

**UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

**FGA - FACULDADE GAMA**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

**SISTEMA ELETROMECHANICO NO AUXÍLIO DA  
CARDIOPLEGIA**

**JOSÉ TADEU GALOTE**

**ORIENTADOR: Dr. JOSÉ FELÍCIO DA SILVA**

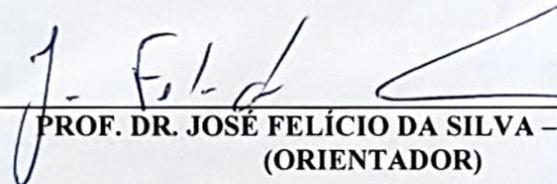
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
FACULDADE UNB GAMA  
ENGENHARIA BIOMÉDICA

"SISTEMA ELETROMECHANICO NO AUXÍLIO DA  
CARDIOPLEGIA"

JOSÉ TADEU GALOTE

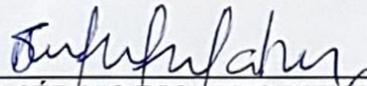
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA À FACULDADE UNB GAMA DA  
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS  
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM  
ENGENHARIA BIOMÉDICA.

APROVADA POR:



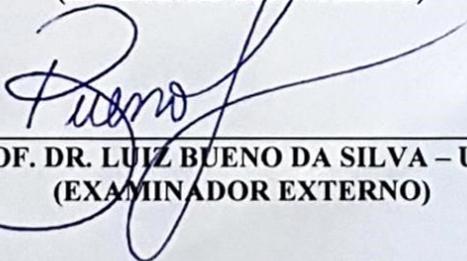
---

PROF. DR. JOSÉ FELÍCIO DA SILVA – FGA / UNB  
(ORIENTADOR)



---

PROF. DR. SÉRGIO RICARDO MENEZES MATEUS - FCE / UNB  
(EXAMINADOR INTERNO)



---

PROF. DR. LUIZ BUENO DA SILVA – UFPB  
(EXAMINADOR EXTERNO)

BRASÍLIA, 26 DE MARÇO DE 2018

## **FICHA CATALOGRÁFICA**

JOSÉ TADEU GALOTE

SISTEMA ELETROMECÂNICO NO AUXÍLIO DA CARDIOPLEGIA, [Distrito Federal] 2018.

No.086A /2018 p., 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2018).  
Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

1. SISTEMA ELETROMECÂNICO  
3. NO AUXÍLIO

2. CARDIOPLEGIA

I. FGA UnB Gama/ UnB.

II. Título (série)

## **REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA**

GALOTE, JOSÉ. TADEU. (2018). SISTEMA ELETROMECÂNICO NO AUXÍLIO DA CARDIOPLEGIA. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação /2018, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 83p.

## **CESSÃO DE DIREITOS**

AUTOR: JOSÉ TADEU GALOTE

TÍTULO: SISTEMA ELETROMECÂNICO NO AUXÍLIO DA CARDIOPLEGIA

GRAU: Mestre

ANO: 2018

É concedida à Universidade de Brasília – UnB permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

---

2018

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA UNB. ST. LESTE PROJEÇÃO A - GAMA LESTE

CEP 72444-240. BRASÍLIA, DF – BRASIL.

## **DEDICATÓRIA**

*Para meus pais, Antônio Esmil Galote e  
Benedicta Elizea Silva Galote. Para minha  
esposa e filhos, Marylea Dias dos Passos, Bruno  
Spartani Galote e Rafaela Spartani Dias Passos  
Galote*

*Muito obrigado!*

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a todos os professores pelos valorosos ensinamentos e motivação.

Agradeço ainda a(o):

Meu amigo Alessandro Pinheiro, pelo apoio incondicional, tanto no mestrado, como na vida, por todos os conselhos e orientações.

Minha família: Meu pai Toninho, minha mãe Elizea, minha esposa Marylea, meus filhos Bruno e Rafaela e os quais me incentivam em vários momentos de minha vida.

Meu orientador José Felício da Silva, que além dos ensinamentos, conselhos e apoio, é um importante amigo, do qual sou muito grato.

A todos os professores do mestrado que compartilharam seus conhecimentos, em especial aos professores Sérgio Mateus, que muito me ensinou em nossos encontros e ao professor Cristiano Jacques, que por meio de suas aulas, aprendi a desenvolver a escrita.

À secretária Denise, por todo respeito e gentileza que nos dispensou.

Ao frigorífico Sabugy, pelo fornecimento do coração do suíno para a realização dos ensaios.

## **RESUMO**

### **SISTEMA ELETROMECAÂNICO NO AUXÍLIO DA CARDIOPLEGIA**

**Autor: José Tadeu Galote**

**Orientador: Prof. Dr. José Felício da Silva**

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica**

**Brasília, março de 2018.**

O Brasil é o segundo país do mundo na realização de transplantes de órgãos humanos. A relação do número de pacientes na espera de um órgão e o número de doadores efetivos é desigual. Os principais motivos desse desequilíbrio são: a falta de orientação à população quanto à doação de órgãos, a recusa familiar, a logística de transporte e a captação de órgãos. A captação do coração segue procedimentos, como perfusão adequada do órgão - cardioplegia, acondicionamento do órgão e logística de transporte. Para a realização da cardioplegia em centros de saúde de menor porte, normalmente localizadas em cidades do interior do Brasil, não existe a bomba de cardioplegia, que é um equipamento grande, pesado e está acoplado à máquina de CEC, portanto, não pode ser levado junto à perfusionista para a realização da cardioplegia. Com isso, o processo manual de cardioplegia realizado pela perfusionista torna-se cansativo, estressante e nem sempre com resultados satisfatórios. Assim sendo, este trabalho propõe o desenvolvimento de um sistema eletromecânico no auxílio da cardioplegia, onde a perfusionista possa levá-lo para locais onde não exista a bomba de cardioplegia. Os procedimentos metodológicos consistiram nas etapas de construção deste equipamento, basendo-se em uma bomba peristáltica, utilizando as cânulas adequadas para a cardioplegia. Na primeira fase foi um equipamento totalmente mecânico e na segunda fase foi implementado a parte eletrônica e acoplado ao sistema mecânico. Os Ensaio foram realizados *in-vitro* e em coração suíno, e apresentaram resultados satisfatórios para a infusão de dois litros de soro fisiológico em um período aproximado de 194 segundos; sendo assim, pôde-se considerar que o Sistema Eletromecânico no Auxílio da Cardioplegia pode auxiliar no procedimento da cardioplegia no momento da captação do coração.

**Palavras-chave:** Equipamentos de Infusão. Parada Cardíaca Induzida. Transplante de coração. Cirurgia Torácica. Mecânica dos Fluídos.

## **ABSTRACT**

### **ELECTROMECHANICAL SYSTEM IN CARDIOPLEGIA AID**

**Author: José Tadeu Galote**

**Supervisor: Prof. Dr. José Felício da Silva**

**Post-Graduation: Program in Biomedical Engineering**

**Brasília, March 2018.**

Brazil is the second country in the world to perform human organ transplants. The ratio of the number of patients waiting for an organ and the number of effective donors is uneven. The main reasons for this imbalance are: the lack of guidance to the population regarding organ donation, family refusal, transport logistics and organ harvesting. The capture of the heart follows procedures, such as adequate perfusion of the organ - cardioplegia, organ packing and transport logistics. To perform cardioplegia in smaller health centers, usually located in cities in the interior of Brazil, there is no cardioplegia pump, which is a large, heavy equipment and is coupled to the CPB machine, so it cannot be taken together with the perfusionist to perform the cardioplegia. With this, the manual cardioplegia process performed by the perfusionist becomes tiring, stressful and not always with satisfactory results. Therefore, this work proposes the development of an electromechanical system in the aid of cardioplegia, where the perfusionist can take it to places where the cardioplegia pump does not exist. The methodological procedures consisted of the construction stages of this equipment, based on a peristaltic pump, using the appropriate cannulae for cardioplegia. In the first phase was a fully mechanical equipment and in the second phase was implemented the electronic part and coupled to the mechanical system. The assays were performed in-vitro and in swine heart, and presented satisfactory results for the infusion of two liters of saline solution in an approximate period of 194 seconds; thus, it could be considered that the Electromechanical System in Cardioplegia Assist can help in the cardioplegia procedure at the moment of the capture of the heart.

**Keywords:** Infusion Equipment. Induced Cardiac Arrest. Heart transplant. Thoracic surgery. Mechanics of Fluids.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>19</b>
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO.....	19
1.2 FORMULAÇÃO DO PROBLEMA.....	21
1.3 OBJETIVOS.....	22
1.3.1 Objetivo geral.....	22
1.3.2 Objetivos específicos.....	23
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>24</b>
2.1 PROCEDIMENTOS PARA TRANPLANTES DE ÓRGÃOS NO BRASIL.....	24
2.1.1 Doação de órgãos para transplante.....	24
2.1.2 Sistema Nacional de Transplantes- SNT.....	26
2.2 CAPTAÇÃO E TRANSPORTE DE ÓRGÃOS PARA TRANSPLANTE.....	28
2.3 DIAGNÓSTICO DE MORTE ENCEFÁLICA.....	30
2.4 TRANSPLANTE CARDÍACO.....	31
2.4.1 Transplante cardíaco no Brasil e no mundo.....	32
2.5 ANATOMIA E FISIOLOGIA DO CORAÇÃO HUMANO.....	32
2.6 MECÂNICA DOS FLUÍDOS PARA O SISTEMA CIRCULATORIO.....	34
2.6.1 Densidade e pressão.....	36
2.6.2 Viscosidade.....	38
2.6.3 Fluxo laminar.....	38
2.6.4 Equação da Continuidade.....	39
2.6.5 Fluídos newtonianos e não newtonianos.....	39
2.7 MÁQUINA DE CIRCULAÇÃO EXTRACORPÓREA (MCEC).....	40

2.7.1 Funcionamento da CEC.....	41
2.8 CARDIOPLEGIA .....	43
<b>3. MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>45</b>
3.1 PARTE MECÂNICA .....	46
3.1.1 Bomba peristáltica de roletes.....	46
3.1.2 Calibração do sistema.....	47
3.2 ESTUDO TEÓRICO.....	48
3.3 ENSAIOS REALIZADOS.....	49
3.3.1 Ensaios in-vitro.....	49
3.3.2 Ensaios in-vitro utilizando um coração suíno.....	50
4.1 DIMENSÕES E PESO DO SISTEMA ELETROMECHANICO.....	55
4.2 CÁLCULO DO FLUXO .....	55
4.3 MEDIDAS DE VOLUME PARA $\varnothing= 3\text{mm}$ .....	57
4.4 MEDIDAS DE VOLUME PARA $\varnothing= 6\text{mm}$ .....	60
4.5 DESEMPENHO E VIABILIDADE .....	63
4.5.1 Ensaios utilizando a balança para aferir o desempenho e viabilidade para $\varnothing=3\text{mm}$ 63	
4.5.2 Ensaios utilizando seringas para aferir o desempenho e viabilidade para $\varnothing= 3\text{mm}$ . 65	
4.5.3 Ensaios utilizando a balança para aferir o desempenho e viabilidade para $\varnothing=6\text{mm}$ 66	
4.5.4 Ensaios utilizando as seringas para aferir o desempenho e viabilidade para $\varnothing= 6\text{mm}$ 68	
4.6 DESEMPENHO E VIABILIDADE UTILIZANDO O CORAÇÃO SUÍNO.....	69

<b>5 CONCLUSÃO.....</b>	<b>75</b>
<b>6 TRABALHOS FUTUROS .....</b>	<b>76</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>77</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>83</b>
<b>ANEXO 1: Tabela com todas as medidas feitas pelo fluxômetro .....</b>	<b>83</b>

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 Número de Transplantes de Órgãos realizados no período de janeiro a setembro de 2017, no Brasil.....	25
Tabela 2 - Indicação da sequência de retirada de órgãos do corpo humano, quando autorizado a doação.....	28
Tabela 3: Resultado dos volumes calculados para cada diâmetro, com suas respectivas rotações. ....	57
Tabela 4: Medidas dos Volumes do líquido infundido com o diâmetro interno do tubo de 3 mm e realizados em três ensaios, utilizando-se uma balança digital.....	57
Tabela 5: Medidas dos Volumes do líquido infundido com o diâmetro interno do tubo de 3 mm e realizados em três ensaios, utilizando-se seringas de 10 ml e 20 ml. ....	59
Tabela 6: Medidas dos Volumes do líquido infundido com o diâmetro interno do tubo de 6 mm e realizados em três ensaios, utilizando-se uma balança digital.....	60
Tabela 7: Medidas dos Volumes do líquido infundido com o diâmetro interno do tubo de 6 mm e realizados em três ensaios, utilizando-se seringas de 10 ml e 20 ml. ....	62
Tabela 8: Medidas do tempo de rotação (período de uma volta) com seu respectivo valor de líquido infundido utilizando o diâmetro do tubo de 3 mm. ....	63
Tabela 9: Medidas do tempo de rotação (período de uma volta) com seu respectivo valor de líquido infundido utilizando o diâmetro do tubo de 3 mm., por meio das seringas. ....	65
Tabela 10: Medidas do tempo de rotação (período de uma volta ) com seu respectivo valor de líquido infundido utilizando o diâmetro do tubo de 6 mm. ....	66
Tabela 11: Medidas do tempo de rotação (período de uma volta) com seu respectivo valor de líquido infundido utilizando o diâmetro do tubo de 6 mm., por meio das seringas. ....	68
Tabela 12: Medidas realizadas por meio do sensor de fluxo, no qual é mostrada a taxa de vazão, o fluxo de líquido atual e a quantidade de volume de saída em relação ao tempo.....	69
Tabela 13: Tabela completa de medias do fluxômetro.....	83

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Número absoluto de transplantes de órgãos realizados entre os anos de 2012 a 2017 no Brasil.....	25
Figura 2 - Número de transplantes cardíacos, realizados no Brasil no período de 2007 a setembro de 2017.....	26
Figura 3 - Organograma representado as instancias que integram o Sistema Nacional de Transplante. ....	27
Figura 4 - Embalagens para Transporte do Coração: (a) Embalagem Primária; (b) Embalagem Secundária; (c) Embalagem Terciária; (d) Caixa para Transporte .....	29
Figura 5 - Representação dos principais elementos do coração humano .....	33
Figura 6: Representação do sistema circulatório humano no qual é mostrado o fluxo sanguíneo por meio de veias e artérias .....	35
Figura 7: Representação do sistema circulatório humano no qual é mostrado uma visão sistêmica da troca gasosa, bem como como a divisão entre a grande circulação e a pequena circulação.....	37
Figura 8: Diagrama de fluxo onde o volume de sangue que entra é aproximadamente igual ao volume de sangue que sai, bem como a pressão exercida sobre as paredes dos vasos sanguíneos .....	38
Figura 9: MCEC onde podem ser observados as partes que a constitui.....	41
Figura 10:Diagrama de blocos da MCEC no qual representa as principais partes do sistema, como oxigenador, bomba sistêmica, sucção e de cardioplegia .....	42
Figura 11: Diagrama em Blocos do Sistema Eletromecânico .....	45
Figura 12: Vista superior de uma bomba de roletes, no qual é mostrado o sentido do fluxo, o dispositivo de ajuste, o rolete e o tubo. ....	46
Figura 13: Representação de uma bomba de roletes, onde é mostrado a entrada do sangue por meio do tubo, bem como sua saída, o eixo central onde estão posicionados os roletes.....	46
Figura 14: Sistema com Coração Suíno, onde: (a) coração suíno; (b) sensor de fluxo; (c) equipamento desenvolvido; (d) tubos para a passagem do fluxo; (e) cateter intravenoso; (f) equipo. ....	51

Figura 15: Sensor de fluxo, utilizado para medir o fluxo de líquido infundido no coração suíno. .....	52
Figura 16: Sistema Eletromecânico, onde: (a) tubo de entrada do líquido; (b) tubo de saída do líquido; (c) manivela de acionamento manual do dispositivo; (d) dispositivo de ajuste; (e) guia para condução do tubo; (f) rolete . ....	54
Figura 17: Cálculo dos volumes em relação as medidas obtidas por meio da balança .....	58
Figura 18: Representação dos volumes do líquido calculado em relação ao medido, por meio das seringas de 10 ml e 20 ml.....	59
Figura 19: Representação dos volumes do líquido calculado em relação ao medido por meio da balança, onde foi utilizado o valor da densidade do líquido (1g/ml).	
Figura 20: Representação dos volumes do líquido calculado em relação ao medido por meio das seringas de 10 ml e 20 ml.....	62
Figura 21: O gráfico representa uma relação entre o tempo de uma volta completa no rolete e o valor total do líquido infundido em 180 segundos .....	64
Figura 22: O gráfico representa uma relação entre o tempo de uma volta completa no rolete e o valor total do líquido infundido em 180 segundos, medidos por meio das seringas. ....	66
Figura 23: O gráfico representa uma relação entre o tempo de uma volta completa no rolete e o valor total do líquido infundido em 180 segundos, para o diâmetro do tubo de 6 mm. ....	67
Figura 24: O gráfico representa uma relação entre o tempo de uma volta completa no rolete e o valor total do líquido infundido em 180 segundos, medidos por meio das seringas, para o diâmetro do tubo de 6 mm. ....	69
Figura 25: O gráfico representa o total de volume de líquido infundido em relação ao tempo, no qual o crescimento foi constante. ....	71
Figura 26: o gráfico representa a taxa de vazão do líquido infundido em relação ao tempo. A medida que a velocidade da manivela se altera, é obtido diferentes valores da taxa de vazão.	72
Figura 27: O gráfico representa a medida do fluxo atual em relação a taxa de vazão. Onde para uma taxa de vazão de 0,3, 0,6, 0,9 e 1,2 L/min é obtido um fluxo atual de 5, 10, 16 e 21 ml/s respectivamente. ....	73

## **LISTA DE SÍMBOLOS, NOMECLATURAS E ABREVIACÕES**

Anvisa – Agência Nacional de Vigilância Sanitária

ATP- Adenosina Trifosfato

CEC- Circulação Extracorpórea

CFM- Conselho Federal de Medicina

CNCDO- Centrais de Notificação , Captação, e Distribuição de Órgãos

CNNCDO- Central Nacional de Notificação, Captação, Distribuição de órgãos e Tecidos

ECMO- Oxigenação por membrana extracorpórea

MCEC- Máquina de Circulação Extracorpórea

ME- Morte Encefálica

MS- Ministério da Saúde

OPOs- Organizações de Procura de Órgãos

pmp- Por milhão de população

PVC- Policloreto de Vinila

RDC- Resolução de Diretoria Colegiada

SNT- Sistema Nacional de Transplante

SUS- Sistema Único de Saúde

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

O ser humano sempre demonstrou interesse pelo seu corpo e pelo corpo dos outros e desde a antiguidade já realizava experiências com tecidos do corpo humano, segmento corporal e órgãos humanos. (LIMA; MAGALHÃES; NAKAMAE, 1997).

O procedimento cirúrgico em todo mundo era muito precário até o final do Século XIX e em termos cardíacos, era praticamente inexistente, com o avanço científico e tecnológico deu início a história da cirurgia cardíaca no mundo. Estas, eram realizadas com o coração fechado, com tudo, havia uma inquietação para parar a circulação por meio do coração, que permitisse a intervenção cirúrgica direta no coração, mantendo o coração em *stand-by* e permitindo assim manter a circulação corpórea intacta. Os cirurgiões cardíacos, necessitavam de um equipamento que permitissem cirurgias cardíacas mais complexas, como a correção de problemas intracardíacos, que somente era possível com o coração ausente de sangue. (SOUZA; ELIAS, 2006; BRAILE; GODOY, 2012).

O Dr. F. John Lewis realizou com sucesso a primeira cirurgia cardíaca com o coração aberto, no ano de 1952 em uma menina de 5 anos de idade, realizada no hospital da universidade de Minnesota nos Estados Unidos, que se tornou referência em cirurgias cardíacas em todo mundo. (SHUMWAY, 1996).

Os cirurgiões cardíacos necessitavam de um equipamento que permitisse cirurgias cardíacas mais complexas, como a correção de defeitos intracardíacos, que somente era possível com o coração ausente de sangue. (SOUZA; ELIAS, 2006)

Em abril de 1951, o Dr. Clarence Dennis desenvolveu e usou a primeira versão da Máquina de Circulação Extracorpórea (MCEC) em uma cirurgia para fechamento de defeito do septo interatrial em um paciente de 6 anos de idade sem sucesso, com o falecimento do paciente logo após a cirurgia. O sucesso utilizando a MCEC ocorreu em maio de 1953 com Dr. John Gibbon, que realizou com sucesso o fechamento de defeito de septo interatrial, comprovando assim a necessidade e a importância da MCEC nos procedimentos cirúrgicos cardíacos. (SOUZA; ELIAS, 2006).

