o débito cardíaco. O sistema não necessita de sincronismo e isso reduz significativamente o trabalho ventricular, por descompressão do ventrículo esquerdo (BOCK, 2007).

**Figura 2-** DAV Axial desenvolvido por Kubrusly

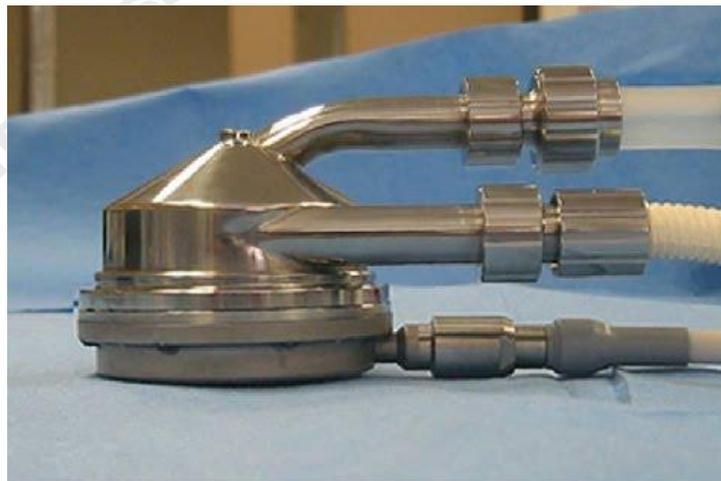


Fonte: BOCK (2012)

### *DAV de circulação implantável*

A carcaça do DAV é fabricada em liga de titânio (Figura 3). Os mancais são de alumina e PE de ultra-alta massa molar, sendo o macho em alumina e a fêmea em PE. Tais materiais foram utilizados, pois em diversos estudos mostraram que possuem tempo de vida maior que cinco anos em circulação extracorpóreo CEC (BOCK, 2007).

**Figura 3-** DAV Implantável Gyro®



Fonte: BOCK (2007)

### *DAV de circulação extracorpórea*

A Biopump® é, atualmente, o DAV centrífugo mais utilizado no mundo (Figura 4). Seu funcionamento é através de um rotor acionado por acoplamento magnético com um motor situado em um módulo externo (BOCK, 2007).

**Figura 4-** DAV Centrífugo Extracorpórea Biopump®



Fonte: Biopump® (2016)

Apesar da DAV demonstrada anteriormente ser a mais comercializada no mundo, ela tem um valor de mercado caro para os padrões nacionais, desse modo há um produto nacional que foi fabricado com o objetivo de eficiência e baixo custo.

A Spiral Pump® é um DAV centrífugo de circulação extracorpórea nacional. A Spiral Pump® teve como objetivo principal a acessibilidade do SUS ao equipamento, visando a um produto com manuseio facilmente reproduzível, confiável, descartável e com um custo baixo (DA SILVA, 2013).

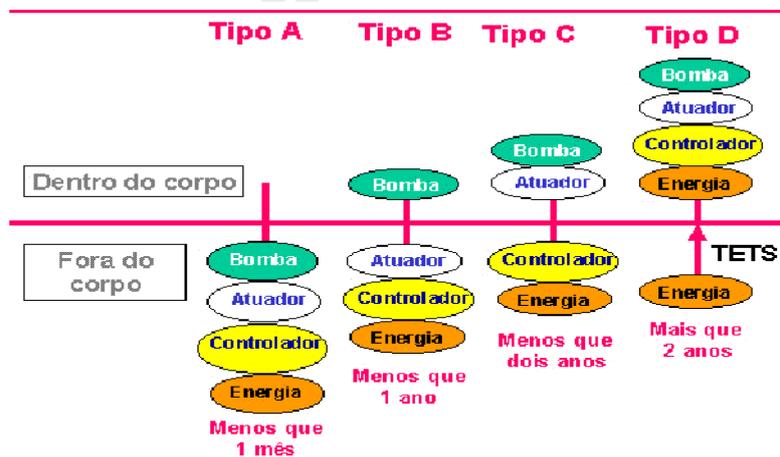
Figura 5- DAV Centrífugo Extracorpórea Spiral Pump®



Fonte: DA SILVA (2013)

As DAVs podem ser classificadas conforme a tabela abaixo e sua relação com a implantabilidade, em que o tipo A é chamado paracorpóreo, os tipos B e C são chamados de parcialmente implantáveis e o tipo D totalmente implantável.

