

## BOMBA CENTRÍFUGA DE MULTIPLOS DISCOS GIRATÓRIOS - TECNOLOGIA A SER UTILIZADA NA ÁREA BIOMÉDICA

Janaína Simões Lima<sup>1</sup>, Rivânia Hermógenes Paulino<sup>2</sup>, Juan Sérgio Romero Saenz<sup>3</sup>

1. Graduanda em Engenharia Mecânica nas Faculdades Integradas de Aracruz, ES-Brasil (jana\_acz@hotmail.com)
2. Professora Doutora do Curso de Engenharia Mecânica das Faculdades Integradas de Aracruz, ES-Brasil
3. Professor Pós Doutor do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Espírito Santo, ES-Brasil

**Recebido em: 30/09/2013 – Aprovado em: 08/11/2013 – Publicado em: 01/12/2013**

### RESUMO

No Brasil os números de mortes relacionadas às doenças cardiovasculares crescem a cada ano e por isto o estudo de novas tecnologias são desenvolvidas com o intuito de minimizar o sofrimento dos pacientes envolvidos nesta problemática. Durante algumas décadas o dispositivo mecânico chamado de coração artificial já pode ser utilizado, porém devido ao alto custo de aquisição esta tecnologia não é acessível a todas as classes sociais, pode-se dizer que um modelo importado chega a custar R\$ 500.000,00. O trabalho constitui em apresentar o estudo de uma tecnologia chamada de bomba centrífuga de múltiplos discos giratórios, onde este modelo é capaz de proporcionar o bombeamento sanguíneo de maneira artificial sem que acarrete o seu rompimento estrutural. Uma das grandes características deste modelo é sua aplicação a fluídos newtonianos e não newtonianos e por fim, a proposta de sua aplicação é com fluidos incapazes de serem bombeados adequadamente por outros equipamentos, podendo-se destacar o sangue.

**PALAVRAS-CHAVE:** bombeamento sanguíneo, insuficiência cardíaca, órgão artificial.

### CENTRIFUGAL PUMP FOR MULTIPLE ROTATING DISC - TECHNOLOGY FOR USE IN BIOMEDICAL AREA

#### ABSTRACT

In Brazil, the number of deaths related to cardiovascular diseases grow every year and because of this the study of new technologies are developed in order to minimize the suffering of the patients involved in this problem. For some decades the mechanical device called an artificial heart can now be used, but due to the high cost of acquiring this technology is not accessible to all social classes. We can be said that an imported model can cost R\$ 500,000.00. This work has to objective to show the study of a technology called multiple centrifugal pump rotating discs, where this model is able to provide an artificial blood pumping without entailing its structural disruption. One of the great features of this model is its application to Newtonian and

non-Newtonian fluids and finally, the proposed application fluid is unable to be pumped adequately by other equipment, being able to highlight the blood.  
**KEYWORDS:** Artificial organ, blood pumping, heart failure.

## INTRODUÇÃO

No Brasil as doenças cardiovasculares são consideradas a principal causa de mortes registradas. Só no ano de 2009, estima-se que 319 mil pessoas chegaram a óbito em decorrência a esta patologia, obtendo-se uma estimativa de 31% das mortes neste ano. O uso de novos métodos para viabilização de uma melhoria de vida tem sido estudado constantemente, podendo-se citar a utilização do coração artificial, onde este dispositivo já foi utilizado em um paciente do SUS que sofria de insuficiência cardíaca grave (PORTAL DA SAÚDE SUS, 2012).

Grande parte das doenças cardíacas são causadas pela dificuldade do fluxo normalizado do sangue, onde sabe-se que o coração é o órgão responsável por este bombeamento no organismo. Na ocorrência de insuficiência cardíaca é diagnosticada uma incapacidade do coração de bombear o sangue, ficando impossibilitado de satisfazer as necessidades de nutrientes e oxigênio do organismo (SMELTZER & BARE, 2002). Pode-se dizer que a insuficiência cardíaca congestiva desencadeia-se pela existência de outras patologias tais como: arteriosclerose, hipertensão arterial, miocardite, infarto do miocárdio, hipervolemia, insuficiência cardíaca, anemia, insuficiência renal e deficiência alimentar prolongada (LIMA & MATÃO, 2010).

As pesquisas existentes são insuficientes para mensurar o impacto sócio econômico da insuficiência cardíaca. As despesas causadas com a insuficiência cardíaca são amplas e é necessária a prática de metodologias econômicas para aferição dos custos finais (ARAUJO et al., 2005).

Observa-se que existe uma prevalência à insuficiência cardíaca aos indivíduos do sexo masculino e  $\geq 25$  anos. Quando comparada com as diversas doenças cardiovasculares pode-se considerar que ela está no ponto mais crítico. Mesmo com os avanços no tratamento desta enfermidade ainda existe um déficit no diagnóstico (PENA et al., 2011) e os sintomas de depressão em pacientes com insuficiência cardíaca têm sido associados e são relevantes para o estado geral do paciente (PENA et al., 2010).

Nos recursos farmacêuticos existe um medicamento que chama-se digoxina, quando utilizado no tratamento de pessoas com insuficiência cardíaca destaca-se a desaceleração da frequência ventricular em pessoas com ritmo sinusal. Muitas alterações também podem ser observadas tais como: minimização da resistência vascular, redução da pressão venosa central, redução da frequência cardíaca e dilatação venosa (RAHIMTOOLA, 2004 citado por FIGUEIREDO, 2010).

Atualmente colocam-se corações artificiais em pessoas que esperam por um transplante, podendo-se caracterizar que o funcionamento deste dispositivo é através de baterias externas, construídos de plástico e metal, e tem como peso um quilograma. Cientistas no Texas pesquisam um modelo que poderá bombear o sangue continuamente sem a utilização de bateria. O primeiro implante de um coração artificial ocorreu em 1982 nos Estados Unidos, onde o paciente resistiu por apenas 112 dias (REVISTA PLANETA - SAÚDE, 2007 citada por AZEVEDO, 2008).

Diversos modelos de coração artificial são estudados, podendo-se citar o Coração Artificial Auxiliar (CAA) que proporciona um implante ao paciente de forma

heterotópica, ou seja, inserido no interior da cavidade torácica direita de maneira que tenha uma compressão mínima dos órgãos e dos vasos sanguíneos. Suas dimensões são dadas por um diâmetro externo de 85 mm e uma espessura de 65 mm. Com este modelo não é necessária a retirada do coração natural (ANDRADE et al., 1999).

Cerca de 1.000 pacientes submeteram-se a utilização de circulação extracorpórea durante cirurgias cardíacas entre julho de 1958 e 14 de abril de 1963, consistindo em 320 no Instituto de Cardiologia do Estado de São Paulo e 680 no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (ZERBINI et al., 2010).

É necessário para um grande número de pacientes um transplante cardíaco, onde apresentando neste processo uma grande dificuldade de obtenção de um órgão em boas condições de utilização (NOSÉ, 2003a citado por BOCK, 2011).

Em um bombeamento adequado de sangue é importante considerar as lesões às células sanguíneas, decorrentes à trombose e hemólise que podem ocorrer por parte da bomba. Os danos às células vermelhas do sangue ou a hemólise ocorrem nas regiões de alto cisalhamento (SASTRY et al., 2006).

