



UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

DIRCT / GEREP / DECEN / COEME

ENGENHARIA INDUSTRIAL MECÂNICA

PROJETO FINAL DE CURSO II

**REPROJETO DE DISPOSITIVO DE ASSISTÊNCIA
CIRCULATÓRIA MECÂNICA INTRAVENTRICULAR COM
VISTAS AO APRIMORAMENTO DO PRINCÍPIO FUNCIONAL**

CURITIBA

DEZEMBRO – 2011

PHILIP D'ESTEFANI

**REPROJETO DE DISPOSITIVO DE ASSISTÊNCIA
CIRCULATÓRIA MECÂNICA INTRAVENTRICULAR COM
VISTAS AO APRIMORAMENTO DO PRINCÍPIO FUNCIONAL**

Monografia apresentada à disciplina de Projeto de Final de Curso II, como requisito parcial para aprovação na disciplina.

Orientador: Prof. Carlos Cziulik, Ph. D.

CURITIBA

DEZEMBRO – 2011

RESUMO

A insuficiência cardíaca é responsável por grande número de óbitos no Brasil e altos custos com internações e tratamento dos pacientes. Dentre as opções tradicionais de tratamento a que se recorrem atualmente (medicamentos, cirurgias cardíacas e transplante cardíaco) o percentual de resultados satisfatórios é muito baixo. Todavia, é vislumbrada uma nova alternativa: a utilização de sistemas circulatórios auxiliares para o coração, os quais podem ou não serem implantados no paciente cardíaco. Sua função principal é permitir o descanso do músculo cardíaco, pela diminuição de sua utilização. O dispositivo bombeia o sangue do ventrículo esquerdo para a artéria aorta, proporcionando ao paciente suprir a insuficiência cardíaca e aumentar a probabilidade de sobrevivência. O presente trabalho objetiva o reprojeto de um dispositivo auxiliar ventricular, que almeja ser acessível financeiramente às camadas sociais mais pobres, chamado de K-Pump, que, embora se tenham produzido protótipos, ainda não configura um produto final. A condução deste trabalho se deu em duas partes. A primeira delas levanta o panorama da insuficiência cardíaca, busca informações a respeito de soluções em deslocamento de fluidos e dispositivos comerciais de assistência circulatória. Também, foi realizado um *benchmarking* destes dispositivos disponíveis no mercado, e se analisou o último protótipo do dispositivo K-Pump. A segunda parte traz o reprojeto do dispositivo com o princípio de bomba centrífuga, mostra dois protótipos novos e os testes aos quais foram submetidos. Houve grande avanço para o novo dispositivo e os resultados indicam o potencial positivo para industrialização da solução proposta.

Palavras-chave: insuficiência cardíaca, dispositivo auxiliar ventricular esquerdo, processo de desenvolvimento de produto.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – FOTOS DO DISPOSITIVO AUXILIAR VENTRICULAR DESENVOLVIDO NO INCOR – HCFMUSP	16
FIGURA 2 – REPRESENTAÇÃO DO CORAÇÃO HUMANO	20
FIGURA 3 – REPRESENTAÇÃO DO SISTEMA CARDIOVASCULAR E DA CIRCULAÇÃO SANGUÍNEA.	22
FIGURA 4 – REPRESENTAÇÃO DE DOIS TUBOS COM. O TUBO DA DIREITA CORRESPONDE AO SANGUE RECÉM- RETIRADO DO SISTEMA CARDIOVASCULAR, O TUBO DA ESQUERDA CORRESPONDE AO HEMATRÓCITO.	23
FIGURA 5 - EXEMPLO DE EXAME ELETROCARDIOGRAMA	26
FIGURA 6 - EXEMPLO DE EXAME DE RADIOGRAFIA TORÁCICA.	26
FIGURA 7 - REPRESENTAÇÃO DE BOMBA CENTRÍFUGA TIPO DIFUSOR.	27
FIGURA 8 - EXEMPLO DE EXAME DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA.	27
FIGURA 9 - EXEMPLO DE EXAME DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.	28
FIGURA 10 - DIAGRAMA DE DISPOSITIVO DE ASSISTÊNCIA CIRCULATÓRIA DO VENTRÍCULO ESQUERDO.	30
FIGURA 11 - REPRESENTAÇÃO DE BOMBA CENTRÍFUGA.	31
FIGURA 12 - REPRESENTAÇÃO DE BOMBA CENTRÍFUGA TIPO DIFUSOR.	32
FIGURA 13 - REPRESENTAÇÃO DE UMA BOMBA HÉLICE.	32
FIGURA 14 – ESQUEMA DE FUNCIONAMENTO DE BOMBA ROTATIVA.	33
FIGURA 15 – VISTA EM CORTE DE BOMBA DE ENGRENAGENS DE DENTES RETOS TIPO EXTERNO.	34
FIGURA 16 – REPRESENTAÇÃO DA PARTE INTERNA DE UMA BOMBA DE ENGRENAGENS DE DENTES RETOS TIPO INTERNO.	34
FIGURA 17 – VISTAS EM CORTE DE BOMBA DE ENGRENAGENS DE HELICOIDAIS.	35
FIGURA 18 - CAIXA ABERTA DE UMA BOMBA DE ENGRENAGENS ESPINHA DE PEIXE.	35
FIGURA 19 - VISTAS EM CORTE BOMBA DE ROTORES LOBULARES.	36
FIGURA 20 - ESQUEMA DE FUNCIONAMENTO DE BOMBA DE EXCÊNTRICO INTERNO.	36
FIGURA 21 - REPRESENTAÇÃO DE UMA BOMBA DE PARAFUSOS.	37
FIGURA 22 – FOTOS DE (A) DETALHE E DE (B) SEÇÃO DE UMA BOMBA RADIAL DE PISTÕES.	38
FIGURA 23 – SEÇÃO DE UMA BOMBA AXIAL DE PISTÕES.	38
FIGURA 24 - ESQUEMA DE GERAÇÃO DE PRESSÃO HIDRÁULICA POR GERAÇÃO DE CAVIDADES DE VÁCUO EM BOMBA AXIAL.	39
FIGURA 25 - CICLO DE PARTIDA DE UMA BOMBA DE SUCCÃO.	39
FIGURA 26 – CONSTRUÇÃO DE BOMBA DE RECALQUE DE ÊMBOLO DE SIMPLES EFEITO.	40
FIGURA 27 - CICLO DE TRABALHO DE BOMBA DE RECALQUE DE PISTÃO DE DUPLO EFEITO.	41
FIGURA 28 – ESQUEMA BOMBA AUTOESCORVANTE.	42
FIGURA 29 – TEMPO DE DESCIDA DE UMA BOMBA DE DIAFRAGMA FECHADO.	43
FIGURA 30 – TRAJETÓRIA DO FLUIDO DE TRABALHO EM BOMBA DE DIAFRAGMA ABERTO.	43
FIGURA 31 – REPRESENTAÇÃO DO FUNCIONAMENTO DE UMA BOMBA DE INJEÇÃO A GÁS.	44
FIGURA 32 – REPRESENTAÇÃO DO FUNCIONAMENTO DE UMA BOMBA EJETORA.	44
FIGURA 33 – REPRESENTAÇÃO DO DISPOSITIVO.	45

FIGURA 34 – FOTO DO DISPOSITIVO NOVACOR.	46
FIGURA 35 – ILUSTRAÇÃO DA BOMBA CENTRÍFUGA DO DISPOSITIVO DURAHEART™.	46
FIGURA 36 – PRINCIPAIS COMPONENTES DO DISPOSITIVO LEVACOR™.	47
FIGURA 37 - FOTO DO DISPOSITIVO VENTRASSIST™.	48
FIGURA 38 – REPRESENTAÇÃO DO DISPOSITIVO HEARTMATE II IMPLANTADO.	48
FIGURA 39 – DISPOSITIVO HEART WARE.	49
FIGURA 40 - REPRESENTAÇÃO DO DISPOSITIVO JAVIRK 2000 IMPLANTADO.	50
FIGURA 41 – DISPOSITIVO INCOR.	50
FIGURA 42 – ESQUEMA DE FUNCIONAMENTO DO DISPOSITIVO HEART ASSIST 5.	51
FIGURA 43 – ASPECTO EXTERNO DO DISPOSITIVO K-PUMP COMPARANDO SUAS DIMENSÕES COM UMA PILHA TIPO AA.	53
FIGURA 44 – PROTÓTIPO DO DISPOSITIVO K-PUMP DESMONTADO, EXIBINDO SUA SIMPLICIDADE.	53
FIGURA 45 – PÁ DE BOMBA CENTRÍFUGA E DIAGRAMAS DE VELOCIDADES.	57
FIGURA 46 – VISUALIZAÇÃO DO DIÂMETRO MÉDIO DA PÁ.	61
FIGURA 47 – CONDIÇÕES DE ENTRADA.	65
FIGURA 48 – CONDIÇÕES DE SAÍDA.	65
FIGURA 49 – TRAÇADO DA PÁ.	66
FIGURA 50 – MODELO VIRTUAL DO ROTOR DIMENSIONADO.	70
FIGURA 51 – EXEMPLO DE TRAÇADO DE VOLUTA.	70
FIGURA 52 – MODELO VIRTUAL DA VOLUTA PROJETADA.	71
FIGURA 53 – REPRESENTAÇÃO CAD DO MOTOR SELECIONADO.	72
FIGURA 54 – (A) SEÇÃO DO ANEL DE VEDAÇÃO E (B) DETALHE DO CANAL DE ALOJAMENTO DO ANEL. DIMENSÕES EM MM.	73
FIGURA 55 – GEOMETRIA DA CARÇAÇA.	74
FIGURA 56 – DETALHE DA GEOMETRIA DA CARÇAÇA.	74
FIGURA 57 – DETALHE DA ANGULAÇÃO DAS PAREDES DO ALOJAMENTO DOS ANÉIS DE VEDAÇÃO ESTÁTICA.	75
FIGURA 58 – LOCALIZAÇÃO DOS ANÉIS DE VEDAÇÃO.	75
FIGURA 59 – TAMPA DA CARÇAÇA.	76
FIGURA 60 – MODELO TRIDIMENSIONAL DA BOMBA MONTADA.	77
FIGURA 61 – DESTAQUE DO CALÇO DE FIXAÇÃO.	77
FIGURA 62 – FOTOS DA MÁQUINA UTILIZADA NO PROJETO E DE UM EXEMPLO E PRODUTO FABRICADO COM A REFERENTE TECNOLOGIA.	80
FIGURA 63 – PROTÓTIPO FABRICADO E MONTADO.	81
FIGURA 64 – PROTÓTIPO I OPERANDO.	84
FIGURA 65 – MODIFICAÇÕES NO EIXO DO MOTOR E NO ROTOR PARA O PROTÓTIPO II.	86
FIGURA 66 – VOLUTAS PROPOSTAS.	87
FIGURA 67 – DETALHE DO ALOJAMENTO DAS CABEÇAS DOS PARAFUSOS.	87

FIGURA 68 – CARÇAÇAS PROPOSTAS.	88
FIGURA 69 – DETALHE DO ALOJAMENTO DAS PORCAS.	88
FIGURA 70 – PROTÓTIPOS ACABADOS.	89
FIGURA 71 – PROTÓTIPO II REALIZANDO TESTE.	90

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD	COMPUTER-AIDED DESIGN (PROJETO ASSISTIDO POR COMPUTADOR)
DAV	DISPOSITIVO AUXILIAR VENTRICULAR
FNQ	FUNDAÇÃO NACIONAL DA QUALIDADE
HCFMUSP	HOSPITAL DE CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ISO	INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION (ORGANIZAÇÃO INTERNACIONAL PARA PADRONIZAÇÃO)
NUFER	NÚCLEO DE PROTOTIPAGEM E FERRAMENTAL
INSS	INSTITUTO NACIONAL DO SEGURO SOCIAL
INCOR	INSTITUTO DO CORAÇÃO
SUS	SISTEMA ÚNICO DE SAÚDE
UTFPR	UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – GRANDEZAS DO DIAGRAMA DE VELOCIDADES.	56
TABELA 2 – CLASSIFICAÇÃO DAS BOMBAS CENTRÍFUGAS.	58
TABELA 3 – CORREÇÃO DE DESCARGA.	59
TABELA 4 – RENDIMENTO HIDRÁULICO.	59
TABELA 5 – FATOR DE VELOCIDADE $kv1$.	60
TABELA 6 – DIÂMETRO MÉDIO DA SUPERFÍCIE DE REVOLUÇÃO DA PÁ.	61
TABELA 7 – FATOR DE VELOCIDADE MÉDIA $kvm1$.	62
TABELA 8 – FATOR DE VELOCIDADE $ku2$.	63
TABELA 9 – FATOR DE VELOCIDADE $kvm2$.	64
TABELA 10 – CONDIÇÕES DE OPERAÇÃO DA BOMBA.	67
TABELA 11 – PROPRIEDADES FÍSICAS DO SANGUE HUMANO.	68
TABELA 12 – GRANDEZAS DO ROTOR.	68
TABELA 13 – GRANDEZAS DO DIAGRAMA DE VELOCIDADES NA ENTRADA DO ROTOR.	69
TABELA 14 – GRANDEZAS DO DIAGRAMA DE VELOCIDADES NA SAÍDA DO ROTOR.	69
TABELA 15 – ESPECIFICAÇÕES DOS ANÉIS DE VEDAÇÃO.	74
TABELA 16 – BIOMATERIAIS POLIMÉRICOS TESTADOS.	78
TABELA 17 – CARACTERÍSTICAS DE BIOCOMPATIBILIDADE DO MATERIAL <i>FULLCURE720</i> [®] <i>TRANSPARENT</i> .	81
TABELA 18 – ESPECIFICAÇÕES DOS NOVOS ANÉIS DE VEDAÇÃO.	89
TABELA 19 – RESULTADOS DOS TESTES COM O PROTÓTIPO II.	91

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	OPORTUNIDADE DE PESQUISA	15
1.2	OBJETIVOS DO TRABALHO	17
1.3	JUSTIFICATIVAS	17
1.4	ABORDAGEM METODOLÓGICA	18
1.5	ESTRUTURA DO TRABALHO	18
2	QUADRO GERAL DA INSUFICIÊNCIA CARDÍACA E PRINCÍPIOS DE MOVIMENTAÇÃO DE FLUIDO	20
2.1	O CORAÇÃO HUMANO E SUA FISIOLOGIA	20
2.1.1	CICLO CARDÍACO E CIRCULAÇÃO SANGUÍNEA	21
2.1.2	O SISTEMA CARDIOVASCULAR	21
2.2	O SANGUE HUMANO	22
2.3	INSUFICIÊNCIA CARDÍACA	24
2.3.1	ETIOLOGIA DA INSUFICIÊNCIA CARDÍACA	24
2.3.2	PATOGÊNESE DA INSUFICIÊNCIA CARDÍACA	24
2.3.3	SINAIS E SINTOMAS	24
2.3.4	EXAMES E DIAGNÓSTICOS	25
2.3.4.1	EXAMES COMPLEMENTARES	26
2.3.5	TRATAMENTOS PARA PACIENTES DE INSUFICIÊNCIA CARDÍACA	28
2.3.5.1	TRATAMENTO FARMACOLÓGICO E CIRÚRGICO	28
2.3.5.2	TRATAMENTO PELA RESSINCRONIZAÇÃO VENTRICULAR	29
2.3.5.3	TRANSPLANTE CARDÍACO	29
2.3.5.4	DISPOSITIVOS DE ASSISTÊNCIA VENTRICULAR	29
2.4	MECANISMOS DE DESLOCAMENTO DE FLUIDOS	30
2.4.1	DISPOSITIVOS DE MOVIMENTAÇÃO DE FLUIDOS	31
2.4.1.1	BOMBAS CENTRÍGUGAS	31
2.4.1.2	BOMBA DE VOLUTA	31
2.4.1.3	BOMBA DE DIFUSOR	32
2.4.1.4	BOMBA À HÉLICE	32
2.4.2	BOMBAS ROTATIVAS	32
2.4.2.1	BOMBA DE ENGRENAGENS	33
2.4.2.1.1	ENGRENAGENS DE DENTES RETOS	34

2.4.2.1.2	ENGRENAGENS HELICOIDAIS	35
2.4.2.1.3	ENGRENAGENS ESPINHA DE PEIXE	35
2.4.2.2	BOMBA DE ROTORES LOBULARES	36
2.4.2.3	BOMBA DE EXCÊNTRICO INTERNO (GEROTOR)	36
2.4.2.4	BOMBA DE PARAFUSOS	37
2.4.2.5	BOMBA DE PISTÕES ROTATIVOS	37
2.4.2.6	BOMBA DE PALHETAS	38
2.4.3	BOMBAS ALTERNATIVAS	39
2.4.3.1	BOMBA DE SUÇÃO	39
2.4.3.2	BOMBA DE RECALQUE	40
2.4.3.3	BOMBA DE AUTO-ESCORVANTE OU SIFÃO	41
2.4.4	BOMBAS DE DIAFRAGMA	42
2.4.5	BOMBAS DE INJEÇÃO A GÁS (AIR-LIFT)	43
2.4.6	BOMBAS EJETORAS	44
2.5	DISPOSITIVOS DE ASSISTÊNCIA CIRCULATÓRIA COMERCIALIZADOS	44
2.5.1	HEARTMATE I	45
2.5.2	NOVACOR	46
2.5.3	DURAHEART™	46
2.5.4	LEVACOR™	47
2.5.5	VENTRASSIST™	47
2.5.6	HEARTMATE II	48
2.5.7	HVAD	49
2.5.8	JARVIK 2000	49
2.5.9	INCOR®	50
2.5.10	HEART ASSIST 5	50
2.5.11	BENCHMARKING	51
2.5.11.1	CONCLUSÕES DO BENCHMARKING	52
2.6	K-PUMP	52
2.6.1	CARACTERÍSTICAS DO DISPOSITIVO	52
2.6.2	TESTES IN VITRO	54
2.6.3	RESULTADOS	54
2.7	CARACTERIZAÇÃO DA OPORTUNIDADE	55
3	REPROJETO DO DISPOSITIVO AUXILIAR VENTRICULAR ESQUERDO K-PUMP	56
3.1	DIMENSIONAMENTO DO ROTOR	56
3.1.1	APRESENTAÇÃO DOS DIAGRAMAS DE VELOCIDADES	56

3.1.2	CONDIÇÕES DE TRABALHO	57
3.1.3	ROTOR	58
3.1.3.1	TIPO DE ROTOR	58
3.1.3.2	NÚMERO DE ESTÁGIOS	58
3.1.3.3	CORREÇÃO DE CARGA	59
3.1.3.4	RENDIMENTO HIDRÁULICO	59
3.1.3.5	ALTURA MOTRIZ DE ELEVAÇÃO E POTÊNCIA MOTRIZ	59
3.1.3.6	VELOCIDADE MÉDIA NA ENTRADA DO ROTOR	60
3.1.3.7	DIÂMETRO DO EIXO	60
3.1.3.8	DIÂMETRO DO NÚCLEO DE FIXAÇÃO DO ROTOR NO EIXO	60
3.1.3.9	DIÂMETRO DE ENTRADA DO ROTOR	61
3.1.3.10	DIÂMETRO MÉDIO DA SUPERFÍCIE DE REVOLUÇÃO DA PÁ	61
3.1.3.11	VELOCIDADE MERIDIANA NA ENTRADA DA PÁ	62
3.1.3.12	VELOCIDADE PERÍFÉRICA NO BORDO DE ENTRADA DA PÁ	62
3.1.3.13	LARGURA DO BORDO DE ENTRADA DA PÁ	62
3.1.3.14	NÚMERO DE PÁS	63
3.1.3.15	VELOCIDADE PERÍFÉRICA NO BORDO DE SAÍDA DA PÁ	63
3.1.3.16	DIÂMETRO DE SAÍDA DO ROTOR	63
3.1.3.17	VELOCIDADE MERIDIANA NA SAÍDA DA PÁ	64
3.1.3.18	LARGURA DO BORDO DE SAÍDA DA PÁ	64
3.1.3.19	DETERMINAÇÃO DOS DIAGRAMAS DE VELOCIDADE	64
3.1.3.19.1	ENTRADA DO ROTOR	64
3.1.3.19.2	SAÍDA DO ROTOR	65
3.1.3.20	TRAÇADO DAS PÁS	66
3.1.4	ROTOR DIMENSIONADO	67
3.2	DETERMINAÇÃO DA VOLUTA	70
3.2.1	VOLUTA DETERMINADA	71
3.3	SELEÇÃO DO MOTOR	71
3.3.1	MOTOR SELECIONADO	72
3.4	DETERMINAÇÃO DA CARÇAÇA E VEDAÇÃO DO SISTEMA	72
3.4.1	CARÇAÇA	72
3.4.2	VEDAÇÃO	73
3.4.3	CARÇAÇA GERADA E ANÉIS DE VEDAÇÃO SELECIONADOS	73
3.4.4	ALOJAMENTO PARA AS VEDAÇÕES	74
3.4.5	TAMPA DA CARÇAÇA	76

3.4.6	FIXAÇÃO E MONTAGEM	76
3.4.6.1	MOTOR, CARÇAÇA, EIXO E ROTOR	76
3.4.6.2	TAMPA, CARÇAÇA E VOLUTA	76
3.4.6.3	CARÇAÇA E MOTOR	77
3.4.6.4	EIXO E ROTOR	78
3.5	SELEÇÃO DO TIPO DE MATERIAL E DETERMINAÇÃO DO PROCESSO DE FABRICAÇÃO	78
3.5.1	BIOMATERIAIS UTILIZADOS NO SISTEMA CARDIOVASCULAR	78
3.5.2	PROCESSOS DE FABRICAÇÃO	79
3.5.3	BIOMATERIAL SELECIONADO E DETERMINAÇÃO DE PROCESSO DE FABRICAÇÃO	79
3.6	FABRICAÇÃO DO PROTÓTIPO I	80
3.7	CONSIDERAÇÕES ACERCA DO REPROJETO	81
4	TESTES E IMPLEMENTAÇÃO DE MELHORIAS NO PROTÓTIPO	82
4.1	TIPOS DE TESTES	82
4.1.1	BIOCOMPATIBILIDADE	82
4.1.2	IN VITRO CURTO	82
4.1.3	IN VITRO LONGO	83
4.1.4	IN VIVO EM ANIMAIS	83
4.2	TESTES COM O PROTÓTIPO I	83
4.3	RESULTADOS DOS TESTES COM O PROTÓTIPO I	85
4.4	CONSIDERAÇÕES ACERCA DOS RESULTADOS DOS TESTES REALIZADOS COM O PROTÓTIPO I	85
4.5	MODIFICAÇÕES PARA O PROTÓTIPO II	86
4.5.1	MODIFICAÇÕES NO ROTOR E EIXO DO MOTOR	86
4.5.2	MODIFICAÇÕES NA VOLUTA	86
4.5.3	SUBSTITUIÇÃO DO MOTOR	87
4.5.4	MODIFICAÇÕES NO CARÇAÇA	88
4.5.5	PARAFUSOS, ANÉIS DE VEDAÇÃO E TAMPA DA CARÇAÇA	88
4.6	TESTES COM O PROTÓTIPO II	90
4.6.1	RESULTADOS DOS TESTES COM O PROTÓTIPO II	91
4.7	CONSIDERAÇÕES ACERCA DOS RESULTADOS DOS TESTES REALIZADOS COM O PROTÓTIPO II	92
5	CONCLUSÕES	93

5.1	RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	94
6	REFERÊNCIAS	96
	APÊNDICE A – BENCHMARKING DOS DISPOSITIVOS AUXILIARES DE CIRCULAÇÃO SANGUÍNEA COMERCIALIZADOS.	101
	ANEXO A – MOTOR DE ACIONAMENTO DO PROTÓTIPO I	103
	ANEXO B – MOTOR DE ACIONAMENTO DO PROTÓTIPO II	104

1 INTRODUÇÃO

A principal função do sistema cardiovascular humano é o transporte de gases, de nutrientes e de resíduos pelo organismo. Promove a troca de oxigênio e de gás carbônico entre os pulmões e as demais partes do corpo; distribui nutrientes entre as regiões de absorção, de utilização e de estoque; e escoar os resíduos metabólicos para descarte ou reaproveitamento. Além disso, participa da manutenção da temperatura corpórea, de mecanismos de defesa e do desenvolvimento embrionário. A realização de todas estas tarefas depende, necessariamente, da circulação sanguínea, a qual requer integridade estrutural do coração e dos vasos sanguíneos (MULRONEY; MYERS, 2009).

Para entender o sistema cardiovascular, coloca-se num extremo o coração, cuja função é bombear o sangue, e no outro, a microcirculação (arteríolas, vênulas, vasos linfáticos e capilares) onde ocorrem as trocas metabólicas do organismo. Entre estes extremos existe uma rede intrincada e complexa, composta por veias e artérias que servem de leito para o sangue fluir (PORTO, 2009).

O funcionamento sincronizado dos sistemas cardíaco e circulatório é de vital importância para o organismo. Alterações em um deles leva fatalmente às disfunções ou desenvolvimento de patologias do coração, das veias e das artérias, ou dos vasos linfáticos e capilares (LOPES, 2006).

A insuficiência cardíaca é uma síndrome complexa, caracterizada pela incapacidade do coração em bombear sangue satisfatoriamente ao organismo, desencadeando insuficiência circulatória e/ou miocárdica (e.g. acidente vascular cerebral e infarto agudo do miocárdio, respectivamente) (*ibidem*). Com maior expectativa de idade da população, maior sobrevivência de pacientes cardíacos e menor mortalidade de outras doenças, os custos com esta síndrome e seus pacientes tendem a crescer. O risco de se desenvolver insuficiência cardíaca durante a vida é estimado em 20% (PORTO, 2009).

O quadro do paciente cardíaco tende a evoluir e, inexoravelmente, culmina com o óbito. Estudos relataram que após dois anos de diagnóstico de

insuficiência cardíaca, a taxa de mortalidade foi de 37% para homens e de 38% para mulheres. Após seis anos, 82% dos homens e 67% das mulheres haviam falecido (SOCIEDADE BRASILEIRA CARDIOLOGIA, 1999).

As alternativas de tratamento para pacientes com insuficiência cardíaca são o uso de fármacos, a cirurgia cardíaca e o transplante cardíaco. O prognóstico de terapias com remédios não é bom. Pacientes tratados com drogas apresentam taxa de mortalidade de 10 a 50%. Submeter o doente a cirurgia cardíaca também não apresenta resultados satisfatórios, pois não há abrandamento dos sintomas nem reforço do prognóstico. O transplante é a melhor e mais eficaz alternativa de que se dispõe. Porém, seu custo é elevado e o número de doadores é insuficiente. E quando existem doadores, geralmente não há compatibilidade com os receptores (TIERNEY JR *et al.*, 2001).