Figura 6- Classificação dos DAV quanto à implantabilidade



Fonte: BOCK (2007)

Os DAVs podem auxiliar ambos os lados do coração tanto esquerdo, sendo chamado de Dispositivo de Assistência Ventricular Esquerdo (DAVE), como o direito, sendo chamado de Dispositivo de Assistência Ventricular Direito (DAVD). Em alguns casos, esses dispositivos podem ser utilizados para auxiliar ambos os lados, podendo ser chamado de Dispositivo de Assistência Biventricular (DABiV). Existe também o

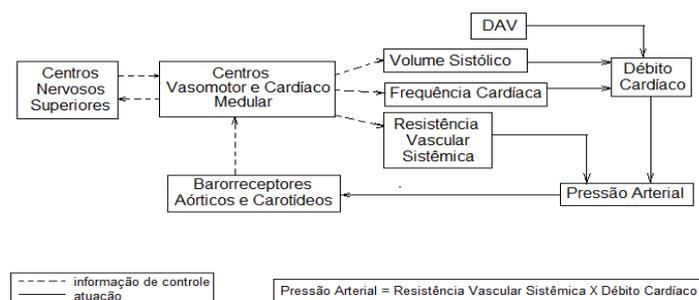
coração artificial permanente ou coração artificial total (CAT) que substitui o coração do paciente de forma funcional e anatômica (PIERCE, 2011).

## Controladores

Com o avanço da tecnologia, os DAVs tornaram-se mais sofisticados em termos de controle, porém necessitava de regulagens frequentes, o que tornava o controle automático desses dispositivos pouco viáveis (ANTAKI; BOSTON; SIMAAN, 2003; SU *et al.*, 2006 ). Posteriormente, com a evolução dos sensores, os DAVs se tornaram cada vez mais autônomos e com isso exigindo arquiteturas mais complexas de controle. Essas tarefas requerem a modelagem das variáveis hemodinâmicas e o uso desses modelos para projetar um controlador capaz de adaptar-se automaticamente de acordo com as demandas fisiológicas dos pacientes. Para alcançar esse objetivo, é imperativo o uso de sensores, ou estimadores, para a obtenção da informação de parâmetros do DAV, seja do fluxo ou da pressão diferencial, entretanto sensores não são desejáveis, pois requerem calibração, podem causar hemólise e falhar, diminuindo a confiabilidade do DAV.

O desafio da assistência prolongada está na responsabilidade de algoritmos de controle que respondam às mudanças de demandas dos pacientes e à diferença entre pacientes com IC. Ressaltam, ainda, que a maior parte dos controladores propostos não consideram os estados fisiopatológicos que podem surgir com a aplicação dos DAV (ALOMARI *et al.*, 2013). A Figura 7 apresenta, de forma simplificada, as principais funções fisiológicas envolvidas na regulação da pressão arterial, incluindo o DAV.

**Figura 7-** Regulação da Pressão Arterial



Fonte: LEÃO (2015)

Parnis *et al* apresentam um controlador proporcional para controle da velocidade do DAV Jarvik 2000®, usando a frequência fundamental da corrente do motor como frequência cardíaca e entrada do controlador. A relação linear entre frequência cardíaca e rotação é a maior limitação dessa técnica de controle (PARNIS *et al.*, 1997).

