

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação
Departamento de Engenharia Biomédica

SACEC

Sistema de Apoio à Circulação Extracorpórea

Este exemplar corresponde a redação final da tese defendida por <u>MARDEN LEONARDI LOPES</u>
..... e aprovada pela Comissão
Julgado em <u>04 / 05 / 1998</u>
..... Orientador

Autor: **Marden Leonardi Lopes**

Orientador: **Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa**

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação para a obtenção do grau Mestre em Engenharia Elétrica.

Campinas, maio de 1998



1979185

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	
	Unicamp
	L881s
V.º	Ex
TÍTULO	80/347.32
PREÇO	395,98
C	<input checked="" type="checkbox"/>
D	<input type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	11/08/98
N.º CPD	

CM-00115000-4

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE - UNICAMP

L881s Lopes, Marden Leonardi
 SACEC - Sistema de apoio à circulação
 extracorpórea. / Marden Leonardi Lopes.--Campinas,
 SP: [s.n.], 1998.

 Orientador: Eduardo Tavares Costa
 Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de
 Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de
 Computação.

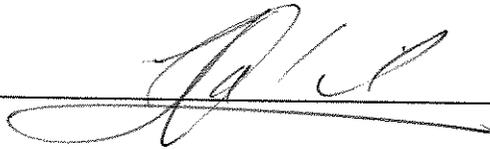
 1. Sangue – Circulação artificial – Medidas de
 segurança. 2. Controle automático. 3. Transdutores
 ultra-sônicos. I. Costa, Eduardo Tavares. II.
 Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de
 Engenharia Elétrica e de Computação. III. Título.

Banca Examinadora



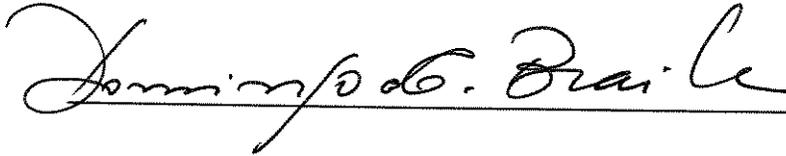
Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa

(FEEC / UNICAMP / Orientador)



Prof. Dr. Saide Jorge Calil

(FEEC / UNICAMP)



Prof. Dr. Domingo Marcolino Braile

(FCM / UNICAMP)

*Pai, Mãe, obrigado pela
oportunidade que me deram
de chegar até aqui.
Amo vocês.*

Agradecimentos

Agradeço em especial ao Prof. Dr. *Eduardo Tavares Costa* pela oportunidade concedida e pela confiança depositada.

À *Braile Biomédica* e ao Dr. *Domingo Marcolino Braile* pelo apoio técnico e material.

A toda a equipe da Cirurgia Cardíaca do Hospital de Clínicas da UNICAMP pelo apoio e atenção dispensada.

Aos professores do Departamento de Engenharia Biomédica.

Um agradecimento especial a todos os funcionários do Laboratório de Apoio à Pesquisa Básica, do Departamento de Engenharia Biomédica e do Centro de Engenharia Biomédica, que de forma direta ou indireta prestaram sua colaboração.

Aos amigos que fiz no Departamento de Engenharia Biomédica e aos amigos que me acompanham ao longo de minha vida, um carinho muito especial pelas sugestões, conselhos, e principalmente pela força.

A minha irmã *Isabela*, meus avós, tios, primos e todos os familiares pelo apoio constante.

Muito obrigado a todas as pessoas que sabem da sua importância na realização deste trabalho.

Ao CNPq pelo apoio financeiro.

*Cada um de nós
compõe a sua história.
Cada ser em si carrega o dom
de ser capaz, e ser feliz.*

*Almir Sater e Renato Teixeira
"Tocando em Frente"*

Resumo

Todos os dias milhares de cirurgias cardíacas envolvendo circulação extracorpórea (CEC) são realizadas ao redor do mundo, mas a técnica ainda apresenta problemas relacionados à segurança. Um dos principais tipos de acidentes que podem ocorrer em circulação extracorpórea envolve os oxigenadores e consiste no esvaziamento rápido do reservatório de sangue sem que o perfusionista (operador de CEC) perceba, que provoca a entrada maciça de ar no paciente (embolia aérea maciça), podendo resultar em sequelas graves ou até mesmo em sua morte. Este acidente é mais comum quando utilizada a bomba de roletes, sendo raros os relatos de casos de embolia aérea maciça com bomba centrífuga. Procurando aumentar a segurança do procedimento de CEC em relação à prevenção deste tipo de acidente, foi desenvolvido o SACEC (Sistema de Apoio à Circulação Extracorpórea), que opera juntamente com uma bomba de roletes e oxigenadores de bolha ou membrana para utilização em adultos.

O SACEC é um equipamento microcontrolado que, a partir da medição discreta do nível de sangue no reservatório do oxigenador (com resolução de 100 ml) utilizando um transdutor ultra-sônico de 40 KHz (também desenvolvido neste trabalho) colocado no topo do reservatório, procura manter o nível de sangue acima do nível mínimo de segurança (400 ml nos oxigenadores para adultos) por meio do controle automático da rotação da bomba sistêmica (desligando a bomba se o nível cai abaixo de 500 ml), ou apenas realiza a monitoração do nível no reservatório e da rotação da bomba. Pode operar tanto no modo Controle Manual quanto Automático, selecionado pelo operador. O sistema inclui alarmes audio-visuais e um *display* de cristal líquido gráfico onde são apresentados os valores da rotação da bomba sistêmica e do nível no reservatório do oxigenador, a representação gráfica da variação de volume no reservatório, os estados dos parâmetros de operação do sistema, e mensagens instrutivas e de alerta.

Ensaio realizados em um circuito de CEC simplificado montado em laboratório demonstraram que, tanto no Controle Manual quanto no Automático, o SACEC pode alertar o operador em situações de risco iminente através dos alarmes audio-visuais e, quando operando em Controle Automático, pode evitar o esvaziamento acidental do reservatório de sangue do oxigenador.

Abstract

Thousands of cardiac surgeries involving extracorporeal circulation are performed everyday around the world, but the technique still presents safety problems. Oxygenator accidents are among the major accidents that can occur in extracorporeal circulation, being the most serious the rapid and inadvertent emptying of the blood reservoir, that causes massive infusion of air into the patient (massive air embolism) and can result in serious consequences and even patient death. This accident is most common when roller pump is used, being rare reports of massive air embolism with centrifugal pump. Aiming at increasing the safety related to the prevention of this accident, it has been developed the SACEC (Extracorporeal Circulation Support System), that works together with a roller pump and bubble or membrane oxygenators for adults.

SACEC is a microcontroller based equipment that, based on the discrete blood level measurement in the oxygenator reservoir (with 100 ml resolution) using a 40 KHz ultrasonic transducer (also developed in this work) placed on the oxygenator top, tries to keep the blood level above the minimum safety level (400 ml in oxygenators for adults) by means of the automatic control of the systemic pump rotation (turning off the pump if the level falls below 500 ml), or only performs the reservoir blood level and pump rotation monitoring. The equipment can act in Manual or in Automatic Control, selected by the operator. The system includes audio-visual alarms and a graphic liquid cristal display where the systemic pump rotation and the oxygenator reservoir blood level values, the graphic representation of the volume change in the oxygenator blood reservoir, the status of the system operation parameters and instructive and alert messages are shown.

Tests performed on a simplified extracorporeal circulation circuit assembled in the laboratory showed that in Manual or in Automatic mode SACEC can alert the operator on situations of imminent risk through the audio-visual alarms and, when in Automatic Control, can avoid accidental emptying of the oxygenator blood reservoir.

Sumário

Capítulo 1 - Introdução	1
Capítulo 2 - CEC e Detecção de Nível de Sangue	6
2.1 Circulação Extracorpórea	6
2.1.1 Bombas Propulsoras	8
2.1.1.1 Bomba de Roletes.....	8
2.1.1.2 Bomba Centrífuga.....	10
2.1.2 Bomba de Água (Regulador Térmico)	12
2.1.3 Oxigenadores	13
2.1.3.1 Oxigenadores de Bolha.....	14
2.1.3.2 Oxigenadores de Membrana	16
2.1.4 Outros componentes da Unidade de <i>Bypass</i> Cardiopulmonar	17
2.1.4.1 Reservatório de Cardiotomia	18
2.1.4.2 Filtros	18
2.1.4.3 Tubos, Cânulas e Conectores	19
2.1.5 Cardioplegia.....	19
2.1.6 Circuitos de <i>Bypass</i> Cardiopulmonar	21
2.2 Medição de Nível de Líquidos	24
2.2.1 Medição de Nível por Ultra-Som	26
Capítulo 3 - Equipamento Desenvolvido	31
3.1 Fonte de Alimentação	32
3.2 Unidade de Detecção de Nível	34
3.2.1 O Conjunto de Transdutores	35
3.2.2 Circuitos de Transmissão	38
3.2.3 Circuitos de Recepção.....	39
3.2.4 Circuitos de Detecção	40
3.3 Unidade de Medição, Controle e Atuação	44
3.3.1 Microcontrolador MC68HC11-A1.....	44
3.3.2 Lógica de Apoio e Controle	49
3.3.3 Memórias RAM e EPROM.....	51

3.3.4 Circuitos de Medição e Atuação.....	51
3.3.4.1 Condicionamento dos Sinais de Nível e de Rotação	52
3.3.4.2 Circuitos de Controle da Rotação da Bomba sistêmica.....	53
3.3.4.3 Circuitos de Alarme.....	55
3.3.5 Chaves do Painel.....	56
3.3.6 <i>Display</i>	57
3.3.7 Interface Serial	58
3.4 Montagem do Protótipo.....	59
3.5 <i>Software</i> de Controle.....	62
Capítulo 4 - Testes, Resultados e Discussão	70
4.1 Teste de Medição de Rotação.....	71
4.2 Calibração do SACEC.....	73
4.3 Testes de Medição de Nível.....	76
4.4 Testes do Controle Automático	77
4.5 Discussão	83
Capítulo 5 - Conclusões.....	91
5.1 Sugestões para Trabalhos Futuros.....	91
Referências Bibliográficas.....	94

Índice de Figuras

<i>Figura 1.1 - Representação esquemática da circulação extracorpórea, onde VCS e VCI são, respectivamente, as veias cavas superior e inferior e CSS e CSI, circulação sistêmica superior e inferior (modificado de SOUZA & ELIAS, 1995).</i>	2
<i>Figura 2.1 - Ilustração de uma bomba de roletes.</i>	9
<i>Figura 2.2 - Ilustração da compressão dos roletes sobre o tubo numa bomba de roletes.</i>	10
<i>Figura 2.3 - Ilustração de uma bomba centrífuga.</i>	11
<i>Figura 2.4 - Ilustração de um regulador térmico.</i>	12
<i>Figura 2.5 - Ilustração de um oxigenador de bolha.</i>	14
<i>Figura 2.6 - Ilustração de um oxigenador de membrana.</i>	17
<i>Figura 2.7 - Diagrama esquemático de um circuito de CEC típico.</i>	21
<i>Figura 2.8 - Ilustração simplificada de um circuito de bypass com oxigenador de bolha (modificado de SOUZA & ELIAS, 1995).</i>	23
<i>Figura 2.9 - Ilustração simplificada de um circuito de bypass com oxigenador de membrana (modificado de SOUZA & ELIAS, 1995).</i>	23
<i>Figura 2.10 - Medição de nível por ultra-som.</i>	28
<i>Figura 2.11 - Montagem correta de um conjunto de transdutores ultra-sônicos.</i>	30
<i>Figura 3.1 - Diagrama em blocos do SACEC.</i>	31
<i>Figura 3.2 - Diagrama esquemático da Fonte de Alimentação do SACEC.</i>	33
<i>Figura 3.3 - Diagrama em blocos da Unidade de Detecção de Nível.</i>	34
<i>Figura 3.4 - Diagrama esquemático da Unidade de Detecção de Nível.</i>	34
<i>Figura 3.5 - Vista explodida do conjunto de transdutores.</i>	35
<i>Figura 3.6 - Montagem final do conjunto de transdutores.</i>	36
<i>Figura 3.7 - Dimensões físicas do conjunto de transdutores (em milímetros).</i>	37
<i>Figura 3.8 - Posicionamento do conjunto de transdutores no oxigenador de membrana. a) vista lateral do oxigenador sem o conjunto de transdutores. b) vista lateral com o conjunto (representado em preto) já colocado. c) vista plana com o conjunto posicionado (dimensões em milímetros).</i>	37
<i>Figura 3.9 - Diagrama esquemático dos circuitos de transmissão (isolado da Figura 3.4).</i>	39

<i>Figura 3.10 - Diagrama esquemático dos circuitos de recepção (isolado da Figura 3.4).....</i>	<i>39</i>
<i>Figura 3.11 - Formas de onda geradas nos circuitos da Unidade de Detecção de Nível.</i>	<i>41</i>
<i>Figura 3.12 - Diagrama esquemático dos circuitos de detecção (isolado da Figura 3.4).....</i>	<i>43</i>
<i>Figura 3.13 - Diagrama em blocos da Unidade de Medição, Controle e Atuação.....</i>	<i>44</i>
<i>Figura 3.14 - Diagrama em blocos do microcontrolador MC68HC11-A1 (MAIA, 1995).....</i>	<i>45</i>
<i>Figura 3.15 - Diagrama esquemático da Unidade de Medição, Controle e Atuação.....</i>	<i>47</i>
<i>Figura 3.16 - Microcontrolador MC68HC11-A1 e circuitos de clock e reset (isolado da Figura 3.15).</i>	<i>48</i>
<i>Figura 3.17 - Circuitos de lógica de apoio e controle (isolado da Figura 3.15).....</i>	<i>49</i>
<i>Figura 3.18 - Conexão das memórias RAM e EPROM (isolado da Figura 3.15).</i>	<i>51</i>
<i>Figura 3.19 - Circuito de condicionamento dos sinais de nível e de rotação (isolado e modificado da Figura 3.15).</i>	<i>52</i>
<i>Figura 3.20 - Circuitos de controle da rotação da bomba sistêmica (isolado da Figura 3.15).....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 3.21 - Circuitos de alarme audio-visual (isolado da Figura 3.15).....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 3.22 - Pontos de conexão das chaves do painel frontal na placa de controle (isolado e modificado da Figura 3.15).....</i>	<i>56</i>
<i>Figura 3.23 - Conexão do display à Unidade de Medição, Controle e Atuação do SACEC (isolado da Figura 3.15).</i>	<i>58</i>
<i>Figura 3.24 - Circuito de comunicação serial (isolado da Figura 3.15).....</i>	<i>59</i>
<i>Figura 3.25 - Vista do painel frontal do SACEC.</i>	<i>60</i>
<i>Figura 3.26 - Vista do painel traseiro do SACEC.....</i>	<i>60</i>
<i>Figura 3.27 - Ilustração de um conector DIN8F.</i>	<i>61</i>
<i>Figura 3.28 - Ilustração de um conector DB9M.....</i>	<i>61</i>
<i>Figura 3.29 - Fluxograma do software de controle.</i>	<i>64</i>
<i>Figura 3.30 - Telas do display.</i>	<i>65</i>
<i>Figura 4.1 - Diagrama em blocos do setup montado para os testes do SACEC.....</i>	<i>70</i>
<i>Figura 4.2 - Representação gráfica dos resultados do teste de medição de rotação da bomba.</i>	<i>73</i>
<i>Figura 4.3 - Períodos do sinal quadrado gerado pelo sensor ótico para uma frequência constante da bomba de 100 rpm.....</i>	<i>84</i>
<i>Figura 4.4 - Amostras de períodos sucessivos do sinal quadrado gerado pelo sensor ótico para uma frequência constante da bomba de 100 rpm.</i>	<i>85</i>

Figura 4.5 - Visão detalhada da detecção dos ecos de 1150, 1200 e 1250 ml com o conjunto de transdutores CT2 no oxigenador de bolha.....87

Figura 4.6 - Visão geral da detecção dos ecos de 1150, 1200 e 1250 ml com o conjunto de transdutores CT2 no oxigenador de bolha.....88

Índice de Tabelas

<i>Tabela 3.1 - Especificações técnicas dos sensores MA40S3^R/S.....</i>	<i>35</i>
<i>Tabela 3.2 - Tabela verdade de seleção do modo de operação do MC68HC11-A1.</i>	<i>48</i>
<i>Tabela 3.3 - Endereços de memórias e periféricos do MC68HC11-A1 e da Unidade de Medição, Controle e Atuação.....</i>	<i>50</i>
<i>Tabela 3.4 - Utilização dos bits da Porta E do MC68HC11-A1 para leitura das chaves do painel (GNDV = nível lógico zero, +5V = nível lógico 1).</i>	<i>57</i>
<i>Tabela 3.5 - Pinagem e sinais do conector DIN8F para conexão do conjunto de transdutores de ultra-som.</i>	<i>61</i>
<i>Tabela 3.6 - Pinagem e sinais do conector DB9M do cabo que interliga o SACEC e a bomba sistêmica.</i>	<i>61</i>
<i>Tabela 4.1 - Resultados do teste de medição da rotação da bomba.</i>	<i>72</i>
<i>Tabela 4.2 - Tabela de calibração do SACEC (em ciclos de clock do microcontrolador).....</i>	<i>75</i>
<i>Tabela 4.3 - Resultados dos testes de medição de nível nos oxigenadores de bolha e de membrana utilizando o conjunto de transdutores CT1 e calibração 1.....</i>	<i>78</i>
<i>Tabela 4.4 - Resultados dos testes de medição de nível nos oxigenadores de bolha e de membrana utilizando o conjunto de transdutores CT2 e calibração 2.....</i>	<i>79</i>
<i>Tabela 4.5 - Resultado do teste de medição de nível com incrementos de 10 ml na faixa de volume de 1200 ml do oxigenador de bolha utilizando o conjunto de transdutores CT2 e calibração 2.....</i>	<i>80</i>
<i>Tabela 4.6 - Resultados do teste do controle automático com Nível Inicial de 600 ml e Redução Inicial de 5 %.</i>	<i>81</i>
<i>Tabela 4.7 - Resultados do teste do controle automático com Nível Inicial de 600 ml e Redução Inicial de 10 %.</i>	<i>81</i>
<i>Tabela 4.8 - Resultados do teste do controle automático com Nível Inicial de 800 ml e Redução Inicial de 5 %.</i>	<i>82</i>
<i>Tabela 4.9 - Resultados do teste do controle automático com Nível Inicial de 800 ml e Redução Inicial de 10 %.</i>	<i>82</i>

Capítulo 1 - Introdução

Devido à necessidade de se parar o coração para correção de problemas cardíacos mais complexos, o grande avanço da cirurgia cardíaca só foi possível com o desenvolvimento de dispositivos externos ao paciente que realizassem circulação, oxigenação do sangue e remoção de gás carbônico durante a parada temporária do coração (USHIZIMA, 1995).

O conjunto de máquinas, aparelhos, circuitos e técnicas, mediante as quais se substituem temporariamente as funções do coração e dos pulmões enquanto estes órgãos ficam excluídos da circulação, é denominado circulação extracorpórea (CEC) ou *bypass* cardiopulmonar. A primeira cirurgia cardíaca com circulação extracorpórea realizada com sucesso ocorreu em 1953, comandada pelo cirurgião americano John Gibbon, após longo período de pesquisas e experiências (SOUZA & ELIAS, 1995).

Na circulação extracorpórea, a função de bombeamento do coração é desempenhada por uma bomba mecânica, denominada bomba sistêmica, e as funções dos pulmões são substituídas por um aparelho capaz de realizar as trocas gasosas com o sangue, denominado oxigenador. Tubos plásticos descartáveis interligam paciente, oxigenador e bomba sistêmica, permitindo a circulação extracorpórea do sangue.

A Figura 1.1 ilustra o procedimento de *bypass* cardiopulmonar, de forma simplificada, apresentando apenas o circuito principal constituído por paciente, bomba sistêmica e oxigenador. A rigor, esta figura representa um procedimento de CEC com oxigenador de bolha, pois o posicionamento da bomba sistêmica no circuito é diferente para cada oxigenador (bolha ou membrana), como será mostrado no Capítulo 2 que apresenta uma descrição mais detalhada da técnica e dos componentes.

Como pode ser depreendido da figura, o sangue venoso é desviado do coração e dos pulmões ao chegar ao átrio direito do paciente através de cânulas colocadas nas veias cavas superior e inferior (VCS e VCI). Pela linha venosa, o sangue venoso é levado ao oxigenador pela ação da gravidade e sifonagem, devido a um desnível de 40 a 60 cm entre o paciente e o oxigenador. No oxigenador, o sangue venoso recebe oxigênio, elimina gás

carbônico, é filtrado e tem sua temperatura regulada. Já "arterializado", o sangue é bombeado (através da bomba sistêmica) pela linha arterial para um ponto do sistema arterial do paciente, geralmente a aorta ascendente, de onde percorre o sistema arterial oxigenando os tecidos e recolhendo o dióxido de carbono. Este procedimento é mantido pelo tempo necessário à correção da lesão cardíaca e pode durar várias horas.

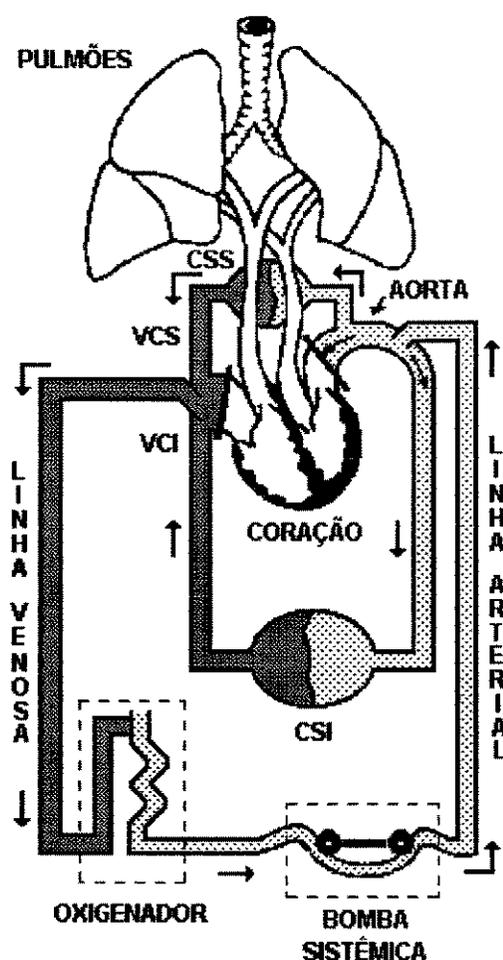


Figura 1.1 - Representação esquemática da circulação extracorpórea, onde VCS e VCI são, respectivamente, as veias cava superior e inferior e CSS e CSI, circulação sistêmica superior e inferior (modificado de SOUZA & ELIAS, 1995).

O total mundial de cirurgias cardíacas com circulação extracorpórea é de 650.000 por ano, sendo que 350.000 são realizadas nos Estados Unidos, onde as doenças do coração ainda afetam mais de um milhão de vidas a cada ano. No Brasil, no ano de 1993, foram realizadas aproximadamente 30.000 cirurgias com CEC e, em 1996, cerca de 35.000 (SOUZA & ELIAS, 1995; DORSON Jr. & LORIA, 1988; www.braille.com.br).

Desde o advento da circulação extracorpórea, numerosas complicações e acidentes têm sido relatados como resultado da técnica. A técnica é usada milhares de vezes no mundo diariamente mas ainda apresenta problemas relacionados à segurança no procedimento. Admite-se que ocorra um incidente sério a cada 300 perfusões e um acidente fatal a cada 1.500 perfusões (SOUZA & ELIAS, 1995).

Dentre os principais acidentes em circulação extracorpórea encontram-se aqueles com oxigenadores. O esvaziamento total do reservatório de sangue contido nos oxigenadores, de forma rápida e sem que o perfusionista (operador de CEC) perceba, que provoca a injeção maciça de ar (40 ml de ar ou mais) no paciente pela linha arterial, constitui o acidente mais grave e comum (embolia aérea maciça) com este aparelho. Isto pode ocorrer em virtude do pinçamento inadvertido da linha venosa (que interrompe o retorno de sangue), pela entrada de ar na linha venosa, ou pelo disparo da bomba sistêmica. O esvaziamento do reservatório de sangue dos oxigenadores ocorre quando a causa primária se associa a condução inadequada ou desatenta da perfusão. Nestes casos, o esvaziamento total do reservatório ocorre em questão de segundos, e a medida inicial a ser tomada é reduzir a rotação da bomba sistêmica, ou mesmo desligar a bomba se necessário (BEPPU *et al.*, 1995; SOUZA & ELIAS, 1995; STONEY *et al.*, 1980).

As mais importantes medidas preventivas de proteção contra embolia aérea maciça são: vigilância contínua por parte do perfusionista¹ (operador), o uso correto de filtros de sangue (ou filtros "cata-bolhas") e de detetores de bolhas na linha arterial, e detetores de nível nos reservatórios de sangue (HEART..., 1995; STONEY *et al.*, 1980).

O nível de sofisticação dos equipamentos para circulação extracorpórea, inclusive as bombas, tem aumentado consideravelmente nos últimos anos, graças à incorporação de numerosos recursos tecnológicos de desenvolvimento ou aperfeiçoamento recente. Apesar de não terem o seu uso estabelecido por norma, os detetores de nível de sangue dos

¹ O perfusionista é um membro da equipe cirúrgica com pré-requisitos definidos na área das ciências biológicas e da saúde, com conhecimentos básicos de fisiologia circulatória, respiratória, sanguínea e renal, de centro cirúrgico e esterilização e com treinamento específico no planejamento e ministração dos procedimentos de CEC (SOUZA & ELIAS, 1995; ANDERSON *et al.*, 1986).

oxigenadores, por exemplo, fazem parte de diversos equipamentos comerciais como acessório opcional (HEART..., 1995).

O detetor de nível dos oxigenadores é de concepção relativamente antiga tendo, inclusive, equipado algumas máquinas fabricadas no Brasil nos anos 70, consistindo num dispositivo mecânico que, quando acionado, interrompia o circuito elétrico da bomba sistêmica.

O detetor de nível de sangue dos oxigenadores ou reservatórios rígidos atuais consiste em um sensor ultra-sônico ou infravermelho, emissor e receptor, que o perfusionista ajusta na parede externa do oxigenador, na altura do nível mínimo desejado. Quando o nível do sangue cai abaixo do sensor, este aciona um alarme sonoro ou interrompe a bomba sistêmica, conforme regulado pelo perfusionista. Este dispositivo tem excelente aplicação na prevenção de embolia aérea maciça. Os fabricantes de oxigenadores costumam indicar em seus produtos o nível de 400 ml como nível mínimo de segurança para os oxigenadores de uso em adultos, sendo que a operação abaixo deste é de responsabilidade do perfusionista.

Os sistemas de última geração de máquinas para circulação extracorpórea comercializados incluem dispositivos de segurança e de monitoração comandados por microprocessadores, bem como recursos de controle computadorizado do sistema. Os microprocessadores estão interfaceados aos diversos componentes do sistema, o que permite a monitoração contínua e o registro de vários parâmetros importantes ao procedimento.

O interesse da empresa nacional Braille Biomédica (fabricante de equipamentos e produtos para circulação extracorpórea) em modernizar e aumentar a segurança dos seus equipamentos, impulsionou o ideal de desenvolver o SACEC, Sistema de Apoio à Circulação Extracorpórea. O sistema tem como finalidade aumentar a segurança no procedimento de CEC no que se refere aos acidentes provocados pelo esvaziamento acidental do reservatório de sangue dos oxigenadores.

O objetivo deste trabalho foi projetar e implementar o *hardware* e o *software* de um sistema microcontrolado que, a partir da medição discreta do nível de sangue no reservatório do oxigenador por meio de um transdutor ultra-sônico (que também foi

montado no trabalho), pudesse evitar o esvaziamento acidental do reservatório de sangue através do controle automático da rotação da bomba sistêmica. O sistema inclui alarmes audio-visuais e também um *display* de cristal líquido gráfico (LCD) para apresentação dos valores numéricos de nível e de rotação (monitorados constantemente), dos estados dos parâmetros de operação do sistema, da representação gráfica da variação de nível no reservatório de sangue do oxigenador, e de mensagens instrutivas e de alerta.

O projeto do SACEC foi desenvolvido para operação exclusiva com a bomba sistêmica (do tipo bomba de roletes) e os oxigenadores de bolha e de membrana (para utilização em adultos) da marca Braille Biomédica[®], mas pode ser adaptado para bombas e oxigenadores de outros fabricantes que apresentem configurações semelhantes.

Capítulo 2 - CEC e Detecção de Nível de Sangue

Para um melhor entendimento do trabalho proposto, é apresentado neste capítulo um estudo mais completo sobre circulação extracorpórea, englobando os tipos de bombas e oxigenadores utilizados atualmente, acessórios e circuitos de *bypass* típicos.

O capítulo inclui ainda um resumo sobre as técnicas utilizadas para medição de nível de líquido na indústria, técnicas já utilizadas para medição de nível no reservatório de sangue dos oxigenadores utilizados em CEC, além de um estudo sobre medição de nível por ultra-som, que apresenta a técnica usada no SACEC e suas limitações.

2.1 Circulação Extracorpórea

Na prática, comumente se denomina o conjunto de bombas utilizado para a circulação extracorpórea de máquina coração-pulmão artificial, aparelho coração-pulmão artificial ou, simplesmente, bomba coração-pulmão.

A máquina coração-pulmão artificial e componentes descartáveis (como o oxigenador) constituem a unidade de *bypass* cardiopulmonar, que são circuitos externos ao paciente que proporcionam circulação, oxigenação e filtração do sangue como um substituto temporário para as funções circulatória e pulmonar (HEART..., 1995).

A circulação extracorpórea é utilizada principalmente em cirurgias cardíacas, mas também, com alguma frequência, na forma convencional ou alguma de suas variantes, em outras áreas da cirurgia tais como: neurocirurgia, cirurgias de tumores renais, cirurgias de tumores da traquéia, cirurgias de transplante de fígado, e também para reaquecimento lento de pacientes que se tornam hipotérmicos pela exposição acidental ao frio ambiente, em países de clima frio da Europa e da América do Norte, dentre outras aplicações (SOUZA & ELIAS, 1995).

Uma outra aplicação importante da circulação extracorpórea é a técnica de ECMO (*Extracorporeal Membrane Oxygenation*), que constitui um *bypass* cardiopulmonar

prolongado onde uma máquina coração-pulmão artificial modificada é usada para suprir parte das funções cardíaca e pulmonar, por um período prolongado, em pacientes com problemas cardíacos (como falência ventricular) que aguardam cirurgia, ou ainda em pacientes com falha cardíaca ou pulmonar reversível, permitindo ao órgão "descansar" e se recuperar (BARTLETT *et al.*, 1986).

Uma máquina coração-pulmão convencional é composta pelos seguintes módulos:

- uma bomba sistêmica;
- uma ou mais bombas aspiradoras;
- uma bomba de água (regulador térmico);
- uma bomba de cardioplegia (opcional);

Os componentes descartáveis da unidade de *bypass* incluem o oxigenador/trocador de calor, o reservatório de cardiotomia (reservatório de sangue auxiliar), filtros (de sangue arterial, pré-*bypass*, de cardioplegia, bacteriano e de sangue), e cânulas, tubos plásticos e conectores que fazem a interligação entre oxigenador, bombas e paciente. As cânulas e conectores também podem ser de aço inoxidável, que é um material esterilizável em autoclave (pelo calor).

As máquinas atuais para circulação extracorpórea são modulares de forma a acomodar de 3 a 5 módulos, dependendo do projeto do fabricante. As bombas são construídas em módulos independentes, acomodados em um único suporte, que podem ser intercambiados ou substituídos, para manutenção ou reparos, ou mesmo para acomodar configurações específicas ditadas pela necessidade de procedimentos especiais.

Em geral, a base do console contém a rede de alimentação elétrica e os diversos pontos de força para acionamento dos módulos, protegidos contra líquidos e devidamente isolados para proteção do paciente e do perfusionista, e alguns fabricantes incluem um sistema de baterias de acionamento automático em caso de falha na rede elétrica. Existem hastes ou colunas telescópicas reguláveis nos dois lados da base do console e, geralmente, um travessão horizontal para acomodar equipamentos e acessórios necessários. Os suportes para os oxigenadores e filtros, dentre outros, são fixados nas hastes telescópicas. Existe ainda uma luminária flexível para auxiliar na observação do oxigenador.

2.1.1 Bombas Propulsoras

Como a circulação extracorpórea é realizada com o organismo humano em condições de repouso, não há necessidade de bombas de fluxo muito elevado. Para as necessidades da perfusão em humanos, a bomba sistêmica deve impulsionar volumes de sangue que atendam às necessidades em repouso de recém-nascidos e adultos, variando de 200 a 6000 ml por minuto, contra pressões de até 180 mmHg (24 KPa).

Dois tipos de bombas são usados atualmente para a propulsão de sangue: a **bomba de roletes** e a **bomba centrífuga**. A bomba de roletes é a mais utilizada, tanto para a função de bomba sistêmica quanto das aspiradoras e de cardioplegia. As bombas utilizadas para aspiração ou cardioplegia podem ser iguais à bomba sistêmica (de roletes), mas normalmente são utilizadas bombas de roletes menores e de menor fluxo, pois estas trabalham com fluxos menores que os da bomba sistêmica devido às funções que desempenham no circuito de *bypass* cardiopulmonar.