O dispositivo apresentado neste trabalho é composto de uma matriz de discos finos separados por uma distância pré-estabelecida, onde formam-se um rotor após serem montados sobre o eixo. O bombeamento é proporcionado pela formação de uma camada limite constituída pelo movimento de rotação do eixo (COUTO et al., 2006). Camada limite é a região adjacente a uma superfície sólida onde as tensões viscosas existem. Como mencionado, elas são formadas devido à existência de cisalhamento das camadas do fluido, ou seja, os gradientes de velocidade na camada limite (BATISTA, 2009).

A bomba Tesla como é chamada é considerada uma máquina não convencional. Embora algumas vezes considera-se como de baixa eficiência, ela oferece várias vantagens tais como: lidar com fluidos considerados não usuais, muito viscosos, com misturas gás-líquidos e também os fluidos não newtonianos líquidos. Esta tecnologia também é bastante propícia na área biomédica, onde comumente é usada no bombeamento sanguíneo de maneira artificial (ENGIN et al., 2009).

Diante do exposto, este trabalho teve por objetivo apresentar um dispositivo capaz de proporcionar o bombeamento sanguíneo de maneira artificial, sendo este conhecido como bomba centrífuga de múltiplos discos giratórios (bomba Tesla). De acordo com a literatura este modelo de bomba é capaz de bombear fluidos não newtonianos, sendo esta uma característica básica do sangue. Existem grandes perspectivas de sua aplicação na área biomédica, podendo trazer uma maior expectativa de vida aos pacientes que sofrem de doenças relacionadas ao bombeamento insatisfatório de sangue.

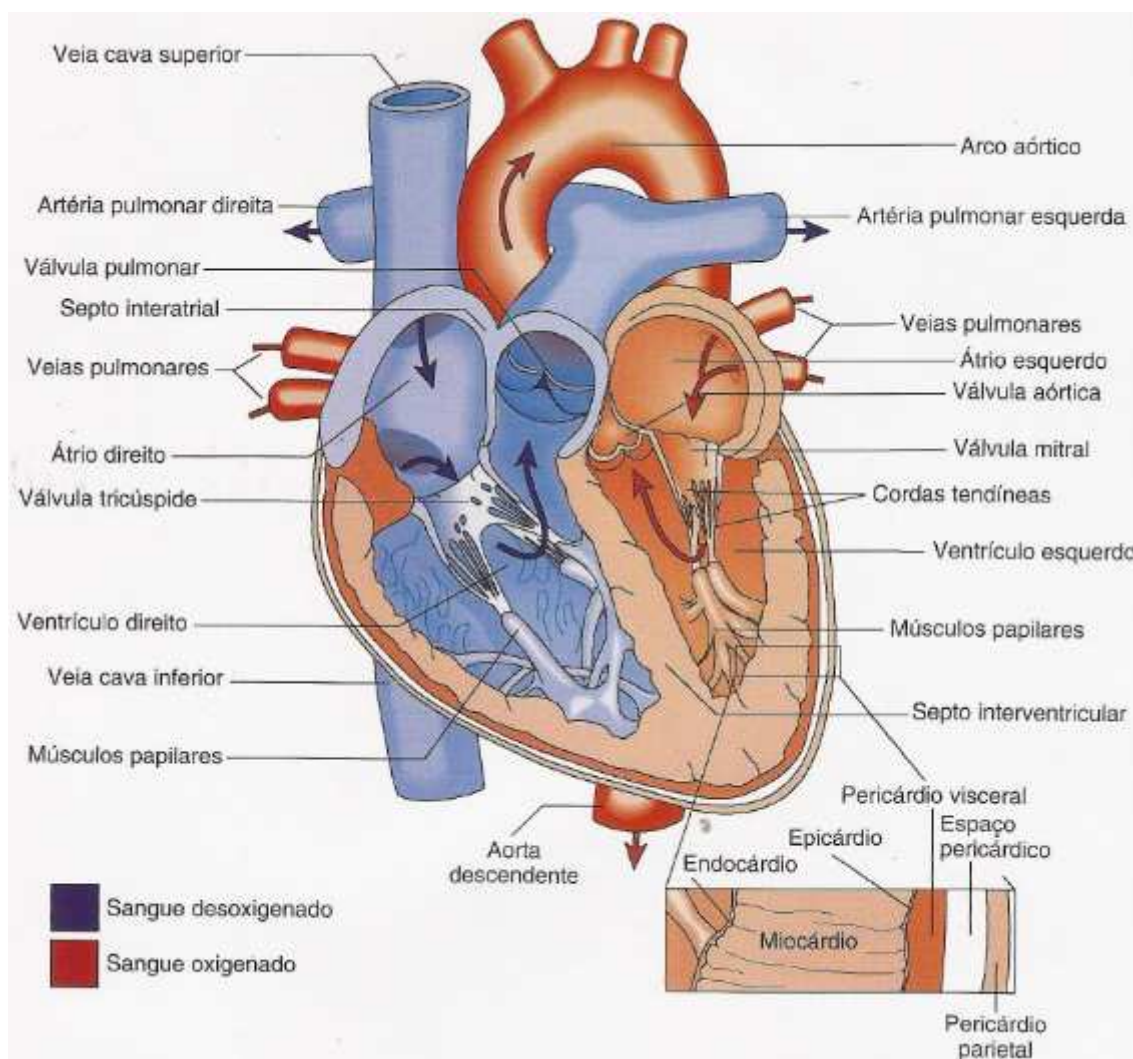
## **FUNÇÃO CARDIOVASCULAR**

O Coração é um órgão muscular oco cujo funcionamento se dá como uma bomba contrátil propulsora que localiza-se no centro do tórax levemente para a esquerda. Pesa aproximadamente 300g, podendo variar de acordo com alguns fatores como a idade, sexo e o peso corporal do indivíduo. O bombeamento sanguíneo é realizado pela contração e relaxamento rítmicos de sua parede muscular. Pode-se citar a sístole que é a contração do músculo, onde os compartimentos tornam-se menores a medida que o sangue é ejetado e a diástole

que é a fase de relaxamento do músculo. Um órgão adulto em funcionamento normal e em estado de repouso tem um batimento de aproximadamente 60 a 80 vezes por minuto e cada ventrículo em pessoa adulta ejeta aproximadamente 70 mL de sangue por batimento (SMELTZER & BARE, 2002).

O sangue tem uma função importante de auxiliar na temperatura do organismo e também regular o pH e a concentração de sais. É um fluido que distribui para os órgãos através do sistema cardiovascular os nutrientes, eletrólitos, hormônios, resíduos do metabolismo celular, água e várias outras substâncias (JUNIOR et al., 2012).

Na figura 1, identifica-se o sentido do fluxo de sangue no coração.



**FIGURA 1** - Estrutura do coração humano, as setas mostram o fluxo sanguíneo do sangue desoxigenado e oxigenado.

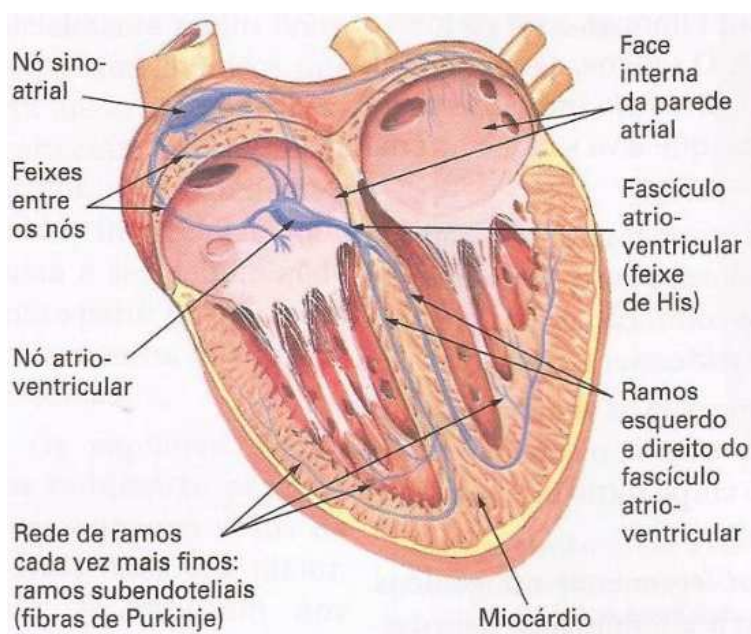
Fonte: SMELTZER & BARE, 2005.

