

ESTUDO DO MODELO DE BOMBA CENTRÍFUGA DE MÚLTIPLOS DISCOS COM APLICAÇÃO À ÁREA BIOMÉDICA

Janaína Simões Lima¹, Rivânia Hermógenes Paulino², Juan Sérgio Romero Saenz³

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

O trabalho consistiu no estudo e construção de um protótipo cujo nome é dado por bomba centrífuga de múltiplos discos giratórios. O bombeamento deste dispositivo é proporcionado pela formação de uma camada limite formada pelo movimento de rotação do eixo, onde é constituído por discos distanciados onde o fluido entra no centro destes discos e é expulso em suas extremidades. O equipamento é chamado de bomba Tesla, e aplica-se a fluídos newtonianos e não newtonianos. Entre as suas diversas vantagens, a proposta da aplicação deste modelo é com fluídos incapazes de serem bombeados por outros equipamentos, tal como o sangue. Sabe-se que no Brasil o número de óbitos associados à incapacidade do bombeamento sanguíneo é grande e entende-se que este formato de bombeamento é promissor na área biomédica por ser capaz de bombear sangue de maneira artificial sem acarretar sua ruptura estrutural. Por fim, esta pesquisa investiga o modelo da bomba citada acima e desta maneira apresenta-se a fabricação de um protótipo com suas devidas validações numéricas.

PALAVRAS-CHAVE: bomba centrífuga, camada limite e fluxo sanguíneo.

STUDY OF CENTRIFUGAL PUMP MODEL OF MULTIPLE DISCS WITH APPLICATION IN BIOMEDICAL AREA

ABSTRACT

The work consists in the study and construction of a prototype whose name is given by centrifugal pump of multiple spinning disks. The pumping of this device is provided by forming a boundary layer formed by the rotation movement of the shaft. That is constituted by spaced discs where the fluid enters in the center of these discs and it expelled at their ends. The device is called of Tesla pump, and applied as fluids Newtonian and non-Newton fluids. The proposed of the application of this model is with unable fluids to be pumped by other equipment, such as blood. It is known that

in Brazil the number of deaths associated with the inability of pumping blood is great and it is promising in the biomedical area because is able to pump blood artificially without causing structural disruption. Finally, this study investigates the pump model mentioned above and thus presents the manufacture of a prototype with its due number validations.

KEYWORDS: centrifugal pump, boundary layer and blood flow.

INTRODUÇÃO

Grande parte das doenças cardíacas manifestadas são causadas pela dificuldade do fluxo normalizado do sangue, onde sabe-se que o coração (figura 1) 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 dos nutrientes e oxigênio do organismo (SMELTZER & BARE, 2002).

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 de doenças cardiovasculares, estimando-se em torno 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).

Muitos pacientes necessitam de transplante cardíaco e há grande dificuldade em obter o órgão de doador compatível e em boas condições de transplante (Nosé 2003a citado por BOCK, 2011).

Os cientistas Coolley e Liotta iniciaram pesquisas relacionadas ao uso de coração artificial e em 1969 implantaram o primeiro dispositivo (DEBAKEY, 2000 citado por BOCK, 2011)

De acordo com BOCK (2011) em 1983 ocorreu o primeiro sucesso de implante de coração artificial na Universidade de Utah, este evento foi um marco mundial alcançado pelo grupo do Dr.Kolff.

O dispositivo abordado neste trabalho chama-se bomba Tesla, é composta 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. Elas são formadas devido à existência de cisalhamento das camadas do fluido, ou seja, os gradientes de velocidade na camada limite (BATISTA, 2009).

Com relação a análise de eficiência da bomba Tesla, esta poderá ser considerada eficiente quando os espaçamentos e a espessura dos discos forem mínimos, de forma que o arrasto e a turbulência nas bordas possam ser evitados. 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 (PODERGAJS, 2011).

A bomba Tesla é tida como uma máquina não convencional. Embora algumas vezes considerara 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 é bastante propícia na área biomédica, onde comumente é usada no bombeamento sanguíneo de maneira artificial (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 das células sanguíneas, decorrentes à trombose e hemólise que podem ocorrer por parte da bomba. Os danos às células vermelhas do sangue ou hemólise ocorrem nas regiões de alto cisalhamento (SASTRY et al., 2006).