1.1 OPORTUNIDADE DE PESQUISA

Diante da realidade descrita, é evidente a problemática gerada pela insuficiência cardíaca: percentual enorme de pacientes cardíacos vem a falecer em poucos anos devido à ineficácia dos tratamentos disponíveis.

Dados do Sistema Único de Saúde (SUS), mostram que a cada ano, surgem 250 mil novos casos de pacientes com insuficiência cardíaca no Brasil. Porém, apenas 200 transplantes são realizados neste mesmo período (DATASUS, 2010). Esses dois fatos acabam motivando a busca de uma nova alternativa de tratamento cardíaco para o país e que contemple o maior número possível de pacientes.

Esta nova opção é possível e desponta em países de primeiro mundo. Trata-se da implantação de um sistema de suporte circulatório mecânico, capaz de manter pacientes vivos e, principalmente, em boas condições físicas, até que o transplante definitivo possa ser instituído ou, simplesmente, haja a recuperação da função cardíaca.

Embora seja uma alternativa promissora, os sistemas de suporte circulatório disponíveis no mercado custam muito caro, acima de R\$ 150 mil, podendo chegar a R\$ 500 mil, de modo que tal tratamento é inacessível para

muitos pacientes não apenas do Brasil, mas de todo o mundo (KUBRUSLY *et al.*, 2000).

O único dispositivo brasileiro, produzido de forma ainda não industrial, é do Instituto do Coração da Universidade de São Paulo (INCOR - HCFMUSP), chamado Dispositivo Auxiliar Ventricular, (DAV) mostrado na Figura 1, e voltado para pacientes infantis, com custo aproximado de R\$ 70 mil. Entretanto, trata-se de um equipamento não implantável, exigindo sedação e permanência do doente em leito hospitalar, durante todo o período de suporte circulatório. Isso afasta a pessoa de uma recuperação próxima da sua vida normal, uma vez que o ideal é o paciente realizar atividades de sua vida comum enquanto se recupera, estando no próprio lar com a família ou até mesmo trabalhando (*ibidem*).

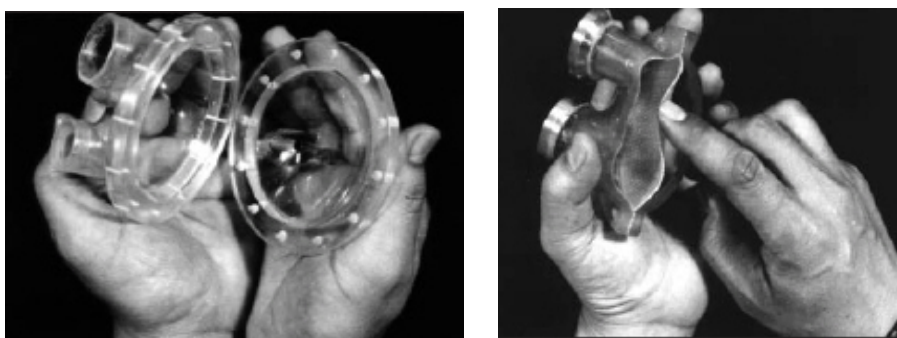


Figura 1 – Fotos do dispositivo auxiliar ventricular desenvolvido no INCOR – HCFMUSP¹
Fonte: Redetec (sd).

Em fins da década de 1990, o cardiologista brasileiro Luiz Fernando Kubrusly, na cidade de Curitiba, estado do Paraná, idealizou um dispositivo de suporte cardíaco, cujo princípio funcional é o de uma bomba de fluxo axial, chamado *K-Pump*, com o objetivo de desenvolver um produto de custo acessível para o SUS. Diferentemente do sistema desenvolvido pelo INCOR – HCFMUSP, o K-Pump é intracorpóreo e totalmente implantável, o que o torna um produto inédito no país. Chegou-se a produzir três protótipos, e se fazer testes *in vitro* e *in vivo*.

¹ Todas as figuras e tabelas sem indicações explícitas da fonte foram produzidas pelo autor do trabalho.

Porém, o dispositivo K-Pump ainda não atingiu seu objetivo, de ser um produto de custo acessível ao SUS. Ademais, seu projeto não apresenta uma estrutura de informações que descreva o dispositivo conceitualmente e seu projeto de manufatura e montagem.

1.2 OBJETIVOS DO TRABALHO

O objetivo do trabalho é conduzir o reprojetado do produto K-Pump, com vistas à mudança do princípio funcional do dispositivo, proporcionando a obtenção de um produto mais barato e por conseguinte mais acessível para a realidade econômica do SUS. Também se pretende confeccionar um protótipo e realizar testes *in vitro* e *in vivo*, para verificar se o novo dispositivo atende às necessidades cardíacas do paciente.

1.3 JUSTIFICATIVAS

As informações, apresentadas anteriormente, deixam claro que a quantidade de pessoas que entram em óbito devido à insuficiência cardíaca é elevada. Logo, dispor de uma alternativa economicamente viável e biologicamente eficiente para esta situação, é muito interessante. Havendo um sistema auxiliar miocárdico barato e que desempenhe apropriadamente suas funções, as chances de sobrevida para o paciente são aumentadas sobejamente.

Outro fato extremamente relevante, é que inúmeros pacientes aguardam, por vários anos, um transplante de coração em intermináveis filas e cadastros. Enquanto não houver doador compatível, o SUS arca com despesas diretas (internamento hospitalar) e indiretas (gastos ambulatoriais e fármacos). Da mesma forma, o INSS tem que suportar a incapacidade laboral destes cidadãos proporcionando o pagamento de aposentadorias por invalidez ou afastamento por motivo de doença. O sistema K-Pump pretende ser de preço permissível aos padrões médicos brasileiros e proporcionar a chance de uma vida ativa pelo paciente, sem necessitar de internação para tratamento. Isto proporciona vantajosamente a liberação de leitos em todos os hospitais do país.

O mercado potencial no Brasil é de 250 mil novos pacientes por ano para o emprego do dispositivo K-Pump. Além da viabilidade de exportação para mercados como Argentina, Uruguai, Chile e Índia. A título de mensuração, nos Estados Unidos há 380 mil pacientes de insuficiência cardíaca e nos países da Europa e da América a média é de 750 mil novos casos por ano. Todos estes são potenciais usuários do K-Pump, o qual tem por meta ser uma solução revolucionária na medicina nacional; pois, não há produto semelhante em tecnologia, qualidade e preço almejados, e produzido ou comercializado em território nacional (KUBRUSLY *et al.*, 2000).

Caso fosse escolhido um sistema auxiliar circulatório estrangeiro para o tratamento, este seria liberado após confirmação de depósito bancário, e levaria muito tempo para chegar ao Brasil, sendo um processo muito moroso. Quando se trata de cirurgia cardíaca, o caso se refere a uma emergência, e a condição do paciente não permite aguardar a burocracia bancária, muito menos as horas de uma viagem internacional para importação do produto. É essencial ter à disposição no mercado nacional um produto como o K-Pump.

1.4 ABORDAGEM METODOLÓGICA

Este trabalho se baseou na abordagem metodológica proposta por: Pahl *et al.*, 2005, mas não a seguiu rigorosamente, sendo utilizada uma abordagem customizada para o reprojeto de um dispositivo auxiliar ventricular esquerdo.

1.5 ESTRUTURA DO TRABALHO

A estrutura deste documento está dividida em sete capítulos. O Capítulo 1 é a Introdução, traz o tema, os objetivos e as justificativas do trabalho.

O Capítulo 2 apresenta um panorama sobre a insuficiência cardíaca, mostrando partes do sistema cardiovascular interessantes para o trabalho, e informa sobre princípios de movimentação de fluidos. Por fim, aborda as soluções já existentes ou próximas ao produto K-Pump, onde se faz um *benchmarking* e se chama atenção para as conclusões a seu respeito; e finalmente, conclui com uma análise sobre o atual produto K-Pump.

No Capítulo 3 se desenvolve o reprojeto da bomba focado no aprimoramento do seu princípio funcional, recorrendo-se as equações de

dimensionamento para alguns componentes, e os critérios tomados para dimensionar outros. Além de descrever a fabricação do primeiro protótipo.

O Capítulo 4 descreve os testes aos quais o primeiro protótipo foi conduzido e mudanças às quais foram implementadas para se fazer o segundo protótipo e respectivos testes.

Finalmente, o Capítulo 5 traz as conclusões do trabalho e recomendações para trabalhos futuros.

O capítulo 6 é composto pelas referências bibliográficas.

2 QUADRO GERAL DA INSUFICIÊNCIA CARDÍACA E PRINCÍPIOS DE MOVIMENTAÇÃO DE FLUIDO

Uma vez que o produto a ser desenvolvido envolve a movimentação de sangue, este capítulo objetiva aproximar o leitor do contexto em que o dispositivo se insere, tratando sobre o sistema cardiovascular, a insuficiência cardíaca, os mecanismos de movimentação de fluido e quais são os dispositivos existentes no mercado que são utilizados para este fim.

2.1 O CORAÇÃO HUMANO E SUA FISIOLOGIA

O coração, os vasos sanguíneos e o sangue compõem o sistema cardiovascular. Embora os vasos e o sangue tenham importância vital no transporte de gases, nutrientes e resíduos pelo corpo, a atenção maior deste trabalho se volta para o coração.

O coração humano apresenta quatro cavidades (ver Figura 2). Duas superiores, denominadas átrios, e duas inferiores, chamadas de ventrículos.

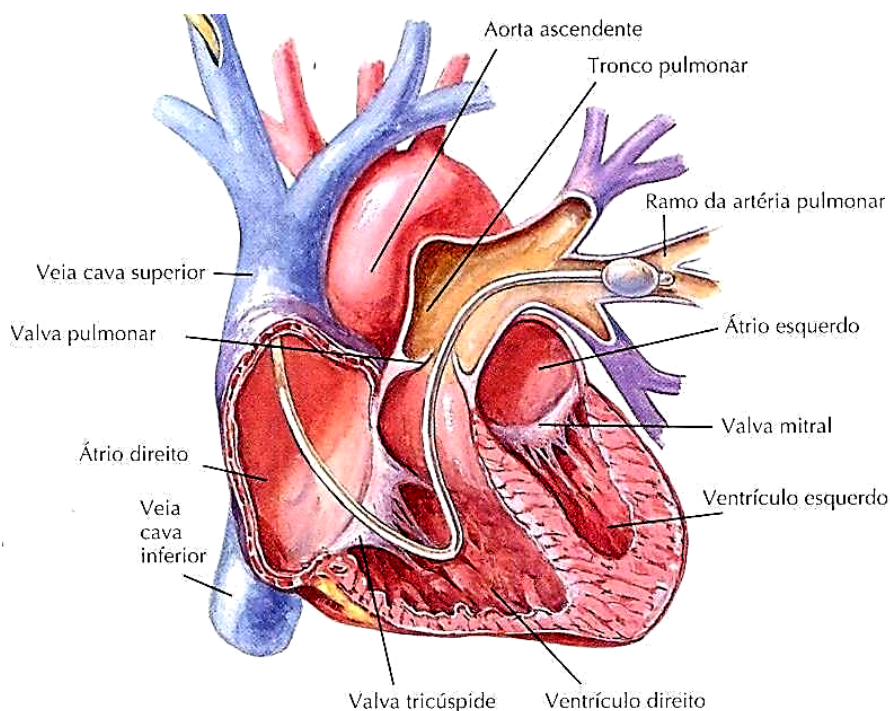


Figura 2 – Representação do coração humano
Fonte: Adaptado de Mulroney e Myers (2009)

O átrio direito se comunica com o ventrículo direito por meio da válvula tricúspide. O átrio esquerdo, por sua vez, se comunica com o ventrículo esquerdo pela válvula bicúspide ou mitral. A função destas válvulas é garantir que o sangue tenha fluxo em um único sentido, sempre dos átrios para os ventrículos, e dos ventrículos para as artérias.

As artérias têm função de conduzir o sangue e controlar a força de trabalho do coração, de modo a bombear sangue na quantidade adequada. As veias complementam as funções das artérias, e dirigem o sangue contendo produtos do metabolismo celular (LOPES, 2006).

2.1.1 CICLO CARDÍACO E CIRCULAÇÃO SANGUÍNEA

O coração é formado por uma rede de células, capaz de propagar rapidamente estímulos de contração. Isso faz com que o coração se contraia como um todo. O seu funcionamento obedece a um ciclo. Ocorrem períodos de enchimento de sangue, ao relaxar o músculo cardíaco (chamado de diástole), e de ejeção de sangue, ao contrair o músculo cardíaco (chamado de sístole).

A circulação sanguínea se divide em duas partes: a pequena e a grande, percorrendo duas trajetórias diferentes. Na circulação pequena ou pulmonar o sangue sai do ventrículo direito, é direcionado pela artéria pulmonar aos pulmões, para ser oxigenado, e retorna ao coração pelo átrio esquerdo. Na circulação grande ou sistêmica, o sangue deixa o ventrículo esquerdo, passa pela artéria aorta, irriga todo o organismo e volta para o coração pelo átrio direito (PORTO, 2009).

2.1.2 O SISTEMA CARDIOVASCULAR

O sistema cardiovascular humano, ou sistema circulatório, é a rede de tubos e calibres que põe em comunicação todas as partes do corpo (ver Figura 3). A sua principal função, como citado no Capítulo 1 deste documento, é o transporte de gases, nutrientes e resíduos pelo organismo. Além disso, participa da manutenção da temperatura corpórea, de mecanismos de defesa do corpo e do desenvolvimento embrionário. A realização de todas estas tarefas depende, necessariamente, da circulação sanguínea, a qual requer integridade estrutural do coração e dos vasos sanguíneos (MULRONEY;

MYERS, 2009). Abrange o sistema vascular sanguíneo e o sistema vascular linfático (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2004).

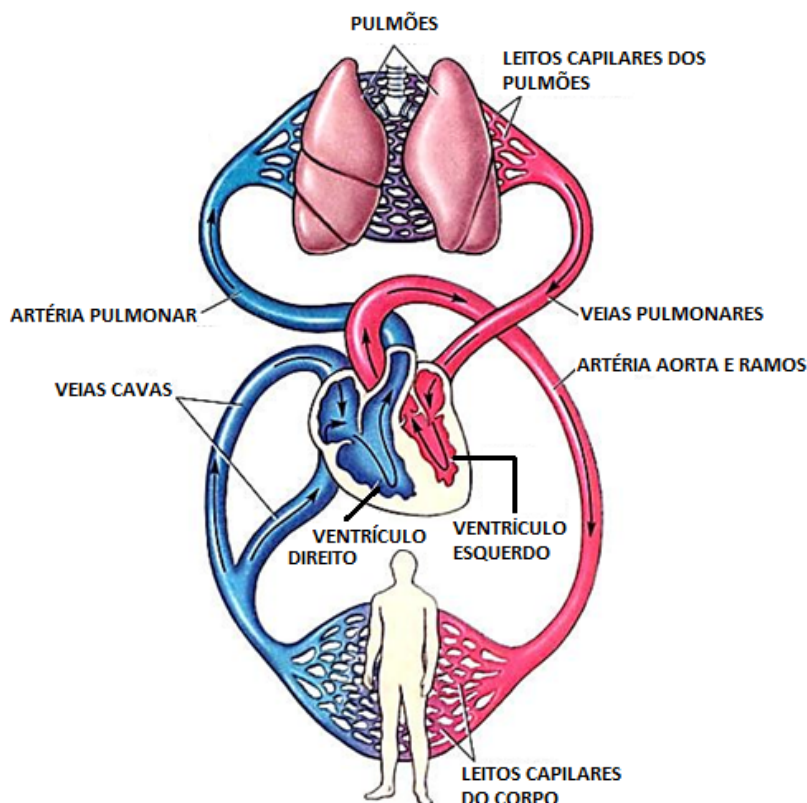


Figura 3 – Representação do sistema cardiovascular e da circulação sanguínea.

Fonte: Adaptado de Aula de Fisiologia (2009).

2.2 O SANGUE HUMANO

O sangue é o líquido movido no sistema cardiovascular, impulsionado pelo coração. Seu volume representa cerca de 7% do peso corporal. Por observações *in vivo* microscópicas, sabe-se que o sangue é formado por glóbulos suspensos em plasma, o qual ajuda a transportar nutrientes e escórias pelo organismo. Os glóbulos são divididos em:

- a) Eritrócitos ou hemácias: contêm hemoglobina, a qual se liga ao oxigênio e ao gás carbônico, para serem transportados pelo organismo;
- b) Plaquetas: promovem a coagulação do sangue e auxiliam o reparo das paredes dos vasos sanguíneos;
- c) Leucócitos ou glóbulos brancos: estruturas de defesa que previnem infecções.

Ao ser removido do sistema cardiovascular, na sequência tratado com anticoagulantes e por fim centrifugado, o sangue revela-se em camadas heterogêneas, como se observa na Figura 4. O resultado desta sedimentação, que é realizada em tubos de dimensões padronizadas, é chamado de hematócrito.

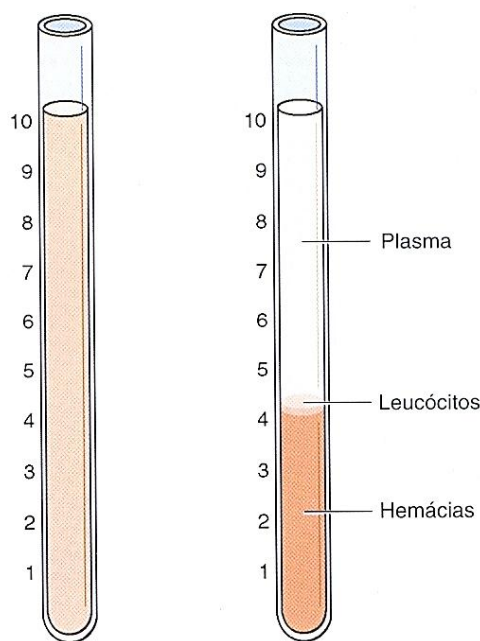


Figura 4 – O tubo da direita corresponde ao sangue recém-retirado do sistema cardiovascular, o tubo da esquerda corresponde ao hematócrito.

Fonte: Junqueira e Carneiro (2004).

O plasma corresponde ao sobrenadante translúcido e amarelado. Os glóbulos se dividem em duas camadas. A inferior e bem avermelhada, representante de 35 a 50% do volume total de sangue, contém as hemácias. A outra camada é acinzentada e extremamente fina, corresponde por volta de 1% do volume de sangue, contendo leucócitos.

Além de nutrientes e escórias, o sangue transporta também hormônios. Contudo, ainda acumula outras funções: troca de mensagens químicas entre órgãos distantes, manutenção de temperatura corporal, equilíbrio ácido-básico e osmótico de tecidos.

O sangue é, principalmente, um meio de transporte para várias substâncias, mas por seu intermédio os glóbulos sanguíneos desempenham muitas outras funções (JUNQUEIRA, CARNEIRO, 2004).

2.3 INSUFICIÊNCIA CARDÍACA

2.3.1 ETIOLOGIA DA INSUFICIÊNCIA CARDÍACA

A insuficiência cardíaca se estabelece pelo distúrbio da contratilidade do ventrículo esquerdo (PORTO, 2009), isto é, o músculo cardíaco apresenta dificuldade em gerar a pressão ventricular esquerda necessária para dar sequência ao ciclo cardíaco satisfatoriamente (MULRONEY, MYERS, 2009).

Como apresentado no início, a insuficiência cardíaca se trata de uma síndrome complexa que evolui. É caracterizada pela incapacidade do coração de bombear sangue corretamente para o organismo.

2.3.2 PATOGÊNESE DA INSUFICIÊNCIA CARDÍACA

A insuficiência cardíaca se inicia quando acontece declínio inicial da capacidade de bombear do coração. Nesta fase inicial, o próprio organismo ativa mecanismos compensatórios, que, em curto prazo, são capazes de retomar a capacidade das funções cardiovasculares a níveis aceitáveis. Por isso, muitos pacientes são assintomáticos. Todavia, tais mecanismos geram lesões secundárias no coração. Especificamente no ventrículo esquerdo, levando-o a sofrer alterações de massa, volume, forma e composição. Por conseguinte, ocorre a insuficiência cardíaca (FAUCI *et al.*, 2009).

2.3.3 SINAIS E SINTOMAS

Não necessariamente um paciente com insuficiência cardíaca apresenta sintomas da enfermidade. Até metade dos doentes são assintomáticos (PORTO, 2009). Nesta subseção são listados e comentados sinais e sintomas mais comumente apresentados, de acordo com Lopes (2009) E Porto (2009):

- a) Dispneia: é um dos sintomas mais importantes, causa a sensação consciente e desagradável de respirar. Subjetivamente, é para o paciente a dificuldade de respirar. Na prática, corresponde ao acúmulo de líquido nas membranas dos alvéolos pulmonares;
- b) Edemas: pode haver surgimento de “inchaços” pelo corpo, resultado da retenção de líquidos do plasma sanguíneo. Isto ocorre, geralmente, pela atividade falha do ventrículo direito;

- c) Cianose: pode acontecer que a hemoglobina e as hemácias do sangue não se combinam mais, causando liberação de oxigênio para os tecidos, e uma coloração azulada nas mucosas;
- d) Dores torácicas: não necessariamente são sintomas de insuficiência cardíaca. Podem ser decorrentes de inflamação do tecido cardíaco, de falta de ação das artérias coronárias (responsáveis por irrigar o coração com sangue), ou de mau funcionamento da válvula mitral.

Também, existem outros sinais e sintomas. São relatados, de várias formas diferentes e vagamente, pelos próprios pacientes, tais como chiados no peito, desmaios, tosse, alterações do sono, tontura e falta de ar (LOPES, 2006).

2.3.4 EXAMES E DIAGNÓSTICOS

Para diagnosticar enfermidades do coração, a medicina se vale de exames físicos e complementares. Nas últimas décadas, as técnicas de investigação de enfermidades do sistema cardiovascular evoluíram quase exponencialmente. Avanços tecnológicos importantes foram obtidos, de modo que a acurácia dos diagnósticos também evoluiu (LOPES, 2006). Porém, não se pode perder a prática dos exames físicos. Os progressos tecnológicos servem apenas para os exames complementares.

De acordo com Porto (2009) e Lopes (2006), o exame físico, completo, consiste em:

- a) Anamnese: entrevista com o doente, levantamento de sua idade, estado civil, profissão, atividades físicas praticadas, histórico familiar e questionamentos sobre a queixa do paciente;
- b) Inspeção: fazer observação dos movimentos da cabeça, do aspecto da pele, da postura;
- c) Palpação: palpar o pulso das vias de sangue, analisando a frequência, o ritmo e os intervalos de pulsação, ou palpar o tórax;
- d) Ausculta: pela utilização do aparelho denominado estetoscópio, o examinador confirma os sinais obtidos nas etapas anteriores, podendo pedir ao paciente que faça manobras (movimentos do

tronco, dos braços e da cabeça) enquanto se faz a ausculta, para identificar sopros.

2.3.4.1 EXAMES COMPLEMENTARES

Os exames complementares são feitos com maior grau de precisão que os exames físicos, e os seus resultados são apresentados por imagens:

- a) Eletrocardiograma: técnica que gera um gráfico (ver Figura 5) das diferenças de potencial elétrico do coração, conforme o tempo transcorre. É possível identificar arritmias, sobrecargas das cavidades do miocárdio e infarto, pela análise das curvas;

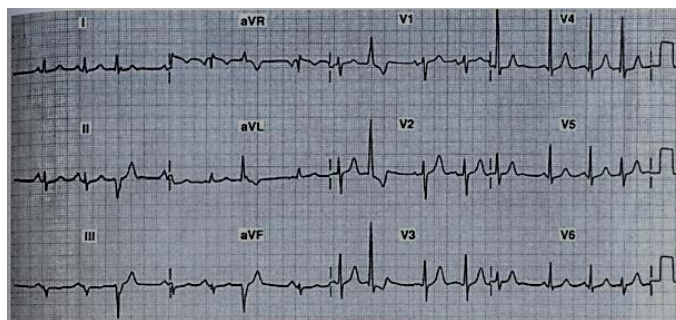


Figura 5 - Exemplo de exame eletrocardiograma
Fonte: Porto (2009)

- b) Radiografia torácica: é possível avaliar a área, o volume e a forma da silhueta do coração e de vasos para inferir anomalias, por meio do exame de radiografias do tórax, como ilustrado na Figura 6;

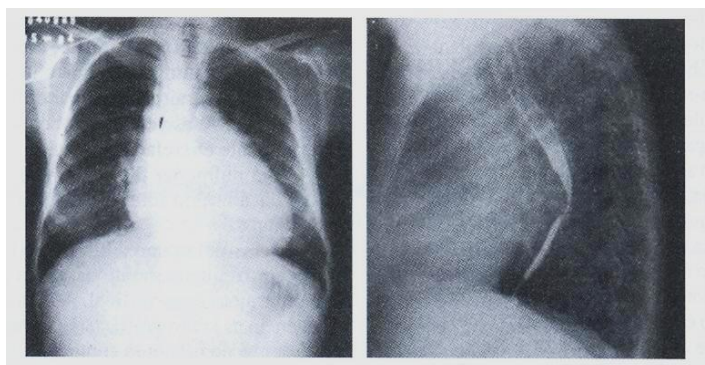


Figura 6 - Exemplo de exame de radiografia torácica.
Fonte: Porto (2009)

- c) Cateterismo: é a inserção de um cateter-balão intra-arterial no paciente, guiado por uma corda (ver Figura 7) para aferir dados de sangue e monitoração contínua à beira do leito.