O coração é composto por quatro compartimentos formando o sistema de bombeamento direito e esquerdo. O lado direito é composto do átrio e do ventrículo direito, onde é distribuído o sangue venoso (sangue desoxigenado) para os pulmões através da artéria pulmonar para a ocorrência da oxigenação. No átrio direito ocorre o recebimento de sangue que é retornado da veia cava superior, veia cava inferior e o seio coronariano. O lado esquerdo do coração é composto pelo átrio esquerdo e o

ventrículo esquerdo, onde distribui-se o sangue oxigenado para o corpo através da aorta. O recebimento do sangue oxigenado da circulação pulmonar realiza-se pelo átrio esquerdo através das veias pulmonares. As espessuras das paredes atriais e ventriculares são de acordo com a carga de trabalho imposta por cada compartimento (SMELTZER & BARE, 2002).

### MÚSCULO CARDÍACO (MIOCÁRDIO)

O miocárdio como visto na figura 2 é um elemento do coração. Sua principal composição é o tecido muscular, onde suas fibras musculares formam-se de maneira entremeada, possibilitando-se a contração e relaxamento do miocárdio (SMELTZER & BARE, 2005).



**FIGURA 2:** Esquema do coração, em vista anterior, após corte longitudinal.

Fonte: LOPES & ROSSO, 2010

Nesta região pode-se apresentar uma anomalia, conhecida como o infarto do miocárdio que também é chamada de ataque cardíaco, sendo esta a temida doença do coração. Desencadeia-se pela destruição do tecido miocárdio onde esta ocorre devido ao não suprimento sanguíneo, acarretando assim um descontrole entre o fornecimento e a demanda de oxigênio no miocárdio. O infarto do miocárdio ocorre geralmente em pessoas do sexo masculino portadores de aterosclerose dos vasos sanguíneos e com idade superior a 40 anos. Em mulheres ou em homens mais jovens também podem desencadear, podendo destacar em uma faixa etária entre 20 e 30 anos de idade (LIMA & MATÃO, 2010). Existe atualmente uma técnica capaz de proporcionar a revascularização miocárdica que é o implante de um *stent* coronário (ABELIN et al., 2009).

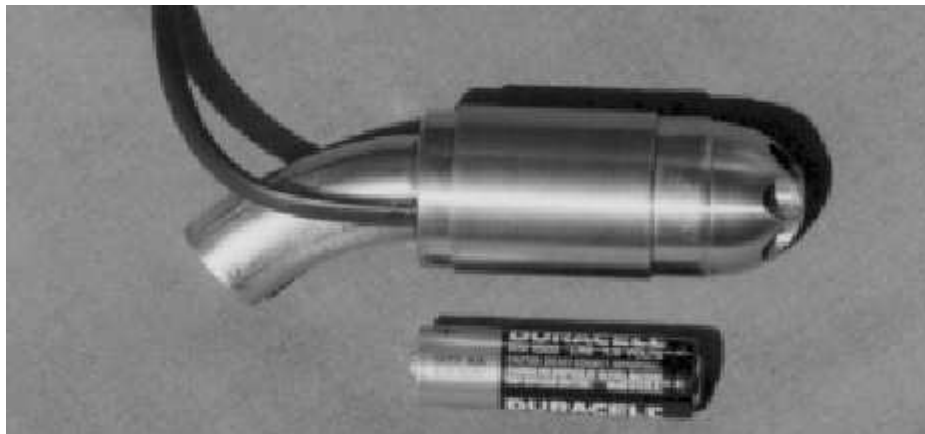
## VÁLVULAS CARDÍACAS

No coração existem quatro válvulas as quais permitem a condução sanguínea em uma única direção. Estas válvulas abrem e fecham de acordo com o movimento do sangue e também pelas alterações de pressão dentro dos compartimentos. Pode-se observar na figura 1 a válvula tricúspide, sendo ela a que separa o átrio direito do ventrículo direito (SMELTZER et al., 2008).

## ALGUMAS TECNOLOGIAS EXISTENTES A SERVIÇO DA VIDA

### BOMBA INTRAVENTRICULAR DE FLUXO AXIAL

Pode-se expor um estudo *in vitro* de um equipamento de fluxo axial (figura 3) cujo objetivo é proporcionar uma assistência circulatória totalmente implantável no ventrículo esquerdo. O protótipo utilizou um motor de 8 W onde foi possível gerar uma vazão entre 5 a 8 l/min, nestas condições não ocorreu hemólise em um período de até 12 horas. Os testes deste dispositivo com o sangue permitiu avaliar o grau de hemólise e com líquido de densidade semelhante ao sangue para avaliar a lubrificação e o desgaste (KUBRUSLY et al., 2000).



**FIGURA 3** - Comparação da dimensão de uma pilha tamanho AA com o dispositivo de assistência circulatória mecânica intraventricular de fluxo axial.

Fonte: KUBRUSLY et al., 2000.



**FIGURA 4** - Demonstração da simplicidade do dispositivo de assistência circulatória mecânica intraventricular de fluxo axial.

Fonte: KUBRUSLY et al., 2000.

## **BIOPUMP®**

É considerada uma bomba centrífuga utilizada em circulação sanguínea extracorpórea cujo funcionamento é dado pelo rotor. Este é acionado através de um acoplamento magnético com o motor que encontra-se instalado externamente (ANDRADE, 1996 citado por BOCK, 2011). O dispositivo chama-se *Biopump*® (figura 5) e pode ser utilizado em crianças ou em adultos através da programação do seu módulo (WADA, 2004 citado por BOCK, 2011).



**FIGURA 5** - Bomba centrífuga Biopump® da empresa “Medtronic”.

Fonte: BOCK, 2011.

## **CORAÇÃO ARTIFICIAL IMPLANTÁVEL**

Esta tecnologia (figura 6) aproxima-se ao tamanho de uma laranja e tem como característica o formato de um cone. Juntamente com o dispositivo existe uma caixa que aloca o circuito eletrônico e para recarregar o aparelho tem-se uma bobina. O objetivo deste modelo que ainda não foi testado no ser humano é de proporcionar o bombeamento sanguíneo no período que o paciente aguarda um órgão para transplante. Disponível em: <<http://agencia.fapesp.br/17719>> Acesso em 30/08/2013.