Analisando as tensões cisalhantes pode-se dizer que em aplicações em um determinado sólido elas desenvolvem-se quando o material é cisalhado elasticamente ou deformado, e em um fluido qualquer elas surgem devido ao escoamento viscoso (FOX et al., 2010). Em uma aplicação sanguínea estas tensões não podem ser extintas, porém podem ser reduzidas pela utilização de uma bomba adequada (SASTRY et al., 2006).

Apresenta-se neste trabalho um modelo matemático para o dimensionamento de um sistema de bombeamento de múltiplos discos giratórios (bomba Tesla) e é apresentado um protótipo com suas devidas validações numéricas. Há grandes perspectivas da utilização deste modelo no bombeamento do fluxo sanguíneo.

OBJETIVOS

Estudo, construção, análise experimental e validação do modelo teórico com os dados experimentais de um protótipo de uma bomba centrífuga de múltiplos discos giratórios. Com isso espera-se obter uma direção a uma futura produção em escala reduzida a ser aplicada a área biológica.

MATERIAL E METODOS

Todo o projeto, construção, testes e melhorias do protótipo (figura 2) deram-se nos laboratórios da FAACZ, onde o projeto e a construção foram realizados no primeiro semestre do ano de 2013 e os testes e as melhorias no segundo semestre deste mesmo ano.

Diversos tipos de máquinas/equipamentos foram utilizados durante a construção podendo-se destacar: furadeira, fresa, morsa, torno mecânico e retífica.

CONSTRUÇÃO DO PROTÓTIPO

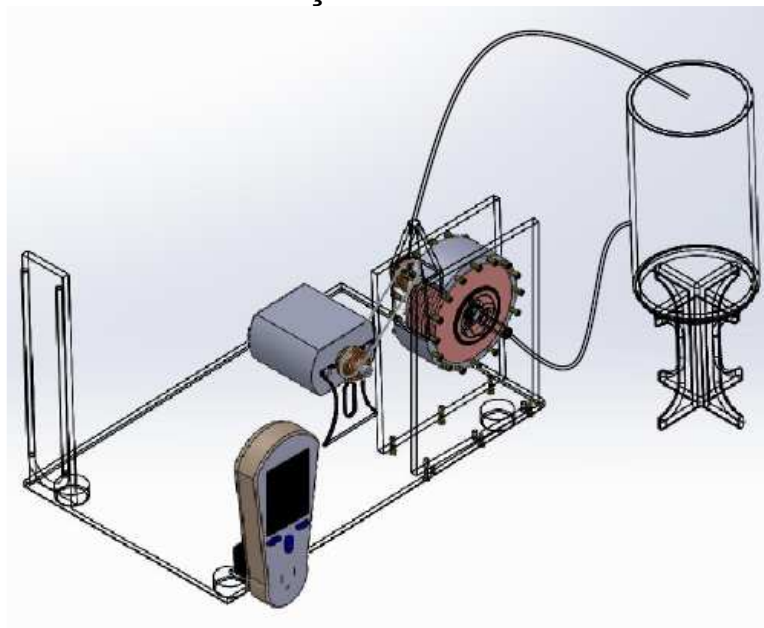


FIGURA 2: Croqui do protótipo construído.
Fonte: Os autores

O dispositivo construído conforme visto na figura 3 é composto por um motor (100 w), bomba Tesla, alternador de velocidade, wattímetro e tubo em U. Na figura 4 pode-se observar detalhadamente a configuração final do rotor construído.