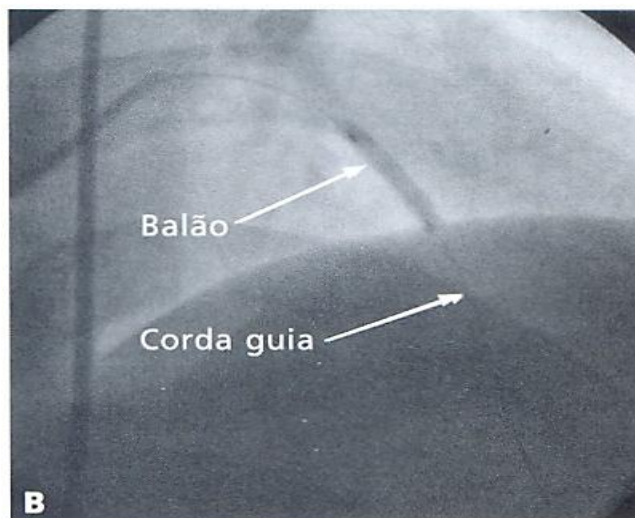


Figura 7 – Raio-X de cateter implantado.
Fonte: Lopes (2006)

Atualmente, há novas maneiras de produzir imagens para diagnóstico de insuficiência cardíaca. A ressonância magnética (exemplificada na Figura 8) é uma delas. Está sendo cada vez mais utilizada, pois se pode delinear o coração por técnicas de contraste de imagem e examiná-lo. Outro exemplo é mostrado na Figura 9, a tomografia computadorizada, que é capaz de fornecer imagens de altíssima definição do coração, sem o uso de radiação (TIERNEY JR *et al.*, 2001).

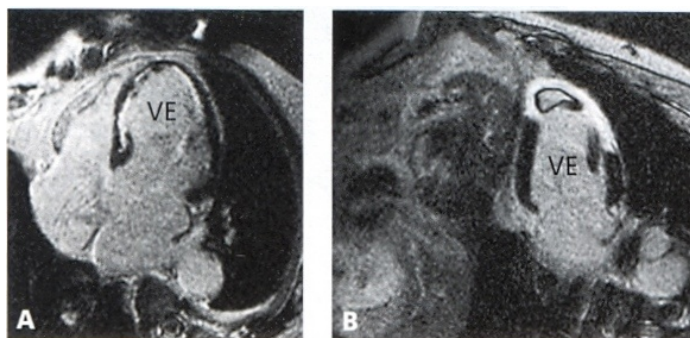


Figura 8 - Exemplo de exame de ressonância magnética.
Fonte: Lopes (2006)

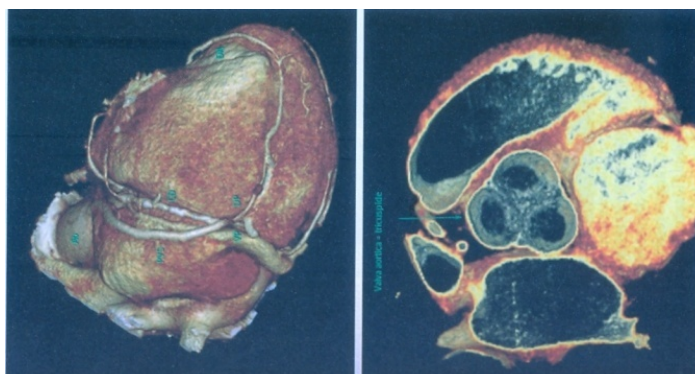


Figura 9 - Exemplo de exame de tomografia computadorizada.
Fonte: Porto (2009)

2.3.5 TRATAMENTOS PARA PACIENTES DE INSUFICIÊNCIA CARDÍACA

Antes de receitar fármacos ou planejar cirurgias, os médicos devem orientar o paciente a parar de fumar e limitar a ingestão de bebidas alcoólicas. A prática de atividades físicas não intensas, como caminhadas leves e pedalar uma bicicleta ergométrica, traz melhoras da capacidade física e da qualidade de vida do doente, e se reduzem os sintomas. Com relação à alimentação, deve-se impor limite ao consumo de sódio e não sugerir o consumo de suplementos dietéticos, pois não se conhecem seus reais efeitos (FAUCI *et al.*, 2009).

2.3.5.1 TRATAMENTO FARMACOLÓGICO E CIRÚRGICO

O tratamento à base de drogas deve ser muito criterioso, principalmente individualizado, face às características particulares de cada paciente. Os remédios prescritos pelos cardiologistas são de tipos variados (LOPES, 2006). Seguem-se alguns exemplos comuns:

- a) Inibidores: alguns medicamentos atuam inibindo enzimas que geram os mecanismos compensatórios naturais do organismo, introduzidos na seção 2.3.2;
- b) Digitálicos: são medicamentos que aumentam a taxa de contração do músculo cardíaco;
- c) Diuréticos: são indicados aos pacientes com retenção de líquidos, atuam bloqueando a absorção de sódio do organismo e aumentam a excreção urinária;

- d) Vasodilatadores: promovem a dilatação de vasos sanguíneos para facilitar o escoamento de sangue.

O tratamento cirúrgico consiste em operações do coração, e deve ser feito apenas em situações passíveis deste tipo de tratamento (SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA, 1999).

2.3.5.2 TRATAMENTO PELA RESSINCRONIZAÇÃO VENTRICULAR

Cerca de 35% dos casos de insuficiência cardíaca podem ser beneficiados pela correção de um distúrbio elétrico. O marca-passo é um dispositivo que pode ser implantado no coração. Faz o ajuste da frequência dos batimentos cardíacos e sincroniza os movimentos entre as cavidades do coração (LOPES, 2006).

2.3.5.3 TRANSPLANTE CARDÍACO

O transplante consiste na substituição do coração do paciente por outro, é feito em casos avançados da insuficiência cardíaca, com o objetivo de melhorar sintomas e aumentar a sobrevida do paciente (VIEIRA *et al.*, 2000). Atualmente, com a tecnologia de que se dispõe e a seleção mais criteriosa de doadores, a taxa de sobrevida após um ano é de 80 a 90%, e após cinco anos é de 70% (TIERNEY JR. *et al.*, 2001).

2.3.5.4 DISPOSITIVOS DE ASSISTÊNCIA VENTRICULAR

A circulação assistida conta com um mecanismo que auxilia o coração humano a bombear sangue, de modo a suprir a insuficiência cardíaca. Quando foram concebidos pela primeira vez, em 1953, estes mecanismos faziam apenas suporte circulatório, enquanto se executava cirurgia de coração.

A busca de equipamentos que pudessem manter a circulação por períodos de algumas horas foi intensa durante a década de 1980. Na sequência, a tecnologia evoluiu para promover assistência mecânica do ventrículo esquerdo, como mostra a Figura 10. Embora, inicialmente foram concebidos como alternativa para substituição biológica do coração, hoje servem como soluções temporárias até o transplante cardíaco (FAUCI *et al.*, 2009), uma vez que o ideal é o transplante (KUBRUSLY *et al.*, 2000).

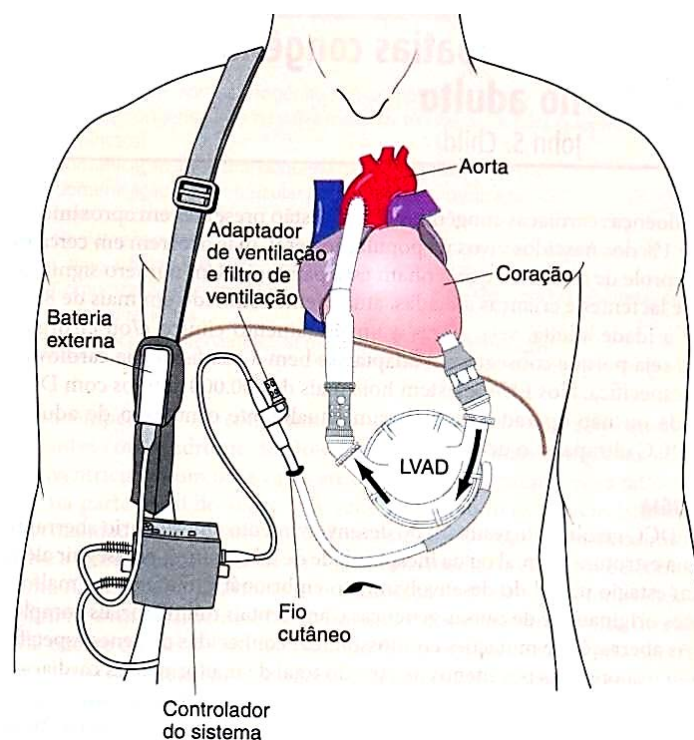


Figura 10 - Diagrama de dispositivo de assistência circulatória do ventrículo esquerdo.
Fonte: Fauci et al., (2009)

2.4 MECANISMOS DE DESLOCAMENTO DE FLUIDOS

Todo e qualquer trabalho acadêmico, independente dos objetivos, necessita de conhecimento daquilo que já se produziu sobre o tema ou sobre áreas correlatas. Isto é o levantamento do estado da arte, cuja finalidade é reconhecer os avanços e limites na produção do conhecimento a respeito. É este conhecimento que permite a identificação de dúvidas significativas para a pesquisa e a ampliação dos conhecimentos em um dado campo (PEIXOTO, 2007).

Uma vez que o objetivo deste trabalho envolve o reprojeto de um dispositivo que ajude o coração humano a enviar sangue para as todas as partes do corpo, é necessário conhecer quais os princípios funcionais que proporcionam o deslocamento de fluidos. Primeiramente, serão abordados dispositivos de movimentação de fluidos de uma maneira geral e, na sequência serão vistos os dispositivos auxiliares de circulação sanguínea, no capítulo seguinte.

2.4.1 DISPOSITIVOS DE MOVIMENTAÇÃO DE FLUIDOS

Para movimentar um fluido é necessário transmitir-lhe energia, através da variação de pressão ou de velocidade, ou ainda por elevação. Dispositivos que adicionam energia mecânica aos fluidos líquidos são chamados de bombas, tratando-se de vapor ou de gases, são mais conhecidos como ventiladores e como compressores. Estes últimos não serão abordados neste trabalho, uma vez que fogem ao escopo examinado.

2.4.1.1 BOMBAS CENTRÍGUGAS

Bombas centrífugas, como o próprio nome indica, dependem da força centrífuga para produzir o fluxo de fluido. O elemento girante da bomba é o rotor. Quando o rotor gira, o líquido no rotor também o faz, então há atuação de força centrífuga sobre o fluido. Pás internas (ou palhetas) são projetadas para direcionar o fluxo através do rotor e para fora dele (RISHEL, 2006).

Bombas centrífugas são mais usadas em irrigação, dragagem e em operações que demandam grande vazão (DRAPINSKI, 1975).

2.4.1.2 BOMBA DE VOLUTA

Formada por uma carcaça em formato de caracol e o rotor com pás dispostas radialmente ao eixo da máquina. O fluido é admitido na região central do rotor, chamada de olho, e é jogado contra as paredes periféricas da carcaça, justamente devido à força centrífuga advinda da rotação (observar Figura 11).

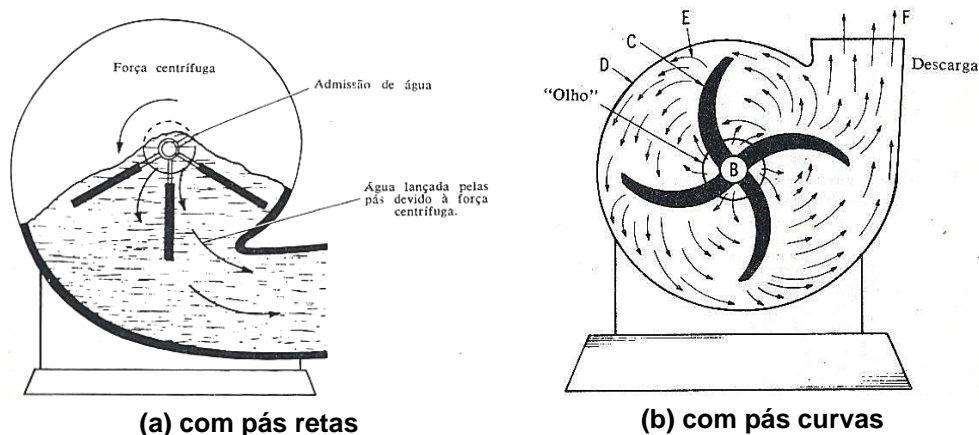


Figura 11 - Representação de bomba centrífuga.
Fonte: adaptado de Black (1979)

2.4.1.3 BOMBA DE DIFUSOR

Muito semelhante ao tipo anterior, porém tem uma capacidade de incrementar o fluxo, devido à presença outras pás formando um difusor fixo (ver Figura 12).

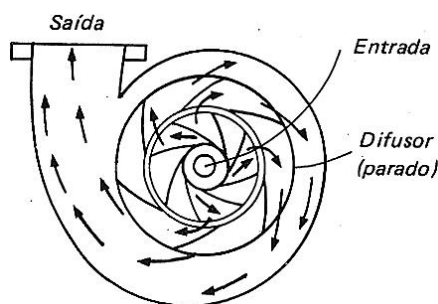


Figura 12 - Representação de bomba centrífuga tipo difusor.
Fonte: adaptado de Drapinski (1975)

2.4.1.4 BOMBA À HÉLICE

Tipo de bomba em que o fluxo é axial, pois o deslocamento de fluido se dá na direção paralela ao eixo do rotor (observar Figura 13).

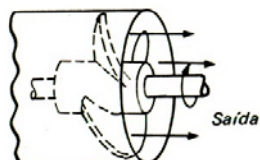


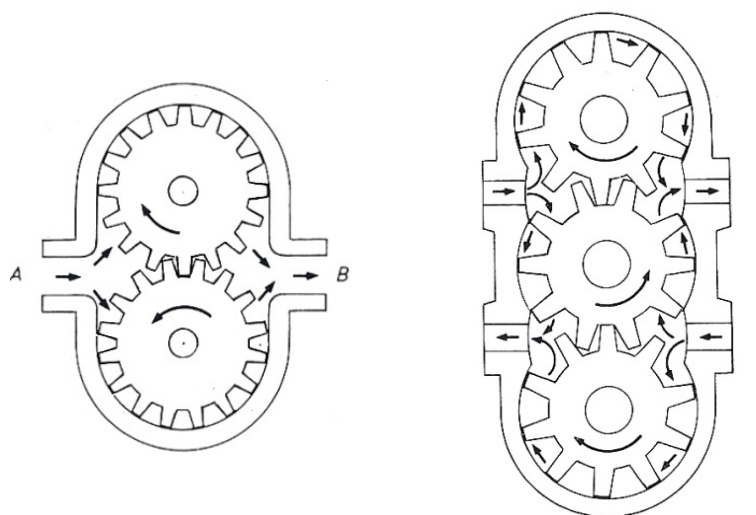
Figura 13 - Representação de uma bomba hélice.
Fonte: adaptado de Drapinski (1975)

2.4.2 BOMBAS ROTATIVAS

São largamente usadas em sistemas hidráulicos. Sua ação consiste em colher continuamente líquido da câmara da bomba, impelindo o fluido à movimentação pela rotação de engrenagens ou lóbulos. As aplicações mais comuns envolvem máquinas operatrizes, aviões, automóveis, prensas, transmissões e em equipamentos móveis (BLACK, 1979).

2.4.2.1 BOMBA DE ENGRENAGENS

Geralmente, é constituída por um par de engrenagens, das quais uma é acionada por motor e outra, pela anterior. As rodas dentadas estão confinadas em uma carcaça provida de duas tampas, de tal maneira que as folgas entre engrenagem e alojamento são mínimas (ver Figura 14).



(a) duas rodas dentadas

(b) três rodas dentadas

Figura 14 – Esquema de funcionamento de bomba rotativa.

Fonte: adaptado de Drapinski (1975)

Ao acionar a bomba, surge uma depressão na região de entrada. Isso faz o líquido ser forçado para a passagem A, como ilustrado na Figura 14 (a) e, na sequência, para entre os dentes do engrenamento, até atingir o lado oposto. Conforme o líquido é comprimido pela engrenagem, e sendo incompressível, é expelido sob pressão em B. O fluxo gerado é proporcional ao número de rotações.

Há certos casos, em que a bomba de engrenagens possui três rodas dentadas, ver Figura 14 (b). O seu princípio funcional é o mesmo. Porém a bomba possui duas entradas e duas saídas. A roda dentada acionada pelo motor é a central (DRAPINSKI, 1975).

Bombas de engrenagens também são classificadas de acordo com o tipo de engrenagens utilizado.

2.4.2.1.1 ENGRENAGENS DE DENTES RETOS

- a) Tipo externo: formam-se espaços de vácuo cada vez que um dente se separa de outro, então a pressão atmosférica força o líquido a ocupar estes espaços. O fluxo continua pelas periferias das rodas dentadas até atingir a saída da bomba (observar Figura 15);

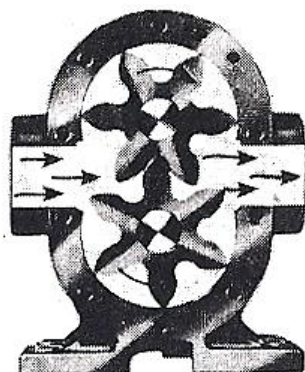


Figura 15 – Vista em corte de bomba de engrenagens de dentes retos tipo externo.
Fonte: adaptado de Black (1979)

- b) Tipo interno: pouco diferente do que acontece com engrenagens de dentes retos tipo externo, formam-se espaços de semi-vácuo cada vez que um dente se separa de outro, o líquido é impelido pela pressão atmosférica para entre os dentes, e é forçado para fora da bomba quando os próximos dentes entram em contato (ver Figura 16).

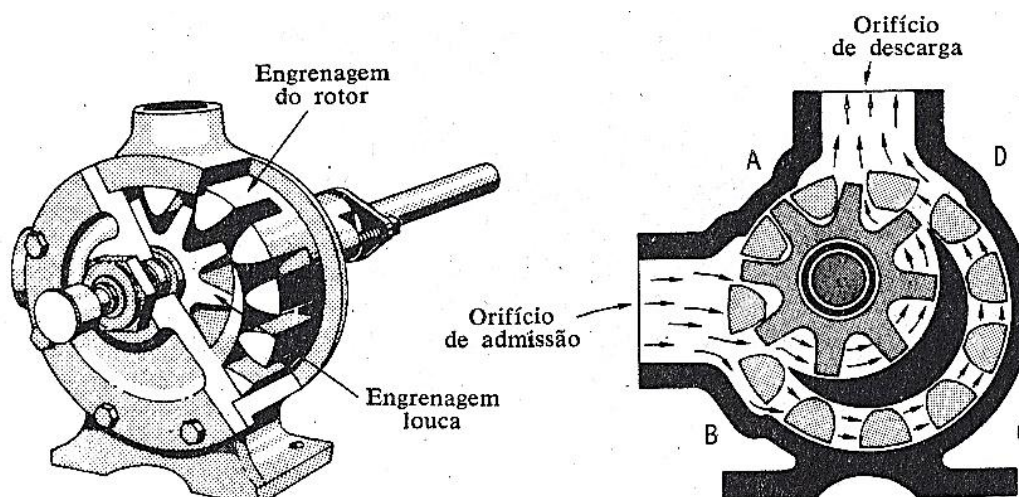


Figura 16 – Representação da parte interna de uma bomba de engrenagens de dentes retos tipo interno.

Fonte: adaptado de Black (1979)

2.4.2.1.2 ENGRENAGENS HELICOIDAIS

Muito utilizada para proporcionar lubrificação sob pressão, fornecimento de combustível e transferência de líquidos sem partículas. Recomendada para aplicações sem ruídos (observar Figura 17).

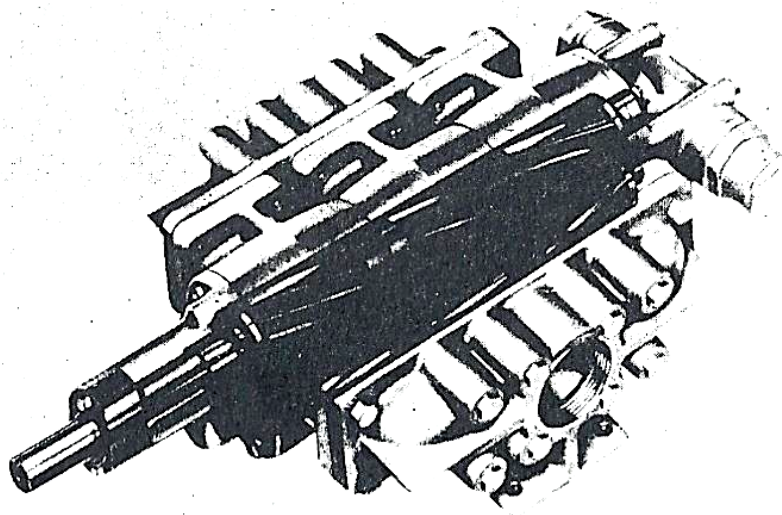


Figura 17 – Vistas em corte de bomba de engrenagens de helicoidais.

Fonte: adaptado de Black (1979)

2.4.2.1.3 ENGRENAGENS ESPINHA DE PEIXE

Recomendada para aplicações que necessitem de otimização do espaço e se admita ruídos até certo nível, vide Figura 18 (BLACK, 1979).

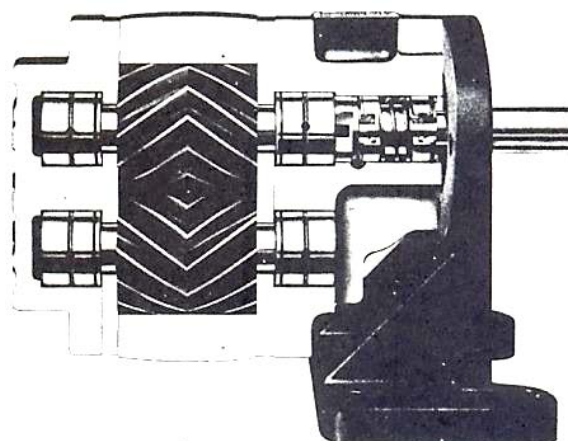


Figura 18 - Caixa aberta de uma bomba de engrenagens espinha de peixe.

Fonte: adaptado de Drapinski (1975)

2.4.2.2 BOMBA DE ROTORES LOBULARES

Apresenta o mesmo funcionamento da bomba de engrenagens, porém, ao invés de rodas dentadas, possui rotores *Roots*, e são acionados externamente, evitando contato entre rotores (observar Figura 19) (DRAPINSKI, 1975).

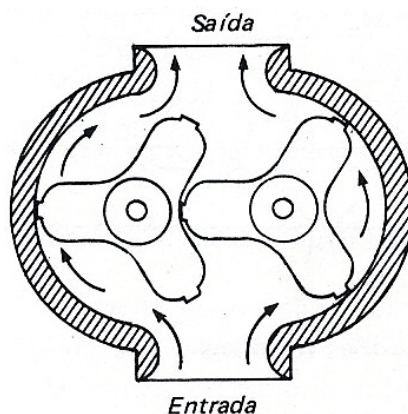


Figura 19 - Vistas em corte bomba de rotores lobulares.
Fonte: adaptado de Drapinski (1975)

2.4.2.3 BOMBA DE EXCÊNTRICO INTERNO (GEROTOR)

Muito semelhante à bomba de engrenagens de dentes retos tipo interno, a parte excêntrica e a parte concêntrica à bomba giram no mesmo sentido, quando o espaço entre eles aumenta, no momento da passagem sobre a entrada, o fluido vai para o interior da bomba. Com a continuação do movimento o espaço diminui e o fluido é expelido pelo aumento de pressão (ver Figura 20) (DRAPINSKI, 1975).

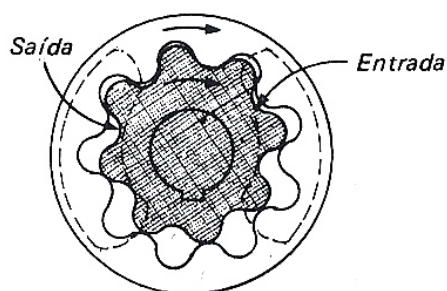


Figura 20 - Esquema de funcionamento de bomba de excêntrico interno.
Fonte: adaptado de Drapinski (1975)

2.4.2.4 BOMBA DE PARAFUSOS

Esta bomba caracteriza-se por substituir as rodas dentadas por parafusos. Na prática, é como se houvesse engrenagens de dentes com hélice de grande angulação. Uma vez que um parafuso não aciona o outro, é preciso que ambos sejam acionados externamente (observar Figura 21) (DRAPINSKI, 1975).

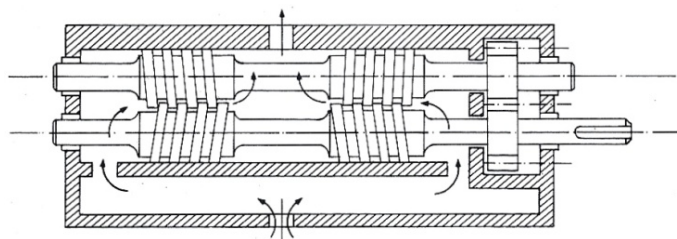


Figura 21 - Representação de uma bomba de parafusos.

Fonte: adaptado de Drapinski (1975)

2.4.2.5 BOMBA DE PISTÕES ROTATIVOS

Em termos de projeto, podem ser classificados em radiais ou axiais:

- a) Radial: os pistões se dispõem ao redor do cubo do rotor, como se pode observar na ilustração da Figura 22, os pistões são providos de movimento alternativo, de tal modo, que ao passarem pela abertura inferior do pino, há descarga de fluido através do orifício, enquanto os pistões se enchem de óleo ao passarem pelo orifício superior;
- b) Axial: a disposição dos pistões é perpendicular ao eixo do rotor, a ação alternativa do pistão se deve a presença de uma mola, que está localizada em contato com a placa excêntrica, ver Figura 23, a qual limita a quantidade de fluido bombeada (BLACK, 1979).

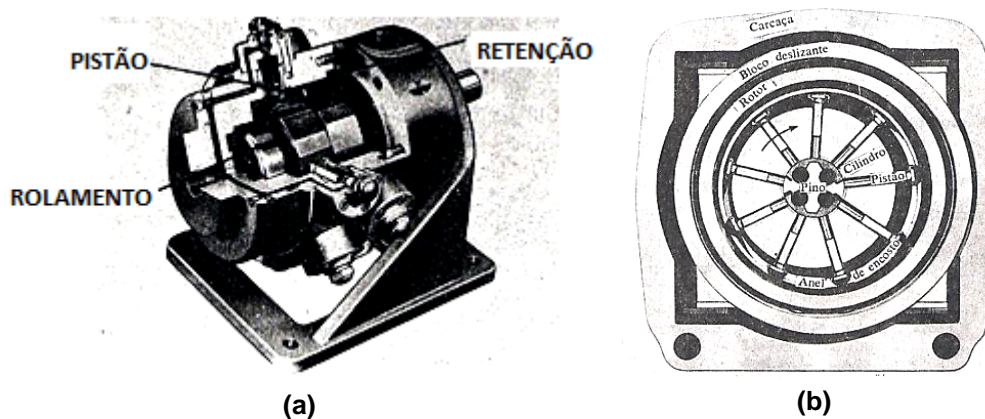


Figura 22 – Fotos de (a) detalhe e de (b) seção de uma bomba radial de pistões.