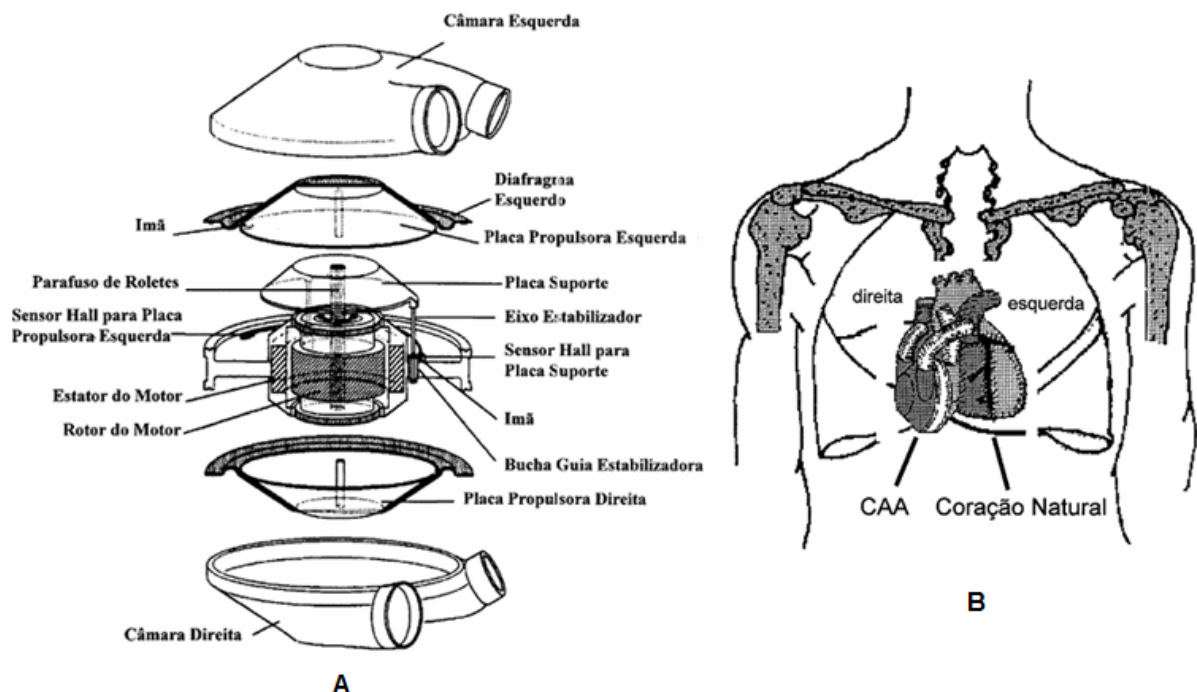
**FIGURA 6** - Coração artificial implantável nacional.

Fonte: Disponível em:  
<<http://agencia.fapesp.br/17719>>  
Acesso em 30/08/2013.

## O CORAÇÃO ARTIFICIAL AUXILIAR (CAA)

Este equipamento torna-se capaz de oferecer uma vazão de 5l/min, uma pré-carga de 10 mmHg e uma pós-carga média de 100 mmHg. Projeta-se este modelo em pequenas dimensões com o objetivo de ser implantado sem a retirada do coração natural, onde o dispositivo fique localizado dentro da cavidade torácica direita (ANDRADE et al., 1999).

O Coração artificial auxiliar (figura 7) apresenta um bombeamento sanguíneo pulsátil, onde este é produzido pela câmara direita e esquerda. É considerado um equipamento eletromecânico onde utiliza-se um motor sem escovas de corrente contínua e um parafuso planetário de roletes (OHASHI, 1997 citado por ANDRADE et al., 1999).



**FIGURA 7** - A) Vista explodida do CAA, mostrando detalhadamente seus componentes. B) CAA implantado na cavidade torácica direita.

Fonte: ANDRADE et al., 1999.

## SISTEMA COREVALVE™

CoreValve™ (figura 8) é o único dispositivo aprovado pela ANVISA utilizado na substituição valvar aórtica percutânea. A menor prótese tem a válvula de 22 mm de diâmetro e a maior tem a válvula de 24 mm. Esta tecnologia encontra-se na terceira geração e é composta de três folhetos de pericárdio porcino, onde estes são montados em um *stent* autoexpansível de nitinol com cinco cm de comprimento (PERIN et al., 2009).

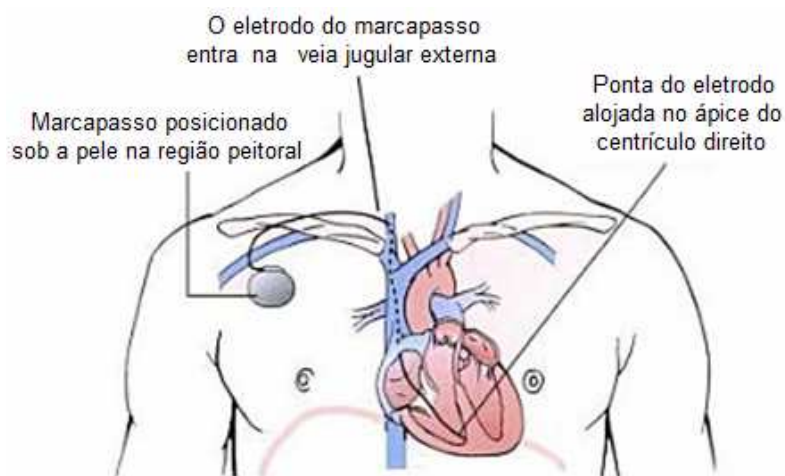


**FIGURA 8** - Bioprótese CoreValve™ com os folhetos de pericárdio porco suturados em *stent*.

Fonte: LEITE et al., 2009.

### MARCAPASSO

É um aparelho (figura 9) eletrônico, utilizado de maneira permanente ou temporária, adotado por pacientes que demonstram um impulso lento ou distúrbio de condução AV ou ventricular sintomático. Composto por um gerador de pulso eletrônico e de eletrodos, sendo também usado para controlar taquiarritmias que não respondem aos remédios (SMELTZER et al., 2008).



**FIGURA 9** - Gerador de marcapasso e eletrodo de estimulação transvenoso implantados

Fonte: TIMBY et al., 2005.

## **BOMBEAMENTO SANGUÍNEO NO FORMATO ARTIFICIAL**

### **BOMBA CENTRÍFUGA DE MÚLTIPLOS DISCOS GIRATÓRIOS**

O dispositivo apresentado chama-se bomba Tesla. É composta por uma matriz de discos finos separados por uma distância pré-estabelecida, onde formam-se um rotor após serem montados sobre o eixo. Seu bombeamento é proporcionado pela formação de uma camada limite constituída pelo movimento de rotação do eixo (COUTO, et al., 2006). A região adjacente a uma superfície sólida onde as tensões viscosas existem é considerada a camada limite. Elas existem devido à existência de cisalhamento das camadas do fluido, ou seja, os gradientes de velocidade na camada limite (BATISTA, 2009).

O princípio de funcionamento do dispositivo é a utilização das propriedades de viscosidade do fluido e em modelos clássicos, o motor é acoplado ao eixo e a entrada do fluido é de forma axial e a saída de forma radial (SASTRY et al., 2006).

A aderência da parede com o fluido é um fenômeno importante para o funcionamento deste equipamento. Quando o fluido adquire a velocidade da parede o disco tem a tendência de obter a velocidade do fluido em contato. Se o líquido for lançado tangencialmente à superfície do disco, a componente tangencial do vetor velocidade será dada como nula. O fluxo será laminar a medida que o disco adquire a velocidade do fluido, fazendo assim uma transferência mais energética. Quando distinguida a velocidade média do fluxo na entrada e após o giro do rotor, pode-se dizer que a velocidade relativa entre o fluxo e os discos será nula (COUTO, et al., 2006).

