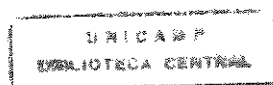


Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação
Departamento de Engenharia Biomédica

Mauro Roberto Ushizima

Oxímetro para medida de Saturação de Oxigênio em linhas
de circulação extracorpórea.

Este exemplar corresponde a redação final da tese
defendida por Mauro Roberto Ushizima
e aprovada pela Comissão
Julgada em 17 / 10 / 1995.
José Carlos W
Orientador



20 0000 481
BAE 20 0000 482

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA	UNICAMP
V.	Us3o
TOMBO BC	39923
PROC.	278/00
C	☐
D	☒
PREÇO	28\$ 11,00
DATA	12/01/00
N.º CPD	

CM-00137841-2

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

Us3o Ushizima, Mauro Roberto
Oxímetro para medida de saturação de oxigênio em
linhas de circulação extracorpórea. / Mauro Roberto
Ushizima.--Campinas, SP: [s.n.], 1995.

Orientadores: Sérgio Santos Mühlen, Idágene
Aparecida Cestari.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de
Computação.

1. Engenharia biomédica. 2. Instrumentos de
medição. 3. Microprocessadores. 4. Monitorização
fisiológica. 5. Espectrofotometria. I. Mühlen, Sérgio
Santos. II. Cestari, Idágene Aparecida. III.
Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de
Engenharia Elétrica e de Computação. IV. Título.

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

Oxímetro para medida de Saturação de Oxigênio em linhas de circulação
extracorpórea.

Mauro Roberto Ushizima

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Estadual de Campinas como exigência parcial para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica junto ao Departamento de Engenharia Biomédica.

orientador: Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen DEB/FEEC - UNICAMP

co-orientadora: Dr^a. Idágene Aparecida Cestari InCor/Div. de Bioeng. - FMUSP

Campinas - SP

Outubro -1995

Banca examinadora:

Prof. Dr. Domingo Marcolino Braile - DC/FCM - UNICAMP

Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa - DEB/FEEC - UNICAMP

Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen - DEB/FEEC - UNICAMP

Campinas, 17 de outubro de 1995.

Dedicatória:

Aos meus pais Marie e Mitomi pelo amor e carinho com o qual constróem a base de nossa família.

Aos queridos Caroline, Marcos, Augusto e Mariana, pela alegria e felicidade.

A Sylvia e Nelson, Maria Clara e Carlos, pelo constante apoio e incentivo.

À Gina pelo companheirismo, carinho e amizade.

Agradecimentos:

À Dr^a. Idágene Aparecida Cestari da Divisão de Bioengenharia do InCor/FMUSP e ao prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen do Departamento de Engenharia Biomédica da FEEC - UNICAMP pela orientação deste trabalho.

Ao prof. Dr. Adolfo Alberto Leiner por ter acolhido este trabalho na Divisão de Bioengenharia do InCor - FMUSP. Ao eng^o Milton S. Oshiro pelo apoio e pelas sugestões. À eng^a Marina Maizato e eng^a Helena Oyama pelo auxílio na confecção dos sensores ópticos. Ao eng. Mario Drummond e Sr. Manoel M. da Silva da seção de mecânica pelo auxílio na confecção das cubetas. Ao bioquímico Sérgio A. Hayashida e aos técnicos M. Lourdes Lopes e Dimas J. da Silva da seção de hidráulica pelo apoio e sugestões no levantamento dos dados experimentais *in vitro*. Ao prof. Dr. Euclydes Marques e à técnica M. Fátima Porfírio pelo apoio no procedimento experimental em cão. À anestesista MSc. Marilde A. Piccioni pelo fundamental apoio durante a utilização do oxímetro no centro cirúrgico do InCor - FMUSP.

A todos os funcionários e colegas da Divisão de Bioengenharia do InCor.

SUMÁRIO

Lista de Figuras

Lista de Siglas e Abreviaturas

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO. 1

1.1 IMPORTÂNCIA DA OXIGENAÇÃO CELULAR PARA PROTEÇÃO E MANUTENÇÃO
METABÓLICA DOS TECIDOS VIVOS. 3

1.2 SATURAÇÃO DE OXIGÊNIO. 3

1.3 CURVA DE DISSOCIAÇÃO DA OXIHEMOGLOBINA. 5

1.4 PRINCÍPIO DA OXIMETRIA. 9

1.5 CIRCULAÇÃO EXTRACORPÓREA. 17

1.6 OBJETIVO 19

2. MATERIAIS E MÉTODO. 21

2.1 DESCRIÇÃO DO ESTÁGIO 1: SENSOR, CUBETA E FONTE DE CORRENTE. 25

2.1.1 Sensor. 25

2.1.2 Cubeta. 27

2.1.3 Fonte de corrente para excitação dos LEDs. 30

2.2 DESCRIÇÃO DO ESTÁGIO 2: BLOCO DE CONDICIONAMENTO DO SINAL. 32

2.2.1 Fotodiodo e Amplificador corrente-tensão. 33

2.2.2 Circuito de demultiplexagem analógica do sinal. 35

2.2.3 Filtros analógicos. 36

2.3 DESCRIÇÃO DO ESTÁGIO 3: PROCESSAMENTO DIGITAL DO SINAL. 36

2.3.1 Conversor analógico-digital (CAD).	37
2.3.2 Microcontrolador.	40
2.3.2.1 Controle dos periféricos.	42
2.3.2.2 Simulação do programa do microcontrolador.	43
2.4 DESCRIÇÃO DO ESTÁGIO 4: INTERFACES COM O USUÁRIO.	44
2.4.1 Apresentação dos resultados.	44
2.4.2 Saídas externas.	47
2.4.2.1 Saída serial.	48
2.4.2.2 Saída analógica.	49
2.4.3 Interface com controlador de teclado.	50
2.4.4 Descrição do painel traseiro.	51
2.4.4.1 Conectores dos sensores.	51
2.4.4.2 Pinagem do conector DB-25	52
3. TESTES DO EQUIPAMENTO.	53
3.1 TESTE DE ESTABILIDADE DO SENSOR.	53
3.2 TESTES <i>IN VITRO</i> .	54
3.2.1 Procedimento para os testes de SO ₂ tendo como variável a hemodiluição.	56
3.2.2 Procedimento para os testes de SO ₂ tendo como variável o fluxo de sangue.	59
3.2.3 Procedimento para os testes de SO ₂ tendo como variável a temperatura.	61
3.3 TRAUMA HEMOLÍTICO.	63
3.3.1 Procedimento para os testes do trauma hemolítico provocado pela utilização das cubetas na linha de circulação sanguínea <i>in vitro</i> .	65
3.4 TESTES <i>IN VIVO</i> .	67
3.4.1 Experimento com CEC em cão.	67
3.4.2 Teste no Centro Cirúrgico.	68
4. RESULTADOS.	71

4.1 RESULTADO DO TESTE DE ESTABILIDADE.....	71
4.2 RESULTADOS DOS TESTES <i>IN VITRO</i>	71
4.2.1 Medição da Saturação de Oxigênio tendo como variável a hemodiluição.....	72
4.2.2 Saturação de oxigênio com variação de fluxo de sangue na cubeta.....	77
4.2.3 Saturação de oxigênio com variação da temperatura do sangue.....	78
4.3 RESULTADO DO TESTE DE TRAUMA HEMOLÍTICO.	79
4.3.1 Hemólise da CUBETA.....	79
4.4 MEDIDA DA SATURAÇÃO DE OXIGÊNIO <i>IN VIVO</i>	79
4.4.1 Medida no cão.....	80
4.4.2 Medidas no Centro Cirúrgico.	82
5. DISCUSSÃO.....	84
6. CONCLUSÕES.	90
APÊNDICE 1. DIAGRAMA DE BLOCOS, CIRCUITO ESQUEMÁTICO DO PROTÓTIPO E LISTA DOS COMPONENTES	96
APÊNDICE 2. DIAGRAMA DE BLOCOS DA ROTINAS PRINCIPAIS E PROGRAMA EM LINGUAGEM ASSEMBLY MICROCHIP PIC16C57	100
APÊNDICE 3. PROGRAMAS EXEMPLOS PARA RECEPÇÃO SERIAL E APRESENTAÇÃO DE TELA EM COMPUTADORES IBM-PC.....	103
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	

Lista de Figuras

Figura 1. Curva de dissociação da oxihemoglobina ilustrando os efeitos da temperatura, pH, pCO₂ e 2-3 DPG no deslocamento do p₅₀. 7

Figura 2. Coeficiente de absorção da hemoglobina oxigenada (ϵ_{HbO_2}) e da hemoglobina desoxigenada (ϵ_{Hb}) em diferentes λ , ilustrando também o comprimento de onda λ_{650} (maior variação do ϵ com a SO₂) e o comprimento de onda λ_{805} ($\epsilon_{HbO_2} = \epsilon_{Hb}$)..... 11

Figura 3. Esquema de um aparelho de oximetria de uso laboratorial. 12

Figura 4. Representação esquemática de uma bomba de perfusão de uma máquina de CEC. 18

Figura 5. Representação esquemática de um oxigenador de bolhas de coluna descendente. 19

Figura 6. Circuito sanguíneo formado pelo paciente e pelos dispositivos de CEC.22

Figura 7. Diagrama de blocos do protótipo. 24

Figura 8. Característica espectral dos LEDs e do fotodetector. Espectro de emissão dos LEDs..... 26

Figura 9. Desenho do sensor e topologia do circuito eletrônico. 27

Figura 10. Desenho da cubeta. 28

Figura 11. Derivação lateral em três vistas. 29

Figura 12. Diagrama esquemático da fonte de corrente para excitação dos LEDs31

Figura 13. Diagrama temporal dos sinais de controle da fonte de corrente..... 32

Figura 14. Diagrama esquemático do circuito de condicionamento do sinal. 34

Figura 15. Diagrama de tempos gerado pelo microcontrolador. 35

Figura 16. Diagrama de tempos para interface com o conversor A/D.....	39
Figura 17. Telas típicas apresentadas no visor de cristal líquido do painel frontal	46
Figura 18. Diagrama temporal da transmissão e níveis lógicos do padrão RS232C.	49
Figura 19. Diagrama temporal da interface com o teclado.....	50
Figura 20. Vista traseira do oxímetro.	51
Figura 21. Conector do sensor. Descrição da pinagem.	52
Figura 22. Conector DB-25. Descrição da pinagem.	52
Figura 23. Circuito hidráulico para teste do sensor.....	55
Figura 24. Diagrama do sistema hidráulico utilizado nos testes de hemólise.	65
Figura 25. Esquema do sistema de teste <i>in vivo</i> no cão..	68
Figura 26. Posição das cubetas do protótipo nas linhas de perfusão em operações cirúrgicas com CEC.....	69
Figura 27. Estabilidade conjunta dos circuitos fonte de corrente, sensor e circuito condicionador.	71
Figura 28. Saturação de oxigênio determinada por aparelho comercial em função da I_{660} para diferentes concentrações de hemoglobina.	72
Figura 29. Saturação de oxigênio determinada por aparelho comercial em função da I_{850} para diferentes concentrações de hemoglobina.....	73
Figura 30. Saturação de oxigênio determinada por aparelho comercial em função da I_{660} para diferentes concentrações de hemoglobina e em escala logarítmica.....	74

Figura 31. Saturação de oxigênio determinada por aparelho comercial em função da I_{850} para diferentes concentrações de hemoglobina e em escala logarítmica.....	75
Figura 32. Correlação entre a saturação de oxigênio determinada pelo e a saturação de oxigênio determinada pelo aparelho comercial.....	76
Figura 33. Saturação de oxigênio para diferentes fluxos de sangue	77
Figura 34. Saturação de oxigênio determinada pelo protótipo em função da saturação de oxigênio determinada pelo aparelho de gasometria em duas hemodiluições e diferentes temperaturas.....	78
Figura 35. Valor médio do Índice de Hemólise para um sistema com a cubeta e outro sem a cubeta.....	79
Figura 36. Saturação arterial de oxigênio durante teste <i>in vivo</i> com CEC em cão.	80
Figura 37. Saturação venosa de oxigênio durante teste <i>in vivo</i> com CEC em cão.	81
Figura 38. Saturação de oxigênio da linha arterial determinada pelo protótipo em relação à SO_2 calculada a partir de dados obtidos com aparelho comercial .	82
Figura 39. Saturação de oxigênio da linha venosa determinada pelo protótipo em relação à SO_2 calculada a partir de dados obtidos com aparelho comercial .	83

Lista de Abreviações

ε	coeficiente de absorção do meio
λ	comprimento de onda de luz
CEC	circulação extracorpórea
DO	densidade óptica
DO ₆₆₀	densidade óptica no comprimento de onda de 660 nm
DO ₈₅₀	densidade óptica no comprimento de onda de 850 nm
Hb	concentração de hemoglobina livre
HbCO	concentração de carboxihemoglobina
HbO ₂	concentração de hemoglobina oxigenada
Ht	hematócrito
I	intensidade luminosa transmitida
IH	índice hemolítico
I _o	intensidade luminosa incidente
LED	(Light Emitting Diodes) emissor de luz semiconductor
METHb	concentração de metahemoglobina
pCO ₂	pressão parcial de gás carbônico
pH	logaritmo negativo da concentração hidrogeniônica
pO ₂	pressão parcial de oxigênio
SO ₂	saturação de oxigênio
SIF	Serviço de Inspeção Federal

RESUMO.