A primeira cirurgia no Brasil utilizando a MCEC foi realizada pelo médico Hugo Felipozzi, para a correção de um defeito do septo atrial, no ano de 1956. (BRAILE, DOMINGO MARCOLINO; GODOY, 2012).

Com o surgimento da MCEC e o desenvolvimento de técnicas para a preservação de órgãos com a finalidade de transplante realizadas no ano de 1951 pelo Dr. Marcus et al., da escola de medicina de Chicago, permitiu pesquisas para a realização do transplante cardíaco. (STOLF, 2017).

O transplante do coração é realizado por meio de uma cirurgia cardíaca em que o coração com problemas irreversíveis é substituído por outro coração que foi doado por um doador com diagnóstico de Morte Encefálica (ME) comprovada, de acordo com o Conselho Federal de Medicina (CFM) e conforme a resolução CFM nº 1480/97 de 08 de agosto de 1997. (WESTPHAL *et al.*, 2016).

O primeiro transplante cardíaco realizado no mundo ocorreu em 3 de dezembro de 1967 na África do Sul, realizado pelo cirurgião Dr. Christiaan Neethling Barnard, mas o paciente sobreviveu 18 dias e morreu em decorrência de infecção, a partir de então teve início os transplantes cardíacos em todo mundo. (SILVA, 2008).

O primeiro transplante cardíaco da América Latina, o 17º no mundo ocorreu em 26 de maio de 1968 no Hospital das Clínicas em São Paulo, realizado pelo Dr. Zerbini. (BRAILE, DOMINGO MARCOLINO; GODOY, 2012).

Cada órgão e tecido do corpo humano, objeto de transplante tem suas características que irão determinar sua vida útil para que o transplante ocorra com sucesso, sendo que o fator que determina a vida útil do órgão ou tecido a ser transplantado, está relacionado com o tempo de isquemia fria, quente e total de cada órgão e tecido (PEREIRA, W. A.; FERNANDES, R. C.; SOLER, 2009).

O tempo de isquemia para o transplante do coração é definido quando existe a parada circulatória no doador, que é realizado por meio do clampeamento da veia aorta do coração, até a restabilização do coração no paciente receptor e está dividida em tempo de isquemia quente inicial e final e tempo de isquemia fria. (NETO, BEN HUR FERRAZ; THOMÉ; MOURA, 2012).

O tempo de isquemia quente inicial corresponde desde o clampeamento da veia aorta e com o início da infusão de uma solução destinada à preservação do órgão, o tempo de isquemia fria é o tempo entre o início da infusão da solução de preservação e a retirada do órgão da

embalagem usada para o transporte do órgão, o tempo de isquemia fria do coração é de 4 horas e do pulmão é de 4 a 6 horas e o tempo de isquemia quente final é o tempo entre a retirada do órgão enxertado do recipiente de transporte e o início da circulação sanguínea do órgão. (ROZA; ALMEIDA, 2014).

Para que o coração do doador seja implantado com sucesso no paciente receptor todos os procedimentos devem ser respeitados, desde a declaração de morte encefálica do doador até o implante do coração no receptor, entre estes procedimentos está o tempo de isquemia do coração e o processo de perfusão da solução de proteção cardíaca. (ROZA; ALMEIDA, 2014).

A solução de proteção cardíaca tem por objetivo fazer a parada induzida e segura do coração, mantendo uma reserva de energia de Trifosfato de Adenosina-ATP, permitindo que o coração volte a pulsar quando for implantado no paciente receptor. (AURÉLIO BARBOZA DE OLIVEIRA *et al.*, 2014)

A parada induzida e segura do coração é chamada de cardioplegia, que é um método de proteção cardíaca, por meio de uma solução química contendo concentrações hiperpotássicas, parando o coração, interrompendo as atividades eletromecânicas, sem desgaste de energia armazenada no miocárdio. (MATTE *et al.*, 2012).

A cardioplegia tem por finalidade produzir parada eletromecânica imediata; proteger a membrana celular; reduzir o metabolismo cardíaco e ter o seu efeito prolongado durante o tempo de isquemia. (LAVAGNOLI *et al.*, 2012).

## 1.2 FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

O processo de doação de órgãos no Brasil segue uma rotina que começa com o banco de dados de doadores, detecção da morte encefálica do potencial doador, histologia do paciente receptor e doador, consentimento familiar ou ausência de negativa, documentação da morte encefálica, captação e remoção do órgão e tecidos, distribuição, transplante, acompanhamento de resultados pós transplante. (PESTANA *et al.*, 2013).

O número de transplantes cardíacos cresceu ao longo dos anos, com uma taxa de 278 transplantes por ano o que significa uma taxa de 1,8 por milhão de população (pmp), o que mostra que o transplante cardíaco está entre os mais realizados no Brasil, ficando atrás do transplante de órgãos como o Fígado a uma taxa de 10,1 pmp e do Rim a uma taxa de 28,6 pmp. (CÂMARA; GARCIA; PACHECO, 2017)

As dificuldades para aumentar o número de transplantes de órgãos está relacionada com a recusa familiar para a doação dos órgãos do doador, dificuldade da logística no transporte do órgão, devido ao Brasil ser um país continental, condições técnicas inadequadas para a captação e retirada dos órgãos do potencial doador e manutenção do potencial doador, contra indicações médicas a respeito do potencial doador.

Uma das condições inadequadas para a captação e retirada dos órgãos do potencial doador está diretamente ligada a falta de equipamentos adequados, como a MCEC e bombas de perfusão para a cardioplegia, bem como de profissionais da área da saúde com ausência de conhecimento do processo de cardioplegia na maioria dos hospitais do Brasil, sendo necessário o deslocamento de uma equipe médica qualificada para realizar a captação e remoção dos órgãos. As bombas de perfusão para a cardioplegia estão diretamente integradas a MCEC, portanto não podem ser retiradas e transportadas para outros locais para serem utilizados na cardioplegia, quando da captação do coração. A realização da cardioplegia, feita pela perfusionista, no momento da captação e retirada dos órgãos, é executada de forma manual, comprimindo um recipiente onde está armazenada a solução cardioplégica. A solução cardioplégica está a uma temperatura de 4°C, o que exige um esforço enorme para comprimir o recipiente, dificultando muito a perfusão da solução cardioplégica no coração.

O procedimento, adotado atualmente, não leva em consideração a pressão exercida e a quantidade de fluxo infundido por segundo durante o processo da cardioplegia, podendo acarretar na perda do órgão ou na dificuldade do coração em voltar a contrair no momento de implantar no paciente receptor, sendo necessário que o paciente seja colocado em uma MCEC, chamada de “Ecmo”, que é uma assistência circulatória com oxigenação por membrana extracorpórea, durante um período que pode demorar até semanas, até que o coração doado volte a pulsar e o transplante seja realizado.

Este trabalho propôs o desenvolvimento de um sistema eletromecânico portátil no auxílio da cardioplegia.

## 1.3 OBJETIVOS

### 1.3.1 Objetivo geral

Desenvolver e implementar um sistema eletromecânico portátil no auxílio da cardioplegia.

### 1.3.2 Objetivos específicos

- Desenvolvimento de um sistema eletromecânico portátil que visa atender as necessidades na coleta do coração para transplante.
- A partir da implementação do dispositivo, realização dos ensaios inerentes ao sistema, tais como testes mecânicos e ensaio *in vitro*.

## **2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA**

Este capítulo apresenta um estudo sobre os procedimentos para transplantes de órgãos no Brasil, captação e transporte de órgãos para transplante, diagnóstico de morte encefálica, transplante cardíaco, anatomia e fisiologia do coração humano, mecânica dos fluídos para o sistema circulatório, Máquina de Circulação Extracorpórea – MCEC e cardioplegia.

### **2.1 PROCEDIMENTOS PARA TRANPLANTES DE ÓRGÃOS NO BRASIL**

#### **2.1.1 Doação de órgãos para transplante**

O Brasil possui o maior sistema público de saúde para transplantes de órgãos em todo mundo, que são realizados pelo Sistema Único de Saúde-SUS, sendo que o número de transplantes por meio da rede pública chega em 87%. (BRASIL, 2018).

No Brasil a quantidade de potenciais doadores notificados chegou a 51,6 pmp, no período de janeiro a setembro de 2017, porém a taxa de doadores efetivos tem potencial para aumentar, já que a taxa de recusa familiar está em 42%, com o Distrito Federal com o menor índice, com 28% e o estado de Sergipe apresenta o maior índice com 72%. Já o transplante cardíaco atingiu 6 transplantes pmp em todo território nacional. O Distrito Federal, com 12,1 transplantes cardíacos pmp, e Pernambuco, com 6,1 pmp, foram os estados que mais realizaram transplantes cardíacos. (CÂMARA; GARCIA; PACHECO, 2017).

Outros fatores que contribuem para a redução no número de causas da não concretização da doação de órgãos de potenciais doadores notificados nos estados brasileiros, entre janeiro e setembro de 2017, são a contraindicação médica, com 15%, parada cardíaca, com 12%, e morte encefálica não confirmada, com 5%, e outros, com 10%. (CÂMARA; GARCIA; PACHECO, 2017).

A tabela 1 mostra o número de transplantes de órgãos realizados no Brasil entre janeiro e setembro de 2017, onde pode ser observado que o coração é o terceiro órgão no número de transplantes realizados no Brasil e na figura 1 é mostrado o número absoluto de órgãos transplantados entre os anos de 2012 até setembro de 2017.

Tabela 1 Número de Transplantes de Órgãos realizados no período de janeiro a setembro de 2017, no Brasil. (Modificado de CÂMARA; GARCIA; PACHECO, 2017)

ORGÃOS	TOTAL	VIVO	FALECIDO	PMP
RIM	4429	870	3559	28,6
FÍGADO	1564	142	1422	10,1
CORAÇÃO	278	0	278	1,8
PÂNCREAS/RIM	76		76	0,5
PULMÃO	76	1	75	0,5
PÂNCREAS	19		19	0,1
TOTAL	6442	1013	5429	

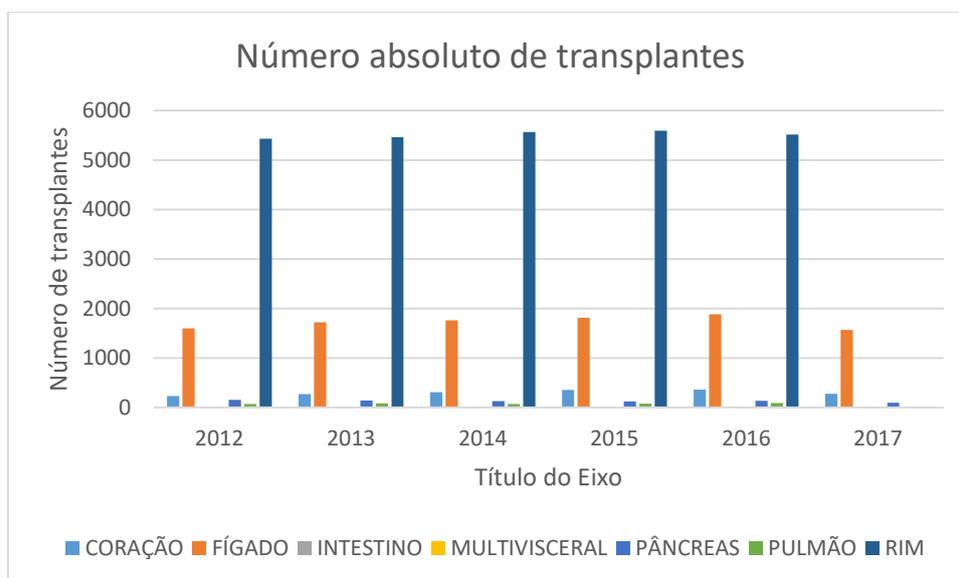


Figura 1 - Número absoluto de transplantes de órgãos realizados entre os anos de 2012 a 2017 no Brasil. ( Modificado de:CÂMARA; GARCIA; PACHECO, 2017)

Em dez anos tem havido um aumento no número de transplantes cardíacos no Brasil, como mostrado na figura 2. Os anos de 2007 a 2010 houve uma paralização no crescimento e a partir de 2011 até 2016 houve um crescimento acentuado no número de transplantes cardíacos e o resultado apresentado entre 2016 a setembro de 2017 não é definitivo.

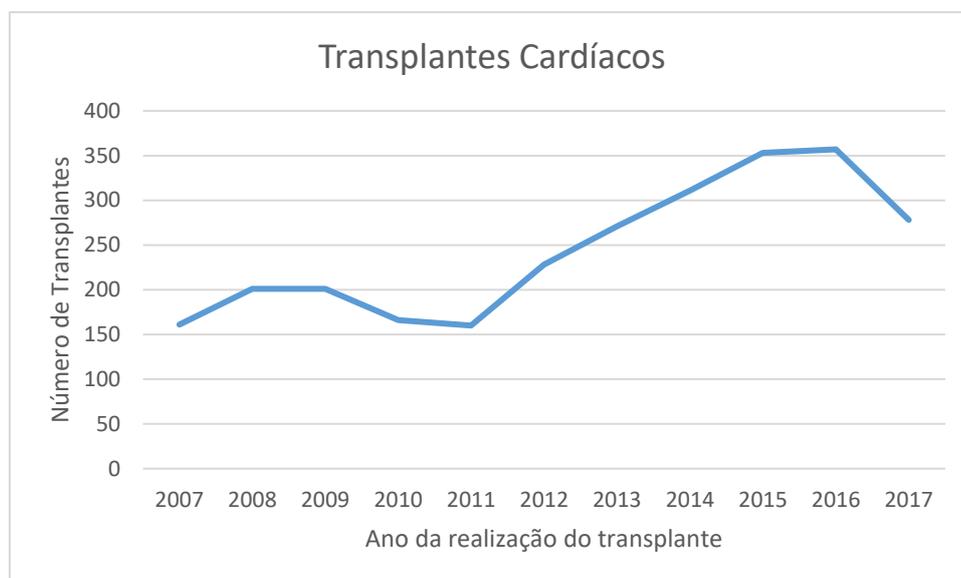


Figura 2 - Número de transplantes cardíacos, realizados no Brasil no período de 2007 a setembro de 2017. (Modificado de: CÂMARA; GARCIA; PACHECO, 2017).

Para que uma pessoa possa ser doadora de órgãos é fundamental que ela deixe sua família avisada de sua vontade em ser doador, e logo, após a declaração da morte encefálica, a família será informada e orientada sobre o processo de doação de órgãos. (WESTPHAL et al., 2016).

### 2.1.2 Sistema Nacional de Transplantes- SNT

De acordo com Decreto nº 2.268, 30 de junho de 1997, o Sistema Nacional de Transplantes -SNT é o órgão responsável pelo controle e pelo monitoramento de órgãos e tecidos que serão utilizados no transplante em humanos, assim descrito:

Decreto nº 2.268, de 30 de junho de 1997, onde no Art. 2, Seção I, Capítulo I, dispõe: “Fica organizado o Sistema Nacional de Transplante - SNT, que desenvolverá o processo de captação e distribuição de tecidos, órgãos e partes retirados do corpo humano para finalidades terapêuticas. (BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2016).

O SNT fica responsável por toda a gestão política, incentivo para as doações de órgãos, logística, credenciamento das equipes e hospitais que atuam no processo dos transplantes, como a definição dos financiamentos e elaboração de portarias para regulamentar todo o processo, desde a captação do órgão até o acompanhamento do paciente transplantado. As instâncias que integram o SNT estão mostradas na figura 3.

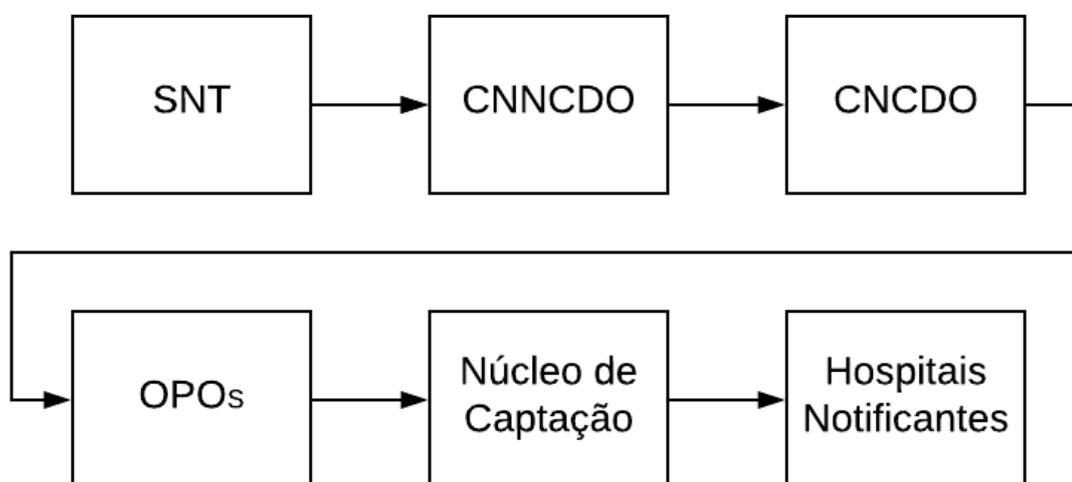


Figura 3 - Organograma representado as instancias que integram o Sistema Nacional de Transplante. (BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2016).

SNT- Integra todos os sistemas de transplantes de órgãos e tecidos no Brasil.

CNNCDO - Central Nacional de Notificação, Captação e Distribuição de órgãos e tecidos. Tem como função fazer a distribuição dos órgãos de forma interestadual e gerar relatórios a respeito do processo de transplante de órgãos.

CNCDO - Centrais de Notificação, Captação e Distribuição de órgãos. Tem como função receber as notificações de Morte Encefálica - ME, fazer o controle e fiscalização das atividades de transplante, fazer o destino do órgão, cuidando do transporte dos órgãos, aplicar sanções administrativas, comunicar o Ministério Público-MP, caso detecte irregularidades no processo, criar novas centrais regionais e fazer relatórios ao SNT.

OPOs - Organizações de procura de órgãos. Tem a função de atuar de forma regionalizada em busca de possíveis doadores potencial, é formado por hospitais públicos e privados.

Núcleo de Captação. Tem a função de planejar, de forma estratégica, tudo que for relacionado com o transplante dentro do hospital.

Hospitais Notificantes - Podem ser públicos ou privados. Devem estar credenciados pelo Ministério da Saúde (MS) e também pelo SNT.

## 2.2 CAPTAÇÃO E TRANSPORTE DE ÓRGÃOS PARA TRANSPLANTE

Segundo a ANVISA, a resolução RDC nº 66, de 21 de dezembro de 2009, estabelece que o transporte de órgãos humanos no território nacional deve ser feito em estado de hipotermia e estabelece as condições sanitárias e os procedimentos a serem adotados para o transporte de órgãos humanos. (BRASIL. ANVISA, 2009).

A logística do transplante de órgãos vai desde o acondicionamento do órgão em recipientes apropriados, armazenagem e o transporte. Este pode ser feito via terrestre ou via aérea. O tempo de transporte do órgão deve respeitar o tempo de isquemia fria de cada órgão, sendo avaliado pela distância entre o centro de captação e o hospital que vai fazer o implante. (MOURA; SILVA, 2014).

Antes de iniciar a cirurgia de extração de um órgão é preciso verificar toda a documentação: *Check-list* - Captação de órgãos; Termo de declaração de morte encefálica; Laudo de exame complementar; Termo de autorização de doação de múltiplos órgãos; Formulário de informação de doador de múltiplos órgãos; Laudo de sorologias. (NETO; BEN HUR FERRAZ; THOMÉ; MOURA, 2012).

A ordem de retirada dos órgãos do doador segue uma sequência de acordo com o tempo de isquemia de cada órgão. A tabela 2 mostra a sequência de retirada dos órgãos.