Uma questão antiga e ainda não esclarecida se refere ao uso de fluxo pulsátil na perfusão. Pesquisadores acreditam que, embora o fluxo pulsátil seja fisiologicamente mais natural, o fluxo não-pulsátil não afeta seriamente a função dos órgãos se a perfusão durar menos do que aproximadamente seis horas. Diante deste impasse, as bombas de fluxo não-pulsátil são mais utilizadas por sua maior simplicidade, mas bombas pulsáteis e sistemas de geração de fluxo pulsátil estão disponíveis no mercado (HEART..., 1995; DORSON Jr. & LORIA, 1988).

2.1.1.1 Bomba de Roletes

A bomba de roletes, como a mostrada na Figura 2.1, foi adotada em virtude da sua simplicidade mecânica e da facilidade de construção e uso, além do menor custo. O fluxo gerado por ela é não-pulsátil, mas também existem bombas de roletes que geram fluxo pulsátil. A bomba é operada eletricamente mas também pode ser acionada manualmente em caso de falha elétrica ou mecânica do equipamento, através de manivelas acopladas ao eixo dos roletes. O modelo de bomba ilustrado na Figura 2.1 é o que foi usado no projeto do SACEC.

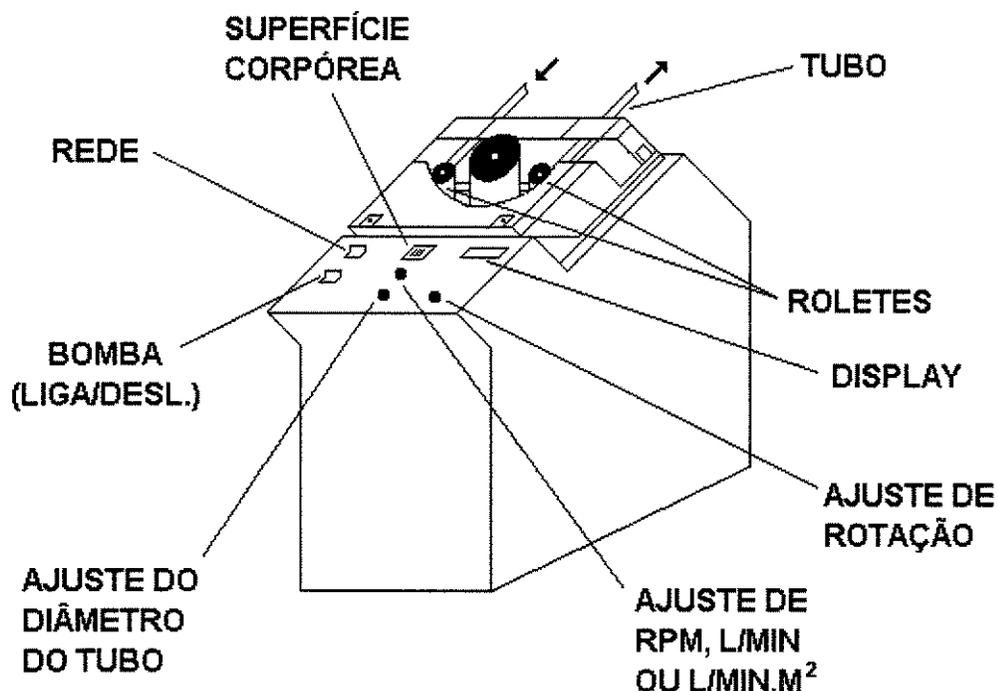


Figura 2.1 - Ilustração de uma bomba de roletes.

Na bomba de roletes, um segmento de tubo elástico é montado em um leito rígido em forma de ferradura, ocupando um segmento de círculo com prolongamentos paralelos, no qual excursionam dois cilindros opostos (roletes), equidistantes de um eixo central (ver Figura 2.2). À medida que o eixo central gira, os roletes comprimem o tubo e impulsionam o seu conteúdo. A todo momento um dos roletes está comprimindo o tubo, e o grau de oclusão dos roletes é manualmente ajustado pelo operador. Um rolete excessivamente apertado, além do ponto oclusivo, aumenta o traumatismo do sangue, podendo produzir hemólise² acentuada. Um rolete com folga excessiva permite refluxo, causa turbilhonamento e hemólise, além de impulsionar volumes variáveis de sangue de acordo com a resistência vascular sistêmica.

As bombas de roletes apresentam vantagens como poucos problemas de biocompatibilidade (porque o tubo descartável é a única superfície em contato com o sangue) e taxas de hemólise aceitáveis, possivelmente devido à ausência de refluxo ou turbulência quando os roletes estão no ponto correto de oclusão.

² Hemólise é a destruição de hemáceas.

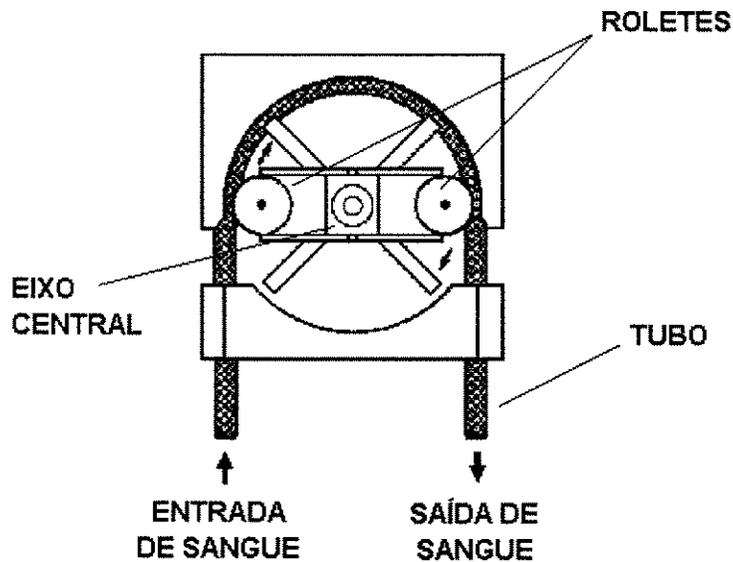


Figura 2.2 - Ilustração da compressão dos roletes sobre o tubo numa bomba de roletes.

Uma desvantagem dessa bomba é a pressão negativa elevada que exerce no orifício de entrada para aspirar o líquido a ser propelido. Ela não se enche passivamente, mas por sucção. Se não usada adequadamente, a bomba de roletes pode aspirar e bombear ar gerando complicações de extrema gravidade, e também pode continuar a bombear em casos de entupimento ou ruptura do tubo. Outro problema resulta da compressão dos roletes sobre o tubo, que pode causar desgaste da parede interna ou ruptura deste, liberando fragmentos plásticos na corrente sanguínea que podem causar embolia no paciente.

O tubo elástico usado nestas bombas para a excursão dos roletes pode ser de silicone, poliuretano ou polivinil, pelas suas propriedades elásticas e resistência ao atrito. O látex, natural ou sintético, foi abandonado por sofrer corrosão das paredes internas com o atrito, liberando fragmentos no interior da corrente sanguínea.

2.1.1.2 Bomba Centrífuga

O segundo tipo de bomba usada em circulação extracorpórea é a bomba centrífuga. Embora estas bombas sejam projetadas para fluxo não-pulsátil, têm sido usadas também para fluxo pulsátil com modificações apropriadas (SOUZA & ELIAS, 1995).

No tipo mais comum de bomba centrífuga, existe um conjunto de cones concêntricos, dos quais o mais externo contém um orifício central, de entrada, e um orifício lateral, de saída, aos quais se adaptam as linhas correspondentes (ver Figura 2.3). O cone

mais interno tem um acoplamento magnético com um rotor externo que o faz girar a elevadas rotações. O giro do cone interno faz girar os demais cones criando uma força centrífuga que é transmitida ao sangue e produz o fluxo sanguíneo. No outro tipo de bomba centrífuga, o princípio de operação é o mesmo, só que no lugar dos cones é utilizado um sistema de pás rotativas.

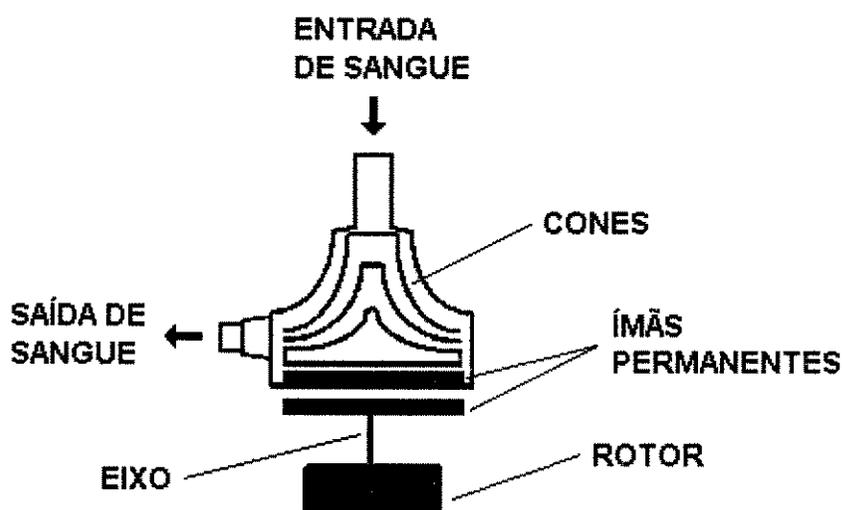


Figura 2.3 - Ilustração de uma bomba centrífuga.

Este tipo de bomba foi introduzida nos anos setenta, apresentada como atraumática para o sangue e incapaz de produzir embolias aéreas no caso de entrada acidental de ar no circuito. Apesar dos cones operarem em elevada rotação, a pequena área e o curto período de contato com o sangue resultam em baixos índices de trauma sanguíneo. A produção de hemólise em relação às modernas bombas de roletes não é significativamente menor, para a duração habitual da perfusão. Apesar disso, para procedimentos de longa duração como ECMO, a bomba centrífuga tem substituído com vantagens a bomba de roletes convencional por apresentar menores taxas de hemólise. Quando uma grande quantidade de ar (cerca de 40 ml) entra neste tipo de bomba, os cones (ou as pás rotativas) giram em falso ou travam evitando o bombeamento de ar para o paciente. Entretanto, existem relatos de bombeamento de ar por bombas centrífugas (HEART..., 1995).

Uma vantagem da bomba centrífuga é que os tubos não estão sujeitos à compressão como na bomba de roletes, de forma que o problema de desgaste ou quebra do tubo é evitado e o risco de embolia causada por material plástico é reduzido.

A principal desvantagem desta bomba é que o fluxo é dependente da resistência vascular sistêmica contra a qual a bomba impulsiona o sangue (possível vantagem durante oclusão do tubo). Quando a resistência periférica do paciente aumenta, o fluxo da bomba se reduz, e vice-versa. Para o adequado controle do funcionamento desse tipo de bomba é essencial um fluxômetro acoplado ao sistema, pois o fluxo da bomba não pode ser avaliado de outro modo.

A maior dificuldade para a generalização do uso das bombas centrífugas na circulação extracorpórea de rotina é o custo elevado do conjunto dos cones em comparação aos tubos da bomba de roletes.

2.1.2 Bomba de Água (Regulador Térmico)

A bomba de água, responsável pela circulação de água quente ou fria no trocador de calor dos oxigenadores, geralmente consiste de um módulo isolado do console principal das bombas de roletes ou centrífuga, como mostra a Figura 2.4.

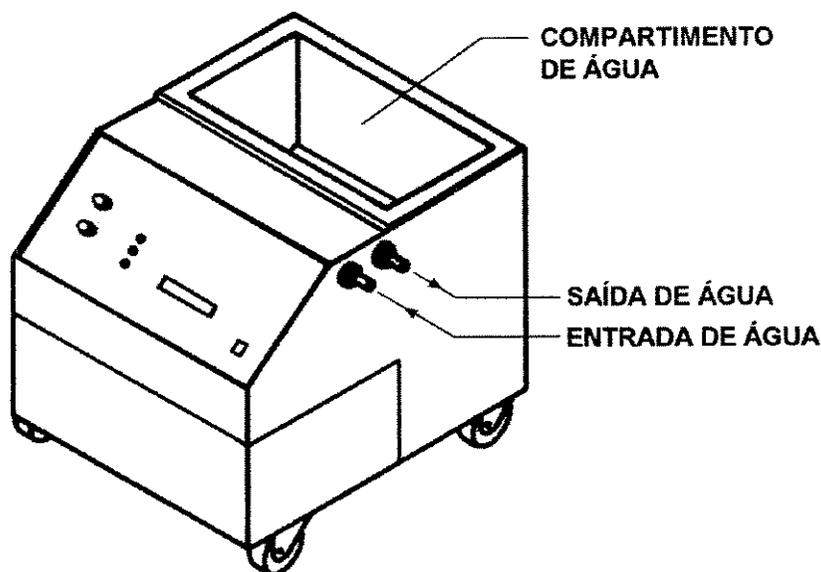


Figura 2.4 - Ilustração de um regulador térmico.

O equipamento contém um compartimento com uma resistência elétrica que faz o aquecimento da água. Reguladores permitem circular água a diferentes temperaturas e um dispositivo de servocontrole não permite que a temperatura da água ultrapasse os 42°C.

Quando há a necessidade de se resfriar a água para indução de hipotermia³, adiciona-se gelo ao compartimento. Outras bombas de circulação de água são mais completas e possuem unidades de refrigeração e de aquecimento, servocontroladas, que dispensam o uso do gelo em mistura com a água para indução de hipotermia.

Apesar da bomba de água normalmente ser um módulo independente, alguns fabricantes oferecem modelos onde as bombas sistêmica, de cardioplegia e de sucção, e a bomba de água, estão agrupadas em um único módulo. Em alguns hospitais, existe uma linha de água interna, como as linhas de gases, que é utilizada para circulação de água no trocador de calor, dispensando o uso da bomba de água.

2.1.3 Oxigenadores

De um modo simplificado, os oxigenadores são definidos como os dispositivos usados em circulação extracorpórea para fazer as trocas gasosas, ou seja, introduzir o oxigênio no sangue e eliminar o dióxido de carbono, produto final do metabolismo do organismo.

Os oxigenadores em uso nos dias atuais têm ampla capacidade de oxigenação e de eliminação de dióxido de carbono. As principais diferenças entre eles estão relacionadas ao volume de sangue necessário à sua função adequada, à quantidade de trauma produzido, à eficácia do trocador de calor, à resistência oferecida pelo oxigenador ao fluxo de sangue e à formação de microbolhas.

Conforme o método utilizado para a introdução do oxigênio no sangue, os oxigenadores utilizados atualmente podem ser de dois tipos:

- **Oxigenadores de bolha:** são os mais antigos. O oxigênio é dispersado no interior de uma coluna de sangue em microjatos que produzem bolhas. As trocas gasosas se processam na superfície das bolhas.

³ Hipotermia é a técnica de redução da temperatura corporal do paciente com o objetivo de reduzir o metabolismo e, conseqüentemente, o consumo de oxigênio e de substratos.

- **Oxigenadores de membrana:** são mais modernos. Contém uma membrana (que pode ser semipermeável ou microporosa) que separa o sangue do gás, sendo que as trocas gasosas são feitas por difusão dos gases através desta. Simulam melhor a troca de gases que ocorre nos pulmões.

As trocas gasosas nos oxigenadores de bolha dependem da relação entre o fluxo de gás e o fluxo de sangue, distribuídos em uma grande superfície, em função das características da câmara de oxigenação. Estes oxigenadores causam trauma às células sanguíneas, desnaturação de proteínas, e produzem microbolhas. Para procedimentos de curta duração (até aproximadamente 2 horas) são considerados tão eficazes quanto os oxigenadores de membrana, mas para procedimentos mais longos, os oxigenadores de membrana são considerados mais eficazes pois reduzem os traumas ao sangue e a quantidade de microbolhas liberada na linha arterial é bem menor (ABBRUZZESE *et al.*, 1991; CAVAROCCHI *et al.*, 1986; HESSEL II *et al.*, 1980; CLARK *et al.*, 1979).

2.1.3.1 Oxigenadores de Bolha

A Figura 2.5 apresenta a ilustração do modelo de oxigenador de bolha usado no projeto do SACEC, com a discriminação de suas partes principais.

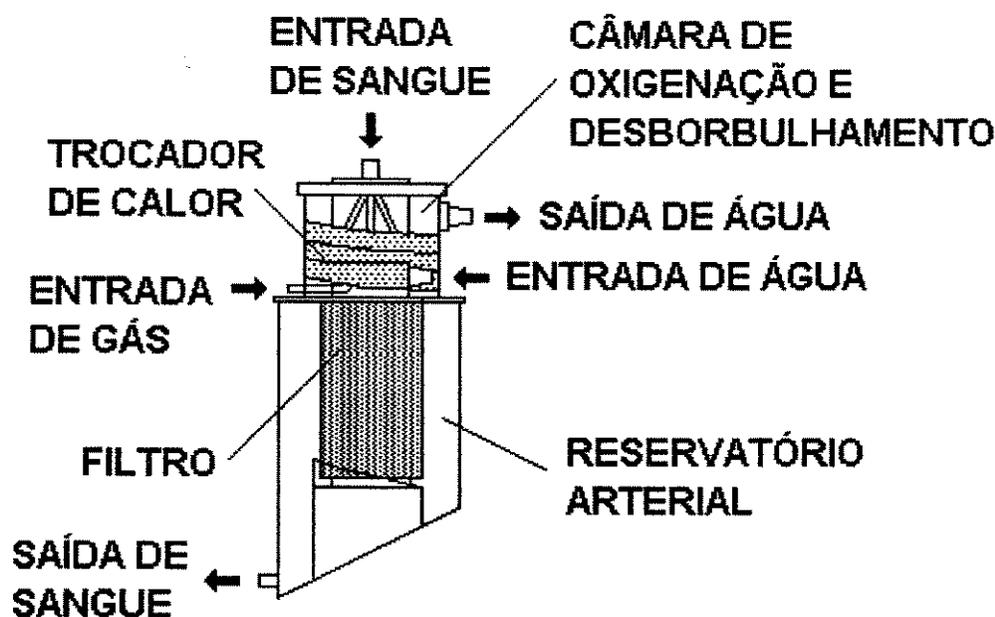


Figura 2.5 - Ilustração de um oxigenador de bolha.

A câmara de oxigenação do oxigenador de bolha é a que recebe o sangue venoso drenado do paciente por sifonagem simples. Na base desta se encontra o elemento dispersor de oxigênio, que pode ser um disco plano multiperfurado ou um elemento côncavo ou convexo. Neste elemento, o oxigênio injetado é dispersado em múltiplos jatos no sangue venoso, promovendo a formação das bolhas, facilmente visíveis com o aparelho em funcionamento. O dispersor de oxigênio é o elemento mais crítico da câmara de oxigenação, pois o diâmetro de seus poros determina o tamanho das bolhas e, conseqüentemente, a eficácia da transferência de gases pelo oxigenador. Para um mesmo fluxo de gás, bolhas menores proporcionam maior área total e, portanto, maior troca de oxigênio.

A câmara de desborbulhamento tem a finalidade de destruir as bolhas e eliminar para o ambiente o dióxido de carbono removido do sangue e o excesso de oxigênio introduzido na câmara de oxigenação. O principal elemento da câmara de desborbulhamento é o sistema de "quebra-bolhas", constituído por camadas de esponjas de poliuretano com grande superfície de contato, impregnadas por um tipo especial de silicone (o *antifoam A*) que reduz a tensão superficial das bolhas favorecendo seu rompimento.

A exposição do sangue do paciente à temperatura da sala de operações, o contato com o oxigênio e a evaporação de vapor de água, propiciam perda de calor e conseqüente redução da sua temperatura. Para compensar este fenômeno, existe um tubo metálico helicoidal no interior da câmara de oxigenação e desborbulhamento, chamado de trocador (ou permutador) de calor, pelo qual circula água com temperatura controlada, que através de trocas térmicas reaquece o sangue e mantém a temperatura do paciente. Também costuma-se utilizar o trocador de calor para reduzir a temperatura do paciente (hipotermia) e, conseqüentemente, o metabolismo celular, através da circulação de água gelada no seu interior, em procedimentos cirúrgicos onde é necessário reduzir o fluxo da bomba sistêmica para facilitar as técnicas e algumas manobras cirúrgicas.

Depois de oxigenado e desborbulhado, o sangue passa por um filtro de bolhas e micropartículas e fica armazenado no reservatório arterial enquanto é bombeado de volta ao paciente. Este reservatório é um importante elemento de segurança contra o bombeamento acidental de ar no sistema arterial do paciente. Estudos demonstram que,

mesmo com a câmara de desborbulamento e o filtro, microbolhas chegam à linha arterial (ABBRUZZESE *et al.*, 1991). Quanto mais eficaz a câmara de desborbulamento, menor é a liberação de microbolhas pelo oxigenador.

2.1.3.2 Oxigenadores de Membrana

Na tentativa de reduzir os inconvenientes e o traumatismo da oxigenação artificial do sangue causados pelos oxigenadores de bolha, procurou-se desenvolver um método de oxigenação artificial o mais semelhante possível à oxigenação natural. Durante os processos naturais de oxigenação e remoção de dióxido de carbono nos pulmões, não há contato direto entre o sangue dos capilares pulmonares e o ar dos alvéolos. O sangue e o gás estão separados pela membrana alvéolo-capilar, que é uma membrana semipermeável.

O desenvolvimento da tecnologia de produção de membranas semipermeáveis artificiais permitiu a construção de uma moderna geração de oxigenadores que, com o passar do tempo, tem substituído os oxigenadores de bolha na maioria das aplicações. Nos Estados Unidos, no ano de 1983, os oxigenadores de bolha foram usados em 75% das cirurgias realizadas; em 1993, 91% dos oxigenadores utilizados foram de membrana. Essa mesma tendência ocorreu na Europa e demais continentes, com maior ou menor velocidade, dependendo, fundamentalmente, da redução dos custos das membranas (SOUZA & ELIAS, 1995).

Separando o sangue do oxigênio e do dióxido de carbono, os oxigenadores de membrana incorporam membranas, que podem ser semipermeáveis (sem poros) ou microporosas (com poros), construídas de materiais sintéticos permeáveis aos gases respiratórios. Estes oxigenadores permitem o controle independente da transferência de oxigênio para o sangue e da eliminação de gás carbônico do sangue para o oxigenador, quando utilizado um misturador de gases. São considerados mais fisiológicos, principalmente pela inexistência de contato direto entre o sangue e o gás. Uma ilustração do modelo de oxigenador de membrana usado no desenvolvimento do SACEC, com a discriminação de suas partes principais, é apresentada na Figura 2.6.

O sangue venoso do paciente que, por sifonagem, drena pela linha venosa, passa por um filtro e é coletado no reservatório venoso, onde o nível deve ser constantemente monitorado para evitar que o reservatório esvazie.

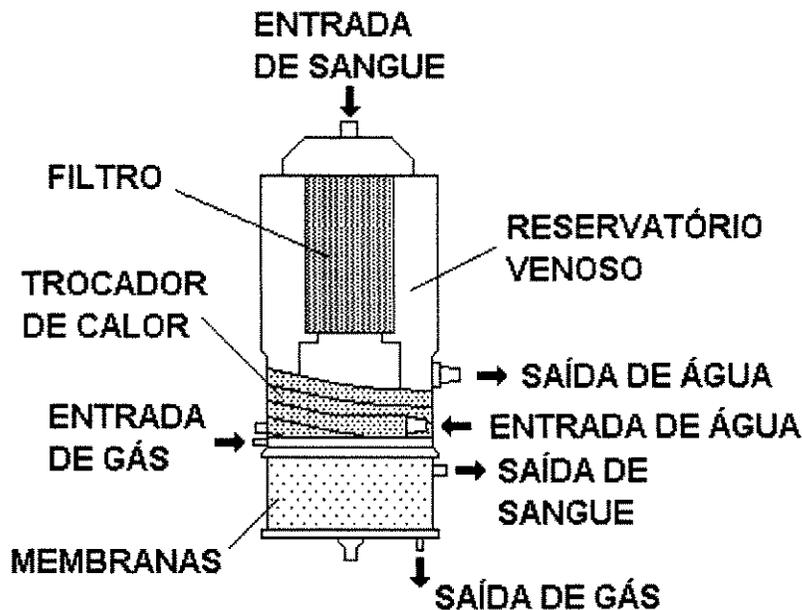


Figura 2.6 - Ilustração de um oxigenador de membrana.

O trocador de calor está posicionado na parte inferior do reservatório venoso e sua função e funcionamento são os mesmos descritos para os oxigenadores de bolha. O sangue que sai do reservatório venoso é impulsionado pela bomba sistêmica para o setor das membranas, onde são realizadas as trocas gasosas por difusão dos gases através da membrana.

De um modo geral, a passagem de um gás através da membrana depende da permeabilidade da membrana ao referido gás e da diferença de pressão parcial desse gás entre os dois lados da membrana. A permeabilidade é uma propriedade relacionada ao diâmetro médio dos poros, à porosidade, à espessura e ao material de que a membrana é construída. Nas membranas semipermeáveis de silicone, a passagem do dióxido de carbono é cerca de 5 vezes mais rápida que a passagem do oxigênio (SOUZA & ELIAS, 1995).

2.1.4 Outros componentes da Unidade de *Bypass*

Cardiopulmonar

Além dos componentes já descritos (bombas e oxigenadores), a unidade de *bypass* cardiopulmonar inclui ainda o reservatório de cardiotomia, filtros (de sangue arterial, pré-*bypass*, de cardioplegia, bacteriano e de sangue), cânulas, tubos plásticos e conectores.

2.1.4.1 Reservatório de Cardiotoria

Durante a perfusão, o retorno venoso da circulação coronariana pelo seio coronariano (no interior do átrio direito), o sangue da circulação colateral pulmonar, o sangue das cavidades cardíacas e o sangue que extravasa no campo cirúrgico durante a cirurgia, é recolhido pelas bombas aspiradoras para o reservatório de cardiotoria.

O reservatório de cardiotoria é semelhante ao reservatório venoso do modelo de oxigenador de membrana apresentado na Figura 2.6, de forma que seu uso pode ser dispensado quando este tipo de oxigenador for utilizado e a volemia do paciente não for tão elevada. Tem capacidade de armazenar de 1 a 2 litros de sangue e contém um filtro com capacidade de filtrar micropartículas e remover espuma e bolhas de ar, pois o sangue aspirado do campo cirúrgico é misturado ao ar do meio ambiente e, além disso, pode conter pequenos fragmentos de tecidos, grumos celulares e de gordura, restos de fios cirúrgicos ou cera de osso. A aspiração do sangue pelas bombas aspiradoras deve ser feita com baixa sucção para minimizar o trauma sanguíneo.

O reservatório de cardiotoria, dentre outras funções, também é utilizado como reservatório de sangue auxiliar quando a volemia do paciente é elevada e o retorno venoso é excessivo para a capacidade do oxigenador.

2.1.4.2 Filtros

O filtro de sangue arterial é colocado na linha arterial do circuito de *bypass* e sua função é remover partículas e microbolhas gasosas do sangue que sai do oxigenador, antes de sua infusão no sistema circulatório do paciente. Também serve como "cata-bolhas" quando há entrada acidental de maiores volumes de ar na linha arterial. O filtro de sangue arterial é um dispositivo acessório importante do circuito extracorpóreo que aumenta a margem de segurança da perfusão contra a ocorrência de embolia aérea ou de outra natureza (ABBRUZZESE *et al.*, 1991).

As soluções usadas para cardioplegia, quando estocadas, formam micropartículas no seu interior que, quando administradas ao paciente, podem obstruir ramos da circulação coronariana ou, mais frequentemente, desencadear estímulos vasoconstritores locais. Por esse motivo, as soluções cardioplégicas cristalóides são filtradas e, quando utilizada a cardioplegia sanguínea, é usado um filtro para a solução cristalóide e outro para o sangue.

Os filtros pré-*bypass* são utilizados na lavagem do circuito de *bypass* (através da recirculação de "primer"), realizada antes da conexão das linhas venosa e arterial ao paciente, para remover partículas contidas no oxigenador, filtro de sangue arterial e tubos, resultantes do processo de fabricação. Após a recirculação do "primer", os filtros pré-*bypass* são removidos e descartados.

O sangue estocado para transfusões em geral apresenta a formação de grumos celulares de leucócitos e outros aglomerados, de forma que quando há a necessidade de adicionar sangue ao perfusato durante a circulação extracorpórea, é necessário utilizar um filtro de sangue.

Os filtros bacterianos são colocados na linha de gás que chega aos oxigenadores com a finalidade de prevenir a contaminação bacteriana e remover eventuais partículas originadas das fontes de gases.

2.1.4.3 Tubos, Cânulas e Conectores

Os tubos plásticos funcionam como condutores do sangue entre os diversos componentes do circuito extracorpóreo e fazem as conexões com o sistema circulatório do paciente. São construídos a base de polímeros e o mais usado é o PVC (cloreto de polivinil). Apresentam elasticidade, dureza e rigidez suficientes além de serem claros, transparentes, bem polidos e atóxicos. Os tubos do circuito extracorpóreo são todos descartáveis.

As cânulas de retorno sanguíneo e arterial e os diversos tipos de conectores utilizados no circuito de *bypass* cardiopulmonar são fabricados de aço inoxidável com elevado polimento, silicones, PVC ou outros plásticos rígidos.

2.1.5 Cardioplegia

Uma cirurgia cardíaca eficaz requer um coração imóvel, relaxado e sem sangue, combinado com o mínimo possível de lesões ao miocárdio. As melhores condições para a correção dos defeitos intracardíacos são oferecidas pela parada diastólica do coração, ou seja, pela cardioplegia (DORSON Jr. & LORIA, 1988).

O metabolismo cardíaco é bastante elevado para manter a integridade celular do miocárdio e produzir a energia necessária às suas funções de bomba propulsora do sistema circulatório. A oclusão da aorta ascendente durante a cirurgia cardíaca interrompe o fluxo de sangue pelas artérias coronárias, facilitando o procedimento cirúrgico. Em contrapartida, interrompe o fornecimento de oxigênio ao coração, alterando a atividade elétrica de modo a cessar a atividade mecânica do miocárdio. Essa isquemia, entretanto, não é bem tolerada pelo miocárdio, a não ser por curtos intervalos de tempo. Dessa forma, além da cardioplegia, há a necessidade de cardioproteção, ou seja, proteção do miocárdio.

No passado foram usadas diferentes técnicas de cardioplegia sem proteção do miocárdio (cardioplegia não-protégida), incluindo, dentre outras, a parada anóxica por pinçamento aórtico e a fibrilação ventricular. Atualmente a técnica utilizada por mais de 80% das equipes cirúrgicas é a cardioplegia química com proteção do miocárdio ou cardioplegia protegida (SOUZA & ELIAS, 1995).

As soluções cardioplégicas utilizadas na cardioplegia química têm como componentes principais o potássio e/ou o magnésio. O potássio é o íon de maior concentração intracelular, mantida pela bomba sódio-potássio. Uma concentração extracelular de potássio elevada provoca a despolarização prolongada (enquanto a concentração se mantiver elevada) da membrana celular, resultando em assistolia prolongada. O magnésio bloqueia a entrada de cálcio na célula quando sua concentração extracelular é elevada, bloqueando a ação da enzima conversora do ATP, o que reduz a contratilidade miocárdica.

A cardioplegia química pode ser cristalóide ou sanguínea. Na cardioplegia cristalóide, os agentes cardioplégicos misturados à uma solução cristalóide hipotérmica (4 a 7 ° C) são infundidos na raiz da aorta, ou diretamente nos óstios coronarianos, com o auxílio de uma bolsa pressurizada contendo a solução e de um equipo comum de soro, ou por meio de um reservatório oxigenador/trocador de calor e de uma bomba de roletes, num circuito separado do circuito de CEC. Na cardioplegia sanguínea, a solução cardioplégica, normalmente ministrada através de uma bomba de infusão, mistura-se no trocador de calor com o perfusato de uma derivação da linha arterial do oxigenador, é impulsionada por uma bomba de roletes, passa pelo filtro de cardioplegia e é infundida na circulação coronariana

por via anterógrada (na raiz da aorta ou óstios coronarianos) ou retrógrada (no óstio do seio coronariano do átrio direito).

A cardioplegia sanguínea é considerada quase sempre protegida em face dos substratos normalmente existentes no sangue, a não ser que contenha substâncias que por características próprias ou por excesso (como o potássio na solução de Melrose) levem a um grau de agressão do miocárdio que supere o grau de proteção. A cardioplegia cristalóide só será protegida caso contenha elementos que propiciem algum grau de proteção miocárdica, como substratos ou mesmo o frio, e não apenas o potássio em doses elevadas, o qual só causa a parada do coração (GODOY & BRAILE, 1994).

2.1.6 Circuitos de *Bypass* Cardiopulmonar

Existe uma grande variedade de configurações para o circuito de *bypass*. Algumas estão relacionadas às necessidades especiais de certos procedimentos cirúrgicos, enquanto outras são fruto de preferências individuais do perfusionista ou da equipe cirúrgica. A Figura 2.7 apresenta o diagrama esquemático de um circuito de CEC típico, incluindo os componentes principais como bombas (arterial, aspiradoras e de cardioplegia), oxigenador/trocador de calor, bomba de água, reservatório de cardiectomia, filtro de sangue arterial e filtro de cardioplegia. Neste diagrama em blocos é representada uma linha de cardioplegia sanguínea de forma simplificada, sem a bomba de infusão e o misturador.