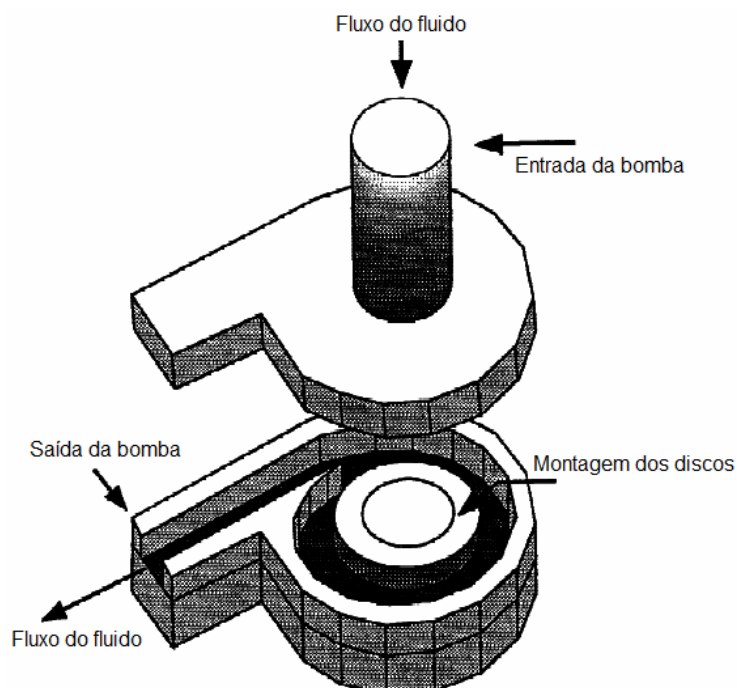
Uma bomba Tesla, quando em funcionamento com um rotor de bom desempenho, têm uma eficiência que pode chegar a uma margem de 40 a 60%. Considera-se eficiente quando os espaçamentos e a espessura dos discos forem mínimos, de forma que o arrasto e a turbulência nas bordas possam ser evitados (PODERGAJS, 2011).

Este dispositivo é uma das maneiras capazes do bombeamento sanguíneo de maneira artificial, uma vez que é possível o bombeamento de fluidos newtonianos e não-newtonianos (ENGIN et al., 2009).

Os fluidos que atendem à Lei de Newton da viscosidade, sendo os newtonianos aqueles onde a tensão de cisalhamento é diretamente proporcional à taxa de deformação, caracteriza-se por a tensão possuir uma dependência linear em relação à deformação. Em características inversas, considera-se o fluido como não-newtoniano, podendo-se exemplificar o sangue que além de ser não-newtoniano também é considerado como pseudoplástico (NICHOLS, 1990 citado por JUNIOR, 2012).

Em um bombeamento adequado de sangue é importante considerar as lesões às células sanguíneas. Os danos às células vermelhas do sangue ou a hemólise ocorrem nas regiões de alto cisalhamento. Estas tensões não podem ser extintas, porém podem ser reduzidas pela utilização de uma bomba adequada. Em casos, em que a simulação do fluido sanguíneo seja necessária em um dado bombeamento, pode-se utilizar uma solução de iodeto de sódio saturado aquoso (NaI), água destilada e glicerina (SASTRY et al., 2006).

A Figura 10 mostra detalhes da montagem da bomba centrífuga de múltiplos discos.



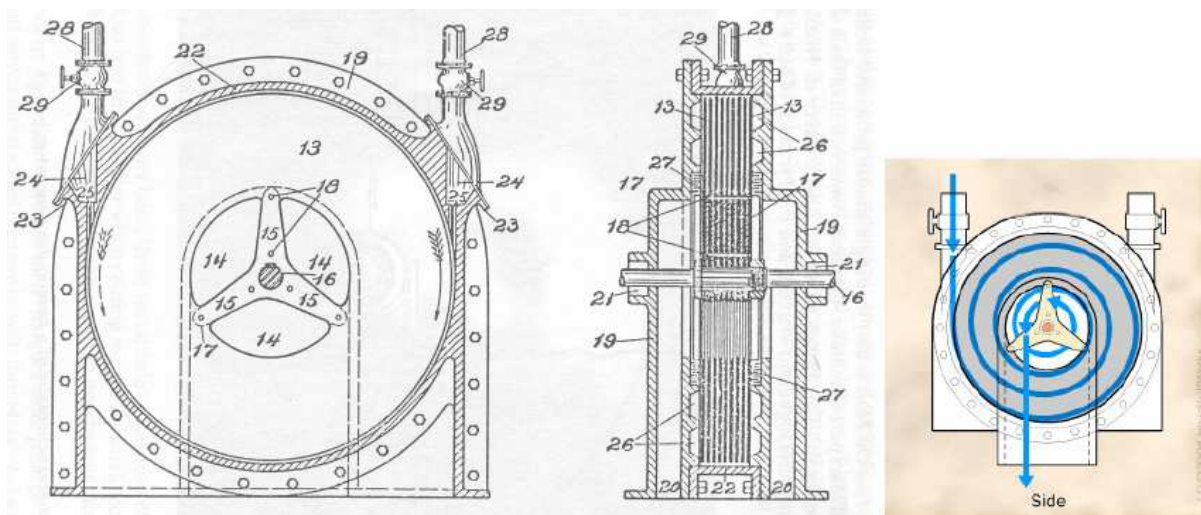
**FIGURA 10** - Bomba de múltiplos discos, com voluta em espiral.

Fonte: MILLER & FINK, 1999.

É possível transformar o modelo de uma turbina em uma bomba, para isto é necessário uma ligação de um motor no eixo. A eficiência poderá ser minimizada se a carga sobre o eixo for alta. Com essas grandes cargas, a velocidade média do fluido é menor, resultando em uma força centrífuga atuante sobre o fluido. Mesmo a eficiência do rotor sendo considerada alta, podem ocorrer perdas decorrentes ao fluxo do fluido de entrada e saída do rotor. Desta forma, a eficiência global é muito menor do que a esperada a partir das considerações do fluxo do rotor. (PODERGAJS, 2011).

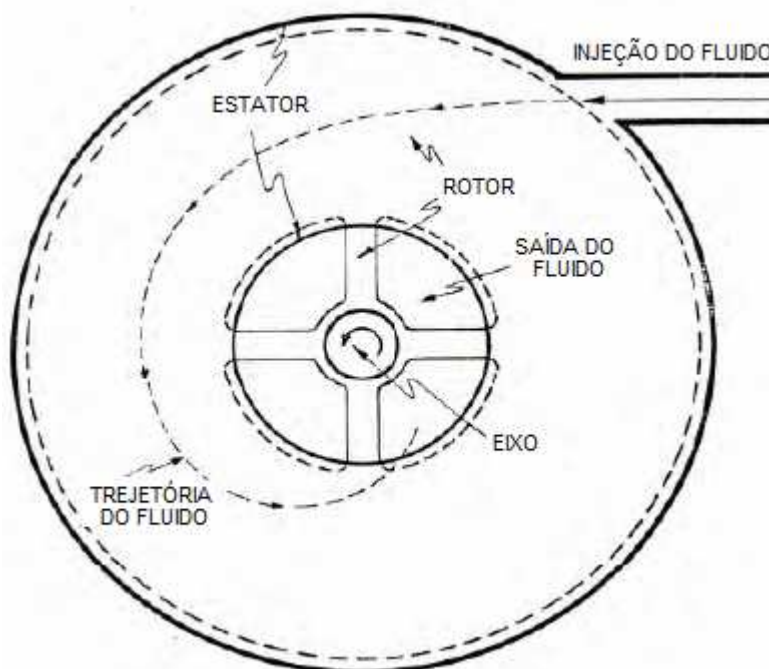
Em um modelo de turbina o fluido é direcionado para o centro dos discos e sua velocidade radial cresce devido à área do escoamento diminuir gradualmente. A teoria matemática para o estudo do fluxo dentro de uma turbina Tesla foi estabelecida pelo sistema de coordenadas cilíndricas baseada teoricamente nas equações de Navier Stokes no formato simplificado. Sabe-se que durante o funcionamento de uma turbina Tesla o fluido utilizado é injetado quase tangencialmente ao disco através do bico de entrada, este fluido é conduzido entre os espaços estreitos dos discos e apresenta-se em formato de espirais em direção à abertura de saída (SENGUPTA & GUHA, 2012).