Tabela 2 - Indicação da sequência de retirada de órgãos do corpo humano, quando autorizado a doação. (MOURA; SILVA, 2014)

Ordem de Retirada	Órgão
1º	Coração e pulmão
2º	Fígado
3º	Pâncreas
4º	Intestino
5º	Rins
6º	Artérias e veias
7º	Córnea, pele e outros Tecidos

Após a retirada dos órgãos, estes serão encaminhados para o transplante de acordo com a Portaria nº 3407 de 5 de agosto de 1998, do Ministério da Saúde - MS. (BRASIL. MINISTÉRIO

DA SAÚDE, 1998), assim descrita: “Art. 34. Todos os órgãos ou tecidos obtidos de doador cadáver, que para a sua destinação contarem com receptores em regime de espera, deverão ser distribuídos segundo o sistema de lista única”.

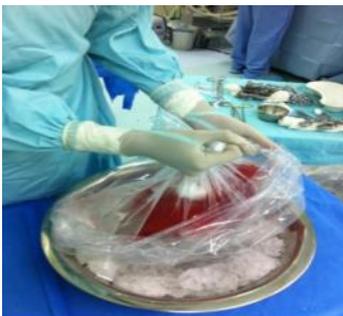
Para o transporte de coração é recomendado que seja inserido dentro de uma primeira embalagem estéril (primária), com soro fisiológico, a uma temperatura de 4°C, de forma que fique totalmente imerso. Em seguida, deve ser colocado em um segundo plástico com soro fisiológico previamente gelado. Após o procedimento, todas embalagens são inseridas em um terceiro saco plástico (embalagem terciária) com a identificação do órgão, para em seguida ser acondicionado em uma caixa térmica. As figuras 4a, 4b, 4c e 4d mostram o procedimento para a embalagem e o acondicionamento do coração para o transporte. (ANVISA, 2009).



(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 4 - Embalagens para Transporte do Coração: (a) Embalagem Primária; (b) Embalagem Secundária; (c) Embalagem Terciária; (d) Caixa para Transporte. (NETO, BEN HUR FERRAZ; THOMÉ; MOURA, 2012)

Para que o órgão seja retirado para o transplante é necessário a comprovação de morte encefálica do paciente doador. (WESTPHAL *et al.*, 2016).

### 2.3 DIAGNÓSTICO DE MORTE ENCEFÁLICA

Morte Encefálica é definida pela perda irreversível das funções do encéfalo (cérebro e tronco encefálico), manifestado por coma perceptivo, ausência dos reflexos de tronco encefálico e apneia. (WESTPHAL *et al.*, 2016)

Para comprovar a morte encefálica do paciente é obrigatório a realização dos procedimentos descritos a seguir:

- Dois exames clínicos que comprovem o coma não perceptivo e a inexistência de função do tronco encefálico, realizado por médicos diferentes para cada exame;
- Teste de apneia que comprove a inexistência de movimentos respiratórios, depois de fazer o máximo excitação possível dos centros respiratórios;
- Exame complementar que confirme a inexistência de atividade encefálica por meio da angiografia cerebral que precisará demonstrar inexistência de fluxo intracraniano;
- exame de encefalograma para confirmar a presença de inatividade elétrica cerebral;
- exame *doppler* transcraniano para confirmar a inexistência de fluxo sanguíneo intracraniano;
- cintilografia radioisotópica para determinar a inexistência de perfusão ou metabolismo encefálico. (CFM-CONSELHO FEDERAL DE MEDICINA, 2017)

O sucesso de um transplante está diretamente associado aos cuidados básicos na manutenção do doador em morte encefálica comprovada. Sem estes cuidados podem ocorrer: a perda ou a recusa do órgão; a garantia de acesso vasculares; o tratamento de hipotensão; a ventilação; o controle de hipotermia; a reposição de eletrólitos de acordo com a necessidade; a reposição de bicarbonato de sódio em acidose metabólica; a correção de hiperglicemia; o uso regular de antibióticos profiláticos e terapêuticos; a transfusão de sangue quando necessária, a proteção ocular com gaze umedecida (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE TRANSPLANTE DE ÓRGÃOS, 2016).

## 2.4 TRANSPLANTE CARDÍACO

O transplante cardíaco é caracterizado pela remoção de um coração de um doador que tenha sido diagnosticado com morte encefálica. Este órgão será transplantado para um receptor, respeitando todos os procedimentos necessários para o transplante, como histocompatibilidade, bom estado do órgão doador e bom estado clínico do receptor. (PENAFORTE; ARAÚJO; CAMPOS; ROLIM; ESC, 2009).

O sucesso do transplante cardíaco depende diretamente da seleção criteriosa dos pacientes envolvidos. Para a escolha do receptor é necessário saber com muito critério, qual é o defeito cardíaco que o possível receptor apresenta. O paciente à espera do órgão para o transplante é avaliado por meio do exame clínico, também por meio de exames complementares, como o exame laboratorial clínico, o Raio X do tórax, o eletrocardiograma convencional e o eletrocardiograma com *doppler* colorido, a ventriculografia radiosotópica, a cintilografia de perfusão miocárdica, utilizando o galio 67, e o cateterismo cardíaco. Estes exames são necessários para também verificar a integridade de outros órgãos. (AZEKA *et al.*, 2014).

O transplante cardíaco é o padrão-ouro para doenças cardíacas, no qual o paciente apresenta insuficiência cardíaca grave e quando o tratamento clínico não apresenta resultados na melhora da expectativa de vida do paciente. (ANDRADE *et al.*, 2009).

O transplante cardíaco pode apresentar problemas após a sua realização, tal como a disfunção primária do enxerto – DPE, que é um mau funcionamento do coração transplantado, que ocorre nos primeiros 30 dias após o transplante e é a principal causa de morte dos pacientes. (LIMA, ELSON BORGES *et al.*, 2015).

A etiologia da disfunção primária do enxerto apresenta elementos pertencentes tanto ao doador como ao receptor do coração e também do procedimento cirúrgico. (LIMA; BORGES *et al.*, 2015).

Os estudos a respeito da disfunção primária apontam como possíveis causas da doença: a lesão provocada no coração devido o tempo de isquemia, as transformações no metabolismo do doador em morte encefálica e os cuidados que o coração recebe no procedimento para o transplante. (IYER *et al.*, 2011).

As infecções do enxerto também são uma das principais causas de morte entre os pacientes transplantados nos três primeiros anos depois da realização da cirurgia. (LUND *et al.*, 2013)

As infecções ocorrem com mais frequência no primeiro mês após o transplante. A partir do segundo mês ocorrem as infecções por citomegalovírus - CMV, toxoplasmose, reativação de doença de Chagas, aspergilose e pneumonia. A partir do sexto mês, após o transplante, ocorrem as infecções fora do sistema hospitalar, decorrentes da produção de anticorpos pelo organismo, com a diminuição das drogas imunossupressoras. (MANGINI *et al.*, 2015)

A rejeição do órgão também pode ocorrer e está dividida em humoral hiperaguda, que é pouco frequente, e aguda celular, que é mais frequente, além da aguda humoral, que ocorre em pacientes que realizam transfusão, gestantes e assistência circulatória. A doença vascular do enxerto também é responsável por causas de morte no primeiro ano após o transplante. (MANGINI *et al.*, 2015).

#### **2.4.1 Transplante cardíaco no Brasil e no mundo**

Os dispositivos de assistência circulatória para a manutenção do paciente à espera do órgão são de relevante importância para manter a vida do paciente. Segundo o registro da Sociedade Internacional para Transplante Cardíaco e Pulmonar – ISHLT, quase metade dos pacientes estava com algum dispositivo de auxílio circulatório durante à espera do transplante e a minoria estava com uso do balão intra-aórtico e um pouco mais da metade dos paciente estavam em condição ambulatorial. Já no Brasil, o balão intra-aórtico é o dispositivo mais usado. Com isso, aumenta a quantidade de óbitos à espera do transplante em relação aos países da Europa e os Estados Unidos. (MANGINI *et al.*, 2015).

Nos países desenvolvidos é comum o uso de dispositivos de auxílio circulatório e também o sistema de doação de órgãos está em um ótimo estágio, colaborando para diminuição do número de pacientes em fila de espera. O Brasil tem muito potencial para aumentar o número de doadores e também no uso de dispositivos de auxílio circulatório, que poderá ajudar na melhora dos resultados do transplante cardíaco. (MANGINI *et al.*, 2015)

Para um melhor entendimento do transplante cardíaco se faz necessário um estudo a respeito da anatomia e fisiologia do coração humano.

### **2.5 ANATOMIA E FISIOLOGIA DO CORAÇÃO HUMANO**

O coração humano, mostrado na figura 5, é dividido em duas partes, sendo o lado direito responsável por bombear o sangue para os pulmões e o lado esquerdo, para bombear o sangue para os órgãos periféricos. Cada um dos lados funciona como uma bomba pulsátil, composta

por um átrio e um ventrículo, tendo como sua principal função, bombear o sangue arterializado para todas as células do corpo. (GUYTON; HALL, 2006).

A circulação do sangue no organismo é função do coração que funciona como uma bomba propulsora seguindo uma ordem de circulação: átrio direito para o ventrículo direito em seguida para artéria pulmonar, pulmões, veias pulmonares e chegando ao átrio esquerdo, ventrículo esquerdo, depois para a artéria aorta, tecidos, veias cava cranial e caudal, em seguida para o átrio direito. (NETO, RÉA ÁLVARO, 2011).

O coração bombeia o sangue oxigenado por meio das artérias, sendo a aorta a maior artéria, que está localizada no ventrículo esquerdo. As artérias se dividem formando os capilares sistêmicos, por meio do qual o oxigênio chega nos tecidos. Após a entrega do oxigênio aos tecidos, este entrega gás carbônico para os capilares que transportam o sangue pelas veias. (SOUZA; ELIAS, 2006).

Pelas veias passam o sangue com baixa quantidade de oxigênio e alto teor de gás carbônico dos tecidos em direção de volta ao coração, para depois seguir para o pulmão. No ciclo cardíaco tem-se a sístole, quando o coração contrai para bombear o sangue e a diástole, quando ele relaxa para poder receber o sangue (SOUZA; ELIAS, 2006).

Na Figura 5 onde está representado um coração humano, a cor azul representa o lado direito e a cor vermelha mostra o lado esquerdo, com seus respectivos: átrio direito, ventrículo direito, átrio esquerdo e ventrículo esquerdo, bem como a veia cava superior e inferior, no lado direito, e a artéria pulmonar e a veia pulmonar, no lado esquerdo.



Figura 5 - Representação dos principais elementos do coração humano. (GUYTON; HALL, 2006).

O coração proporciona contrações cardíacas contínuas, que são chamadas de ritmo cardíaco, transferindo energia por meio do músculo miocárdio, provocando os batimentos rítmicos cardíacos. (GUYTON; HALL, 2006)

O metabolismo cardíaco realiza principalmente trabalho aeróbico, que é realizado nas mitocôndrias, que é dependente do fornecimento de oxigênio e substratos, como ácidos graxos livres e glicose. O coração, por meio dos músculos cardíacos, converte energia química em energia mecânica, com baixa eficiência, pois gasta 9,8 Watts de energia química e consegue produzir apenas 1,2 Watts de energia mecânica, com um aproveitamento de 12,4%. (BRAILE, MARCOLINO DOMINGO, 2012).

O coração, quando desenvolve o trabalho mecânico, gasta 9,8 Watts de energia química, sendo que o miocárdio possui uma reserva de 200 a 300 mg de adenosina trifosfato-ATP, sendo então necessário a produção de relevante quantidade de fosfatos de alta energia, na ordem de 35.000.000 mg por dia. Portanto, assim que o fornecimento de oxigênio e substratos deixam de ser fornecidos, a reserva de ATP se esgota, comprometendo a viabilidade celular. (BRAILE, MARCOLINO DOMINGO, 2012).

O coração é parte integrante do sistema circulatório humano, onde faz o bombeamento de sangue para todo o corpo humano, portanto para o entendimento, se faz necessário um estudo da mecânica dos fluídos voltada para o sistema circulatório.

## 2.6 MECÂNICA DOS FLUÍDOS PARA O SISTEMA CIRCULATÓRIO

Mecânica dos fluídos é a ciência da Física que estuda o comportamento físico dos fluídos, tal como suas leis que governam suas propriedades. É uma substância que se modifica quando é submetida a uma força tangencial constante. (BRUNETTI, 2008).

A mecânica dos fluídos pode ser dividida em estática e dinâmica, onde a estática dos fluídos estuda o comportamento deste fluído quando este está livre de ação de forças externas, o que significa que o fluído está em repouso ou em deslocamento com velocidade constante e a dinâmica dos fluídos estuda o comportamento em regime de movimento acelerado, provocado por ação de forças externas, que tem a finalidade do deslocamento do fluído. (BRUNETTI, 2008).

O sangue no sistema circulatório é tratado como um fluido, que sofre resistência ao seu fluxo por meio do corpo humano, devido ao atrito gerado pelas moléculas e células sanguíneas que vão de encontro as paredes dos vasos sanguíneos. (FEIJÓ, 2007).

Podemos estudar a mecânica dos fluidos para o sistema circulatório por meio da análise do fluxo sanguíneo, levando-se em consideração suas propriedades, tais como: densidade, pressão, viscosidade, fluxo laminar e fluidos newtonianos.

A figura 6 mostra o sistema cardiovascular e o caminho do fluxo sanguíneo por meio do corpo humano. Pode ser afirmar que se trata de um sistema fechado, onde o volume sanguíneo, que entra de um lado, é o mesmo volume que sai do outro. (HENEINE, 2008).

O sistema cardiovascular e o fluxo sanguíneo, mostrado na figura 6, no qual pode-se observar que a cor vermelha representa as artérias, por onde o fluxo sanguíneo com alta concentração de oxigênio é levado para todas as células do corpo humano, por meio do bombeamento do coração. A cor azul representa as veias por onde o fluxo sanguíneo com baixa concentração de oxigênio será levado para os pulmões, para que seja oxigenado e devolvido para o coração, para que este impulsione o sangue por meio das artérias para todo o corpo humano.



Figura 6: Representação do sistema circulatório humano no qual é mostrado o fluxo sanguíneo por meio de veias e artérias. (FEIJÓ, 2007).

### 2.6.1 Densidade e pressão

A densidade de um fluído é dada pela Equação “1”, que retrata a quantidade de matéria por unidade de volume. (HALLIDAY RESNICK WALKER, 2006).

$$\rho = \frac{m}{V} \frac{Kg}{m^3} \quad (1)$$

Onde:  $\rho$  é a densidade em quilograma por metro cúbico ( $\frac{Kg}{m^3}$ );

$m$  é a massa do fluído em quilograma ;

$V$  é o volume ocupado pelo fluído em metro cúbico..

A densidade do sangue humano é de  $\rho = 1,057 \frac{g}{cm^3}$  e é praticamente estável dentro da circulação sanguínea, e, caso apresente variações, mesmo que em pequenos limites, pode provocar doenças. (HENEINE, 2008).

A Pressão sanguínea é definida de acordo com a Equação “2”, que representa a força aplicada pelo sangue contra a parede de um vaso sanguíneo, de acordo com o tamanho de sua área. (CARRON; GUIMARÃES, 2002).

$$P = \frac{F}{A} \text{ mmHg} \quad (2)$$

Onde:  $P$  é a pressão;

$F$  é força aplicada;

$A$  é a superfície de área transversal;

unidade utilizada é milímetro de mercúrio.

Durante a sístole, o coração contrai para impulsionar o sangue por meio das artérias. A pressão máxima aplicada nas artérias é em média de 120 mmHg e durante a diástole, que é quando o coração relaxa, a pressão mínima é em média de 80mmHg. (GUYTON; HALL, 2006).

A pressão no sangue humano está dividida entre a pressão estática, devido ao peso do sangue. As artérias e as veias sofrem pressão estática, acarretando velocidade constante do fluxo sanguíneo, quando a velocidade do sangue varia. Este está submetido a uma pressão dinâmica

e a pressão mecânica que sofre o sangue é devido ao bombeamento do coração. Durante o fluxo sanguíneo as pressões variam, principalmente devido à alteração da viscosidade sanguínea. (FEIJÓ, 2007).

A figura 7 representa um modelo do sistema circulatório com a passagem do fluxo sanguíneo e o diagrama da figura 8 representa as pressões exercidas pelo sangue ao longo do fluxo sanguíneo, na qual se observa, que no momento em que o coração contrai proporcionando alta pressão nos vasos sanguíneos para impulsionar o sangue por meio do ventrículo esquerdo, em direção a aorta que vai ramificando-se, tornando-se cada vez de menor calibre, até chegar aos capilares, aonde o sangue oxigenado será entregue as células do corpo. Em seguida as células retiram o oxigênio do sangue e entregam o gás carbônico, que será encaminhado pelas vênulas que aumentam de calibre de forma progressiva, até chegar ao átrio direito do coração. Em seguida para o átrio esquerdo e enviado para o pulmão por meio da artéria pulmonar, onde a pressão sanguínea exercida pelo coração nos vasos sanguíneos é baixa. Os pulmões recebem o sangue, faz sua oxigenação e impulsiona o sangue para o corpo humano.

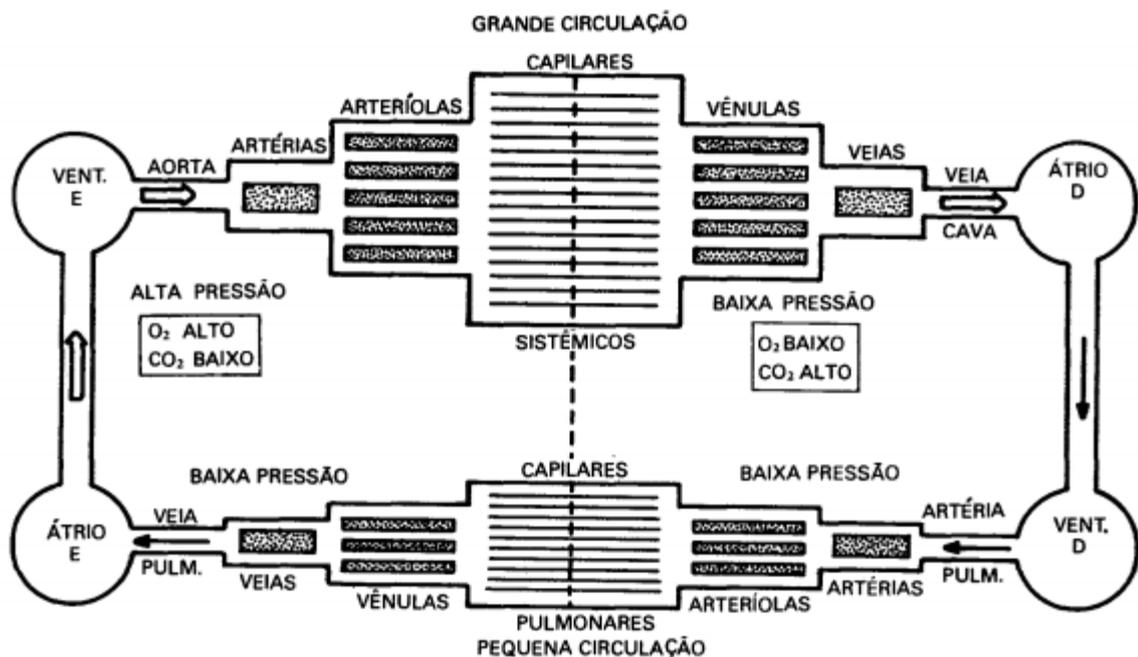


Figura 7: Representação do sistema circulatório humano no qual é mostrado uma visão sistêmica da troca gasosa, bem como como a divisão entre a grande circulação e a pequena circulação. (HENEINE, 2008).



Figura 8: Diagrama de fluxo onde o volume de sangue que entra é aproximadamente igual ao volume de sangue que sai, bem como a pressão exercida sobre as paredes dos vasos sanguíneos. (HENEINE, 2008).

### 2.6.2 Viscosidade

Viscosidade de um fluido é definida como sendo a resistência que um fluido sofre para seu escoamento. Quanto menor a temperatura, maior a viscosidade dos líquidos até a temperatura aproximada de  $4^\circ \text{C}$ , onde a água apresenta densidade máxima de  $1,000 \text{ g/cm}^3$ . (BRUNETTI, 2008).

Em um tubo cilíndrico, o escoamento leva em consideração a criação de camadas concêntricas, no qual as velocidades variam do centro para a periferia, sendo a velocidade máxima no centro e a mínima na periferia. Entre uma camada e outra, seus elementos não se misturam, tornando o fluxo laminar. Caso haja aumento ou diminuição na viscosidade do sangue humano dentro do sistema circulatório, pode ocorrer mudanças no seu fluxo e com isso acarretar doenças. (OLIVEIRA *et al.*, 2010).