Este trabalho descreve a construção de um protótipo de aparelho para medir a saturação de oxigênio (SO_2) nas linhas de perfusão arterial e venosa em procedimentos cirúrgicos com circulação extracorpórea (CEC). O protótipo desenvolvido é composto por dois sensores ópticos, um para a linha arterial e outro para a linha venosa, e um módulo de processamento. Cada sensor contém dois LEDs com pico de emissão nos comprimentos de onda de 660 nm e 850 nm e também um fotodiodo que opera medindo a transmissão de luz através de uma camada de sangue. O acoplamento entre o sangue e o sensor óptico é obtido através de uma cubeta especialmente desenvolvida para esta aplicação. A intensidade luminosa transmitida pela camada de sangue é detectada pelo fotodiodo e convertida da forma analógica para a forma digital sendo então processada para o cálculo da SO_2 . O resultado é apresentado no painel frontal do protótipo em visor de cristal líquido. A partir do teclado, também posicionado no painel frontal, é permitido ao usuário ajustar o nível arterial e venoso da SO_2 abaixo do qual um alarme é ativado indicando medida inferior a estes níveis preestabelecidos.

Os resultados obtidos com o protótipo nos testes *in vitro* mostraram boa correlação ($r^2=0,97$, $n=85$) com os valores de saturação de oxigênio determinados por aparelho comercial com a concentração de hemoglobina variando entre 8 e 12 g/dl. O erro encontrado na medida da saturação de oxigênio foi inferior a 2% na faixa de SO_2 entre 80 e 100%, e inferior a 3% de 50 a 80%. Testes *in vitro* demonstraram que o uso da cubeta na linha de CEC não causa hemólise. O protótipo foi testado em um cão durante o procedimento cirúrgico com CEC. Neste experimento, o índice de correlação entre os resultados fornecidos por aparelho de gasometria comercial e o cálculo da saturação de oxigênio na linha arterial foi de $r^2=0,93$ ($n=9$) e na linha venosa foi de $r^2=0,88$ ($n=10$). Estes resultados encorajaram a utilização do protótipo em sala de cirurgia com CEC. A inserção das cubetas nas linhas de circulação sanguínea não causou alterações dos procedimentos normais da rotina de uma operação com CEC.

O resultados obtidos abrem a possibilidade da aplicação do método para determinação contínua da SO_2 em tempo real durante a operação com CEC.

ABSTRACT.

This work describes a prototype for assessment of the oxygen saturation (OS) in flowing whole blood through the arterial and venous tubing utilized in extracorporeal circulation (ECC) equipment during cardiopulmonary bypass surgical procedures. The prototype utilizes an optical transducer with two LED (peak emission in 660 nm and 850 nm) and a photodiode operating in transmittance mode. A special cuvette was developed allowing easy attachment of the transducer to the tubing without causing haemolysis. The analog signal from light transmitted through blood is detected by the photodiode and converted to digital form to be read by a microcontroller chip for further processing. The result is shown on the prototype front panel on a LCD. A keyboard also placed on the front panel allow users to adjust arterial and venous level of OS below which an audible alarm is activated warning a low OS level.

In vitro tests have shown high correlation between the readings provided by the prototype and a commercial blood gas analyzer. Correlation index of 0.99 was found for constant hemoglobin concentration. Correlation index of 0.97 was found for hemoglobin concentration varying from 8 to 12 g/dl and oxygen saturation from 50 to 100%. OS measurement was not affected by temperature and flow rate. In these tests, the standard error of the measurement was smaller than 2% for OS varying from 80 to 100% and smaller than 3% for OS varying from 50 to 80%.

An *in vivo* experiment was performed in which a dog was maintained in ECC for two hours. In this experiment a correlation index of 0.93 was obtained for arterial OS and 0.88 for venous OS.

The prototype was used in operating room encouraged by results obtained during *in vitro* tests. The prototype sensors and cuvettes were used attached to ECC tubing without changing the normal routine of the surgical procedure.

Obtained results open the possibility of the application of the described methods in continuous and real time measurements of OS.

1. INTRODUÇÃO.

Durante operações em que o paciente está profundamente anestesiado, os centros de controle respiratórios ficam bloqueados pela ação de anestésicos. Desse modo é necessário controlar a ventilação a fim de manter as condições fisiológicas normais. Para tanto, faz-se necessário dar auxílio respiratório aos pacientes através de aparelhos de ventilação. A eficácia desta ventilação pode ser avaliada pela determinação de parâmetros tais como pressão parcial de oxigênio (pO_2), pressão parcial de gás carbônico (pCO_2), excesso de base, pH e saturação de oxigênio (SO_2). Diversas técnicas e instrumentos possibilitam determinar estes parâmetros nos laboratórios de análises bioquímicas ou nas salas de cirurgias. Dentre esses instrumentos estão os oxímetros de pulso, os medidores de pO_2 , pCO_2 e pH (aparelhos de gasometria) e os medidores de saturação de oxigênio (co-oxímetros). Os oxímetros de pulso são instrumentos de monitoração contínua que determinam a saturação de oxigênio utilizando a pulsatilidade arterial detectada por princípio óptico. Este instrumento foi primeiramente descrito em 1971 por AOYAGI [1], revolucionando a oximetria por ser um instrumento não invasivo, possibilitando medida contínua de fácil utilização e de grande aceitação clínica. No entanto, durante a circulação extracorpórea (CEC), o padrão de pulsatilidade arterial utilizado pelos oxímetros de pulso desaparece e impede este tipo de monitoração.

Recorre-se então à utilização de aparelhos laboratoriais de análise eletroquímica ou espectrofotométrica. Este tipo de abordagem fornece apenas medidas

intermitentes, visto que existe um atraso entre a coleta do sangue e momento em que o resultado da análise fica disponível ao usuário. Este atraso é da ordem de 30 minutos [2]. Ainda assim, por ser mais simples, esta abordagem é a mais utilizada para monitoração da oxigenação [3]. O princípio da oximetria óptica é baseado no fato de que o sangue arterial apresenta uma coloração vermelha enquanto o sangue venoso uma coloração cianótica. Esta característica altera a intensidade luminosa transmitida através de uma fina camada de sangue e é utilizada pelo protótipo na determinação da saturação de oxigênio. O equipamento compõe-se de sensores ópticos conectados à linha de circulação extracorpórea, uma unidade eletrônica para condicionamento analógico do sinal correspondente à luz transmitida através do sangue, e uma unidade digital para processamento do sinal. O acoplamento do sensor à linha de perfusão se faz através de uma cubeta desenvolvida especialmente para esta aplicação.

O cálculo da SO_2 utiliza os sinais provenientes do sensor, devidamente digitalizado, aplicados a uma equação de primeiro grau bivariada. Os coeficientes desta equação foram obtidos a partir da correlação entre valores da intensidade luminosa transmitida, e medidas da SO_2 obtidas através de análise gasométrica em aparelhos comerciais (Ciba-Corning 288 blood gas analyser, Radiometer ABL300 e Zenith us7000) devidamente calibrados.

1.1 Importância da oxigenação celular para proteção e manutenção metabólica dos tecidos vivos.

O oxigênio é o substrato mais importante para a vida aerobiótica. A oxigenação celular é importante para a manutenção contínua do metabolismo energético do organismo. Praticamente todas as reações químicas que se processam no corpo humano, tais como transportes ativos pela membrana, síntese de compostos químicos e trabalho mecânico utilizam esta energia. Portanto, a transmissão dos impulsos nervosos, os movimentos, a síntese de hormônios e muitos outros processos complexos ficam bloqueados em pouco tempo sem a presença do oxigênio no metabolismo do ciclo aeróbio. Durante a CEC, a oxigenação celular é influenciada por diversos fatores que afetam tanto o fornecimento e a demanda de oxigênio das células, quanto a sua capacidade de utilizar o oxigênio fornecido. A grande oferta tecidual de oxigênio é possibilitada pela hemoglobina presente nas hemácias. A hemoglobina aumenta de 30 a 100 vezes a taxa de oxigênio transportado pelo sangue se comparada com o oxigênio transportado dissolvido no plasma. Desta forma, em situações normais cerca de 97% do oxigênio é transportado em combinação com a hemoglobina enquanto apenas 3% é transportado dissolvido no plasma [4].

1.2 Saturação de Oxigênio.

A definição de saturação de oxigênio tem sido modificada ao longo dos anos. A mais antiga delas, baseada nas medidas do conteúdo de oxigênio e na

capacidade de transporte de oxigênio, é chamada de saturação de oxigênio funcional e é descrita pela equação 1:

$$SO_2 = \frac{HbO_2}{Hb + HbO_2} 100 \quad (1)$$

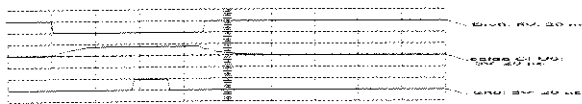
onde: SO_2 é a saturação de oxigênio [%];

HbO_2 é a hemoglobina oxigenada ou oxihemoglobina;

Hb é a hemoglobina desoxigenada.

Esta equação quantifica a fração de hemoglobina oxigenada pela hemoglobina total funcional. O termo funcional aplica-se à hemoglobina no sentido de descrever a sua capacidade ou não de transportar oxigênio.

Quando os aparelhos colorimétricos começaram a ser utilizados na determinação da saturação de oxigênio, outra definição foi introduzida, sendo denominada saturação de oxigênio fracional. Esta definição é descrita pela equação abaixo:



$$SO_{2f} = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb + HbCO + METHb} 100 \quad (2)$$

onde: SO_{2f} é a saturação de oxigênio [%];

HbO_2 é a oxihemoglobina;

Hb é a hemoglobina desoxihemoglobina;

$HbCO$ é a carboxihemoglobina;

$METHb$ é a metahemoglobina.

Esta equação quantifica a fração de hemoglobina oxigenada pela hemoglobina total, seja ela funcional (Hb) ou não funcional ($HbCO$, $METHb$).

Na instrumentação colorimétrica empregada para quantificar cada uma destas frações, o coeficiente de absorção resultante em um dado comprimento de onda

ε_{λ} corresponde à somatória dos coeficientes de absorção de cada pigmento, isto é, $\varepsilon_{\lambda} = \varepsilon_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2} + \varepsilon_{HbCO} + \varepsilon_{METHb}$. Se a instrumentação possibilitar a medida de ε_{λ} para diversos comprimentos de onda, então a fração correspondente a cada pigmento pode ser calculada. O protótipo desenvolvido utiliza apenas dois comprimentos de onda e portanto apenas dois componentes físicos são determinados. Isto resulta na seguinte definição para saturação de oxigênio:

$$V_{\text{bicarbonato}} = \frac{|E B| \cdot 1,5 \cdot V_{\text{sangue}}}{1200} \quad (3)$$

onde: SO_2 é a saturação de oxigênio [%].