Giridharan *et al* propõem um controlador PI considerando o ajuste da rotação para uma pressão diferencial. Simulações computacionais das condições de IC foram avaliadas e o controlador apresentou resultados satisfatórios. Da técnica proposta por Giridharan, o fator limitante está no uso de sensores implantáveis. Para superar essa limitação, foi proposto um estimador baseado em filtros de Kalman, porém com resultados piores que com o sistema com sensores (GIRIDHARAN; SKLIAR, 2006).

Fu *et al* apresentam um controlador Fuzzy que utiliza apenas parâmetros do DAV (corrente e rotação) para ajustar o fluxo de saída. O desempenho se mostrou adequado nas simulações computacionais que previam a demanda metabólica por exercícios físicos (FU; XU, 2000). Bronzeri *et al* apresentaram um controle Fuzzy para ajustar o tempo de ejeção do coração artificial auxiliar (CAA) de acordo com a demanda do coração natural, obtendo resultados satisfatórios (BRONZERI *et al.*, 2006).

O controlador apresentado por Volkron *et al* é um sistema baseado em computador e implementado por *hardware* que opera em tempo real. O controlador ajusta o comportamento do DAV por estados de detecção e níveis de requerimento de fluxo, repouso ou exercício. O sistema se mostrou adequado para compensar a demanda de fluxo, que no protocolo foi simulado pela manobra de Valsalva<sup>10</sup> em 15 pacientes (VOLLKRON *et al.*, 2005).

A Técnica de Controle Inteligente (TCI) propõe um sistema que ajuste a rotação de forma harmoniosa com o sistema fisiológico, sem o uso de sensores, e que considere o estado clínico e o nível de atividade do paciente. Três camadas compõem a TCA: 1ª) controle de rotação do motor BLDC; 2ª) controle de fluxo da BSC; 3ª) sistema Fuzzy que possui como variáveis de entrada: frequência cardíaca (FC), pressão arterial média (PAM), fluxo mínimo da bomba, nível de atividade (paciente) e estado clínico (definido pelo médico) (LEÃO, 2015).

Podemos verificar, a partir dos modelos expostos, as inúmeras técnicas de controle já adotadas para soluções de aplicações em DAVs, sua própria evolução que

ocorre naturalmente devido às necessidades que os pacientes apresentam e a busca de uma operação segura entre coração e dispositivo, para que possa proporcionar qualidade de vida ao paciente.

### **Considerações finais**

Diante do cenário exposto, é possível verificar a importância das pesquisas na busca de novas tecnologias, melhorias em sistemas, melhorias em métodos de controle e da necessidade real da biogenharia em criar soluções que possam ir ao encontro das necessidades individuais dos pacientes na busca pela qualidade de vida.

Neste artigo, apresentamos sinteticamente os vários dispositivos de assistência ventricular (DAV), demonstrando alguns modelos, sua aplicação, além de apresentar algumas técnicas de controle, seus métodos aplicados e as respostas ao sistema. Assim, reiteramos que a complexidade dos sistemas envolvidos na assistência circulatória apresenta uma ampla área para a pesquisa científica e suas aplicações. Futuros trabalhos de aplicação de técnicas de controle em cardiologia são importantes para a melhoria na qualidade de vida dos pacientes.

### **Referências bibliográficas**

ALOMARI, A. *et al.* Developments in control systems for rotary left ventricular assist devices for heart failure patients: a review. *Physiological Measurement*, 1,2013. R1-R27.

ANDRADE, A. J. P. D. *Projeto, Protótipo e Testes "In Vitro" e "In Vivo" de um Novo Modelo de Coração Artificial Total (TAH) por Princípio Eletro-Mecânico de Funcionamento*. Tese (Doutorado em Engenharia) – Curso de pós-graduação em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Estadual de Campinas, São Paulo, 1998. 408f.

ANTAKI, J. F; BOSTON, J. R.; SIMAAN, M. A. Control of heart assist devices. *IEEE conference on decision and control*,42 Maui, Hawaii, 2003

BOCK, E. Bomba de Sangue Centrífuga Implantável. *Clube dos Autores*. v. 1, n. July 2012.