Nas Figuras 11 e 12 são apresentados o princípio de funcionamento e os componentes de uma turbina Tesla.



**FIGURA 11** - (à esquerda) Esboço da turbina Tesla. O fluido é inserido através das entradas (24) e pelos bicos (25) e entra em contato com os discos (13). A saída do fluido é iniciada nas aberturas (14) e continua até a saída (20). Caso seja necessária a utilização como bomba, o fluxo deve ser revertido. Os discos são mantidos no lugar por meio de raios (15) e arruelas (17). Apresentação esquemática da passagem do fluido (à direita).

Fonte: PODERGAJS, 2011.



**FIGURA 12** - Trajetória do fluido em uma turbina Tesla.  
Fonte: BATISTA, 2009.

## FLUXO PRÓXIMO DE UM DISCO ROTATIVO

As equações diferenciais que governam o escoamento de um fluido são as equações de Navier-Stokes. Uma forma de solucionar de forma exata essas equações, é através do fluxo em volta de um disco plano, rotacionado em torno de um eixo perpendicular ao seu plano, em uma velocidade angular uniforme  $\omega$  (SCHLICHTING, 1979).

Durante o rotacionamento dos discos, uma camada muito próxima a eles é formada em decorrência do atrito, fazendo com que o fluido seja ejetado devido à ação das forças centrífugas. Para um fluido tridimensional, com componente de velocidade na direção radial ( $r$ ), circunferencial ( $\theta$ ) e axial ( $z$ ), as componentes são descritas como  $u, v, w$  (SCHLICHTING, 1979).

Em domínio com simetria rotacional e estado permanente, a equação de Navier Stokes pode ser escrita da seguinte forma (SCHLICHTING, 1979):

$$u \frac{\partial u}{\partial r} - \frac{v^2}{r} + w \frac{\partial u}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial r} + \nu \left\{ \frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{\partial}{\partial r} \left( \frac{u}{r} \right) + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right\} \quad (1)$$

$$u \frac{\partial v}{\partial r} + \frac{uv}{r} + w \frac{\partial v}{\partial z} = \nu \left\{ \frac{\partial^2 v}{\partial r^2} + \frac{\partial}{\partial r} \left( \frac{v}{r} \right) + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right\} \quad (2)$$

$$u \frac{\partial w}{\partial r} + w \frac{\partial w}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} + \nu \left\{ \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial w}{\partial r} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right\} \quad (3)$$

$$\frac{\partial u}{\partial r} + \frac{u}{r} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (4)$$

Para o formato do escoamento proposto as equações acima podem ser simplificadas da seguinte maneira (SENGUPTA & GUHA, 2012):

### Equação em $r$

Desprezando as forças em  $r$  e  $\theta$  (SENGUPTA & GUHA, 2012):

$$\rho \left[ \frac{Du}{Dt} - \frac{v^2}{r} \right] = -\frac{\partial p}{\partial r} + \mu \left[ \nabla^2 u - \frac{u}{r^2} - \frac{2}{r^2} \frac{\partial v}{\partial \theta} \right] \quad (5)$$

sendo:

$$\frac{Du}{Dt} = \frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial r} + \frac{v}{r} \frac{\partial u}{\partial \theta} + w \frac{\partial u}{\partial z} - \Omega^2 r - 2\Omega v \quad (6)$$

Considerando (SENGUPTA & GUHA, 2012):

- Fluxo constante  $\left( \frac{\partial u}{\partial t} = 0 \right)$
- Fluxo assimétrico  $\left( \frac{v}{r} \frac{\partial u}{\partial \theta} = 0 \right)$  e negligenciando  $w \frac{\partial u}{\partial z}$  com ajuda da hipótese de que a velocidade axial (direção  $z$ ) é desprezível em comparação com as velocidades radiais e tangenciais  $\frac{Du}{Dt} = u \frac{\partial u}{\partial r}$

$$\nabla^2 u = \frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u}{\partial r} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 u}{\partial \theta^2} \quad (7)$$

Considerando que os gradientes radiais são menores que os gradientes axiais, encontram-se na expressão (SENGUPTA & GUHA, 2012):

$$\nabla^2 u = \frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u}{\partial r} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} < \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \quad (8)$$

Sendo um fluxo assimétrico:

$$\frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 u}{\partial \theta^2} = 0 \quad (9)$$

Algumas considerações:

Fluxo assimétrico:  $\mu \frac{2}{r^2} \frac{\partial v}{\partial \theta} = 0$

Desprezando as forças em  $r$  e  $\theta$ :  $\frac{\partial p}{\partial r} = \frac{\partial p}{\partial r}$ ,  $\frac{\partial p}{\partial r} = \frac{\partial p}{\partial r}$  ( $\frac{\partial p}{\partial \theta} = 0$  e  $\frac{\partial p}{\partial z} = 0$ ), sendo  $\frac{\partial p}{\partial r} = \frac{\partial p}{\partial r}$ .

Os gradientes radiais são menores do que os gradientes axiais, então  $\frac{u}{r^2} < \frac{\partial^2 u}{\partial z^2}$ .

Utilizando as considerações acima a equação em  $r$  pode se aproximar da expressão:

$$-\frac{dp}{dr} + \mu \frac{\partial^2 u}{\partial z^2}. \quad (10)$$

A relação entre a velocidade absoluta e relativa de  $r$  será dada por (SENGUPTA & GUHA, 2012):

$$V_r \frac{\partial u}{\partial r} - \Omega^2 r - 2\Omega v - \frac{v^2}{r} = -\frac{1}{\rho} \frac{dp}{dr} + V \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \quad (11)$$

### Equação em $\theta$

Desprezando as forças em  $r$  e  $\theta$ , a equação em  $\theta$  para um escoamento incompressível é (SENGUPTA & GUHA, 2012):

$$\rho \left[ \frac{Dv}{Dt} - \frac{uv}{r} \right] = -\frac{1}{r} \frac{\partial p}{\partial \theta} + \mu \left[ \nabla^2 v - \frac{v}{r^2} - \frac{2}{r^2} \frac{\partial u}{\partial \theta} \right] \quad (12)$$

Sendo:

$$\frac{Dv}{Dt} = \frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial r} + \frac{v}{r} \frac{\partial v}{\partial \theta} + w \frac{\partial v}{\partial z} \quad (13)$$

Considerando (SENGUPTA & GUHA, 2012):

- Fluxo constante ( $\frac{\partial v}{\partial t} = 0$ )
- Fluxo assimétrico ( $\frac{v}{r} \frac{\partial v}{\partial \theta} = 0$ ) e negligenciando  $w \frac{\partial v}{\partial z}$  com ajuda da hipótese de

que a velocidade axial (direção  $z$ ) é desprezível em comparação com as velocidades radiais e tangenciais  $\frac{Dv}{Dt} = u \frac{\partial v}{\partial r}$

$$\nabla^2 v = \frac{\partial^2 v}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial v}{\partial r} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 v}{\partial \theta^2} \quad (14)$$

Na expressão  $\nabla^2 v, \left( \frac{\partial^2 v}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial v}{\partial r} \right) < \frac{\partial^2 v}{\partial z^2}$  assumindo que os gradientes radiais são menores do que os gradientes axiais e na expressão  $\frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 v}{\partial \theta^2} = 0$ , assumindo que o fluxo é assimétrico. Pela hipótese de que os gradientes radiais são menores do que os gradientes axiais,  $\left( \frac{v}{r^2} \right) < \frac{\partial^2 v}{\partial z^2}$ .