HbO_2 é a oxihemoglobina;

Hb é a hemoglobina desoxihemoglobina;

$HbCO$ é a carboxihemoglobina;

$METHb$ é a metahemoglobina.

Em circunstâncias clínicas normais, as concentrações de $HbCO$ e $METHb$ são baixas. Quando estas substâncias estão presentes no sangue em concentrações significativas, o que ocorre em fumantes e recém-nascidos, há uma tendência em superestimar-se a saturação de oxigênio pela medida óptica, sendo esta uma das limitações da oximetria utilizando luz com apenas dois comprimentos de onda.

1.3 Curva de Dissociação da Oxihemoglobina.

A saturação de oxigênio do sangue está relacionada com a pO_2 pela curva de dissociação da oxihemoglobina (figura 1). O formato sigmoidal desta curva

confere uma baixa sensibilidade da saturação de oxigênio como indicadora da pO_2 para valores altos da SO_2 ($> 90\%$). Deste modo, pequenas mudanças na pO_2 seriam dificilmente detectadas pela medida de saturação de oxigênio. Por outro lado, a queda da pO_2 para valores na faixa de 10 a 80 mmHg pode ser facilmente detectada pela variação da saturação de oxigênio. Como pode ser visto na figura 1, a afinidade entre o oxigênio disponível e a hemoglobina depende de diversas características químicas do meio onde se dá a combinação hemoglobina-oxigênio. A p_{50} (pO_2 presente quando a SO_2 é de 50%) é um termo que caracteriza a afinidade do oxigênio com a hemoglobina [5, 6, 7]. A p_{50} é deslocada para direita ou esquerda em função de fatores que alteram a combinação do oxigênio com a hemoglobina tais fatores são: pH, pCO_2 , temperatura e 2-3 DPG (2-3 difosfoglicerato). Estes parâmetros modificam a afinidade do oxigênio com a hemoglobina, o que significa ter diferentes valores de SO_2 para uma mesma pO_2 . Portanto, para se calcular a saturação de oxigênio a partir da pO_2 é necessário que a posição da curva de dissociação esteja bem definida.

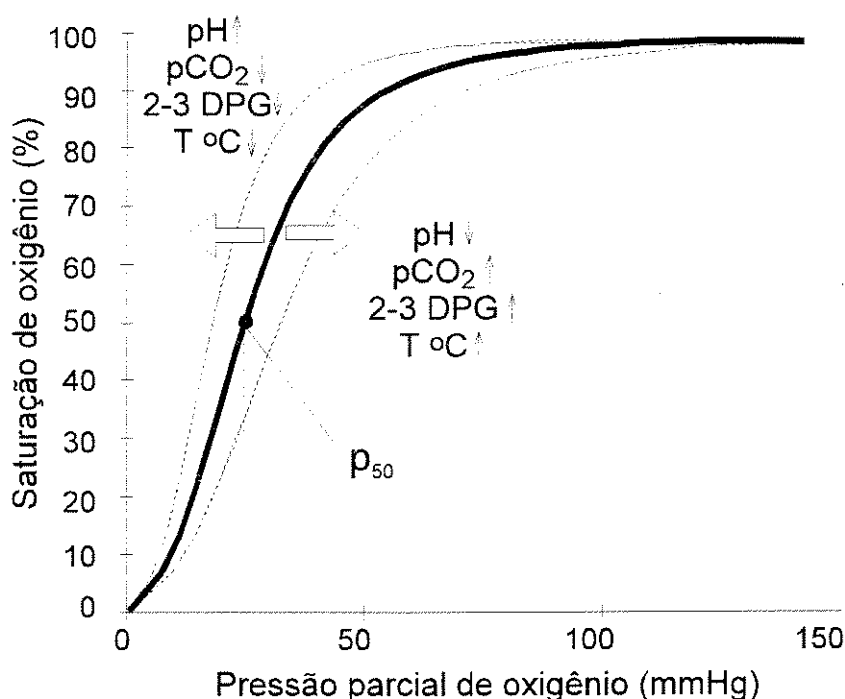


Figura 1. Curva de dissociação da oxihemoglobina ilustrando os efeitos da temperatura, pH, pCO₂ e 2-3 DPG no deslocamento do p₅₀.

Diversos trabalhos descrevem equações empíricas que permitem estimar com pequeno erro a saturação de oxigênio a partir da pO₂ em diferentes pH, pCO₂ e temperatura [8, 9, 10]. Estas equações diferem umas das outras e apresentam diferentes correlações com os valores reais. Em 1981 ANDRITSCH [11] revisou os trabalhos até então descritos. As equações de KELMAN [10] e SEVERINGHAUS [9] mostraram melhor resposta e mais fácil utilização.

A maioria dos equipamentos comerciais de gasometria utiliza eletrodos calibrados em 37 °C na determinação da pO₂, da pCO₂ e do pH, e inferem a saturação de oxigênio. Estes equipamentos geralmente dispõem de rotinas automáticas que corrigem os valores medidos pelos eletrodos calibrados a 37 °C para a temperatura, não necessariamente 37 °C, do paciente.

No trabalho de ANDRITSCH [11] foi utilizada a pO_2 virtual. Este parâmetro é um valor teórico que normaliza a pO_2 considerando pH igual a 7,4, pCO_2 igual a 40 mmHg e temperatura de 37 °C. Quando a saturação de oxigênio não pode ser medida diretamente costuma-se estimá-la a partir desta pO_2 virtual que é calculada a partir da expressão abaixo:

$$pO_2 = p_mO_2 * 10^{(0,40*(pH_m - 7,4) + 0,06*(\log 40 - \log p_mCO_2))} \quad (4)$$

onde: pO_2 é a pO_2 virtual para cálculo da saturação de oxigênio;

p_mO_2 é a pO_2 *in vitro* medida a 37 °C;

pH_m é o pH *in vitro* medido a 37 °C;

p_mCO_2 é a pCO_2 *in vitro* medida a 37 °C.

A saturação de oxigênio é calculada a partir da equação 5, descrita por SEVERINGHAUS [9], utilizando a pO_2 virtual obtida da equação 4.

$$SO_2 = \frac{(pO_2)^3 + 150pO_2}{(pO_2)^3 + 150pO_2 + 23400} 100 \quad (5)$$

onde: SO_2 é a saturação de oxigênio [%];

pO_2 é a pO_2 virtual.

1.4 Princípio da Oximetria.

O princípio utilizado na oximetria surgiu da observação de que o sangue bem oxigenado apresenta uma coloração vermelha, enquanto o sangue desoxigenado apresenta uma coloração cianótica. A cianose dá alguma indicação a respeito da oxigenação, embora não seja um parâmetro muito sensível. Em uma concentração de hemoglobina de no mínimo 5 g/dl, cerca de 10 a 20% da hemoglobina deve estar na forma desoxigenada para possibilitar uma percepção visual da mudança na oxigenação.

A lei de Beer-Lambert relaciona exponencialmente a concentração de uma substância com a intensidade luminosa transmitida através dela, considerando-se a distância percorrida pela luz no meio e o seu coeficiente de absorção. Esta relação é descrita na equação 6.

$$DO = \log \frac{I_0}{I} = \varepsilon cd \quad (6)$$

onde: DO é a densidade óptica;

I é a intensidade luminosa transmitida [mcd];

I_0 é a intensidade luminosa incidente [mcd];

ε é o coeficiente de absorção [cm^2/mol];

c é a concentração da substância [mol/cm^3];

d é a distância percorrida pela luz através da substância [cm].

Esta lei é válida desde que a luz incidente seja monocromática e a substância por onde a luz é transmitida seja homogênea. Baseando-se na observação colorimétrica do sangue e na lei de Beer-Lambert, diversos pesquisadores começaram a estudar as propriedades ópticas do sangue. A maioria destes trabalhos se restringiram ao espectro visível da luz.

Em 1943, HORECKER [12] utilizou espectrofotometria para determinar a DO de diferentes derivados do sangue hemolisado na região de luz visível e em parte da região do infravermelho. Neste trabalho foi demonstrado que a oxihemoglobina apresenta uma maior transmissão de luz na faixa do espectro de 660 nm quando comparada com a hemoglobina desoxigenada. O comprimento de onda λ onde o coeficiente de absorção é idêntico para a oxihemoglobina e desoxihemoglobina é denominado comprimento ou ponto isobéstico. A figura 2 ilustra o coeficiente de absorção em diferentes comprimentos de onda para a Hb e HbO₂.

Em 1949, WOOD [13] utilizou a lei de Beer-Lambert (equação 6) para determinar a saturação de oxigênio do sangue, aplicando luz com apenas dois comprimentos de onda, sendo um deles o comprimento isobéstico de 805 nm. A dedução matemática desta equação pode ser encontrada em anexo no apêndice 1.

$$SO_2 = A + B \frac{DO_{650}}{DO_{805}} \quad (7)$$

onde: SO_2 é a saturação de oxigênio [%];

DO_{650} é a densidade óptica em 650 nm [cm²/mol];

DO_{805} é a densidade óptica em 805 nm [cm²/mol];

$$A = \varepsilon_{805} / (\varepsilon_{650Hb} - \varepsilon_{650HbO_2});$$

$$B = \epsilon_{650\text{Hb}} / (\epsilon_{650\text{Hb}} - \epsilon_{650\text{HbO}_2}).$$

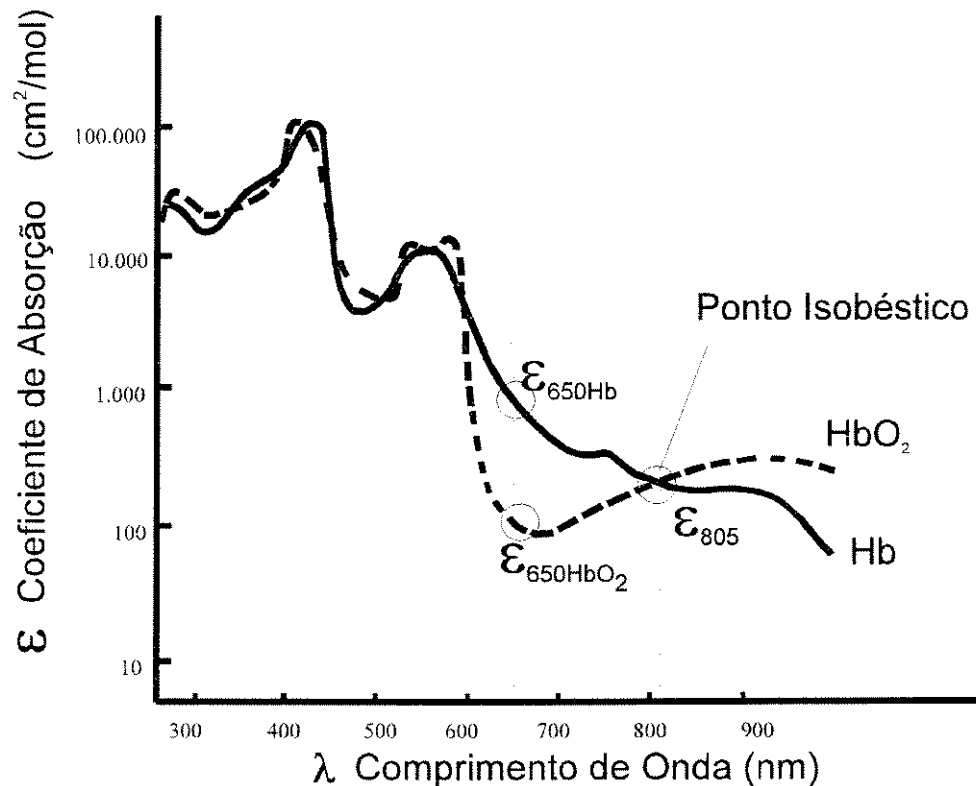


Figura 2. Coeficiente de absorção da hemoglobina oxigenada (ϵ_{HbO_2}) e da hemoglobina desoxigenada (ϵ_{Hb}) em diferentes λ , ilustrando também o comprimento de onda λ_{650} (maior variação do ϵ com a SO_2) e o comprimento de onda λ_{805} ($\epsilon_{\text{HbO}_2} = \epsilon_{\text{Hb}}$)

Os oxímetros comerciais de uso laboratorial determinam a saturação de oxigênio medindo a DO em dois ou mais comprimentos de onda de luz transmitidos através de uma cubeta onde o sangue a ser analisado é depositado. O princípio de funcionamento destes oxímetros é baseado na equação descrita por Wood. Para tanto, o sangue é previamente hemolisado, química ou mecanicamente. A DO em 650 e 805 nm são determinados pela equação de Beer-Lambert (equação 6) e

inseridas na equação de Wood para cálculo da SO_2 . A figura 3 ilustra o esquema interno de um aparelho de oximetria de uso laboratorial. De forma alternada, os filtros restringem o espectro de luz em 650 e 805 nm. O divisor de luz separa o feixe luminoso em uma pequena porção (~5%) que permite a leitura da luz incidente na amostra sangüínea e outra que atravessa a cubeta e amostra de sangue e atinge segundo fotodetector. A intensidades luminosas medidas permitem o cálculo da DO_{650} e DO_{805} e da SO_2 a partir da equação de Wood descrita na equação (7).