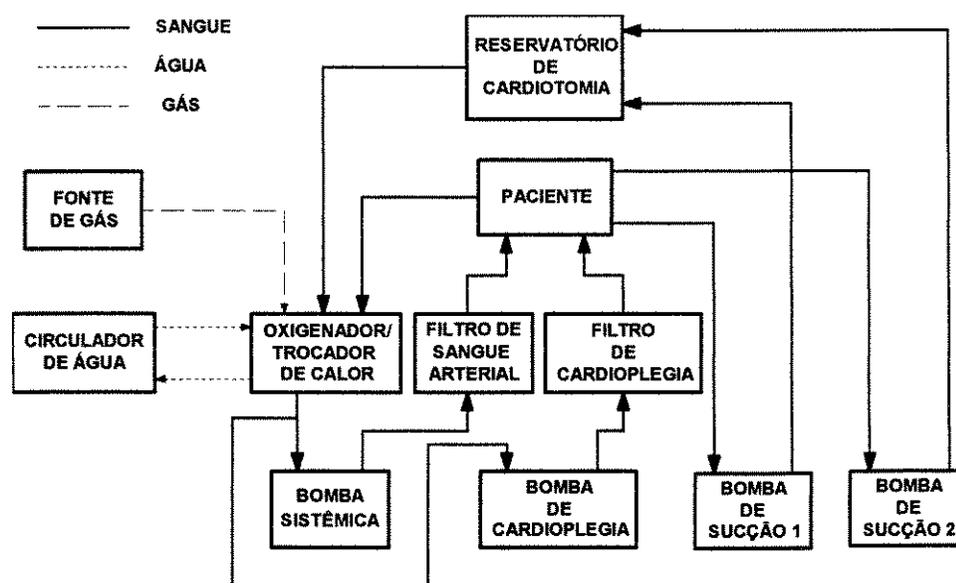


Figura 2.7 - Diagrama esquemático de um circuito de CEC típico.

No circuito típico da perfusão, o sangue é drenado das veias cavas superior e inferior (ou do átrio direito), por gravidade e sifonagem, para o oxigenador de bolha ou para o reservatório venoso dos oxigenadores de membrana. No oxigenador de bolha o sangue é oxigenado pela dispersão de gás no seu interior, desborbulhado, filtrado e devolvido, pela impulsão da bomba sistêmica, ao sistema arterial do paciente, através de uma cânula introduzida na aorta ascendente ou na femoral (ver Figura 2.8). Nos oxigenadores de membrana, o sangue do reservatório venoso é impulsionado pela bomba sistêmica através do compartimento das membranas onde, por difusão, capta o oxigênio e elimina o dióxido de carbono; da saída arterial do oxigenador de membrana, continua seu percurso pela linha arterial, para a cânula introduzida na aorta ascendente ou na femoral (ver Figura 2.9).

O sangue do campo cirúrgico, do interior das cavidades cardíacas e da circulação pulmonar, bem como o retorno venoso da circulação coronariana e da circulação colateral, é devolvido ao circuito principal pelas bombas aspiradoras, para o reservatório de cardiectomia (ou diretamente para o oxigenador), onde é separado do ar e das bolhas, filtrado e retornado à câmara de oxigenação e desborbulhamento dos oxigenadores de bolha ou ao reservatório venoso dos oxigenadores de membrana. O reservatório arterial dos oxigenadores de bolha e o reservatório venoso dos oxigenadores de membrana servem ainda como "reserva" contra flutuações do retorno venoso do paciente ou do volume total de perfusato do circuito principal.

A necessidade de manter a temperatura do paciente, compensando suas perdas de calor para o ambiente por radiação nas superfícies do circuito principal ou, opcionalmente, a necessidade de induzir e reverter a hipotermia, requer um circuito adicional que liga a bomba de água ao trocador de calor dos oxigenadores, para permitir as trocas térmicas entre a água e o sangue.

A proteção do miocárdio durante a interrupção da função de bombeamento do coração, através da administração de soluções cardioplégicas, requer um circuito adicional que bombeie as soluções até o paciente (bomba de cardioplegia).

A Figura 2.8 ilustra de forma simplificada um circuito de CEC utilizando oxigenador de bolha, e a Figura 2.9 um circuito com oxigenador de membrana. É

importante observar que além do tipo de oxigenador, um outro fator que diferencia os dois circuitos é o posicionamento da bomba sistêmica no circuito.

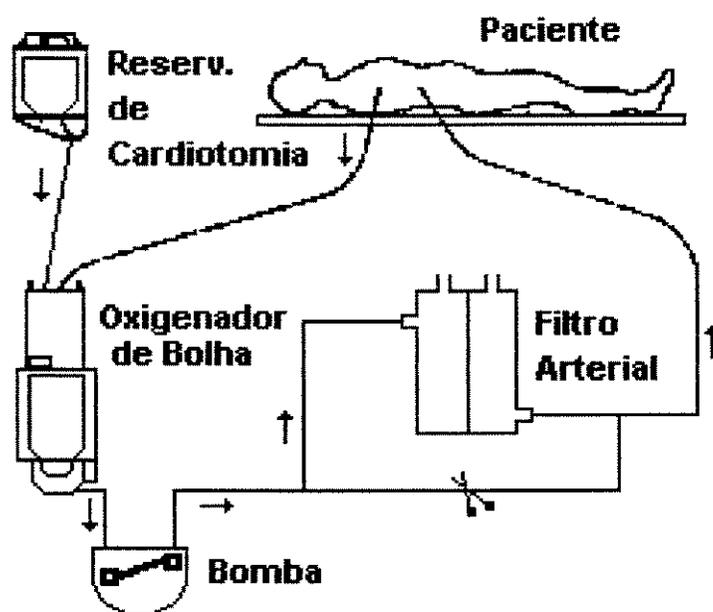


Figura 2.8 - Ilustração simplificada de um circuito de bypass com oxigenador de bolha (modificado de SOUZA & ELIAS, 1995).

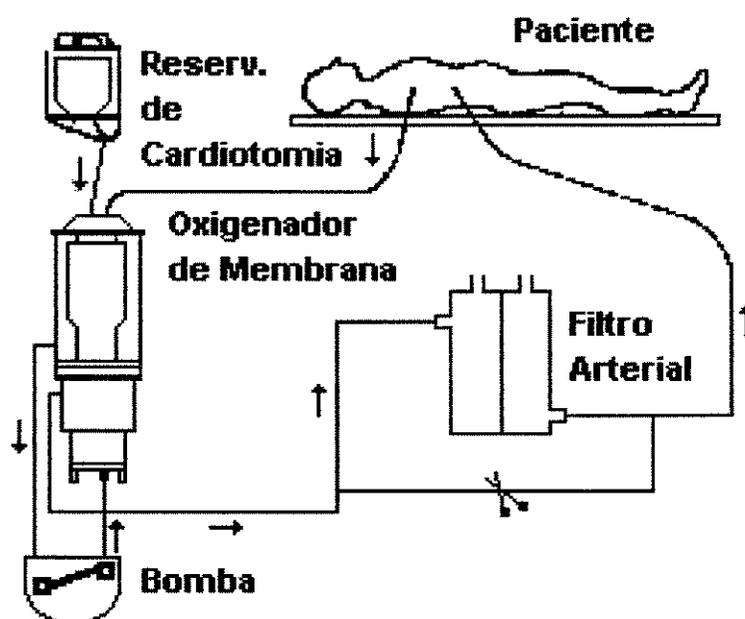


Figura 2.9 - Ilustração simplificada de um circuito de bypass com oxigenador de membrana (modificado de SOUZA & ELIAS, 1995).

Outros dispositivos e acessórios que completam o circuito de CEC são: pinças ou outros dispositivos reguladores da drenagem venosa, linhas para administração de gases

com fluxômetros e misturadores, monitores de temperatura do sangue, da água e do paciente, monitores de pressão, conexões para coleta de amostras de sangue arterial e venoso, aparelho para determinação do tempo de coagulação ativado e, opcionalmente, linhas para procedimentos de ultrafiltração ou hemoconcentração, e conectores com transdutores para monitoração de gases diretamente no circuito.

2.2 Medição de Nível de Líquidos

A medição do nível de um líquido em um reservatório pode parecer simples, mas pode tornar-se relativamente difícil se, por exemplo, o líquido for corrosivo, radioativo, ou estiver mantido sob altas pressões. Dificuldades também são encontradas quando necessita-se de elevada precisão em medições em reservatórios muito grandes ou muito pequenos, ou em reservatórios abertos (SOISSON, 1975; FIBRANCE, 1962, CONSIDINE, 1957).

A importância da medição de nível pode ser atribuída, dentre outras coisas, à simples necessidade de se evitar o esvaziamento excessivo ou transbordamento do líquido no reservatório ou de se conhecer o volume desse líquido, à necessidade de controle de pressão e fluxo dentro e fora do reservatório, ou também para determinação da interface entre líquidos não-miscíveis (LOPES, 1996 a).

A escolha do tipo de medidor a ser utilizado deve levar em consideração os seguintes fatores: o tipo de aplicação, tipo de líquido, tipo de reservatório, precisão requerida e custo (WATERBURY, 1994).

Existe atualmente uma grande variedade de sensores e sistemas comerciais para detecção, medição e controle de nível de líquidos. Os fabricantes utilizam todas as propriedades dos líquidos, desde a gravidade específica (flutuadores de chaveamento *on/off* e flutuadores magnéticos) até a pressão hidrostática (transdutores de pressão), viscosidade, transmissão/reflexão de sinais (ultra-som, microondas, radiação luminosa ou nuclear) e propriedades elétricas (medidores resistivos e capacitivos), para projetar sensores para todos os tipos de aplicações (BALCOMBE, 1994; CHETTLE, 1993).

A medição de nível pode ser contínua ao longo de toda a altura do reservatório, para a monitoração de faixas de níveis discretas ou determinação de volume, ou pontual,

para a monitoração de um nível específico (BABB, 1996; CHETTLE, 1993; MORRIS, 1992).

Em aplicações industriais onde a medição contínua do nível de líquidos em tanques é necessária, as técnicas mais utilizadas são a medição da pressão exercida pela coluna de líquido no fundo do reservatório, através de transdutores de pressão (ROZHKOV, 1991), e a reflexão de uma onda ultra-sônica na superfície do líquido (CHETTLE, 1993). Quando há necessidade de medição de nível sem contato direto entre transdutor e líquido, as técnicas mais comuns são o ultra-som, o laser (fibra ótica) (BETTA *et al.*, 1995) e o infravermelho. Dentre essas três técnicas, a mais frequentemente usada é o ultra-som, devido ao baixo custo e também por poder ser utilizado em ambientes poluídos, escuros ou com fumaça (VARGAS *et al.*, 1997).

Em relação à medição de nível no reservatório dos oxigenadores utilizados em circulação extracorpórea, Stoney *et al.* (1980) relatam o uso de um sensor infravermelho, posicionado externamente ao reservatório, para detecção pontual do nível mínimo, e de um transdutor de pressão que determina quando o reservatório está muito vazio. Beppu *et al.* (1995) utilizam uma coluna de 62 sensores infravermelho separados por uma distância de 2,54 mm e instalados na parede externa do reservatório do oxigenador, para medir continuamente o nível de sangue no oxigenador em faixas discretas com resolução aproximada de 30 ml. Souza e Elias (1995) relatam o uso de um transdutor ultra-sônico, posicionado na parede externa do reservatório do oxigenador, para detecção pontual do nível mínimo.

No projeto do SACEC, optou-se por utilizar o ultra-som na medição do nível de sangue no reservatório do oxigenador por ser uma técnica já bem conhecida e estudada (medição de distância por ultra-som) (VARGAS *et al.*, 1997; LONGBOTTOM & EREN, 1994; McKNIGHT & CLARE, 1990), e também por ser a linha de pesquisa do grupo. Além disso, o ultra-som é uma técnica de baixo custo (VARGAS *et al.*, 1997; BALCOMBE, 1994), inócua ao sangue quando utilizada em baixas potências (menor que $1 \text{ mW} / \text{cm}^2$) (WELLS, 1993), sem contato direto com o sangue (o que evita contaminações) e que permite controle automático da bomba, além de ainda não ter sido utilizada para medição contínua do nível no reservatório dos oxigenadores.

A medição de pressão (por *strain gages*), o *laser* e o infravermelho também possibilitariam a medição contínua de nível ao longo do reservatório de sangue dos oxigenadores, sem contato direto com o sangue. A medição da pressão exercida pela coluna de sangue no fundo do oxigenador é complicada pela dificuldade de se colocar os *strain gages* na base do reservatório, pela baixa pressão exercida pela coluna de sangue, e pela possibilidade de alteração da densidade do sangue devido à drogas e substâncias de hemodiluição adicionadas durante a CEC. O *laser* e o infravermelho são mais apropriados para medições em superfícies planas (sem vibrações) e opacas (VARGAS *et al.*, 1997). Como são bastante diretivos, a vibração do sangue pode causar reflexões secundárias, e a adição de drogas e substâncias de hemodiluição durante a CEC podem alterar o índice de refração do sangue.

2.2.1 Medição de Nível por Ultra-Som

De forma simplificada, o ultra-som pode ser definido como ondas acústicas (ondas mecânicas) com frequências acima das frequências que podem ser detectadas pelo ouvido humano, de aproximadamente 20 KHz a várias centenas de MHz (CHRISTENSEN, 1988).

Toda onda acústica possui uma frequência (f) e velocidade de propagação (c), a qual é uma característica do meio por onde a onda se propaga. Como exemplo, a velocidade de propagação do som no ar é 330 m/s, na água é de 1520 m/s, e no sangue, 1530 m/s (BRONZINO, 1986).

Quando uma onda acústica encontra uma interface entre dois meios diferentes (meios de impedâncias acústicas diferentes), pode ser parcialmente refletida. A onda refletida retorna na direção oposta e com mesma velocidade de propagação que a onda incidente, pois propaga-se no mesmo meio. A onda transmitida continua a se propagar na mesma direção da onda incidente, mas com velocidade de propagação característica do novo meio onde está se propagando. Considerando que o comprimento de onda (λ) da onda ultra-sônica não é comparável ou maior que as dimensões da interface, e que esta é plana e perpendicular ao plano de propagação, todas as leis geométricas da ótica podem ser aplicadas (CHRISTENSEN, 1988; WELLS, 1977).

A reflexão de ondas ultra-sônicas em materiais como metais, madeira, concreto, vidro, borracha e papel é elevada, enquanto materiais como tecidos, algodão e lã absorvem quase toda a radiação ultra-sônica. A reflexão em materiais sólidos que apresentam superfícies onduladas é bastante irregular. Este mesmo problema é encontrado na medição de nível de líquidos. Para líquidos em repouso a reflexão é regular e a medição de nível apresenta boa precisão, mas se o líquido sofrer qualquer perturbação que provoque o surgimento de ondas na sua superfície, a reflexão se torna irregular e a precisão da medição de nível é prejudicada. A variação da temperatura ambiente afeta a velocidade de propagação do som, o que pode ser um problema em medições onde maior precisão é requerida (VARGAS *et al.*, 1997).

Quando uma onda acústica se propaga em um meio real, sua intensidade decai com a distância percorrida em função de vários fatores, tais como: divergência do feixe em relação ao eixo central (que provoca uma diminuição da energia por unidade de área), absorção pelo meio (onde parte da energia é convertida em calor) e outros. É importante salientar ainda que a atenuação da onda no meio é diretamente proporcional à sua frequência. Ou seja, quanto maior a frequência maior a atenuação, e vice-versa (LOPES, 1996 b).

Como na maioria das aplicações de ultra-som para medição de nível a propagação se faz no ar, meio que apresenta uma elevada atenuação da onda acústica (aproximadamente 1,2 dB/cm para $f = 1$ MHz) (BRONZINO, 1986), os transdutores utilizados para tal finalidade normalmente trabalham em frequências entre 20 e 40 KHz, com o propósito de minimizar o problema da atenuação da onda ultra-sônica. Também podem ser usados transdutores com frequências maiores que 40 KHz, mas ainda da ordem de KHz, quando o meio de propagação não apresentar atenuação elevada da onda ultra-sônica ou a distância a ser medida for relativamente pequena (LYNNWORTH, 1989).

A medição de nível por ultra-som consiste, basicamente, na medição de distância, que já é uma técnica conhecida e estudada. O transdutor ultra-sônico detecta o tempo de propagação de um pulso ultra-sônico refletido em um objeto e, com base neste tempo, a distância entre o transdutor e o objeto é calculada. A Figura 2.10 ilustra esta técnica, que foi utilizada para medição de nível no projeto do SACEC, com dois transdutores ultra-sônicos (um emissor e um receptor) trabalhando no modo pulso-eco.

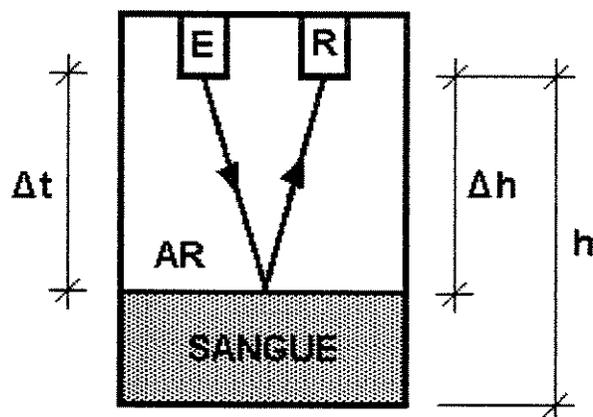


Figura 2.10 - Medição de nível por ultra-som.

O emissor de ultra-som (E), quando excitado, emite um pulso ultra-sônico (com a frequência de ressonância do transdutor) que se propaga pelo ar até encontrar a interface com o líquido, onde a onda sofre reflexão, retorna e é detectada pelo receptor de ultra-som (R). Como já mencionado, a velocidade de propagação do ultra-som no ar é conhecida e considerada constante (330 m/s) e, portanto, o tempo de propagação (Δt) do pulso pelo ar desde sua emissão até a recepção, é proporcional ao nível do líquido.

Quando a altura e a seção transversal do reservatório são conhecidas e constantes, é possível a determinação do volume. Medindo-se o tempo de propagação (Δt) do pulso ultra-sônico pelo ar, desde sua emissão até a recepção, determina-se a altura da coluna de ar dentro do reservatório, pois $\Delta h = c \times \Delta t / 2$, onde Δh é a altura da coluna de ar, c é a velocidade de propagação do som no ar, e Δt é o tempo de propagação emissor-receptor do pulso ultra-sônico. Sendo a altura h do reservatório conhecida, subtraindo-se h do valor de Δh calculado determina-se a altura da coluna de líquido dentro do reservatório. Sendo a seção transversal do reservatório conhecida e constante, multiplicando-se $h - \Delta h$ pelo valor da seção transversal determina-se o volume no reservatório. Desta forma, é possível a monitoração contínua do volume através da implementação de um algoritmo simples.

Como os oxigenadores de bolha e de membrana utilizados no projeto do SACEC não apresentam seção transversal constante ao longo de todo o reservatório de sangue, torna-se difícil fazer a monitoração contínua do volume de sangue no reservatório do oxigenador. A solução possível é fazer a medição de nível ao longo de toda a altura do reservatório, só que em faixas de níveis discretas, através de um sistema pré-calibrado. Ou seja, medindo-se o tempo de propagação emissor-receptor (Δt) do pulso ultra-sônico para

cada nível que se deseja monitorar, e armazenando esta informação no sistema através de uma calibração prévia, é possível monitorar o nível no reservatório de forma discreta. Quanto maior a quantidade de faixas de níveis discretas que forem medidas e pré-calibradas, maior será a resolução do sistema.

A monitoração de níveis discretos não é tão precisa quanto a monitoração contínua de volume, mas se aplica a casos onde não é necessário conhecer o volume exato de líquido dentro do reservatório, como na medição de nível no reservatório de sangue dos oxigenadores.

O método convencional para determinação do tempo de propagação emissor-receptor (Δt) do pulso ultra-sônico, consiste em iniciar um contador quando o emissor é excitado e interrompê-lo quando o sinal de eco atinge um limiar de tensão pré-fixado. Este método apresenta uma grande incerteza na determinação do momento da chegada do eco, pois a amplitude e a forma do eco variam com a distância e componentes de ruído. Reservatórios com paredes estreitas e/ou com irregularidades na superfície interna, fazem com que o espalhamento da radiação ultra-sônica, ao refletir na superfície do líquido, provoque múltiplas reflexões, de forma que o eco detectado pelo receptor é uma soma vetorial dos ecos resultantes das reflexões na superfície do líquido e nas paredes e imperfeições do reservatório. Por esse motivo, a subida positiva da envoltória do eco nem sempre segue um modelo linear, o que pode provocar imprecisão na medição de nível. Se o líquido estiver sujeito à vibrações que provoquem ondulações em sua superfície, o espalhamento da radiação ultra-sônica é maior e o problema das múltiplas reflexões pode se tornar mais crítico (VARGAS *et al.*, 1997). Mesmo assim, a agitação na superfície do líquido não impede a medição de nível, embora possa exigir sistemas eletrônicos mais complexos (McKNIGHT & CLARE, 1990).

A montagem do conjunto de transdutores deve ser cuidadosa, para minimizar problemas relacionados à diretividade do emissor e à transmissão direta de radiação ultra-sônica do emissor para o receptor.

Quando o emissor apresenta baixa diretividade, ou seja, o feixe de radiação ultra-sônica gerado pelo transdutor apresenta um ângulo muito obtuso, a onda ultra-sônica pode refletir nas paredes do reservatório (ou partes próximas) antes de refletir na superfície do líquido e, ainda, o espalhamento da radiação ultra-sônica após a reflexão na superfície do

líquido se torna maior, aumentando o problema de múltiplas reflexões. Uma solução para minimizar o problema é a colocação de guias de onda nos transdutores para tornar o feixe ultra-sônico mais focalizado (MURATA Ultrasonic Sensor Application Manual, 1993).

Os transdutores de ultra-som apresentam outros modos de vibração além do axial (que é o mais utilizado) como, por exemplo, o radial. Quando os transdutores, emissor e receptor, são colocados lado a lado para a transmissão e recepção no modo pulso-eco, se entre eles houver um material onde a onda acústica sofra pouca atenuação (como um metal), pode haver a transmissão direta de radiação ultra-sônica do emissor para o receptor devido aos outros modos de vibração (MURATA Ultrasonic Sensor Application Manual, 1993). Portanto, é aconselhável que os transdutores sejam revestidos por um outro material de forma a criar uma interface que ajudará a atenuar a radiação direta, e que entre eles exista um espaço preenchido por ar, de forma que a radiação ultra-sônica transmitida diretamente do emissor para o receptor seja atenuada (ver Figura 2.11).

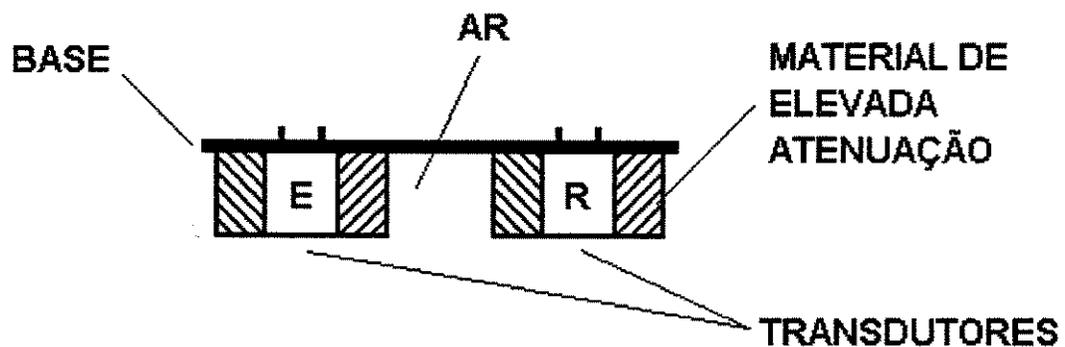


Figura 2.11 - Montagem correta de um conjunto de transdutores ultra-sônicos.

Capítulo 3 - Equipamento Desenvolvido

O SACEC tem como funções a detecção e medição do nível de sangue no reservatório do oxigenador, a medição e controle da rotação da bomba sistêmica, a interface com um *display* de cristal líquido (LCD) para apresentação de dados, e o acionamento de alarmes. Para desempenhar estas funções, o projeto do protótipo foi dividido em três unidades: Unidade de Detecção de Nível, Unidade de Medição, Controle e Atuação, e Fonte de Alimentação. A Figura 3.1 apresenta o diagrama em blocos do SACEC com a discriminação das diferentes unidades.

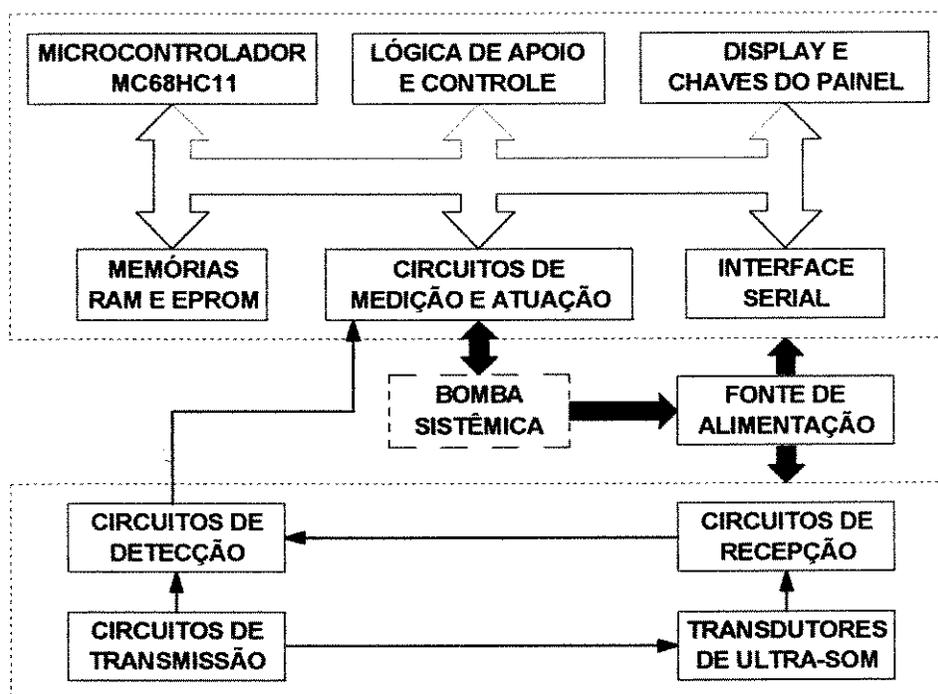


Figura 3.1 - Diagrama em blocos do SACEC.

Pela necessidade de se implementar um algoritmo de controle capaz de gerenciar todas as funções citadas acima, optou-se por desenvolver um sistema microcontrolado. Além de possibilitar a implementação do controle digital, o microcontrolador Motorola[®] MC68HC11 possui ainda recursos internos (que serão discutidos mais adiante) que facilitam as medições e o controle da bomba sistêmica e proporcionam maior rapidez, precisão, confiabilidade e simplicidade ao sistema em relação a um sistema equivalente totalmente analógico.

A Unidade de Detecção de Nível é composta pelos transdutores de ultra-som (emissor e receptor), circuitos de transmissão, circuitos de recepção e circuitos de detecção. A Unidade de Medição, Controle e Atuação compreende o microcontrolador MC68HC11, memórias RAM e EPROM, circuitos de lógica de apoio e controle, circuitos de medição e atuação, *display*, chaves de seleção de parâmetros (localizadas no painel do equipamento) e interface serial.

A bomba sistêmica opera com alimentação da rede (110 ou 220 V) ou à bateria (24 V), em caso de falha na rede elétrica. Como o SACEC foi desenvolvido para operar em conjunto com a bomba, também teve que ser dimensionado para operar à bateria se necessário. Desta forma, surgiram algumas limitações quanto às tensões de alimentação do sistema. Para um melhor entendimento dos circuitos que serão apresentados ao longo deste capítulo, optou-se por iniciar com a descrição da Fonte de Alimentação. Em seguida serão descritas as outras duas unidades que completam o *hardware* do sistema e também o *software* implementado, além de uma breve descrição da montagem do protótipo.

3.1 Fonte de Alimentação

A fonte de alimentação do SACEC foi projetada a partir da fonte de alimentação da bomba sistêmica, devido à necessidade de operação com bateria de 24 V (contida na unidade de CEC) em caso de falha na rede elétrica. A Unidade de Detecção de Nível necessita de tensões contínuas de +10 V e -10 V para alimentação dos circuitos de transmissão, recepção e detecção. A Unidade de Medição, Controle e Atuação utiliza tensão contínua de +5 V para alimentação dos circuitos digitais (microcontrolador, memórias e circuitos de lógica de apoio e controle) e +5 V, +10 V, -10V e +22 V para os demais circuitos da unidade. O esquemático do circuito da fonte de alimentação é mostrado na Figura 3.2.

As tensões que chegam ao conector CON1 fazem parte da fonte de alimentação da bomba sistêmica. Neste conector tem-se uma tensão contínua positiva (pino 1) que pode ser de 24 V quando a bomba está sendo alimentada por bateria, ou até 30 V quando a alimentação provém da rede. Esta tensão é referenciada ao terra da fonte da bomba (pino 4 - GND). Tem-se também um terra virtual (pinos 2 e 3 - GNDV) com uma diferença de potencial de +10 V em relação ao terra (GND).

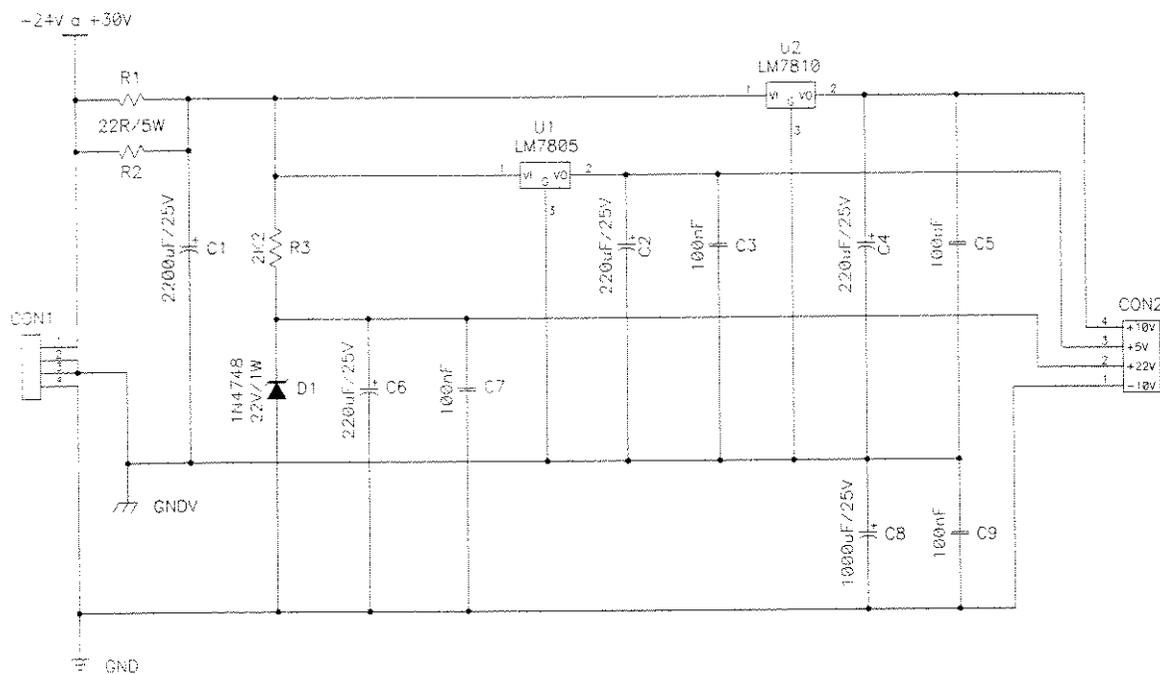


Figura 3.2 - Diagrama esquemático da Fonte de Alimentação do SACEC.

Com a necessidade de tensão contínua negativa para alimentação de alguns circuitos do SACEC, e devido à limitação imposta pela operação à bateria que impossibilita a regulação de qualquer tensão negativa, a solução encontrada foi utilizar a diferença de potencial entre o terra virtual (GNDV) e o terra (GND) para obter uma tensão contínua de -10 V. Portanto, como mostrado no conector CON2 da Figura 3.2, tomando-se o terra (GND) com referência ao terra virtual (GNDV), tem-se uma tensão negativa de -10 V (pino 1). As outras tensões reguladas são +5 V (pino 3) e +10 V (pino 4) em relação ao terra virtual (GNDV), e +22 V em relação ao terra (GND). Os pontos de terra (GND) e terra virtual (GNDV) presentes nos circuitos do SACEC são conectados, respectivamente, ao pino 4 (GND) e aos pinos 2 e 3 (GNDV) do conector CON1.