### 2.6.3 Fluxo laminar

Quando a velocidade de um fluxo em movimento, em qualquer ponto fixo de um tubo, não varia com o tempo, nem em módulo nem em sentido, pode-se dizer que este fluxo é laminar. (HALLIDAY RESNICK WALKER, 2006).

De acordo com a Equação “3”, chamada de equação de Hagen - Poiseuille, o fluxo é inversamente proporcional ao comprimento do tubo e à taxa de viscosidade do líquido, e diretamente proporcional à diferença de pressão entre as bordas do tubo e a quarta potência do raio do tubo. (OLIVEIRA *et al.*, 2010).

$$F = \frac{(P_1 - P_2) \times \pi R^4}{8\eta d} \quad (3)$$

Quando o sangue flui pelos vasos sanguíneos, mantendo cada camada de sangue a uma mesma distância da parede do vaso sanguíneo, então este fluxo sanguíneo é laminar, no qual a velocidade do sangue no centro do vaso é maior que na sua extremidade. (VARGAS; ARGENTA, 2015).

#### 2.6.4 Equação da Continuidade

Para um líquido escoando por meio do tubo, utiliza-se a equação da continuidade, descrita na Equação “4” para analisar a velocidade do fluido ao longo do tubo. (CARRON; GUIMARÃES, 2002).

$$V_1 \times A_1 = V_2 \times A_2 \quad (4)$$

Onde:  $V_1$  = velocidade na área1;

$V_2$  = Velocidade na área2;

$A_1$  e  $A_2$  = área unitária.

Como mostrado nas figuras 7 e 8, o sangue passa por meio de diferentes diâmetros de vasos sanguíneos, o que leva a diminuição da sua energia cinética, pois à medida que o diâmetro dos vasos sanguíneos aumenta, sua velocidade circulatória diminui.

#### 2.6.5 Fluidos newtonianos e não newtonianos

A Equação “5” mostra a Lei de Newton da viscosidade, na qual se exige um equilíbrio entre a tensão de cisalhamento e o gradiente da velocidade do fluido, no qual este coeficiente: “ $\mu$ ”, é chamado de viscosidade absoluta. (BRUNETTI, 2008).

$$t = \mu \frac{dv}{dy} \frac{g}{cm \ s^2} \quad (5)$$

Onde:  $t$  = tensão de cisalhamento;

$\frac{dv}{dy}$  = gradiente da velocidade;

$\mu$  = constante de viscosidade.

O coeficiente de viscosidade absoluta é próprio de cada fluido e de suas relações com a pressão e temperatura. A viscosidade dinâmica é a capacidade que cada fluido possui, que possibilita balancear forças tangenciais externas à medida que o fluido se movimenta. (BRUNETTI, 2008).

Todos os fluidos que seguem esse princípio são considerados fluidos Newtonianos. Fluidos Newtonianos são fluidos homogêneos, que fluem laminarmente, como a água. O sangue é considerado um fluido não Newtoniano devido aos seguintes fatores: os vasos sanguíneos se comportam como tubos elásticos e ativos, que podem se modificar, conforme as forças aplicadas à sua parede ou pela própria ação da musculatura lisa destas paredes; com o aumento do hematócrito - é a proporção de hemácias no sangue na ordem de 35% a 40% - a viscosidade do sangue aumenta exponencialmente; A viscosidade do sangue aumenta 2,5 vezes quando a temperatura varia de 37° a 0° C. (OLIVEIRA *et al.*, 2010).

## 2.7 MÁQUINA DE CIRCULAÇÃO EXTRACORPÓREA (MCEC)

O surgimento da MCEC está diretamente relacionado à evolução das cirurgias cardíacas, e também dos transplantes cardíacos. Foi desenvolvida com o objetivo de manter ou apoiar a circulação extracorporeal em intervenções cirúrgicas, quando o sistema cardiovascular precisa ser interrompido. Os objetivos da MCEC são: manter o funcionamento de todos os órgãos do corpo humano, assegurar a oxigenação dos tecidos e eliminar seus produtos finais, permitindo que a cirurgia cardíaca possa ser realizada livre de sangue dentro do coração. (SOUZA; ELIAS, 2006).

Uma máquina de circulação extracorpórea como mostrado na figura 9, indica que: as bombas de roletes; painel de controle de bomba de roletes; bomba de roletes para cardioplegia; painel de controle da cardioplegia; painel de controle de temperatura e das bombas; painel de controle de fluxo e pressão.

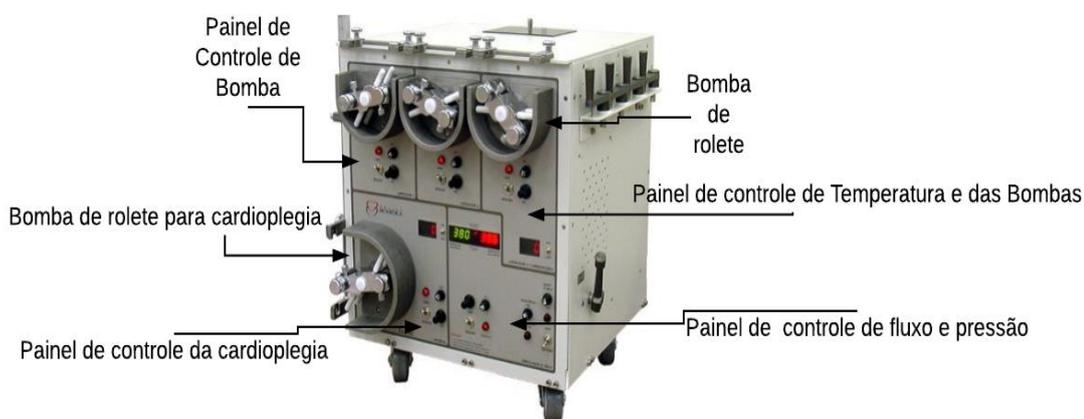


Figura 9: MCEC onde podem ser observados as partes que a constituí. (S.A., 2018).

Um circuito completo de uma MCEC possui os seguintes componentes: Bomba de Propulsão, que tem a função de controle da passagem do fluxo sanguíneo; minimização do traumatismo sanguíneo; infusão do volume sanguíneo entre 200 e 5000 ml/min. Oxigenador/Trocador de calor com a função oxigenação do sangue venoso, que permite a troca de calor do sangue. Reservatório venoso com a função de armazenar o sangue venoso. Reservatório de cardiectomia com a função de filtração do sangue; Rompimento de bolhas; Armazena o sangue aspirado. Filtro arterial tem a função de remover as partículas e microbolhas do circuito arterial. Tubos, cânulas e conectores de policloreto de vinila - PVC para o transporte da solução fisiológica, sangue, água e gases. Sistema de cardioplegia com reservatório de cardioplegia; bomba propulsora e trocador de calor. Hemoconcentrador para a filtração sanguínea para a remoção do excesso de fluídos. (KRAMME; HOFFMANN; POZOS, 2011).

### 2.7.1 Funcionamento da CEC

O funcionamento de uma MCEC está representada no diagrama de blocos por meio da figura 10, na qual são mostradas as bombas de cardioplegia, arterial e sucção, o reservatório de cardiectomia, o oxigenador e trocador de calor, a bomba de água, a fonte de gás, o filtro de sangue arterial e o filtro de cardioplegia.

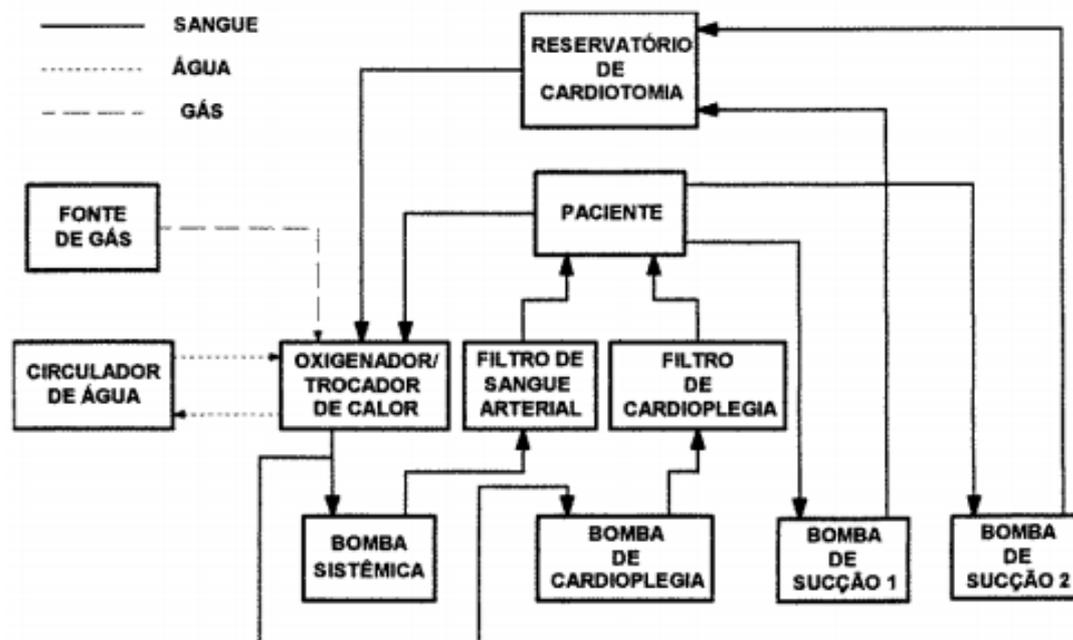


Figura 10: Diagrama de blocos da MCEC no qual representa as principais partes do sistema, como oxigenador, bomba sistêmica, sucção e de cardioplegia. (LOPES, 1998).

A MCEC possui bombas mecânicas que tem a função de bombear o sangue, fazendo o trabalho do coração, sendo que as funções dos pulmões são realizadas pelo oxigenador, que realiza as trocas gasosas com o sangue. Este sistema está conectado por meio de tubos plásticos descartáveis, que interligam paciente, bomba mecânica e o oxigenador, permitindo a circulação do sangue pelo corpo do paciente. (LOPES, 1998).

No procedimento cirúrgico utilizando a MCEC, o sangue venoso, quando chega ao átrio direito do paciente, é desviado do coração e dos pulmões por meio de cânulas, que são inseridas nas veias cavas superior e inferior. O sangue venoso é bombeado por meio das bombas de sucção para o reservatório de cardiotoria, e por meio de gravidade e sifonagem, é levado ao oxigenador, onde recebe oxigênio, elimina o dióxido de carbono, e é filtrado. Sua temperatura é regulada. (SOUZA; ELIAS, 2006).

Após passar pelo oxigenador, o sangue é bombeado pela bomba sistêmica, passa por um filtro de sangue arterial e é devolvido ao paciente por meio de cânulas inseridas na aorta ascendente ou na veia femoral. (SOUZA; ELIAS, 2006).

Para conduzir ou reverter o paciente em estado de hipotermia, utiliza-se um circuito complementar, no qual a bomba de água está ligada ao trocador de calor dos oxigenadores, para realizar as trocas de calor entre a água e o sangue. (LOPES, 1998)

A solução cardioplégica, usada para a proteção cardíaca, enquanto o coração estiver com sua função de bombeamento de sangue interrompida, necessita de um circuito adicional, que é captado e impulsionada por meio da bomba de cardioplegia para o filtro de cardioplegia e aplicada ao paciente por meio de cânulas inseridas na aorta ascendente ou veia femoral. (LOPES, 1998).

## 2.8 CARDIOPLEGIA

Para o sucesso de uma cirurgia cardíaca é importante que o coração esteja parado, relaxado e ausente de sangue, e também com o mínimo de lesões possíveis ao miocárdio, sendo por meio da parada diastólica do coração, a melhor condição para a cirurgia, ou seja, por meio da cardioplegia. (KRAMME; HOFFMANN; POZOS, 2011).

A cardioplegia é definida como a parada segura do coração, interrompendo as atividades eletromecânicas, mantendo as reservas de energia armazenada no miocárdio. (BRAILE, M DOMINGO *et al.*, 1989).

A cardioplegia busca a proteção do miocárdio para preservar suas funções cardíacas, mas podem ocorrer pequenas lesões que não são percebidas, lesões que podem ser reversíveis e até lesões irreversíveis quando acontece a reperfusão, pois é nesse momento que o coração vai precisar recuperar os déficits de energia e voltar a produzir trabalho mecânico. Também podem ocorrer essas lesões pela própria cardioplegia, podendo comprometer o miocárdio de forma permanente, inutilizando, assim, o órgão para o implante. (BRAILE, MARCOLINO DOMINGO, 2012).

As soluções cardioplégicas são usadas para a perfusão do coração no decorrer do transplante cardíaco e para a sua preservação durante o processo de cardioplegia. Os tipos de soluções cardioplégicas são: cristalóide, cristalóide sanguínea e sanguínea. (MALBOUISSON LMS, SANTOS LM, AULER JR JOC, 2005).

Os principais requisitos da solução cardioplégica são: fazer a parada eletromecânica de forma imediata; baixar o metabolismo cardíaco; fazer a proteção da membrana cardíaca; fazer a distribuição adequada dos componentes químicos; produzir o efeito enquanto durar o clampeamento aórtica. (CRESSONI *et al.*, 2008).

Para que o coração volte a pulsar, depois de aplicado a cardioplegia e a reperfusão, quando da retirada do órgão da caixa de transporte para o implante no paciente, vai depender da restauração do ATP, da integridade da morfologia e da capacidade funcional das células cardíacas. (BRAILE, MARCOLINO DOMINGO, 2012).

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

O Sistema Eletromecânico no Auxílio da Cardioplegia proposto é um sistema portátil que tem a função de fazer a infusão de dois litros de soro fisiológico no momento da coleta do coração, levando em consideração o volume do fluxo infundido por tempo. O desenvolvimento do Sistema Eletromecânico no Auxílio da Cardioplegia foi dividido em etapas: Bomba peristáltica de roletes; Estudo teórico para cálculo do volume infundido por tempo; Ensaio *in-vitro*.

O equipamento desenvolvido é composto de parte mecânica, e será integrado a ele um sistema eletrônico, como mostrado na figura 11.

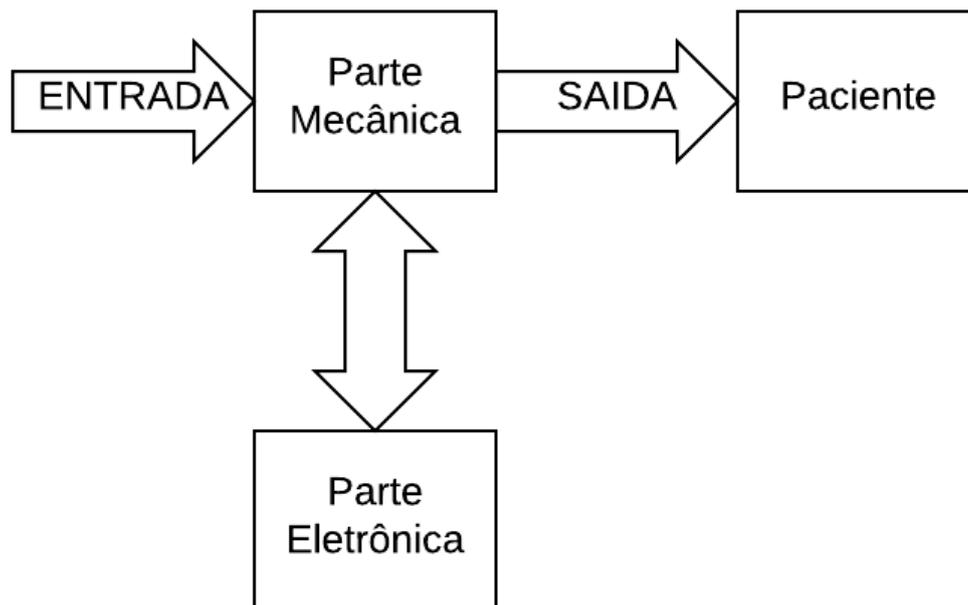


Figura 11: Diagrama em Blocos do Sistema Eletromecânico. (GALOTE, 2018).

### 3.1 PARTE MECÂNICA

#### 3.1.1 Bomba peristáltica de roletes

O desenvolvimento do sistema eletromecânico no auxílio da cardioplegia teve como base o funcionamento de uma bomba peristáltica de roletes como mostrado nas figuras 12 e 13.

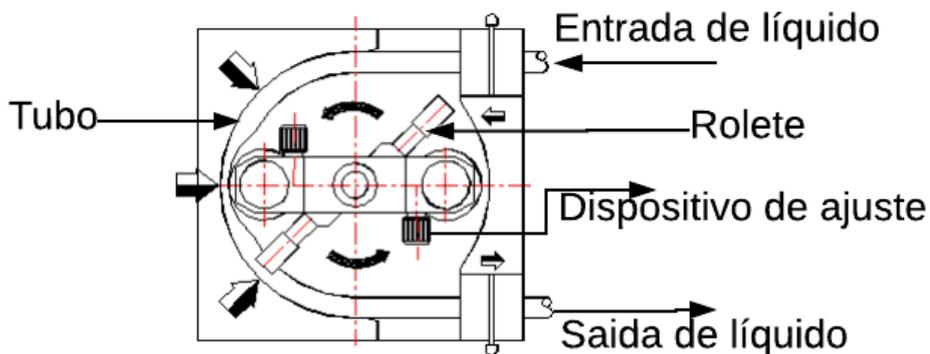


Figura 12: Vista superior de uma bomba de roletes, no qual é mostrado o sentido do fluxo, o dispositivo de ajuste, o rolete e o tubo. (LOPES, 1998)

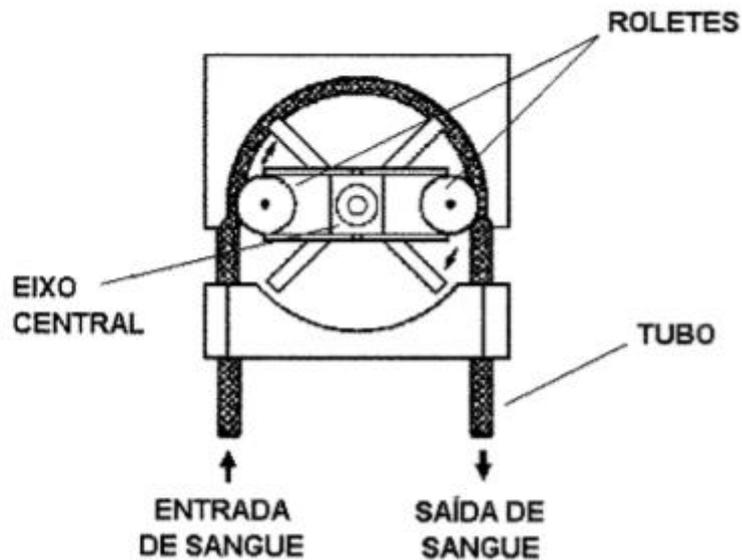


Figura 13: Representação de uma bomba de roletes, onde é mostrado a entrada do sangue por meio do tubo, bem como sua saída, o eixo central onde estão posicionados os roletes. (LOPES, 1998).

A bomba de roletes foi usada por ser de fácil montagem, facilidade de manuseio, ser leve e possuir baixos índices de manutenção além do menor custo. Dois tubos de polivinil, de diâmetro de 3mm e de 6mm, foram utilizados para verificar o comportamento do fluxo em diferentes situações. Eles foram montados, um de cada vez, sobre o eixo dos roletes, como ilustrado na figura 12, utilizando-se um segmento de círculo com prolongamentos paralelos, onde estão montados dois roletes diametralmente opostos, com a mesma distância do eixo central.

A bomba de roletes é operada por meio de uma manivela que é acoplada ao eixo de roletes, como mostrado na figura 13. A manivela, onde o contato será feito de forma direta com as mãos, foi desenvolvida com aço inoxidável, o que vai permitir a sua higienização após o uso. A medida que a manivela é acionada manualmente, o eixo central executa movimentos circulares e os roletes pressionam o tubo de polivinil e o líquido que está contido dentro do tubo é infundido.

Durante o movimento circular do eixo de roletes, sempre um dos roletes estará pressionando o tubo, de forma a manter a infusão do líquido sempre contínua, no qual o ajuste da pressão exercida pelos roletes no tubo é feito de forma manual, por meio dos dispositivos de ajuste de oclusão.

O rolete, com excesso de pressão sobre o tubo, pode danificar o tubo e também dificultar o movimento do eixo de roletes por meio do acionamento da manivela e um rolete com folga na pressão sobre o tubo permite refluxo do líquido infundido, além de proporcionar irregularidade na infusão do líquido, ocasionado volumes variáveis do fluido. Para a utilização do sistema, é necessário fazer a sua calibração.