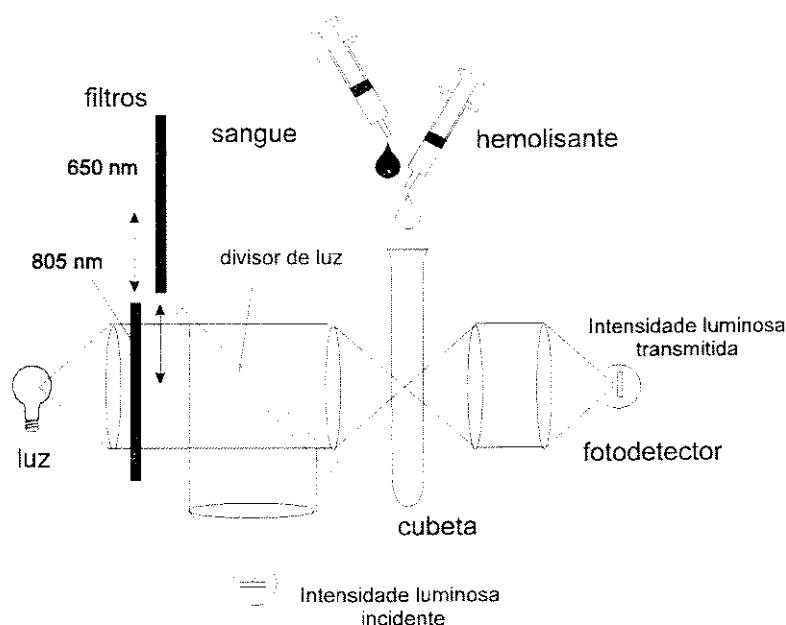


Figura 3. Esquema de um aparelho de oximetria de uso laboratorial.

Em 1951 KRAMER e colaboradores [14] descreveram a influência de diferentes parâmetros sobre a transmissão luminosa pelo sangue íntegro, concluindo que a DO neste caso é de 7 a 20 vezes maior que a DO em soluções com a mesma concentração de hemoglobina. O comportamento diverso do descrito pela lei de

Beer-Lambert está relacionado com o fato de que a DO apresenta um comportamento não linear quando existe variação da concentração de hemoglobina no sangue e variação da distância percorrida pela luz no meio. Estas diferenças na DO para o sangue total e soluções de hemoglobina são atribuídas principalmente ao efeito de espalhamento de luz em meios não homogêneos. Em 1970, TWERSKY [15] descreveu um formalismo matemático para o espalhamento da luz provocado por partículas absorventes com baixa refração. LOEWINGER [16] apontou a possibilidade de se aplicar a teoria de Twersky no sangue não hemolisado. Em trabalhos posteriores, ANDERSON [17] e STEINKE [18] também citaram a aplicabilidade da teoria de Twersky para o sangue total. A equação de Twersky é descrita abaixo.

$$DO_{total} = \log \frac{I_0}{I} = mHt - \log_{10}((1-q)10^{-\beta} + q10^{-\delta}) \quad (8)$$

onde: DO_{total} é a densidade óptica total;

I_0 é a intensidade luminosa incidente [mcd];

I é a intensidade luminosa transmitida [mcd];

Ht é o hematócrito [%];

d é a distância percorrida pela luz através do meio [cm];

$\beta = adHt$

$\delta = 2q'maDHt(1-Ht)/2m$

m é uma constante dependente do coeficiente de absorção da hemoglobina, distância percorrida pela luz e concentração do sangue;

q é uma constante dependente do tamanho da partícula, índice de refração da hemoglobina (η_{Hb}), índice de refração do plasma (η_{plasma}), comprimento de onda de luz (λ) e o ângulo entre emissor e fotodetector;

a é uma constante dependente do tamanho da partícula, η_{Hb} , η_{plasma} , e λ ;

q' é um parâmetro que relaciona o efeito de espalhamento e absorção da luz.

O termo mHt substitui o termo absorbância ϵcd da lei de Beer-Lambert (equação 6). A teoria de Twersky define a DO total como a soma de duas partes distintas [19], onde o primeiro termo equivale à absorção descrita pela lei de Beer-Lambert e o segundo termo descreve a atenuação da luz devida ao espalhamento. Embora os efeitos de absorção e espalhamento possam ser separados no equacionamento matemático descrito por Twersky, fisicamente eles são indissociáveis e diferentemente da equação de Beer-Lambert, o efeito de espalhamento da luz no sangue íntegro não é linear com a variação da concentração do sangue ou com a variação da distância percorrida pela luz no meio. Embora a lei de Beer-Lambert não seja aplicável ao sangue total devido a este efeito de espalhamento, diversos autores utilizaram esta lei para determinar a saturação de oxigênio do sangue íntegro. Em 1953 RODRIGO [20] descreveu um instrumento para determinação da saturação de oxigênio utilizando reflexão sobre o sangue íntegro. O espalhamento da luz resulta em comportamento não linear fazendo que, para a aplicação da equação de Wood ao sangue íntegro,

seja necessário adicionar um termo constante (cte.) ao denominador da equação (7) conforme descrito por TAKATANI [21],

$$SO_2 \approx \frac{DO_{795}}{DO_{665} + \text{cte.}} \quad (9)$$

ou ainda utilizar a equação de Wood e posteriormente linearizar a resposta do sensor utilizando coeficientes determinados por regressão polinomial de 3º grau como descrito por SHEPHERD [22].

$$SO_2 = A.SO_{2(WOOD)} + B.SO_{2(WOOD)}^2 + C.SO_{2(WOOD)}^3 + D \quad (10)$$

onde: SO_2 é a saturação de oxigênio linearizada [%];

$SO_{2(WOOD)}$ é a saturação de oxigênio calculada pela equação (7), de Wood [%];

A, B, C, D são coeficientes determinados pela correlação polinomial entre $SO_{2(WOOD)}$ e a saturação de oxigênio determinada em equipamento comercial de referência.

Em 1968 LONGINI e colaboradores [23] equacionaram a característica óptica de materiais com alto grau de espalhamento e aplicaram os resultados deste trabalho na solução de problemas encontrados nas medidas *in vitro* e *in vivo* da saturação de oxigênio para o sangue íntegro. Em 1970 JOHNSON [24] descreveu o processo de difusão óptica do sangue, enquanto ZDROJKOWSKI [25] descreveu um modelo tridimensional para a transmissão e reflexão óptica no sangue não hemolisado. Em 1973 VUREK [26] descreveu os resultados *in vitro* de um equipamento utilizado na determinação da saturação de oxigênio no sangue

em linhas de CEC. Diversos outros trabalhos descreveram o comportamento óptico do sangue com a variação da saturação de oxigênio no sangue íntegro e hemolisado [27, 28, 29, 30, 31, 32, 33].

Assim, o uso de diferentes equações que relacionam a intensidade luminosa transmitida em diferentes comprimentos e a saturação de oxigênio é uma prática comum e necessária, uma vez que o efeito de espalhamento da luz pelo sangue não é linear e depende também das características específicas da geometria do sensor. O único consenso é o uso do logaritmo da luz transmitida, ou seja, o uso de um parâmetro relacionado à DO do sangue.

O protótipo construído utiliza uma equação de correlação empírica definida especificamente para este trabalho que relaciona a saturação de oxigênio diretamente com o logaritmo das intensidades luminosas transmitidas no vermelho (I_{660}) e no infravermelho (I_{850}). Esta relação é dada pela seguinte equação.

$$SO_2 = A \log I_{660} + B \log I_{850} + C \quad (11)$$

onde: SO_2 é a saturação de oxigênio [%];

I_{660} é a intensidade luminosa transmitida no $\lambda = 660$ nm;

I_{850} é a intensidade luminosa transmitida no $\lambda = 850$ nm;

A, B e C são coeficientes determinados pela correlação entre $SO_{2(WOOD)}$ e a saturação de oxigênio determinada em equipamento comercial de referência.

Diferentemente de Takatani e Shepherd, que utilizam a equação descrita por Wood modificada ou linearizam posteriormente a resposta do sensor,

correlacionando os valores reais da SO_2 com os valores obtidos, a equação desenvolvida para o protótipo relaciona a SO_2 diretamente através de uma equação de 1º grau com duas variáveis independentes, $\log I_{660}$ e $\log I_{850}$. Esta equação é mais simples se comparada com as descritas por Takatani [21] e Shepherd [22], não utiliza a equação de Wood (equação 7) conhecidamente não linear quando aplicada ao sangue integral [14] e como será mostrado adiante nos resultados experimentais apresenta uma correlação com valores reais compatível com as descritas na literatura.

1.5 Circulação Extracorpórea.

O grande avanço da operação cardíaca só foi possível com o desenvolvimento de dispositivos que realizassem circulação e oxigenação do sangue durante a parada temporária do coração. As operações cardíacas atuais utilizam bomba de perfusão e dispositivos oxigenadores em um sistema denominado Circulação Extracorpórea (CEC).

Este sistema é composto basicamente por:

1. um conjunto de bombas de perfusão que impulsionam o sangue.
2. um reservatório e aquecedor de água com termostato para condicionamento da temperatura do sangue.
3. um oxigenador de sangue.

Uma máquina de CEC contém 3 ou 4 bombas de perfusão cujo tipo mais comum é a bomba de roletes ou peristáltica. O princípio desta bomba consiste no

esmagamento de um tubo flexível contra a parede da caçapa da bomba. O sangue no interior do tubo flexível é impulsionado no sentido ilustrado pela figura 4.

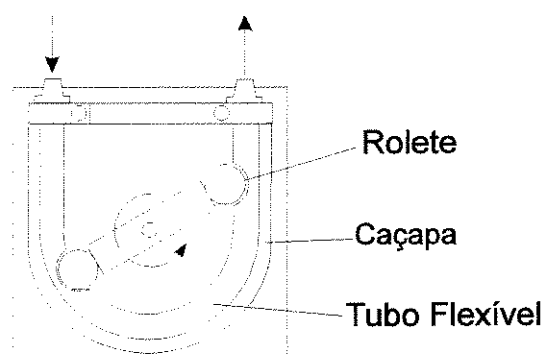


Figura 4. Representação esquemática de uma bomba de perfusão de uma máquina de CEC.

O módulo principal de perfusão, denominado módulo arterial, é responsável pela manutenção do débito sangüíneo do paciente durante a CEC.

Um circuito hidráulico acessório serve para controlar a temperatura do paciente durante a CEC. A água de um reservatório é aquecida e fornecida a um trocador de calor integrado ao oxigenador de sangue.

Analogamente aos pulmões, os oxigenadores desempenham a função de troca gasosa. Neste trabalho foram utilizados oxigenadores de bolhas, assim chamados porque seu princípio se baseia no borbulhamento de oxigênio diretamente no sangue. A eficiência dos oxigenadores em que os gases entram em contato direto com o sangue depende da interface de difusão entre o fluxo de gás e o fluxo de sangue [3]. O borbulhamento de oxigênio no sangue aumenta a superfície de contato gás-sangue, aumentando também a eficiência do processo de difusão

gasosa. A figura 5 ilustra esquematicamente o modelo de oxigenador utilizado nas operações acompanhadas neste trabalho.