Fonte: adaptado de Black (1979)

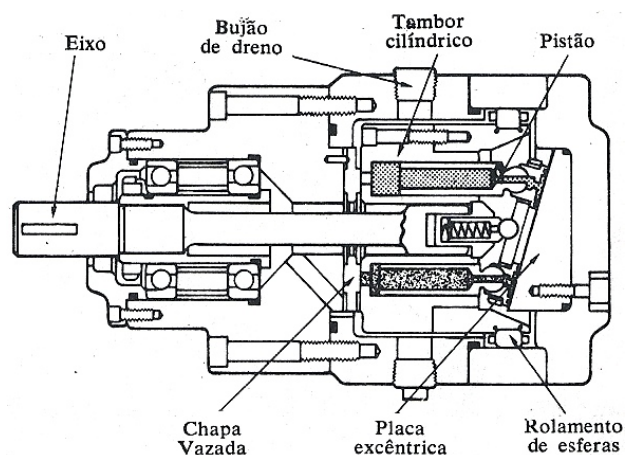


Figura 23 – Seção de uma bomba axial de pistões.

Fonte: adaptado de Black (1979)

2.4.2.6 BOMBA DE PALHETAS

O funcionamento de uma bomba de palhetas se baseia no aumento de uma cavidade para gerar vácuo e, conseqüentemente, force a movimentação do fluido. O princípio de funcionamento é descrito nas imagens da Figura 24.

As palhetas ou pá móveis são montadas em ranhuras do rotor. Na frente das ranhuras e no sentido de rotação, as ranhuras admitem entrada de fluido bombeado pelas palhetas, as quais se movem para fora devido ao empuxo gerado contra a pressão de trabalho da bomba (BLACK, 1979).

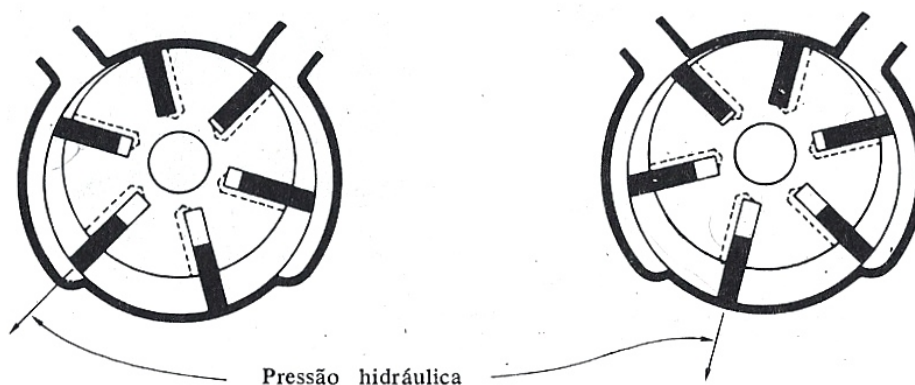


Figura 24 - Esquema de geração de pressão hidráulica por geração de cavidades de vácuo em bomba axial.

Fonte: adaptado de Black (1979)

2.4.3 BOMBAS ALTERNATIVAS

Não possuem movimento circular. Caracterizam-se por seguir uma trajetória de “vai e vem”, alternando a posição inicial e final do êmbolo ou do pistão, ao longo do cilindro. Uma bomba alternativa possui no mínimo os seguintes componentes: pistão ou êmbolo, válvula de admissão e válvula de descarga.

2.4.3.1 BOMBA DE SUÇÃO

Suas características são um cilindro aberto e uma válvula de descarga tipo concha, a qual se move juntamente com o pistão (BLACK, 1979). Para entrar em funcionamento, a bomba de sucção deve cumprir um ciclo de quatro tempos, após entrar em regime a bomba segue um ciclo de dois tempos (tempo n^o3 e tempo n^o4):

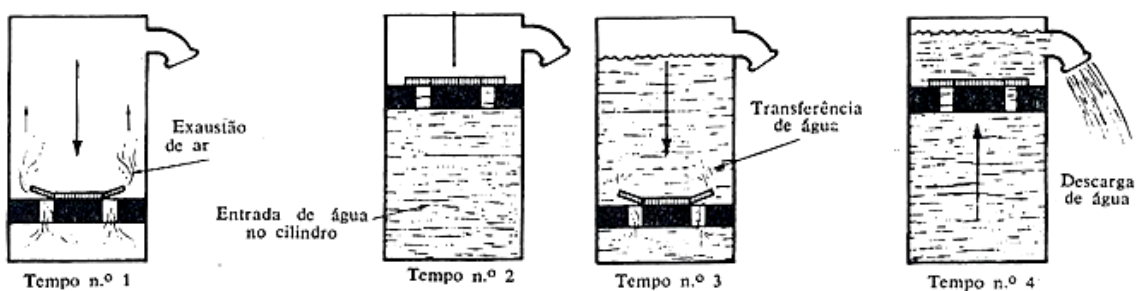


Figura 25 - Ciclo de partida de uma bomba de sucção.

Fonte: adaptado de Black (1979)

1. Exaustão de ar: o pistão desce até o fundo do cilindro para forçar a saída de ar (tempo 1, Figura 25);

2. Entrada de líquido: o pistão sobe e ocorre formação de vácuo, assim a pressão atmosférica empurra o fluido para o interior da bomba (tempo 2, Figura 25);
3. Transferência de líquido: o pistão torna a descer, e o fluido escoo pela válvula concha, passando para superfície superior do pistão (tempo 3, Figura 25);
4. Descarga de água: o pistão sobe e empurra o líquido para a válvula de descarga, sem abri a válvula concha (tempo 4, Figura 25).

2.4.3.2 BOMBA DE RECALQUE

É uma extensão da bomba de sucção, pois recalca o fluido contra uma pressão externa, acima do valor da pressão atmosférica (BLACK, 1979).

- a) Simples efeito: o trabalho do pistão ou êmbolo expulsa o líquido da bomba contra a pressão da carga ou elevação acima da válvula de admissão. A diferença entre as bombas de sucção e de recalque está no cilindro, que é aberto na primeira, e fechado na segunda (observar Figura 26);

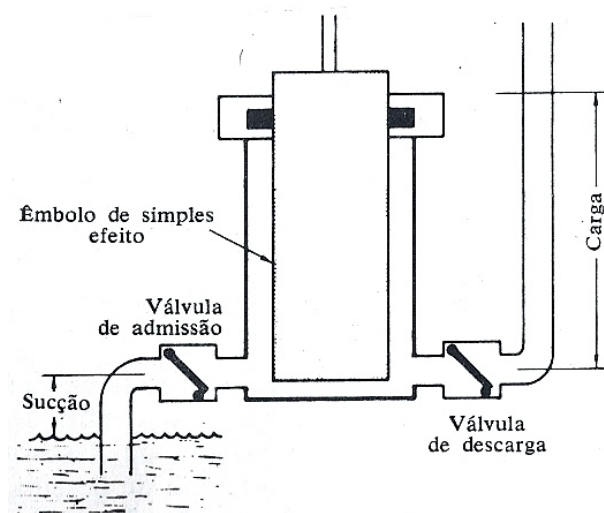


Figura 26 – Construção de bomba de recalque de êmbolo de simples efeito.

Fonte: adaptado de Black (1979)

- b) Duplo efeito: o pistão ou êmbolo descarrega o líquido por um de seus lados enquanto puxa mais líquido pela sua superfície oposta (ver Figura 27). Isso é vantajoso, pois sempre haverá

movimentação de fluido, e não alternadamente a cada movimento do pistão, como na bomba de sucção (BLACK, 1979).

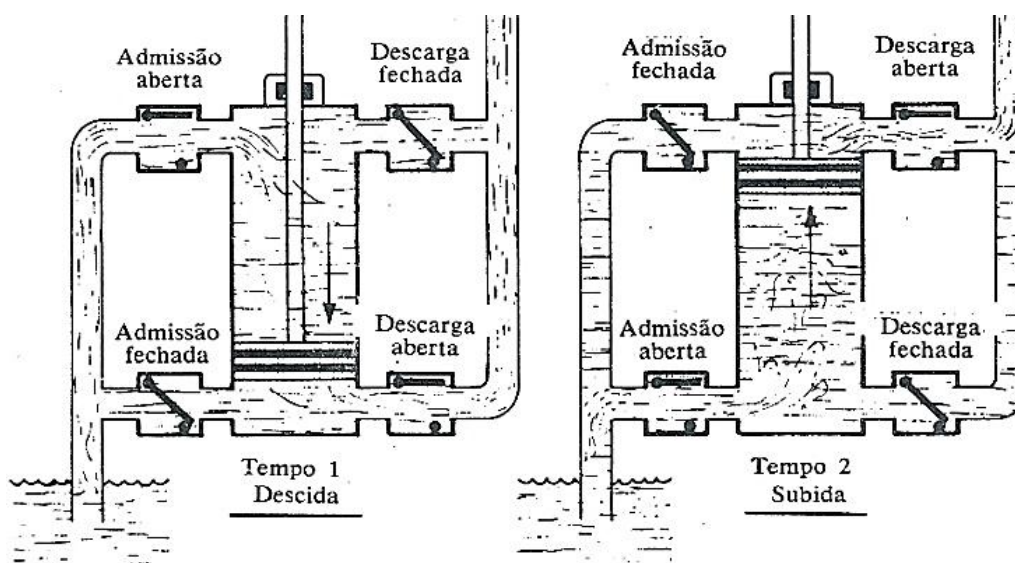


Figura 27 - Ciclo de trabalho de bomba de recalque de pistão de duplo efeito.

Fonte: adaptado de Black (1979)

2.4.3.3 BOMBA DE AUTO-ESCORVANTE OU SIFÃO

Para entender o que faz uma bomba autoescorvante, antes é preciso definir o termo escorvar. Escorvar uma bomba é encher de líquido sua carcaça e toda a tubulação de sucção, de modo que ela entre em funcionamento sem possibilidade de bolhas de ar em seu interior (LINSLEY *et al.*, 1978).

A bomba se constitui de um tambor ou barril e de uma câmara concêntrica externa e concêntrica ao tambor. O barril se comunica com a câmara pela sua extremidade inferior. O ciclo de trabalho da bomba autoescorvante é de dois tempos (observar Figura 28):

1. O barril está preenchido de líquido e o pistão desce. O fluido, então, se transfere para a parte superior do pistão pela válvula concha;
2. O pistão, ao subir, o líquido do barril é expulso da bomba, e o barril torna ser preenchido com o fluido da câmara externa. Esta, por sua vez, recebe o líquido da fonte devido sua pressão ser baixa.

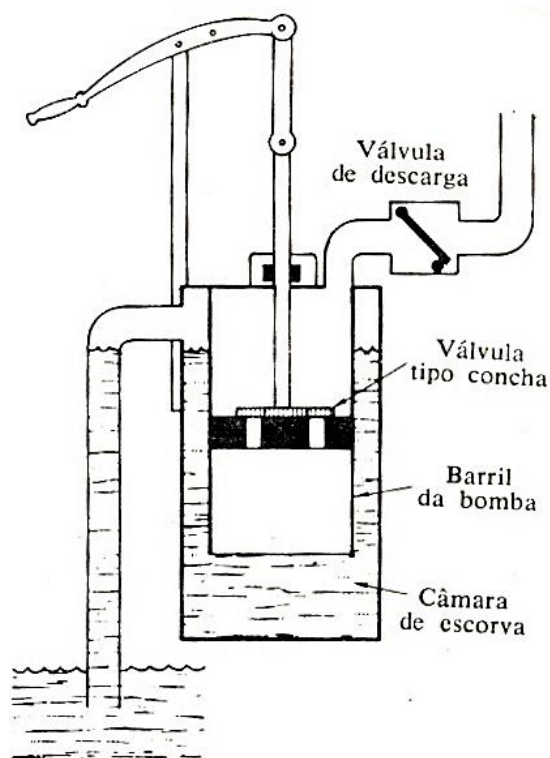


Figura 28 – Esquema bomba autoescorvante.
Fonte: adaptado de Black (1979)

2.4.4 BOMBAS DE DIAFRAGMA

Este tipo de bomba não impele o líquido com pistão ou êmbolo, mas com uma película com propriedades de deformação elástica. Possui grande empregabilidade em retirar água de valas, fundações encharcadas e drenos, principalmente se houver barro e areia presentes no fluido. Bombas de diafragma são classificadas em:

1. Diafragma fechado: as válvulas de admissão e de descarga são localizadas na base da bomba (ver Figura 29). O diafragma é acionado por uma alavanca. Quando a alavanca pressiona o diafragma, cria-se uma pressão interna maior que a do meio exterior, e assim o fluido é expulso da bomba;

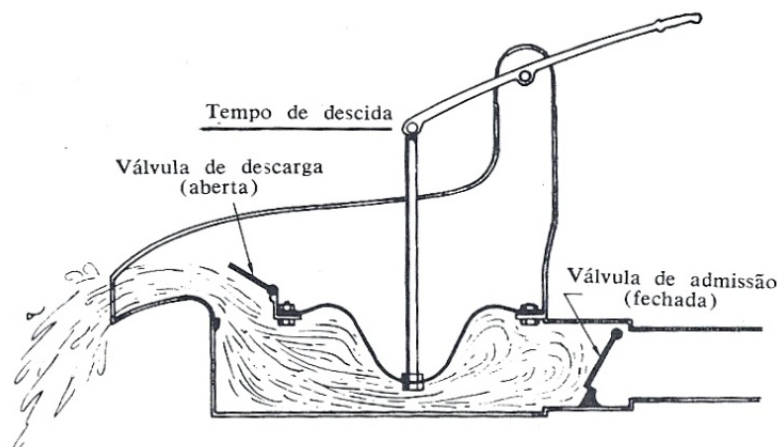


Figura 29 – Tempo de descida de uma bomba de diafragma fechado.

Fonte: adaptado de Black (1979)

2. Diafragma aberto: embora o princípio de funcionamento desta bomba seja o mesmo que o anterior, a válvula de descarga não está na base da câmara (observar Figura 30). A abertura do diafragma serve de assento para a válvula de descarga, e assim é arrastada pelo diafragma.

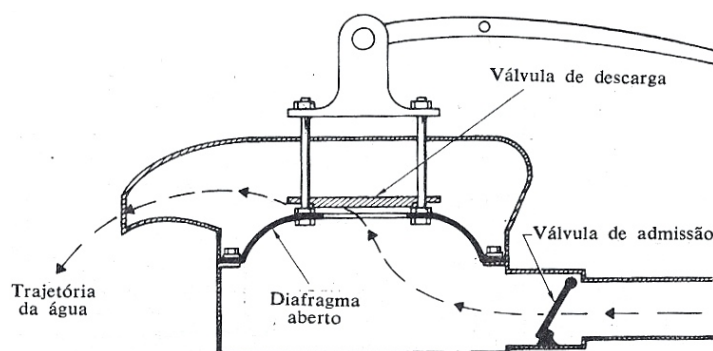


Figura 30 – Trajetória do fluido de trabalho em bomba de diafragma aberto.

Fonte: adaptado de Black (1979)

2.4.5 BOMBAS DE INJEÇÃO A GÁS (AIR-LIFT)

Este tipo de bombas utiliza, em geral, ar comprimido para retirar líquidos de poços a grandes profundidades, por exemplo, água e petróleo. Introduce-se ar no poço por um tubo de ar (ver Figura 31). A mistura resultante é mais leve do que o fluido original, no lado de fora do tubo edutor. O fluido da mistura, portanto, sobe por pressão hidrostática (LINSLEY *et al.*, 1978).

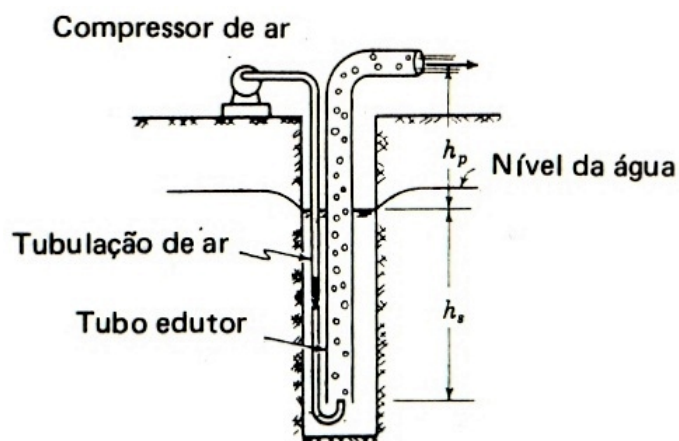


Figura 31 – Representação do funcionamento de uma bomba de injeção a gás.

Fonte: adaptado de Linsley *et al.* (1978)

2.4.6 BOMBAS EJETORAS

Uma bomba ejetora pode ser observada na Figura 32, para maior entendimento de seu funcionamento. Impele-se ar comprimido, vapor ou água pelo tubo A. O jato resultante desta entrada forçada de fluido leva a sucção do líquido a ser objetivamente bombeado, pelo tubo B. Pode ser utilizada para movimentar água lamacenta (LINSLEY *et al.*, 1978).

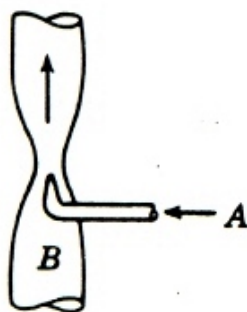


Figura 32 – Representação do funcionamento de uma bomba ejetora.

Fonte: adaptado de Linsley *et al.* (1978)

2.5 DISPOSITIVOS DE ASSISTÊNCIA CIRCULATORIA COMERCIALIZADOS

Como explicado na seção 2.3.5.4, estes dispositivos ajudam o coração humano em sua tarefa de bombear o sangue do ventrículo esquerdo para a artéria aorta. São projetados e aperfeiçoados desde a década de 1980.

Inicialmente a movimentação de sangue era feita por mecanismos de diafragma, e o peso do produto poderia superar 1kgf. Depois foram desenvolvidos sistemas de fluxo axial e de dimensões menores e preço muito elevado para comercialização em massa. A seguir foram projetados sistemas que movimentam o sangue com o princípio de uma pequena bomba centrífuga, com peso da ordem de 0,300 a 0,540 kgf. O passo seguinte foi selecionar melhores materiais para a fabricação, sem alterar os princípios funcionais até então empregados.

Nas próximas seções são apresentados os produtos mais conhecidos no mercado mundial. No fechamento desta seção há uma tabela com dados de um *benchmarking* realizado, mostrando as diversas características de cada dispositivo.

2.5.1 HEARTMATE I

Neste dispositivo, o sangue enche a bomba *HeartMate I*, fabricada pela empresa *Thoratec*, através de um tubo colocado no ventrículo esquerdo. A membrana no interior da bomba se move para cima e para baixo, atuando como um diafragma. Este movimento envia o sangue para fora da bomba em direção à aorta. Quando a bomba completa um ciclo (ver Figura 33), a membrana se move para baixo e o sangue do ventrículo esquerdo enche novamente a bomba (THORATEC, sd).

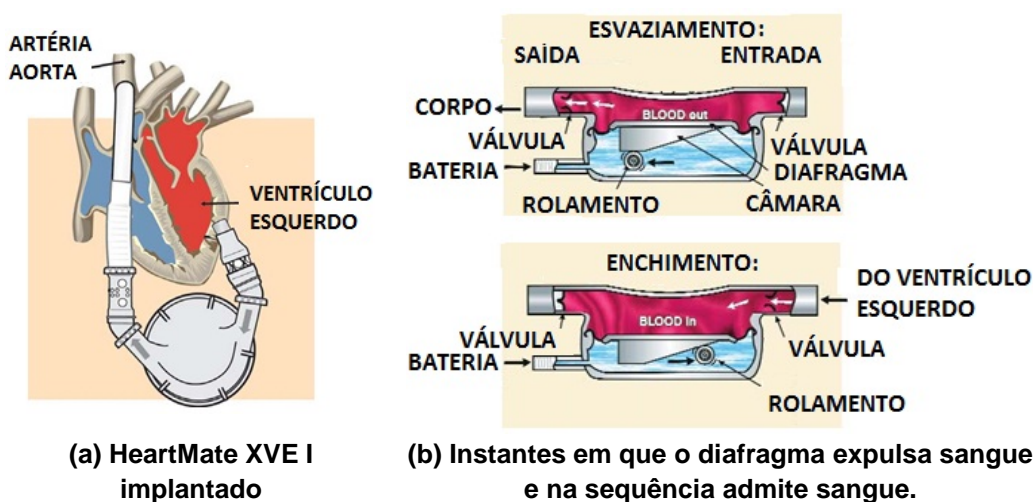


Figura 33 – Representação do dispositivo.
Fonte: adaptado de Thoratec (sd).

2.5.2 NOVACOR

É um dos primeiros dispositivos de assistência circulatória cardíaca, fabricado pela empresa *World Heart* (observar Figura 34), e de grandes dimensões. O sangue entra em uma bomba pulsátil, do tipo diafragma, através de um conduto de entrada conectado ao ventrículo esquerdo do paciente. A bomba ejeta o sangue através de um conduto de saída para o sistema arterial, apoiando assim a circulação. O sistema é completamente autorregulado, ajustando automaticamente a taxa de batida e volume movimentado (WORLD HEART, sd).



Figura 34 – Foto do dispositivo Novacor.
Fonte: Adaptado de World Heart (sd).

2.5.3 DURAHEART™

Trata-se de um produto desenvolvido pela empresa *Terumo Heart*. Quando a bomba centrífuga é ativada (ver Figura 35), a posição do rotor é controlada precisamente por eletromagnetismo e por sensores. Os ímãs permanentes atraem o rotor, isso o faz girar e assim bombear o sangue (TERUMO HEART, sd).



Figura 35 - Ilustração da bomba centrífuga do dispositivo DuraHeart™.
Fonte: adaptado de Linsley *et al.* (1978)

2.5.4 LEVACOR™

É fabricado pela *World Heart*. O *Levacor™* é um dispositivo de assistência circulatória, que, ao contrário da geração inicial de bombas rotativas, é uma bomba centrífuga compacta, com um rotor que é completamente levitado por magnetismo. A levitação magnética elimina mecanismos de desgaste durante a operação da bomba. Também, permite folgas maiores e otimização do fluxo de sangue ao redor do rotor. A tecnologia *Levacor™* de levitação emprega uma combinação única de controle passivo e ativo de um único eixo, o que resulta no sistema de levitação mais simples possível (WORLD HEART, sd). A Figura 36 ilustra as principais partes que compõem o dispositivo:

1. Bocal de entrada;
2. Carcaça superior;
3. Rotor;
4. Carcaça inferior.



Figura 36 – Principais componentes do dispositivo Levacor™.
Fonte: World Heart (sd).

2.5.5 VENTRASSIST™

O *VentrAssist™* era fabricado pela empresa *Ventarcor*, mas a empresa saiu do mercado. O dispositivo é baseado em uma bomba centrífuga (observar Figura 37). Um método distintivo é usado para suspender o rotor, sem

rolamentos convencionais ou selos. Isso aumenta a confiabilidade e reduz o risco de danos e coagulação do sangue. Contém apenas uma parte móvel, o rotor, o qual é produzido em liga de titânio e é seguro para uso interno nos pacientes (QUESTACON, sd).



Figura 37 - Foto do dispositivo VentrAssist™.
Fonte: Questacon (sd).

2.5.6 HEARTMATE II

O *HeartMate II* utiliza uma bomba rotativa para gerar um fluxo axial e ajudar o ventrículo esquerdo a enviar sangue para a aorta (ver Figura 38). O dispositivo é, também, fabricado pela *Thoratec*, e possui apenas uma parte móvel, o rotor, que gira em rolamentos localizados em cada extremidade do conjunto. A bomba é acionada por uma fonte externa de energia através de uma ligação percutânea (THORATEC, sd).

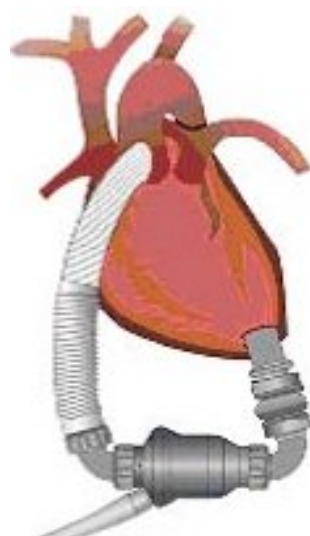
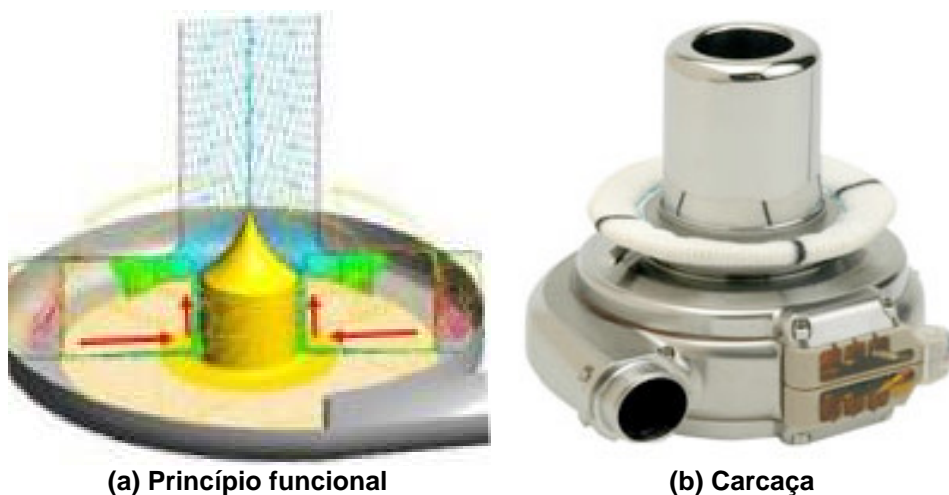


Figura 38 – Representação do dispositivo HeartMate II implantado.
Fonte: Thoratec (sd).

2.5.7 HVAD

Trata-se de uma bomba centrífuga (ver Figura 39), projetada para extrair o sangue da ponta do ventrículo esquerdo e empurrá-lo através de um enxerto de saída conectado à aorta do paciente. O rotor é suspenso dentro do corpo da bomba através de uma combinação de ímãs e um rolamento de pressão hidrodinâmica.

O uso de um rotor com pás e de grande fluxo axial através do sistema deve ajudar a minimizar o risco de danos às células do sangue ou coagulação do sangue (HEART WARE, sd).