FIGURA 3: Protótipo construído.
Fonte: Os autores

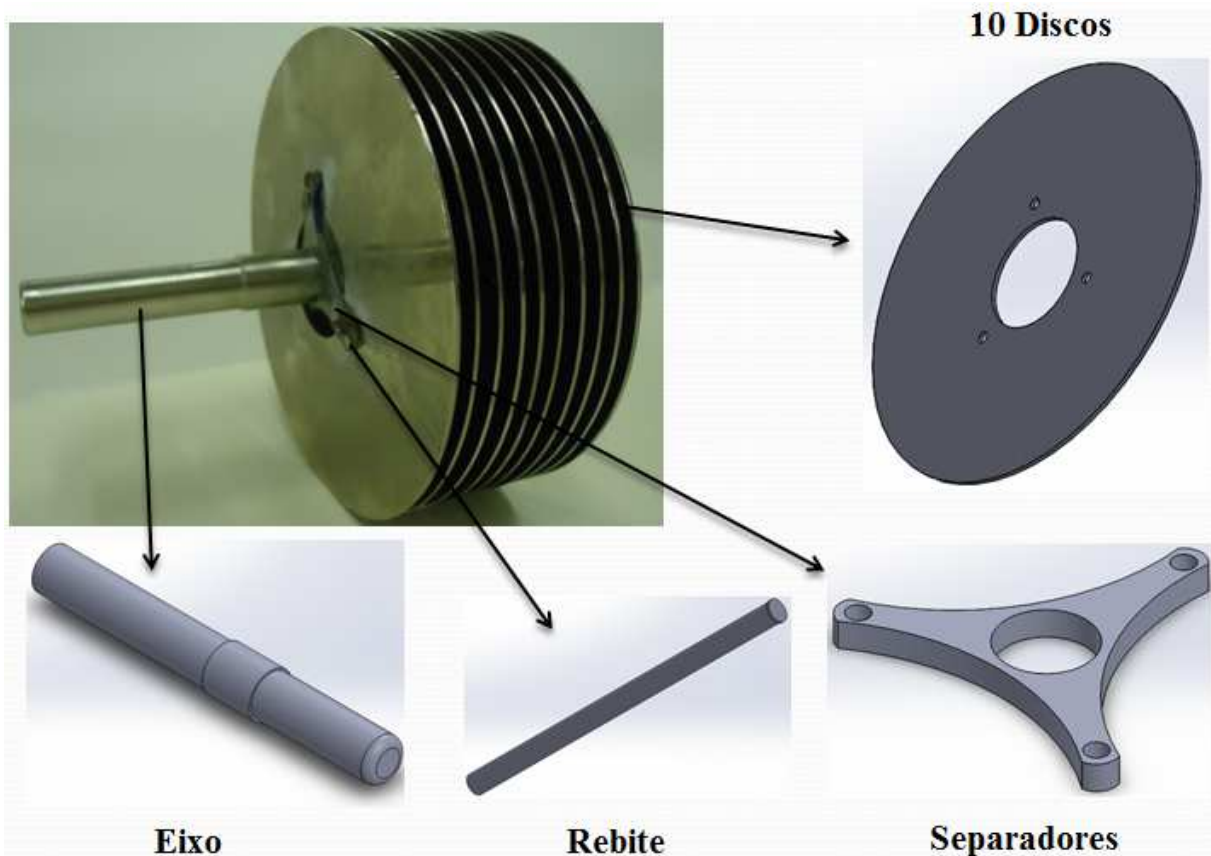


FIGURA 4: Detalhes do rotor fabricado.

Fonte: Os autores

Obs.: Usou-se água como fluido de trabalho para o funcionamento e análise dos dados.

Partes do dispositivo:

- **Tampas laterais e retentor**

Utiliza-se acrílico translúcido com **7mm** de espessura e com alta resistência ao impacto. Conforme visto na figura 5, em uma das laterais acopla-se o retentor de maneira a evitar qualquer tipo de vazamento por parte do fluido de trabalho.



FIGURA 5: Tampas laterais com os devidos furos e com o retentor acoplado.
Fonte: Os autores

- **Coifa:**

Utiliza-se acrílico com 3 mm de espessura. Pode-se observar na figura 6 que o modelo desenvolvido apresenta o melhor formato da saída do fluido.



FIGURA 6: Coifa.
Fonte: Os autores

- **Carcaça:**

Para eliminar o surgimento de oxidação por parte da carcaça (figura 7) e dos parafusos de fixação (figura 8), utiliza-se os mesmos de aço inoxidável, proporcionando assim a viabilidade destes elementos no dispositivo construído.