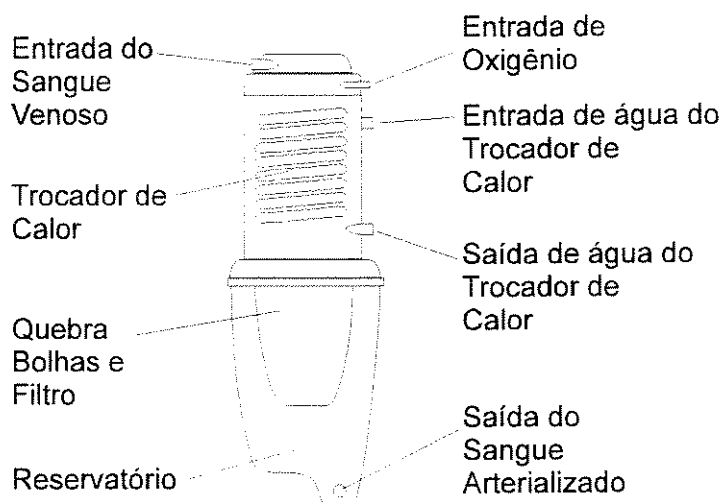


Figura 5. Representação esquemática de um oxigenador de bolhas de coluna descendente.

O sangue venoso do paciente chega ao dispersor de oxigênio localizado na parte superior do dispositivo e passa por uma superfície porosa (óxido de alumínio) por onde saem bolhas de oxigênio. O sangue é então oxigenado por difusão, aquecido pelo trocador de calor, desborbulhado e, após filtrado, é coletado em um reservatório inferior para ser enviado ao paciente. Durante os procedimentos cirúrgicos com CEC utiliza-se heparina para evitar a coagulação do sangue nas linhas e dispositivos do circuito de CEC.

1.6 Objetivo

Com o objetivo de superar as limitações atuais é que se desenvolveu o protótipo objeto desta tese. O protótipo descrito consiste de um aparelho capaz de medir as

saturações de oxigênio do sangue nas linhas de perfusão arterial e venosa em operações com circulação extracorpórea.

2. MATERIAIS E MÉTODO.

A monitoração de qualquer grandeza exige algum tipo de acoplamento entre o sensor e o parâmetro medido. Esse acoplamento define algumas de suas características tais como modo de operação (contínua, intermitente) e resposta (tempo real ou defasada). Outras características são definidas pela sua posição no sistema medido. Durante a CEC o sangue percorre um circuito fechado composto pelo paciente e os dispositivos extracorpóreos. A instrumentação para medir a SO_2 pode ser feita tanto sobre o paciente como sobre estes dispositivos extracorpóreos. O sensor acoplado em alguma parte do circuito extracorpóreo apresenta algumas vantagens tais como:

1. Não acrescentar mais um sensor sobre o paciente, normalmente já invadido por outros aparelhos (pressão arterial, temperatura, volume de urina, ECG entre outros);
2. Evitar o contato de partes elétricas com o paciente;
3. Dispensar a necessidade de esterilização dos elementos que não entram em contato direto com o sangue tais como cabo de alimentação elétrica, condutores de sinal e componentes ópticos;
4. Ter acesso ao estado global de oxigenação nas linhas de CEC;
5. Evitar possíveis erros humanos encontrados no uso de sensores que necessitam de adequado posicionamento no paciente.

Estes e outros fatores direcionam o desenvolvimento da instrumentação para medida da SO_2 na parte extracorpórea do circuito sangüíneo. Desta forma, a

medida da SO_2 venosa é possível após as cânulas conectadas às veias cava inferior e superior e imediatamente antes do oxigenador, e a medida da SO_2 arterial entre o reservatório do oxigenador e o filtro arterial. A figura 6 ilustra esquematicamente um circuito de CEC com alguns dos dispositivos extracorpóreos utilizados assim como a seção do circuito de CEC com passagem do sangue arterial e do sangue venoso. Nesta figura pode ser vista a posição definida para a cubeta venosa, anteriormente ao oxigenador, e para a cubeta arterial, entre a bomba de perfusão e o filtro sangüíneo arterial. A conexão entre os elementos do circuito é feita por tubos de cloreto de polivinila (PVC) flexível.

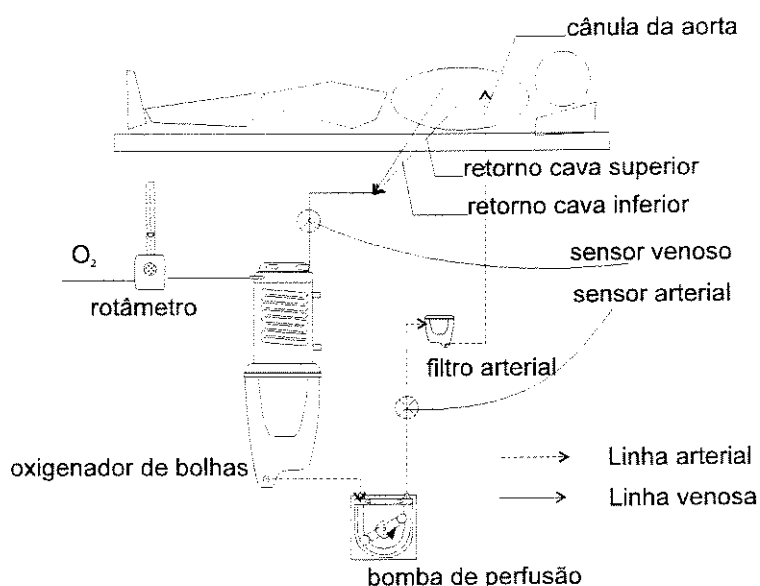


Figura 6. Circuito sangüíneo formado pelo paciente e pelos dispositivos de CEC, ilustrando a porção do circuito externo onde se tem acesso ao sangue venoso (linha contínua) e ao sangue arterial (linha tracejada).

A medida das intensidades luminosas transmitidas é feita normalmente sobre uma camada de sangue com faces paralelas e espessura pré-definida. Estas características não estão presentes na geometria definida pelo tubos das linhas

de CEC. É necessário então projetar-se um dispositivo, denominado genericamente de cubeta, que é conectado à linha de CEC permitindo o acoplamento óptico do sensor com o sangue.

Considerando-se todas estas condições, projetou-se o protótipo descrito a seguir cujo diagrama de blocos aparece na figura 7. Estes blocos podem ser agrupados em quatro estágios funcionais: 1) Sensor, Cubeta e Excitação do Sensor, 2) Condicionamento Analógico do Sinal, 3) Conversor A/D, Processamento Digital e Controle, e 4) Saídas e Interfaces com o Usuário.

1. O sensor converte as intensidades de luz em sinais elétricos que são função da grandeza fisiológica a ser medida. Cada sensor contém dois LEDs, um vermelho (660 nm) e outro infravermelho (850 nm), e um fotodiodo. O primeiro estágio inclui a fonte de corrente responsável pela excitação dos LEDs do sensor. A interface entre o sensor e o sangue é feita por uma cubeta que delimita uma camada de sangue de características predeterminadas entre os componentes ópticos.
2. O estágio de condicionamento analógico consiste de um amplificador corrente-tensão, um demultiplexador analógico que separa os sinais relativos à transmissão da luz no vermelho e no infravermelho, e filtros passa-baixas, que limita a frequência do sinal e elimina as oscilações geradas pelo fluxo sanguíneo impelido pela bomba de perfusão.
3. O estágio de processamento digital do sinal consiste do conversor analógico-digital (A/D) e do microcontrolador. O microcontrolador gera os sinais de temporização para a excitação dos LEDs, os sinais de temporização do

circuito de demultiplexagem analógica, controla a apresentação dos resultados e as interfaces com o usuário.

4. O estágio de interface com o usuário consiste do teclado, visor de cristal líquido, saída analógica e porta de comunicação serial (RS232-C) para a transmissão de dados.

Estes estágios possibilitam a instrumentação do fenômeno fisiológico, que é a mudança de cor do sangue, até a apresentação da SO_2 arterial e venosa no visor.

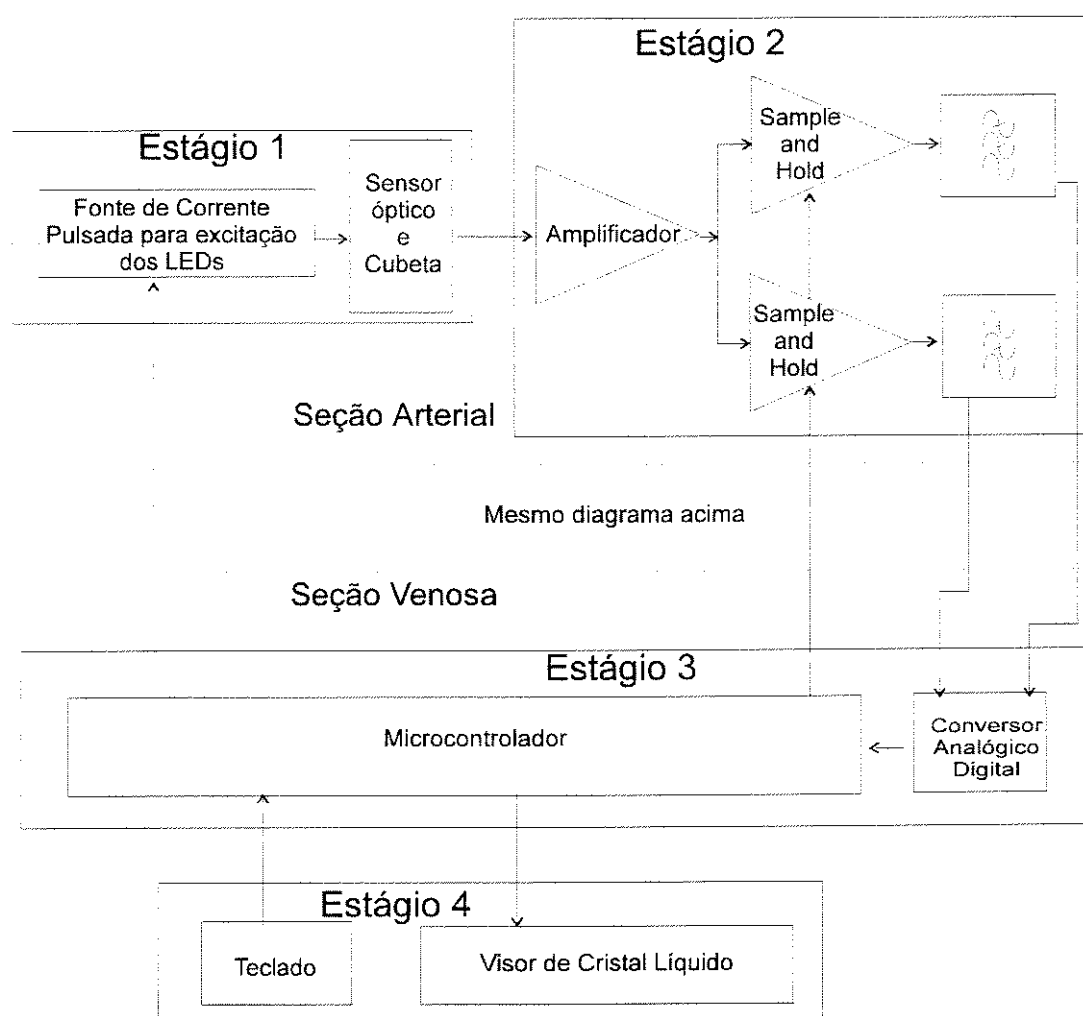


Figura 7. Diagrama de blocos do protótipo.

A descrição do protótipo será feita seguindo-se a sequência de estágios introduzida anteriormente, sendo que a posição do bloco descrito poderá ser acompanhada referindo-se à figura 7. O bloco descrito a seguir é a fonte de corrente para excitação dos LEDs. Este bloco pertence ao estágio 1 e situa-se entre o microcontrolador e o sensor.