### **3.1.2 Calibração do sistema**

O procedimento de calibração do sistema foi realizado antes do início dos ensaios. Uma das extremidades do tubo, que está inserido no equipamento, foi colocado dentro de um recipiente contendo água e a outra extremidade ficou livre. Por meio de movimentos manuais da manivela de forma contínua, o líquido começa a preencher toda a extensão do tubo, e assim que todo o tubo estiver preenchido, é encerrado o acionamento da manivela e é verificado se a coluna do líquido permanece parada ou existe refluxo desse líquido por meio do tubo.

Verificado-se que existe refluxo do líquido, deve-se ajustar os dispositivos de oclusão dos roletes, para que se tenha um ponto ótimo, pois um excesso de pressão nos roletes aumentará o atrito do rolete com o tubo, gerando uma dificuldade no acionamento da manivela,

o qual pode, também danificar o tubo, além de uma folga na pressão dos roletes, o que irá permitir o retorno indesejado do líquido.

Para a calibração do sistema foi colocado o dispositivo de ajuste na posição mínima, onde não havia fluxo com o acionamento da alavanca e depois foi feito o ajuste de calibração incrementado 6 voltas completas no dispositivo de ajuste.

### 3.2 ESTUDO TEÓRICO

Os cálculos matemáticos foram realizados para se obter os resultados, de forma a saber qual a quantidade do volume de fluxo infundido por segundo que será necessário para infundir 2 litros da solução cardioplégica em um tempo de 180 segundos, utilizando tubos com diâmetro de 3mm e 6 mm.

Para a realização dos cálculos matemáticos foram utilizadas as equações:

- Equação para cálculo do Fluxo:

$$Q = \frac{V}{T} \quad (6)$$

Onde: Q é o fluxo infundido em litros por segundo;

V é o volume em litros;

T é o tempo em segundos.

- Equação para cálculo do volume:

$$V = \pi r^2 \cdot L \quad (7)$$

Onde: V é o volume em litros por segundo;

$\pi = 3.14$ ;

$r^2$  é o raio interno do tubo ao quadrado em centímetros ao quadrado;

L é o comprimento do tubo em metros.

### 3.3 ENSAIOS REALIZADOS

Os testes foram realizados em ambiente fechado e controlado de temperatura de 24°C que simula um ambiente dentro de um hospital, no qual é feito a captação do coração e a infusão da solução cardioplégica.

Para a realização dos ensaios foram usados os equipamentos descritos abaixo:

- Uma balança digital: Capacidade: 3 g-7 kg, Precisão: 1 g, com a finalidade de fazer as medidas dos volumes;
- Uma seringa descartável de 10ml, com a finalidade de medir os volumes menores que 10ml;
- Uma seringa descartável de 20ml, com a finalidade de medir os volumes
- Um recipiente de plástico para receber o líquido perfundido;
- Um recipiente de plástico para armazenar o líquido com medida de até 2 litros;
- Um cronômetro digital, com a finalidade de medir o tempo de infusão do líquido;
- Um sensor de fluxo: SAIER-modelo SEN-HZ21WA; e
- Um recipiente de soro fisiológico, com a finalidade de armazenar o líquido para infusão.

#### 3.3.1 Ensaios *in-vitro*

Os ensaios *in-vitro* foram realizados utilizando um sistema aberto. Antes do início dos ensaios, o sistema foi calibrado. No sistema desenvolvido, foram usados tubo de polivinil de  $\varnothing=3\text{mm}$  e de  $\varnothing=6\text{mm}$  que foram devidamente posicionados e fixos no eixo de roletes. A medida que a manivela é acionada manualmente, o eixo de roletes realiza movimento circular e os roletes que estão acoplados a este eixo se movem, pressionam e fazem a oclusão do tubo, gerando vácuo necessário para o deslocamento do fluxo de água.

Foi armazenado dois litros de água em um recipiente e uma extremidade do tubo inserida dentro do recipiente, a outra extremidade foi colocada em um outro recipiente coletor. Foi dado uma volta completa no eixo de roletes por meio da manivela. Retirado o líquido infundido e colocado sobre a balança para medir seu volume.

Após a medida apurada, foi retirado o recipiente coletor da balança e logo em seguida o recipiente foi seco com papel toalha e este procedimento foi feito mais nove vezes, sendo que a cada nova medida foi incrementado mais uma volta completa no eixo de roletes por meio da manivela, totalizando um total de 10 voltas completas, totalizando um total de 10 medidas.

Repetido o mesmo procedimento por mais duas vezes, totalizando total de três medidas para cada grupo de 10 medidas.

O segundo procedimento adotado para medir o volume do líquido infundido foi o uso de seringas descartáveis de 10ml e 20ml. As seringas, por se tratarem de instrumentos analógicos estão sujeitas a erros de paralaxe e de interpolação nas medidas dos valores obtidos. Foram minimizados os erros de paralaxe e de interpolação nas medidas obtidas pelas seringas de 10ml e 20ml.

A seringa de 20ml foi usada para retirar o líquido de capacidade nominal e a seringa de 10ml foi usada para retirar o restante do líquido. Foi colocado água no recipiente e uma extremidade do tubo inserido dentro do recipiente e a outra extremidade foi colocada no recipiente coletor. Foi dada uma volta completa no eixo de roletes por meio da manivela. Retirado o recipiente com o líquido infundido e com a seringa de 10ml e 20ml, foi retirado todo o líquido do recipiente e feito a leitura do seu volume.

Em seguida foi descartado todo o líquido da seringa, secado o recipiente com papel toalha, e repetido todo o procedimento, incrementando uma volta a cada novo ensaio, totalizando um total de 10 voltas completas no eixo de roletes. Repetido o mesmo procedimento por mais duas vezes, totalizando um total de três medidas para cada grupo de 10 medidas.

### **3.3.2 Ensaios in-vitro utilizando um coração suíno**

Os ensaios em coração suíno foram realizados para permitir um ensaio próximo do real, pois o coração suíno tem sua anatomia e fisiologia muito próximas ao do coração humano. A figura 14 apresenta os ensaios utilizando o coração suíno, utilizando um sensor de fluxo para medir o volume de líquido perfundido.



Figura 14: Sistema com Coração Suíno, onde: (a) coração suíno; (b) sensor de fluxo; (c) equipamento desenvolvido; (d) tubos para a passagem do fluxo; (e) cateter intravenoso; (f) equipo.

Foi usado o soro fisiológico para a realização dos ensaios, substituindo a água utilizada nos ensaios anteriores, levando também em consideração a pressão contrária que será exercida pelo coração suíno, para que se pudesse verificar a resistência contrária que o coração fazia durante a perfusão. Com estes testes esperou-se medir novas variáveis de forma a se aproximar do real. A captação do coração suíno foi feito por uma veterinária de um frigorífico localizado na zona rural de Brasília.

O coração foi retirado do suíno imediatamente após o abate do animal, sendo preservada, ao máximo, toda a fisiologia do coração retirado. Cabe salientar que este animal foi abatido para a produção de alimentos. O suíno não foi abatido para atender esses ensaios propostos, já seria abatido de qualquer forma, junto com outras centenas de suínos para produzir diversos tipos de alimentos que são comercializados em Brasília e no entorno do DF. Este procedimento de abate é feito em um período de 15 em 15 dias e está sobre a regulamentação da Vigilância Sanitária do Distrito Federal.

O suíno possuía aproximadamente 110Kg.

Após a retirada do coração suíno, o órgão foi colocado em uma embalagem primária estéril com soro fisiológico gelado e depois colocado em uma embalagem secundária estéril com soro fisiológico. Estas duas embalagens foram colocadas em uma embalagem terciária e em seguida colocadas em uma caixa térmica coberta com gelo. O transporte desde o local da captação do órgão até o seu destino para a realização dos ensaios, foi feito por meio de um carro e com no período de 60 minutos.

Após a chegada do coração no local dos ensaios, foi retirado o coração da caixa térmica e acondicionado em uma geladeira. Após duas horas da chegada do órgão, teve início os ensaios utilizando o coração suíno. O coração suíno foi pesado em uma balança, que pesou 338 gramas. Foi feito a calibração do sistema. Foi utilizado um sensor de fluxo para medir o fluxo a ser infundido, um recipiente para soro fisiológico de 1 litro e um equipo para conexão entre o soro fisiológico e o equipamento desenvolvido e um equipo entre o equipamento desenvolvido e o coração.



Figura 15: Sensor de fluxo, utilizado para medir o fluxo de líquido infundido no coração suíno. (GALOTE, 2018).

O sensor de fluxo adotado foi o SAIER, modelo SEN- HZ21WA, e o Arduino, utilizado para conectar o sensor de fluxo, foi o Arduino modelo Nano. O Arduino foi conectado na porta

USB de um computador e o sensor de fluxo de efeito *hall* (que é um transdutor que, quando sofre a ação de um campo magnético, responde com uma variação em sua tensão de saída), que foi conectado na porta digital D2 do Arduino e a alimentação do sensor de fluxo foi obtida por meio da placa do Arduino.

Foi utilizado um software livre da própria biblioteca do Arduino em repositórios GitHub, sendo necessários alguns ajustes de calibração para os ensaios propostos. Foi feito o ajuste do fator de calibração do sensor de fluxo, por meio da medida feita pelo medidor de fluxo após 30 segundos de acionamento manual da manivela do equipamento desenvolvido, comparando com a medida feita por meio da seringa descartável.

Foi feito o fechamento de toda aorta do coração suíno por meio de agulha e linha, para impedir o vazamento imediato do líquido perfundido, em seguida foi feita a canulação do coração suíno utilizando um cateter intravenoso modelo 14F inserido na parede da aorta do coração. O recipiente contendo soro fisiológico foi conectado à entrada do sensor de fluxo, por meio do equipo e a saída do sensor de fluxo foi conectada à entrada do sistema eletromecânico no auxílio da cardioplegia, por meio de um tubo de polivinil de diâmetro de 6 mm e a saída do sistema eletromecânico foi conectada ao cateter intravenoso, inserido na parede da aorta do coração suíno, por meio de um outro equipo.

Em seguida foram feitos os ensaios por meio do acionamento manual da manivela acoplada ao sistema eletromecânico. Logo após o início dos ensaios, foi verificado que o equipo entre o recipiente de soro e o sensor de fluxo ficava colabado, impedindo, assim, a passagem do fluxo do soro fisiológico para o coração suíno. Após análise do problema, foi concluído que o defeito era do próprio equipo, e este foi substituído por um outro equipo da mesma marca.

Foram iniciados os ensaios novamente e logo em seguida o tubo do equipo colabou novamente. Também se notou que um pedaço do filtro, que é usado na ponta do equipo para filtra micro- partículas, soltou e entrou na tubulação, o que é um importante problema, pois este pedaço pode entrar para dentro do corpo de um paciente em uma situação real.

Foi decidido fazer a troca de fabricante do equipo, pois existem diversas marcas de equipo que são usadas para o uso em cardioplegia. Com a troca de fabricante, o problema foi resolvido e os ensaios puderam prosseguir. Foi feita a infusão de 2 litros de soro fisiológico e apurado o fluxo do líquido perfundido, por meio do sensor de fluxo, medido o tempo para a perfusão completa, e analisado a resistência oferecida pelo coração suíno em relação aos ensaios *in-vitro*.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Este capítulo apresenta os resultados e as discussões obtidos por meio dos cálculos matemáticos, bem como os resultados obtidos por meio dos ensaios *in-vitro* e os ensaios *in-vivo* utilizando o coração suíno. Apresenta-se, primeiramente, os cálculos matemáticos, para depois apresentar os resultados dos ensaios realizados e em seguida fazer uma comparação entre os valores esperados e os valores medidos. O Sistema Eletromecânico no Auxílio da Cardioplegia desenvolvido é ilustrado na figura 16, com todas as suas partes constituintes.

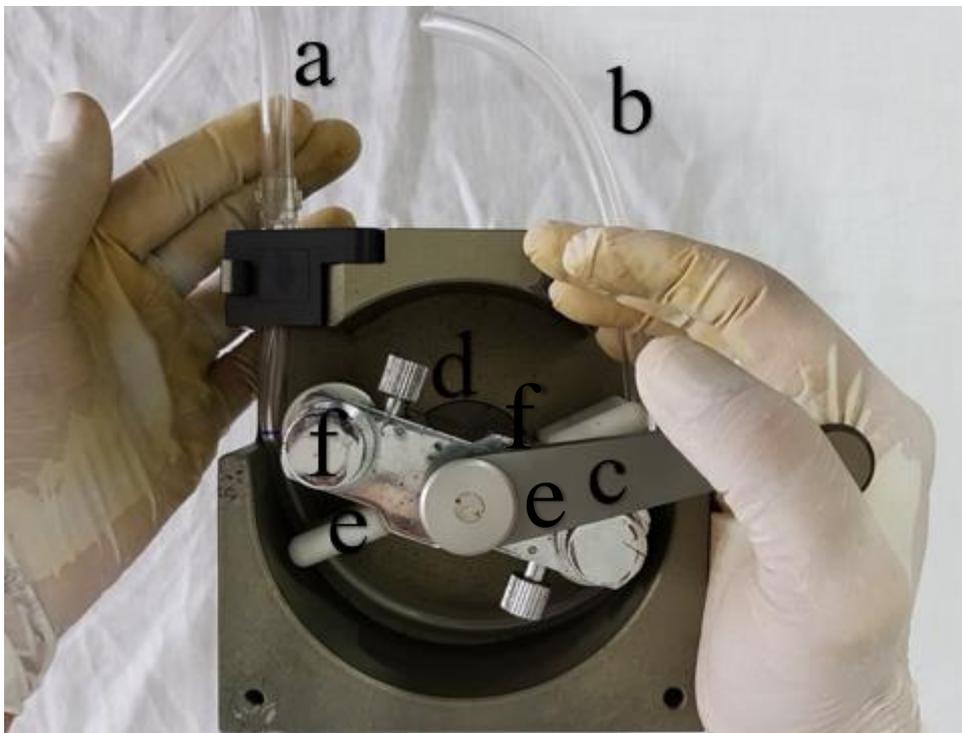


Figura 16: Sistema Eletromecânico, onde: (a) tubo de entrada do líquido; (b) tubo de saída do líquido; (c) manivela de acionamento manual do dispositivo; (d) dispositivo de ajuste; (e) guia para condução do tubo; (f) rolete. (GALOTE, 2018)

O Sistema Eletromecânico no auxílio da cardioplegia é constituído dos materiais e partes descritos abaixo.

- 02 roletes cilíndricos;
- 1 eixo de roletes;
- 1 manivela;

- 2 dispositivos de ajuste de oclusão;
- 1 invólucro de aço galvanizado para apoio do sistema; e
- Tubo de polivinil de diâmetro interno de 6mm e com comprimento de 193 mm.

#### 4.1 DIMENSÕES E PESO DO SISTEMA ELETROMECHANICO

- Altura H= 240mm;
- Comprimento L= 145mm;
- Profundidade P= 140mm; e
- Peso= 3,6 Kg.

#### 4.2 CÁLCULO DO FLUXO

O volume da solução cardioplégica para dentro do coração é de 2 litros para adultos e 1 litro para crianças, em um tempo estimado de 3 a 7 minutos. A quantificação do tempo para a realização da cardioplegia, foi mensurada por meio de boas práticas realizadas por profissionais de saúde no momento da realização do procedimento da cardioplegia, sendo 3 minutos o tempo observado com maior número de ocorrências.

Foi utilizado o tempo de 3 minutos como referência para os cálculos e os ensaios,

$$Q = \frac{V}{T} \quad (6)$$

$$Q = \frac{2l}{3} = 0,66 \frac{l}{m}$$

$$Q = \frac{2000}{180} = 11,11 \frac{ml}{s}$$

Considerando que:

$$\frac{1}{2} \text{ Rotação no rolete} = L$$

$$1 \text{ Rotação completa no Rolete} = 2L$$

$$1 \text{ Rotação} = \text{Volume de } 2L$$

Volume =  $V = \text{Área da Base} \times \text{Altura}$

Área da circunferência =  $\pi r^2$

$$V = \pi r^2 L \quad (7)$$

$$V = \pi \frac{d^2}{4} L \quad (8)$$

Utilizando o diâmetro do tubo de  $\varnothing = 3\text{mm}$  - Diâmetro interno do tubo e  $L = 90\text{mm}$  Comprimento do tubo dentro do Cabeçote, temos:

$$V = \pi \frac{3^2}{4} 90$$

$$V = 636,15 \text{ mm}^3$$

Sabendo que  $1\text{ml} = 1000\text{mm}^3$

Um volume de  $636,15\text{mm}^3 = 0,636\text{ml}$

$V = 0,636\text{ml}$

1 Rotação completa =  $2 \times 0,636 \text{ ml} = 1,27\text{ml}$

Utilizando  $\varnothing = 6\text{mm}$  Diâmetro interno do tubo e  $L = 193\text{mm}$  Comprimento do tubo dentro do Cabeçote, temos:

$$V = \pi \frac{6^2}{4} 193$$

$$V = 5.456,78 \text{ mm}^3$$

Sabendo que  $1\text{ml} = 1000\text{mm}^3$

Um volume de  $5.456,78\text{mm}^3 = 5,456\text{ml}$

$V = 5,456\text{ml}$

1 Rotação completa =  $2 \times 5,456 \text{ ml} = 10,91\text{ml}$

A tabela 3 ilustra o cálculo para até 10 rotações completas, para os  $\varnothing=3\text{mm}$  e  $\varnothing=6\text{mm}$

Tabela 3: Resultado dos volumes calculados para cada diâmetro, com suas respectivas rotações. (GALOTE, 2018)

Número de Rotações	Volume em ml	
	$\varnothing=3\text{mm}$	$\varnothing=6\text{mm}$
1	1,27	10,91
2	2,54	21,82
3	3,81	32,73
4	5,08	43,64
5	6,35	54,55
6	7,62	65,46
7	8,89	76,37
8	10,16	87,28
9	11,43	98,19
10	12,70	109,10

#### 4.3 MEDIDAS DE VOLUME PARA $\varnothing=3\text{mm}$

A tabela 4 ilustra as medidas obtidas por meio da balança.

Tabela 4: Medidas dos Volumes do líquido infundido com o diâmetro interno do tubo de 3 mm e realizados em três ensaios, utilizando-se uma balança digital. (GALOTE, 2018)

Número de Rotações	Volume em ml		
	Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3
1	1,00	1,00	1,00
2	2,00	2,00	2,00
3	3,00	3,00	3,00
4	4,00	4,00	4,00
5	5,00	5,00	5,00
6	6,00	6,00	6,00
7	7,00	7,00	7,00
8	8,00	8,00	8,00
9	9,00	9,00	9,00
10	10,00	10,00	10,00

A figura 17 ilustra os cálculos matemáticos do volume em relação ao número de rotações do rotor, comparando com as medidas obtidas pela balança para o diâmetro do tubo  $\varnothing = 3\text{mm}$ .