FIGURA 7: Carcaça de aço inoxidável com os devidos furos de fixação.

Fonte: Os autores

- **Junta de vedação:**

Obtêm-se durante a construção através de uma junta chamada de 'papelão hidráulico' com 0,8 mm de espessura a vedação total entre as laterais e a carcaça, conforme apresentado na figura 8.



FIGURA 8: Junta de vedação.

Fonte: Os autores

APLICAÇÃO NUMÉRICA

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 ω (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 (θ) 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 θ (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 θ : $\frac{\partial p}{\partial r} = \frac{\partial p}{\partial r}$, $\frac{\partial p}{\partial r} = \frac{\partial p}{\partial r}$ ($\frac{\partial p}{\partial \theta} = 0$ 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 θ

Desprezando as forças em r e θ , a equação em θ 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 $\left(\frac{\partial v}{\partial t} = 0 \right)$
- Fluxo assimétrico $\left(\frac{v}{r} \frac{\partial v}{\partial \theta} = 0 \right)$ 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 θ é aproximada de:

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

A relação entre a velocidade absoluta e relativa de θ 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 δ , 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 (τ_w) que é apontada no sentido de deslizamento do fluido onde forma um ângulo θ 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):

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

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

$$\tau_{\infty} \sim \rho r \omega^2 \delta \sim \rho r \omega \sqrt{V \omega} \quad (20)$$

O torque será dado por (SCHLICHTING, 1979):

$$M \sim \tau_{\infty} R^3 \sim \rho R^4 \omega \sqrt{V \omega} \quad (21)$$

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:

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

Número de Reynolds:

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

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

Fluxo laminar ($\text{Re} < 10^5$)

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:

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

Dados do protótipo construído:

R = raio externo do disco = 0,0475m

r = raio interno do disco = 0,0125m

E = 3mm

ω = velocidade angular

ν = viscosidade cinética da água $1,003 \cdot 10^{-6} \frac{\text{m}^2}{\text{s}}$

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

Nomenclaturas:

r velocidade na direção radial
 \varnothing 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)
 ω velocidade angular
 x, y, z coordenadas globais cartesianas
 δ espessura da camada limite
 τ tensão de cisalhamento (força por unidade de área)
 p pressão (força por unidade de área)
 ρ 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
 μ viscosidade absoluta/dinâmica
 ν viscosidade cinética
 Q vazão volumétrica
 Ω velocidade de rotação do disco

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para a medição de alguns aspectos utilizou-se determinados instrumentos, tais como: tacômetro digital e wattímetro. Os valores foram tratados graficamente e analisados conforme o modelo proposto por SCHLICHTING (1979), obtendo-se assim as seguintes comparações:

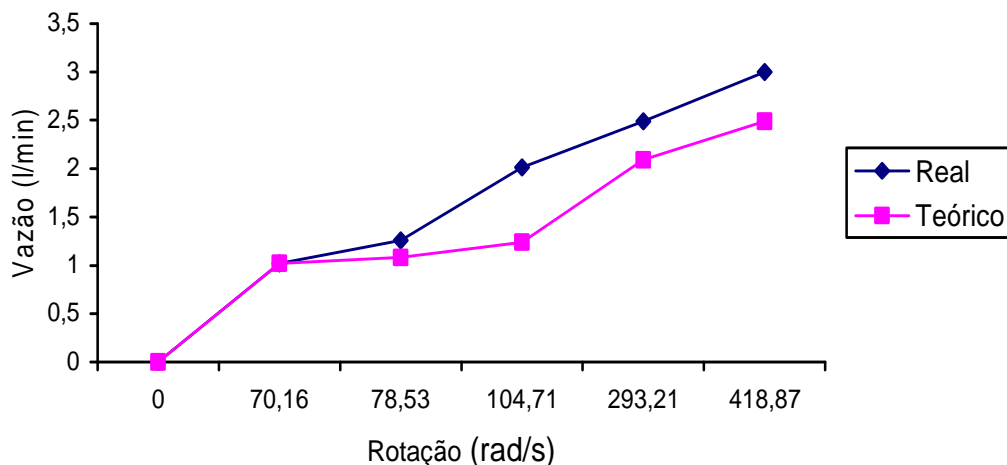


FIGURA 9 – Valores das vazões reais comparadas com os valores das vazões teóricas, ambas relacionadas com a rotação.