2.1 Descrição do estágio 1: sensor, cubeta e fonte de corrente.

2.1.1 Sensor.

As especificações do sensor são:

1. Medida: saturação de oxigênio em linhas sangüíneas de CEC.
2. Faixa de operação: 50 a 100%.
3. Princípio do sensor: transmitância luminosa em dois comprimentos de onda distintos através do sangue íntegro.
4. Resposta em frequência: 0 a 0,2 Hz.
5. Excitação do sensor: fonte de corrente intermitente.
6. Isolação: não existe contato de partes elétricas com o paciente.
7. Forma de acoplamento entre o sensor e o sangue: cubeta esterilizável e descartável.
8. Localização da cubeta/sensor: linha arterial antes do filtro arterial, e linha venosa após a união do retorno das veias cavas e antes do oxigenador.

O sensor consiste essencialmente de três componentes ópticos: um fotodiodo e dois diodos emissores de luz. Um dos LEDs tem pico de emissão no comprimento de onda de 660 nm (BR2262S-Stanley), região do espectro visível do vermelho com maior sensibilidade à variação da SO_2 , e outro no comprimento de onda de 850 nm (DN501-Stanley), região do espectro do infravermelho com pequena sensibilidade à variação da SO_2 . As intensidades luminosas transmitidas nos comprimentos de onda de 660 nm e 850 nm serão tratadas na descrição do trabalho como I_{660} e I_{850} , respectivamente. A sensibilidade do fotodiodo deve cobrir tanto a faixa de I_{660} como de I_{850} . A figura 8 ilustra a sensibilidade relativa do fotodiodo (SGD040- EG&G) e a potência relativa de emissão dos LEDs I_{660} e I_{850} .

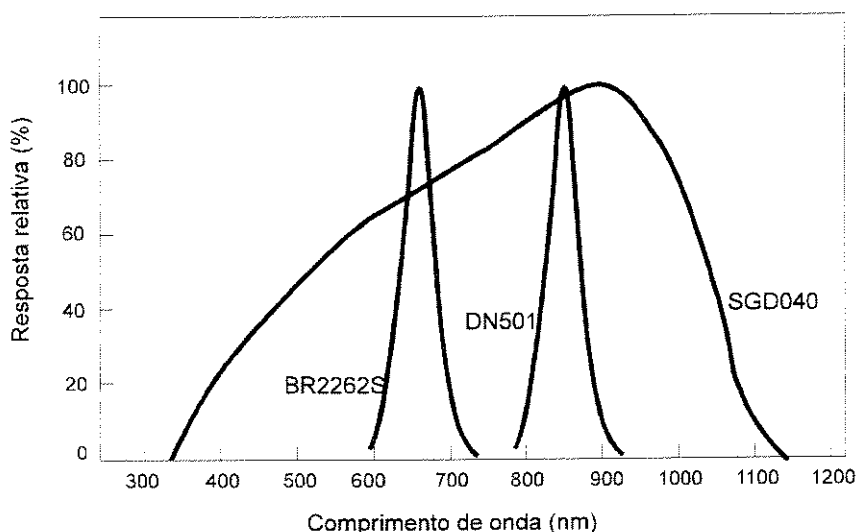


Figura 8. Característica espectral dos LEDs e do fotodetector. Espectro de emissão dos LEDs BR2262S e DN501 (Stanley) em 660 nm e 850 nm respectivamente e a sensibilidade relativa do fotodiodo SGD040 (EG&G) cobrindo a faixa do visível e parte do infravermelho.

Os LEDs são posicionados com suas faces emissoras voltadas para a face sensível do fotodiodo. A configuração física dos componentes eletro-ópticos

permite a utilização das intensidades luminosas transmitidas através de uma camada de sangue posicionada entre os LEDs e o fotodiodo. A proximidade dos LEDs possibilita a utilização de um único fotodiodo e permite que as medidas I_{660} e I_{850} sejam obtidas em um mesmo volume sangüíneo. A figura 9 ilustra o sensor e a topologia do circuito eletrônico dos componentes ópticos.

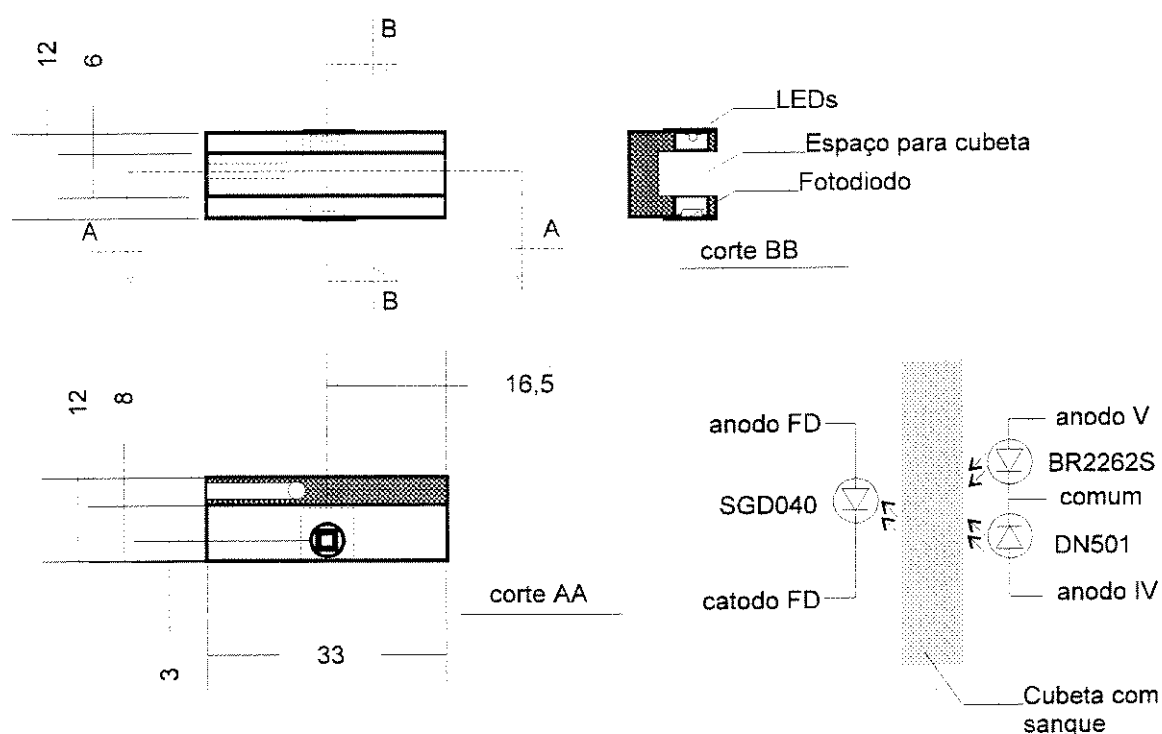


Figura 9. Desenho do sensor e topologia do circuito eletrônico (dimensões em mm).

2.1.2 Cubeta.

A cubeta é o dispositivo que permite o acoplamento do sensor com o sangue nas linhas de CEC. Esta cubeta deve ser esterilizável, descartável e apresentar mínima influência sobre o fluxo de sangue do sistema. A camada de sangue deve

ter faces paralelas com espessura da ordem de poucos milímetros [9, 11, 15]. A cubeta foi montada a partir da colagem de uma derivação lateral a uma conexão de 3/8" de diâmetro para o sensor da linha arterial e 1/2" de diâmetro para o sensor da linha venosa. Estas conexões são normalmente utilizadas nas linhas de CEC. A figura 10 ilustra a derivação lateral e a cubeta.

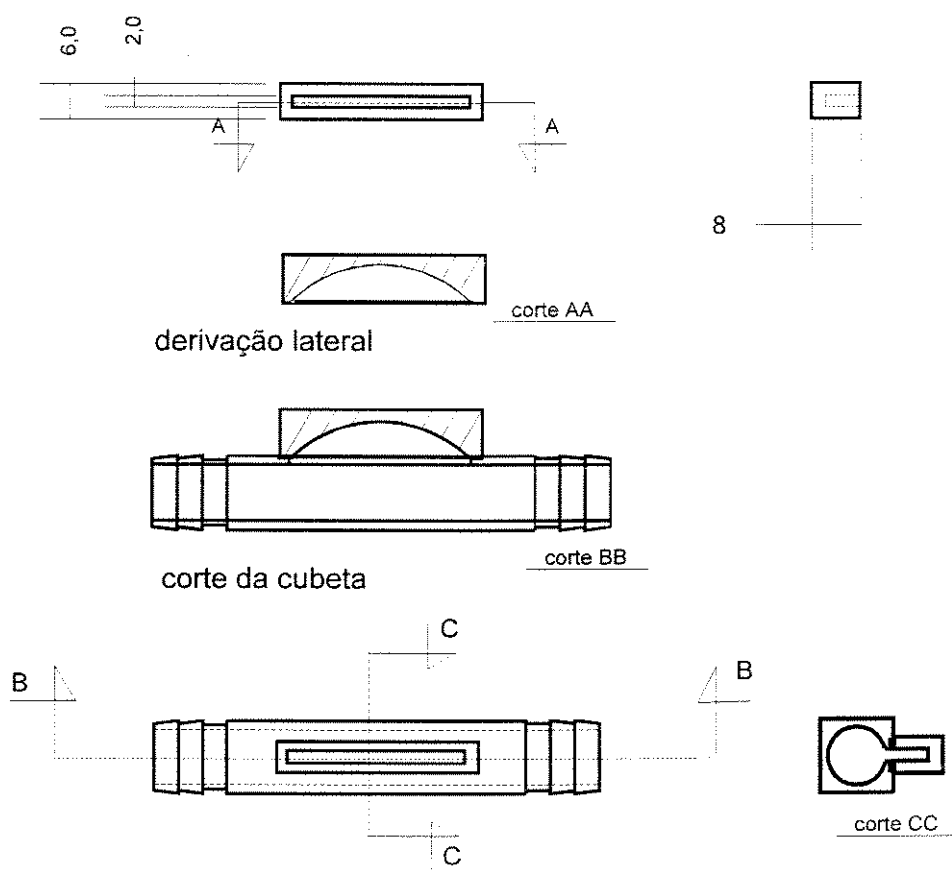


Figura 10. Desenho da cubeta ilustrando a derivação lateral na parte superior da figura e cubeta completa na parte inferior da figura (dimensões em mm).

As dimensões da derivação foram definidas de forma a permitir que a luz atravessasse uma camada de sangue de espessura constante de 2 mm, sem contudo causar alterações significativas no perfil de velocidade do sangue na linha de

perfusão. Esta derivação lateral consiste de três placas de policarbonato com espessura nominal de 2 mm coladas entre si com clorofórmio. O perfil adotado na placa intermediária permite a passagem de uma camada de sangue com espessura constante. As placas superior e inferior fecham a derivação formando o caminho a ser percorrido pelo sangue (figura 11).

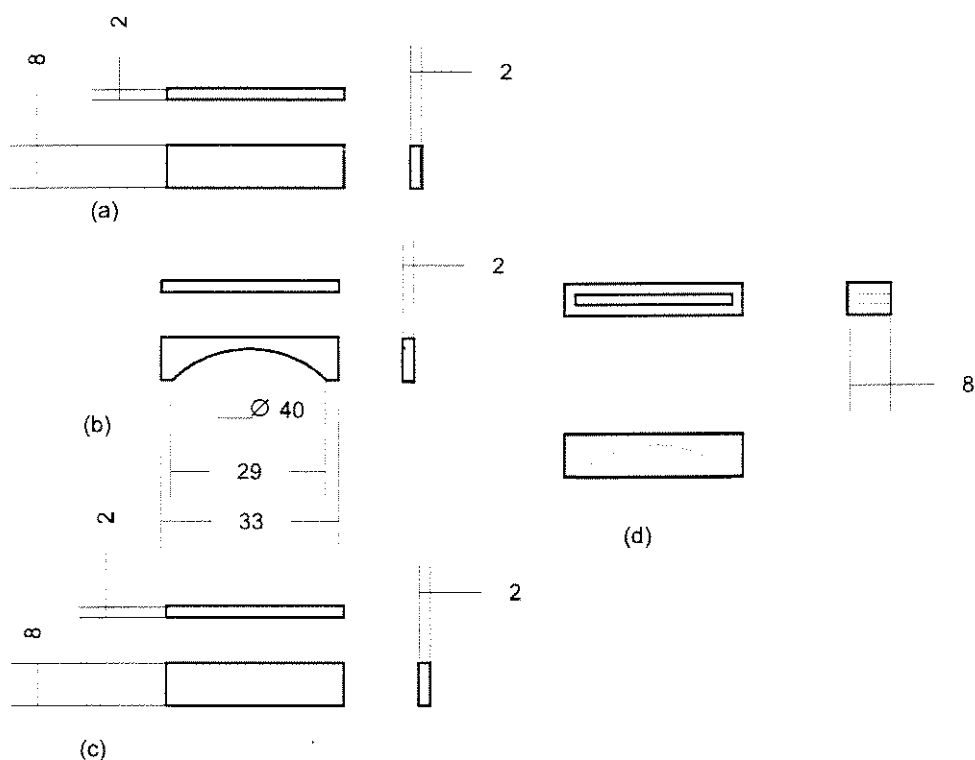


Figura 11. Derivação lateral em três vistas da a) placa superior, b) placa intermediária, c) placa inferior e d) derivação lateral montada (dimensões em mm).