A utilização de capacitâncias elevadas (como C1 e C8) nos circuitos da fonte de alimentação do SACEC pode parecer desnecessária pelo fato da tensão proveniente da bomba sistêmica (CON1 - pino 1) já ser uma tensão contínua (apesar de não regulada). Mas como a fonte de alimentação do SACEC está ligada à fonte da bomba por um cabo de aproximadamente 1 m, esses capacitores evitam oscilações, prevenindo possíveis interferências entre as duas fontes. O consumo da bomba sistêmica utilizada é de 100 W e o consumo do SACEC é de aproximadamente 7 W.

3.2 Unidade de Detecção de Nível

Esta unidade tem como função a detecção do nível de sangue no reservatório do oxigenador através da utilização de dois transdutores de ultra-som (emissor e receptor) que são colocados no topo do reservatório. Além dos transdutores, a unidade engloba circuitos de transmissão, recepção e detecção. A Figura 3.3 apresenta o diagrama em blocos desta unidade e a Figura 3.4 o diagrama esquemático dos circuitos implementados.

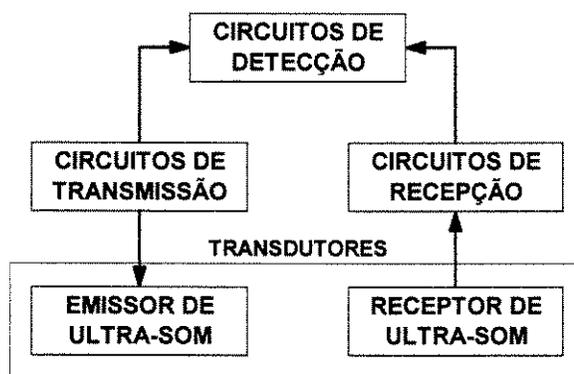


Figura 3.3 - Diagrama em blocos da Unidade de Detecção de Nível.

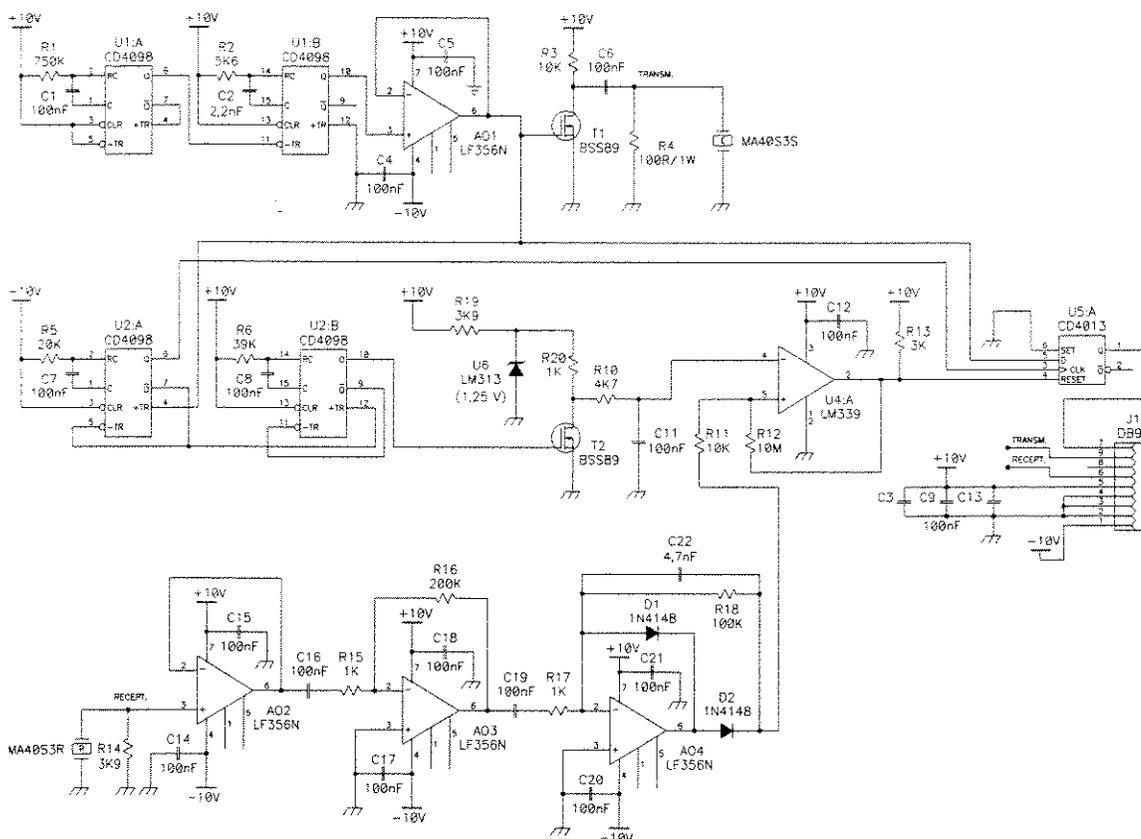


Figura 3.4 - Diagrama esquemático da Unidade de Detecção de Nível.

A descrição do conjunto de transdutores e dos demais circuitos é feita nas subseções a seguir, isolando-se cada circuito para melhor compreensão.

3.2.1 O Conjunto de Transdutores

O conjunto de transdutores utilizado para detecção do nível de sangue no reservatório do oxigenador foi construído tendo como material base acrílico transparente e utilizando dois transdutores de ultra-som, um para emissão (E) e outro para recepção (R). A Figura 3.5 apresenta a vista explodida do conjunto.

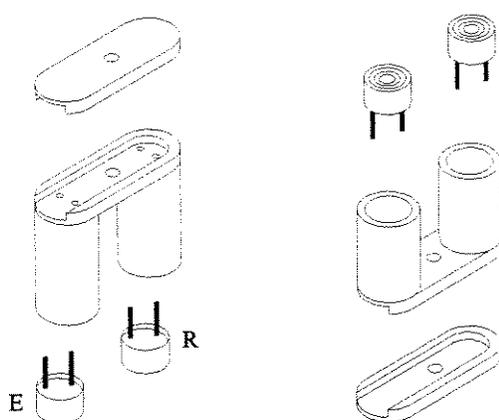


Figura 3.5 - Vista explodida do conjunto de transdutores.

Os transdutores utilizados são sensores comerciais da marca Murata[®], modelo MA40S3^{R/S} (para propagação em ar), cujas especificações técnicas são apresentadas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 - Especificações técnicas dos sensores MA40S3^{R/S}.

Frequência Nominal	40 KHz
Diretividade	100°
Capacitância	1600 pF
Tensão de Excitação Máxima	10 Vrms
Faixa de Temperatura de Operação	-30 ~ +85°C
Faixa Detectável	0.2 ~ 4 m
Resolução	9 mm
Dimensões	Ø 10 mm x h 7.1 mm
Peso	0.6 g

Os transdutores são colados à base de acrílico e os seus terminais ficam expostos na parte superior do conjunto, permitindo a soldagem dos fios. São utilizados dois fios blindados, um para o emissor e outro para o receptor, com a finalidade de reduzir a interferência (indução) nos circuitos de recepção, provocada pelo pulso de tensão negativa que é aplicado para excitação do emissor. A disposição dos sensores com o emissor (E) próximo à entrada do cabo e o receptor (R) no lado oposto é proposital e visa também a redução da interferência transmissão/recepção. O cabo contendo os dois fios blindados tem aproximadamente 1 m de comprimento e termina com um conector do tipo DIN8M (cuja pinagem é a mesma do conector DIN8F, que é apresentada na Tabela 3.5). Depois de soldados os fios, a tampa do conjunto é colada sobre a base (utilizando-se um co-polímero acrílico) de maneira a formar uma peça única com um furo para fixação na parte central. A Figura 3.6 ilustra a montagem final do conjunto.

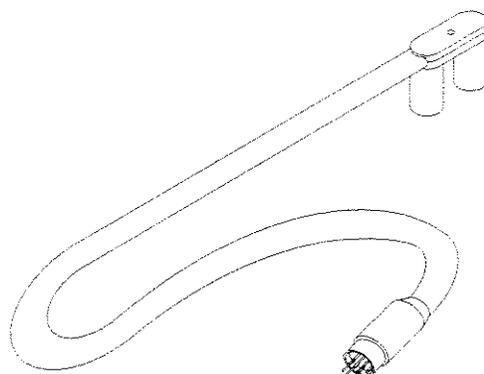


Figura 3.6 - Montagem final do conjunto de transdutores.

A forma e as dimensões físicas do conjunto de transdutores são importantes para minimizar os efeitos, sobre os circuitos de recepção e detecção, de algumas características (descritas no item 2.2.1 do Capítulo 2) inerentes à montagem de transdutores ultra-sônicos e aos sensores utilizados. Em resumo, um projeto adequado do conjunto de transdutores pode reduzir os problemas causados pela baixa diretividade dos sensores utilizados (100°) e minimizar a transmissão direta de radiação ultra-sônica do emissor para o receptor através da própria estrutura do conjunto. Na Figura 3.7 são especificadas as dimensões físicas (em milímetros) do conjunto de transdutores.

Devido ao arranjo utilizado, existe um cilindro de aproximadamente 7 mm de comprimento (guia de ondas ou focalizador) entre a face dianteira dos sensores e a

extremidade inferior do conjunto de transdutores, focalizando a radiação ultra-sônica (tornando o ângulo de radiação mais agudo) de forma a reduzir as múltiplas reflexões da onda ultra-sônica nas paredes laterais e outros componentes internos do reservatório sanguíneo (como o filtro), que se encontram muito próximos dos transdutores (como pode ser visto na Figura 3.8). Além disso, uma camada de ar de 12 mm de espaçamento entre os transdutores minimiza significativamente a transmissão direta de radiação ultra-sônica do emissor para o receptor.

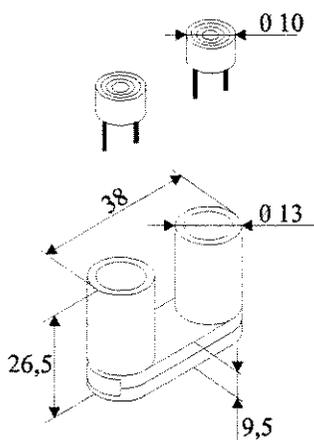


Figura 3.7 - Dimensões físicas do conjunto de transdutores (em milímetros).

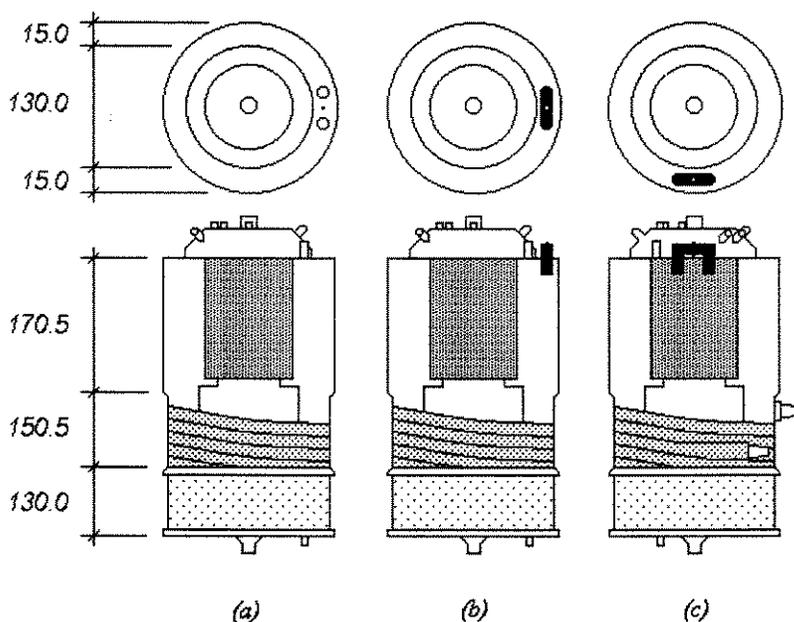


Figura 3.8 - Posicionamento do conjunto de transdutores no oxigenador de membrana. a) vista lateral do oxigenador sem o conjunto de transdutores. b) vista lateral com o conjunto (representado em preto) já colocado. c) vista plana com o conjunto posicionado (dimensões em milímetros).

A Figura 3.8 apresenta um oxigenador de membrana com a vista superior de sua tampa, antes e depois da colocação do conjunto de transdutores. Na Figura 3.8.a (vista lateral do oxigenador) observa-se os furos para colocação do conjunto de transdutores posicionados na extremidade direita da tampa. Na Figura 3.8.b observa-se a vista lateral do conjunto de transdutores (representado em preto) depois de colocado, e na Figura 3.8.c uma vista plana. No oxigenador de bolha (ver Figura 2.5), os transdutores são posicionados na extremidade do topo do reservatório arterial, de forma semelhante ao posicionamento no oxigenador de membrana, e por isso não foi feita a ilustração.

3.2.2 Circuitos de Transmissão

Os circuitos de transmissão têm como função gerar o pulso de excitação do emissor com tensão, largura e frequência de repetição adequados.

Uma das formas mais simples de se excitar um transdutor de ultra-som é através de um pulso de tensão negativa, gerado pela descarga rápida de um capacitor sobre o transdutor por meio de uma chave eletrônica. Para um melhor desempenho do transdutor, a largura do pulso deve ser menor ou igual à metade do período correspondente à sua frequência de ressonância (WELLS, 1977). Ou seja, para o transdutor de 40 KHz utilizado, a largura do pulso não deve exceder 12,5 μ s.

A frequência de repetição dos pulsos de excitação deve ter um período maior que o chamado tempo de propagação (ou tempo de trânsito), que é o tempo que o pulso ultrassônico leva para se propagar pelo ar desde o emissor até o sangue, refletir, e retornar até o receptor. Este tempo é calculado dividindo-se o dobro da altura do reservatório do oxigenador (aproximadamente $2 \times 0,33$ m - ver Figura 3.8) pela velocidade de propagação do som no ar (330 m/s), o que resulta em aproximadamente 2 ms. Isto implica que a frequência de repetição deve ser menor que 500 Hz.

A Figura 3.9 apresenta o esquemático dos circuitos de transmissão implementados. O multivibrador CD4098 (U1) opera no modo astável (oscilador) e gera um pulso quadrado com largura aproximada de 10 μ s (determinada pelos valores de R2 e C2) numa frequência de repetição de aproximadamente 30 Hz (determinada pelos valores de R1 e C1). Este sinal passa por um seguidor de tensão (AO1) operando como *buffer* de corrente e é aplicado ao *gate* do transistor MOSFET BSS89 (T1). Enquanto a tensão no *gate* de T1 é

nula, o capacitor C6 carrega-se com +10 V (em relação ao terra virtual - GNDV). Quando o pulso quadrado é aplicado ao *gate*, o transistor T1 conduz durante 10 μ s e o capacitor C6 descarrega-se através do circuito RC paralelo (formado por R4 e C6) aplicando um pulso de tensão de aproximadamente 10 μ s e -10 V (pulso de excitação - ver Figura 3.11) sobre o emissor (MA40S3S). Isso provoca a geração de um pulso ultra-sônico com a frequência de ressonância do sensor (40 KHz) a cada 33.3 ms (30 Hz).

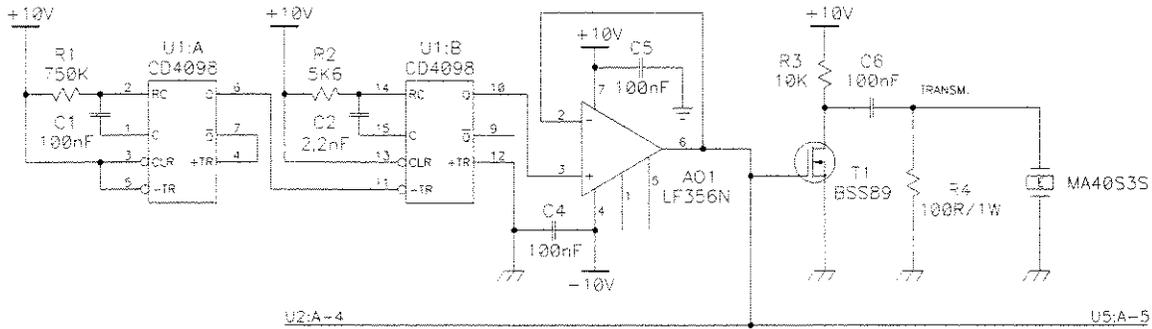


Figura 3.9 - Diagrama esquemático dos circuitos de transmissão (isolado da Figura 3.4).

3.2.3 Circuitos de Recepção

A função dos circuitos de recepção é amplificar o eco do pulso ultra-sônico detectado pelo receptor (originado pela reflexão da onda ultra-sônica na superfície do sangue e outras partes do oxigenador), retificar e fazer a detecção de envoltória (demodulação) do mesmo. O esquemático dos circuitos de recepção implementados é mostrado na Figura 3.10.

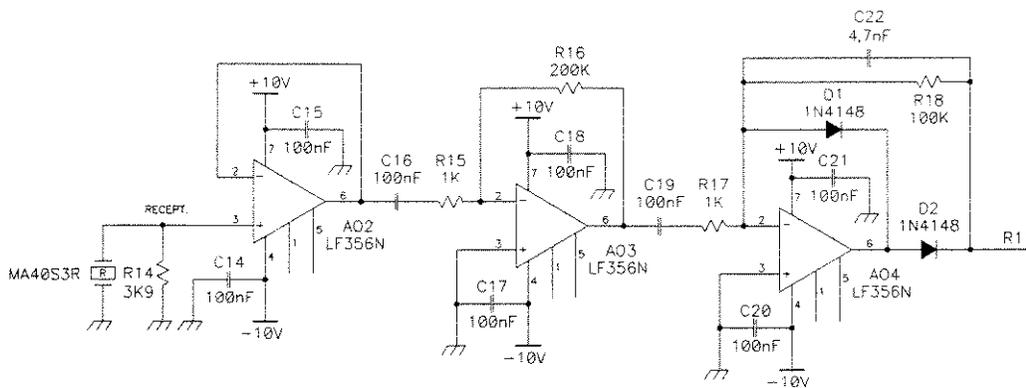


Figura 3.10 - Diagrama esquemático dos circuitos de recepção (isolado da Figura 3.4).

O resistor R14 colocado em paralelo com o receptor (MA40S3R) é uma recomendação do fabricante para evitar a influência de ruído externo (MURATA Ultrasonic Sensor Application Manual, 1993). O amplificador operacional AO2 é um seguidor de tensão cuja finalidade é aumentar a impedância de entrada do primeiro estágio de amplificação, composto pelo amplificador operacional AO3 (que é um amplificador inversor de ganho 200). O circuito usando o amplificador operacional AO4 é um retificador/demodulador inversor de precisão, que amplifica (14 vezes), retifica, e faz a demodulação do eco (ver Figura 3.11). O eco ultra-sônico é da ordem de milivolts, podendo chegar a +8 V de amplitude depois de amplificado 2800 vezes (aproximadamente 70 dB) e demodulado, quando o reservatório de sangue está cheio. Quanto maior a capacitância do capacitor C22, mais lisa é a envoltória do eco detectado, o que é importante na detecção do eco pelos circuitos de detecção.

3.2.4 Circuitos de Detecção

Os circuitos de detecção têm como função gerar um pulso quadrado de largura t segundos, proporcional ao nível de sangue no reservatório do oxigenador, para que seja feita a identificação do nível na Unidade de Medição, Controle e Atuação. Este pulso quadrado é gerado a partir do pulso do circuito de transmissão (pulso de excitação do emissor) e da envoltória do eco proveniente do circuito de recepção.

A Figura 3.11 apresenta todas as formas de onda geradas na Unidade de Detecção de Nível, na mesma escala de tempo, obtidas no protótipo do SACEC com um nível de 450 ml no reservatório de sangue do oxigenador de membrana, e capturadas da tela do osciloscópio (Tektronix® 2430A). O primeiro sinal (S1) é o pulso de excitação do emissor gerado pelos circuitos de transmissão. O segundo (S2) consiste no sinal de eco após a primeira amplificação, e o terceiro (S3) na envoltória do eco após a segunda amplificação e demodulação. Os outros dois sinais são a tensão de comparação (S4) e o pulso quadrado de largura t segundos (S5), gerados nos circuitos de detecção, cujos circuitos relacionados serão explicados mais adiante.

A Figura 3.11, além de ilustrar as diferentes formas de onda da Unidade de Detecção de Nível, também é usada para a explicação do método utilizado para a geração do pulso quadrado de largura t segundos.

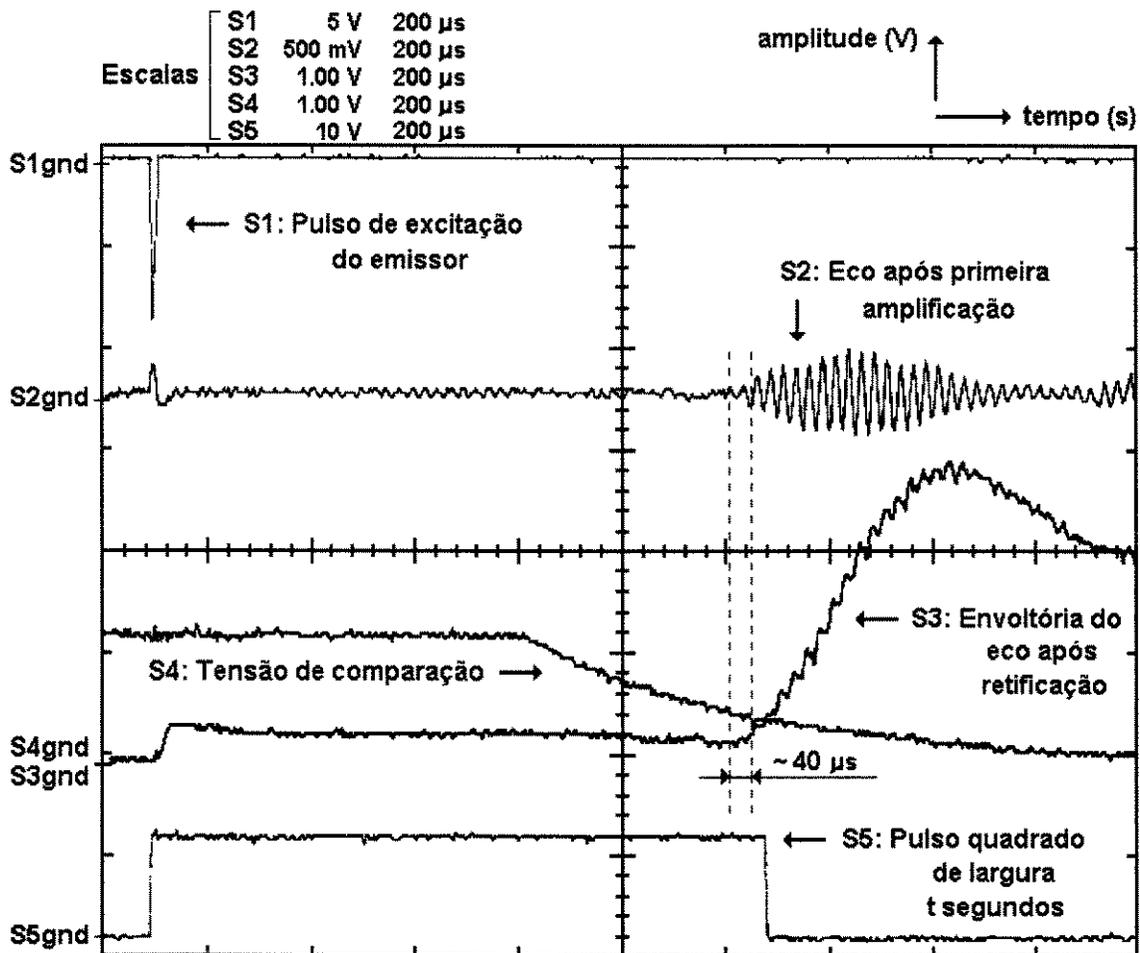


Figura 3.11 - Formas de onda geradas nos circuitos da Unidade de Detecção de Nível.

O pulso quadrado de largura t segundos (S5), que é gerado pelos circuitos de detecção, inicia-se sempre no mesmo instante de tempo em que o pulso de excitação do emissor (S1) é aplicado ao transdutor, e termina quando o eco resultante das reflexões do pulso ultra-sônico é detectado pelo receptor. A detecção do eco é feita comparando-se a amplitude da envoltória do eco (S3) com uma tensão de comparação (S4) gerada pelos circuitos de detecção. O instante de tempo em que a amplitude da envoltória do eco se iguala ao valor da tensão de comparação marca o momento da detecção do eco pelo receptor e o final do pulso quadrado.

A amplitude e a forma da tensão de comparação (S4) não foram escolhidos aleatoriamente, mas sim em função da amplitude mínima que o pico da envoltória do eco pode atingir no instante de nível mínimo no reservatório de sangue (450 ml), e de problemas práticos (oscilação da amplitude do eco) que aparecem quando a bomba sistêmica está em funcionamento. Estes problemas estão relacionados à compressão dos

roletes sobre o tubo, que provoca a vibração deste, fazendo com que o oxigenador também vibre e provoque agitação do sangue e conseqüente surgimento de ondulações na sua superfície.

Na prática, quando o sangue está em repouso, ou seja, quando a bomba está desligada, o pico da envoltória do eco sempre apresenta amplitude maior que o valor máximo da tensão de comparação (1,25 V), para qualquer volume de sangue no reservatório. Isto pode ser observado na Figura 3.11, que apresenta a envoltória do eco (S3) para a situação mais crítica, ou seja, para o nível mínimo de 450 ml, e com a bomba desligada. Como mostrado na figura, o pico da envoltória é de aproximadamente 3 V, o que representa quase o dobro do valor máximo da tensão de comparação (1,25 V). Apesar da envoltória apresentada na Figura 3.11 ter sido obtida num oxigenador de membrana, a amplitude da envoltória para o mesmo nível de 450 ml no oxigenador de bolha, também apresenta um valor próximo a 3 V. Mas o grande problema está relacionado com as ondulações na superfície do sangue que surgem quando a bomba sistêmica está em funcionamento. Estas ondulações fazem com que a envoltória do eco fique oscilando em amplitude, e para os níveis menores (aproximadamente de 400 a 1700 ml), o pico da envoltória do eco, em certos momentos, cai abaixo do valor de 1,25 V da tensão de comparação. Uma maior amplificação do sinal de eco poderia resolver o problema, mas isto é limitado pela fonte de alimentação, que restringe a amplificação a um valor máximo de aproximadamente +8 V de amplitude da envoltória. Uma outra solução para o problema seria usar uma tensão de comparação ainda menor que 1,25 V, mas com tensões de comparação muito pequenas o sistema fica mais susceptível a erros de detecção provocados por múltiplas reflexões do pulso ultra-sônico e ruídos. Portanto, a solução encontrada foi gerar uma tensão de comparação (S4 da Figura 3.11) que tivesse um valor constante durante a faixa de tempo (aproximadamente 700 μ s) em que o pico da envoltória do eco sempre apresenta amplitudes acima de 1,25 V (níveis maiores que 1700 ml), e que caísse exponencialmente no intervalo de tempo (aproximadamente 1ms) em que o pico da envoltória pode atingir valores menores que 1,25 V devido à agitação do sangue. Isto soluciona parcialmente o problema, pois a detecção dos níveis menores, cujos ecos situam-se na parte exponencial da tensão de comparação, ainda fica susceptível a erros de detecção provocados pelas múltiplas reflexões e ruídos. O valor de 1,25 V usado como tensão de comparação é determinado pelo regulador de tensão de precisão utilizado, e foi

escolhido empiricamente após testes com diferentes valores de tensão, realizados em laboratório. Como já mencionado acima, o uso de uma tensão menor que 1,25 V deixaria o sistema muito susceptível a erros de detecção provocados por múltiplas reflexões e ruídos. Valores de tensão pouco maiores que 1,25 V poderiam ter sido usados, mas à medida em que se aumenta o valor da tensão de comparação é necessário reduzir o intervalo de tempo da parte constante (1,25 V) da curva de comparação, e aumentar o tempo de queda exponencial, pois o problema de oscilação na amplitude da envoltória do eco passaria a abranger uma faixa maior de níveis.

A Figura 3.12 apresenta o diagrama esquemático dos circuitos de detecção implementados. O circuito composto pelo multivibrador CD4098 (U2), resistores R5, R6, R10, R19 e R20, capacitores C7, C8 e C11, regulador de tensão LM313 (U6), e transistor BSS89 (T2), é responsável pela geração da tensão de comparação. O circuito que engloba o comparador LM339 (U4:A) e os resistores R11, R12 e R13, é um comparador de tensão não-inversor com histerese, e o circuito integrado CD4013 (U5:A) é um *flip-flop* tipo D.

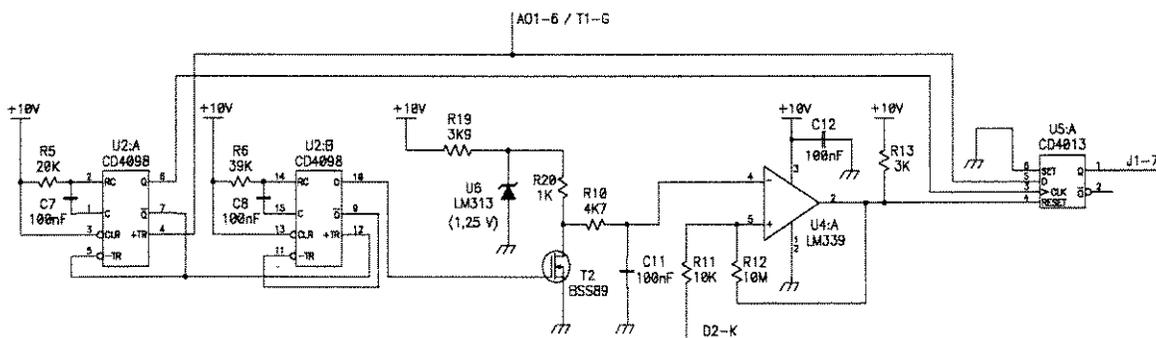


Figura 3.12 - Diagrama esquemático dos circuitos de detecção (isolado da Figura 3.4).

A partir do instante em que é gerado um pulso de excitação nos circuitos de transmissão (AO1-6), uma tensão contínua de 1,25 V (tensão de comparação) é aplicada à entrada inversora (pino 4) do comparador LM339 (U4:A) por aproximadamente 700 μ s, decaindo exponencialmente em seguida com uma constante de tempo determinada por R10 e C11 (aproximadamente 1 ms). No instante em que o pulso de excitação é aplicado ao emissor, a saída (pino 1) do *flip-flop* D (U5:A) passa do nível zero para +10 V (em relação ao terra virtual - GNDV) e permanece nesse nível até o momento em que a tensão na entrada não-inversora (pino 5) do comparador LM339 (U4:A), que é a envoltória do eco detectado, se torna igual a tensão de comparação. Neste instante, a saída (pino 1) do *flip-*

$flop D$ (U5:A) retorna a zero volts. Dessa forma, é gerado um pulso quadrado de amplitude +10 V e largura t segundos proporcional ao nível de sangue no reservatório do oxigenador, permitindo assim a identificação do nível na Unidade de Medição, Controle e Atuação.

Analisando-se os sinais S2 e S3 na Figura 3.11, pode-se observar uma defasagem de aproximadamente 40 μs entre ambos. Esta defasagem é intrínseca ao circuito retificador/demodulador (composto por AO4), estando presente de forma constante na detecção de todos os ecos resultantes de qualquer volume no reservatório.

3.3 Unidade de Medição, Controle e Atuação

Esta unidade é responsável pelas medições do nível de sangue no reservatório do oxigenador e da rotação da bomba sistêmica, controle dos circuitos digitais, gerenciamento da leitura de dados (através das chaves dos painéis do equipamento) e apresentação de dados e mensagens no *display*, interface serial, controle da rotação da bomba e acionamento de alarmes. O diagrama em blocos desta unidade é apresentado na Figura 3.13. Ela tem por base o microcontrolador MC68HC11 descrito a seguir.

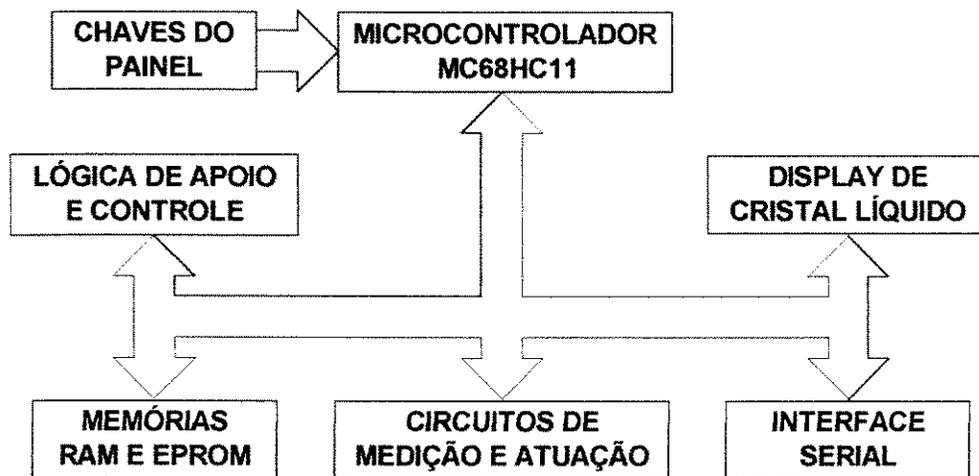


Figura 3.13 - Diagrama em blocos da Unidade de Medição, Controle e Atuação.