Na tabela 1 estão expressos os resultados teóricos e reais analisados juntamente com seus respectivos erros relativos.

Velocidade angular (<i>rad/s</i>)	Vazão real (l/min)	Vazão teórica (l/min)	Erro relativo (%)
0	0	0	0
70,16	1,02	1,02	0
78,53	1,26	1,08	16,6
104,71	2,01	1,24	62,0
293,21	2,49	2,09	19,13
418,87	3,00	2,49	20,48
			Média: 23,64%

TABELA 1 – DEMONSTRATIVO DOS ERROS RELATIVOS.

Para este modelo de dispositivo, dado como uma bomba centrífuga entende-se que é de grande importância a identificação da altura do recalque, sendo este a altura entre o bocal da entrada do fluido até o ponto de seu maior alcance. Observa-se na figura 10 que este parâmetro é proporcional a potência oferecida pelo motor utilizado e demonstra-se na figura 11 a maximização da vazão quando aumentada a potência deste motor.

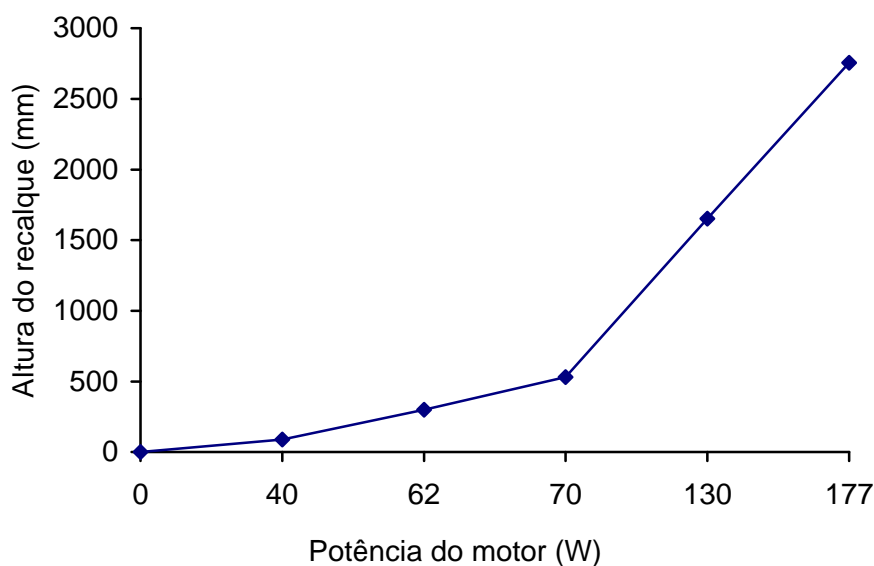


FIGURA 10 – Relação entre a potência do motor e a altura do recalque alcançada pelo protótipo.