O espaço do sensor reservado para o acoplamento da cubeta (figura 9) define a posição dos componentes ópticos exatamente sobre a camada de sangue fixada pela derivação lateral da cubeta. A luz emitida pelos LEDs atravessa esta camada de sangue atingindo o elemento fotodetector. A intensidade luminosa transmitida com as características definidas pela fonte de excitação dos LEDs e com a

informação da SO_2 não é um sinal elétrico diretamente utilizável. O sinal gerado pelo fotodiodo é uma corrente de alguns μA e seu processamento só é possível após um certo condicionamento

2.1.3 Fonte de corrente para excitação dos LEDs.

A intensidade luminosa emitida por um LED pode ser aumentada caso a corrente de excitação seja pulsada em vez de contínua. Enquanto a corrente contínua de excitação de um LED é tipicamente da ordem 20 mA, na forma pulsada esta corrente pode chegar a 2 ou 3 A dependendo do componente, desde que mantido um baixo ciclo de trabalho. Para um ciclo de trabalho de 1,92%, resultante de um pulso com largura de 64 μs e frequência de 300 Hz, e uma corrente de excitação de 100 mA, os LEDs podem operar continuamente por várias horas sem se degradarem ou mesmo apresentarem modificações no desempenho. A excitação dos LEDs foi feita utilizando-se fonte de corrente, uma vez que a intensidade luminosa emitida é proporcional à corrente de excitação. Os LEDs são excitados alternadamente permitindo a multiplexagem temporal do acendimento e possibilitando a utilização de um único elemento fotodetector. A figura 12 ilustra o diagrama esquemático do circuito da fonte de corrente. As correntes de excitação dos LEDs D1 e D2 são ajustáveis pelos *trim-pots* R24 e R23 na faixa de 0 a 50 mA. Esta faixa é suficiente para que a intensidade de luz emitida seja capaz de atravessar a camada de sangue definida pela cubeta e atingir o fotodiodo na face oposta do sensor, sem comprometimento dos LEDs.

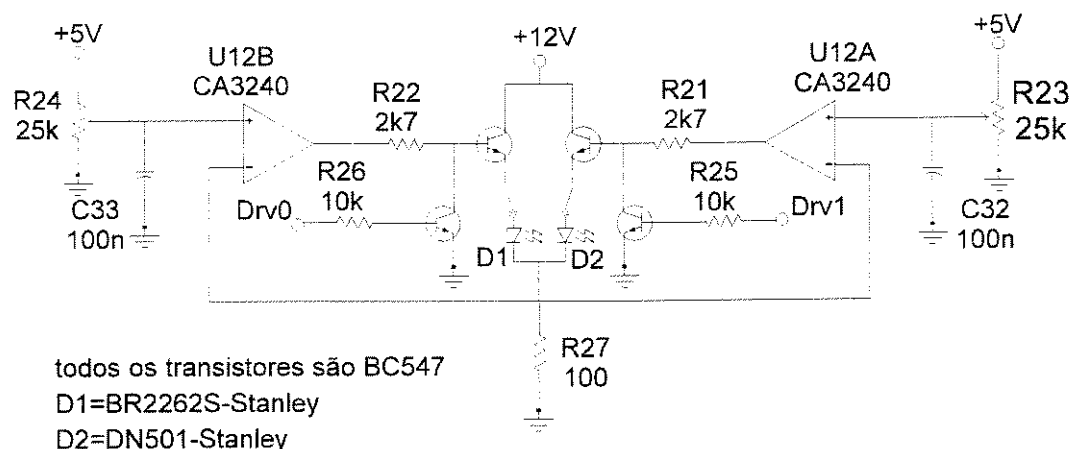


Figura 12. Diagrama esquemático da fonte de corrente para excitação dos LEDs. Os sinais Drv0 e Drv1 de temporização da excitação dos LEDs são gerados pelo microcontrolador.

A temporização dos pulsos de corrente é feita pelo microcontrolador com a seguinte seqüência de eventos: o microcontrolador gera um pulso Drv0 com largura de $64 \mu\text{s}$ (ativo baixo) e frequência de 300 Hz acendendo o LED vermelho (BR2262S-Stanley). Defasado em 180° de Drv0, um outro pulso Drv1 com mesma largura e frequência acende o LED infravermelho (DN501-Stanley). A largura de pulso de $64 \mu\text{s}$ foi definida de forma a caracterizar um *duty-cycle* de 1,92% como já comentado, e em função do tempo de estabilização (*settling time*) do sinal gerado pelo fotodiodo utilizado. Esta largura de pulso permite um sinal estável na saída do fotodiodo na porção final do pulso de excitação dos LEDs. A figura 13 ilustra o diagrama de tempo dos sinais Drv0 e Drv1.

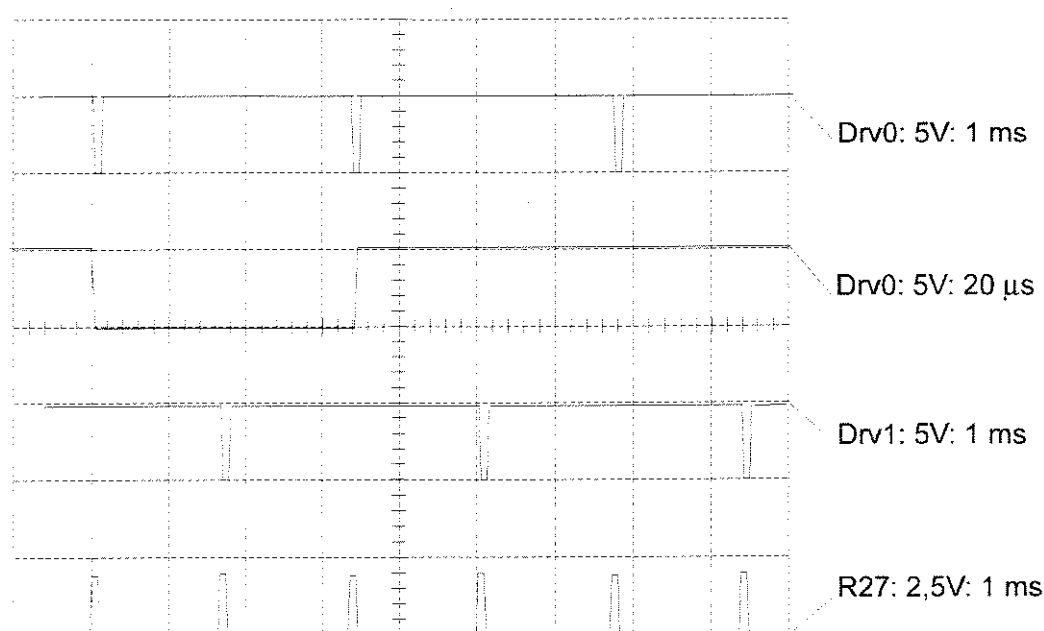


Figura 13. Diagrama temporal dos sinais de controle da fonte de corrente: Drv0 para acendimento do LED vermelho (escalas de 1 ms e 20 μ s/div.), Drv1 para acendimento do LED infravermelho, e tensão sobre o resistor R27 de realimentação do circuito da fonte de corrente.

2.2 Descrição do estágio 2: bloco de condicionamento do sinal.

O sinal elétrico na saída do fotodiodo apresenta as seguintes características: 1) corrente da ordem de alguns μ A, 2) discreto no tempo definido pelo acendimento intermitente dos LEDs, 3) contém a informação desejada da SO_2 e outras não desejadas como ruído e oscilações provocadas pela bomba de perfusão, e 4) não é diretamente processável. Para o processamento deste sinal o condicionamento necessário consiste da amplificação (amplificador corrente-tensão), demultiplexagem analógica (circuito de *sample and hold*) e filtragem analógica para eliminar os ruídos e limitar o sinal em frequência.

2.2.1 Fotodiodo e Amplificador corrente-tensão.

Os fotodiodos são componentes eletrônicos foto sensíveis que relacionam corrente e intensidade luminosa de forma linear para uma ampla faixa de intensidade luminosa. Podem operar com tensão reversa de polarização (modo fotocondutivo) ou com tensão de polarização nula (modo fotovoltáico). A resposta com relação a estes dois modos de operação pode ser comparada em termos de ruído e velocidade de resposta do fotodiodo. De forma geral a operação do fotodiodo no modo fotovoltáico apresenta menor nível de ruído e no modo fotocondutivo a uma maior velocidade de resposta.

A configuração do circuito amplificador no modo fotovoltáico com o fotodiodo SGD040 (EG&G-Electro-Optics) foi escolhida por apresentar baixo ruído devido à baixa corrente de escuro (*dark current*), à alta linearidade e à resposta suficientemente rápida para a aplicação desejada.

A figura 14 ilustra o circuito esquemático do amplificador corrente-tensão do sinal do fotodiodo.

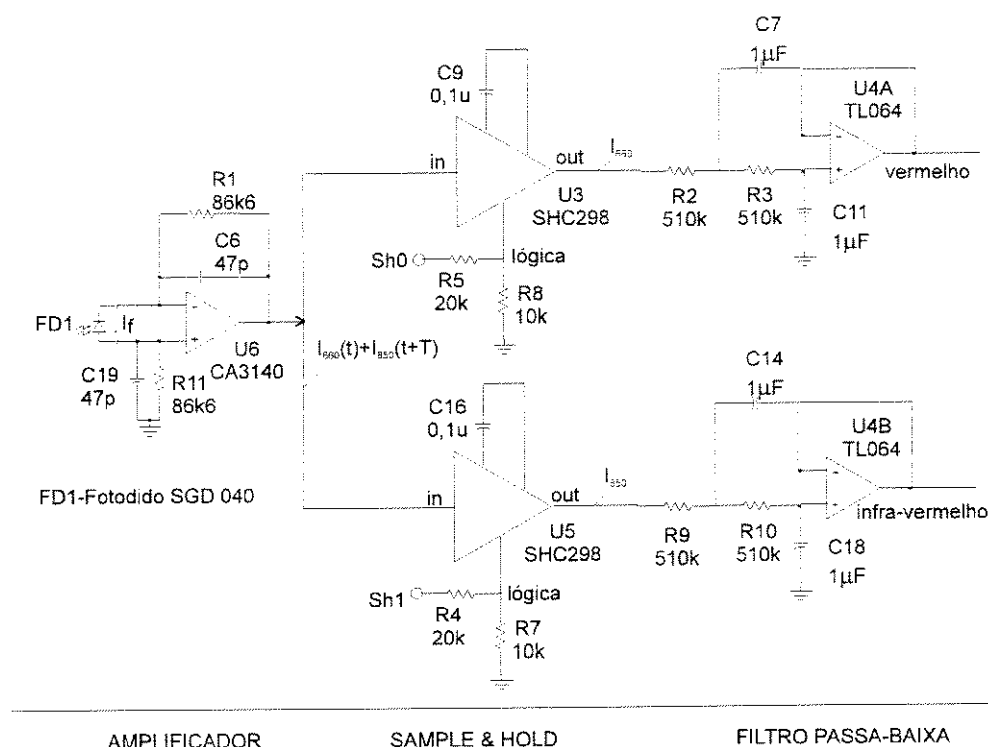


Figura 14. Diagrama esquemático do circuito de condicionamento do sinal ilustrando o amplificador corrente-tensão, o circuito de demultiplexagem do sinal e filtros passa-baixas.