3.3.1 Microcontrolador MC68HC11-A1

O microcontrolador MC68HC11-A1 da Motorola[®], apresentado no diagrama em blocos da Figura 3.14, é o elemento base da Unidade de Medição, Controle e Atuação. Possui barramento de dados de 8 *bits* que opera a uma frequência de 2 MHz (pino E),

obtida a partir de um circuito de *clock* externo de 8 MHz, conectado aos pinos XTAL e EXTAL. Apresenta internamente 256 bytes de memória RAM e 512 bytes de EEPROM.

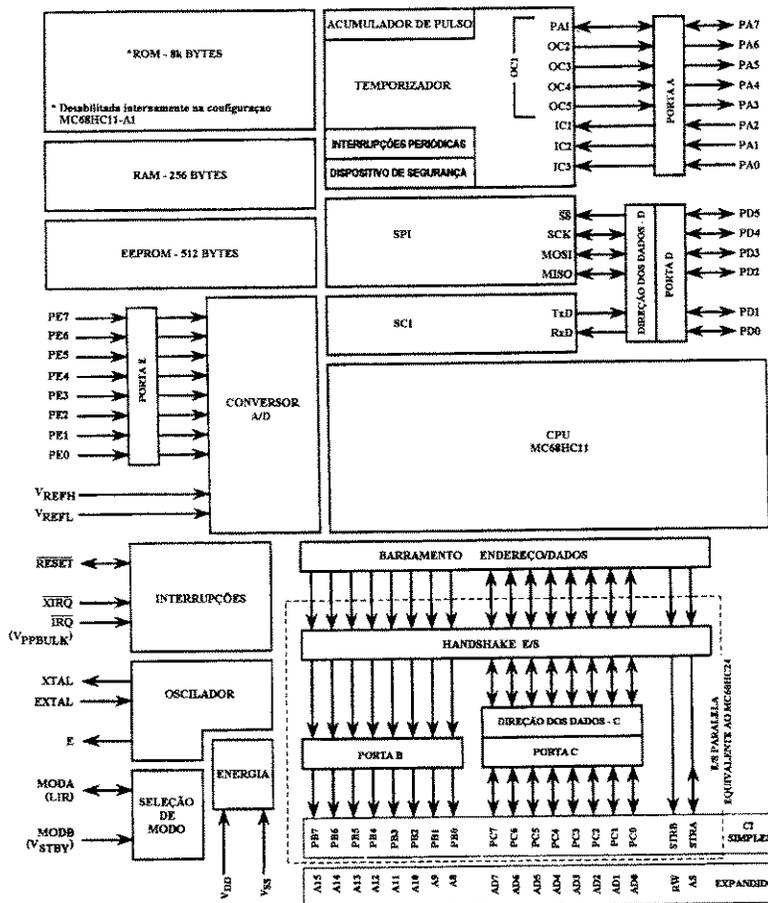


Figura 3.14 - Diagrama em blocos do microcontrolador MC68HC11-A1 (MALA, 1995).

A Porta A é uma porta de entrada e/ou saída digital de dados, com 3 linhas de entrada (PA0-PA2), 4 linhas de saída (PA3-PA6), e uma linha que pode ser programada para entrada ou saída (PA7). Na Porta A também está presente um sistema contador de 16 bits com 3 linhas de entrada (IC1-IC3) e 4 linhas de saída (OC2-OC5), e um acumulador de pulsos de 8 bits (PAI). O sistema contador permite interrupções em tempo real e possui dispositivos internos de segurança contra erros.

A Porta B é uma porta de saída digital de 8 linhas (PB0-PB7) e a Porta C pode ser programada para entrada ou saída digital de dados também de 8 linhas (PC0-PC7). Quando o microcontrolador está operando no modo expandido multiplexado (que será discutido mais adiante), as linhas da Porta B passam a operar como os 8 bits mais significativos (A8-A15) do barramento de endereços, e a Porta C é configurada como barramento

multiplexado de dados/endereços, fornecendo as 8 linhas de dados (D0-D7) e os 8 *bits* menos significativos (A0-A7) do barramento de endereços.

A Porta D é uma porta de entrada ou saída digital de 6 linhas que pode operar também como interface serial assíncrona (SCI) ou interface serial síncrona (SPI). A Porta E possui 8 linhas de entrada digital que também podem operar como oito canais independentes de conversão analógico/digital com 8 *bits* de resolução.

O microcontrolador pode operar em quatro modos básicos setados por *hardware*:

- **Modo CI Simples:** as Portas A, B, C, D e E operam da forma descrita nos parágrafos acima não permitindo expansão de memória, de forma que os programas aplicativos devem ser armazenados nos 512 *bytes* de EEPROM e nos 256 *bytes* de RAM, disponíveis internamente no microcontrolador.
- **Modo Expandido Multiplexado:** as oito linhas da Porta B passam a ser os 8 *bits* mais significativos (A8-A15) do barramento de endereços, e a Porta C é multiplexada como barramento de dados/endereços para fornecer os 8 *bits* menos significativos do barramento de endereços (A0-A7) e os 8 *bits* do barramento de dados (D0-D7). Desta forma o microcontrolador pode endereçar até 65536 (2^{16}) posições de memória. As demais portas operam da mesma forma que no modo CI Simples.
- **Modo *Bootstrap* Especial:** utilizado para carregar programas nos 256 *bytes* de memória RAM interna via interface serial assíncrona (SCI) e executá-los a partir do endereço inicial.
- **Modo Teste Especial:** a princípio só é utilizado pelo fabricante para testes do circuito, mas também pode ser utilizado pelo usuário para programar o registrador de configuração do microcontrolador (CONFIG). Permite programar a EEPROM interna e desenvolver situações como emulação ou depuração de programas.

A utilização dos modos Teste Especial e *Bootstrap* Especial é desaconselhada pelo fabricante, visto que os mesmos foram implementados para testes dos circuitos durante o processo de fabricação e não possuem alguns sistemas de segurança contra falhas, normalmente presentes nos modos CI Simples e Expandido Multiplexado. Dessa forma, quando utilizados de maneira inadequada poderão danificar o componente.

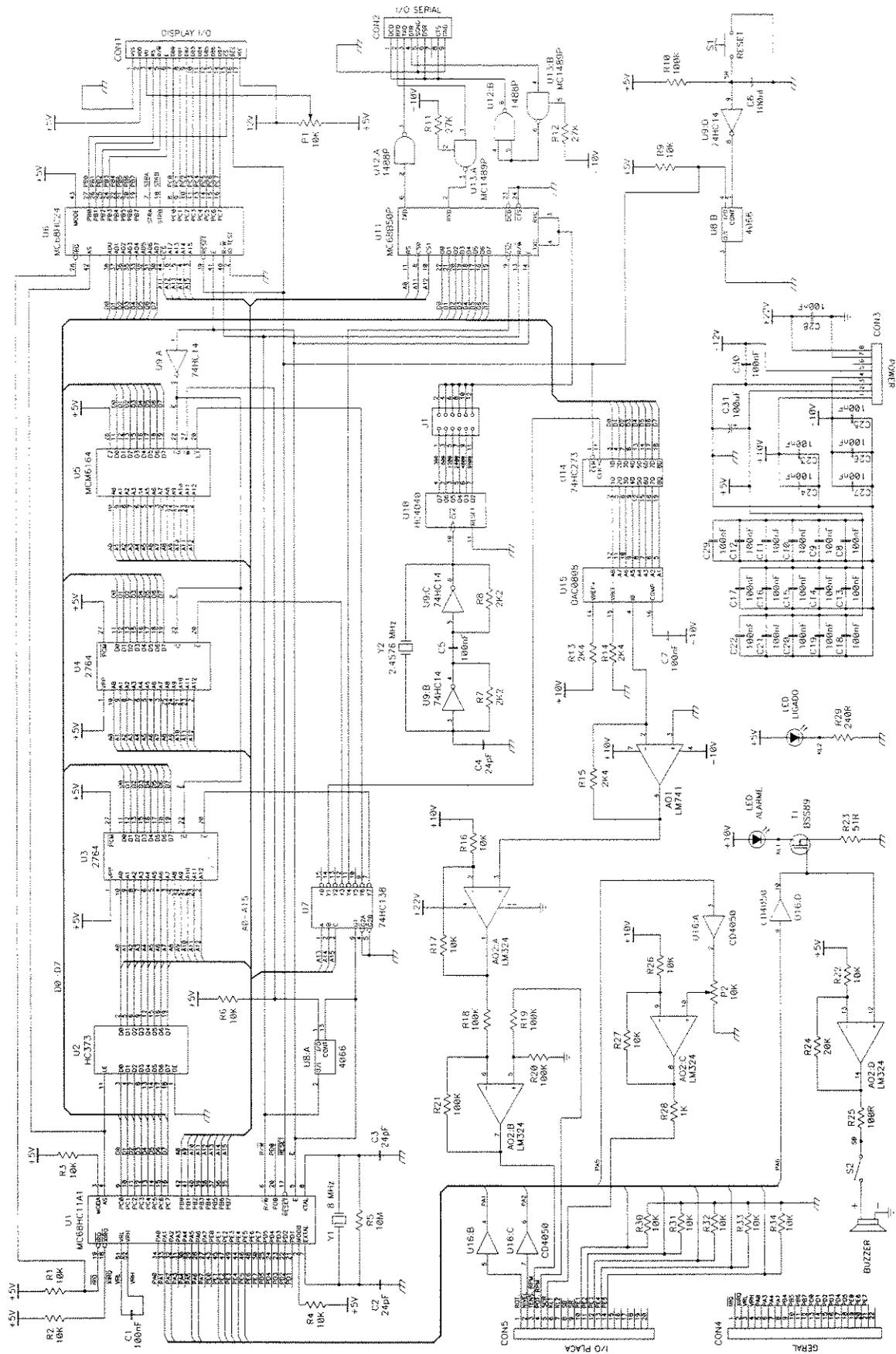


Figura 3.15 - Diagrama esquemático da Unidade de Medição, Controle e Atuação.

A Tabela 3.2 é a tabela verdade de seleção dos modos de operação do microcontrolador em função dos níveis lógicos aplicados às entradas MODA e MODB do mesmo. Para ser utilizado na Unidade de Medição, Controle e Atuação do SACEC, o microcontrolador foi configurado por *hardware* para operar no modo Expandido Multiplexado (MODA = 1, MODB = 1), de maneira a permitir o endereçamento de memórias e periféricos externos ao mesmo.

Tabela 3.2 - Tabela verdade de seleção do modo de operação do MC68HC11A1.

MODA	MODB	Modo Selecionado
0	0	Bootstrap Especial
0	1	Teste Especial
1	0	CI Simples (Modo 0)
1	1	Expandido Multiplexado (Modo 1)

A Figura 3.15 apresenta o diagrama esquemático completo dos circuitos da Unidade de Medição, Controle e Atuação e a Figura 3.16 mostra o microcontrolador e os circuitos de *clock* e *reset* isoladamente.

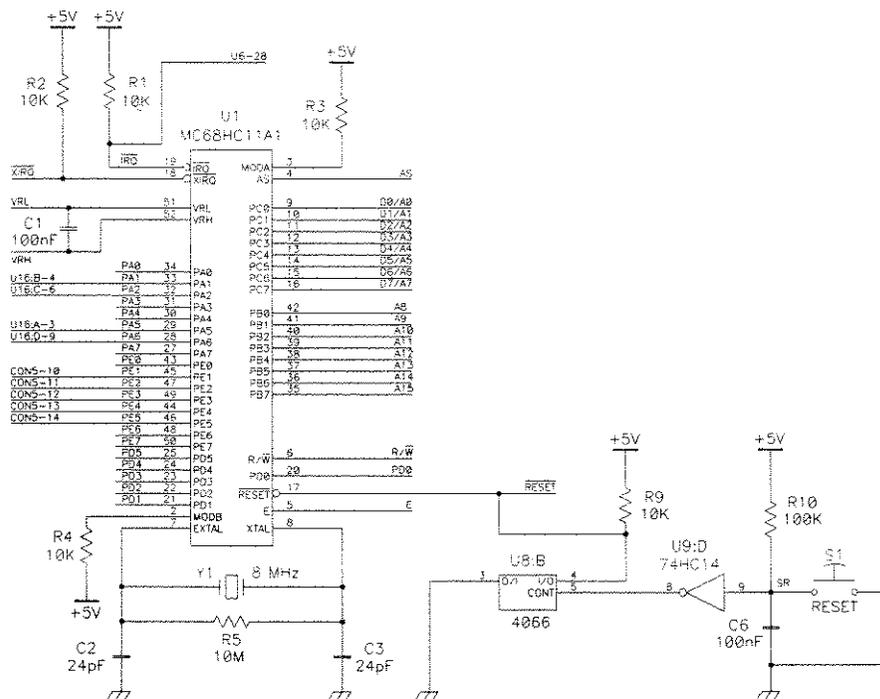


Figura 3.16 - Microcontrolador MC68HC11A1 e circuitos de clock e reset (isolado da Figura 3.15).

O cristal Y1, o resistor R5, e os capacitores C2 e C3 compõem o circuito de *clock* externo (8 MHz). A chave *push-button* S1, o inversor U9:D, a chave digital U8:B, o capacitor C6 e os resistores R9 e R10 compõem o circuito de *reset* externo. Ao ser pressionada a chave S1, um nível lógico zero é aplicado ao pino RESET do microcontrolador e aos periféricos conectados, provocando a sua reinicialização.

Os pinos VRL e VRH são as entradas de tensão de referência do conversor A/D, e não foram utilizadas no projeto do SACEC. As demais entradas e saídas do microcontrolador são as portas de entrada e/ou saída internas (Porta A, Porta D e Porta E), o barramento de dados multiplexado com as oito linhas menos significativas do barramento de endereços (D0/A0-D7/A7), as oito linhas mais significativas do barramento de endereços (A8-A15), as linhas de entrada de pedido de interrupção por *hardware* (IRQ e XIRQ), e as linhas de controle (AS = *Address Strobe*, R/W = *Read/Write*, E = *clock* do barramento = 2 MHz = 1/4 do *clock* externo).

3.3.2 Lógica de Apoio e Controle

Os circuitos de lógica de apoio e controle, mostrados na Figura 3.17, incluem um decodificador 74HC138 (U7), um *latch* 74HC373 (U2), uma chave digital 4066 (U8:A) e um inversor 74HC14 (U9:A).

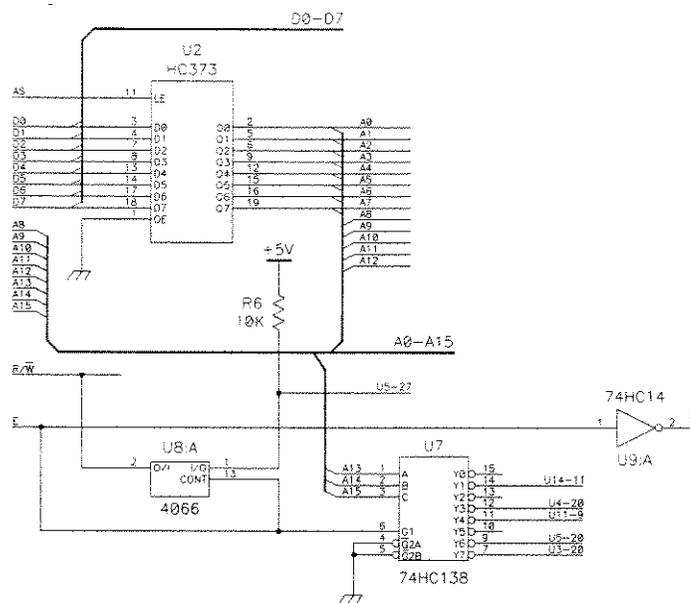


Figura 3.17 - Circuitos de lógica de apoio e controle (isolado da Figura 3.15).

O latch 74HC373 é utilizado para realizar a demultiplexação entre o barramento de dados (D0-D7) e as oito linhas menos significativas do barramento de endereços (A0-A7). A linha de controle AS (conectada à entrada de habilitação LE de U2) sinaliza, em sincronismo com o sinal de *clock* do barramento (E), se os sinais presentes nas linhas PC0 a PC7 da Porta C do microcontrolador são endereços (AS = 1) ou dados (AS = 0). A linha de controle R/W sinaliza se o microcontrolador está escrevendo (R/W = 0) ou lendo (R/W = 1) dados nos periféricos. O decodificador 74HC138 gerencia a habilitação das memórias e periféricos.

A decodificação dos endereços das memórias externas e periféricos presentes na placa de controle foi feita a partir dos endereços disponíveis no mapa de memória do microcontrolador, e os endereços seleccionados são mostrados na Tabela 3.3.

Tabela 3.3 - Endereços de memórias e periféricos do MC68HC11-A1 e da Unidade de Medição, Controle e Atuação.

Periférico	Endereço (hexa)	A15 A14 A13 A12	A11 A10 A9 A8	A7 A6 A5 A4	A3 A2 A1 A0
Memória RAM Interna - 256 bytes	⁴ \$0000	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0
	\$00FF	0 0 0 0	0 0 0 0	1 1 1 1	1 1 1 1
Bloco de Registradores Internos - 64 bytes	\$1000	0 0 0 1	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0
	\$103F	0 0 0 1	0 0 0 0	0 0 1 1	1 1 1 1
Conversor D/A (U15)	\$2000	0 0 1 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0
Memória EPROM 8 Kbytes (U4)	\$6000	0 1 1 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0
	\$7FFF	0 1 1 1	1 1 1 1	1 1 1 1	1 1 1 1
Memória EEPROM Interna - 512 bytes	\$B600	1 0 1 1	0 1 1 0	0 0 0 0	0 0 0 0
	\$B7FF	1 0 1 1	0 1 1 1	1 1 1 1	1 1 1 1
Memória RAM 8 Kbytes (U5)	\$C000	1 1 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0
	\$DFFF	1 1 0 1	1 1 1 1	1 1 1 1	1 1 1 1
Memória EPROM 8 Kbytes (U3)	\$E000	1 1 1 0	0 0 0 0	0 0 0 0	0 0 0 0
	\$FFFF	1 1 1 1	1 1 1 1	1 1 1 1	1 1 1 1

⁴ O carácter \$ é usado nos manuais do MC68HC11 para indicar um número em notação hexadecimal, e por conveniência esta simbologia será usada neste trabalho.

3.3.3 Memórias RAM e EPROM

A Figura 3.18 apresenta a disposição das memórias RAM e EPROM externas, com os respectivos sinais de controle e habilitação e barramentos de endereços e dados. A placa de controle possui 8 Kbytes de memória RAM (U5), habilitados para escrita ou leitura de dados temporizados nos endereços \$C000 a \$DFFF pela saída Y6 do decodificador 74HC138 (U7 da Figura 3.17). Possui também 16 Kbytes de memória EPROM divididos em dois circuitos integrados (U3 e U4) que são habilitados, respectivamente, pelas saídas Y7 e Y3 do 74HC138 (U7), para leitura de dados nos endereços \$E000 a \$FFFF e \$6000 a \$7FFF. Apenas 8 Kbytes de memória EPROM (U3) foram utilizados para a gravação do *software* de controle do SACEC, sendo que os outros 8 Kbytes restantes (U4) estão disponíveis para possíveis atualizações do *software* (novas versões).

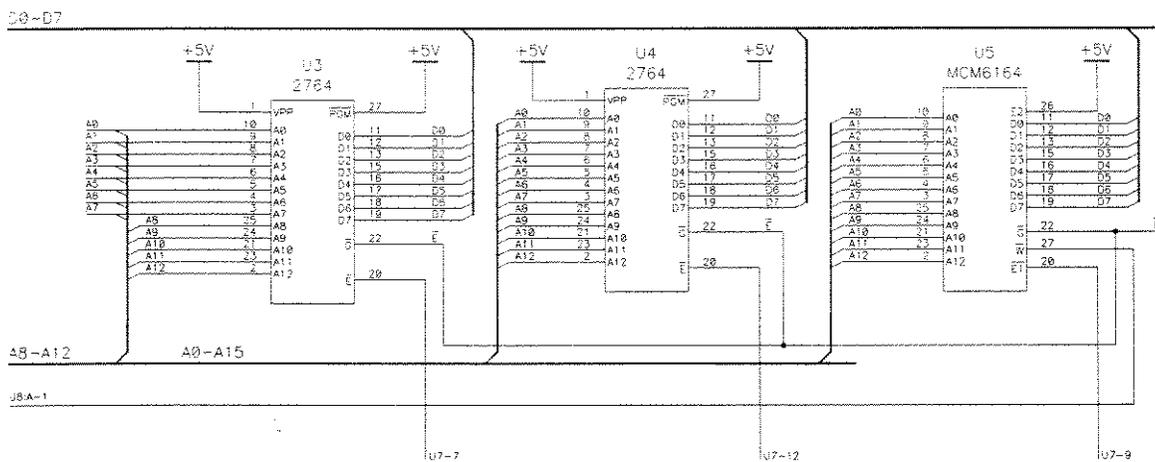


Figura 3.18 - Conexão das memórias RAM e EPROM (isolado da Figura 3.15).

3.3.4 Circuitos de Medição e Atuação

Os circuitos de medição e atuação são responsáveis pelo condicionamento dos sinais usados pelo microcontrolador nas medições de nível e de rotação, controle da rotação da bomba sistêmica através da variação da tensão aplicada ao motor de corrente contínua, parada do motor da bomba quando necessário, e acionamento dos alarmes.

3.3.4.1 Condicionamento dos Sinais de Nível e de Rotação

A medição do nível de sangue no reservatório do oxigenador e da rotação da bomba sistêmica é feita por *software*, utilizando-se funções especiais do contador de 16 bits presente na Porta A do microcontrolador. A Figura 3.19 apresenta o circuito que condiciona os sinais de nível e de rotação para que possam ser aplicados ao microcontrolador, e ilustra também os pontos de origem e a forma destes sinais.

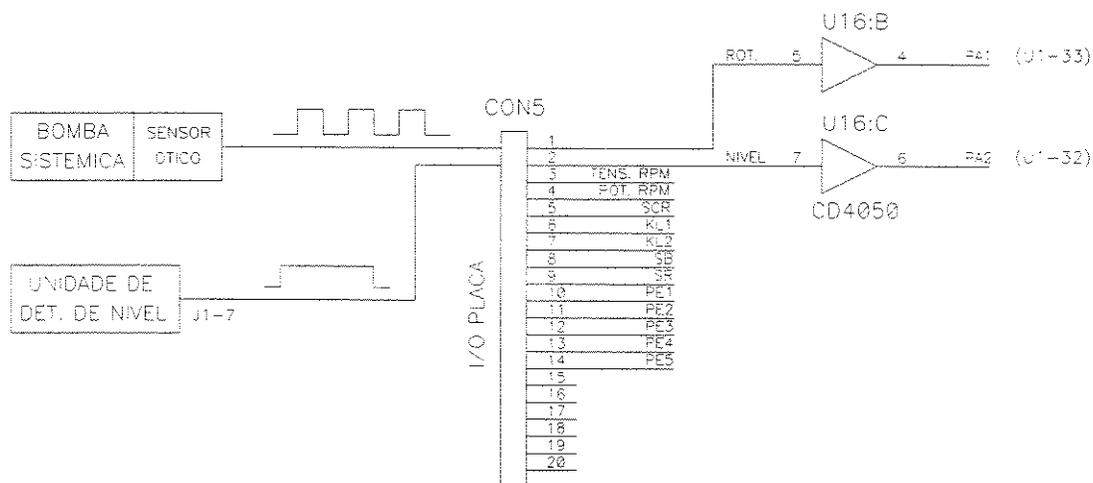


Figura 3.19 - Circuito de condicionamento dos sinais de nível e de rotação (isolado e modificado da Figura 3.15).

A medição da rotação da bomba sistêmica é feita a partir de um sinal gerado nos circuitos internos desta. Um disco óptico de 120 posições, preso ao eixo do motor, gera um sinal quadrado (como mostrado na Figura 3.19) ao passar por um sensor infravermelho, e a frequência deste sinal é proporcional à rotação da bomba. Como este sinal apresenta amplitude de +8 V (em relação ao terra virtual - GNDV), é necessário passá-lo por um *buffer* não-inversor (U16:B) que reduz sua amplitude a +5 V, compatível com as tensões do microcontrolador. Depois de condicionado este sinal é aplicado à linha de entrada PA1 (U1-33) da Porta A do microcontrolador, onde é realizada a medição da frequência (por *software*) e a conversão adequada para obtenção da rotação da bomba sistêmica.

A medição do nível de sangue no reservatório do oxigenador é feita a partir do pulso quadrado gerado na Unidade de Detecção de Nível (como já descrito no item 3.2.4), cuja largura t é proporcional ao nível no oxigenador. Como a amplitude deste pulso é de +10 V (em relação ao terra virtual - GNDV), também é necessário condicioná-lo através

do *buffer* U16:C. Depois de condicionado, o sinal é aplicado à linha de entrada PA2 (U1-32) da Porta A do microcontrolador onde, através da medição da largura t do pulso, o nível de sangue no oxigenador é identificado por comparação do valor medido com valores de uma tabela presente no *software* (obtida por calibração), correspondentes a cada faixa discreta de volume do oxigenador.

Maiores detalhes sobre as medições de rotação e de nível são apresentados posteriormente no item que descreve o *software* de controle do SACEC.

3.3.4.2 Circuitos de Controle da Rotação da Bomba sistêmica

A rotação da bomba sistêmica é determinada pela tensão contínua aplicada ao motor de corrente contínua desta. Esta tensão pode variar de 0 a +20 V (em relação ao terra - GND), o que permite uma faixa de rotação de 0 a aproximadamente 150 rpm. A Figura 3.20 apresenta os circuitos de controle da rotação da bomba, incluindo o circuito que pára a bomba quando tal procedimento é requisitado.

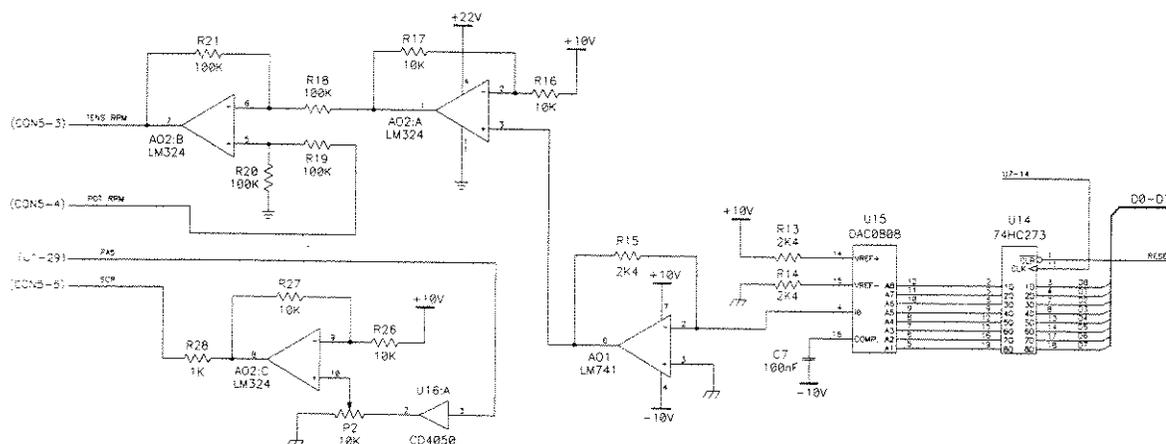


Figura 3.20 - Circuitos de controle da rotação da bomba sistêmica (isolado da Figura 3.15).

O circuito de controle da rotação da bomba sistêmica engloba o registrador 74HC273 (U14), o conversor D/A DAC0808 (U15), e os amplificadores operacionais AO1 (LM741), AO2:A e AO2:B (LM324). O registrador U14 foi utilizado para criar uma porta de saída digital de 8 bits a partir do barramento de dados, habilitado pela saída Y1 do decodificador U7 (ver Figura 3.17). Variando-se a entrada digital do conversor D/A (U15) de \$00 a \$FF, pode-se obter uma tensão variável de 0 a +10 V (em relação ao terra virtual - GNDV) na saída (pino 5) do amplificador inversor composto por AO1. Sendo o

amplificador composto por AO2:A não-inversor e de ganho 2, a tensão na saída de AO2:A (pino 1) pode variar linearmente de 0 a +20 V em relação ao terra (GND), de acordo com a entrada digital do conversor D/A. Um incremento na palavra digital aplicada à entrada do conversor D/A provoca um aumento de aproximadamente 78,13 mV na saída de AO2:A. O circuito composto por AO2:B é um amplificador diferencial de ganho unitário, sendo a tensão de saída (pino 7) a diferença entre as tensões das entradas não-inversora (pino 5) e inversora (pino 6). A tensão na entrada não-inversora de AO2:B (pino 5) provém de um potenciômetro localizado no painel da bomba sistêmica (e pode variar de 0 a +20 V em relação ao terra - GND), enquanto a tensão da entrada inversora (pino 6) é a tensão de saída de AO2:A. Isso faz com que a tensão de saída de AO2:B (pino 7), e que é aplicada ao motor da bomba para controlar a rotação, possa variar de 0 a +20 V em função do ajuste do potenciômetro da bomba sistêmica e da palavra digital enviada ao conversor D/A (U15). A relação entre a tensão aplicada ao motor da bomba (saída de AO2:B) e a rotação resultante é praticamente linear, sendo de aproximadamente 133,33 mV por rpm. Ou seja, uma variação de 133,33 mV na saída de AO2:B provoca uma variação de 1 rpm na rotação da bomba.

Quando o SACEC atua para controlar automaticamente a rotação da bomba, a rotina do *software* de controle (que será apresentado mais adiante) responsável pelo gerenciamento do controle automático de rotação, realiza quatro incrementos sucessivos por vez na palavra digital aplicada ao conversor D/A (variação aproximada de 312,5 mV na saída de AO2:B) para que a atuação seja rápida o suficiente e mede a rotação resultante, repetindo este procedimento até que a rotação desejada seja alcançada. Ou seja, o SACEC varia a rotação da bomba em passos de aproximadamente 2,3 rpm até que a rotação desejada seja atingida.

Quando o SACEC está operando no modo Controle Manual (que será descrito mais adiante), uma palavra digital \$00 é mantida na entrada do conversor D/A (U15) fazendo com que a saída de AO2:A (pino 1) permaneça em zero volts, o que faz com que a rotação da bomba seja controlada exclusivamente pelo operador, através do ajuste do potenciômetro do painel da bomba sistêmica. Quando o modo Controle Automático, que também será descrito posteriormente, é selecionado, a rotação da bomba continua a ser controlada pelo operador através do ajuste do potenciômetro, mas fica sujeita à alterações

automáticas realizadas pelo microcontrolador através da palavra digital que é enviada ao conversor D/A.

O circuito composto pelo *buffer* U16:A (CD4050) e pelo amplificador não-inversor de ganho 2, que tem como elemento base o operacional AO2:C (LM324), tem a função de parar a bomba quando o Controle Automático estiver selecionado e o nível de sangue no reservatório se tornar menor que 500 ml. Nesta situação, o microcontrolador gera um pulso quadrado de amplitude +5 V (referenciado ao terra virtual - GNDV) e largura aproximada de 200 ms na linha de saída PA5 da Porta A. Ajustando-se o potenciômetro P2 pode-se variar a amplitude deste pulso de 0 a +10 V (em relação ao terra - GND) na saída de AO2:C (pino 8), de maneira a determinar a tensão de disparo do tiristor. Este pulso é então aplicado ao *gate* de um tiristor (que faz parte do circuito interno da bomba) provocando o disparo do mesmo, o que faz com que a tensão aplicada ao motor caia a zero volts e a bomba pare automaticamente.

3.3.4.3 Circuitos de Alarme

Quando o SACEC está operando em Controle Manual e, principalmente, no Controle Automático, diferentes alarmes visuais e sonoros são acionados para alertar o operador do circuito de *bypass* (perfusionista) em situações específicas, tais como nos momentos em que os circuitos de controle de rotação atuam automaticamente ou, juntamente com mensagens de alerta no *display*, quando o nível de sangue no oxigenador atinge valores considerados críticos (níveis muito baixos ou muito altos). Os circuitos responsáveis por esses alarmes são mostrados na Figura 3.21.

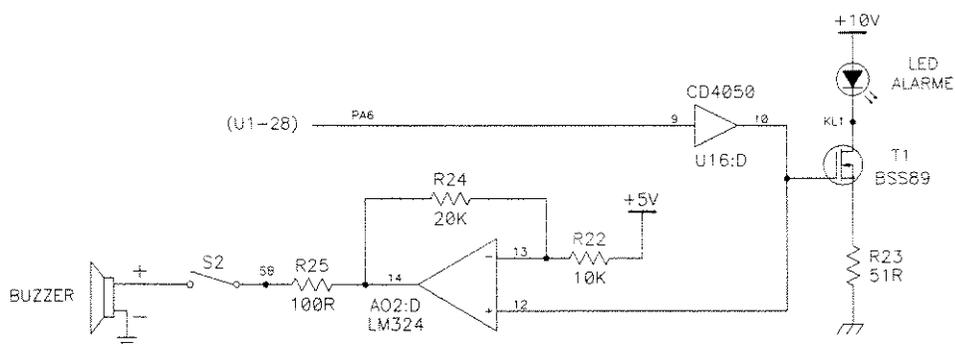


Figura 3.21 - Circuitos de alarme audio-visual (isolado da Figura 3.15).