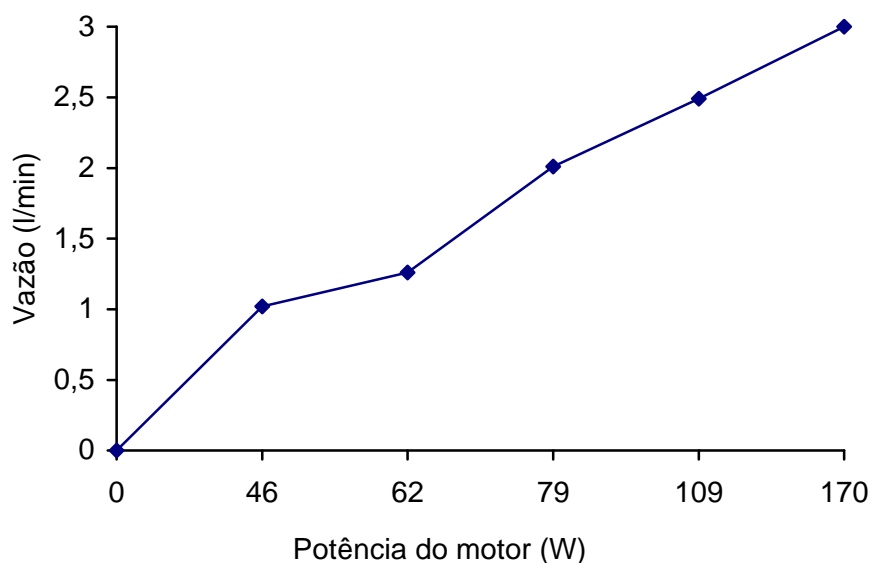


FIGURA 11 – Relação entre a potência do motor e a vazão obtida pelo protótipo.

É expressa na figura 12 a relação existente entre a rotação do motor utilizado e a altura de recalque alcançada pelo dispositivo. Pode-se observar que os valores desses parâmetros são proporcionais.

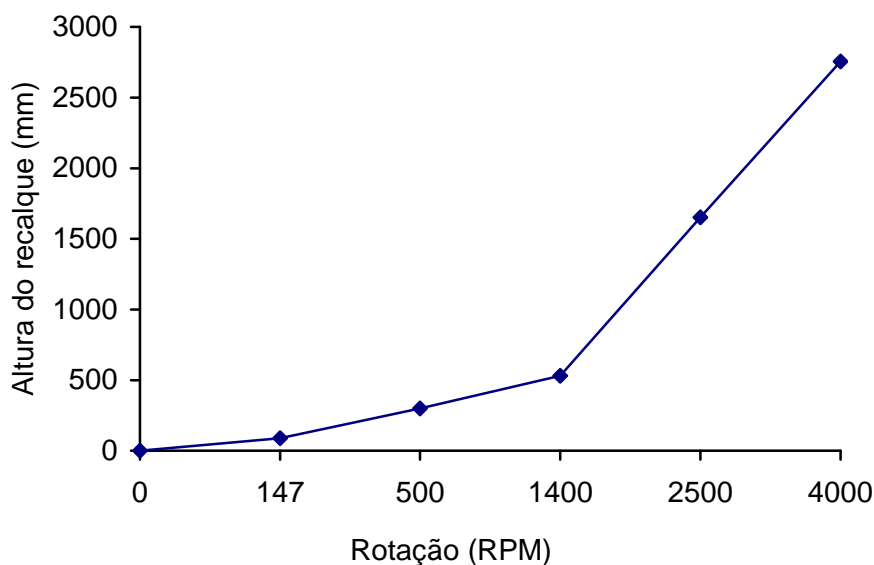


FIGURA 12 – Relação entre a rotação do motor e a altura do recalque alcançada pelo protótipo.

Alguns parâmetros influenciam no quantitativo da vazão obtida e nas tensões máximas de cisalhamento exercidas sobre o fluido de trabalho. Alguns desses parâmetros referem-se ao diâmetro dos discos, ao número de discos utilizados e ao espaçamento entre eles. Muitas vantagens podem ser evidenciadas neste modelo conforme já mencionado e destaca-se que para um melhor controle do dispositivo construído é possível a instalação de sistemas elétricos (MILLER et al., 1990).

No bombeamento artificial do sangue e consequentemente em auxílio ao coração (figura 13), entende-se que esta tecnologia atenda perfeitamente a esta utilização.