(a) Princípio funcional
Figura 39 – Dispositivo Heart Ware.
Fonte: Heart Ware (sd).

(b) Carcaça

2.5.8 JARVIK 2000

Segurado na mão, o Jarvik 2000 é uma bomba do tamanho de uma pilha tipo AA. Dentro de sua carcaça de titânio há um motor de corrente contínua, um rotor suportado por dois rolamentos de cerâmica, e uma parte móvel, um pequeno rotor girando que bombeia o sangue do coração até sete litros por minuto (JARVIRK, sd). A tecnologia miniaturizada permitiu desenvolver-se uma bomba tão pequena, que é implantada no interior do ventrículo esquerdo. Um tubo de tecido, na saída da bomba, direciona o sangue para a aorta (observar Figura 40).

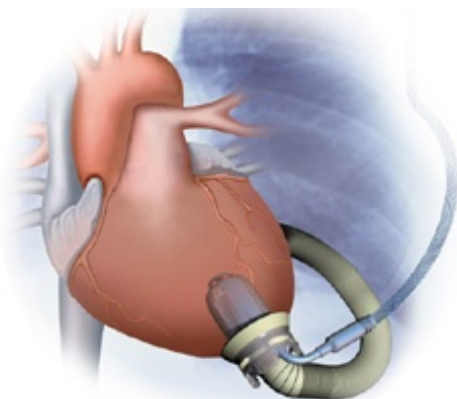
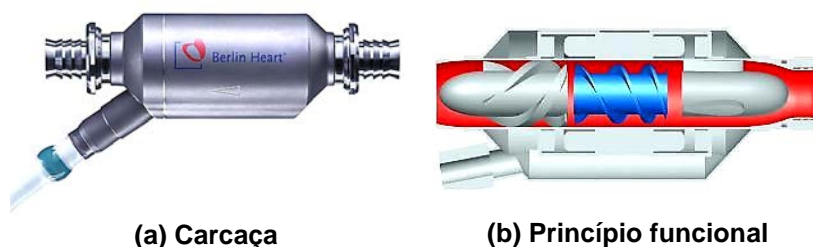


Figura 40 - Representação do dispositivo Jarvik 2000 implantado.
 Fonte: Jarvik (sd).

2.5.9 INCOR®

Neste produto, fabricado pela *Berlin Heart*, o sangue vindo do coração flui para uma bomba de fluxo axial *INCOR®* (observar Figura 41), a qual é suspensa por um rolamento magnético. O difusor estático atrás do rotor possui lâminas alinhadas que reduzem os efeitos de rotação do fluxo sanguíneo e aumenta a pressão para auxiliar o transporte do sangue na cânula de saída para a aorta (BERLIN HEART, sd).



(a) Carcaça
Figura 41 – Dispositivo INCOR.
 Fonte: Berlin Heart (sd).

(b) Princípio funcional

2.5.10 HEART ASSIST 5

É um dispositivo desenvolvido pela *MicromedCV*. Produz fluxo axial e contínuo (observar Figura 42). Antes de o sangue passar pelo rotor (região posterior da peça central) da bomba, ele é direcionado por um indutor (região anterior da peça central) de três pás que acelera suavemente o sangue para o rotor, buscando a máxima eficiência do fluxo. Ao atingir o rotor de seis pás, o

sangue ganha velocidade de rotação e energia. Na sequência, passa por um difusor que converte a velocidade de rotação em pressão arterial.

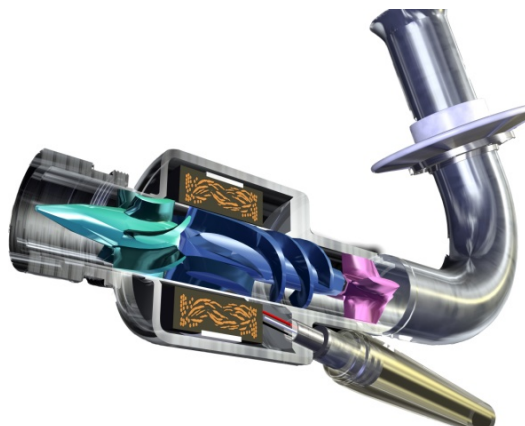


Figura 42 – Esquema de funcionamento do dispositivo Heart Assist 5.
Fonte: MicromedCV (sd).

É o dispositivo de menores dimensões da Europa e mais leve. Isso se explica por haver oito ímãs de grande capacidade magnética acoplados a cada pá do rotor, de modo a aumentar sua velocidade, sem anexar outros componentes ao princípio funcional (MICROMEDCV, sd).

2.5.11 BENCHMARKING

Benchmarking é uma metodologia utilizada para comparar desempenho de algum processo, prática de gestão ou produto da organização com o que esteja sendo executado de maneira mais eficaz e eficiente, na própria empresa ou em outra organização, entender as razões do desempenho superior, adaptar à realidade da organização e programar melhorias significativas (PAGLIUSO, 2005).

Assim, é feita uma abordagem comparativa e se identifica quem tem um processo ou produto melhor, ou seja, estabelecem-se as referências. A partir disso, se elegem as adaptações para promover a melhora do desempenho de processo, de prática ou de produto, com base nas referências. Um *benchmarking* dos dispositivos auxiliares de circulação sanguínea comerciais pode ser observado no Apêndice A, não fazendo parte o dispositivo K-Pump por não ser ainda um produto completamente acabado e comercializado.

2.5.11.1 CONCLUSÕES DO BENCHMARKING

Observando dados numéricos e características visuais dos produtos existentes, conclui-se que dispositivos de fluxo pulsátil são maiores, mais pesados e exigem controle por meio de circuito eletrônico conjunto à bomba, de modo que o projeto encarece e adquire maior complexidade, pois demandaria tempo adicional para a concepção de um sistema de controle.

Os dispositivos de fluxo axial, embora menores e mais leves, ainda são produtos caros, pois seus rotores são suspensos eletromagneticamente por componentes de custo elevado no mercado. Eles necessitam de simulações numéricas longas e trabalhosas para fazer o devido balanceamento das pás do rotor e a utilização de difusores na entrada e na saída do fluxo para evitar a turbulência do escoamento de sangue, o que eleva o grau de complexidade da manufatura e manutenção do dispositivo.

Os produtos cujo princípio de movimentação de fluido é centrífugo também são leves e de pequenas dimensões. Podem ter custos reduzidos por não exigirem circuito complexo para controle, e por serem acionados simplesmente por um eixo, descartando a utilização de componentes para levitação eletromagnética. Uma vantagem, para a qual se deve chamar a atenção, é a de que são mais simples de projetar, fabricar e montar.

2.6 K-PUMP

Foi desenvolvido em 1999, no Instituto do Coração de Curitiba, um dispositivo de fluxo contínuo axial, para uso intraventricular, pequeno, destinado à assistência mecânica de média e longa permanência.

2.6.1 CARACTERÍSTICAS DO DISPOSITIVO

O protótipo da bomba de assistência circulatória K-Pump é um dispositivo pequeno (pouco maior que uma pilha tipo AA), para uso intraventricular, de fluxo axial, com rotação entre 8 e 12 mil rpm (observar Figura 43).

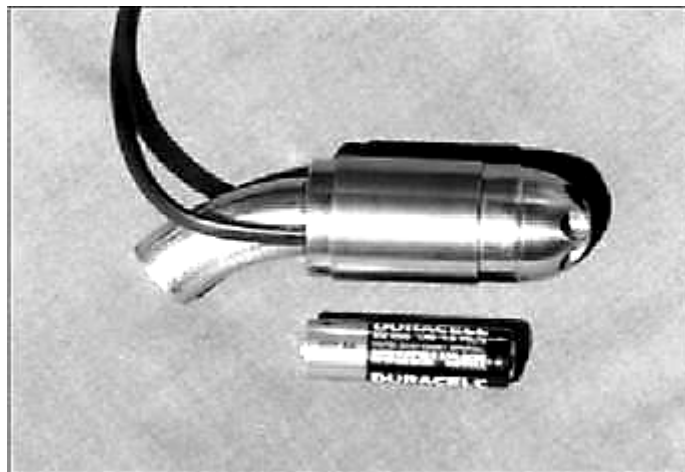


Figura 43 – Aspecto externo do dispositivo K-Pump comparando suas dimensões com uma pilha tipo AA. Fonte: Kubrusly *et al.* (2000).

Seu volume total é de 30 cm^3 e seu peso de $0,194 \text{ kgf}$, foi construído em aço inoxidável. No projeto inicial, o dispositivo seria constituído de titânio, para que apresentasse peso entre $0,085$ e $0,095 \text{ kgf}$. O rotor da bomba, que é a única parte móvel do dispositivo (observar Figura 44), contém o magneto permanente de um motor eletromagnético, sem escova. Nesse rotor inserem-se as hélices de fluxo com inclinações que foram modificadas a partir das descrições originais, para permitir os melhores fluxos com o menor grau de hemólise².



Figura 44 – Protótipo do dispositivo K-Pump desmontado, exibindo sua simplicidade. Fonte: Kubrusly *et al.* (2000)

² Hemólise: rompimento das hemácias, leva à liberação da hemoglobina. Isto pode gerar falta de oxigenação ao organismo e doenças como anemia (JUNQUEIRA, CARNEIRO, 2004).

O motor eletromagnético é conectado a um cabo com alimentação de energia elétrica. A via de saída do fluxo sanguíneo apresenta ângulo de aproximadamente 60° para evitar a dobra do enxerto aplicado, feito de material Dacron³. A via de entrada foi construída com múltiplos orifícios elípticos, com a finalidade de evitar a oclusão por tecidos intracavitários (KUBRUSLY *et al.*, 2000).

2.6.2 TESTES *IN VITRO*

O dispositivo foi testado em equipamento desenvolvido pela equipe do Dr. Kubrusly e da empresa Fecial, o qual visava à comprovação do fluxo da bomba com determinada rotação em líquido com densidade semelhante ao sangue, para avaliação da lubrificação e desgaste, e com sangue propriamente dito para avaliação do grau de hemólise. Para tanto, foi utilizado um fluxômetro e medidor de temperatura.

Nos testes de comprovação do fluxo, em líquidos de densidade igual ao do sangue, a bomba foi mantida em funcionamento contínuo durante 12 dias, em condições de temperatura controlada. Nos testes de avaliação de hemólise, foi utilizado sangue total e a bomba mantida em funcionamento contínuo por 12 horas. As amostras de sangue foram colhidas em intervalos de duas horas, para medição dos níveis de hemoglobina plasmática livre (KUBRUSLY *et al.*, 2000).

2.6.3 RESULTADOS

Durante os testes *in vitro*, com líquido de densidade idêntica ao sangue, o dispositivo apresentou fluxos entre 5 e 8 l/min, com o motor operando com 8 W de potência. Pelos valores obtidos, livre durante o tempo de funcionamento de 12 horas, não houve aparecimento de hemólise significativa.

A projeção do custo de produção desse equipamento, excetuando-se o sistema de baterias, foi calculada entre seis e oito mil dólares. O sistema de baterias, que é parcialmente dispensável, tem grande variabilidade de preço

³ Dacron: polímero produzido através da condensação de ácido tereftálico com etilenoglicol. É muito utilizado na fabricação de fibras sintéticas com grande resistência à tração, fitas magnéticas, garrafas de refrigerante e no campo da cirurgia médica, servindo de enxerto ou prótese (COLÉGIOWEB, 2010).

(KUBRUSLY *et al.*, 2000). Esses valores citados tornam o equipamento mais viável para utilização no Brasil quando comparado aos produtos ofertados no exterior. Todavia, almeja-se tornar ainda mais barato o dispositivo em questão.

2.7 CARACTERIZAÇÃO DA OPORTUNIDADE

Ao longo das seções anteriores, buscou-se mostrar o contexto e as possíveis soluções para o quadro da insuficiência cardíaca. O número de pacientes cresce todos os anos. Terapias a base de remédios e cirurgias não proporcionam resultados satisfatórios de modo geral, e transplantes de coração possuem baixa probabilidade de acontecerem.

Na sequência, foram apresentadas soluções em movimentação de fluidos, vários produtos que realizam a circulação cardíaca assistencialmente, o dispositivo K-Pump e a realização de um abrangente *benchmarking*. Dispositivos rotativos cujo princípio funcional envolve engrenagem ou rotores lobulares não são atraentes para o projeto em questão, pois tendem a esmagar e destruir não somente as células do sangue, mas também as demais partículas que ele transporta.

Princípios de movimentação pulsátil se mostraram complexos por ser necessário somar ao projeto soluções de controle eletrônico. Sistemas de movimentação por meio de bombas axiais são mais dispendiosos economicamente, por ser preciso o uso de difusores para estabilização do fluxo e componentes para levitação eletromagnética.

Por fim, embora se tenha desenvolvido um sistema de fluxo axial mais barato que os produtos comercializados, o projeto do dispositivo K-Pump ainda não é um produto final.

Diante deste cenário, observou-se a oportunidade de conduzir o reprojeto do dispositivo K-Pump, alterando seu princípio funcional, passando o fluxo da bomba de axial para centrífugo. Este princípio se mostra menos complexo de se projetar, tendo em vista não haver necessidade de bocais difusores para direcionar o fluxo, necessita de potências menores para trabalhar, e não exige-se controle eletrônico carregado.

Os capítulos que seguem contêm o reprojeto do sistema K-Pump, a fabricação e testes dos protótipos.

3 REPROJETO DO DISPOSITIVO AUXILIAR VENTRICULAR ESQUERDO *K-PUMP*

Projetos de bombas centrífugas, a rigor, iniciam-se com o dimensionamento do rotor, pois é o componente principal na movimentação do fluido, cujas características são determinadas de acordo com as condições de trabalho desejadas e vão nortear o dimensionamento e a seleção dos demais componentes.

Este capítulo expõe os critérios e informações relevantes que foram aplicados para o reprojeto do dispositivo. Valores, dados e resultados acerca do que se propõe, virão na sequência de cada exposição.

3.1 DIMENSIONAMENTO DO ROTOR

O dimensionamento do rotor segue basicamente o roteiro proposto por (MACINTYRE, 1997), outros autores também são abordados de maneira a auxiliar esta etapa: Gülich, 2010; Karassik *et al.*, 2008 e Pfeleiderer; Peterman, 1979. As equações apresentadas neste trabalho foram utilizadas sem dedução, uma vez que este desenvolvimento já foi realizado pelos autores citados.

3.1.1 APRESENTAÇÃO DOS DIAGRAMAS DE VELOCIDADES

No projeto de bombas é de grande interesse o conhecimento de algumas grandezas físicas relativas ao escoamento do fluido, que ocorrem na entrada e na saída do rotor, das quais depende o dimensionamento da bomba direta ou indiretamente (MACINTYRE, 1997). Estas grandezas são apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1 – Grandezas do diagrama de velocidades. (continua)		
Notação	Grandeza	Unidade
V	Vetor velocidade absoluta da partícula de fluido	m/s
U	Vetor velocidade de arrastamento da partícula de fluido	m/s
W	Vetor velocidade relativa da partícula de fluido	m/s
V_m e W_m	Vetores componentes meridionais ou radiais dos vetores V e W	m/s

Tabela 2 – Grandezas do diagrama de velocidades.		(conclusão)
V_u e W_u	Vetores componentes periféricas ou de arrastamento dos vetores V e W	m/s
α	Ângulo formado entre os vetores V e U	°
β	Ângulo formado entre os vetores W e U	°

Fonte: adaptado de Macintyre (1997) e de Pfeleiderer e Peterman (1979).

Quando das velocidades, os módulos são representados em letras minúsculas. As grandezas podem ser representadas de acordo com a Figura 45, por diagramas ou triângulos de velocidade (PFLEIDERER; PETERMAN, 1979), onde o índice 1 indica a entrada do rotor, e o índice 2 a saída.

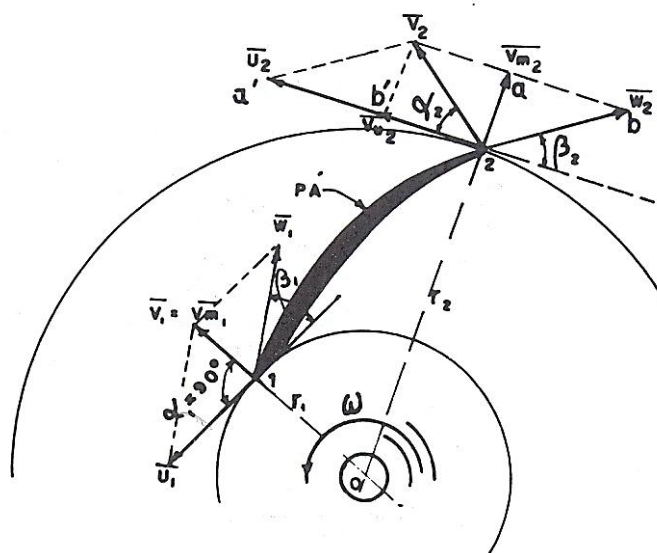


Figura 45 – Pá de bomba centrífuga e diagramas de velocidades.

Fonte: Macintyre (1997)

Ao fim da Seção 4.1, serão apresentadas fórmulas para se determinarem os triângulos de velocidade do rotor.

3.1.2 CONDIÇÕES DE TRABALHO

Antes é necessário determinar quais as condições de trabalho da bomba, ou seja, qual o fluido que vai escoar, de quais características físicas do fluido o escoamento depende (peso específico γ , dado em kgf/m^3 , e viscosidade cinemática μ , dada em $N.s/m^2$), e quais as exigências que a bomba deve atender (altura manométrica H , dada em m , e descarga Q , dada em m^3/s).

3.1.3 ROTOR

3.1.3.1 TIPO DE ROTOR

Esta escolha pode ser feita de duas formas:

- a) Utilizando o número característico de rotações n_q , cuja unidade é *rpm*, e é determinado a partir de algumas das condições de trabalho da bomba, de acordo com a Equação 1, onde n é a rotação da bomba em *rpm*, Q é a descarga da bomba em m^3/s e H é a altura manométrica da bomba, a qual corresponde a diferença de cotas entre a entrada e a saída da bomba (GÜLICH, 2010).

$$n_q = \frac{n\sqrt{Q}}{\sqrt[4]{H^3}} \quad \text{Equação 1}$$

- b) Ou por meio da velocidade específica n_s , que é o número característico de rotações n_q multiplicado por uma constante, de acordo com a Equação 2.

$$n_s = 3,65 \frac{n\sqrt{Q}}{\sqrt[4]{H^3}} \quad \text{Equação 2}$$

A velocidade específica também é parâmetro de classificação do subtipo de bomba centrífuga e de determinação da relação entre diâmetros interno e externo, respectivamente d_1 e d_2 , como se pode observar na Tabela 2.

Tabela 3 – Classificação das bombas centrífugas.		
Classificação	Velocidade Específica	Relação de diâmetros
<i>Lenta</i>	$n_s < 90$	$d_1 < d_2 \leq 2,5d_1$
<i>Normal</i>	$90 < n_s < 130$	$1,5d_1 \leq d_2 \leq 2d_1$
<i>Rápida</i>	$130 < n_s < 220$	$1,3d_1 \leq d_2 \leq 1,8d_1$

Fonte: adaptado de Macintyre (1997).

3.1.3.2 NÚMERO DE ESTÁGIOS

Os autores pesquisados sugerem que para alturas de elevação até 50m se utilize um só estágio de bomba. Para alturas manométricas maiores que este valor, que se incremente em um, o número de estágios a cada 20m ou 30m.

3.1.3.3 CORREÇÃO DE CARGA

É usual que se considere para projeto de bombas, um valor de descarga superior ao necessário, para compensar a recirculação de fluido no rotor e as perdas de carga. Este aumento é adotado conforme se nota na Tabela 3. A descarga passa então, a ser denotada por Q' .

Tabela 4 – Correção de descarga.	
Aumento	Características da bomba
3%	<i>Grande descarga e baixa pressão.</i>
5%	<i>Médias descarga e pressão.</i>
10%	<i>Pequena descarga e alta pressão.</i>
Fonte: adaptado de Macintyre (1997).	

3.1.3.4 RENDIMENTO HIDRÁULICO

O rendimento hidráulico esperado ε , bem como a correção de carga, depende de algumas características da bomba (observar Tabela 4).

Tabela 5 – Rendimento hidráulico.	
Rendimento hidráulico	Características da bomba
$0,50 < \varepsilon < 0,70$	<i>Pequenas dimensões, poucos cuidados de fabricação e caixa com aspecto de caracol.</i>
$0,70 < \varepsilon < 0,85$	<i>Rotor bem projetado, fundição e usinagem bem feitas.</i>
$0,85 < \varepsilon < 0,95$	<i>Grandes dimensões, cuidados bem tomados na fabricação.</i>
Fonte: adaptado de Macintyre (1997).	

3.1.3.5 ALTURA MOTRIZ DE ELEVAÇÃO E POTÊNCIA MOTRIZ

A altura motriz de elevação H_m é dada pela Equação 3, cuja unidade é m , e corresponde a altura manométrica da bomba H somada ao total de perdas J que acontecem na bomba, também dadas em m .

$$H_m = H + J \quad \text{Equação 3}$$

A energia transmitida ao fluido é fornecida a partir do motor da bomba, passando pelo eixo e pelo rotor. Entretanto, ao percorrer estes componentes a energia é parcialmente dissipada, devido perdas por atrito e perdas hidráulicas na transmissão de potência do eixo e no interior da bomba (MACINTYRE, 1997).

A potência motriz P da bomba, dada em $kgf.m.s^{-1}$, depende do peso específico γ do fluido, da descarga Q , e da altura motriz de elevação H_m , como se nota na Equação 4, sugerida por (MACINTYRE, 1997).

$$P = \gamma Q' H_m \quad \text{Equação 4}$$

A determinação de P é de grande importância para o projeto de uma bomba, pois é a partir deste dado que é feita a seleção de um motor comercial.

3.1.3.6 VELOCIDADE MÉDIA NA ENTRADA DO ROTOR

Macintyre (1997) propõe utilizar a Equação 5, para determinação da velocidade média na entrada do rotor v_1 , em m/s .

$$v_1 = k_{v_1} \sqrt{2gH} \quad \text{Equação 5}$$

Onde k_{v_1} é um fator de velocidade adimensional, função da velocidade específica n_q , o qual para ser determinado deve ser extraído ou interpolado da Tabela 5.

Tabela 6 – Fator de velocidade k_{v_1} .	
Fator de velocidade	Velocidade específica
$0,090 < k_{v_1} < 0,100$	$n_q < 10$
$0,110 < k_{v_1} < 0,130$	$10 < n_q < 20$
$0,130 < k_{v_1} < 0,160$	$20 < n_q < 30$
$0,170 < k_{v_1} < 0,180$	$30 < n_q < 40$

Fonte: adaptado de Macintyre (1997).

3.1.3.7 DIÂMETRO DO EIXO

Levando-se em consideração o rotor na extremidade do eixo e a tensão admissível à torção σ_{adm} do aço de $210 kgf.cm^{-2}$ pode-se utilizar, de acordo com Macintyre, a Equação 6, onde P é a potência expressa em cv e n é o número de rotações por minuto, cujo resultado de d_e é em mm .

$$d_e = 12 \sqrt[3]{\frac{P}{n}} \quad \text{Equação 6}$$

3.1.3.8 DIÂMETRO DO NÚCLEO DE FIXAÇÃO DO ROTOR NO EIXO

A bibliografia pesquisada sugere a utilização da norma DIN 270 para determinação do diâmetro do núcleo de fixação do rotor no eixo, quando da

utilização de chaveta para fazer a fixação. Porém, Macintyre (1997) adota a Equação 7:

$$1,100d_e < d_n < 1,205d_e \quad \text{Equação 7}$$

3.1.3.9 DIÂMETRO DE ENTARDA DO ROTOR

É dado diretamente pela Equação 8, onde os Q é em m^3/s , v_1 é em m/s e d_n é em m :

$$d_1 = \sqrt{\frac{4Q'}{\pi v_1} + d_n^2} \quad \text{Equação 8}$$

3.1.3.10 DIÂMETRO MÉDIO DA SUPERFÍCIE DE REVOLUÇÃO DA PÁ

A determinação do diâmetro médio da superfície de revolução da pá d_{m_1} , observar Figura 46, é função do diâmetro de entrada do rotor d_1 . Mas, não é derivada da utilização de uma fórmula, mas selecionando ou interpolando seu valor na Tabela 6.

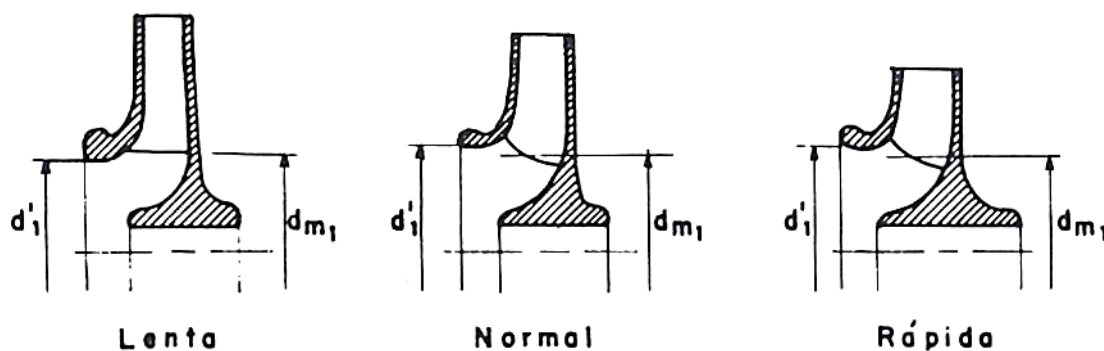


Figura 46 – Visualização do diâmetro médio da pá.
Fonte: Macintyre (1997)

Tabela 7 – Diâmetro médio da superfície de revolução da pá.	
Classificação	Velocidade específica
<i>Lenta</i>	$1,00d_1 < d_{m_1} < 1,10d_1$
<i>Normal</i>	$0,90d_1 < d_{m_1} < 0,95d_1$
<i>Rápida</i>	$0,80d_1 < d_{m_1} < 0,90d_1$

Fonte: adaptado de Macintyre (1997).