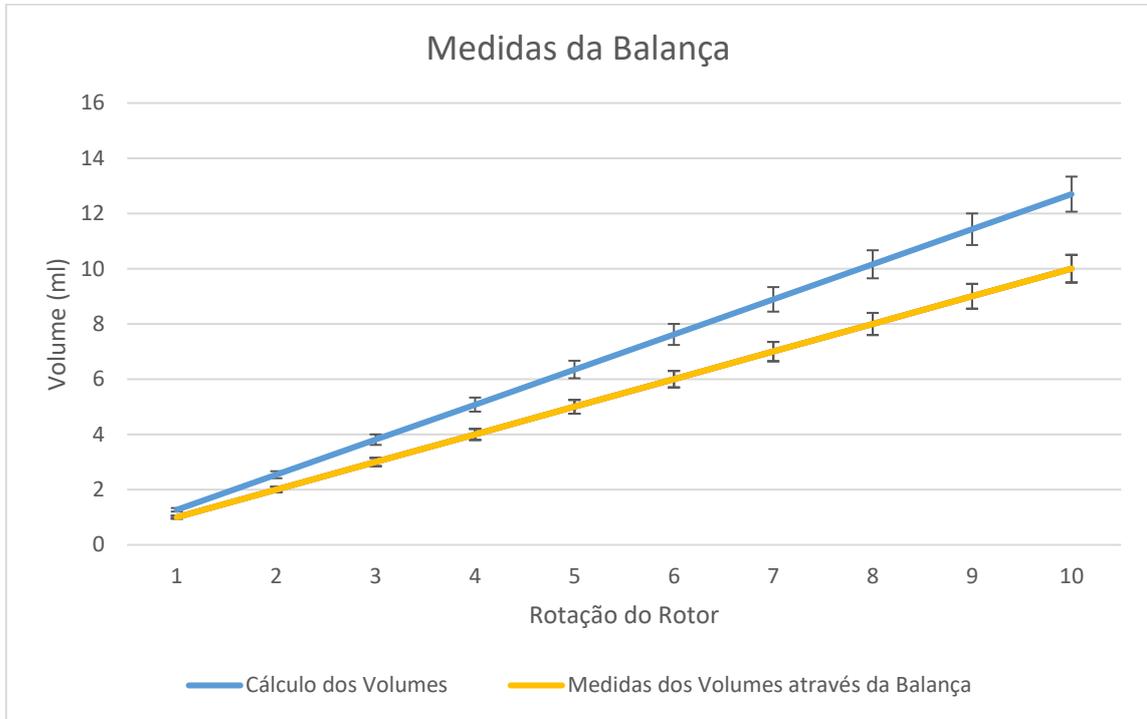


Figura 17: Cálculo dos volumes em relação as medidas obtidas por meio da balança. (GALOTE, 2018)

A linha azul representa o cálculo do volume em “ml”, de acordo com o número de rotações do rotor. A linha laranja representa as medidas obtidas por meio da balança de acordo com o número de rotações completas realizadas pelo rotor, por meio da manivela acoplada ao eixo de roletes. O volume infundido cresce linearmente à medida que adicionamos rotações ao rotor.

A tabela 5 ilustra as medidas obtidas por meio das seringas.

Tabela 5: Medidas dos Volumes do líquido infundido com o diâmetro interno do tubo de 3 mm e realizados em três ensaios, utilizando-se seringas de 10 ml e 20 ml. (GALOTE, 2018)

Número de Rotações	Volume em ml		
	Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3
1	0,80	0,79	0,90
2	1,62	1,60	1,60
3	2,39	2,41	2,40
4	3,61	3,60	3,60
5	4,60	4,78	4,62
6	5,00	5,80	5,60
7	6,05	5,90	6,00
8	7,00	6,65	6,60
9	6,80	7,00	7,40
10	8,10	7,90	7,95

A Figura 18 ilustra os cálculos matemáticos do volume em relação ao número de rotações do rotor, comparando com as medidas obtidas pelas seringas, para o diâmetro do tubo  $\varnothing = 3\text{mm}$

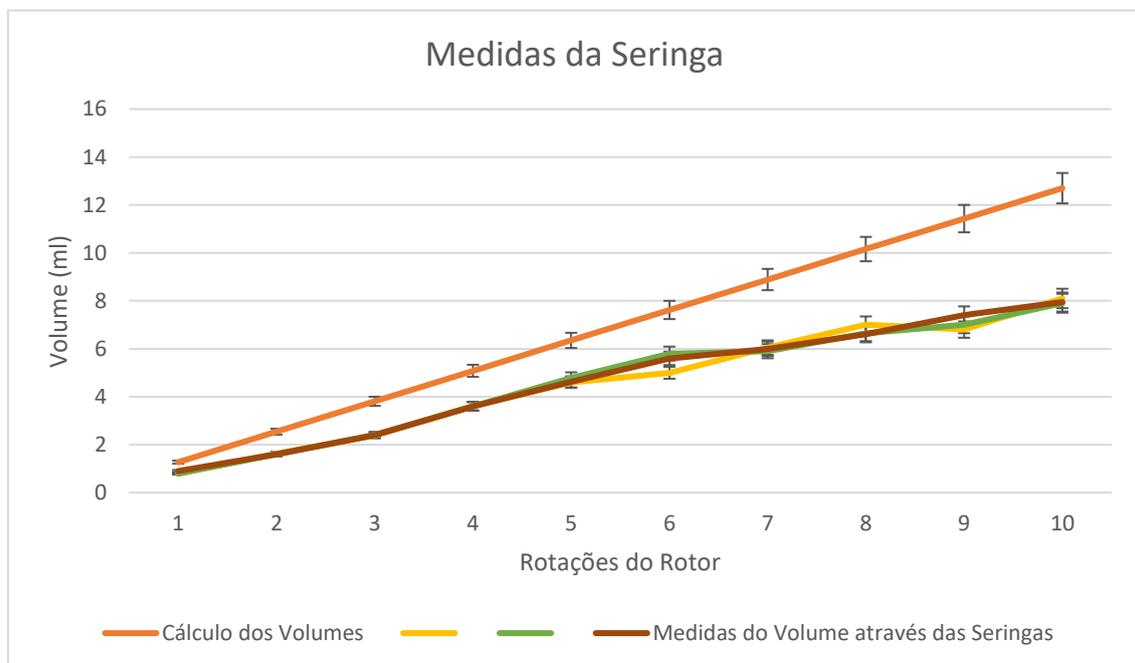


Figura 18: Representação dos volumes do líquido calculado em relação ao medido, por meio das seringas de 10 ml e 20 ml. (GALOTE, 2018)

A linha vermelha representa o cálculo do volume em “ml”, de acordo com o número de rotações do rotor e as linhas marrom, verde e laranja, representam as medidas obtidas por meio das seringas de 10ml e 20ml, de acordo com o número de rotações completas realizadas pelo rotor por meio da manivela acoplada ao cabeçote. Com as medidas obtidas por meio das seringas, os valores medidos em relação aos calculados apresentaram diferenças maiores em relação aos valores obtidos pelo uso da balança, devido as seringas apresentarem medidas de inteiros e fracionados. O volume infundido cresce linearmente à medida que se adiciona rotações ao rotor.

Era esperado que com o tubo de diâmetro de 3 mm fosse possível perfundir os 2 litros do líquido desejado no período de aproximadamente de 3 minutos, no entanto, os resultados mostraram que utilizando o diâmetro de 3mm não foi possível atingir o objetivo proposto devido ao diâmetro do tubo limitar a vazão do líquido.

#### 4.4 MEDIDAS DE VOLUME PARA $\varnothing = 6\text{mm}$

A tabela 6 ilustra as medidas obtidas por meio da balança.

Tabela 6: Medidas dos Volumes do líquido infundido com o diâmetro interno do tubo de 6 mm e realizados em três ensaios, utilizando-se uma balança digital. (GALOTE, 2018)

Número de Rotações	Volume em ml		
	Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3
1	9,00	9,00	9,00
2	18,00	18,00	18,00
3	28,00	28,00	28,00
4	37,00	37,00	37,00
5	46,00	46,00	46,00
6	56,00	56,00	56,00
7	65,00	65,00	65,00
8	74,00	74,00	74,00
9	83,00	83,00	83,00
10	92,00	92,00	92,00

A figura 19 ilustra os cálculos matemáticos do volume em relação ao número de rotações do rotor, comparando com as medidas obtidas pela balança, para diâmetro do tubo de  $\varnothing= 6\text{mm}$ .

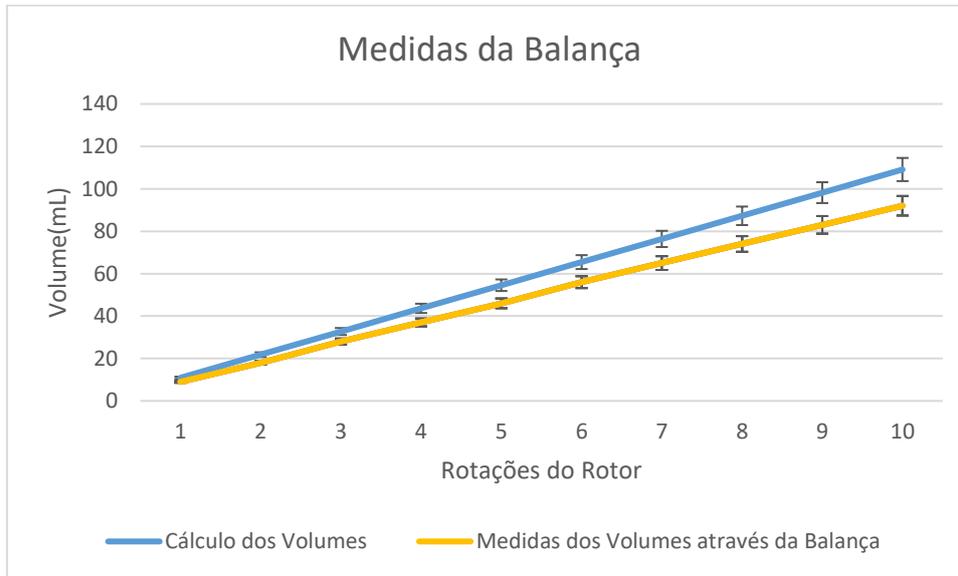


Figura 19- Representação dos volumes do líquido calculado em relação ao medido por meio da balança, onde foi utilizado o valor da densidade do líquido de  $1\text{g/ml}$  (GALOTE,2018).

A linha azul representa o cálculo do volume em “ml”, de acordo com o número de rotações do rotor, e a linha laranja representa as medidas obtidas por meio da balança de acordo com o número de rotações completas realizadas pelo rotor por meio da manivela acoplada ao cabeçote. O volume infundido cresce linearmente à medida que adicionamos rotações ao rotor.

Com o aumento do diâmetro do tubo de  $3\text{mm}$  para  $6\text{mm}$ , era esperado que o objetivo fosse alcançado. O resultado foi satisfatório, pois o volume de 2 litros a ser infundido no período de 3 minutos, utilizando o equipamento desenvolvido com o diâmetro do tubo de  $6\text{mm}$  e o comprimento do tubo de  $193\text{mm}$  dentro do eixo de roletes, iria precisar de 1 volta e meia no rotor em 1 segundo, o que se tornou viável para um trabalho manual utilizando a manivela.

A tabela 7 ilustra as medidas de volume obtidas por meio das seringas.

Tabela 7: Medidas dos Volumes do líquido infundido com o diâmetro interno do tubo de 6 mm e realizados em três ensaios, utilizando-se seringas de 10 ml e 20 ml. (GALOTE, 2018)

Número de Rotações	Volume em ml		
	Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3
1	9,0	9,0	9,1
2	18,3	18,3	18,2
3	28,2	27,6	27,4
4	36,8	36,6	36,9
5	45,0	45,6	47,2
6	55,8	55,1	55,7
7	64,4	64,2	65,7
8	74,2	73,6	73,6
9	83,4	83,6	83,2
10	91,8	91,9	93,1

A figura 20 ilustra os cálculos matemáticos do volume em relação ao número de rotações do rotor, comparando com as medidas obtidas pelas seringas.

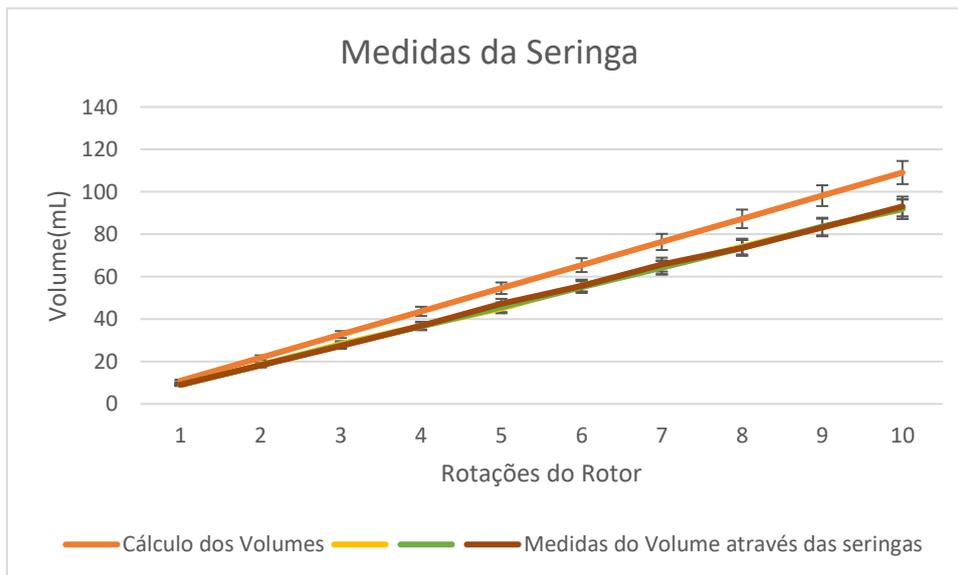


Figura 20: Representação dos volumes do líquido calculado em relação ao medido por meio das seringas de 10 ml e 20 ml. (GALOTE, 2018)

A linha vermelha representa o cálculo do volume em “ml”, de acordo com o número de rotações do rotor, e as linhas marrom, verde e laranja representam as medidas obtidas por meio das seringas de 10ml e 20ml, de acordo com o número de rotações completas realizadas pelo rotor por meio da manivela acoplada ao eixo de roletes.

Com as medidas obtidas por meio das seringas, os valores medidos em relação aos calculados apresentaram diferenças maiores em relação aos valores obtidos pelo uso da balança, devido às seringas apresentarem medidas de inteiros e fracionados. Era esperado que os resultados obtidos com os ensaios utilizando as seringas, também atingissem o objetivo.

O resultado foi satisfatório, pois o volume de 2 litros a ser infundido no período de 3 minutos, utilizando o equipamento desenvolvido com o diâmetro do tubo de 6mm e o comprimento do tubo de 193mm dentro do eixo de roletes, iria precisar de 1 volta e meia no rotor em 1 segundo, o que se tornou viável para um trabalho manual utilizando a manivela.

## 4.5 DESEMPENHO E VIABILIDADE

Para a viabilidade do sistema é necessário um período de três a sete minutos para perfundir dois litros da solução cardioplégica.

### 4.5.1 Ensaios utilizando a balança para aferir o desempenho e viabilidade para $\varnothing=3\text{mm}$

Como mostrado na tabela 4, o crescimento do volume infundido é linear, no qual uma rotação completa no rotor é igual a 1ml de volume infundido. A tabela 8 ilustra as medidas de desempenho e viabilidade para  $\varnothing=3\text{mm}$ .

Tabela 8: Medidas do tempo de rotação (período de uma volta) com seu respectivo valor de líquido infundido utilizando o diâmetro do tubo de 3 mm. (GALOTE, 2018)

Tempo de uma Rotação(s)	Volume por segundo	Volume total infundido em 180 segundos (ml)
0,09	11,11	2000,00
0,10	10,00	1800,00
0,30	3,33	600,00
0,50	2,00	360,00
0,70	1,43	257,14
0,90	1,11	200,00
1,10	0,91	163,64
1,30	0,77	138,46
1,50	0,67	120,00
1,70	0,59	105,88

A figura 21 ilustra o tempo de uma volta realizado pelo rotor em segundo em relação ao volume infundido em um período de 3 minutos obtidos pelas medidas da balança.

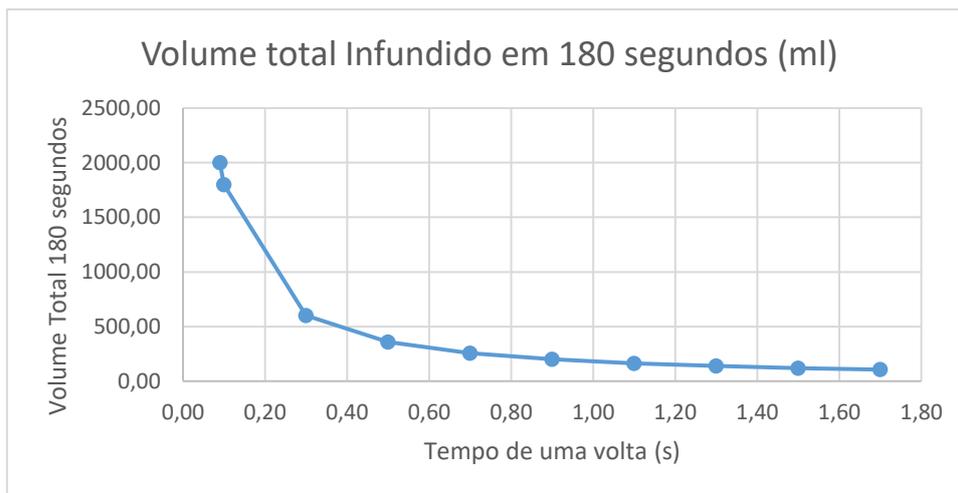


Figura 21: O gráfico representa uma relação entre o tempo de uma volta completa no rolete e o valor total do líquido infundido em 180 segundos. (GALOTE, 2018)

O volume infundido diminui à medida que se aumenta o intervalo de tempo entre as voltas realizadas pelo rotor. Como já visto nos resultados anteriores, utilizando um tubo de diâmetro de 3mm, esperou-se que o resultado não atingisse seu objetivo. A figura 23 mostra que o resultado foi insatisfatório. Para um volume de 2 litros a ser infundido em um período de 3 minutos, foi necessário que o rotor realizasse uma volta completa em um período de 0,09 segundos, o que o tornou inviável para um trabalho manual utilizando a manivela.

#### 4.5.2 Ensaio utilizando seringas para aferir o desempenho e viabilidade para $\phi = 3\text{mm}$ .

Como mostrado na tabela 5, o crescimento do volume infundido é linear, no qual uma volta completa no rotor é igual a 0,80ml de volume infundido. A tabela 9 ilustra as medidas de desempenho e viabilidade do sistema.

Tabela 9: Medidas do tempo de rotação (período de uma volta) com seu respectivo valor de líquido infundido utilizando o diâmetro do tubo de 3 mm., por meio das seringas. (GALOTE, 2018)

<b>Tempo de uma volta(s)</b>	<b>Volume por segundo</b>	<b>Volume total infundido em 180 segundos (ml)</b>
<b>0,07</b>	11,43	2057,14
<b>0,10</b>	8,00	1440,00
<b>0,30</b>	2,67	480,00
<b>0,50</b>	1,60	288,00
<b>0,70</b>	1,14	205,71
<b>0,90</b>	0,89	160,00
<b>1,10</b>	0,73	130,91
<b>1,30</b>	0,62	110,77
<b>1,50</b>	0,53	96,00
<b>1,70</b>	0,47	84,71

A figura 22 ilustra o tempo de uma volta realizado pelo rotor em segundos em relação ao volume infundido em um período de 3 minutos obtidos pelas medidas por meio das seringas.

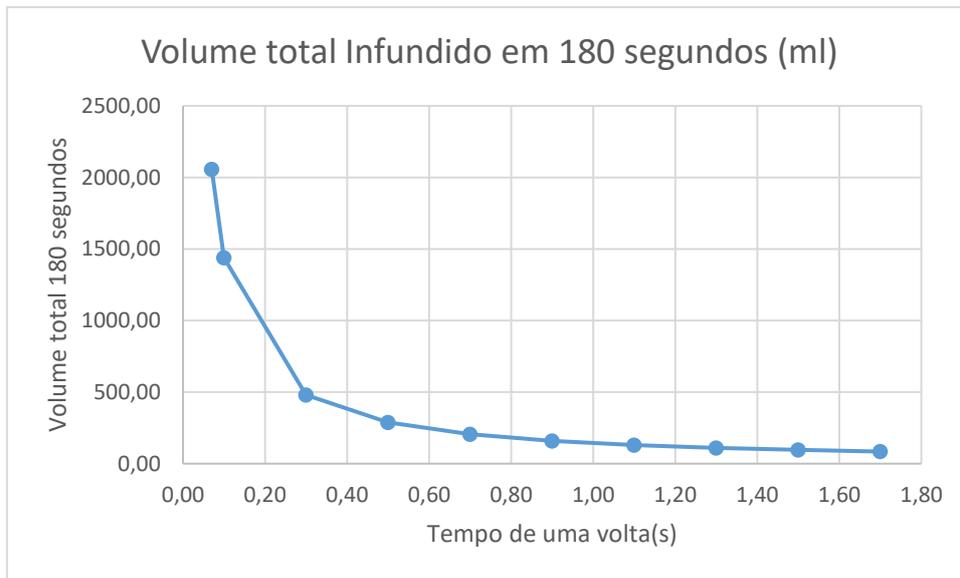


Figura 22: O gráfico representa uma relação entre o tempo de uma volta completa no rolete e o valor total do líquido infundido em 180 segundos, medidos por meio das seringas. (GALOTE, 2018)

O volume infundido diminui à medida que se aumenta o intervalo de tempo entre as voltas realizadas pelo rotor. O gráfico 22 mostra que o resultado é insatisfatório. Para um volume de 2 litros a ser infundido em um período de 3 minutos, foi necessário que o rotor realizasse uma volta completa em um período de 0,07 segundos, o que o tornou inviável para um trabalho manual utilizando a manivela. Comprovou-se, por meio dos ensaios utilizando a balança e as seringas, que o equipamento utilizando um tubo de diâmetro de 3mm, não conseguiu atingir o objetivo proposto.