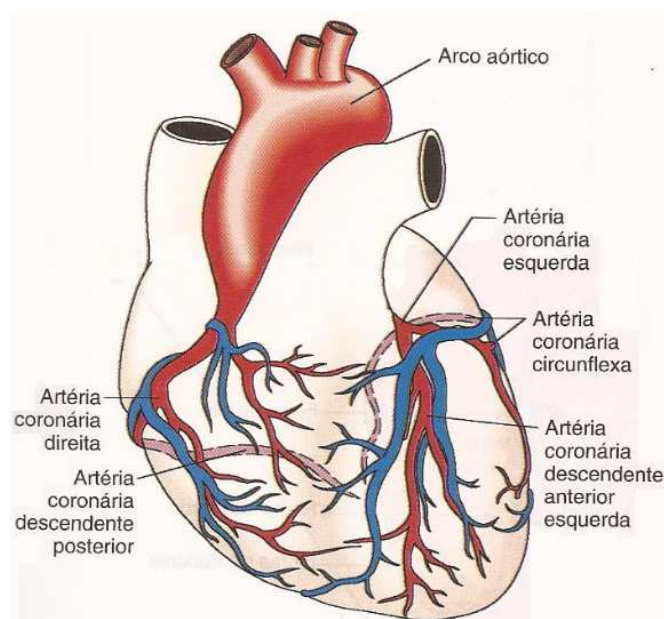


FIGURA 13: Artérias coronárias (vasos vermelhos) originam-se da aorta e envolvem o coração. As veias coronárias são representadas pela cor azul.

Fonte: SMELTZER & BARE, 2002.

A possibilidade de aplicação ao sangue apresenta-se devido a capacidade desta tecnologia de proporcionar o bombeamento de fluidos newtonianos e não-newtonianos (ENGIN et al., 2009). Para esta aplicação é importante apresentar uma construção precisa do dispositivo, de maneira que o bombeamento obtido seja delicado e de forma que não apresente nenhum rompimento das estruturas biológicas do sangue, sendo estas ocasionadas nas regiões de alto cisalhamento. Este bombeamento sanguíneo adequado torna-se relevante, pois através dele evita-se lesões às células vermelhas (SASTRY et al., 2006).

É importante frisar que se oferecido ao coração um período de descanso necessário, ele recupera-se de suas funções como qualquer outro órgão (KUBRUSLY et al., 2000).

CONCLUSÕES

Não existem métodos disponíveis na literatura capazes de proporcionar o cálculo perfeito da vazão de uma bomba centrífuga de múltiplos discos giratórios (bomba Tesla). Assim observa-se que as equações disponíveis não envolvem todos os parâmetros necessários para um dimensionamento aproximado da vazão deste dispositivo, ou seja, não foi levada em consideração nos cálculos da vazão deste trabalho a rugosidade superficial dos discos, formato e tamanho exato dos espaçadores, velocidade de entrada do fluido, espessura dos discos, formato do

eixo e até mesmo o formato da coifa. Entende-se que essas informações são de grande relevância aos resultados finais. Desta maneira houve um desvio significativo dos valores reais com os teóricos.

A fabricação do protótipo foi essencial para a verificação dos resultados e conclui-se que os valores obtidos das vazões são viáveis economicamente se forem analisados aos custos de construção do dispositivo e aos possíveis bombeamentos de fluidos não usuais.

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. Mas para esta aplicação é necessário um estudo aprofundado dos materiais a serem utilizados, sendo estes a evitar possíveis rejeições humanas e também é necessária uma configuração precisa dada por um bombeamento delicado de maneira que não ocorra nenhum rompimento das estruturas biológicas do sangue, sendo ocasionados nas regiões de alto cisalhamento onde estas tensões não podem ser extintas mas sim minimizadas com uma bomba apropriada.

Finalmente, foi possível estudar, construir e analisar os resultados deste modelo de bomba centrífuga podendo ser apresentado seu princípio de funcionamento. Observa-se que se construída com materiais específicos e nas dimensões corretas esta tecnologia poderá ser uma proposta futura de utilização na área médica.

TRABALHOS FUTUROS

Nos casos de utilização no corpo humano os autores deste trabalho deixam como sugestões para trabalhos futuros o estudo aprofundado dos materiais biocompatíveis e possíveis de serem utilizados, sendo estes os que não acarretem nenhuma rejeição por parte do organismo. Propõe-se também para esta mesma aplicação um estudo das dimensões adequadas do dispositivo.

REFERÊNCIAS

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. **8th Asia-Pacific International Symposium on Combustion and Energy Utilization**, Sochi, Russian Federation, 2006.

ENGIN, 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.

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.

MILLER, G. E.; ETTER, B. D.; DORSI, J. M. A Multiple Disk Centrifugal Pump as a Blood Flow Device. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 37, n. 2, 1990, p. 157-13.

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.

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. **13th 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.