3.1.3.11 VELOCIDADE MERIDIANA NA ENTRADA DA PÁ

Analogamente à determinação da velocidade média na entrada do rotor v_1 , Macintyre (1997) propõe o cálculo da velocidade média da superfície de revolução da pá v_{m_1} , em m/s , por meio da Equação 9:

$$v_{m_1} = k_{v_{m_1}} \sqrt{2gH} \quad \text{Equação 9}$$

Onde $k_{v_{m_1}}$ é um fator de velocidade média adimensional, função da velocidade específica n_q , o qual para ser determinado, deve ser extraído ou interpolado da Tabela 7:

Tabela 8 – Fator de velocidade média $k_{v_{m_1}}$.	
Fator de velocidade	Velocidade específica
$0,110 < k_{v_{m_1}} < 0,120$	$n_q < 10$
$0,125 < k_{v_{m_1}} < 0,140$	$10 < n_q < 20$
$0,145 < k_{v_{m_1}} < 0,175$	$20 < n_q < 30$
$0,175 < k_{v_{m_1}} < 0,195$	$30 < n_q < 40$
$0,195 < k_{v_{m_1}} < 0,205$	$40 < n_q < 50$
$0,210 < k_{v_{m_1}} < 0,225$	$50 < n_q < 60$

Fonte: Macintyre (1997).

3.1.3.12 VELOCIDADE PERIFÉRICA NO BORDO DE ENTRADA DA PÁ

Para o ponto de entrada da pá correspondente ao filete médio, tem-se a velocidade periférica u_1 , em m/s , determinada pela Equação 10.

$$u_1 = \frac{\pi d_{m_1} n}{60} \quad \text{Equação 10}$$

3.1.3.13 LARGURA DO BORDO DE ENTRADA DA PÁ

Dispondo da descarga Q em m^3/s , do diâmetro médio da superfície de revolução da pá d_{m_1} em m e da velocidade média da superfície de revolução da pá v_{m_1} em m/s calcula-se a largura do bordo de entrada d_{m_1} em m pela Equação 11.

$$b_1 = \frac{Q'}{\pi d_{m_1} v_{m_1}} \quad \text{Equação 11}$$

3.1.3.14 NÚMERO DE PÁS

Embora vários autores tenham estudado e desenvolvido métodos para determinação da quantidade de pás Z do rotor, os quais se destacam Pfeleiderer e Peterman (1979) e Stepanoff (1957), suas abordagens são voltadas para o escoamento de água. Uma vez que o fluido de trabalho da bomba em questão é sangue, cuja viscosidade é superior à da água e sua composição engloba gases e pequenas partículas, aceitou-se neste trabalho a proposta de Gülich (2010), a qual sugere, para líquidos que apresentam as características citadas, um rotor de três pás.

3.1.3.15 VELOCIDADE PERIFÉRICA NO BORDO DE SAÍDA DA PÁ

Para a determinação da velocidade periférica no bordo de saída da pá u_2 , em m/s , poder-se-ia fazer uma analogia com a determinação da velocidade periférica no bordo de entrada do rotor u_1 . Entretanto, seria necessário dispor do diâmetro de saída d_2 do rotor.

Macintyre (1997) sugere outra analogia, mais uma vez em relação a determinação da velocidade média na entrada do rotor v_1 , por meio da Equação 12:

$$u_2 = k_{u_2} \sqrt{2gH} \quad \text{Equação 12}$$

Onde k_{u_2} é determinado na Tabela 8:

Tabela 9 – Fator de velocidade k_{u_2} .	
Fator de velocidade	Velocidade específica
$k_{u_2} = 0,98$	$n_q < 10$
$1,00 < k_{u_2} < 1,02$	$10 < n_q < 20$
$1,02 < k_{u_2} < 1,03$	$20 < n_q < 30$
$k_{u_2} = 1,05$	$30 < n_q < 40$
$k_{u_2} = 1,10$	$40 < n_q < 50$
$k_{u_2} = 1,20$	$50 < n_q < 60$

Fonte: Macintyre (1997).

3.1.3.16 DIÂMETRO DE SAÍDA DO ROTOR

Dispondo de u_2 calcula-se d_2 empregando a Equação 13.

$$d_2 = \frac{60 u_2}{\pi n} \quad \text{Equação 13}$$

3.1.3.17 VELOCIDADE MERIDIANA NA SAÍDA DA PÁ

Também, por analogia em relação a determinação da velocidade média na entrada do rotor v_1 , Macintyre propõe a Equação 14 para o cálculo da velocidade meridiana na saída da pá v_{m_2} em m/s .

$$v_{m_2} = k_{v_{m_2}} \sqrt{2gH} \quad \text{Equação 14}$$

Onde $k_{v_{m_2}}$ é determinado na Tabela 9:

Tabela 10 – Fator de velocidade $k_{v_{m_2}}$.	
Fator de velocidade	Velocidade específica
$0,080 < k_{v_{m_2}} < 0,090$	$n_q < 10$
$0,100 < k_{v_{m_2}} < 0,120$	$10 < n_q < 20$
$0,120 < k_{v_{m_2}} < 0,140$	$20 < n_q < 30$
$0,146 < k_{v_{m_2}} < 0,165$	$30 < n_q < 40$
$0,165 < k_{v_{m_2}} < 0,180$	$40 < n_q < 50$
$0,180 < k_{v_{m_2}} < 0,200$	$50 < n_q < 60$

Fonte: Macintyre (1997).

3.1.3.18 LARGURA DO BORDO DE SAÍDA DA PÁ

Por meio da Equação 11 se determina a largura do bordo de entrada b_1 . Utilizando a Equação 15 se determina a largura do bordo de saída b_2 :

$$b_2 = \frac{Q'}{\pi d_{m_2} v_{m_2}} \quad \text{Equação 15}$$

3.1.3.19 DETERMINAÇÃO DOS DIAGRAMAS DE VELOCIDADE

Os diagramas de velocidade serão abordados separadamente, primeiramente, para a entrada do rotor e, depois, para a saída.

3.1.3.19.1 ENTRADA DO ROTOR

Várias grandezas na entrada do rotor já foram determinadas nas Subseções 3.1.3.6, 3.1.3.11 e 3.1.3.12, as quais não serão recalculadas a seguir: v_1 , v_{m_1} e u_1 .

A determinação do diagrama de velocidades da entrada do rotor, observar a Figura 47, parte do ângulo α , em radianos. Segundo Macintyre (1997), a máxima transferência de energia ao fluido, na entrada do rotor, ocorre quando $\alpha = 90^\circ$, implicando que a velocidade v_{u_1} seja nula e que a velocidade w_{u_1} seja igual a u_1 . A velocidade w_1 , por sua vez é calculada pela Equação 16.

$$w_1 = \sqrt{u_1^2 + v_{m_1}^2} \quad \text{Equação 16}$$

Por fim o ângulo β_1 , em *radianos*, tem-se a Equação 17.

$$\beta_1 = \text{atan}\left(\frac{v_{m_1}}{u_1}\right) \quad \text{Equação 17}$$

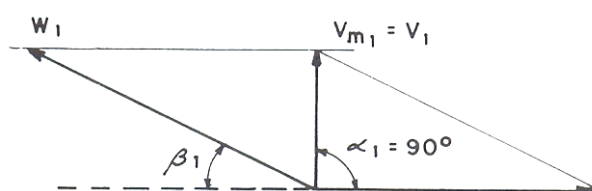


Figura 47 – Condições de entrada.
Fonte: Macintyre (1997)

3.1.3.19.2 SAÍDA DO ROTOR

As grandezas do diagrama de velocidades da saída do rotor u_2 e v_{m_2} já foram determinadas nas Subseções 3.1.3.15 e 3.1.3.17. A determinação das grandezas restantes do diagrama de velocidades da saída do rotor é feita a seguir (observar a Figura 48).

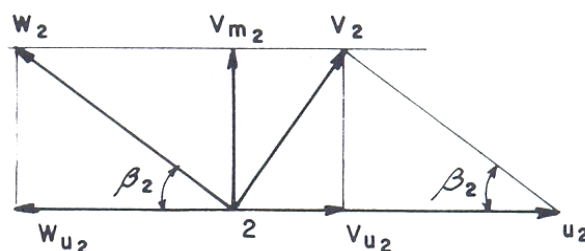


Figura 48 – Condições de saída.
Fonte: Macintyre (1997)

O ângulo β_2 foi arbitrado em 30° , conforme sugestão de Stepanoff (1957). Porém, é utilizado em *radianos* para efeito de cálculo. A velocidade w_2 vem da Equação 18, onde β_2 deve estar em *radianos*:

$$w_2 = \frac{v_{m_2}}{\text{sen } \beta_2} \quad \text{Equação 18}$$

A velocidade de arrastamento w_{u_2} é produzida a partir da Equação 19.

$$w_{u_2} = \sqrt{w_2^2 - v_{m_2}^2} \quad \text{Equação 19}$$

A velocidade de arrastamento v_{u_2} , em m/s , é obtida a partir da Equação 20.

$$v_{u_2} = u_2 - w_{u_2} \quad \text{Equação 20}$$

A velocidade de v_2 , em m/s , é produto da Equação 21.

$$v_2 = \sqrt{v_{m_2}^2 + v_{u_2}^2} \quad \text{Equação 21}$$

Por fim, será determinado o ângulo α_2 , em *radianos*, por meio da Equação 22.

$$\alpha_2 = \text{atan}\left(\frac{v_{m_2}}{v_{u_2}}\right) \quad \text{Equação 22}$$

3.1.3.20 TRAÇADO DAS PÁS

Vários métodos são utilizados por fabricantes de bombas centrífugas para se fazer o traçado das pás. Um dos mais simples é o traçado por um só arco de circunferência, o qual foi adotado neste trabalho (ver Figura 49).

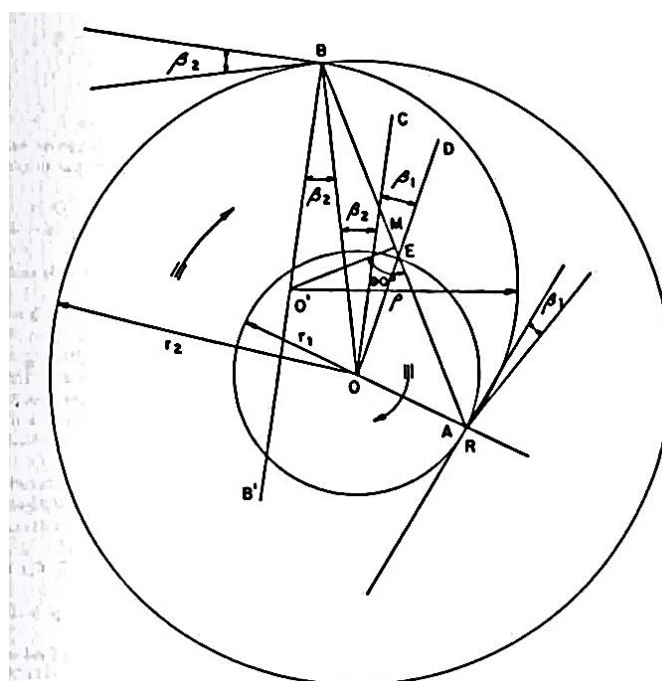


Figura 49 – Traçado da pá.
Fonte: Macintyre (1997)

É necessário dispor dos ângulos β_1 e β_2 . A partir de um ponto B na circunferência de saída, é traçado um o raio OB e a reta BB' , formando o ângulo β_2 . Agora se traça a reta OC paralela a BB'' , e OD formando o ângulo β_1 . A reta OD encontra a circunferência de raio r_1 em E . Liga-se, então, B a E e se prolonga até encontrar a reta a circunferência em A . No ponto M , meio da reta AB , deve-se traçar uma perpendicular que encontra BB' no ponto O' , centro da curvatura. Com o raio $R = O'B$, finalmente pode-se traçar o arco de perfil da pá AB (MACINTYRE, 1997).

3.1.4 ROTOR DIMENSIONADO

As condições de operação da bomba estão contidas na Tabela 10, e as características do fluido de trabalho, portanto, sangue humano, constam da Tabela 11.

A determinação da altura motriz de elevação depende da altura manométrica e das perdas do sistema. A altura manométrica é uma medida de altura de uma coluna de líquido que a bomba poderia criar resultante da energia cinética que o fluido recebe, cujo valor estipulado é de 500mm . Uma vez que foram desconsideradas as perdas e estas não têm como serem determinadas antes da fabricação da própria bomba, atribui-se um coeficiente de segurança de 2. Logo, a altura manométrica corrigida é de 1000mm .

A descarga corresponde à vazão da bomba, a qual deve ser igual a que um coração humano sadio é capaz de suprir. Levando em conta que a cada batimento o coração envia cerca de 120ml de sangue e que uma frequência cardíaca comum para realização das atividades cotidianas é por volta de 60bpm , isto implica numa descarga de $0,000120\text{m}^3/\text{s}$. Aplicando uma correção proposta por Karassik de 5% se obtém $0,000126\text{m}^3/\text{s}$.

Tabela 11 – Condições de operação da bomba.		
Condição	Descrição	Unidade
<i>Fluido de trabalho</i>	<i>Sangue humano</i>	–
<i>Altura manométrica</i>	0,50	<i>m</i>
<i>Altura manométrica corrigida</i>	1,00	<i>m</i>
<i>Descarga</i>	0,000126	<i>m</i> ³ / <i>s</i>

As propriedades do sangue são mostradas na Tabela 11.

Propriedade	Descrição	Unidade
<i>Peso específico</i>	1030	kgf/m^3
<i>Viscosidade média</i>	0,004	$N.s/m^2$

Fonte: adaptado de Waite e Fine (2007) e Silva (1984).

Com o objetivo de dispor de várias opções de rotor e selecionar o de menores dimensões, foi gerada uma planilha com ajuda do *software Microsoft Excel* com todas as fórmulas apresentadas, variando somente a rotação n , em *rpm*. O resultado encontrado foi de 3600 *rpm*. Os valores obtidos para as demais características da bomba são apresentados na Tabela 12.

Grandeza	Notação	Valor	Unidade
<i>Classificação</i>	–	<i>Rápida</i>	–
<i>Rotação específica</i>	n_q	40	<i>rpm</i>
<i>Velocidade específica</i>	n_s	127	<i>rpm</i>
<i>Rotação</i>	n	3600	<i>rpm</i>
<i>Descarga corrigida</i>	Q'	0,000126	m^3/s
<i>Altura motriz</i>	H_m	1	m
<i>Potência motriz</i>	N	0,191	$kgf.m/s$
<i>Diâmetro do eixo</i>	d_e	3,938	mm
<i>Diâmetro do núcleo de fixação</i>	d_n	4,745	mm
<i>Diâmetro de entrada do rotor</i>	d_1	14,961	mm
<i>Diâmetro médio da superfície de revolução da pá</i>	d_{m_1}	12,253	mm
<i>Largura do bordo de entrada da pá</i>	b_1	6,83	mm
<i>Número de pás</i>	Z	3	–
<i>Diâmetro de saída do rotor</i>	d_2	23,914	mm
<i>Largura do bordo de saída da pá</i>	b_2	2,733	mm

A Tabela 13 traz os valores das grandezas do diagrama de velocidades na entrada do rotor.

Tabela 14 – Grandezas do diagrama de velocidades na entrada do rotor.			
Grandeza	Notação	Valor	Unidade
<i>Módulo da velocidade absoluta da partícula de fluido</i>	v_1	0,797	m/s
<i>Módulo da velocidade de arrastamento da partícula de fluido</i>	u_1	1,281	m/s
<i>Módulo velocidade relativa da partícula de fluido</i>	w_1	1,368	m/s
<i>Módulo da componente meridional ou radial do vetor V</i>	v_{m_1}	0,479	m/s
<i>Módulo da componente meridional ou radial do vetor W</i>	w_{m_1}	0,479	m/s
<i>Módulo da componente periférica ou de arrastamento do vetor V</i>	v_{u_1}	0	m/s
<i>Módulo da componente periférica ou de arrastamento do vetor W</i>	w_{u_1}	1,281	m/s
<i>Ângulo formado entre os vetores V e U</i>	α	90	°
<i>Ângulo formado entre os vetores W e U</i>	β	20,51	°

A seguir, a Tabela 14 traz os valores das grandezas do diagrama de velocidades na saída do rotor.

Tabela 15 – Grandezas do diagrama de velocidades na saída do rotor.			
Grandeza	Notação	Valor	Unidade
<i>Módulo da velocidade absoluta da partícula de fluido</i>	v_2	3,496	m/s
<i>Módulo da velocidade de arrastamento da partícula de fluido</i>	u_2	4,505	m/s
<i>Módulo velocidade relativa da partícula de fluido</i>	w_2	1,228	m/s
<i>Módulo da componente meridional ou radial do vetor V</i>	v_{m_2}	0,614	m/s
<i>Módulo da componente meridional ou radial do vetor W</i>	w_{m_2}	0,614	m/s
<i>Módulo da componente periférica ou de arrastamento do vetor V</i>	v_{u_2}	3,442	m/s
<i>Módulo da componente periférica ou de arrastamento do vetor W</i>	w_{u_2}	1,064	m/s
<i>Ângulo formado entre os vetores V e U</i>	α	10,12	°
<i>Ângulo formado entre os vetores W e U</i>	β	30	°

A Figura 50 traz a imagem do rotor modelado tridimensionalmente, empregando os *softwares Solidworks e ProEngineer*, de acordo com os valores mostrados nas tabelas deste capítulo:



Figura 50 – Modelo virtual do rotor dimensionado.

3.2 DETERMINAÇÃO DA VOLUTA

A voluta, observar exemplo da Figura 51, é o conduto que recebe o líquido diretamente do rotor e o conduz para fora da bomba reduzindo sua velocidade e, simultaneamente, aumentando sua pressão. Devido à sua forma, as partículas do fluido são obrigadas a descrever trajetórias curvilíneas e são submetidas à ação de forças centrífugas tanto maiores quanto mais distantes do centro do rotor estiver a trajetória (PFLEIDERER; PETERMAN, 1979).

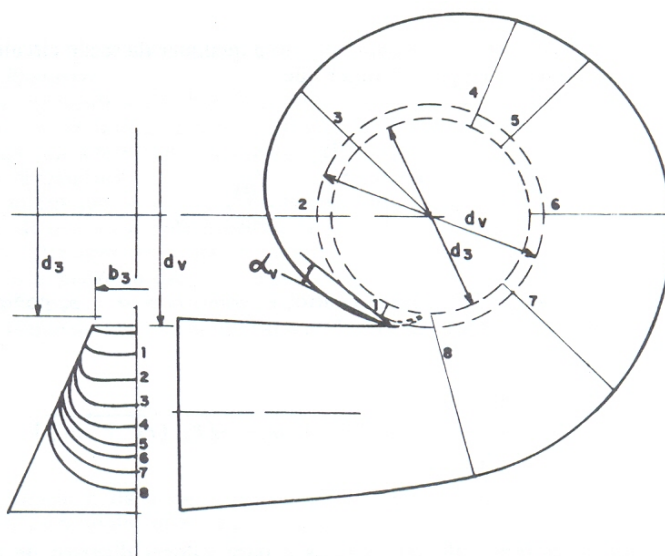


Figura 51 – Exemplo de traçado de voluta.
Fonte: Macintyre (1997)

Uma vez que o fluido de trabalho em questão é o sangue, estas forças centrífugas crescentes podem atingir grandeza suficiente para romper as hemácias que o sangue transporta e gerar o fenômeno da hemólise. Logo, ao invés de propor uma voluta em caracol, a qual seria a opção mais empregada por fabricantes de bombas industriais, optou-se aqui, por fazer uma saída tangente ao escoamento, de seção circular. Esta solução utilizada é similar à do produto Duraheart™, Lecacor™, Ventrassist™ e HVAD (conforme Capítulo 3).

3.2.1 VOLUTA DETERMINADA

Como explicado ao final da Seção 3.2, optou-se por fazer uma saída tangente ao escoamento para diminuir a chances de hemólise durante o bombeamento de sangue.

O dimensionamento da voluta não seguiu nenhuma especificação, pensou-se somente no diâmetro da cavidade que aloja o rotor, no diâmetro externo da aba que receberá os parafusos da montagem e nos bocais de entrada e saída de fluxo. A Figura 52 traz a imagem da voluta modelada tridimensionalmente.

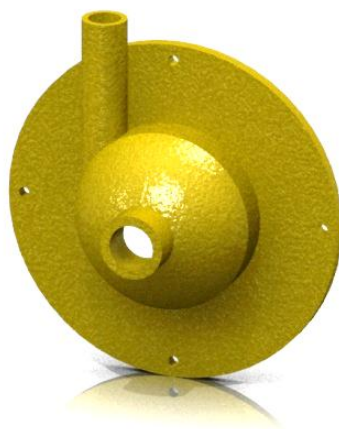


Figura 52 – Modelo virtual da voluta projetada.

3.3 SELEÇÃO DO MOTOR

O motor utilizado no dispositivo será a fonte de energia mecânica da bomba. Ele deve ser capaz de fornecer a potência necessária para as condições de operação do dispositivo e ser blindado para evitar que possíveis falhas de vedação possibilitem a ocorrência de infiltrações.

O motor, como explicado na seção 3.1.3.5, é selecionado pelo valor de sua potência, a qual deve ser maior ou igual à calculada por meio da Equação 4.

3.3.1 MOTOR SELECIONADO

O motor foi selecionado de acordo com a potência demandada pelo sistema. O dimensionamento do rotor apontou uma potência motriz de $0,191 \text{ kgf.m/s}$, que transformando as unidades em *cv*, tem-se $0,0025 \text{ cv}$. Macintyre recomenda que para potências inferiores a 2 cv haja um acréscimo de 50% de potência na escolha do motor, o que leva a considerar uma potência de seleção de $0,004 \text{ cv}$. Comercialmente, a unidade de potência mais utilizada é *W*, logo, o valor de potência buscado é $2,847 \text{ W}$.

O motor selecionado, portanto, foi um o modelo AKRK510PL12 – 7000S, do fabricante *Akiyama*, cuja potência é de $2,831 \text{ W}$ e a é rotação de 7000 rpm. O catálogo do motor selecionado consta no Anexo A. A Figura 53 traz a imagem do motor reproduzido tridimensionalmente.



Figura 53 – Representação CAD do motor selecionado.

3.4 DETERMINAÇÃO DA CARÇAÇA E VEDAÇÃO DO SISTEMA

3.4.1 CARÇAÇA

Chama-se de carçaça, a peça do dispositivo cuja função é conter o motor e sobre a qual a voluta se fixa. Ele é a estrutura principal. Suas dimensões e formato, necessariamente, dependem não apenas do formato e das dimensões do rotor e do motor alojado, mas também de como ocorre a união com a voluta. A maior atenção no dimensionamento da carçaça está relacionada em evitar

folgas, vibrações e garantir a vedação; e quanto à sua geometria o cuidado maior se volta para futuras situações manutenção do dispositivo.

3.4.2 VEDAÇÃO

Optou-se por inserir vedações de anéis de borracha, por se tratar de um pequeno componente e por ser uma alternativa barata. Envolve antes, a determinação das regiões do dispositivo que devem ser vedadas, para então se buscar comercialmente as vedações a serem utilizadas. Além disso, deve-se dimensionar os alojamentos dos anéis.

O fabricante de anéis de vedação CBV propõe, em catálogo, a Equação 23 e a Equação 24 para determinar o alojamento quando o anel estiver em regime de trabalho estático e Equação 25 e Equação 26 quando o trabalho for dinâmico (observar Figura 54).

$$E = 0,75 W \quad \text{Equação 23}$$

$$F = 1,3 W \quad \text{Equação 24}$$

$$E = 0,85 W \quad \text{Equação 25}$$

$$F = 1,2 W \quad \text{Equação 26}$$

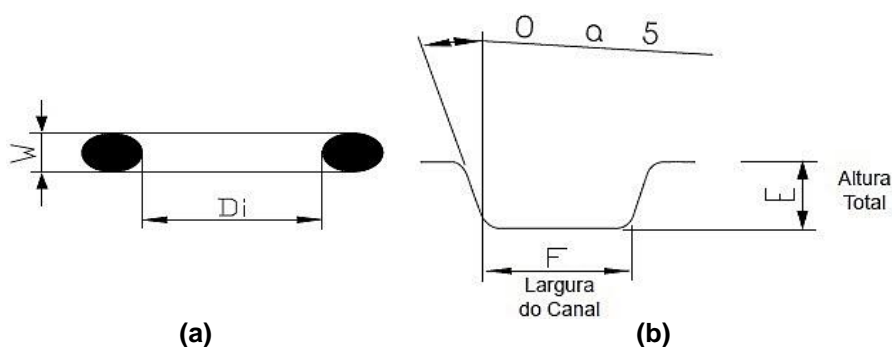


Figura 54 – (a) Seção do anel de vedação e (b) detalhe do canal de alojamento do anel. Dimensões em mm.
Fonte: Adaptado de catálogo CBV (sd).

3.4.3 CARÇAÇA GERADA E ANÉIS DE VEDAÇÃO SELECIONADOS

A geometria da carcaça é cilíndrica e deve alojar o motor e ter área para os furos dos parafusos de fixação da voluta à carcaça. A geometria determinada pode ser observada na Figura 55:



Figura 55 – Geometria da carcaça.

A Figura 56 mostra o case em corte para se observar a geometria pensada para encaixar o motor e conter as vedações ao redor do eixo do motor e da voluta (as quais serão discutidas na sequência).

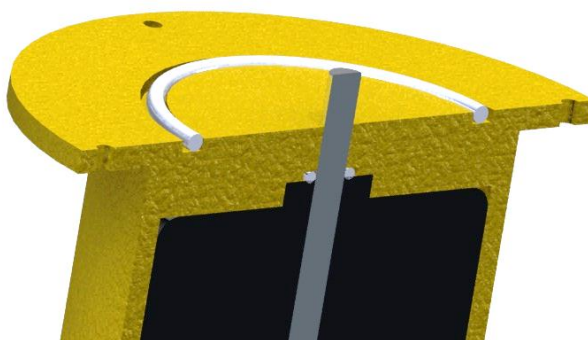


Figura 56 – Detalhe da geometria da carcaça.

3.4.4 ALOJAMENTO PARA AS VEDAÇÕES

Foram necessários ao todo três anéis de vedação, ver Tabela 15. Os alojamentos para os anéis de vedação foram dimensionados de acordo com o recomendado pelo fabricante CBV, conforme Equação 23, Equação 24, Equação 25 e Equação 26. Os anéis em vedação estática são os utilizados para vedar a junção entre a carcaça e a voluta, e a junção entre a carcaça e a tampa. O anel acoplado ao redor do eixo estará vedando uma situação dinâmica, devido o giro do eixo.