Fazendo todas as considerações citadas a equação em  $\theta$  é aproximada de:

$$\mu \frac{\partial^2 v}{\partial z^2}$$

A relação entre a velocidade absoluta e relativa de  $\theta$  será dada por:

$$v \frac{\partial u}{\partial r} + \frac{uv}{r} + 2\Omega u = v \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \quad (15)$$

### Equação em $z$

Fazendo a consideração de que a da velocidade axial (direção  $z$ ) é desprezível em comparação com as velocidades radiais e tangenciais. A equação em  $z$  torna-se (SENGUPTA & GUHA, 2012):

$$\frac{\partial P}{\partial z} = 0 \quad (16)$$

onde:  $P = p - \rho g_z z$

A força que atua sobre uma partícula de fluido na camada de rotação a uma distância  $r$  do eixo é a força centrífuga ( $\rho r \omega^2$ ). Para um volume de área  $dr \cdot ds$  e uma altura  $\delta$ , esta força será (SCHLICHTING, 1979):

$$F = \rho r \omega^2 \delta dr \cdot ds \quad (17)$$

O fluido em operação apresenta uma tensão de cisalhamento ( $\tau_w$ ) que é apontada no sentido de deslizamento do fluido onde forma um ângulo  $\theta$  com a velocidade circunferencial. Deste modo, igualando a componente radial da tensão de cisalhamento à força centrífuga, encontra-se (SCHLICHTING, 1979):

$$\tau_w \sin \theta dr \cdot ds = \rho r \omega^2 \delta dr \cdot ds \quad \text{ou} \quad \tau_w \sin \theta = \rho r \omega^2 \delta \quad (18)$$

Quando a direção de deslizamento do fluxo próximo da parede do disco tem um valor que independe do valor do raio, pode-se dizer que a espessura carregada pelo disco é (SCHLICHTING, 1979):

$$\delta \sim \sqrt{\frac{\nu}{\omega}} \quad (19)$$

Pode-se escrever também que a tensão de cisalhamento na parede é:

$$\tau_w \sim \rho r \omega^2 \delta \sim \rho r \omega \sqrt{\nu \omega} \quad (20)$$

O torque será dado por (SCHLICHTING, 1979):

$$M \sim \tau_w R^3 \sim \rho R^4 \omega \sqrt{\nu \omega} \quad (21)$$

Integrando o sistema da equação de Navier Stokes e introduzindo uma distância adimensional da parede,  $\zeta \sim z/\delta$ , obtém-se (SCHLICHTING, 1979):

$$\zeta = z \sqrt{\frac{\omega}{\nu}} \quad (22)$$

O resultado da força centrífuga é o bombeamento do líquido para o exterior do disco.

Equacionamento considerado como base para o desenvolvimento deste modelo é dado por (SCHLICHTING, 1979):

**Vazão:**

$$Q = \pi \cdot R^3 \cdot \omega \cdot (Re)^{-\frac{1}{2}} \cdot 2 \cdot \text{Área} \cdot 2 \cdot (N - 1) \quad (23)$$

**Número de Reynolds:**

$$Re = \frac{R^2 \omega}{\nu} \quad (24)$$

Fluxo turbulento ( $Re > 3 \cdot 10^5$ )

Fluxo laminar ( $Re < 10^5$ )

**Espessura da camada limite:**

$$\delta = 0.526 r \left( \frac{\nu}{r^2 \omega} \right)^{1/5} \quad (25)$$

**A distância do espaçamento (E) entre os discos deverá ser:**

$$E = 2 \cdot \delta \quad (26)$$

Onde (SCHLICHTING, 1979):

R = raio externo do disco

$r$  = raio interno do disco

$\omega$  = velocidade angular

$V$  = viscosidade cinética do fluido de trabalho

Obs.: No caso de fluxo laminar utiliza-se  $r$  como o valor do raio ( $R$ ).

#### **Nomenclaturas:**

$r$  velocidade na direção radial

$\phi$  velocidade na direção circunferencial

$z$  velocidade na direção axial

$u$  velocidade no eixo x (radial)

$v$  velocidade no eixo y (circunferencial)

$w$  velocidade no eixo z (axial)

$\omega$  velocidade angular

$x, y, z$  coordenadas globais cartesianas

$\delta$  espessura da camada limite

$\tau$  tensão de cisalhamento (força por unidade de área)

$p$  pressão (força por unidade de área)

$\rho$  densidade (massa por unidade de volume)

$R$  raio externo do disco

$r$  raio interno do disco

$Re$  número de Reynolds

$E$  espaçamento entre os discos

$M$  torque

$F$  força

$\mu$  viscosidade absoluta/dinâmica

$V$  viscosidade cinética

$Q$  vazão volumétrica

$\Omega$  velocidade de rotação do disco

## **CONSIDERAÇÕES FINAIS**

A bomba centrífuga de múltiplos discos giratórios (bomba Tesla) como é chamada é considerada como uma máquina não convencional. Embora algumas vezes considera-se como de baixa eficiência, ela oferece várias vantagens tais como: lidar com fluidos considerados não usuais, muito viscosos, com misturas gás-líquidos e também os fluidos não newtonianos. Esta tecnologia também é bastante propícia na área biomédica, onde comumente é usada no bombeamento sanguíneo de maneira artificial (ENGIN et al., 2009).

As tensões cisalhantes são desenvolvidas em um material sólido quando este é cisalhado elasticamente ou deformado, e em um fluido qualquer elas surgem devido ao escoamento viscoso (FOX et al., 2010). Para aplicação sanguínea estas tensões não podem ser extintas, porém podem ser reduzidas pela utilização de uma

bomba adequada (SASTRY et al., 2006).

Durante uma circulação extracorpórea a hemólise ocorre pelo fato de existir trauma mecânico. Este trauma é provocado durante a condução do sangue: pela bomba, por diversas superfícies em condições de velocidades desiguais e pelas cânulas (BARBOSA, 1997 citado por JUNIOR et al., 2012).

Para um bombeamento sanguíneo adequado, diversas pesquisas são realizadas para o melhoramento das técnicas cirúrgicas e das novas tecnologias. Estes estudos tornam-se importantes na tentativa de minimizar o quantitativo dos pacientes na fila de espera por um coração e também de diminuir o número de óbitos relacionados à insuficiência do bombeamento de sangue.

Por o sangue ser considerado um fluido não newtoniano, o modelo (bomba centrífuga de múltiplos discos) apresentado neste trabalho traz grandes perspectivas a esta problemática devido a sua capacidade de bombear fluidos com características de não newtonianos.

## REFERÊNCIAS

ABELIN, A. P. QUADROS, A. S.; ZANETTINI, M. T.; LEBOUTE, F. C.; YORDI, L. M.; CARDOSO, C. R.; MORAES, C. A. R.; RODRIGUES, L. H. C.; JR, L. H. C. R.; MOURA, M. R. S.; LEITE, R. S.; GOTTSCHALL, C. A. M. Doze Anos de Experiência com Implante de Stents Coronários em 5.284 Pacientes. **Rev Bras Cardiol Invas**, v. 17, n. 3, 2009, p. 346-51.