Para cada situação de alarme o microcontrolador gera um sinal específico (que pode ser pulsado ou mesmo um sinal periódico) através da linha de saída PA6 (U1-28) da Porta A. Este sinal controla a comutação do transistor BSS89 (T1), acionando o alarme visual (LED ALARME). Depois de amplificado (0 ou +15 V na saída de AO2:D referenciados ao terra - GND), este mesmo sinal é aplicado ao autofalante (*BUZZER*) responsável pelo alarme sonoro. Desta forma, os alarmes sonoro e visual são sempre iguais para cada situação de alarme específica. Ou seja, o LED ALARME sempre pisca simultaneamente e na mesma frequência em que soa o autofalante. Por questão de segurança, apenas o alarme sonoro pode ser desativado através da chave S2 localizada no painel frontal do SACEC (que será apresentado mais adiante neste capítulo), sendo que o alarme visual sempre permanece ativo através do LED ALARME (também localizado no painel frontal, ao lado da chave S2).

3.3.5 Chaves do Painel

Para seleção de parâmetros de operação do SACEC, tais como tipo de oxigenador (Membrana ou Bolha), tipo de controle (Manual ou Automático), parâmetros específicos do Controle Automático (Volume Inicial e Redução Inicial), e para a confirmação da seleção feita pelo operador, utilizam-se chaves localizadas no painel frontal do SACEC. A Figura 3.22 apresenta os pontos de conexão das chaves na placa de controle e a Tabela 3.4 um resumo da utilização dos *bits* da Porta E do MC68HC11-A1 para leitura destas chaves.

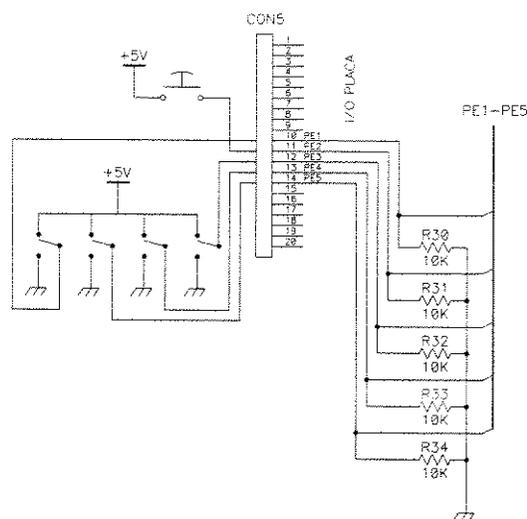


Figura 3.22 - Pontos de conexão das chaves do painel frontal na placa de controle (isolado e modificado da Figura 3.15).

Tabela 3.4 - Utilização dos bits da Porta E do MC68HC11-A1 para leitura das chaves do painel
(GNDV = nível lógico zero, +5V = nível lógico 1).

Bits da Porta E	Chave	Função
PE1	Redução Inicial	leitura da Redução Inicial 0 = 10% 1 = 5%
PE2	Confirma	confirmar parâmetros selecionados 0 = não confirmado 1 = confirmado
PE3	Controle	leitura do Tipo de Controle 0 = manual 1 = automático
PE4	Volume Inicial	leitura do Volume Inicial 0 = 800 ml 1 = 600 ml
PE5	Oxigenador	leitura do Tipo de Oxigenador 0 = membrana 1 = bolha

3.3.6 Display

Uma das características desejadas para o SACEC é a apresentação de todas as informações sobre o circuito de *bypass*, que são relevantes ao operador, condensadas em um único ponto de visualização. Estas informações são: representação quantitativa e gráfica do nível de sangue no oxigenador, rotação da bomba sistêmica, tipo de controle selecionado e seus parâmetros, e também menus de apresentação e mensagens de alerta. Para esta finalidade optou-se por utilizar o *display* de cristal líquido Hitachi® LMG6380QHGR, de 64 linhas e 256 colunas.

Embora o *display* possa operar em modo alfanumérico (utilizando matrizes de caracteres), sua utilização no projeto é exclusivamente no modo gráfico (pixel a pixel), pois este contém recursos que permitem a representação gráfica do nível de sangue no reservatório do oxigenador. Portanto, foram implementadas algumas rotinas especiais para escrita de caracteres de diversos tamanhos e formatos, bem como para o desenho de pontos e linhas, permitindo assim a apresentação de textos e números e o traçado de linhas em qualquer ponto da área do *display*. A maior parte destas rotinas gráficas foi adaptada do trabalho de Pennafiel (1998).

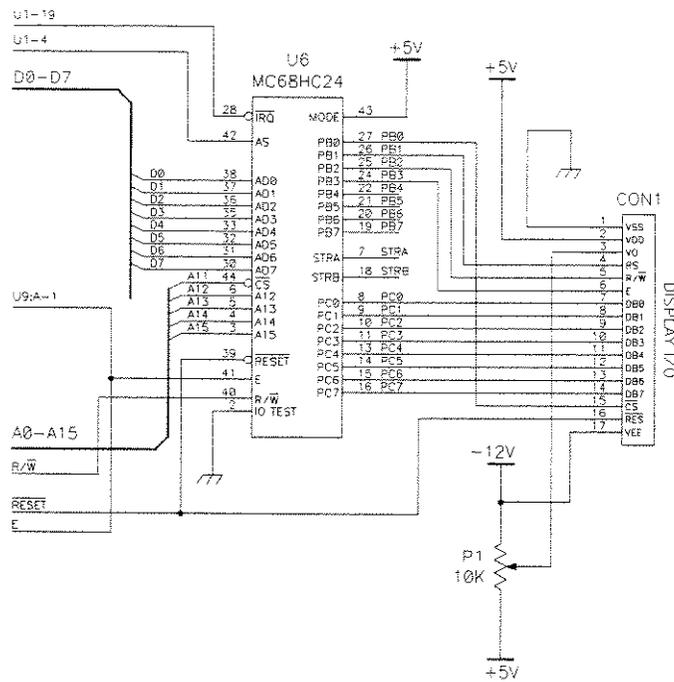


Figura 3.23 - Conexão do display à Unidade de Medição, Controle e Atuação do SACEC (isolado da Figura 3.15).

A conexão do *display* ao microcontrolador é apresentada na Figura 3.23. Utilizou-se a Porta B do CI MC68HC24 (U6) como linhas de controle e sincronismo de operação do *display*, e a Porta C do U6 como barramento de dados. O potenciômetro P1 regula o contraste do *display*, ajustando assim o ângulo de visão. Maiores detalhes sobre o *display* podem ser obtidos no manual de especificações do LMG6380QHGR (HITACHI Customer's Acceptance Specifications, 1990).

3.3.7 Interface Serial

A interface serial implementada na Unidade de Medição, Controle e Atuação não foi utilizada no projeto do SACEC. Sua implementação tem como objetivo único deixar disponível um meio de comunicação do SACEC com equipamentos externos (como computadores ou impressoras) que pode ser utilizado futuramente para diversas finalidades. Este terminal permite também que a Unidade de Medição, Controle e Atuação possa ser usada como placa de emulação para expansão do *hardware* e *software* do SACEC, desde que seja colocada uma EPROM com o *software* de emulação da Motorola® no lugar do circuito integrado U3 (ver Figura 3.15).

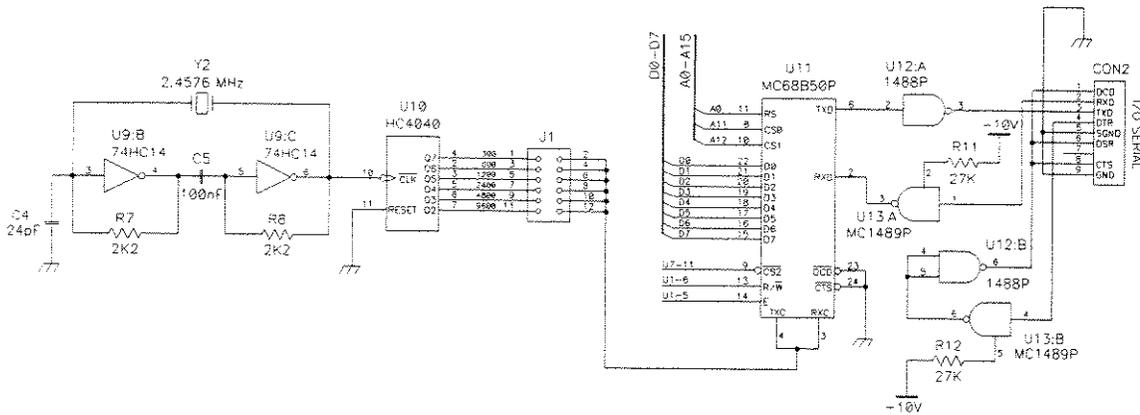


Figura 3.24 - Circuito de comunicação serial (isolado da Figura 3.15).

O circuito de interface serial implementado é mostrado na Figura 3.24. A comunicação serial, conectada ao terminal CON2, utiliza o *driver* MC68B50P (U11) e os *gates* MC1488P (U12) e MC1489P (U13). O *jump* J1 permite selecionar a velocidade de transmissão e/ou recepção. O circuito de geração de *clock* para o *driver* MC68B50P é composto pelo cristal Y2, inversores U9:B e U9:C, resistores R7 e R8, capacitores C4 e C5, e contador HC4040 (U10).

3.4 Montagem do Protótipo

O *hardware* do equipamento desenvolvido foi montado em três placas de circuito impresso, sendo uma para a Fonte de Alimentação e as outras duas para a Unidade de Detecção de Nível e para a Unidade de Medição, Controle e Atuação. Todo o *hardware* foi acomodado dentro de uma caixa acrílica com dimensões de 23,5 cm de largura, 11 cm de altura e 21 cm de comprimento.

A Figura 3.25 ilustra a vista do painel frontal do protótipo. O painel frontal engloba o *display*, chaves do tipo alavanca para seleção do tipo de OXIGENADOR (Bolha ou Membrana), CONTROLE (Manual ou Automático), VOLUME INICIAL (600 ou 800 ml) e REDUÇÃO INICIAL (5 ou 10 %), chave *push-button* de CONFIRMA (para confirmação dos parâmetros selecionados), chave alavanca liga/desliga do alarme sonoro, *led* do alarme visual, e *led* que indica quando o equipamento está ligado.

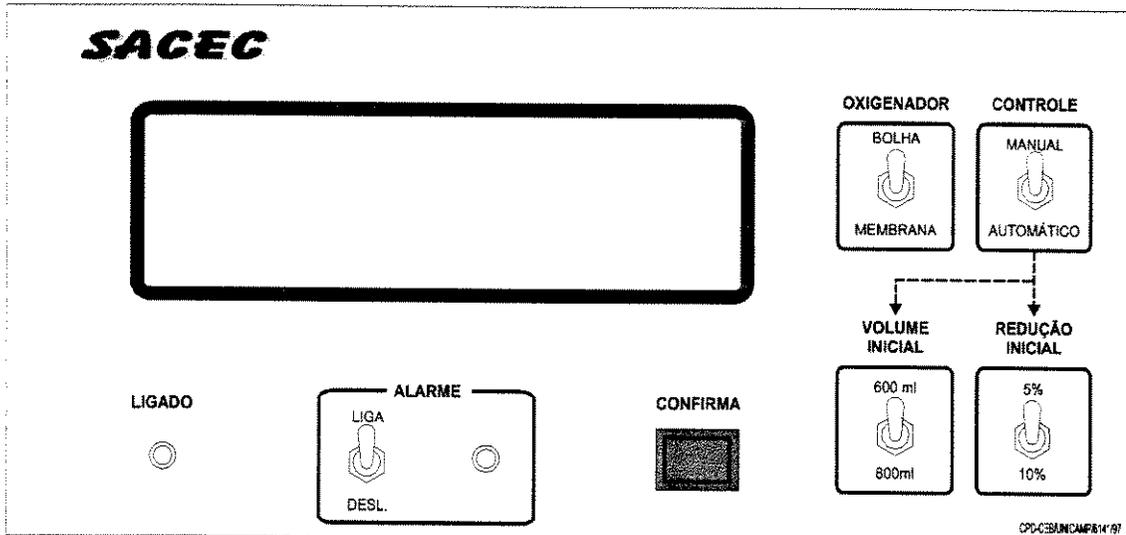


Figura 3.25 - Vista do painel frontal do SACEC.

A Figura 3.26 ilustra a vista do painel traseiro do SACEC. O painel traseiro inclui a chave LIGA/DESLIGA do equipamento, uma chave *push-button* do botão RESET, um porta-fusível, um conector do tipo DIN8 fêmea para conexão do conjunto de transdutores de ultra-som, e o cabo que liga o SACEC à bomba sistêmica.

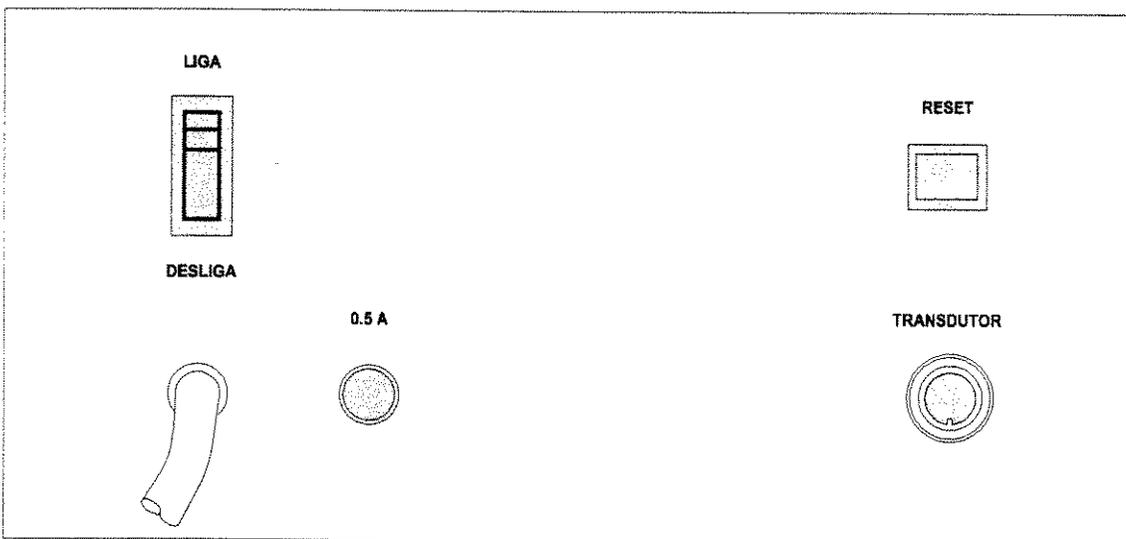


Figura 3.26 - Vista do painel traseiro do SACEC.

O conector DIN8F para conexão do conjunto de transdutores de ultra-som (usado na detecção de nível) está ligado ao conector J1 da placa da Unidade de Detecção de Nível (ver Figura 3.4). A Figura 3.27 apresenta a ilustração de um conector DIN8F e a Tabela 3.5 apresenta a pinagem do conector e os sinais correspondentes no SACEC.

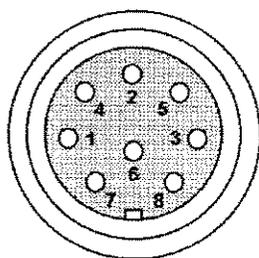


Figura 3.27 - Ilustração de um conector DIN8F.

Tabela 3.5 - Pinagem e sinais do conector DIN8F para conexão do conjunto de transdutores de ultra-som.

Pino	Sinal
5	pulso de excitação do emissor (TRANSM.)
8	terra do emissor (terra virtual)
7	eco detectado pelo receptor (RECEPT.)
4	terra do receptor (terra virtual)
1,2,3 e 6	não utilizados

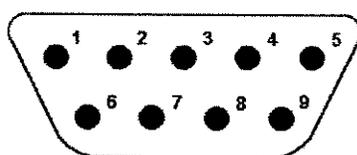


Figura 3.28 - Ilustração de um conector DB9M.

Tabela 3.6 - Pinagem e sinais do conector DB9M do cabo que interliga o SACEC e a bomba sistêmica.

Pino	Sinal
1	terra
2	terra
3	terra virtual
4	terra
5	+24 a +30 V
6	sinal para medição da rotação da bomba (ROT.)
7	tensão de controle da rotação da bomba (TENS. RPM)
8	tensão do potenciômetro do painel da bomba (POT. RPM)
9	sinal que pára a bomba quando necessário (SCR)

O cabo que interliga o SACEC e a bomba sistêmica conduz tensões de alimentação e os sinais de medição e controle da rotação da bomba. Este cabo finaliza num conector do tipo DB9M, ilustrado na Figura 3.28, e cuja pinagem e sinais correspondentes são apresentados na Tabela 3.6.

3.5 Software de Controle

O *software* de controle é responsável pelo gerenciamento de todas as tarefas do SACEC, incluindo leitura das chaves do painel (OXIGENADOR, CONTROLE, VOLUME INICIAL, REDUÇÃO INICIAL e CONFIRMA), medição do nível de sangue no reservatório do oxigenador e medição da rotação da bomba sistêmica, apresentação de dados e mensagens no *display*, controle da rotação da bomba e acionamento dos alarmes, e atendimento à interrupções.

Desenvolvido na linguagem *Assembly* do microcontrolador MC68HC11, com o auxílio de uma placa de emulação da Motorola®, o *software* de controle ocupa aproximadamente 8 Kbytes de memória e foi gravado na EPROM U3 presente na Unidade de Medição, Controle e Atuação (ver Figura 3.15). A Figura 3.29 apresenta o fluxograma do *software* e a Figura 3.30 as diferentes telas do *display*, que são citadas no fluxograma.

De acordo com o fluxograma (Figura 3.29), primeiramente são feitas as inicializações do sistema que incluem o endereçamento da memória pilha, a inicialização dos vetores de interrupção com os respectivos endereços das subrotinas de atendimento à cada interrupção, inicialização das variáveis da memória RAM, inicialização do *display* no modo gráfico e habilitação da rotina de calibração.

Em seguida são mostradas a tela de apresentação (Tela 1) e a tela de seleção do tipo de oxigenador a ser usado e do tipo de controle desejado (Tela 2). Depois de confirmadas as opções selecionadas (através do botão CONFIRMA), é feito o reconhecimento do tipo de oxigenador e controle escolhidos pelo operador. Se o Controle Manual for selecionado, a tela principal do SACEC com a indicação de Controle Manual (Tela 6/CM) é mostrada no *display*. Caso seja escolhido Controle Automático, a tela de seleção dos parâmetros Volume e Redução Inicial (Tela 3) é apresentada no *display* para que o operador escolha os parâmetros de controle a serem utilizados. Depois de feita a seleção e a confirmação, é feito o reconhecimento dos parâmetros escolhidos e é

apresentada a tela principal com a indicação de Controle Automático e valores de Volume e Redução Inicial selecionados (Telas 6/CA de 1 a 4). O procedimento descrito acima ocorre sempre que o SACEC é ligado ou quando o sistema é reinicializado através do botão de RESET. Durante a operação do SACEC, a tela principal (Tela 6) é mantida permanentemente no *display* e os valores de nível, rotação, e a representação gráfica do volume no reservatório são constantemente atualizados. Somente nos momentos de mudança de controle de Manual para Automático durante a operação do SACEC, ou para apresentação de mensagens, a Tela 6 é substituída por outras telas que serão discutidas mais adiante.

É possível mudar o tipo de controle durante a operação do SACEC através da chave CONTROLE do painel frontal. Sempre que o SACEC estiver operando em Controle Manual e o operador mudar para Automático, a Tela 3 é novamente apresentada e os parâmetros Volume e Rotação Inicial podem ser alterados. Quando o controle é alterado de Automático para Manual, uma palavra digital \$00 é aplicada ao conversor D/A de forma que, se o SACEC estava atuando no controle da rotação, a rotação original (rotação que a bomba estava girando antes da atuação do SACEC) da bomba sistêmica é retomada e passa a ser determinada apenas pela tensão do potenciômetro de ajuste de rotação presente no painel da bomba (como já descrito no item 3.3.4.2).

Voltando ao fluxograma, após a seleção do tipo de oxigenador e de controle, o sistema faz a medição e atualização da rotação no *display*. Na medição de rotação, calcula-se a média de 10 rotações por três vezes consecutivas, e em seguida calcula-se a média destes três valores obtidos. O resultado final é apresentado na tela principal.

Depois de atualizar a rotação, é realizada a medição e atualização no *display* do nível de sangue no reservatório do oxigenador. Na medição de nível, calcula-se a média de 15 larguras de pulso medidas sucessivamente, pulsos estes gerados nos circuitos de detecção da Unidade de Detecção de Nível, e o valor resultante (em ciclos de *clock* do microcontrolador) é comparado com uma tabela contida no *software* (obtida por calibração em laboratório) para identificação da faixa de volume correta. No oxigenador de membrana as faixas de volume vão de 500 a 2700 ml, e no oxigenador de bolha, de 500 a 2900 ml, sempre em intervalos de 100 ml. Maiores detalhes sobre as faixas de volume são apresentados mais adiante na descrição da rotina de calibração do SACEC.

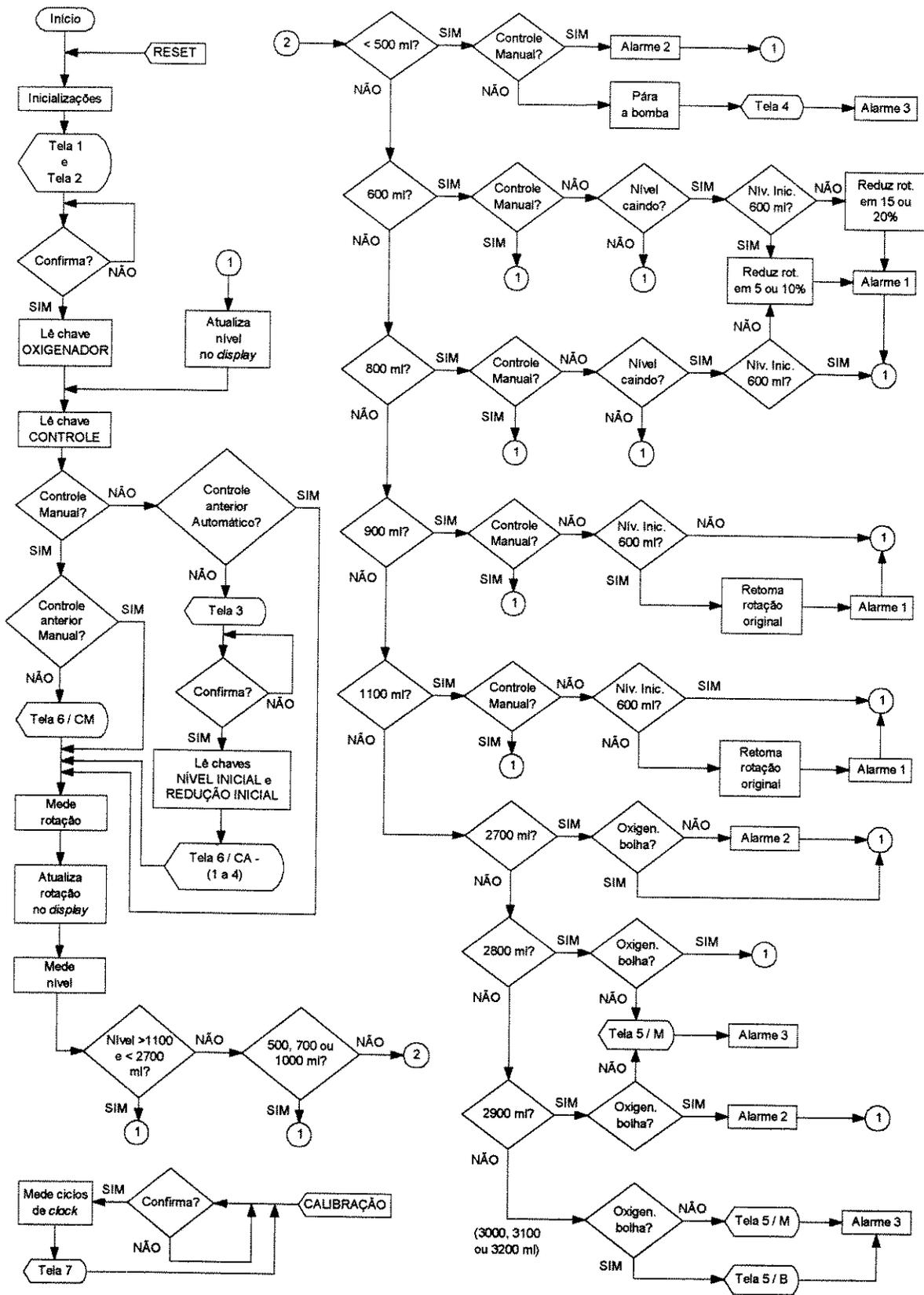


Figura 3.29 - Fluxograma do software de controle.

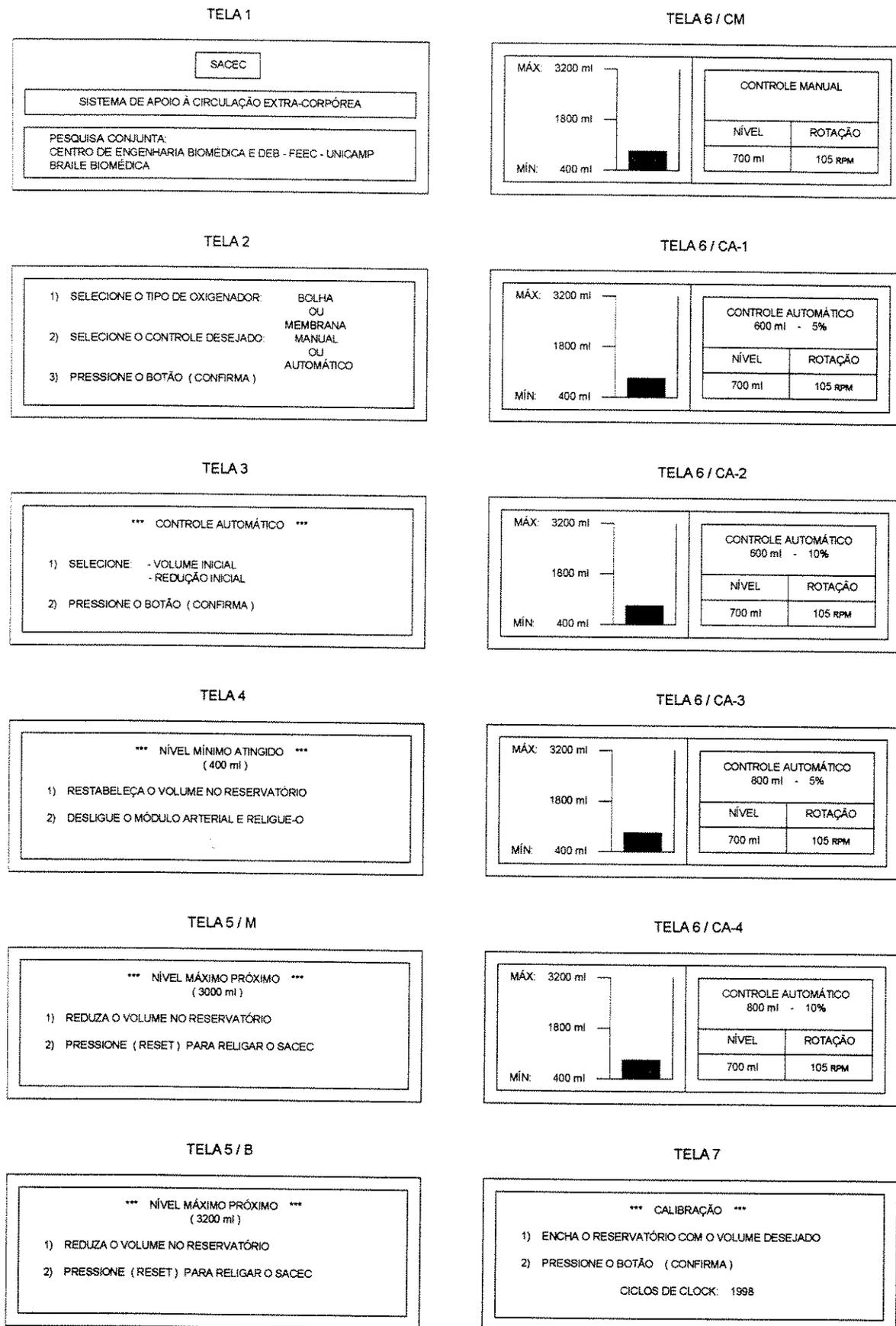


Figura 3.30 - Telas do display.

Depois de realizada a medição de nível, o valor numérico e a representação gráfica do nível são atualizados na tela principal. As medições de rotação e de nível compõem o *loop* principal do *software* de controle que é executado continuamente, sendo que a atuação do SACEC sobre a bomba depende do tipo de controle em operação e do nível detectado no reservatório.

Os níveis de 500, 700 e 1000 ml, e todos os níveis maiores que 1100 e menores que 2700 ml, não têm função especial em nenhum dos dois tipos de controle, de forma que o sistema apenas atualiza os seus valores na tela principal. Quando o nível é menor que 500 ml, a tela principal é atualizada com a indicação “ < 500 ml ”, e um *beep* duplo (Alarme 2) é acionado, se o sistema estiver em Controle Manual. Mas, quando o sistema está operando em Controle Automático, assim que o nível no reservatório cai abaixo de 500 ml, o SACEC pára a bomba, apresenta a mensagem de nível mínimo atingido (Tela 4) no *display*, e aciona um *beep* intermitente (Alarme 3). Para religar o sistema é necessário desligar e ligar novamente a bomba sistêmica.

No Controle Manual, os níveis de 600 e 800 ml não têm função especial, e por isso são apenas atualizados no *display*. Mas no Controle Automático, estes são os níveis de atuação para controle da rotação da bomba. No Controle Automático, quando o Volume Inicial selecionado for 800 ml e o nível de sangue no reservatório estiver caindo e atingir este valor, a rotação da bomba é reduzida no valor da Redução Inicial selecionada (5 ou 10%), e se o nível continuar caindo e atingir 600 ml, a rotação será reduzida em mais 15% (se o valor da Redução Inicial for 5%) ou 20% (se a Redução Inicial estiver em 10%). Quando o Volume Inicial do Controle Automático for 600 ml, a rotação da bomba será reduzida no valor da Redução Inicial selecionada (5 ou 10%) caso o nível no reservatório esteja caindo e atingir este valor. Sempre que o sistema atua no controle da rotação da bomba sistêmica, um *beep* (Alarme 1) é acionado indicando que houve intervenção do SACEC no controle da rotação.

Os níveis de 900 e 1100 ml não têm importância especial no Controle Manual, mas no Controle Automático são responsáveis pela retomada ou restabelecimento da rotação original da bomba, quando a atuação do SACEC no controle de rotação for bem sucedida e o nível no reservatório voltar a subir. Se o Volume Inicial selecionado for 600 ml, sempre que após uma atuação do sistema o nível voltar a subir e chegar a 900 ml, a rotação

original (rotação anterior às reduções) é restabelecida lentamente (para evitar aumento brusco da rotação) e um *beep* (Alarme 1) é acionado alertando o operador. Para o Volume Inicial de 800 ml, o volume de retomada da rotação original é 1100 ml, da mesma forma descrita para o Volume Inicial de 600 ml.

É importante salientar que, quando no Controle Automático, o SACEC atua na redução de rotação da bomba somente se o nível no reservatório estiver caindo. Quando o nível estiver estável ou subindo o sistema apenas atualiza o valor de nível na tela principal. Por exemplo, se no Controle Automático o Volume Inicial selecionado for 800 ml, o nível no reservatório estiver em 700 ml após ter ocorrido uma redução em 800 ml e, devido a esta redução de rotação o nível no oxigenador voltar a subir e atingir novamente 800 ml, não haverá outra redução de rotação, apenas atualização do valor de nível na tela principal, pois o nível está subindo.

Outro detalhe importante é que, no Controle Automático, o sistema não atua duas vezes num mesmo nível sem que antes haja uma retomada da rotação original. Para o Volume Inicial de 800 ml, por exemplo, se após uma redução de rotação neste nível o volume no reservatório subir a 900 ml e logo depois cair novamente a 800 ml, não haverá outra redução de rotação. Isto só seria possível se o volume no reservatório houvesse chegado a 1100 ml e tivesse ocorrido um restabelecimento da rotação original.

A atuação do SACEC para níveis maiores ou iguais a 2700 ml independe do tipo de controle em operação, mas é função do tipo de oxigenador em uso. Para o oxigenador de membrana, o sistema aciona um *beep* duplo (Alarme 2) sempre que o volume no reservatório atinge 2700 ml, com o intuito de alertar o operador que o nível está subindo muito (pois o nível máximo desse oxigenador é 3000 ml). Se o nível continua a subir acima de 2700 ml, uma mensagem de alerta de nível máximo próximo (Tela5/M) é apresentada no *display*, um *beep* intermitente (Alarme 3) é acionado e o SACEC permanece inoperante por questão de segurança do sistema (para evitar erros de medição e atuação caso o sangue chegue até o transdutor), até que o operador reduza o volume no reservatório e reinicialize o SACEC através do botão de RESET (localizado no painel traseiro do equipamento). Para o oxigenador de bolha o procedimento é o mesmo, só que o nível de alerta é 2900 ml (pois seu nível máximo é 3200 ml). Acima de 2900 ml um

alarme (Alarme 3) e uma mensagem (Tela 5/B) são acionados e o SACEC permanece inoperante até intervenção do operador.