Tabela 16 – Especificações dos anéis de vedação.				
Tipo de vedação	Interface	Di	W	Unidades
<i>Dinâmica</i>	<i>Eixo/Carcaça</i>	3	1	<i>mm</i>
<i>Estática</i>	<i>Voluta/ Carcaça</i>	28	1,5	<i>mm</i>
<i>Estática</i>	<i>Carcaça /Tampa</i>	37	2	<i>mm</i>

Foi implementada uma angulação das paredes do alojamento dos anéis de vedação estática, de maneira que ao pressionar o anel em função do aperto dos parafusos, o material se deforma para as laterais e não pra cima, forçando a abertura da montagem. O valor deste ângulo é de 5° , conforme faixa de sugestão do fabricante (Figura 57).

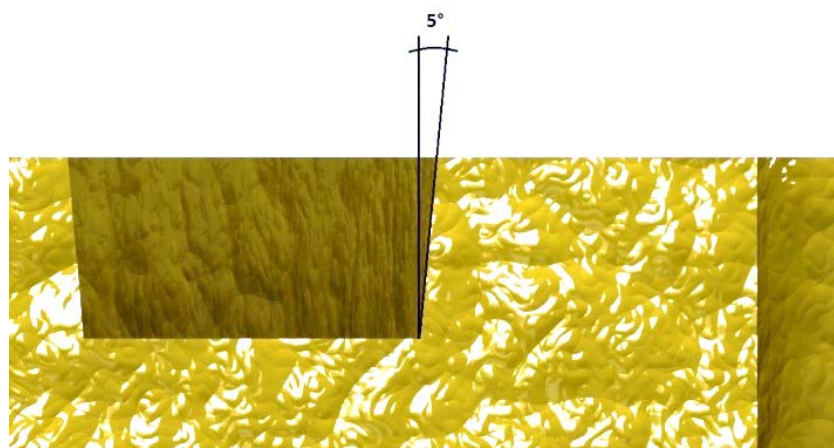


Figura 57 – Detalhe da angulação das paredes do alojamento dos anéis de vedação estática.

A Figura 58 mostra as vedações alojadas em uma vista em corte do conjunto montado.

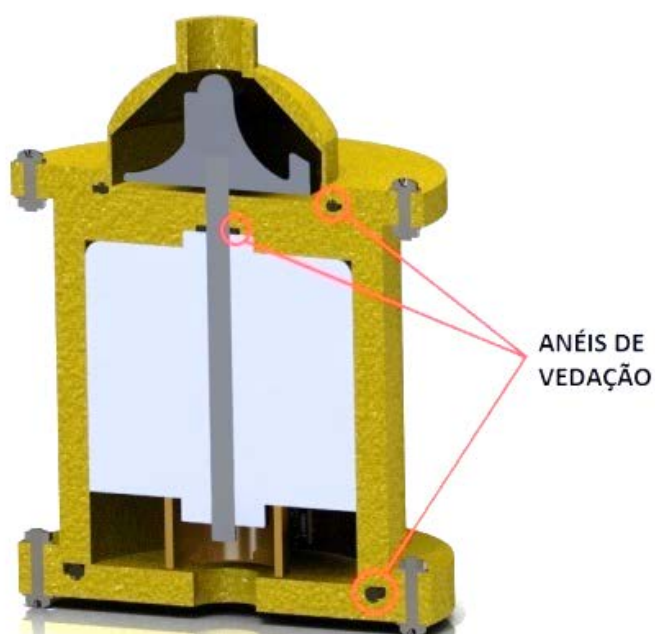


Figura 58 – Localização dos anéis de vedação.

3.4.5 TAMPA DA CARÇAÇA

Após o motor estar alojado na carcaça, este deve ser fechado. Foi desenvolvida uma tampa que por sua vez contém uma vedação, para impedir que o sangue do organismo ao redor da bomba não se infiltre na carcaça (observar Figura 59). A tampa também possui uma aba com área para os furos dos parafusos que vão fixar a própria tampa na carcaça, e um outro furo central para passar os fios que alimentam o motor elétrico, o qual é vedado com silicone após a montagem.



Figura 59 – Tampa da carcaça.

3.4.6 FIXAÇÃO E MONTAGEM

3.4.6.1 MOTOR, CARÇAÇA, EIXO E ROTOR

O motor é montado na carcaça com ajuste interferente, de maneira a não permitir movimento relativo entre a capa do motor e a própria carcaça.

A fixação do rotor ao eixo do motor é obtida por meio de uma resina comercial de alta capacidade colante.

3.4.6.2 TAMPA, CARÇAÇA E VOLUTA

Optou-se por fazer a fixação da carcaça na voluta e na tampa por porcas e parafusos, selecionados comercialmente de tamanhos especificados de acordo com o padrão ISO.

Uma vez que os parafusos estarão em abas concêntricas e externas às peças voluta, case e tampa, o diâmetro externo destas peças é tão maior quanto maior for o diâmetro dos parafusos. Portanto, buscou-se o menor diâmetro possível de parafusos que pudesse ser encontrado comercialmente

em pequenas quantidades. Os parafusos selecionados foram *M2*, cujo diâmetro externo da rosca é de 2 *mm*.

Os parafusos são espaçados igualmente ao redor do eixo da bomba, totalizando oito em toda a bomba. Observar Figura 60, com o conjunto montado:



Figura 60 – Modelo tridimensional da bomba montada.

3.4.6.3 CARÇAÇA E MOTOR

A fixação do motor no case é por ajuste interferente. Como medida de segurança há um calço que impede o motor de deslizar dentro da carcaça, ver Figura 61, o qual empurra o motor para cima pela força exercida pela tampa parafusada.

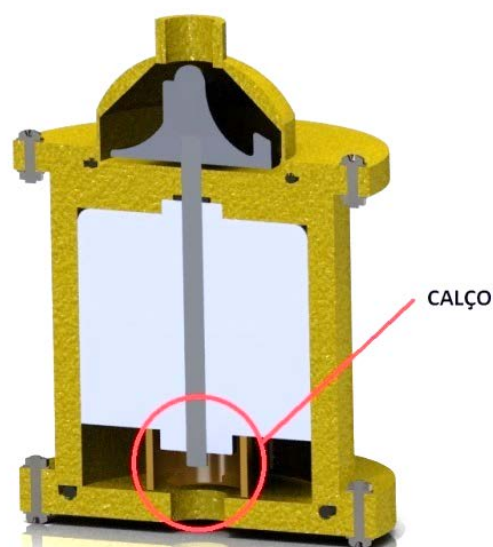


Figura 61 – Destaque do calço de fixação.

3.4.6.4 EIXO E ROTOR

A fixação do eixo ao rotor poderia ser por ajuste interferente, bem como é a do motor ao case. Todavia, o rotor é uma peça delicada, a qual não é interessante forçá-la muito para fixar o eixo. A solução adotada aqui é a de utilizar material colante, entre eixo e furo do rotor. Aqui, utilizou-se uma resina líquida curável à temperatura ambiente.

3.5 SELEÇÃO DO TIPO DE MATERIAL E DETERMINAÇÃO DO PROCESSO DE FABRICAÇÃO

3.5.1 BIOMATERIAIS UTILIZADOS NO SISTEMA CARDIOVASCULAR

Como qualquer material, o que for empregado para o sistema cardiocirculatório estará sujeito à fratura mecânica. Porém, os carregamentos típicos do sistema cardiocirculatório são baixos a rigor, se comparados com esforços de implantes ortopédicos, por exemplo. Implantes no sistema cardiovascular são esperados para durar mais de dez anos (KUTZ, 2009).

Existem vários materiais metálicos utilizados: titânio, aço inox, liga de níquel-titânio e liga de cobalto-cromo. Geralmente, são revestidos por alguma camada protetora, para não reagir com o sangue. Também, polímeros podem ser utilizados: politetrafluoretileno, tereftalato de polietileno, poliuretano, cloreto de polivinila, entre outros. A Tabela 16 traz exemplos de polímeros especificamente já utilizados para aplicações em contato com a artéria aorta e conclusões sobre experimentações realizadas.

Material	Conclusões
Álcool polivinílico	<i>Sofria rupturas excessivas, foi abandonado.</i>
Poliamida	<i>São biodegradáveis, podem degradar entre 12 e 24 meses.</i>
Poliacrilonitrila	
Polietilenotereftalato	<i>Materiais que demonstraram longevidade ao serem implantados.</i>
Politetrafluoretileno	

Fonte: KUTZ (2009)

O único modo de falha para biomateriais aplicados ao sistema cardiovascular é quando ocorre trombose, fenômeno em que o sangue coagula e gera oclusões no interior do vaso. O resultado poderia levar à obstrução do

dispositivo ou entupir alguma via sanguínea. Alguns dispositivos podem originar hemólise, a qual é causada por reações com o sangue, à degradação do produto ou por cisalhamento quando há movimento relativo entre as hemácias e o dispositivo(KUTZ, 2009)..

Outro possível problema é o crescimento de tecidos ao redor do dispositivo, o qual pode acontecer até encapsular o dispositivo, e assim o próprio tecido pode se calcificar e morrer (*ibidem*).

3.5.2 PROCESSOS DE FABRICAÇÃO

O processo de fabricação do material pode interferir diretamente na vida do material. Não se devem permitir tensões superficiais, bolhas e inclusões ao longo das etapas de fabricação. Materiais moldados, extrudados ou em formato de casca podem gerar tensões internas devido a etapas de resfriamento e/ou solidificação.

Mais especificamente, quando o material acabado estiver em contato com sangue, as suas superfícies sujeitas a grande número de ciclos, devem ser muito bem polidas, e se evitar ao máximo regiões onde possa haver interrupções ou baixas de fluxo, cisalhamento e turbulência (KUTZ, 2009).

3.5.3 BIOMATERIAL SELECIONADO E DETERMINAÇÃO DE PROCESSO DE FABRICAÇÃO

As soluções encontradas inicialmente para selecionar o biomaterial e se determinar o processo de fabricação foi se espelhar nos produtos analisados no *benchmarking*. Dentre os biomateriais encontrados para se proceder com a análise, o mais empregado é o titânio. Este material também foi lembrado no início do projeto do dispositivo K-Pump. Quanto ao processo de fabricação empregado conclui-se pela observação das imagens dos dispositivos e das suas características geométricas que foram em sua maioria fabricados mediante tecnologias de usinagem.

Portanto o reprojeto em questão pretendia conceber ao menos um protótipo de titânio por processos de usinagem, mediante parceria, com uma empresa da região metropolitana de Curitiba, que não se concretizou devido à não convergência dos objetivos de ambas as partes. Chegou-se, além disso, a

fazer orçamentos com outras empresas. Todavia, os valores do serviço superavam a disponibilidade financeira dos interessados no reprojeto.

A medida contingencial foi substituir o biomaterial e o processo de fabricação. A manufatura, finalmente, foi realizada por meio de tecnologia de prototipagem rápida no NUFER (Núcleo de Prototipagem e Ferramental) da UTFPR, utilizando material polimérico, cujas características são comentadas na Seção 3.6.

Enquanto que a usinagem em aço inox foi estimada em aproximadamente R\$3200, a prototipagem rápida de dois protótipos custou cerca de R\$1000. Portanto, quase sete vezes mais em conta do que fabricar um só protótipo em aço inox.

3.6 FABRICAÇÃO DO PROTÓTIPO I

Dentre várias tecnologias de prototipagem rápida disponíveis no NUFER, utilizou-se aquela que apresenta melhor acabamento superficial às peças e precisão dimensional, chamada *Impressão Tridimensional Polyjet*. O princípio da tecnologia é o de manufatura por camadas, no qual um cabeçote semelhante ao de uma impressora jato de tinta, deposita uma camada de material fotopolímero sobre outra, conforme a plataforma base desce, a espessura de camada pode atingir $16\ \mu\text{m}$ (OBJET, 2010). A máquina utilizada foi a *Eden250TM*, e o material foi o *FullCure720[®] Transparent*, ver Figura 62.



(a) Máquina *Eden250TM*



(b) exemplo de protótipo fabricado de *FullCure720[®] Transparent*.

Figura 62 – Fotos da máquina utilizada no projeto e de um exemplo e produto fabricado com a referente tecnologia.
Fonte: Objet (2010).

A utilização deste material é interessante, pois do ponto de vista da biocompatibilidade apresenta as características compiladas na Tabela 17.

Características
<i>Não gera reação citotóxica</i>
<i>Não gera reação mutação genética</i>
<i>Não causa corrosão e/ou irritação</i>
<i>Não causa sensibilização</i>
<i>Não causa hemorragia, necrose, descoloração ou infecção</i>

A Figura 63 traz uma imagem do protótipo fabricado e montado.



Figura 63 – Protótipo fabricado e montado.

3.7 CONSIDERAÇÕES ACERCA DO REPROJETO

Este capítulo focou em expor, detalhadamente, os critérios tomados e as informações mais importantes para a concepção do novo dispositivo. O dimensionamento de peças e a seleção de componentes comerciais foram expostos passo a passo. Embora não foi possível obter um dispositivo usinado em biomaterial metálico, a prototipagem rápida se mostrou uma medida contingencial oportuna. Dispondo do protótipo fabricado, a próxima etapa é conduzi-lo em experimentações.

4 TESTES E IMPLEMENTAÇÃO DE MELHORIAS NO PROTÓTIPO

Para fazer a homologação de um produto médico devem-se fazer testes regidos por normas e protocolos estipulados por agências reguladoras e agências de saúde, conforme a legislação de cada país. Este capítulo apresenta os testes realizados com um primeiro protótipo e a motivação para se fazer um segundo protótipo melhorado e submetê-lo à outra bateria de testes.

4.1 TIPOS DE TESTES

A seguir, são apresentados e comentados os tipos de testes necessários, conforme pesquisado na literatura especializada.

4.1.1 BIOCOMPATIBILIDADE

Deve-se mensurar os efeitos do material no sangue e no tecido. A norma para testes de biocompatibilidade sugerida por Kutz (2009) é a ISO 10993. Estes testes requerem uso do dispositivo de pelo menos 30 dias. Garantir a esterilização do dispositivo para testá-lo pode ser muito oneroso. Logo, é usual proceder o teste com o material utilizado na fabricação do dispositivo, e não testar o produto. A *United States Food and Drug Administration* (FDA), edita o *The Blue Book Memo*, um guia para testes de biocompatibilidade baseado na ISO 10993.

Os dispositivos implantáveis que forem utilizados por longo prazo devem ser submetidos a testes de citotoxicidade, sensibilização, irritação ou reação intracutânea, toxicidade aguda do sistema, toxicidade crônica, genotoxicidade, implante, hemocompatibilidade e carcinogenicidade.

4.1.2 IN VITRO CURTO

São testes de rápida execução e servem para identificação de materiais (fórmula química, peso molecular, ponto de fusão e de amolecimento), caracterização da superfície (contaminações e rugosidade) e levantamento de propriedades mecânicas.

4.1.3 IN VITRO LONGO

São testes que refletem o funcionamento do dispositivo. Avaliam principalmente: fadiga à tensão, compressão e flexão, confiabilidade (efeitos de processamento e de esterilização). Como dificilmente se mantém o sangue conservado para testes longos, indica-se substituí-lo por uma solução tampão à temperatura corporal com propriedades o mais próximas possível do sangue, e se possível, fazer testes de estabilidade hidrolítica e enzimática.

4.1.4 IN VIVO EM ANIMAIS

Existem protocolos rígidos a serem seguidos para a realização destes testes, levam-se em conta as funções e as dimensões do dispositivo. Um tipo de protocolo prevê a utilização de animais em testes que demonstrem a função do dispositivo, e assim monitorar os efeitos decorrentes sobre o sangue.

Primeiramente, se deve determinar a proposta do teste: (demonstrar funcionalidade, efetividade em tratamento médico, durabilidade por longo prazo, biocompatibilidade, bioestabilidade) para determinar o modelo e o tempo de teste.

4.2 TESTES COM O PROTÓTIPO I

Em um primeiro momento, foram realizados testes com água para verificar a eficiência das vedações na interface carcaça/tampa e carcaça /rotor, a integridade da bomba e avaliar a vazão proporcionada.

Para tanto foi montada uma pequena bancada com um recipiente com capacidade de 2 l. Este recipiente possui um furo em sua base, através do qual o recipiente se comunica com a bomba por meio de mangueiras de silicone. A alimentação de energia da bomba ocorreu a partir de 12 V. A Figura 64 mostra o equipamento montado em funcionamento com água na bancada.

Embora o ideal fosse proceder os testes utilizando como fluido trabalho o sangue humano, isso não foi possível devido à falta de condições laboratoriais adequadas, em que deveria haver controle da temperatura do ambiente e garantir a esterilização do protótipo e da bancada de testes. Esta situação foi contornada substituindo o sangue por um fluido de viscosidade semelhante.

O fluido de trabalho escolhido foi a glicerina, pois esta pode ser facilmente manipulada para se atingir a viscosidade do sangue. Misturando glicerina com água à uma proporção mássica dependente da temperatura, pode-se dispor de um fluido suficientemente semelhante para se determinar a vazão da bomba. O presente trabalho encontrou os dados da proporção mássica necessária em (PERRY *et al.*, 2008). Para se misturar a glicerina com a água na devida proporção foi utilizada uma balança com três dígitos decimais, para garantir que a viscosidade do fluido resultante fosse o mais próximo possível do valor real da citada propriedade do sangue.



Figura 64 – Protótipo I operando.

A determinação da vazão foi realizada cronometrando-se o tempo levado para bombear um litro de solução de glicerina com água em um vaso com escala de volume em litros. Este procedimento ocorreu 20 vezes. Ao final da bateria de medidas, calculou-se o tempo médio, e a partir deste valor calculou-se a vazão média da bomba pela Equação 27.

$$\bar{Q} = \frac{60}{\bar{t}}$$

Equação 27

Onde \bar{Q} é vazão média da bomba em l/s e \bar{t} é o tempo médio em min .

4.3 RESULTADOS DOS TESTES COM O PROTÓTIPO I

Os resultados dos testes mostraram que a vedação na interface carcaça/voluta falhou, havendo vazamento do fluido utilizado, não para o compartimento do motor, mas para o ambiente exterior à bomba. A solução emergencial foi fazer uma nova vedação, utilizando *uma* resina líquida curável na interface voluta/ carcaça. Solução esta que mostrou-se eficiente nos testes seguintes. Porém, não indicada para o produto final, pois se trata de uma resina tóxica.

Quanto à integridade da bomba, nenhum resultado anormal foi apresentado. Os parafusos não desrosquearam, não houve rachaduras e o compartimento do carcaça ficou livre de inundação de fluido. Porém, o rotor se desprende do eixo do motor, e deixava de girar.

A vazão esperada, de acordo com o dimensionamento do rotor, não foi atingida. Deveria-se alcançar uma descarga de $7,2 \text{ l/min}$, mas na prática, a descarga da bomba foi de apenas $5,0 \text{ l/min}$. Ao longo dos testes era perceptível que o motor dava pulsos de funcionamento, respeitando certo intervalo de tempo.

4.4 CONSIDERAÇÕES ACERCA DOS RESULTADOS DOS TESTES REALIZADOS COM O PROTÓTIPO I

Os testes desempenhados com o Protótipo I indicaram que a quantidade de parafusos empregada na montagem da voluta com a carcaça se mostrou insuficiente, e que, embora a integridade da bomba tenha se mantido, o rotor se desprende do seu eixo de acionamento. Também, mostraram que a vazão da bomba não atingiu o valor correspondente ao projeto, contudo, não havia meio possível de se determinar a rotação da bomba. Portanto não se sabe a condição de trabalho da bomba projetada foi alcançada ou não.

Este quadro foi insatisfatório e levou à busca de melhorias dos componentes do dispositivo, visando cumprir os objetivos do trabalho.

Por isso foram realizadas mudanças em todos os componentes do Protótipo I, e estes foram fabricados, pela mesma tecnologia.

4.5 MODIFICAÇÕES PARA O PROTÓTIPO II

As mudanças no segundo protótipo objetivam: a redução do dispositivo, torná-lo mais resistente e serem as vedações mais efetivas.

4.5.1 MODIFICAÇÕES NO ROTOR E EIXO DO MOTOR

Uma vez que a resina utilizada para fixar o rotor ao eixo do motor não se mostrou totalmente resistente para evitar o desprendimento, introduziu-se um chanfro no eixo e outro no furo do rotor, para que sempre haja transmissão de potência do eixo ao rotor e a película de resina seja menos solicitada que quando não havia os chanfros. A Figura 65 mostra o eixo chanfrado (a) e o modelo *CAD* cortado expondo o chanfro do furo do rotor.

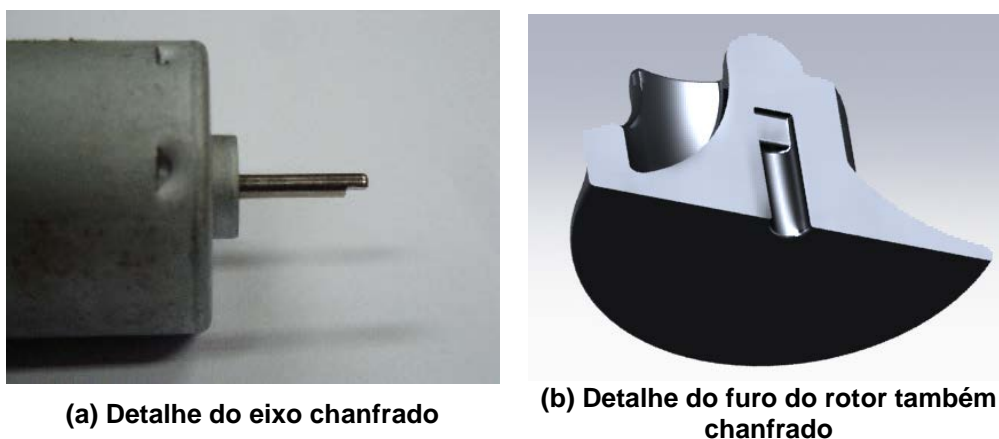


Figura 65 – Modificações no eixo do motor e no rotor para o Protótipo II.

4.5.2 MODIFICAÇÕES NA VOLUTA

Com relação à voluta as mudanças foram várias. A quantidade de parafusos utilizados dobrou. Porém essa mudança será comentada posteriormente. As novas abas foram reduzidas, otimizando a miniaturização do produto, conforme podem ser observadas na Figura 66.

Os dutos de entrada e saída do fluxo, na nova voluta possuem mesmo diâmetro para manter a velocidade constante na entrada e na saída da bomba e assim evitar turbulência no escoamento, e suas extremidades agora são mais longas, além de corrugadas, para evitar que as mangueiras, durante o teste, precisem de fitas para ser fixadas.

As linhas de transição de superfícies da voluta agora são suaves, pois todas receberam arredondamento, deixando o aspecto da peça mais bem acabado e evitando concentração de tensões.

É importante frisar que o volume do espaço no qual o rotor gira na voluta não mudou. Por fim, a nova voluta apresenta alojamentos para a cabeça dos parafusos, os quais são do mesmo tipo dos empregados no Protótipo I, porém, mais curtos.



(a) Voluta empregada no Protótipo I
Figura 66 – Volutas propostas.



(b) Voluta empregada no Protótipo II

No detalhe da Figura 68 vê-se mais claramente o espaço para alojar as cabeças dos parafusos, as quais não ficarão mais expostas.

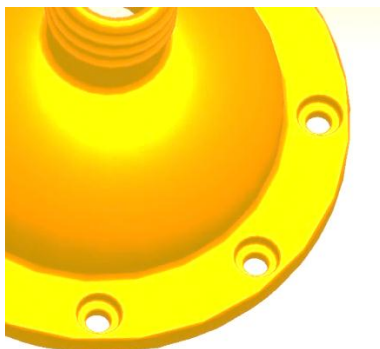


Figura 67 – Detalhe do alojamento das cabeças dos parafusos.

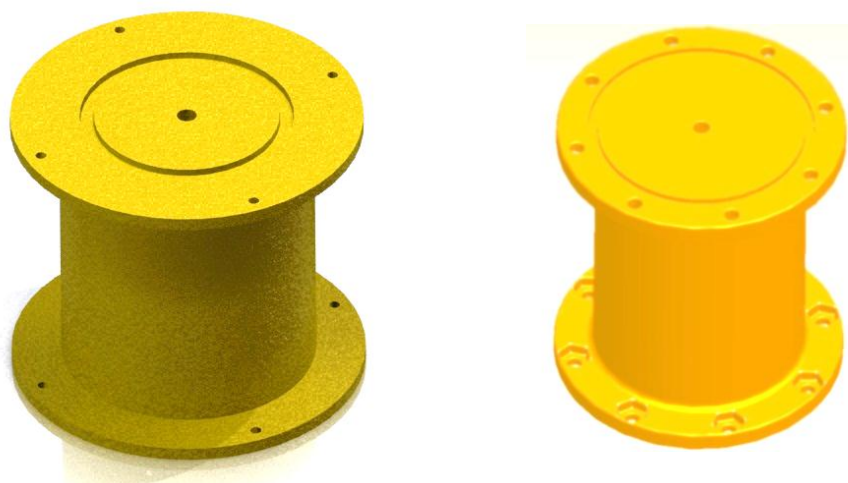
4.5.3 SUBSTITUIÇÃO DO MOTOR

O novo motor selecionado, foi o modelo AK360PL24 – 9500S, do fabricante *Akiyama*, cuja potência é de 2,9 W e a máxima rotação é de 9500 rpm. O catálogo do motor selecionado está no Anexo B.

Suas dimensões são reduzidas, e foram o fator preponderante na determinação das dimensões dos novos componentes.

4.5.4 MODIFICAÇÕES NA CARÇAÇA

Exatamente como sugere a Figura 68, a carcaça diminuiu de tamanho, pois se substitui o motor por um menor, justamente afim de miniaturizar o produto. Suas alterações seguem o padrão de mudança da voluta: o dobro do número de furos, alojamento para as porcas e novos alojamentos para os anéis de vedação.



(a) Carcaça empregada no Protótipo I (b) Carcaça empregada no Protótipo II
Figura 68 – Carcaças propostas.

No detalhe da Figura 69 vê-se mais claramente o espaço para alojar as porcas, as quais não ficarão mais expostas e não tenderão a se desrosquearem do parafuso.

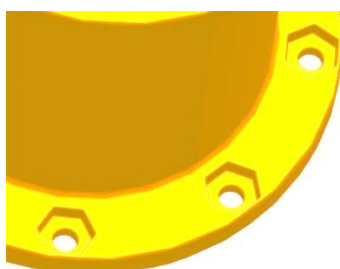


Figura 69 – Detalhe do alojamento das porcas.