#### 4.5.3 Ensaios utilizando a balança para aferir o desempenho e viabilidade para $\varnothing=6\text{mm}$

Como mostrado na tabela 6, o crescimento do volume infundido é linear, no qual uma volta completa no rotor foi igual a 9ml de volume infundido. A tabela 10 ilustra as medidas de desempenho e viabilidade do equipamento usando diâmetro de 6 mm.

Tabela 10: Medidas do tempo de rotação (período de uma volta) com seu respectivo valor de líquido infundido utilizando o diâmetro do tubo de 6 mm. (GALOTE, 2018)

Tempo de uma volta(s)	Volume atual (ml)	Volume total infundido em 180 segundos (ml)
0,10	90,00	16200,00
0,20	45,00	8100,00
0,40	22,50	4050,00
0,60	15,00	2700,00
0,70	12,86	2314,29
0,80	11,25	2025,00
1,00	9,00	1620,00
1,20	7,50	1350,00
1,40	6,43	1157,14
1,60	5,63	1012,50

O volume infundido diminui à medida que se aumenta o intervalo de tempo entre as voltas realizadas pelo rotor. O gráfico 23 mostra que o resultado foi satisfatório. Para um volume de 2 litros a ser infundido em um período de 3 minutos, foi necessário que o rotor realizasse uma volta completa em um período de 0,80 segundos, o que o tornou viável para um trabalho manual utilizando a manivela.

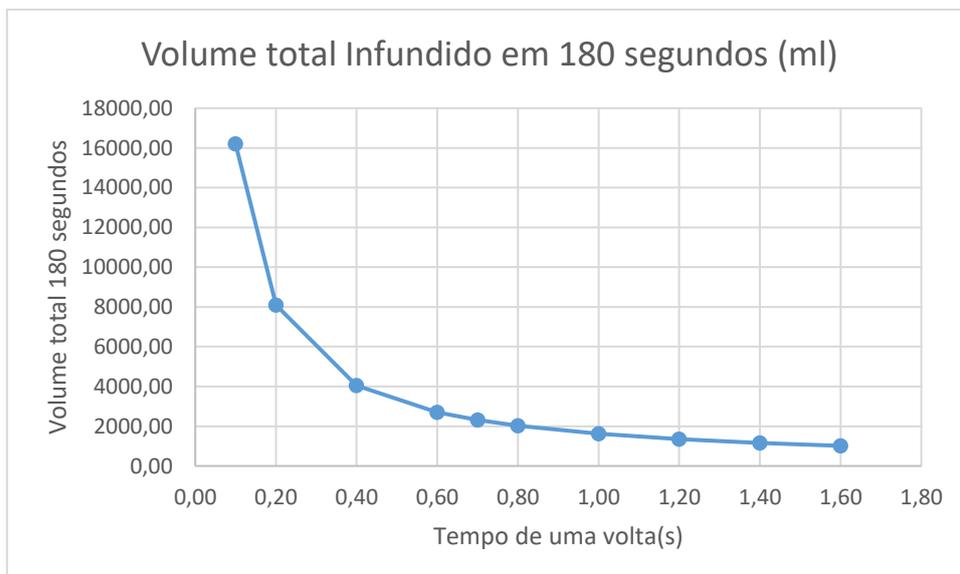


Figura 23: O gráfico representa uma relação entre o tempo de uma volta completa no rolete e o valor total do líquido infundido em 180 segundos, para o diâmetro do tubo de 6 mm. (GALOTE, 2018)

#### 4.5.4 Ensaio utilizando as seringas para aferir o desempenho e viabilidade para $\varnothing=6\text{mm}$

Como mostrado na tabela 7, o crescimento do volume infundido foi linear, no qual uma volta completa no rotor foi igual a 9ml de volume infundido. A tabela 11 ilustra as medidas de desempenho e viabilidade para  $\varnothing=6\text{mm}$ .

Tabela 11: Medidas do tempo de rotação (período de uma volta) com seu respectivo valor de líquido infundido utilizando o diâmetro do tubo de 6 mm., por meio das seringas. (GALOTE, 2018)

<b>Tempo de uma volta(s)</b>	<b>Volume atual (ml)</b>	<b>Volume total infundido em 180 segundos (ml)</b>
<b>0,30</b>	30,00	5400,00
<b>0,50</b>	18,00	3240,00
<b>0,70</b>	12,86	2314,29
<b>0,80</b>	11,25	2025,00
<b>0,90</b>	10,00	1800,00
<b>1,00</b>	09,00	1620,00
<b>1,20</b>	07,50	1350,00
<b>1,30</b>	06,92	1246,15
<b>1,50</b>	06,00	1080,14
<b>1,70</b>	05,29	952,94

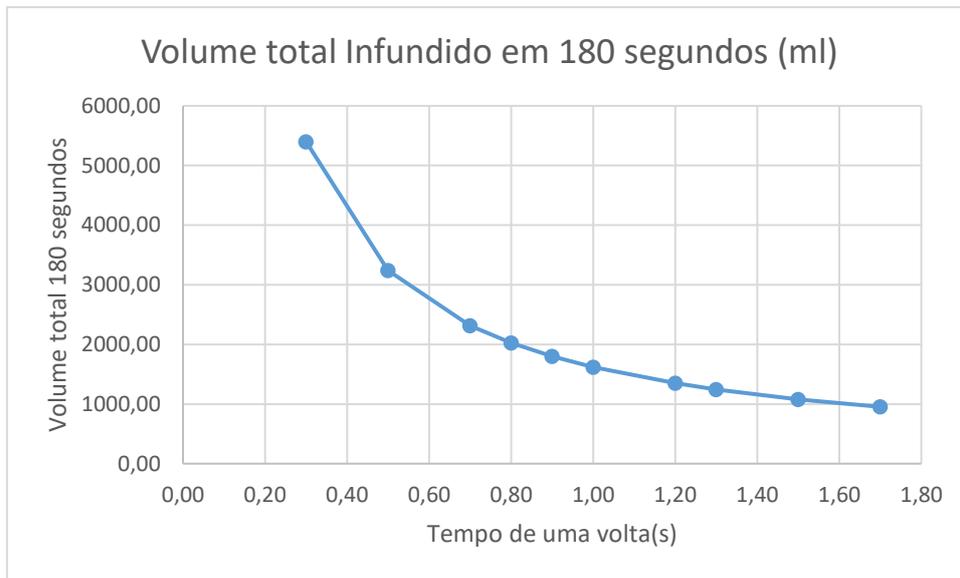


Figura 24: O gráfico representa uma relação entre o tempo de uma volta completa no rolete e o valor total do líquido infundido em 180 segundos, medidos por meio das seringas, para o diâmetro do tubo de 6 mm. (GALOTE, 2018)

Foi esperado que, com o aumento do diâmetro do tubo de 3mm para 6mm, o equipamento apresentasse um desempenho, que permitisse a sua viabilizada. Os resultados comprovaram que com o equipamento desenvolvido, utilizando um tudo de diâmetro de 6mm, o objetivo proposto foi alcançado, pois a vazão do líquido perfundido por meio do tubo de 6mm, foi suficiente para perfundir os 2 litros no período aproximado de 3 minutos.

#### 4.6 DESEMPENHO E VIABILIDADE UTILIZANDO O CORAÇÃO SUÍNO

Usou-se um tubo de  $\varnothing = 6\text{mm}$  para o teste em coração suíno, pois este apresentou melhor resultado em relação ao tubo de  $\varnothing = 3\text{mm}$ . A tabela 12 ilustra as medidas de desempenho e viabilidade com o tubo de  $\varnothing = 6\text{mm}$ , utilizando o coração do porco, medidas foram apuradas por meio do fluxômetro. A tabela 13 em anexo mostra todas as medidas realizadas por meio do fluxômetro.

Tabela 12: Medidas realizadas por meio do sensor de fluxo, no qual é mostrada a taxa de vazão, o fluxo de líquido atual e a quantidade de volume de saída em relação ao tempo. (GALOTE, 2018)

Tempo (seg)	TAXA DE VAZÃO (l/min)	FLUXO LÍQUIDO ATUAL (ml/seg)	QUANTIDADE DE SAIDA LÍQUIDO (ml/seg)
001	0,3	5	5
010	0,3	5	103
020	0,3	5	228
030	0,3	5	337
040	0,9	16	462
050	0,9	16	586
060	0,9	16	684
070	0,6	10	802
080	0,6	10	920
090	0,9	16	1028
100	0,6	10	1140
110	0,9	16	1238
120	0,6	10	1334
130	0,3	5	1426
140	0,3	5	1506
150	0,6	10	1603
160	0,6	10	1695
170	0,9	16	1781
180	0,3	5	1868
194	0,6	10	2005

A figura 25 ilustra o total de 2 litros de líquido perfundido para dentro do coração suíno, em relação ao tempo necessário para a infusão.

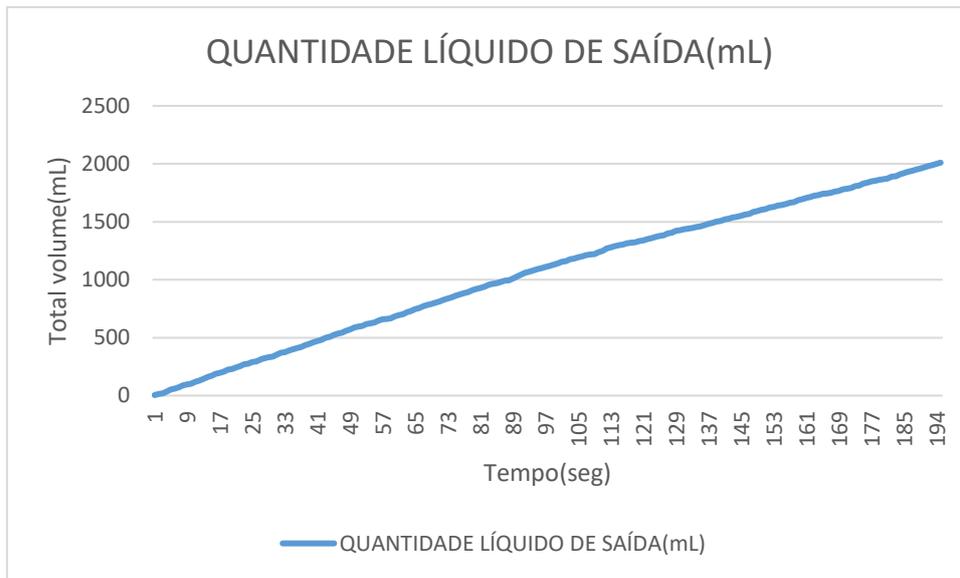


Figura 25: O gráfico representa o total de volume de líquido infundido em relação ao tempo, no qual o crescimento foi constante. (GALOTE, 2018)

O gráfico 26 mostra que foram necessários 194 segundos para perfundir um total de 2 litros de soro fisiológico para dentro do coração suíno. De acordo com o gráfico, o volume infundido cresceu praticamente linear a medida que o tempo avançou, não apresentando uma linearidade absoluta, devido ao processo manual utilizado no acionamento da manivela no Sistema Eletromecânico no auxílio da Cardioplegia. A figura 26 mostra a taxa de vazão do líquido infundido para dentro do coração do porco em relação ao tempo.

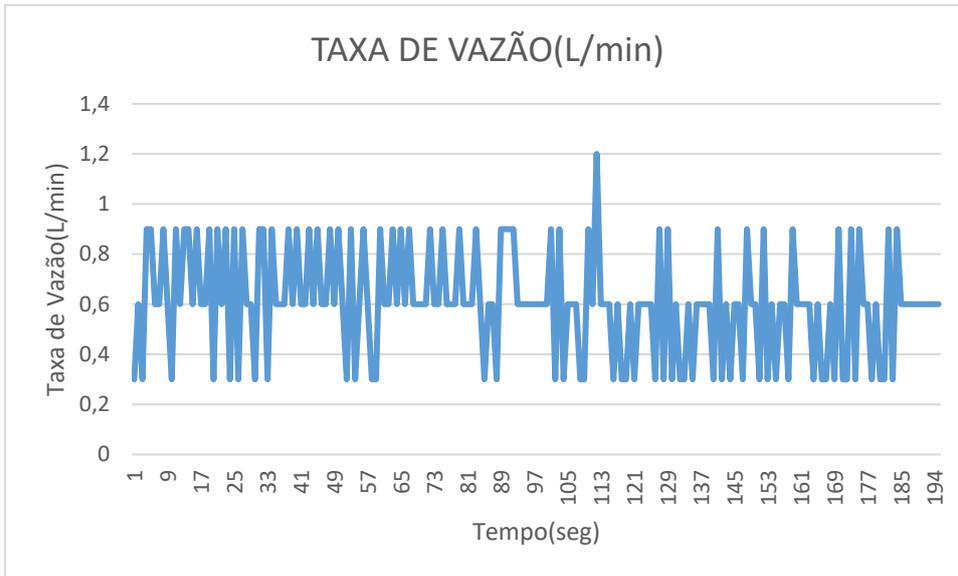


Figura 26: o gráfico representa a taxa de vazão do líquido infundido em relação ao tempo. A medida que a velocidade da manivela se altera, é obtido diferentes valores da taxa de vazão. (GALOTE, 2018)

A figura 26 mostra que a taxa de vazão do líquido variou entre 0,3l/min, 0,6l/min e 0,9 l/min, ocorrendo uma única vez uma taxa de 1,2l/min e que as taxas de vazão de 0,6l/min e 0,9l/min ocorreram com maior frequência. O gráfico mostrou também que quando o tempo passou de 97 segundos, a frequência da taxa de vazão de 0,9l/min diminuiu, mantendo a frequência de 0,6l/min e aumentando a frequência da taxa de vazão de 0,3l/min.

A diminuição da taxa de vazão após os 97 segundos se deu devido ao trabalho manual aplicado a manivela, que levou a um esforço físico e acarreta o cansaço do operador, fazendo com que não se conseguisse manter uma constante de força e velocidade aplicada ao sistema. A taxa de vazão de 1,2l/min foi devido a uma força maior aplicada no acionamento manual da manivela. A figura 27 mostra o fluxo atual do líquido infundido para dentro do coração suíno em mililitros por segundo em relação a sua taxa de vazão.

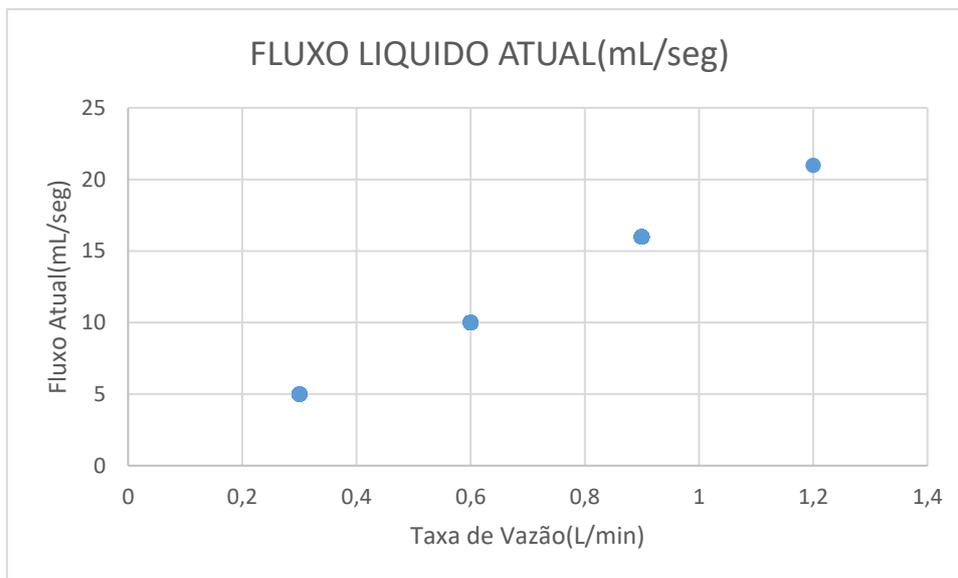


Figura 27: O gráfico representa a medida do fluxo atual em relação a taxa de vazão. Onde para uma taxa de vazão de 0,3, 0,6, 0,9 e 1,2 L/min é obtido um fluxo atual de 5, 10, 16 e 21 ml/s respectivamente. (GALOTE, 2018)

O gráfico 27 mostra que que a uma taxa de vazão de 0,3 l/min, conseguiu-se um fluxo de 5 ml/seg, com 0,6l/min, o fluxo é de 10 ml/s, com 0,9 l/min, o fluxo é de 16 ml/s e a uma taxa de vazão de 1,2 L/min, tem-se um fluxo de 21 ml/s. Quanto maior foi a velocidade empregada no acionamento da manivela, maior foi a taxa de vazão e com isso maior foi o fluxo atual infundido.

Por meio dos ensaios *in-vitro*, era esperado que os ensaios utilizando o coração suíno, também atingissem o objetivo proposto para este trabalho. Por meio dos ensaios utilizando o coração suíno, era esperado também que mesmo utilizando o tubo de 6mm, que apresentou um bom resultado nos ensaios *in-vitro*, a perfusão do soro fisiológico para dentro do coração, fosse feita com maior dificuldade devido ao aumento da resistência provocada pela força, contrária ao fluxo de perfusão exercida pelo coração suíno.

Como nos ensaios *in-vitro*, os ensaios utilizando o coração suíno atingiram o objetivo, que era de perfundir os 2 litros do líquido desejado em aproximadamente 3 minutos, e também notou-se que o coração suíno não ofereceu nenhuma resistência adicional à perfusão do líquido em relação aos ensaios *in-vitro*.

Esperava-se que os 2 litros do líquido perfundido, preenchesse todo o coração, sem nenhum vazamento externo, no entanto o que se observou, foi que após o líquido preencher todo o coração, o excedente começou a vazar pelas paredes do coração.

Os equipos disponíveis no mercado, para o uso em perfusão são de diversos fabricantes, nacionais e importados. Foi verificado que algumas marcas apresentaram problemas. Os problemas constatados foram: tubo colabado durante à perfusão, impedindo a passagem do fluxo do líquido perfundido, interrompendo o processo de perfusão, sendo necessário a troca do equipo e reinício dos ensaios.

Outro problema apresentado foi que o filtro na ponta do equipo, utilizado para filtrar pequenas partículas, com o objetivo de segurança, evitando assim que partículas indesejadas passem para a corrente sanguínea do paciente, soltaram e impediu a passagem do fluxo do líquido, interrompendo o processo de perfusão. Foi necessária a troca do equipo e o reinício dos ensaios.

## 5 CONCLUSÃO

A cardioplegia realizada no momento da captação do coração foi realizada de forma manual, no qual os dois litros da solução cardioplégica foram infundidos no coração, em um período aproximado de três a sete minutos, não se levando em consideração o fluxo infundido por tempo e a pressão aplicada.

O método utilizado para solucionar este problema foi o desenvolvimento de um sistema eletromecânico portátil no auxílio da cardioplegia. O sistema construído foi baseado em uma bomba peristáltica de roletes, utilizando um tubo de polivinil de 6 mm e a realização de ensaios *in-vitro* e em coração suíno. Por meio dos ensaios *in-vitro* foi possível definir o diâmetro correto do tubo e também concluir que foi possível realizar ensaios em coração suíno com resultados satisfatórios.

Para a conclusão do uso do tubo de diâmetro de 6 mm, foram realizados ensaios utilizando a balança digital e seringas para as medidas dos volumes do líquido infundido, sendo os ensaios repetidos três vezes para cada evento. O medidor de fluxo teve importância para mensuração do fluxo do líquido infundido, pois por meio das medidas apuradas pelo sensor de fluxo, foi possível obter resultados que comprovassem a viabilidade do sistema desenvolvido.

Com o ensaio realizado no coração suíno, foi possível concluir que o coração suíno não oferece nenhuma resistência adicional ao fluxo infundido em comparação com os ensaios *in-vitro* e que foi possível fazer a infusão de dois litros de soro fisiológico para dentro do coração suíno em um período de 194 segundos.