O controle automático de rotação realizado pelo SACEC é um controle de malha fechada do tipo proporcional, sendo que as porcentagens de redução de rotação (5% ou 10%) utilizadas foram determinadas empiricamente. No controle automático de rotação, quando o SACEC atua para reduzir a rotação da bomba, a redução da tensão aplicada ao motor de corrente contínua da bomba é linear e o tempo de atuação depende da rotação atual da bomba e da redução a ser aplicada, podendo variar de 1 a 2,5 segundos para uma redução de 10%. Todas as vezes que o SACEC atua na retomada da rotação original do sistema, após uma mudança de Controle Automático para Manual, ou quando os níveis de retomada da rotação original (900 e 1100 ml) são atingidos (quando na operação em Controle Automático), o aumento da tensão contínua aplicada ao motor da bomba (que provoca o aumento de rotação) é linear e o tempo de atuação é proporcional à rotação original da bomba e à redução de rotação que havia sido aplicada.

A rotina de calibração do SACEC, utilizada para levantamento da tabela de níveis do *software*, é acionada através de uma chave *push-button* localizada no interior da caixa do equipamento. Quando acionada, a tela de calibração (Tela 7) é apresentada no *display*. Colocando-se o volume desejado no reservatório e pressionando-se o botão CONFIRMA, o sistema faz a média de 15 larguras de pulso (da mesma forma descrita para a medição de nível) e o valor decimal resultante é apresentado na tela de calibração, indicando o número de ciclos de *clock* do microcontrolador (1 ciclo de *clock* = 500 ns) correspondente à largura de pulso determinada. A medição de largura de pulso realizada pela rotina de calibração é feita em ciclos de *clock* do microcontrolador (em notação decimal) porque é nesse formato que os valores obtidos na calibração são colocados na tabela de níveis do *software* de controle. Cada vez que o botão CONFIRMA é pressionado, uma nova medição é realizada e a tela de calibração é atualizada. Esta rotina é usada somente em laboratório pela pessoa encarregada de fazer a calibração do SACEC. O operador (perfusionista) não deve ter acesso à rotina de calibração, e é por esse motivo que a chave de acionamento fica localizada dentro da caixa do equipamento. Esta rotina foi utilizada no levantamento da tabela de calibração do SACEC que será apresentada no capítulo seguinte, juntamente com a metodologia utilizada para calibração.

Cada faixa de volume é delimitada por dois níveis, sendo o primeiro o nível 50 ml abaixo da respectiva faixa, e o segundo, 50 ml acima do valor da faixa. Por exemplo, a faixa de volume de 500 ml é delimitada pelos níveis de 450 e 550 ml, e a faixa de 600 ml, pelos níveis de 550 e 650 ml. Tomando como exemplo a faixa de volume de 500 ml, as larguras de pulso (em ciclos de *clock* do microcontrolador) correspondentes aos níveis de 450 e 550 ml (níveis limites da faixa de volume de 500 ml) são obtidas através da rotina de calibração, da forma descrita no parágrafo anterior, e estes valores são colocados na tabela de níveis do *software*. Dessa forma, sempre que o SACEC realiza uma medida de nível cuja largura de pulso se encontra entre estes dois valores limites, o sistema interpreta como nível de 500 ml. Sendo assim, quando o volume real no reservatório se encontra em qualquer valor entre 450 e 549 ml, o SACEC indica que o nível no reservatório é de 500 ml. Para volumes reais na faixa de 550 e 649 ml, o SACEC indica nível de 600 ml, e assim sucessivamente para as demais faixas de volume.

Os limites das faixas de volume são obtidos através da rotina de calibração, a partir do volume de 450 ml. Depois de colocado um volume de 450 ml dentro do reservatório e efetuada a medição do número de ciclos de *clock* correspondentes a esse volume, coloca-se mais 100 ml no reservatório e faz-se nova medição, e assim sucessivamente, de 100 em 100 ml, até os últimos níveis limites de cada oxigenador (2750 ml no oxigenador de membrana e 2950 ml no de bolha). Os valores obtidos formam a tabela de níveis do *software* para os oxigenadores de bolha e de membrana.

Maiores detalhes sobre o processo de calibração do SACEC e levantamento da tabela de níveis são apresentados no capítulo seguinte. A listagem completa do *software* de controle com as rotinas e subrotinas devidamente documentadas é apresentada em Relatório Departamental (LOPES, 1998).

Capítulo 4 - Testes, Resultados e Discussão

Como todas as funções desempenhadas pelo SACEC dependem diretamente das medições do nível de sangue no reservatório do oxigenador e da rotação da bomba sistêmica, é de extrema importância a aferição do desempenho do sistema em relação a essas medidas. Este capítulo descreve os resultados da calibração do SACEC (para levantamento da tabela de níveis do *software* de controle) e a metodologia e resultados dos testes de medição de nível e de rotação e dos testes do Controle Automático (testes de redução automática da rotação e parada da bomba no nível mínimo), além da discussão dos resultados.

Para a calibração e testes do SACEC, foi montado em laboratório um circuito de *bypass* simplificado contendo uma bomba de roletes, um oxigenador de bolha e um de membrana para adultos, um reservatório para armazenamento de volume (“paciente”) e o SACEC, da forma mostrada na Figura 4.1. O “paciente” foi simulado utilizando-se dois reservatórios de cardiotomia, posicionados cerca de 50 cm acima da entrada venosa dos oxigenadores. A bomba de roletes, os oxigenadores e os reservatórios de cardiotomia são de fabricação da Braile Biomédica®. Para acomodação dos oxigenadores, reservatórios de cardiotomia e do SACEC, foi utilizado um suporte de soro convencional.

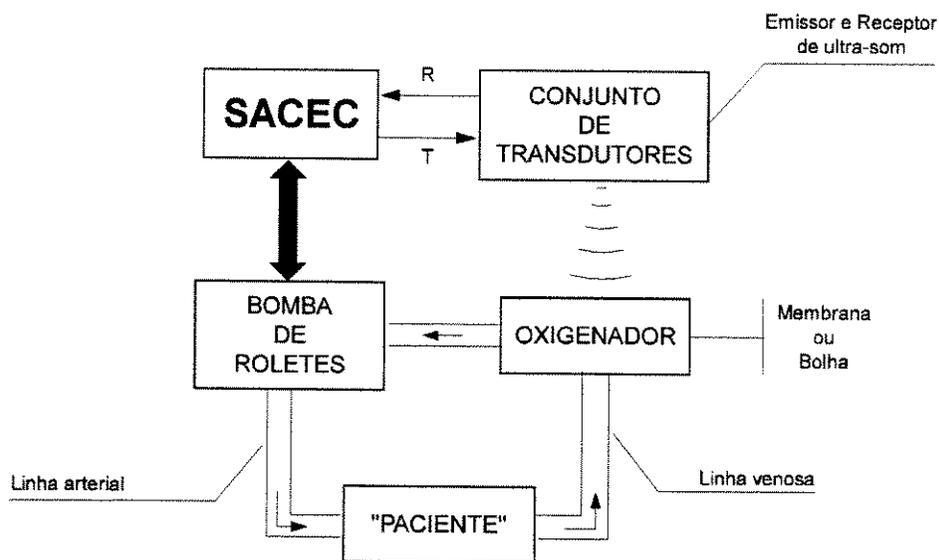


Figura 4.1 - Diagrama em blocos do setup montado para os testes do SACEC.

Foram utilizados dois conjuntos de transdutores ultra-sônicos (denominados CT1 e CT2) montados com o cuidado necessário para garantir a máxima semelhança construtiva possível entre eles. O conjunto CT2 foi montado utilizando-se sensores que passaram pelo mesmo processo de esterilização a que são submetidos os oxigenadores e outros componentes descartáveis do circuito de *bypass* (esterilização com óxido de etileno - ETO), enquanto o conjunto CT1 foi montado com sensores não esterilizados.

Os experimentos foram realizados à temperatura ambiente de aproximadamente 24°C. Por razões práticas utilizou-se água ao invés de sangue para circulação no circuito de *bypass*, tanto no procedimento de calibração quanto nos testes, pois a impedância acústica da água e a velocidade de propagação do som na água apresentam valores muito próximos aos do sangue. Na calibração e nos testes de medição de nível foi utilizada uma proveta plástica com capacidade de 500 ml e resolução de 5 ml para a determinação do volume a ser colocado no reservatório.

4.1 Teste de Medição de Rotação

A bomba de roletes utilizada contém um medidor analógico de rotação, cujos valores de rotação medidos são apresentados (em rpm) em um *display* de sete segmentos presente no painel da bomba, que foi utilizado como referência para o teste de medição de rotação.

A metodologia de teste consistiu em variar a rotação da bomba (indicada pelo medidor analógico) de 10 em 10 rpm, a partir da rotação zero até 150 rpm, e fazer a leitura da respectiva medição de rotação do SACEC (no LCD do equipamento). Este procedimento foi repetido por cinco vezes ($n=5$) consecutivas. A Tabela 4.1 apresenta a média aritmética das cinco medições efetuadas pelo SACEC para cada valor de rotação da bomba de roletes, o desvio padrão das amostras e o erro percentual da média das rotações medidas em relação à rotação da bomba (referência). A Figura 4.2 é a representação gráfica (regressão linear) dos resultados obtidos neste teste.

Tabela 4.1 - Resultados do teste de medição da rotação da bomba.

Rotação da Bomba de Roletes (rpm)	Média das rotações medidas pelo SACEC (rpm)	Desvio Padrão das amostras (n = 5)	Erro Percentual (%)
10	10	0	0
20	19,8	0,45	1,00
30	29,6	0,55	1,30
40	39	0	2,50
50	48,4	0,55	3,20
60	58,6	0,55	2,33
70	67,4	0,55	3,71
80	77,4	0,55	3,25
90	87	0	3,33
100	96,8	0,45	3,20
110	106,6	0,55	2,73
120	116	0	3,33
130	126	0	3,08
140	136	0,71	2,86
150	145,6	0,55	2,67

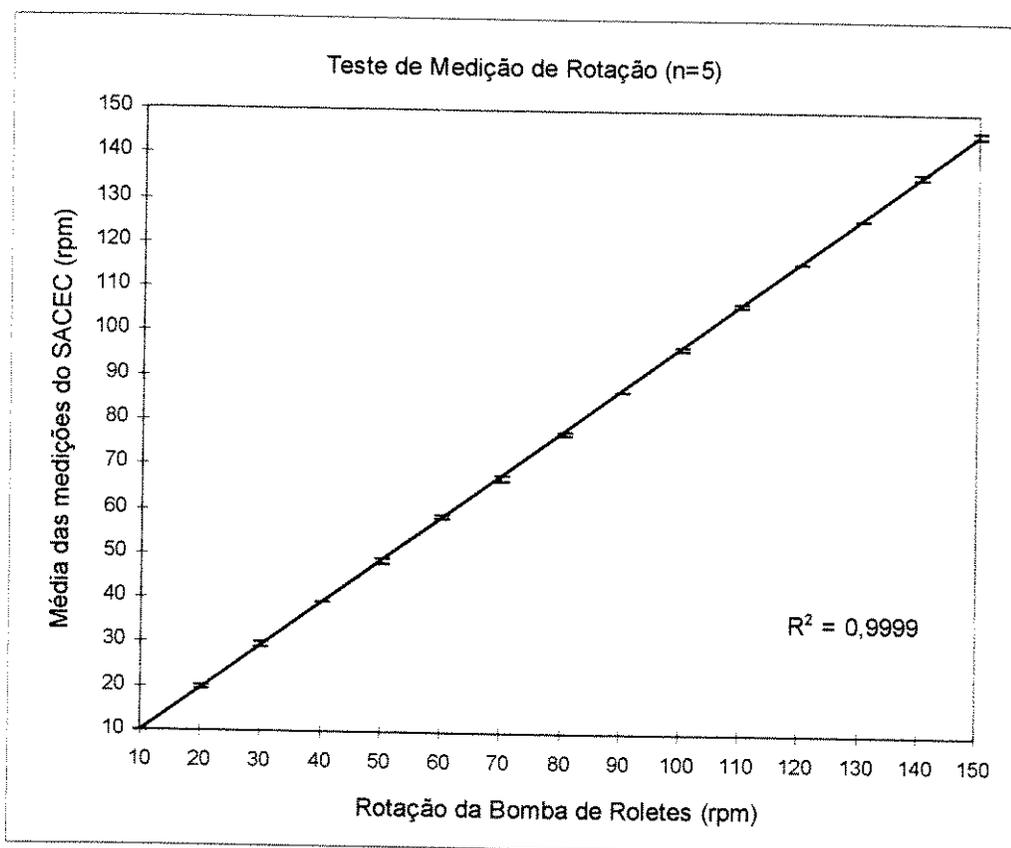


Figura 4.2 - Representação gráfica dos resultados do teste de medição de rotação da bomba.

4.2 Calibração do SACEC

O procedimento de calibração do SACEC visava o levantamento da tabela de níveis do *software* de controle utilizada na medição de nível para identificação da faixa de volume a que o nível medido pertence. Como já mencionado no capítulo anterior (item 3.5), as faixas de volume vão de 500 a 2900 ml em intervalos de 100 ml (500, 600, 700 ml, ...), e os limites de cada faixa são especificados pelos níveis 50 ml abaixo e acima da respectiva faixa de volume. Como o reservatório de sangue do oxigenador de bolha apresenta maior capacidade que o do oxigenador de membrana (3200 ml e 3000 ml, respectivamente), a tabela de níveis do oxigenador de bolha contém as faixas de volume de 500 a 2900 ml, e a do oxigenador de membrana de 500 a 2700 ml.

Foram feitas duas calibrações, uma utilizando o conjunto de transdutores CT1 (calibração 1) e outra utilizando CT2 (calibração 2). A calibração 1 contém as tabelas de níveis dos oxigenadores de bolha e de membrana cujos valores foram obtidos com o

conjunto CT1, e a calibração 2 contém as tabelas de níveis dos dois oxigenadores obtidas com o conjunto CT2.

A calibração consistiu em fazer a medição da largura do pulso quadrado gerado pelos circuitos de detecção da Unidade de Detecção de Nível para cada nível limite (450, 550, 650 ml, ...) das faixas de volume. Para este procedimento foi utilizada a rotina de calibração do SACEC, descrita no capítulo anterior (item 3.5). A metodologia de calibração consistiu em:

- 1) acionar a rotina de calibração do SACEC através da chave *push-button* localizada no interior da caixa do equipamento;
- 2) encher o reservatório do oxigenador (bolha ou membrana) inicialmente com 450 ml de água;
- 3) fazer 3 leituras consecutivas (no *display* do SACEC) da indicação do número de ciclos de *clock* (um ciclo de *clock* do microcontrolador = 500 ns) correspondente a este nível, utilizando o conjunto de transdutores CT1;
- 4) trocar o conjunto de transdutores e fazer 3 leituras consecutivas com o conjunto CT2;
- 5) adicionar mais 100 ml de água;
- 6) repetir os passos de 3 a 5 até o último nível limite de cada oxigenador (2750 ml no oxigenador de membrana e 2950 ml no de bolha).

Como pode-se observar na metodologia de calibração apresentada, foram realizadas 3 leituras consecutivas com cada conjunto de transdutores (CT1 e CT2) para cada volume colocado no reservatório. Para se obter o valor de calibração, escolheu-se o valor de maior frequência entre as 3 leituras ou, quando os 3 valores eram diferentes, escolheu-se o valor intermediário.

No procedimento de calibração, a bomba de roletes foi mantida parada e o volume era alterado colocando-se água diretamente no reservatório, pois se houvesse circulação de água no circuito seria difícil manter um volume conhecido e constante dentro do reservatório para que pudesse ser feita a calibração. Os valores de calibração obtidos com os conjuntos de transdutores CT1 e CT2, nos oxigenadores de bolha e de membrana (em ciclos de *clock* do microcontrolador), são apresentados na Tabela 4.2.

Tabela 4.2 - Tabela de calibração do SACEC (em ciclos de clock do microcontrolador).

Início da Faixa de Volume de (ml)	Volume no reservatório (ml)	Oxigenador de Membrana		Oxigenador de Bolha	
		CT1	CT2	CT1	CT2
500	450	2324	2343	2218	2229
600	550	2194	2213	2148	2125
700	650	2134	2133	2088	2075
800	750	2068	2067	2024	2003
900	850	1972	1991	1991	1973
1000	950	1879	1897	1939	1924
1100	1050	1856	1847	1877	1855
1200	1150	1769	1771	1819	1808
1300	1250	1701	1715	1758	1748
1400	1350	1673	1657	1738	1726
1500	1450	1611	1601	1680	1652
1600	1550	1542	1527	1631	1602
1700	1650	1484	1500	1565	1545
1800	1750	1449	1426	1507	1490
1900	1850	1341	1366	1448	1433
2000	1950	1285	1301	1392	1360
2100	2050	1215	1243	1289	1303
2200	2150	1153	1133	1227	1243
2300	2250	1085	1075	1165	1141
2400	2350	1030	1011	1109	1087
2500	2450	960	948	1043	1033
2600	2550	869	878	990	969
2700	2650	807	823	927	912
2800	2750	785	759	874	851
2900	2850	—	—	815	797
—	2950	—	—	770	740

4.3 Testes de Medição de Nível

Os testes de medição de nível foram realizados com o SACEC em Controle Manual e com a rotação da bomba em 50 rpm, mas sem circulação de água pelo oxigenador (o volume era alterado colocando-se água diretamente no reservatório), pois com água circulando não seria possível manter um volume conhecido e constante no reservatório para as medições. O valor de 50 rpm foi escolhido aleatoriamente e a bomba foi ligada pois o SACEC só mede o nível no reservatório do oxigenador após medir a rotação da bomba, devido ao algoritmo implementado no *software* de controle.

Para os testes de medição de nível foram gravadas duas EPROMs diferentes contendo a calibração dos oxigenadores de bolha e de membrana, sendo uma com os valores obtidos com o conjunto de transdutores CT1 (calibração 1) e a outra com o conjunto CT2 (calibração 2). Tanto no oxigenador de bolha quanto no de membrana, foi realizado um teste de medição de nível utilizando o conjunto de transdutores CT1 e a calibração 1 e outro teste utilizando o conjunto CT2 e a calibração 2. Primeiramente foi colocada no SACEC a EPROM com a calibração 1 e foram realizados os testes de medição de nível nos oxigenadores de bolha e no de membrana com o conjunto de transdutores CT1. Em seguida foi trocada a EPROM e foram realizados os testes com a calibração 2 e o conjunto CT2.

Os testes de medição de nível consistiram basicamente em colocar volumes de água no reservatório dos oxigenadores correspondentes às faixas de volume de cada oxigenador (500, 600, 700 ml, ...) e verificar qual a medição efetuada pelo SACEC. Para os testes foi adotado o seguinte procedimento:

- 1) colocar 500 ml de água no reservatório do oxigenador (bolha ou membrana);
 - 2) colocar o conjunto de transdutores (CT1 ou CT2) na tampa do oxigenador (bolha ou membrana);
 - 3) ler a indicação do nível no *display* do SACEC;
 - 4) retirar o conjunto de transdutores (CT1 ou CT2) da tampa do oxigenador;
 - 5) repetir os passos 2 a 4 por 5 vezes ($n=5$);
-

- 6) adicionar mais 100 ml de água no reservatório do oxigenador (bolha ou membrana) e repetir o passo 5;
- 7) repetir o passo 6 até a última faixa de volume de cada oxigenador (2700 ml no oxigenador de membrana e 2900 ml no de bolha).

A Tabela 4.3 apresenta os resultados dos testes de medição de nível nos oxigenadores de bolha e de membrana realizados com o conjunto de transdutores CT1 e calibração 1. São mostrados a média aritmética das cinco medições de nível realizadas pelo SACEC para cada volume colocado no reservatório, o desvio padrão das amostras, e o erro percentual entre a média das medições efetuadas pelo SACEC e o volume real no reservatório. A Tabela 4.4 apresenta os resultados dos testes realizados com o conjunto de transdutores CT2 e calibração 2.

Como pode ser observado na Tabela 4.4, a medição de nível do SACEC no oxigenador de bolha com o conjunto de transdutores CT2 e calibração 2, apresentou erro na faixa de volume de 1200 ml. Para uma melhor visualização do problema, foi realizada uma medição de nível mais detalhada na faixa de volume de 1200 ml do oxigenador de bolha, de 10 em 10 ml, e o resultado obtido é mostrado na Tabela 4.5.

4.4 Testes do Controle Automático

Os testes do controle automático visam verificar o desempenho do SACEC em relação às funções de redução automática de rotação e parada da bomba no nível mínimo, quando operando em Controle Automático. Quando o Controle Automático está selecionado e o nível no reservatório cai até o valor do Nível Inicial selecionado, o SACEC deve reduzir automaticamente a rotação da bomba no valor determinado pela Redução Inicial selecionada, e se o nível continuar caindo e se tornar menor que 500 ml, o SACEC deve desligar automaticamente a bomba.

Como o Volume Inicial do controle automático pode ser 600 ou 800 ml e a Redução Inicial, 5 ou 10 %, podem haver quatro combinações diferentes entre estes dois parâmetros (600 ml e 5%, 600 ml e 10%, 800 ml e 5%, 800 ml e 10%) e por isso foram realizados quatro testes (um para cada combinação) para cada tipo de oxigenador (bolha ou membrana).

Tabela 4.3 - Resultados dos testes de medição de nível nos oxigenadores de bolha e de membrana utilizando o conjunto de transdutores CT1 e calibração 1.

Volume colocado no reservatório (ml)	Oxigenador de Bolha			Oxigenador de Membrana		
	Média dos níveis medidos (ml)	Desvio Padrão das amostras (n = 5)	Erro Percentual (%)	Média dos níveis medidos (ml)	Desvio Padrão das amostras (n = 5)	Erro Percentual (%)
500	500	0	0	500	0	0
600	600	0	0	600	0	0
700	700	0	0	700	0	0
800	800	0	0	800	0	0
900	900	0	0	900	0	0
1000	1000	0	0	1000	0	0
1100	1100	0	0	1100	0	0
1200	1200	0	0	1200	0	0
1300	1300	0	0	1300	0	0
1400	1400	0	0	1400	0	0
1500	1500	0	0	1500	0	0
1600	1600	0	0	1600	0	0
1700	1700	0	0	1700	0	0
1800	1800	0	0	1800	0	0
1900	1900	0	0	1900	0	0
2000	2000	0	0	2000	0	0
2100	2100	0	0	2100	0	0
2200	2200	0	0	2200	0	0
2300	2300	0	0	2300	0	0
2400	2400	0	0	2400	0	0
2500	2500	0	0	2500	0	0
2600	2600	0	0	2600	0	0
2700	2700	0	0	2700	0	0
2800	2800	0	0	—	—	—
2900	2900	0	0	—	—	—

Tabela 4.4 - Resultados dos testes de medição de nível nos oxigenadores de bolha e de membrana utilizando o conjunto de transdutores CT2 e calibração 2.

Volume colocado no reservatório (ml)	Oxigenador de Bolha			Oxigenador de Membrana		
	Média dos níveis medidos (ml)	Desvio Padrão das amostras (n = 5)	Erro Percentual (%)	Média dos níveis medidos (ml)	Desvio Padrão das amostras (n = 5)	Erro Percentual (%)
500	500	0	0	500	0	0
600	600	0	0	600	0	0
700	700	0	0	700	0	0
800	800	0	0	800	0	0
900	900	0	0	900	0	0
1000	1000	0	0	1000	0	0
1100	1100	0	0	1100	0	0
1200	1100	0	8,33	1200	0	0
1300	1300	0	0	1300	0	0
1400	1400	0	0	1400	0	0
1500	1500	0	0	1500	0	0
1600	1600	0	0	1600	0	0
1700	1700	0	0	1700	0	0
1800	1800	0	0	1800	0	0
1900	1900	0	0	1900	0	0
2000	2000	0	0	2000	0	0
2100	2100	0	0	2100	0	0
2200	2200	0	0	2200	0	0
2300	2300	0	0	2300	0	0
2400	2400	0	0	2400	0	0
2500	2500	0	0	2500	0	0
2600	2600	0	0	2600	0	0
2700	2700	0	0	2700	0	0
2800	2800	0	0	—	—	—
2900	2900	0	0	—	—	—

Tabela 4.5 - Resultado do teste de medição de nível com incrementos de 10 ml na faixa de volume de 1200 ml do oxigenador de bolha utilizando o conjunto de transdutores CT2 e calibração 2.

Volume colocado no reservatório (ml)	1150	1160	1170	1180	1190	1200	1210	1220	1230	1240
Nível medido pelo SACEC (ml)	1200	1200	1200	1200	1200	1100	1100	1200	1200	1200

A metodologia utilizada nos testes do controle automático consistiu em:

- 1) selecionar o SACEC para Controle Automático;
- 2) selecionar os parâmetros de Volume e Redução Inicial desejados;
- 3) encher o reservatório do oxigenador com 2000 ml de água;
- 4) interromper o retorno de água ao oxigenador pinçando a linha venosa (ver Figura 4.1);
- 5) ligar a bomba em 100 rpm;
- 6) fazer a leitura da rotação indicada pelo SACEC após cada redução automática de rotação;
- 7) medir o volume final no reservatório após a parada da bomba;
- 8) repetir os passos de 1 a 7 por 3 vezes consecutivas (n=3);
- 9) repetir os passos de 1 a 8 para cada uma das quatro combinações dos parâmetros Volume e Redução Inicial.

No primeiro teste foi selecionado Controle Automático com Volume Inicial de 600 ml e Redução Inicial de 5 %. A Tabela 4.6 apresenta as médias aritméticas das três medições de rotação efetuadas pelo SACEC após a redução automática de rotação em 600 ml e do volume final após a parada da bomba, o desvio padrão das amostras, e o erro percentual entre as médias das medições efetuadas pelo SACEC e os valores esperados. As tabelas 4.7, 4.8 e 4.9, apresentam os resultados obtidos nos outros três testes com as outras combinações dos parâmetros Volume Inicial e Redução Inicial.

Tabela 4.6 - Resultados do teste do controle automático com Volume Inicial de 600 ml e Redução Inicial de 5 %.

Valores esperados	Oxigenador de Membrana			Oxigenador de Bolha		
	Média dos valores medidos	Desvio Padrão (n = 3)	Erro Percentual (%)	Média dos valores medidos	Desvio Padrão (n = 3)	Erro Percentual (%)
Após redução em 600 ml (95 rpm)	95,7 rpm	0,58	- 0,74	96,3 rpm	0,58	- 1,34
Após parada da bomba (400 ml)	410 ml	8,66	- 2,5	436,7 ml	2,89	- 9,18

Tabela 4.7 - Resultados do teste do controle automático com Volume Inicial de 600 ml e Redução Inicial de 10 %.

Valores esperados	Oxigenador de Membrana			Oxigenador de Bolha		
	Média dos valores medidos	Desvio Padrão (n = 3)	Erro Percentual (%)	Média dos valores medidos	Desvio Padrão (n = 3)	Erro Percentual (%)
Após redução em 600 ml (90 rpm)	89,3 rpm	0,58	0,78	89,3 rpm	1,53	0,78
Após parada da bomba (400 ml)	413,3 rpm	17,56	-3,33	393,3 ml	7,64	1,68

Tabela 4.8 - Resultados do teste do controle automático com Volume Inicial de 800 ml e Redução Inicial de 5 %.

Valores esperados	Oxigenador de Membrana			Oxigenador de Bolha		
	Média dos valores medidos	Desvio Padrão (n = 3)	Erro Percentual (%)	Média dos valores medidos	Desvio Padrão (n = 3)	Erro Percentual (%)
Após redução em 800 ml (95 rpm)	95,3 rpm	1,15	- 0,32	96,3 rpm	0,58	- 1,37
Após redução em 600 ml (80,8 rpm)	80,3 rpm	1,15	0,62	81 rpm	0	- 0,25
Após parada da bomba (400 ml)	420 ml	10	- 5	431,7 ml	34,03	- 7,93

Tabela 4.9 - Resultados do teste do controle automático com Volume Inicial de 800 ml e Redução Inicial de 10 %.

Valores esperados	Oxigenador de Membrana			Oxigenador de Bolha		
	Média dos valores medidos	Desvio Padrão (n = 3)	Erro Percentual (%)	Média dos valores medidos	Desvio Padrão (n = 3)	Erro Percentual (%)
Após redução em 800 ml (90 rpm)	88,3 rpm	1,53	1,89	91 rpm	0	- 1,11
Após redução em 600 ml (72 rpm)	72 rpm	1,73	0	70,3 rpm	2,31	2,36
Após parada da bomba (400 ml)	420 ml	8,66	- 5	386,7 ml	15,28	3,33

4.5 Discussão

Na medição de rotação, tanto o sistema de medição de rotação analógico da bomba de roletes (tomado como referência nos testes de medição de rotação) quanto o SACEC utilizam o sinal gerado pelo sensor ótico (a partir do disco ótico de 120 posições preso ao eixo do motor da bomba) para fazer a medição de rotação (como já descrito no item 3.3.4.1 do Capítulo 3). O medidor analógico da bomba faz a integração deste sinal, gerando uma tensão proporcional à rotação que é convertida para apresentação do valor de rotação (em rpm) no *display* de sete segmentos do painel da bomba. O SACEC mede a frequência do sinal gerado pelo sensor ótico utilizando o contador digital (de 16 *bits*) do microcontrolador, que apresenta resolução de contagem de 500 ns (1 ciclo de *clock* do microcontrolador), e calcula a rotação da bomba digitalmente (como já descrito no item 3.3.4.1 do Capítulo 3). Os circuitos de medição analógica da rotação da bomba são implementados com componentes discretos, como resistores e capacitores, de pouca precisão, de forma que não se pode afirmar que a precisão do medidor analógico da bomba seja maior que a precisão da medição digital realizada pelo SACEC. Desta forma, o erro percentual calculado no teste de medição de rotação (ver Tabela 4.1) não representa a imprecisão do SACEC, mas sim a diferença da medição de rotação do SACEC em relação ao valor tomado como referência para o teste (medição analógica da bomba).

A curva da Figura 4.2 é a representação gráfica, na forma de uma regressão linear, dos resultados do teste de medição de rotação da bomba. O coeficiente de correlação $R^2 = 0,9999$ obtido indica que os valores médios (5 amostras) das medições de rotação do SACEC estão muito próximos dos respectivos valores de referência, pois o valor de correlação máximo possível é $R^2 = 1,0000$. Embora a correlação entre as médias das amostras medidas pelo SACEC e os valores de referência seja significativamente elevada, pode-se observar na Tabela 4.1 que o desvio padrão das amostras apresenta valores pequenos mas não nulos para certas rotações. O desvio padrão nulo indica repetibilidade de 100% em todas as 5 medições (amostras). O desvio padrão não nulo indica uma variação das amostras medidas pelo SACEC em torno do valor médio calculado. Esta variação entre medições (amostras) consecutivas do SACEC para uma rotação de referência constante é provocada por imperfeições no disco ótico da bomba, que é

construído de acrílico transparente com 120 marcas pretas. Mas a largura destas marcas e o espaçamento entre elas não é constante em todo o disco. Dessa forma, existe diferença entre períodos sucessivos do sinal quadrado gerado pelo sensor ótico para uma rotação constante da bomba, como mostrado na Figura 4.3.

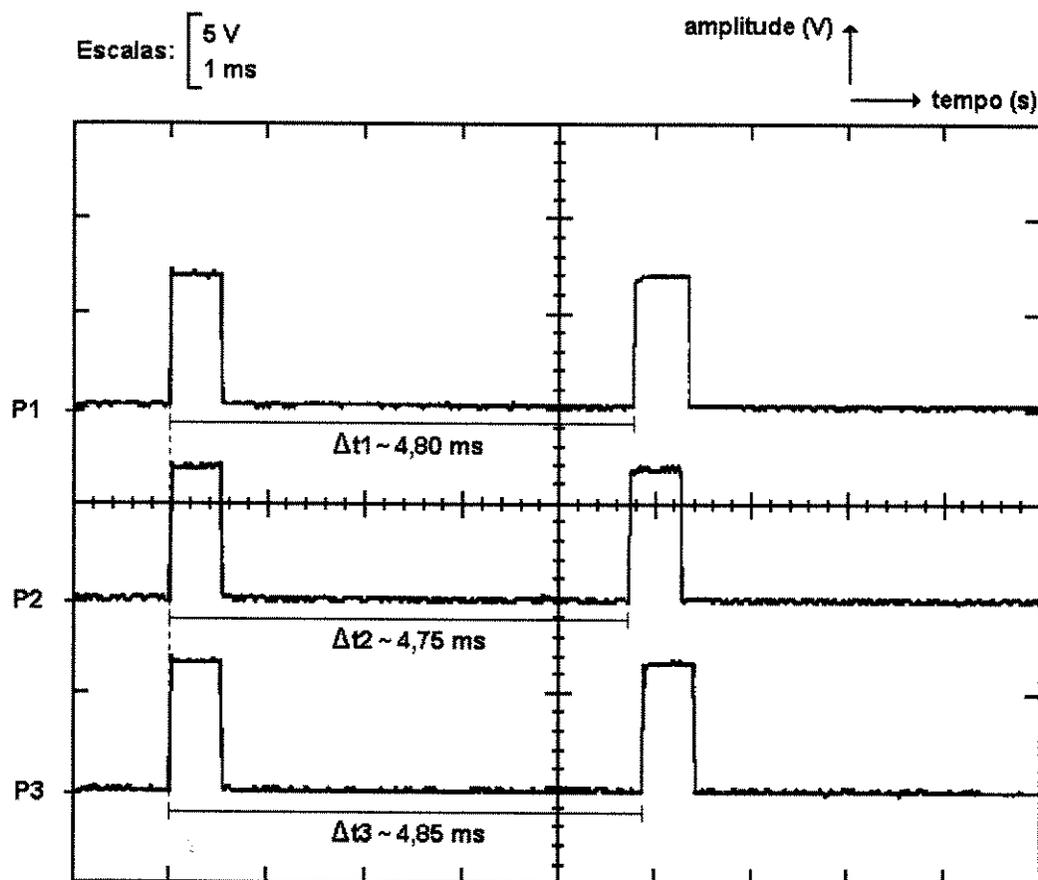


Figura 4.3 - Períodos do sinal quadrado gerado pelo sensor ótico para uma frequência constante da bomba de 100 rpm.