BOCK, E. *Projeto, Construção e testes de Desempenho "In Vitro" de uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável*. Dissertação (Mestrado em Engenharia) – Curso de pós-

graduação em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Estadual de Campinas, São Paulo, 2007. 126f .

BRONZERI, R. *et al.* An Implantable Electronic System With Fuzzy Control Used in Auxiliary Artificial Heart. *ASAIO Journal*, 52, n. 2, 2006. 62A.

CANÊO, L. F. *et al.* Emprego do Suporte Circulatório de Curta Duração como Ponte para Transplante Cardíaco Pediátrico. *Sociedade Brasileira de Cardiologia*, 2014.

DA SILVA, C. *Ensaio In Vivo e Avaliação Clínica de Bomba de Sangue para Circulação Extracorpórea durante Cirurgia Cardíaca: Spiral Pump*. Dissertação (Mestrado em Engenharia) – Curso de pós-graduação em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Estadual de Campinas, São Paulo, 2013. 134f.

DINKHUYSEN, J. Por que o número de transplantes cardíacos não tem crescido no Brasil? *ABTO – Associação Brasileira de Transplante de órgãos*, São Paulo, 2002.

GIRIDHARAN, G.; SKLIAR, M. Physiological control of blood pumps using intrinsic pump parameters: a computer simulation study. *Artif. Org.*, 30, 2006. 301-7.

INTERMACS. *Quarterly Statistical Report 2013 3rd Quarter - Interagency Registry for Mechanically Assisted Circulatory Support*. Birmingham. 2014.

KIRKLIN, J.; NAFTEL, D. Mechanical Circulatory Support: Registering a Therapy in Evolution. *Circulation: Heart Failure*, 1, n. 200 - 205, 2008.

LEÃO, T. *Técnica de controle automático da rotação de bombas de assistência ventricular*. São Paulo: Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia Universidade de São Paulo [Tese doutorado]. 2015.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. *DataSus*, 2016 . Disponível em: <<http://www.brasil.gov.br/saude/2016/09/cerca-de-17-5-milhoes-pessoas-morrem-de-doencas-cardiovasculares-todos-os-anos>>. Acesso em: 10 mai.2017.

NOSÉ, Y. *et al.* Development of a totally implantable biventricular bypass centrifugal blood pump system. *Ann Thorac Surg*, 68, n. 775-779, 1999.

PARNIS, S. *et al.* Progress in the Development of A Transcutaneous Axial Flow Blood Pump Ventricular Assist System. *ASAIO Journal*, 43, n. 2, 1997.

PEREIRA, J. C. R. *Bioestatística em outras palavras*. São Paulo: Edusp, 2010.

SALIM, T. *et al.* Mortalidade por doenças e malformações do aparelho circulatório em crianças no estado do Rio de Janeiro. *Sociedade Brasileira de Cardiologia*, 2016.

VOLLKRON, M. *et al.* Development of a Reliable Automatic Speed Control System for Rotary Blood Pumps. *International Society for Heart and Lung Transplantation*, 24, n. 11, 2005. 1878 - 85.

***APPLICATION OF VENTRICULAR ASSISTANCE DEVICE (VAD)  
FOR IMPROVEMENT IN THE QUALITY OF LIFE IN PATIENTS  
WITH HEART FAILURE***

***ABSTRACT***

*The knowledge of engineering applied to biological systems can help in the development of new technological solutions for improving life, thus contributing to various sectors of medicine. Ventricular Assist Devices (VAD) have been used to treat patients with Heart Failure (HF) either as a bridge to transplantation or as target therapy. With the evolution of VAD, control became very important in the interaction between heart and device. The purpose of this article is to present, in a general way, some types of existing ventricular assist devices (VAD), as well as their applications and control methods.*

***Key words:*** *Ventricular assist device, heart failure, control methods.*

**Envio: julho/2017**  
**Aceito para publicação: julho/2017**