ANDRADE, A.; OHASHI, Y.; LUCCHI, J.; NICOLOSI, D.; DINKHUYSEN, J. J.; BISCEGLI, J.; ARRUDA, A. C. F.; CUNHA, W. C.; NOSÉ Y. Testes in vitro e in vivo com o Coração Artificial Auxiliar (CAA): um novo modelo de coração artificial totalmente implantável e heterotópico. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 14, n. 2, 1999, 128-134.

ARAUJO, D. V.; TAVARES, L. R.; VERÍSSIMO, R.; FERRAZ, M. B.; MESQUITA, E. T. Custo da Insuficiência Cardíaca no Sistema Único de Saúde. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 84, n. 5, 2005, p. 422-427.

AZEVEDO, V. V. C.; CHAVES, S. A.; BEZERRA D. C.; COSTA, A. C. F. M. Materiais cerâmicos utilizados para implantes. **Revista Eletrônica de Materiais e Processos**, v.3.1, 2008. p. 31-39.

BATISTA, J. C. **Microgeração de energia elétrica (abaixo de 100 kW) utilizando turbina tesla modificada**. 2009. 108p. Tese (doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual Paulista.

BOCK, E. G. P. **Projeto, construção e testes de um dispositivo de assistência ventricular: bomba de sangue centrífuga implantável**. 2011.153p. Tese (doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual de Campinas.

COUTO, H. S.; DUARTE, J. B. F.; NETTO, D. B. The Tesla Turbine Revisited. **8<sup>th</sup> Asia-Pacific International Symposium on Combustion and Energy Utilization**, Sochi, Russian Federation, 2006.

ENGİN, T.; ÖZDEMİR, M.; ÇEŞMECI, Ş. Design, testing and two-dimensional flow modeling of a multiple-disk fan. **Experimental Thermal and Fluid Science**, [s.n.]: Elsevier, 2009. p. 1180–1187.

FAPESP, Pesquisadores desenvolvem coração artificial implantável nacional, disponível em: <http://agencia.fapesp.br/17719>. Acesso em 30/08/2013.

FIGUEIREDO, E. L. MACHADO, F. P. Os papéis da digoxina em pacientes com insuficiência cardíaca - Uma revisão geral. **Insuficiência Cardíaca**, v. 5, n. 2, 2010, p. 72-78.

FOX, R.W.; PRITCHARD, P.J.; MCDONALD, A.T. **Introdução à mecânica dos fluidos**. 7 ed., LTC, Rio de Janeiro, 2010, 710p.

JUNIOR, F.U.V.; ANTUNES, N.; COSTA, E. T. Comparação entre aspiradores de sangue combinados com tubos de silicone usados em circulação extracorpórea. **Revista Ciência e Tecnologia**, v.15, n.26, 2012, p.69-74.

KUBRUSLY, L. F.; MARTINS, A. F.; MADEIRA, J.; SAVYTZKY, S.; WOLLMAN, D.; MELHEM, A.; ADAM, R.; BAIRRO, F. R.; GONÇALVES, E. C.; KUBRUSLY, D. Dispositivo de assistência circulatória mecânica intraventricular de fluxo axial: estudo in vitro. **Rev Bras Cir Cardiovasc**, v.15, n.2, 2000, p. 169-172.

LEITE, R. S.; QUADROS, A. S.; PRATES, P. R. L.; VOLTOLINI, I.; CONTI, E.; GIUSTI, I.; FILHO, P. A. S.; LIMA, G. G.; GOTTSCHALL, C. A. M.; Marca-passo Permanente Após Implante Percutâneo Valvular Aórtico: a Necessidade é Maior que Imaginávamos?. **Rev Bras Cardiol Invas**, v. 17, n. 4, 2009, p. 476-483.

LIMA, I. L.; MATÃO, M. E. L. **Manual do Técnico em Enfermagem**. 9 ed., ABeditora, Goiânia, 2010, 656p.

LOPES, S.; ROSSO, S. **Bio**, 1 ed., v. 2. Saraiva, São Paulo, 2010, 480p.

MILLER, G. E.; FINK, R. Analysis of Optimal Design Configurations for a Multiple Disk Centrifugal Blood Pump. **Artificial Organs**, v. 23, n.6, 1999, p. 559-565.

PENA, F. M.; PEREIRA, S. B.; GIRO, C.; SEIXAS, K.; BARCELOS, A. F.; MESQUITA, E. T. Aplicação de escore de marcadores de baixo custo no prognóstico de pacientes com insuficiência cardíaca crônica. **Insuficiência Cardíaca**, v. 6, n. 3, 2011, p. 117-123.

PENA, F. M.; CORREIA, M. A. M. Q.; FARIA, C. A. C.; MODENESI, R. F.; BARCELOS, A. F.; PIRACIABA, M. C. T.; PEREIRA, S. B.; SOARES, J. S. Sintomas depressivos e hospitalizações por insuficiência cardíaca: prevalência, preditores e mortalidade. **Insuficiência Cardíaca**, v. 5, n. 4, 2010, p.178-18.

PERIN, M. A.; JR, F. S. B.; ALMEIDA, B. O.; PEREIRA, M. A. M.; ABIZAID, A.; TARASOUTCHI, F.; EBERHARD, G. Substituição Valvar Aórtica Percutânea para o

Tratamento da Estenose Aórtica. Experiência Inicial no Brasil. **Arq Bras Cardiol**, v. 93, n. 3, 2009, p. 299-306.

PODERGAJS, M. **Seminar: The Tesla Turbine**, University of Ljubljana, Faculty of Mathematics and Physics, 2011.

PORTAL DA SAÚDE, **Coração artificial recupera paciente do SUS**, disponível em: <http://portalsaude.saude.gov.br>. Acesso em 04/10/2012.

TIMBY, B. K.; SMITH, N. E. **Enfermagem médico-cirúrgica**. 8.ed., Manole, Barueri, 2005. 1259 p.

SASTRY, S.; KADAMBI, J. R.; SANKOVIC, J. M.; IZRAELEV, V. Study Of Flow Field In An Advanced Bladeless Rotary Blood Pump Using Particle Image Velocimetry. **13<sup>th</sup> Int Symp on Applications of Laser Techniques to Fluid Mechanics**, Portugal, Lisbon, 2006.

SCHLICHTING, H., **Boundary Layer Theory**. 7 ed., McGraw-Hill Book Company, New York, 1979, 817p.

SENGUPTA, S.; GUHA, A. A theory of Tesla disc turbines. **Journal of Power and Energy**, India, v.0, n.0, 2012. p. 1-14.

SMELTZER, S.C.; BARE, B.G. **Tratado de Enfermagem Médico-Cirúrgica**. 9 ed., v.2, Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 2002, 1034p.

SMELTZER, S.C.; BARE, B.G. **Tratado de Enfermagem Médico-Cirúrgica**. 10 ed., v.2, Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 2005, 1133p.

SMELTZER, S.C.; BARE, B. G.; HINKLE, J. L.; CHEEVER, K. H. **Tratado de Enfermagem Médico-Cirúrgica**. 11 ed., v.1, Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 2008, 1079p.

ZERBINI, E.J.; AZEVEDO, A. C.; NOGUEIRA, C.; MORAES, D. J.; FELIPOZZI, H. J.; BITTENCOURT, D.; JATENE, A. D.; TEIXEIRA, J. A cirurgia cardiovascular no Brasil: realizações e Possibilidades. **Rev Bras Cir Cardiovasc**, v. 25, n.2, 2010, p. 264-277.