A Figura 4.3 foi capturada da tela do osciloscópio (Tektronix® 2430A) e mostra três períodos (P1, P2 e P3) do sinal quadrado gerado pelo sensor ótico para uma frequência constante da bomba de 100 rpm, e a Figura 4.4 apresenta três amostras de períodos sucessivos (PS1, PS2 e PS3) obtidas nas mesmas condições da Figura 4.3. Na medição da rotação da bomba, o SACEC determina a rotação de alguns períodos sucessivos do sinal gerado pelo disco ótico, e a média entre os valores indica a rotação medida (como já descrito no item 3.5 do Capítulo 3). Como observa-se na Figura 4.3, Δt_1 , Δt_2 e Δt_3 são diferentes, ou seja, os períodos sucessivos P1, P2 e P3 são diferentes para uma rotação constante da bomba de 100 rpm. Se os períodos sucessivos do sinal gerado pelo sensor

ótico para uma frequência constante da bomba apresentam valores variados (ver Figuras 4.3 e 4.4), medições de rotação consecutivas realizadas pelo SACEC, para uma rotação constante da bomba, podem apresentar variações de algumas unidades de rpm dependendo dos períodos do sinal quadrado gerado pelo sensor ótico que forem tomados para o cálculo da média que determina a rotação da bomba, como descrito acima.

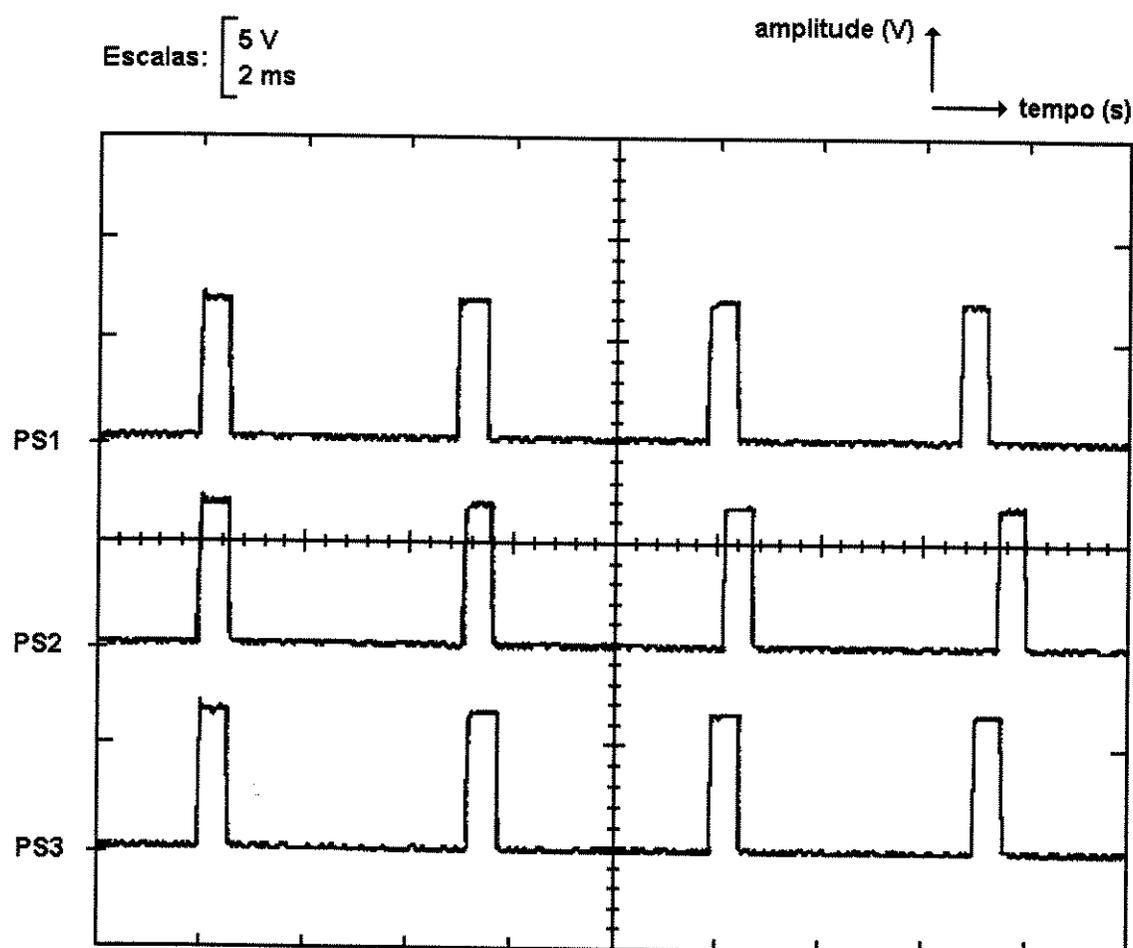


Figura 4.4 - Amostras de períodos sucessivos do sinal quadrado gerado pelo sensor ótico para uma frequência constante da bomba de 100 rpm.

Antes de analisar os resultados da calibração do SACEC e dos testes de medição de nível é relevante ressaltar que, como a proveta utilizada para determinação do volume de água a ser colocado no reservatório do oxigenador apresenta resolução de 5 ml, todos os volumes de referência (volumes colocados no reservatório) do processo de calibração e dos testes de medição de nível apresentam incerteza de ± 5 ml.

De acordo com a tabela de calibração do SACEC (Tabela 4.2), comparando-se os valores de calibração (em ciclos de *clock*) obtidos com o conjunto de transdutores CT1 com os valores obtidos com CT2 para um mesmo volume, tanto no oxigenador de bolha quanto no de membrana, observa-se que são valores diferentes mas próximos na maioria dos volumes. Esta pequena diferença (máximo de 32 ciclos de *clock*) entre os valores obtidos com CT1 e os valores obtidos com CT2, pode indicar que o processo de esterilização aplicado aos transdutores de CT2 não afeta de forma significativa a resposta dos transdutores ultra-sônicos. Isto porque a falta de precisão na montagem dos conjuntos de transdutores (montagem artesanal), que não permite garantir uma semelhança grande entre eles, também é reponsável por parte desta diferença. Apesar da proximidade entre os valores das calibrações 1 e 2 para cada volume, estas não são iguais, de forma que se um dos conjuntos de transdutores for utilizado em medições com a calibração obtida com o outro conjunto, podem ocorrer erros significativos na medição de nível.

Ainda analisando a Tabela 4.2, verifica-se que o número de ciclos de *clock* de cada faixa de volume (tamanho da faixa de volume) das calibrações 1 e 2 não é constante em todas as faixas. Isto se deve principalmente ao fato da tensão de comparação não ser uma tensão constante (devido à parte da queda exponencial de tensão).

Em relação aos resultados dos testes de medição de nível, a Tabela 4.3 mostra que a medição de nível com a calibração 1 e utilizando o conjunto de transdutores CT1 não apresentou erros nos dois tipos de oxigenadores. Além disso, o desvio padrão nulo obtido em todas as medições demonstra repetibilidade na medição de nível pelo sistema.

Observando-se a Tabela 4.4 verifica-se que, no teste de medição de nível com calibração 2 e conjunto de transdutores CT2, ocorreu um erro de 100 ml na faixa de volume de 1200 ml do oxigenador de bolha. A Tabela 4.5, que apresenta uma medição específica da faixa de volume de 1200 ml em incrementos de 10 ml, mostra que o mesmo erro ocorre no volume de 1210 ml. A Figura 4.5 apresenta uma visão detalhada da detecção (nos circuitos de detecção de nível) das envoltórias dos ecos de 1150, 1200 e 1250 ml, obtidas no oxigenador de bolha com o conjunto de transdutores CT2, e capturadas da tela do osciloscópio (Tektronix® 2430A).

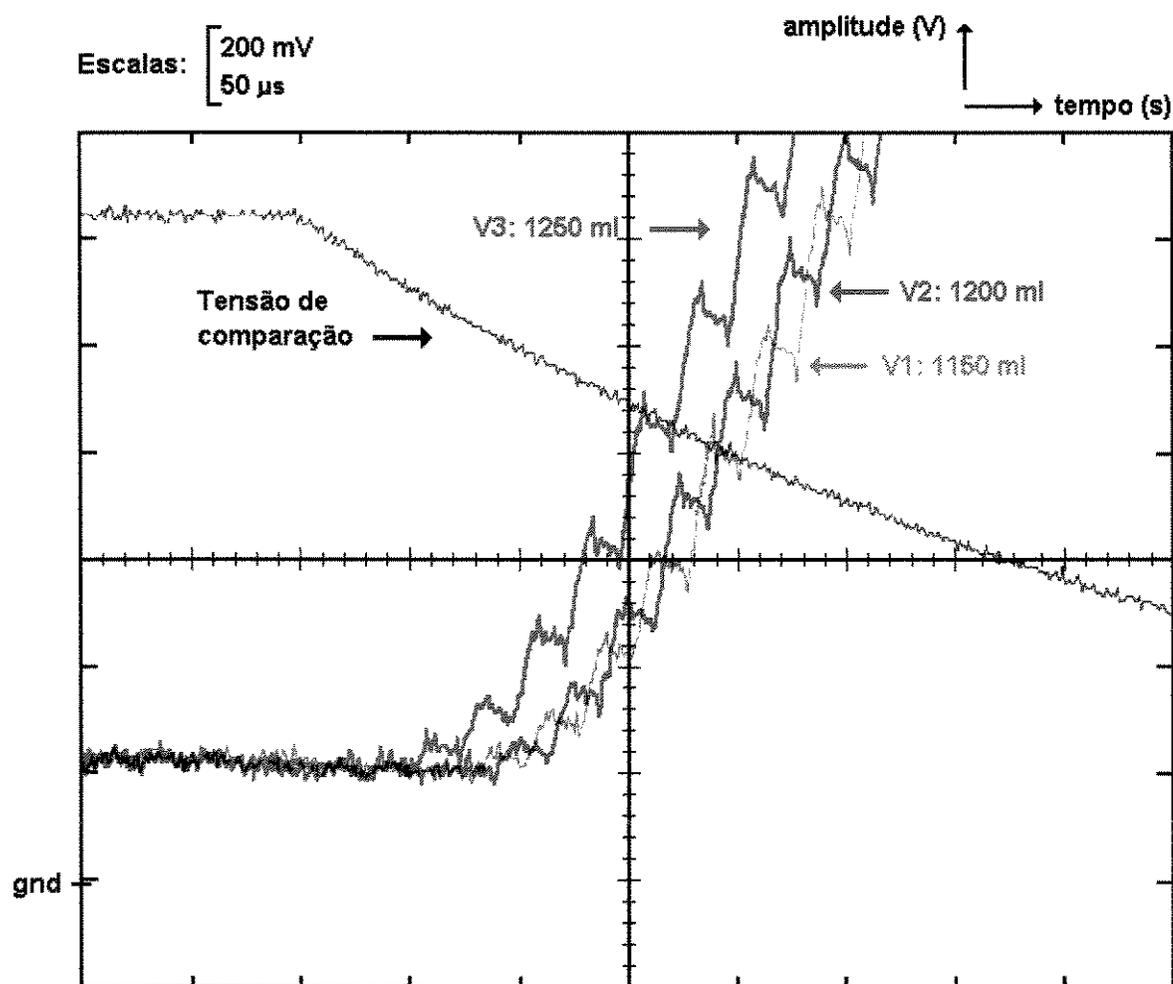


Figura 4.5 - Visão detalhada da detecção dos ecos de 1150, 1200 e 1250 ml com o conjunto de transdutores CT2 no oxigenador de bolha.

Como os volumes de 1150 ml (V1) e 1250 ml (V3) são os níveis limites da faixa de volume de 1200ml, a envoltória do eco do volume de 1200 ml (V2) deveria interceptar a tensão de comparação num ponto entre os pontos de intersecção de V1 e V3 para que a medição do SACEC fosse correta (1200 ml). Como isto não ocorre, e o sinal V2 intercepta a tensão de comparação num ponto posterior ao ponto de intersecção de V1, ou seja, já na faixa de volume de 1100 ml, o SACEC realiza a medição errada do nível no reservatório e indica 1100 ml. Este erro de detecção é provocado por alterações no formato da envoltória do eco de 1200 ml (V2) devido às múltiplas reflexões do pulso ultra-sônico. A Figura 4.6 apresenta uma visão geral da detecção da envoltória dos ecos de 1150, 1200 e 1250 ml com o conjunto de transdutores CT2 no oxigenador de bolha, obtidas da mesma forma que a Figura 4.5.

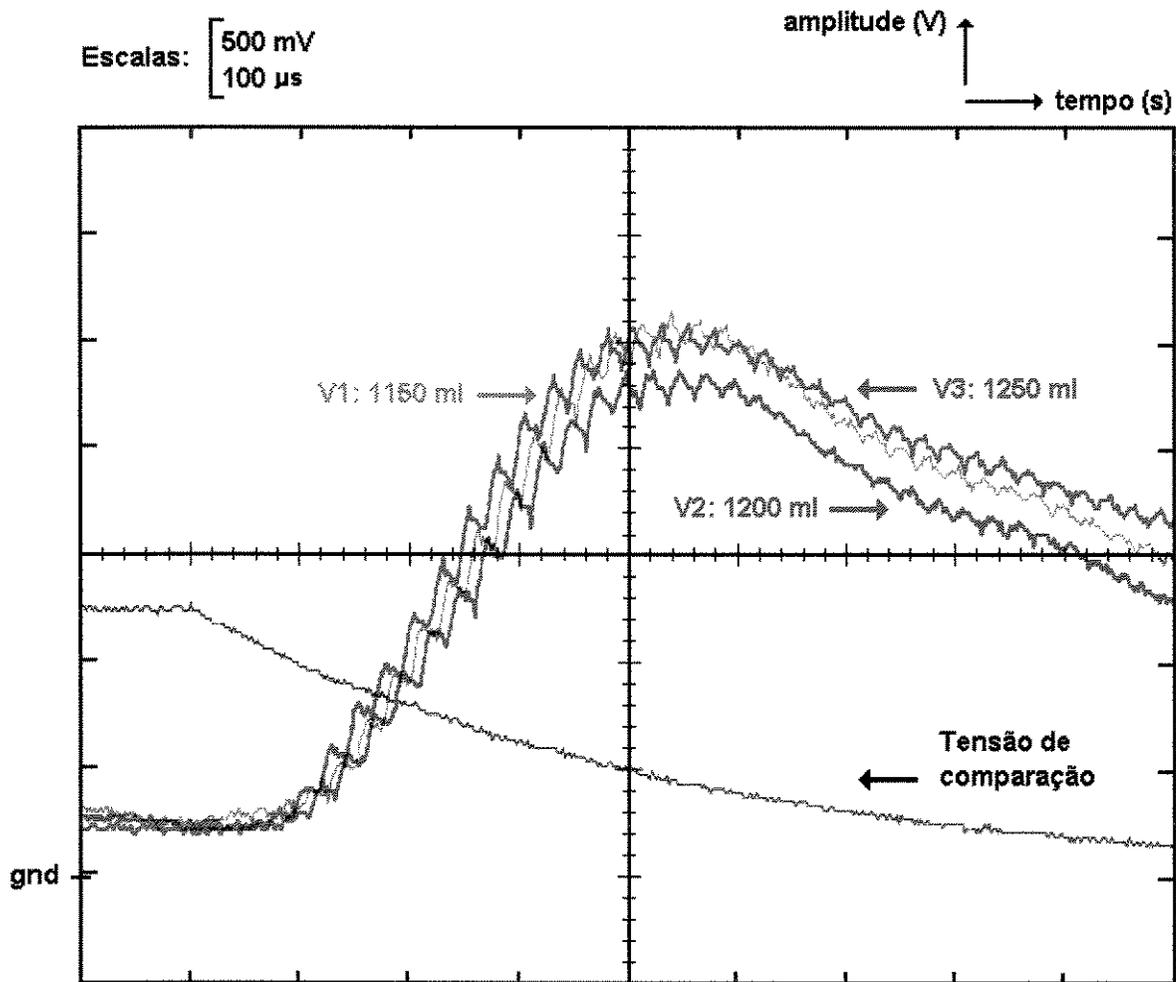


Figura 4.6 - Visão geral da detecção dos ecos de 1150, 1200 e 1250 ml com o conjunto de transdutores CT2 no oxigenador de bolha.

Pela Figura 4.6 observa-se que a envoltória do eco de 1200 ml (V2) é menor que a envoltória do eco de 1150 ml (V1), além de estar ligeiramente atrasada no tempo em relação a V1. Isto ocorre pois o eco que é detectado pelo receptor de ultra-som é uma soma vetorial dos ecos resultantes das múltiplas reflexões do pulso ultra-sônico (na superfície do líquido, nas paredes internas do reservatório e no filtro) e, sendo assim, quando estes ecos multi-refletidos estão em fase, o formato da envoltória resultante pode se alterar e erros como o encontrado na faixa de 1200 ml do oxigenador de bolha podem ocorrer. Vargas *et al.* (1997) relatam problema semelhante no desenvolvimento de um sensor ultra-sônico para inspeção do nível de líquido em garrafas, na linha de produção de uma fábrica de vinhos. Uma melhor filtragem na demodulação do eco ajudaria a amenizar a influência deste tipo de problema na medição de nível, pois tornaria mais preciso o ponto de intersecção da envoltória dos ecos com a tensão de comparação. Isso implica na utilização,

no circuito de demodulação do eco, de capacitores de filtro de valores maiores que o utilizado. Mas nos circuitos de recepção do SACEC, o ruído provocado pelo pulso de excitação do emissor de ultra-som (que aparece nos sinais S2 e S3 da Figura 3.11 do Capítulo 3) impede que capacitâncias maiores sejam utilizadas, pois isto provocaria um alisamento muito grande da envoltória do eco logo a partir do ruído, aumentando a proximidade entre a linha de base da envoltória e a tensão de comparação, o que deixaria o sistema ainda mais susceptível à detecção de ruídos e aos problemas causados pelas múltiplas reflexões.

O objetivo da medição de nível no reservatório de sangue dos oxigenadores usados em circulação extracorpórea não é fazer a leitura do volume real no reservatório, motivo que permitiu o uso do método de detecção de nível por ultra-som. A necessidade de medição de volume real implicaria no uso de outro método de detecção que permitisse tal medição. Segundo informações obtidas com perfusionistas e com a equipe da Braille Biomédica, a indicação do nível em faixas discretas de 100 ml é suficiente para a finalidade do Sistema de Apoio à Circulação Extracorpórea pois, inclusive, as escalas de volume graduadas contidas na parede externa do reservatório de sangue dos oxigenadores comerciais contém resolução máxima de 100 ml. Em termos de resolução espacial, uma variação de 100 ml no nível do reservatório equivale à uma variação de aproximadamente 5 mm na coluna de sangue. Uma variação de 50 ml, por exemplo, é praticamente imperceptível por parte do perfusionista e nem por isso compromete o desempenho do procedimento de *bypass* cardio-pulmonar tradicional.

A medição de nível realizada pelo SACEC apresenta sempre uma incerteza que pode variar de ± 1 ml a até ± 50 ml. Como exemplo, quando o SACEC indica um nível de 500 ml, o volume real no reservatório do oxigenador pode estar em qualquer valor entre 450 e 550 ml. Quanto aos erros de detecção, como o ocorrido no oxigenador de bolha com a calibração 2 e CT2, não ultrapassam 100 ml (uma faixa de volume).

Ainda em relação aos testes de medição de nível, os bons resultados obtidos com a calibração 2 e o conjunto de transdutores CT2 (Tabela 4.4) sugerem a idéia de que a esterilização dos transdutores ultra-sônicos não afeta o desempenho do conjunto de transdutores.

Analisando os resultados dos testes do controle automático, que foram apresentados nas Tabelas 4.6 a 4.9 do Capítulo 4, observa-se que, em relação à redução automática da rotação da bomba nos níveis de controle (800 ml e 600 ml), os valores de desvio padrão e de erro percentual encontrados são pequenos, indicando, respectivamente, boa repetibilidade e precisão do SACEC na atuação automática para controle da rotação da bomba de roletes. Os erros de redução automática de rotação são resultantes da forma como o algoritmo do *software* de controle gerencia o processo de redução de rotação e do erro de medição de rotação discutido no começo deste capítulo.

No teste do controle automático, a medição do volume restante no reservatório do oxigenador após a parada automática da bomba, tem como objetivo único mostrar que o SACEC realiza a parada automática da bomba quando o controle automático está selecionado e o nível no reservatório cai abaixo de 500 ml, e que o volume resultante no reservatório fica em torno de 400 ml, evitando seu esvaziamento total. Devido à dificuldade de se retirar o volume exato contido no reservatório do oxigenador após a parada automática da bomba, as amostras obtidas foram variadas, resultando em valores elevados de desvio padrão e erro percentual mostrados nas Tabelas 4.6 a 4.9.

Capítulo 5 - Conclusões

Apesar das condições de contorno inadequadas, a utilização do ultra-som como meio de detecção do nível no reservatório do oxigenador mostrou-se eficaz dentro das necessidades apresentadas, principalmente por permitir a monitoração do nível ao longo de toda a altura do reservatório de forma inócua e sem contato direto com o sangue. Além disso, os resultados obtidos com o conjunto de transdutores esterilizado sugerem que a esterilização não afeta o desempenho dos transdutores ultra-sônicos.

Quando atuando em Controle Manual, o SACEC mostrou-se apto a monitorar o nível de sangue no oxigenador e a rotação da bomba sistêmica, além de alertar o operador com alarmes audio-visuais nas situações de nível mínimo e máximo. No Controle Automático, mostrou-se capaz de evitar o esvaziamento acidental do reservatório de sangue do oxigenador através do controle automático da rotação da bomba e dos alarmes e mensagens de alerta (que mantém o operador alertado nas situações de risco iminente).

5.1 Sugestões para Trabalhos Futuros

O projeto do SACEC pode ser melhorado através de otimizações no seu *software* e no *hardware*. As rotinas do *software* podem ser reduzidas tornando mais rápidas as medições e atuações do sistema. O *hardware* pode ser melhorado, principalmente no que diz respeito à detecção do nível por ultra-som, através de um refinamento do projeto dos circuitos de recepção e detecção, da montagem do conjunto de transdutores com equipamentos de precisão, ou do uso de um único transdutor ultra-sônico, de melhor qualidade e menor dimensão, para emissão e recepção do pulso ultra-sônico, permitindo talvez a utilização do SACEC com os oxigenadores infantis.

Uma maior amplificação do eco nos circuitos de recepção permitiria que nos circuitos de detecção fosse usada uma tensão de comparação constante (sem queda exponencial) e de valor maior, o que faria com que as faixas de volume apresentassem larguras mais constantes, e também permitiria o uso de capacitâncias maiores na demodulação do eco, deixando a envoltória mais lisa e melhorando os pontos de

intersecção com a tensão de comparação. Para que esta modificação fosse possível seria necessário alterar o projeto da fonte de alimentação da bomba sistêmica. Uma outra alternativa seria a implementação de um controle automático de ganho nos estágios de amplificação da unidade de recepção, de forma a manter a amplitude da envoltória do eco praticamente constante para todos os níveis do reservatório.

Se a montagem do conjunto de transdutores for feita com instrumentos de precisão, certamente a repetibilidade de resposta entre conjuntos melhorará bastante, de forma que o sistema poderá ser calibrado com um conjunto de transdutores e ser utilizado com outro. Isto significa que a produção do equipamento em escala industrial necessitaria de uma única calibração para ser utilizada em todas as unidades.

Um estudo dos valores ótimos para os parâmetros do controle automático (Volume e Redução Inicial) também se mostra interessante no sentido de definir um único nível e um único valor de redução de rotação a serem utilizados no controle automático. Quando o controle automático fosse selecionado, o operador não teria a possibilidade de escolher o volume e a redução inicial para a atuação do controle, pois estes valores já seriam pré-definidos.

O SACEC indica a rotação da bomba sistêmica somente em rotações por minuto. Os perfusionistas utilizam frequentemente a indicação estimada de litros por minuto e de litros por minuto por metro quadrado de superfície corpórea, que é fornecida pela bomba sistêmica. Estas opções, apesar de não terem sido implementadas no SACEC, pois o objetivo principal do trabalho era verificar o desempenho do protótipo na manutenção do nível do oxigenador por meio do controle automático da rotação da bomba, podem ser implementadas através de algumas modificações no *software* de controle.

A implementação de um controle de malha fechada que permitisse ao operador escolher um nível a ser mantido constante no reservatório através do controle automático da rotação da bomba deve ser estudada com cautela, pois este tipo de controle manteria o nível constante através da variação da rotação da bomba, o que faria com que o fluxo de sangue enviado ao paciente sofresse constante variação. No procedimento de CEC é importante manter um fluxo de sangue constante para o paciente sem deixar que o nível no reservatório do oxigenador baixe a valores críticos que possam causar acidentes.

O SACEC também pode ser utilizado, juntamente com um medidor de fluxo de linha arterial, para a implementação de um controle de malha fechada para controle de uma bomba centrífuga. Como a bomba centrífuga altera o seu fluxo de acordo com variações na resistência periférica do paciente, o sistema poderia automaticamente restabelecer o fluxo desejado através do controle da rotação da bomba sistêmica, sem permitir que o nível no oxigenador baixasse demasiadamente.

Uma idéia mais ousada seria desenvolver um sistema de automação para circulação extracorpórea (microprocessado) que se basearia na lógica de operação do SACEC, mas que também englobaria a medição de rotação das demais bombas do circuito de CEC, sensores de temperatura, detetores de bolha, medidores de fluxo e oxímetros de linha, fornecendo o estado destes parâmetros e alarmes e mensagens instrutivas e de alerta em casos de detecção de bolha de ar na linha arterial, níveis críticos no reservatório do oxigenador, e valores de temperatura ou fluxo fora das faixa aceitáveis.

Referências Bibliográficas

- ABBRUZZESE, P.A.; MELONI, L.; CARDU, G.; MARTELLI, V. & CHERCHI, A. Role of arterial filters in the prevention of systemic embolization by microbubbles released by oxygenators (Letter). The American Journal of Cardiology, 67: 911-912, 1991.
- ANDERSON, R.P.; NOLAN, S.P.; EDMUNDS Jr., L.H.; RAINER, W.G. & BROTT, W.H. Cardiovascular perfusion: Evolution to allied health profession and status 1986. J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 92(4): 790-794, 1986.
- BABB, M. New ultrasonic level switch works from outside the tank. Control Engineering, 43(15): 40-42, 1996.
- BALCOMBE, A. On the level. Control & Instrumentation, 26(12): 19, 1994.
- BARTLETT, R. H.; GAZZANIGA, A.B.; TOOMASIAN, J.; CORWIN, A.G.; ROLOFF, D. & RUCKER, R. Extracorporeal membrane oxygenation (ECMO) in neonatal respiratory failure. Annals of Surgery, 204(3): 236-245, 1986.
- BETTA, G.; IPPOLITO, L.; PIETROSANTO, A. & SCAGLIONE, A. An optical fiber-based technique for continuous-level sensing. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 44(3):686-689, 1995.
- BEPPU, T.; IMAI, Y. & FUKUI, Y. A computadorized control system for cardiopulmonary bypass. J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 109(3): 428-438, 1995.
- BRONZINO, J.D. Biomedical engineering and instrumentation: Basic concepts and application. BWS-Kent, 1986, p.347-386.

- CAVAROCCHI, N.C.; PLUTH, J.R.; SCHAFF, H.V.; ORSZULAK, T.A.;
HOMBURGER, H.A.; SOLIS, E.; KAYE, M.P.; CLANCY, M.S.; KOLFF, J. &
DEEB, G.M. Complement activation during cardiopulmonary bypass. Comparison of
bubble and membrane oxygenators. J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 91(2): 252-258,
1986.
- CHEITTLE, T. Level switches and transmitters. Control & Instrumentation, 25(7): 19-
22, 1993.
- CLARK, R.E.; BEAUCHAMP, R.A.; MAGRATH, R.A.; BROOKS, J.D.; FERGUSON,
T.B. & WELDON, C.S. Comparison of bubble and membrane oxygenators in short
and long perfusions. J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 78(5): 655-666, 1979.
- CONSIDINE, D.M. Process instruments and controls handbook. USA, McGraw-Hill,
1957, p.5-3 a 5-54.
- CHRISTENSEN, D.A. Ultrasonic bioinstrumentation. New York, John Wiley & Sons,
1988, 235p.
- DORSON Jr., W.J. & LORIA IV, J.B. Heart-lung machines. In: Webster, J.G.
Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. USA, John Wiley & Sons,
v.3, 1988, p.1440-1457.
- FIBRANCE, A.E. Industrial instrumentation fundamentals. USA, McGraw-Hill, 1962,
p.404-445.
- GODOY, M.F. & BRAILE, D.M. Cardioplegia: Exegese. Arquivos Brasileiros de
Cardiologia, 62(4): 277-278, 1994.
- HEART-lung bypass units; oxygenators, extracorporeal bubble; oxygenators,
extracorporeal membrane. In: Healthcare Product Comparison System - Hospital
Edition. USA, ECRI, v.3, 1995, 27p.
-

- HESSEL II, E.A.; JOHSON, D.D.; IVEY, T.D. & MILLER Jr., D.W. Membrane versus bubble oxygenator for cardiac operations. A prospective randomized study. J. Thorac. Cardiovasc. Surg., 80(1): 111-122, 1980.
- LONGBOTTOM, F. & EREN, H. Ultrasonic multiple-sensor solid level measurements. Proceedings of the 1994 IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference Part 2. Hamamatsu, Japan, 1994, p.749-752.
- LOPES, M.L. Listagem completa do *software* do sistema de apoio à circulação extracorpórea (SACEC). Relatório Departamental. DEB/FEEC/UNICAMP, 1998.
- LOPES, M.L. Medidores de nível de líquido. Relatório Departamental. DEB/FEEC/UNICAMP, 1996 a.
- LOPES, M.L. Princípios de ultra-som. Relatório Departamental. DEB/FEEC/UNICAMP, 1996 b.
- LYNNWORTH, L.C. Ultrasonic measurements for process control: theory, techniques and applications. Academic Press Inc., 1989.
- MAIA, J.M. Sistema pulso-eco microcontrolado para geração e medição de campos ultra-sônicos. Campinas, 1995. Dissertação (Mestrado em Automação) - DEB/FEEC/UNICAMP.
- McKNIGHT, J.A & CLARE, A. Using ultrasonics to measure process variables. Measurement & Control, 23(7): 208-210, 1990.
- MORRIS, H.M. Users' interface level applications challenge instrument designers. Control Engineering, 39(13): 61-63, 1992.
- MURATA MFG. CO., LTD. Ultrasonic sensor application manual. Kyoto, Japan, 1993.
-

- PENNAFIEL, U.R. AMDC: Analisador microcontrolado de desfibriladores e cardioversores. Campinas, 1998. Dissertação (Mestrado em Automação) - DEB/FEEC/UNICAMP.
- ROZHKOV, Yu.K. Digital liquid level meter. Measurement Techniques, 34(4): 359-360, 1991.
- SOISSON, H.E. Instrumentation in industry. USA, John Wiley & Sons, 1975, p.207-239.
- SOUZA, M.H.L. & ELIAS, D.O. Fundamentos da circulação extracorpórea. Rio de Janeiro, Centro Editorial Alfa Rio, 1995, 441p.
- STONEY, W.S.; ALFORD Jr., W.C.; BURRUS, G.R.; GLASSFORD Jr., D.M. & THOMAS Jr., C.S. Air embolism and other accidents using pump oxygenators. Annals of Thoracic Surgery, 29(4): 336-340, 1980.
- USHIZIMA, M.R. Oxímetro para medidas em linhas de circulação sanguínea extracorpórea. Campinas, 1995. Dissertação (Mestrado em Automação) - DEB/FEEC/UNICAMP.
- VARGAS, E.; CERES, R.; MARTIN, J.M. & CALDERON, L. Ultrasonic sensor for liquid-level inspection in bottles. Sensors & Actuators, 61(1-3): 256-259, 1997.
- WATERBURY, R.C. Level sensing tips towards basics. InTech, 41(5): 24-27, 1994.
- WELLS, P.N.T. Biomedical ultrasonics. London, Academic Press Inc., 1977, 635p.
- WELLS, P.N.T. The present status of ultrasonic imaging in medicine. Ultrasonics, 31(5): 345-352, 1993.
-