O equipamento desenvolvido para o auxílio da cardioplegia poderá ser muito útil para as instituições de saúde voltadas para o transplante cardíaco, pois poderá ajudar no procedimento da cardioplegia durante a captação do órgão, colaborando para a melhoria do sistema de transplante cardíaco no Brasil

## 6 TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho pode evoluir por meio da implementação de um *display* com informações de pressão aplicada no coração, bem como a quantidade de fluxo infundido e a instalação de segurança, quanto ao excesso de pressão aplicada. O acionamento da manivela apresentado nesse trabalho foi feito de forma manual, podendo ser instalado um acionamento eletrônico, utilizando um motor de passo.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDRADE, Jadelson Pinheiro De *et al.* **II Diretriz Brasileira de Transplante Cardíaco**. v. 94, 2009.

ANVISA, Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Resolução RDC n. 66, de 21 de dezembro de 2009. Dispõe sobre o transporte no território nacional de órgãos humanos em hipotermia para fins de transplantes**. Diário Oficial da união 23 de dezembro de 2009; 245(1):84., 2009.

ABTO - ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE TRANSPLANTE DE ÓRGÃOS. **Doação de órgãos e tecidos**. Disponível em: <<http://www.abto.org.br/abtov03/default.aspx?mn=477&c=918&s=0&friendly=doacao-de-orgaos-e-tecidos#abto1>>. Acesso em: 13 abr. 2018.

OLIVEIRA, Aurélio Barboza de, MARCOS *et al.* **Comparison of fractal dimension and Shannon entropy in myocytes from rats treated with histidine-tryptophan-glutamate and histidine- tryptophan cetoglutarate**. Rev Bras Cir Cardiovasc | Braz J Cardiovasc Surg Rev Bras Cir Cardiovasc, v. 29, n. 2, p. 156–62, 2014. Disponível em: <[http://www.scielo.br/pdf/rbccv/v29n2/en\\_0102-7638-rbccv-29-02-0156.pdf](http://www.scielo.br/pdf/rbccv/v29n2/en_0102-7638-rbccv-29-02-0156.pdf)>. Acesso em: 13 abr. 2018.

AZEKA, E *et al.* **I Diretriz de Insuficiência Cardíaca (IC) e Transplante Cardíaco, no Feto, na Criança e em Adultos com Cardiopatia Congênita, da Sociedade Brasileira de Cardiologia**. Arquivos Brasileiros de Cardiologia, v. 103, n. 6, 2014. Disponível em: <<http://www.gnresearch.org/doi/10.5935/abc.2014S005>>. Acesso em: 13 abr. 2018.

BRAILE, Domingo Marcolino; GODOY, Moacir Fernandes de. **História da cirurgia cardíaca**. REVISTA BRASILEIRA DE CIRURGIA CARDIOVASCULAR, v. 27, n. 1, p. 125–134, 2012. Disponível em: <<http://www.gnresearch.org/doi/10.5935/1678-9741.20120019>>. Acesso em: 13 abr. 2018.

BRAILE, Domingo Marcolino *et al.* **Cardioplegia sangüínea contínua normotérmica**. Rev.

Bras. Cir. Cardiovasc., 4(2): 109-138, 1989. *Cardioplegia*, v. 4, n. 2, p. 109–138, 1989.

BRAILE, Domingo Marcolino. **Cardioplegia isotérmica anterógrada retrógrada de baixo volume**. São José do Rio Preto-SP: Domingo Marcolino Braile. - 3. ed. revis. e ampl. São José do Rio Preto, 2012.

BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Portal da Saúde, Transplantes**: Disponível em: <<http://portalms.saude.gov.br/acoes-e-programas/doacao-transplantes-de-orgaos/sistema-nacional-de-transplantes>>. Acesso em: 1 abr. 2018.

BRUNETTI, Franco. **Mecânica dos Fluidos**. 2.ed.rev ed. São Paulo-SP: Person, 2008.

CÂMARA, Thiago; GARCIA, Valter; PACHECO, Lucio. **Registro Brasileiro de Transplantes - Veículo Oficial da Associação Brasileira de Transplante de Órgãos**. *Abto*, v. Ano XXI, n. Nº 3, 2017. Disponível em: <<http://www.abto.org.br/abtov03/Upload/file/RBT/2017/rbtrim3-leitura.pdf>>. Acesso em: 19 abr. 2018.

CARRON, Wilson; GUIMARÃES, Osvaldo. **As Faces da Física**. 2.ed. São Paulo-SP: Virginia Aoki, 2002.

CFM-CONSELHO FEDERAL DE MEDICINA. **Resolução CFM Nº 2173/2017**. Diário Oficial da União 15 de dezembro de 2017, p. 274–6, 2017.

COSTA, Iseu Affonso da. **História da cirurgia cardíaca brasileira**. *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular*, v. 13, n. 1, jan. 1998. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0102-76381998000100002&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0102-76381998000100002&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt)>. Acesso em: 21 abr. 2018.

CRESSONI, Elthon Silveira *et al.* **Proteção miocárdica ao coração hipertrofiado: o eterno desafio**. *Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery*, v. 23, n. 1, p. 97–107, 2008. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0102-76382008000100015&lang=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0102-76382008000100015&lang=pt)>. Acesso em: 15 abr. 2018.

FEIJÓ, Vagner. **Modelagem do Fluxo Sanguíneo na Aorta Abdominal Utilizando Interação Fluido-Estrutura**. Ilha Solteira-SP: UNESP-Universidade Estadual Paulista, 2007

GUYTON, C Arthur; HALL, E john. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11. ed. Rio de Janeiro-RJ: Elsevier Editora Ltda, 2006.

HALLIDAY RESNICK WALKER, DAVID. **Fundamentos de Física**. 7 ed. Rio de Janeiro: John Wiley & Sons, Inc, 2006. Disponível em: <[www.ltceditora.com.br](http://www.ltceditora.com.br)>. Acesso em: 15 abr. 2018.

HENEINE, Ibrahim Felipe. **Biofísica Básica**. 2. ed. Rio de Janeiro-RJ: Atheneu, 2008.

IYER, Arjun *et al.* **Primary Graft Failure after Heart Transplantation**. *Journal of Transplantation*, v. 2011, p. 1–9, 2011. Disponível em: <<http://www.hindawi.com/journals/jtrans/2011/175768/>>. Acesso em: 15 abr. 2018.

KRAMME, Rüdiger; HOFFMANN, Klaus-Peter; POZOS, Robert S. (Org.). **Springer Handbook of Medical Technology**. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2011. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-74658-4>>. Acesso em: 25 abr. 2018.

LAVAGNOLI, Carlos Fernando Ramos *et al.* **Associated factors with survivals in patients undergoing orthotopic heart transplant using retrograde blood microcardioplegia**. *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular*, v. 27, n. 3, p. 347–354, 2012. Disponível em: <<http://www.gnresearch.org/doi/10.5935/1678-9741.20120061>>. Acesso em: 15 abr. 2018.

LIMA, Elson Borges *et al.* **Experience of ECMO in Primary Graft Dysfunction after Orthotopic Heart Transplantation**. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, p. 3–9, 2015. Disponível em: <<http://www.gnresearch.org/doi/10.5935/abc.20150082>>. Acesso em: 16 abr. 2018.

LIMA, Paula de Ribeiro Dias Elenice; MAGALHÃES, Bacha Biaso Myrian; NAKAMAE, Daniel Djair. **Aspectos ético-legais da retirada e transplante de tecidos , órgãos e partes do corpo humano** . *Rev. latino-am. enfermagem - Ribeirão Preto - v. 5 - n. 4 - p. 5-12 - outubro 1997*, 1997.

LOPES, Leonardi Marden. **CEC Sistema de Apoio**. Campinas-SP: Universidade Estadual de Campinas- Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação- Departamento de Engenharia Biomédica, 1998

LUND, Lars H. *et al.* **The registry of the international society for heart and lung transplantation: Thirtieth official adult heart transplant report - 2013; Focus theme: Age.** *Journal of Heart and Lung Transplantation*, v. 32, n. 10, p. 951–964, 2013.

MALBOUISSON LMS, SANTOS LM, AULER JR JOC, Carmona MJC. **Proteção Miocárdica em Cirurgia Cardíaca.** *Revista Brasileira de Anestesiologia*, v. 55, n. 5, p. 558–574, 2005.

MANGINI, Sandrigo *et al.* **Heart transplantation: review.** *Einstein (São Paulo)*, v. 13, n. 2, p. 310–318, 2015. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1679-45082015000200025&lng=en&tlng=en](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1679-45082015000200025&lng=en&tlng=en)>. Acesso em: 11 abr. 2018.

MATTE, S Gregory *et al.* **History and Use of del Nido Cardioplegia Solution at Boston Children 's Hospital.** *JECT-The Journal of ExtraCorporeal Technology*, n. 7, p. 98–103, 2012.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Aprova o Regulamento Técnico sobre as atividades de transplantes e dispõe sobre a Coordenação Nacional de Transplantes .** *Diário Oficial da União*, 1998.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Sistema Nacional de Transplantes.** Disponível em: <<http://portalsaude.saude.gov.br/index.php/o-ministerio/principal/secretarias/sas/transplantes/sistema-nacional-de-transplantes>>. Acesso em: 20 dez. 2016. Acesso em: 12 abr. 2018.

MOURA, Luciana Carvalho; SILVA, Vanessa Silva e. **Manual do Núcleo de Captação de órgãos.** 1. ed. Barueri-SP: Editora Manoele Ltda, 2014. Disponível em: <<http://www.einstein.br/Hospital/transplantes/ncap/documents/manual-ncap.pdf>>. Acesso em: 15 abr. 2018.

NETO, Ben Hur Ferraz; THOMÉ, Tadeu; MOURA, Luciana Carvalho. **Curso Prático de Extração , Perfusão e Acondicionamento de Múltiplos Órgãos para Transplante.** São Paulo-SP: Albert Einstein Hospital Israelita, 2012

NETO, Réa Álvaro. **Fisiologia Cardiovascular.** Curitiba-PR: álvaro Rea Neto, 2011.

OLIVEIRA, Marcos Aurélio Barboza De *et al.* **Conceitos de física básica que todo cirurgião cardiovascular deve saber: parte I - mecânica dos fluídos.** Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular, v. 25, n. 1, p. 1–10, mar. 2010. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0102-76382010000100006&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0102-76382010000100006&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt)>. Acesso em: 08 abr. 2018.

PENAFORTE KL, ARAÚJO ST, CAMPOS ACS, ROLIM KMC, Santos FLM; ESC. **Heart transplant in children: maternal perspectives and feelings** *Trasplante cardiaco infantil: perspectivas y sentimientos maternos.* v. 13, n. 4, 2009.

PEREIRA, W. A.; FERNANDES, R. C.; SOLER, W. V. **Diretrizes básicas para captação e retirada de múltiplos órgãos e tecidos.** São Paulo-SP: ABTO, 2009

PESTANA, Aline Lima *et al.* **Pensamento Lean e cuidado do paciente em morte encefálica no processo de doação de órgãos.** Revista da Escola de Enfermagem da USP, v. 47, n. 1, p. 258–264, fev. 2013. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0080-62342013000100033&lng=pt&tlng=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0080-62342013000100033&lng=pt&tlng=pt)>. Acesso em: 09 abr. 2018.

PRATES, Paulo R. **Pequena história da cirurgia cardíaca.** Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular, v. 14, n. 1c, p. 177–184, 1999.

ROZA, Bartira de Aguiar; ALMEIDA, PATROCINIO, Maria Celeste do. **Doação e transplante de órgãos e tecidos e bioética.** São Paulo: Segmento Farma Editores Ltda, 2014.

S.A., BRAILE BIOMÉDICA IND. COM. E REPRESENTAÇÕES. **Máquina de CEC.** Disponível em: <<http://catalogohospitalar.com.br/maquina-de-circulacao-extracorporea-modelo-ecobec.html>>. Acesso em: 7 mar. 2018.

SHUMWAY, Norman E. F. John Lewis, MD: 1916–1993. **The Annals of Thoracic Surgery,** v. 61, n. 1, p. 250–251, jan. 1996. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0003497595007687>>. Acesso em: 15 abr. 2018.

SILVA, da Rodrigues Paulo. **Transplante cardíaco e cardiopulmonar: 100 anos de história e 40 de existência.** *Rev Bras Cir Cardiovasc* 2008; 23(1): 145-152, v. 23, n. 1, p. 145–152, 2008.

SOUZA, Helena Maria; ELIAS, Décio. **Fundamentos da Circulação Extracorpórea**. Segunda ed. Rio de Janeiro-RJ: Centro Editorial Alfa Rio, 2006.

STOLF, Noedir A. G. **History of Heart Transplantation: a Hard and Glorious Journey**. *Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery*, v. 32, n. 5, p. 423–427, 2017. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29211224>%0A<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC5701108>>. Acesso em: 01 abr. 2018.

VARGAS, Marina; ARGENTA, Marco André. **Uma representação do fluxo sanguíneo pulsátil em artérias ou veias usando lattice Boltzmann**. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, v. 37, n. 4, p. 4304-1-4304–12, 2015. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1806-11172015000400304&lng=pt&nrm=iso&tlng=en](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1806-11172015000400304&lng=pt&nrm=iso&tlng=en)>. Acesso em: 15 fev. 2018.

WESTPHAL, Glauco Adrieno *et al.* **Guidelines for the assessment and acceptance of potential brain-dead organ donors**. *Revista Brasileira de Terapia Intensiva*, v. 28, n. 3, p. 220–255, 2016. Disponível em: <<http://www.gnresearch.org/doi/10.5935/0103-507X.20160049>>. Acesso em: 15 jan. 2018.

## ANEXOS

### ANEXO 1: Tabela com todas as medidas feitas pelo fluxômetro

Tabela 13: Tabela completa de medias do fluxômetro. (GALOTE, 2018)

<b>Tempo (seg)</b>	<b>Taxa de vazão (l/min)</b>	<b>Fluxo de líquido atual (ml/seg)</b>	<b>Quantidade de líquido de saída (mL)</b>
1	0,3	5	5
2	0,6	10	15
3	0,3	5	20
4	0,9	16	36
5	0,9	16	52
6	0,6	10	62
7	0,6	10	72
8	0,9	16	88
9	0,6	10	98
10	0,3	5	103
11	0,9	16	119
12	0,6	10	129
13	0,9	16	145
14	0,9	16	161
15	0,6	10	171
16	0,9	16	187
17	0,6	10	197
18	0,6	10	207
19	0,9	16	223
20	0,3	5	228
21	0,9	16	244
22	0,6	10	254
23	0,9	16	270
24	0,3	5	275
25	0,9	16	291
26	0,3	5	296
27	0,9	16	312
28	0,6	10	322
29	0,6	10	332
30	0,3	5	337
31	0,9	16	353
32	0,9	16	369
33	0,3	5	374
34	0,9	16	390

35	0,6	10	400
36	0,6	10	410
37	0,6	10	420
38	0,9	16	436
39	0,6	10	446
40	0,9	16	462
41	0,6	10	472
42	0,6	10	482
43	0,9	16	498
44	0,6	10	508
45	0,9	16	524
46	0,6	10	534
47	0,6	10	544
48	0,9	16	560
49	0,6	10	570
50	0,9	16	586
51	0,6	10	596
52	0,3	5	601
53	0,9	16	617
54	0,3	5	622
55	0,6	10	632
56	0,9	16	648
57	0,6	10	658
58	0,3	5	663
59	0,3	5	668
60	0,9	16	684
61	0,6	10	694
62	0,6	10	704
63	0,9	16	720
64	0,6	10	730
65	0,9	16	746
66	0,6	10	756
67	0,9	16	772
68	0,6	10	782
69	0,6	10	792
70	0,6	10	802
71	0,6	10	812
72	0,9	16	828
73	0,6	10	838
74	0,6	10	848
75	0,9	16	864
76	0,6	10	874
77	0,6	10	884

<b>78</b>	0,6	10	894
<b>79</b>	0,9	16	910
<b>80</b>	0,6	10	920
<b>81</b>	0,6	10	930
<b>82</b>	0,6	10	940
<b>83</b>	0,9	16	956
<b>84</b>	0,6	10	966
<b>85</b>	0,3	5	971
<b>86</b>	0,6	10	981
<b>87</b>	0,6	10	991
<b>88</b>	0,3	5	996
<b>89</b>	0,9	16	1012
<b>90</b>	0,9	16	1028
<b>91</b>	0,9	16	1044
<b>92</b>	0,9	16	1060
<b>93</b>	0,6	10	1070
<b>94</b>	0,6	10	1080
<b>95</b>	0,6	10	1090
<b>96</b>	0,6	10	1100
<b>97</b>	0,6	10	1110
<b>98</b>	0,6	10	1120
<b>99</b>	0,6	10	1130
<b>100</b>	0,6	10	1140
<b>101</b>	0,9	16	1156
<b>102</b>	0,3	5	1161
<b>103</b>	0,9	16	1177
<b>104</b>	0,3	5	1182
<b>105</b>	0,6	10	1192
<b>106</b>	0,6	10	1202
<b>107</b>	0,6	10	1212
<b>108</b>	0,3	5	1217
<b>109</b>	0,3	5	1222
<b>110</b>	0,9	16	1238
<b>111</b>	0,6	10	1248
<b>112</b>	1,2	21	1269
<b>113</b>	0,6	10	1279
<b>114</b>	0,6	10	1289
<b>115</b>	0,6	10	1299
<b>116</b>	0,3	5	1304
<b>117</b>	0,6	10	1314
<b>118</b>	0,3	5	1319
<b>119</b>	0,3	5	1324
<b>120</b>	0,6	10	1334

<b>121</b>	0,3	5	1339
<b>122</b>	0,6	10	1349
<b>123</b>	0,6	10	1359
<b>124</b>	0,6	10	1369
<b>125</b>	0,6	10	1379
<b>126</b>	0,3	5	1384
<b>127</b>	0,9	16	1400
<b>128</b>	0,3	5	1405
<b>129</b>	0,9	16	1421
<b>130</b>	0,3	5	1426
<b>131</b>	0,6	10	1436
<b>132</b>	0,3	5	1441
<b>133</b>	0,3	5	1446
<b>134</b>	0,6	10	1456
<b>135</b>	0,3	5	1461
<b>136</b>	0,6	10	1471
<b>137</b>	0,6	10	1481
<b>138</b>	0,6	10	1491
<b>139</b>	0,6	10	1501
<b>140</b>	0,3	5	1506
<b>141</b>	0,9	16	1522
<b>142</b>	0,3	5	1527
<b>143</b>	0,6	10	1537
<b>144</b>	0,3	5	1542
<b>145</b>	0,6	10	1552
<b>146</b>	0,6	10	1562
<b>147</b>	0,3	5	1567
<b>148</b>	0,9	16	1583
<b>149</b>	0,6	10	1593
<b>150</b>	0,6	10	1603
<b>151</b>	0,3	5	1608
<b>152</b>	0,9	16	1624
<b>153</b>	0,3	5	1629
<b>154</b>	0,6	10	1639
<b>155</b>	0,3	5	1644
<b>156</b>	0,6	10	1654
<b>157</b>	0,6	10	1664
<b>158</b>	0,3	5	1669
<b>159</b>	0,9	16	1685
<b>160</b>	0,6	10	1695
<b>161</b>	0,6	10	1705
<b>162</b>	0,6	10	1715
<b>163</b>	0,6	10	1725

<b>164</b>	0,3	5	1730
<b>165</b>	0,6	10	1740
<b>166</b>	0,3	5	1745
<b>167</b>	0,3	5	1750
<b>168</b>	0,6	10	1760
<b>169</b>	0,3	5	1765
<b>170</b>	0,9	16	1781
<b>171</b>	0,3	5	1786
<b>172</b>	0,3	5	1791
<b>173</b>	0,9	16	1807
<b>174</b>	0,3	5	1812
<b>175</b>	0,9	16	1828
<b>176</b>	0,6	10	1838
<b>177</b>	0,6	10	1848
<b>178</b>	0,3	5	1853
<b>179</b>	0,6	10	1863
<b>180</b>	0,3	5	1868
<b>181</b>	0,3	5	1873
<b>182</b>	0,9	16	1889
<b>183</b>	0,3	5	1894
<b>184</b>	0,9	16	1910
<b>185</b>	0,6	10	1920
<b>186</b>	0,6	10	1930
<b>187</b>	0,6	10	1940
<b>188</b>	0,6	10	1950
<b>189</b>	0,6	10	1960
<b>190</b>	0,6	10	1970
<b>191</b>	0,6	10	1980
<b>192</b>	0,6	10	1990
<b>193</b>	0,3	5	1995
<b>194</b>	0,6	10	2005