4.5.5 PARAFUSOS, ANÉIS DE VEDAÇÃO E TAMPA DA CARÇAÇA

Os parafusos são os mesmos M2 do Protótipo I. Porém são mais curtos e não apresentam suas extremidades para além da porca quando montados, a

quantidade dobrada, para melhor pressionarem os anéis de vedação, e assim aumentar a efetividade dos anéis de vedação. As vedações tiveram que ser corrigidas. A Tabela 18 traz as novas dimensões dos anéis de vedação. Para uma melhor compreensão da desta tabela, ver Figura 54.

Tabela 19 – Especificações dos novos anéis de vedação.				
Tipo de vedação	Interface	Di	W	Unidades
<i>Dinâmica</i>	<i>Eixo/Carcaça</i>	30	1	<i>mm</i>
<i>Estática</i>	<i>Voluta/ Carcaça</i>	2,5	1	<i>mm</i>
<i>Estática</i>	<i>Carcaça /Tampa</i>	30	1	<i>mm</i>

A nova tampa da carcaça possui a mesma geometria que a anterior, porém sua espessura é menor e contém alojamentos para as cabeças dos parafusos.

O novo produto possui dimensões reduzidas e é conseqüentemente mais leve. A Figura 70 demonstra estas novas características. Por fim, foi subtraído da montagem o calço que havia na base do motor, pois efetivamente não era necessário. A montagem com interferência basta para alocar o motor seguramente na carcaça.



(a) Antigo produto



(b) Novo produto melhorado

Figura 70 – Protótipos acabados.

4.6 TESTES COM O PROTÓTIPO II

De modo semelhante aos testes conduzidos para o primeiro protótipo, fêz-se testes com solução de glicerina e água para verificar a eficiência das vedações na interface carcaça/tampa e carcaça/rotor, a integridade da bomba e avaliar a vazão proporcionada.

Foi desenvolvida uma nova bancada de testes mais equipada. O circuito hidráulico pra testar a bomba pode ser visto na Figura 71. Ao invés de uma fonte de tensão fixa, como na bancada do primeiro protótipo, aqui foi utilizada uma fonte de tensão e corrente variáveis, de maneira que foi possível determinar a rotação da bomba em função da tensão e da corrente.

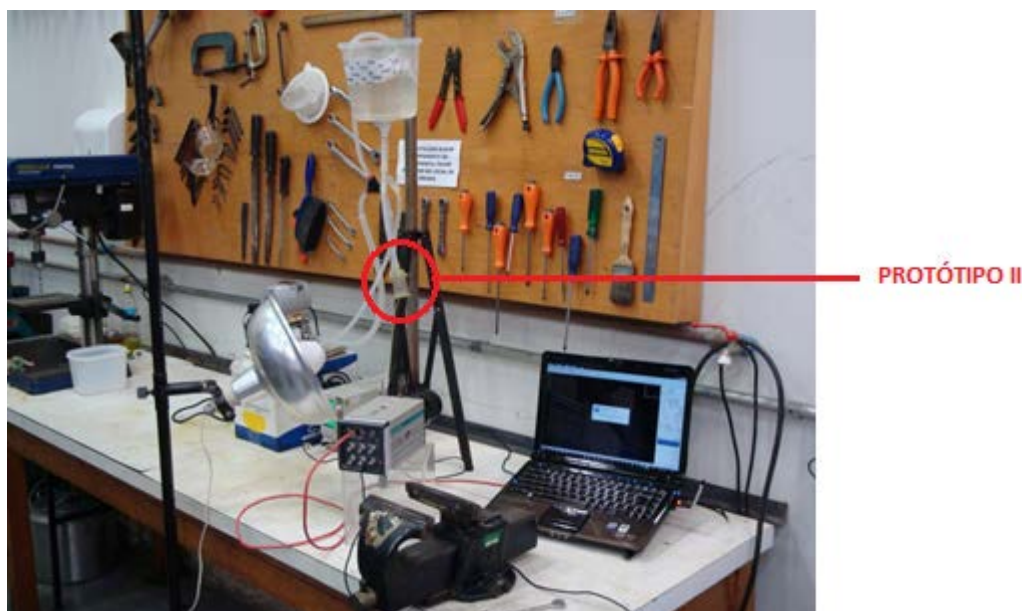


Figura 71 – Protótipo II realizando teste.

Também, havia disponível para as experimentações um medidor de pressão digital, de maneira que era possível determinar a diferença de pressão entre a entrada e a saída de fluxo do dispositivo.

Por fim, e mais interessante, a bancada dispunha de uma câmera capaz de capturar milhares de *frames* por segundo e assim gerar filmes em câmera lenta. A câmara foi utilizada para filmar a extremidade do eixo oposta ao rotor do dispositivo, na qual foi inscrita uma marca e assim com o filme em câmara lenta gravado era possível contar quantas rotações aconteciam em um

segundo e, assim, multiplicando por 60s se determinava o número de rotações por minuto, ou seja, a frequência em *rpm* da bomba com grande precisão.

4.6.1 RESULTADOS DOS TESTES COM O PROTÓTIPO II

Os resultados de todas as medições realizadas para o segundo protótipo estão compilados na Tabela 19, na qual somente a última coluna é composta de valores calculados e não aferidos, correspondente à vazão em m^3/s .

Tensão [V]	Corrente [A]	Pressão [N/m ²]	rpm	Vazão (m ³ /s)
5,00	0,14	4807,3	600	0,000035
6,00	0,17	7821,2	3000	0,000058
7,00	0,20	10536,2	3360	0,000078
8,00	0,24	13525,2	3960	0,000100
9,00	0,28	16688,5	4320	0,000123
10,00	0,32	20449,6	4740	0,000151
11,00	0,36	23662,8	5160	0,000174
12,00	0,40	27498,7	5520	0,000203
13,00	0,44	31459,1	5880	0,000232
14,00	0,48	35793,1	6300	0,000264
15,00	0,53	40052,4	6780	0,000295
16,00	0,58	42393,8	7080	0,000312

A vazão calculada segue a Equação 28 manipulada, na qual Q é a vazão em m^3/s , R é o raio da mangueira em que o fluido passa. No caso do teste, se utilizou uma mangueira com diâmetro de 5mm, ΔP é a diferença de pressão entre a entrada e a saída da bomba, μ é a viscosidade do fluido, que no caso do teste a solução de glicerina e água é de 0,004 Pa · s, e L é o comprimento da mangueira em metros, para o teste a mangueira utilizada media 52cm.

$$\Delta P = \frac{8\mu L Q}{\pi R^4}$$

Equação 28

4.7 CONSIDERAÇÕES ACERCA DOS RESULTADOS DOS TESTES REALIZADOS COM O PROTÓTIPO II

Para as experiências conduzidas com o segundo protótipo não se verificou desprendimento do rotor em relação ao seu eixo de acionamento, e após duas horas de trabalho à máxima rotação, o dispositivo apresentou gotejamento, causado por falha do anel de vedação da interface eixo/carcaça.

Em uma primeira abordagem, a Equação 28 não se aplica para o escoamento em questão, pois o sangue se trata de um fluido em que a viscosidade pode variar ao longo do escoamento, ou seja, é chamado de não newtoniano (FOX *et al*, 2006). Todavia, em 1931, dois hematologistas suecos, Robert Sanno Fahraeus e Johan Torsten Lindqvist, demonstraram que ao escoar por tubulações com diâmetro superior a $0,3\text{ mm}$, o sangue se comporta como fluido newtoniano, isto é, sua viscosidade não varia, o que torna a Equação 28 válida para o cálculo de vazão nos testes realizados (KUTZ, 2009).

A Tabela 19 exhibe os resultados dos experimentos conduzidos para o segundo protótipo. Ao buscar nesta tabela a vazão de projeto $0,000126\text{ m}^3/\text{s}$, nota-se que este valor está compreendido entre os valores de vazão calculados $0,000123$ e $0,000151\text{ m}^3/\text{s}$, e correspondem às rotações de 4320 e 4740 rpm . Interpolando os valores recém citados, conclui-se que a vazão de projeto é obtida somente para a rotação de 4365 rpm , diferentemente do valor da rotação de projeto, 3600 rpm .

Esta diferença se deve às perdas de carga geradas pelo medidor de pressão, engates e conexões do circuito hidráulico.

5 CONCLUSÕES

O presente trabalho tem relevância frente à quantidade de pacientes cardíacos no Brasil e ao redor do mundo e por apresentar uma alternativa de custo reduzido. Buscou-se conhecer o panorama da insuficiência cardíaca e as alternativas que o mercado oferta. Fez-se uma análise destas soluções e um *benchmarking*.

Foi desenvolvida uma concepção de bomba manufaturada por meio da prototipagem rápida, de modo que se almeja produzi-la comercialmente em médio prazo. Caso fossem usinadas em aço inox as peças carcaça, tampa, voluta e rotor, o protótipo teria só em custo de fabricação, o valor aproximado de R\$3200,00 cada produto, dispondo da prototipagem o valor foi próximo a R\$1000,00 para fabricar dois protótipos, portanto, quase três vezes e meia mais barato no aspecto financeiro e quase sete vezes mais barato sob o valor unitário de cada produto.

Mas ainda é necessário determinar os custos do suprimento de energia elétrica para a bomba, aspecto esse, que não foi abordado no trabalho.

Realizaram-se testes com os dois protótipos utilizando uma solução de glicerina e água com propriedades físicas muito próximas das do sangue, tendo em vista que não se dispunha de laboratório preparado para realizar experimentação com sangue. Os resultados dos testes realizados com o primeiro protótipo foram insatisfatórios. Houve vazamento do fluido, o rotor se despreendeu do eixo de acionamento, e ainda, as condições laboratoriais não eram adequadas, não havendo como garantir que as medições de vazão fossem fidedignas.

Esse cenário não atraente motivou a implementação de mudanças nas condições do teste, sofisticando uma bancada de trabalho com mais instrumentos e monitoração das experiências, e incitou ainda o aprimoramento do próprio protótipo, sendo este miniaturizado e tornado mais resistente, leve e melhor acabado por mudanças de forma. Os resultados dos testes em que se utilizou o segundo protótipo foram mais satisfatórios. Pôde-se calcular a vazão do dispositivo para várias rotações da bomba. Todavia, não se atingiu a vazão

de projeto, pois a bancada de testes oferecia perdas de carga para o escoamento.

Os objetivos do trabalho foram parcialmente atingidos. A implementação de um novo princípio funcional para o dispositivo K-Pump aconteceu acompanhada de testes *in vitro*. Porém não se realizaram experiências *in vivo*. Testes nos quais haja participação de pessoas ou animais para a finalidade deste trabalho, requerem aprovação de conselhos de ética e disponibilidade de voluntários e cobaias, sendo um processo moroso. E são necessárias condições laboratoriais e ambulatoriais não disponíveis até o momento. Finalmente, os valores dos protótipos fabricados somente, neste trabalho, excetuando-se o sistema de baterias, são mais baixos que os valores do dispositivo apresentado por (Kubrusly *et al.*, 2000), entretanto é preciso inserir no produto um sistema de alimentação de energia elétrica para determinar o valor final do produto e comparar esses dados com a disponibilidade financeira do SUS.

Em relação ao produto K-Pump, o dispositivo desenvolvido neste trabalho apresenta maior potencial para ser utilizado pelo SUS sob o aspecto financeiro, devido seu processo de fabricação ser mais barato e o princípio funcional implementado não necessitar dos componentes que encareciam o valor do produto K-Pump.

5.1 RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Pesquisas futuras podem dar continuidade ao presente projeto, sugere-se concluir os objetivos aqui mencionados procedendo com testes utilizando sangue e experiências *in vivo*. Vários dos produtos que compõem o *benchmarking* apresentado possuem cabos percutâneos para alimentação de energia elétrica, todavia Kutz (2009) sugere que esses cabos aumentem a probabilidade de infecções. Futuras abordagens podem contemplar a busca de novas maneiras de transmitir energia ao motor de acionamento.

Os protótipos foram fabricados com material especificamente desenvolvido para o processo de prototipagem rápida. É muito relevante fazer um novo protótipo por processos de fabricação convencionais utilizando materiais metálicos também biocompatíveis, e proceder com testes, para que

seus resultados sejam comparados com os resultados dos testes realizados neste trabalho.

6 REFERÊNCIAS

- AULA DE FISILOGIA. **Aula de Fisiologia**, 2009. Disponível em <<http://www.auladefisiologia.wordpress.com>>. Acesso em 14 de maio de 2010.
- BACK, N., & FORCELLINI, F. A. **Apostila de Projeto de Produtos**, 1998.
- BERLIN HEART. **Berlin Heart** (s.d.). Disponível em <<http://www.berlinheart.de>>. Acesso em 14 de maio de 2010.
- BLACK, P. O. **Bombas**. 1. ed. Rio de Janeiro: Ao Livro Técnico S/A, 1979.
- CBV. **CBV**, (sd). Disponível em <www.orng.com.br>. Acesso em 02 de outubro de 2011.
- COLÉGIOWEB. **Colégioweb**, 2010. Disponível em <<http://www.colegioweb.com.br/quimica/dacron-poliester>>. Acesso em 19 de junho de 2010.
- CORMACK, H. **Histologia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1983.
- DATASUS. **DataSUS**, 2010. Disponível em <<http://www2.datasus.gov.br>>. Acesso em 18 de março de 2010.
- DRAPINSKI, J. **Hidráulica e Pneumática, Industrial e Móvel**. 1. ed. São Paulo: McGraw-Hill, 1975.
- FAUCI, A. S., BRAUNWALD, E., KASPER, D. L., HAUSER, S. L., LONGO, D., JAMESON, J. L. **Harrison Medicina Interna**. 17 ed, v.2. São Paulo: McGraw Hill, 2009.
- FISIOLOGIA, A. D. **Fisiologia, A. d.**, 2009. Disponível em <<http://auladefisiologia.wordpress.com/2009/09/03/sistemacardiovascular>>. Acesso em 24 de maio de 2010.
- FOX, R. W., MCDONALD, A. T., PRITCHARD, P. J. **Introdução à Mecânica dos Fluidos**. 6 ed. Rio de Janeiro: LTC, 2006.
- GÜLICH, J. F. **Centrifugal Pumps**. 2. ed. Heidelberg: Springer, 2010.
- HEART WARE. **Heart Ware** (s.d.). Disponível em <<http://www.heartware.com>>. Acesso em 16 de maio de 2010.

- JARVIRK. **Jarvirk** (s.d.). Disponível em <www.jarvikheart.com>. Acesso em 16 de maio de 2010.
- JUNQUEIRA, L. C., CARNEIRO, J. **Histologia Básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.
- KARASSIK, I. J., MESSINA, J. P., COOPER, P., HEALD, C. C. **Pump Handbook**. 4. ed. New York: McGraw-Hill, 2008.
- KUBRUSLY, L. F., MARTINS, A. F., MADEIRA, J., SAVYTZKY, S., WOLLMAN, D., MELHEM, A. Dispositivo de assistência circulatória mecânica intraventricular de fluxo axial: estudo in vitro. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, São Paulo, 15 n.2, Abril-Junho de 2000.
- KUTZ, M. **Biomedical Engineering And Design Handbook**. 2 ed. New York: McGraw-Hill, 2009.
- LINSLEY, R. K., FRANZINI, J. B. **Engenharia de Recursos Hídricos**. Editora da USP. ed. São Paulo, 1978.
- LOBANOFF, V. S., ROSS, R. R. **Centrifugal Pumps - Design & Application**. 2. ed. Houston: Gulf, 1992.
- LOPES, A. C. **Tratado de Clínica Médica**. 1 ed. v.1. São Paulo: Roca, 2006.
- MACINTYRE, A. J. **Bombas e Instalações de Bombeamento**. 2. ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, 1997.
- MICROMEDCV. **Micromedcv** (s.d.). Disponível em <www.micromedcv.com>. Acesso em 18 de maio de 2010.
- MULRONEY, S. E., MYERS, A. K. **Netter Bases da Fisiologia**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2009.
- OBJET. **Objet**, 2010. Disponível em <http://br.objet.com/language/it-IT/Produtos/Visao_geral_do_produto/>. Acesso em 30 de novembro de 2010.
- PAGLIUSO, A. T. **Benchmarking - Relatório do Comitê Temático**. [S.I.] Qualitymark, 2005.
- Pahl, G., Beitz, W., Feldhusen, J., Feldhusen J., Grote, K. H. *Projeto na Engenharia*. São Paulo: Edgard Blücher, 2005.

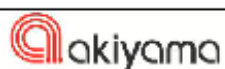
- PEIXOTO, E. Levantamento do Estado da Arte nos Estudos do Lazer: (Brasil) Séculos XX e XXI - Alguns Apontamentos. **Educação & Sociedade**, Campinas, v28, p.561 - 586, mai/ago de 2007.
- PFLEIDERER, C., PETERMAN, H. **Máquinas de Fluxo**. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, 1979.
- PORTO, C. C. **Semiologia Médica**. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2009.
- QUESTACON. **Questacon** (s.d.). Disponível em <<http://www.questacon.edu.au/indepth/clever/ventrassist.html>>. Acesso em 18 de maio de 2010.
- REDETEC. **Redetec**. (sd). Disponível em <<http://redetec.org.br/inventabrasil/davincor.htm>>. Acesso em 12 de abril de 2010.
- RISHEL, J. B. **HVAC Pump Handbook**. 2. ed. Mc Graw-Hill, 2006.
- RUNGE, M. S., OHMAN, E. M. **Cardiologia de Netter**. Porto Alegre: Artmed, 2006.
- SILVA, J. A. **Aspectos hemorreológicos da circulação humana**. Lisboa: [S.I.], 1984.
- SOCIEDADE BRASIEIRA DE CARDIOLOGIA. **Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia para o diagnóstico e tratamento de insuficiência cardíaca**. Arquivos Brasileiros de Cardiologia, Salvador, 1999.
- STEPANOFF, A. J. **Centrifugal and Axial Flow pumps**. Nova York: John Wiley & Sons, 1957.
- TERUMO HEART. **Terumo Heart** (s.d.). Disponível em <www.terumoheart.com>. Acesso em 18 de maio de 2010.
- THORATEC. **Thoratec** (sd). Disponível <www.thoratec.com>. Acesso em 18 de maio de 2010.
- TIERNEY JR., L. M., MCPHEE, S. J., PAPADAKIS, M. A. **Diagnóstico e Tratamento**. São Paulo: Atheneu, 2001.

VIEIRA, O. M., CHAVES, C. P., MANSO, J. E., EULÁLIO, J. M. **Clínica Cirúrgica: Fundamentos Tóricos e Práticos**. v.2. São Paulo: Atheneu, 2000.

WAITE, L., FINE, J. **Applied Biofluid Mechanics**. [S.l.]: McGraw-Hill, (2007).

WORLD HEART. **World Heart**. (s.d.). Disponível em <www.worldheart.com>. Acesso em 18 de maio de 2010.

ANEXO A – MOTOR DE ACIONAMENTO DO PROTÓTIPO I



Soluções em
Automação Industrial



MODELO AK510/PL12-7000S-V2

1. ESPECIFICAÇÃO

Tensão		Sem carga		Máximo Rendimento				Torque
Operação	Nominal	Rotação	Corrente	Rotação	Corrente	Torque	Potência	380g.cm
6 ~ 15 V	12V	7500rpm	0.18A	7000rpm	0.48A	40g.cm	2.831W	



2. DESENHO TÉCNICO

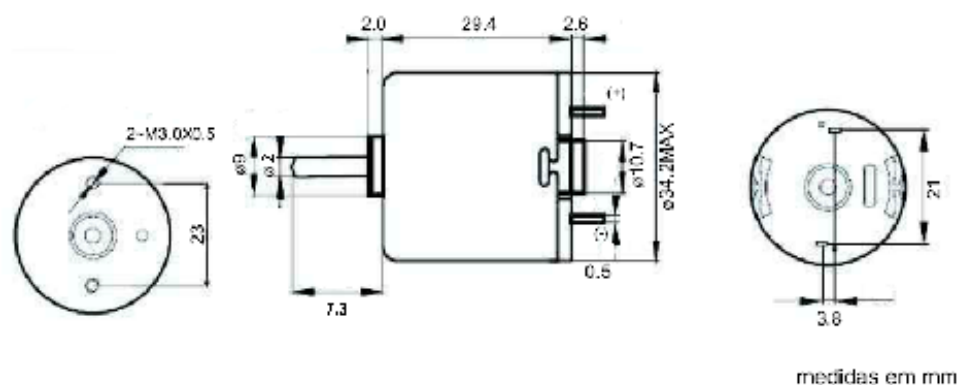


Figura 1: desenho técnico (medidas em mm)



ANEXO B – MOTOR DE ACIONAMENTO DO PROTÓTIPO II



Soluções em
Automação Industrial



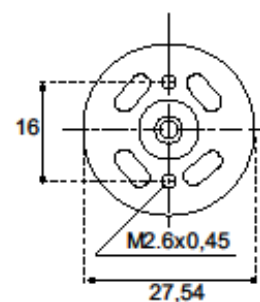
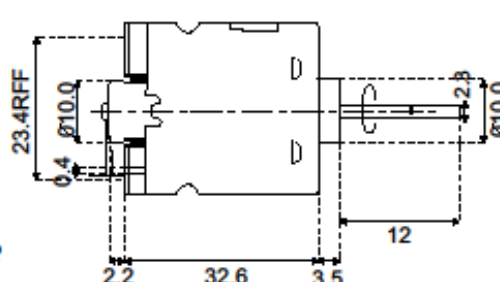
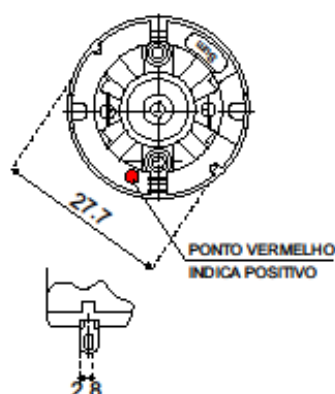
AK360PL24-9500S



Especificações



Modelo	Tensão		Sem carga		Máximo rendimento				Partida	
	operação	nominal	rotação	corrente	rotação	corrente	torque	potência	rendimento	torque
AK360PL12-3500S	12~18V	12V	3.500rpm	0.04A	2.730rpm	0,12A	25g.cm	0.70W	58.9%	106g.cm
AK360PL12-7000S	6~24V	12V	7.000rpm	0,17A	5.659rpm	0.59A	78.8g.cm	4,58W	63%	407g.cm
AK360PL12-12500S	6~24V	12V	12500rpm	0.19A	8.900rpm	0.70A	53g.cm	4.85W	57.03%	252.7g.cm
AK360PL24-9500S	6~24V	24V	9.500rpm	0.08A	7.400rpm	0.27A	38.4g.cm	2.90W	44.0%	170g.cm



medidas em mm

© 2009, Akiyama Soluções Tecnológicas. Todos os direitos reservados. Akiyama reserva-se ao direito de alterar as informações sem prévio aviso. Imagens meramente ilustrativas.

Paraservis

SUNO

LINEX

TURBO

ILDO

4HTI

KOCOMI

Curitiba|PR|Brasil-fone: +55 (41) 3028.0222 Joinville|SC|Brasil-fone: +55 (47) 3028.6757
www.akiyama.com.br




APÊNDICE A – BENCHMARKING DOS DISPOSITIVOS AUXILIARES DE CIRCULAÇÃO SANGUÍNEA COMERCIALIZADOS.

(continua)

Dispositivo	Foto	Fabricante	Fluxo	Instalação	Saco de sangue	Ativação do Diafragma/Rotor	Componentes do Sistema
AB 5000		Abiomed	Pulsátil	Extracorpóreo	Não	Sistema pneumático	Bomba, condutos e cabos percutâneos
BVS 5000		Abiomed	Pulsátil	Extracorpóreo	Não	Sistema pneumático	Bomba, condutos e cabos percutâneos
DuraHeart		Terumo	fluxo contínuo radial	ND	ND	rotor centrífugo suspenso magneticamente.	ND
HeartMate II		Thoratec	Fluxo contínuo axial	Intracorpóreo	Não	Eletricidade	Bomba, condutos e cabos percutâneos
HeartMate XVE		Thoratec	Pulsátil	Extracorpóreo	Sim, é o próprio diafragma	Eletricidade e sistema pneumático	Diafragma, motor, válvulas, condutos e tubo percutâneo
HVAD		Heart Ware	fluxo contínuo radial	Intracorpóreo	Não	Eletricidade	ND
Incor		Berlin Heart	Fluxo contínuo axial	Intracorpóreo	Não	rotor suspenso magneticamente.	ND
Jarvik 2000		Jarvik Heart	Fluxo contínuo axial	Intracorpóreo	Não	rotor suportado por rolamentos de cerâmica.	ND
MicroMed DeBakey VAD		MicroMed	fluxo contínuo axial	ND	ND	rotor suportado por rolamentos de cerâmica.	ND
VentrAssist		Ventracor	fluxo contínuo radial	ND	ND	rotor centrífugo suspenso hidrodinamicamente.	ND
Novacor		World Heart	Pulsátil.	Intracorpóreo	Sim, é o próprio diafragma	Prisillas elétricas	Diafragma, condutores, cabo percutâneo.

APÊNDICE A – BENCHMARKING DOS DISPOSITIVOS AUXILIARES DE CIRCULAÇÃO SANGUÍNEA COMERCIALIZADOS.

(conclusão)

Dispositivo	Foto	Frequência Cardíaca Produzida - bpm	Máximo Volume Bombeado - ml	Pressão Arterial - mmHg	Suprimento Contínuo de Eletricidade	Tensão da Bateria de Emergência - V	Dimensões da Bomba mm	Massa do Diafragma/Bomba - g	volume do Diafragma, cm ³
AB 5000		0 a 150	95	300 ou 420	Sim - AC	24	ND	300	100
BVS 5000		0 a 150	95	200 ou 320	Sim - AC	24	ND	1600	100
DuraHeart		ND	ND	ND	ND	ND	ND	420	150
HeartMate II		ND	Não pulsátil	Até 325	Sim - AC	12	43 dim x 81 comp	281,3	63
HeartMate XVE		50 a 120	83	Até 150	Sim - AC	12	112 dim x 58 espessura	1255	100,00
HVAD		ND	Não pulsátil	ND	Sim - AC	ND	ND	ND	ND
Incor		ND	ND	ND	ND	ND	30 dim x 120 comp	200,00	82,00
Jarvik 2000		ND	ND	ND	ND	ND	ND	85	25
MicroMed DeBakey VAD		ND	ND	ND	ND	ND	30,5 dim x 71,2 comp	95	37
VentrAssist		ND	ND	ND	ND	ND	ND	298	122
Novacor		60 - 180	70	60 - 130	Sim - AC	16,5	165 x 132 x 61	1000	70