A corrente I_f gerada pelo fotodiodo é convertida em tensão pelos resistores R1 e R11, com os capacitores C6 e C19 conectados aos seus terminais para amortecer as oscilações da estabilização (*settling*) do fotodiodo. O amplificador operacional (U6) utilizado (CA3140-RCA) apresenta alta impedância de entrada, alta taxa de subida (*slew rate*), alta frequência de ganho unitário e possibilita fonte simples. A alimentação simples deste amplificador permite limitar o menor valor de tensão do sinal em 0 V e ajustar uma das características do sinal a ser fornecido ao circuito digital posterior.

2.2.2 Circuito de demultiplexagem analógica do sinal.

O sinal amplificado relativo ao acendimento intermitente e defasado dos LEDs $I_{660}(t) + I_{850}(t+T)$ (figura 14) é demultiplexado pelo circuito de *sample and hold* em suas duas componentes (I_{660} e I_{850}). Para esta demultiplexagem foram utilizados os circuitos integrados U3 e U5 (figura 14) de *sample and hold* SHC298 (Burr-Brown). Um capacitor de polipropileno de 100nF é utilizado como capacitor de retenção do sinal (*hold capacitor*). Um pulso de amostragem é gerado pelo microcontrolador durante a excitação de cada LED, conforme mostrado abaixo. A figura 15 ilustra o diagrama temporal dos sinais de *sample and hold* para um dos sinais do sensor. Os pulsos de *sample and hold* têm duração de 20 μs com atraso de 36 μs em relação ao início dos pulsos de excitação dos LEDs.

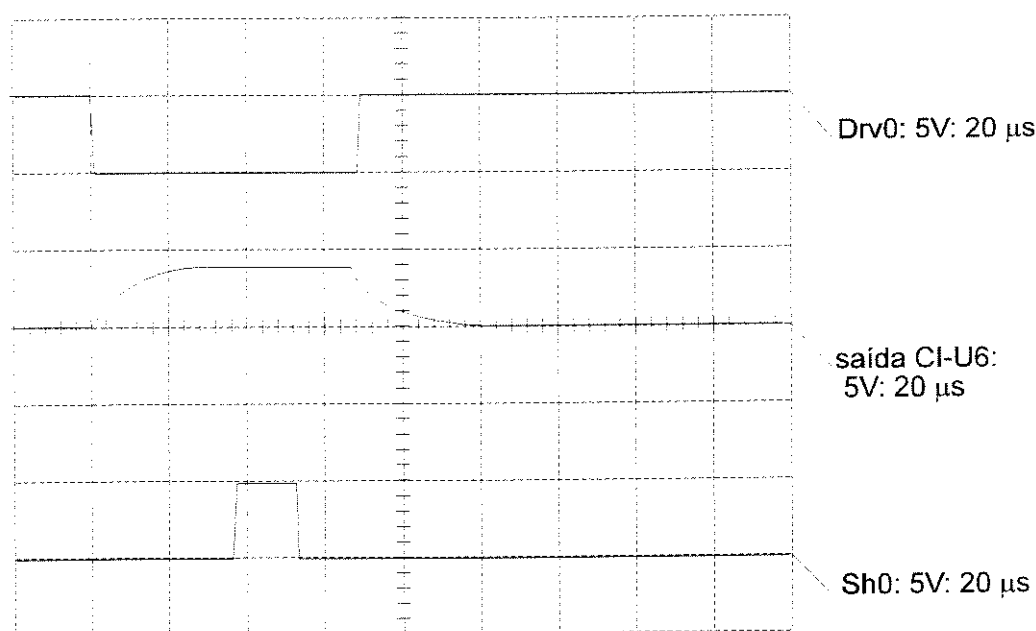


Figura 15. Diagrama de tempo: (Drv0) pulso de excitação do LED, (U6) saída do sinal amplificado do fotodiodo e (Sh0) sinal de *sample and hold* gerado pelo microcontrolador.

Estes valores foram definidos considerando-se o tempo mínimo do pulso de amostragem de $10\ \mu\text{s}$ e o tempo de estabilização do sinal amplificado do fotodiodo ($30\ \mu\text{s}$).

2.2.3 Filtros analógicos.

Os sinais na saída dos circuitos de *sample and hold* I_{660} e I_{850} são filtrados para eliminar o ruído de chaveamento (dos circuitos de *sample and hold*), as oscilações bruscas provocadas pela bomba de perfusão e para limitar a frequência na entrada do conversor A/D. Adotou-se um filtro passa-baixas de 2ª ordem tipo Butterworth com frequência de corte de 0,2 Hz e ganho de tensão unitário. Após a filtragem, os sinais são conectados às entradas analógicas do conversor analógico-digital e nos pinos 14, 15, 16 e 17 do conector DB-25 do painel posterior do protótipo (ver figura 20).

2.3 Descrição do estágio 3: processamento digital do sinal.

A partir da conversão analógica-digital o processamento é feito na forma digital. O algoritmo de processamento do sinal foi separado em dois programas com aplicações distintas: 1) processo de calibração e 2) funcionamento como monitor da SO_2 . No processo de calibração a informação desejada é a intensidade luminosa transmitida. Esta informação não tem interesse clínico direto, mas é essencial no processo de calibração dos sensores. O sinal condicionado presente na entrada do conversor analógico-digital, é adquirido e apresentado

numericamente no visor. A representação numérica é um valor entre 0 e 255 correspondente à conversão do sinal da forma analógica para a forma digital com resolução de 8 bits de uma tensão entre 0 e 5 V. Um conjunto de medidas da I_{660} e I_{850} e respectivas gasometrias são correlacionadas para determinação dos coeficientes de calibração A, B e C da equação 11. O algoritmo para processamento do sinal do protótipo como monitor é mais extenso. Neste caso a SO_2 arterial e a SO_2 venosa são as informações desejadas e elas são calculadas através da equação 11, a partir das intensidades luminosas transmitidas e dos coeficientes de calibração A, B e C determinados previamente pela correlação entre I_{660} e I_{850} fornecidas pelo protótipo e a SO_2 determinada por aparelho de gasometria comercial.

2.3.1 Conversor analógico-digital (CAD).

O estágio de condicionamento e o conversor analógico-digital (CAD) constituem a interface entre o fenômeno fisiológico e o circuito de processamento. Algumas das características definidas por este conjunto são: 1) faixa de excursão do sinal entre 0 e 5 V, 2) frequência máxima do sinal de 0,2 Hz, e 3) alta linearidade e representatividade do sinal convertido. Dois parâmetros devem ser considerados no processamento digital do sinal: a resolução do conversor analógico-digital e a frequência de amostragem do sinal.

A resolução de um CAD está relacionada com o número de níveis de discretização possibilitado pelo conversor. Na forma binária, este número é dado

por 2^n , onde n é o número de bits do CAD. Quanto maior é a resolução de um conversor, mais próximo estão entre si dois níveis adjacentes da grandeza medida. O número de bits utilizado pelo protótipo é definido pela exatidão desejada na medida da SO_2 . Apresentado adiante na parte de resultados experimentais, a sensibilidade do sensor para a medida da SO_2 depende conjuntamente de I_{660} e I_{850} , e varia com a concentração de hemoglobina. Na faixa de SO_2 entre 50 e 100%, um CAD de 8 bits de resolução é suficiente para representar os valores de I_{660} e I_{850} utilizados no cálculo da SO_2 , com uma exatidão de cerca 1%.

Uma frequência de amostragem muito baixa em relação à frequência do sinal analógico gera uma representação muito pobre, enquanto a sobre-amostragem leva a um aumento desnecessário do tempo de processamento. Pelo teorema de Nyquist, faz-se necessário utilizar uma frequência de amostragem f_a igual ou maior a duas vezes a maior componente em frequência do sinal amostrado. Como o sinal processado é de baixa frequência, limitada pelos filtros em 0,2 Hz, e o microcontrolador suficientemente rápido para executar todos os cálculos necessários em pouco mais de 50 ms, não existe um limite crítico quanto à frequência mínima de amostragem necessária o que permite definir a f_a utilizada em 20 Hz por sinal.

O ADC0808 é um CAD com resolução de 8 bits, com 8 entradas analógicas multiplexadas e tempo mínimo de conversão de 100 μs a 1 MHz [38]. A escolha deste conversor deveu-se à sua adequada resolução, facilidade de interfaceamento com o dispositivo microcontrolador e grande disponibilidade no

mercado. Como descrito anteriormente, a frequência máxima dos sinais analógicos é de 0,2 Hz, o que não descarta a possibilidade de utilização de conversores mais lentos. A figura 16 ilustra o diagrama de tempos para a comunicação com o ADC0808.

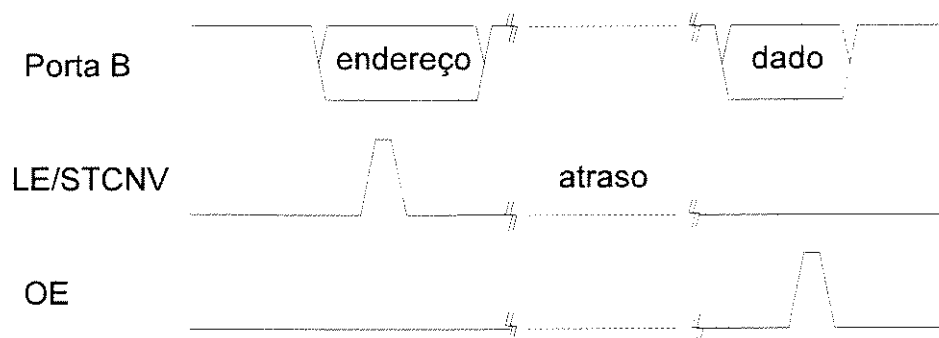


Figura 16. Diagrama de tempos para interface com o conversor A/D.

Os seguintes passos devem ser executados na comunicação com o conversor analógico digital:

1. Dispor o canal analógico a ser convertido na Porta B (B0-B2).
2. Gerar pulso em AUX5 para aceitar o canal passado na Porta B e iniciar a conversão (LE/STCNV).
3. Esperar pelo fim da conversão ou dar um atraso suficiente para a conclusão da conversão (atraso).
4. Ativar AUX4 (OE).
5. Ler a Porta B (B0-B7).
6. Desativar AUX4 (OE).

2.3.2 Microcontrolador.

Como descrito nos estágios anteriores, o microcontrolador é responsável pela geração dos pulsos de temporização do acendimento dos LEDs, geração dos pulsos de amostragem dos sinais do circuito de *sample and hold* e interface com o CAD. Além disto, o microcontrolador é responsável pelo controle das interfaces com o usuário descritos no estágio 4. Os algoritmos utilizados estão descritos a seguir e o programa em linguagem Assembly Microchip pode ser encontrado no apêndice 3.

As principais características do microcontrolador utilizado (PIC16C57) são:

- a) 20 pinos configuráveis como entrada ou saída pelo programa.

- Porta A (4 pinos)

- Porta B (8 pinos)

- Porta C (8 pinos)

- b) *Watch Dog Timer* (WDT) interno.

- c) 2 kbytes x 12 de memória EPROM.

- d) 2 níveis de pilha.

- e) 72 registros de uso geral (SRAM).

- f) Endereçamento direto, indireto e relativo para dado e instrução.

- g) 1 contador de 8 bits com pré-escala programável de 8 bits.

Os pinos de entrada e saída (E/S) foram definidos segundo as necessidades de interface e controle dos periféricos do protótipo. A tabela 1 ilustra a utilização da porta A.

Porta A (4 pinos) - temporização dos LEDs e circuito de *sample and hold*.

Tabela 1. Pinagem da porta A.

Pino	Direção	Função
A0	<saída>	temporização da fonte de excitação em corrente do LED vermelho.
A1	<saída>	temporização da fonte de excitação em corrente do LED infravermelho.
A2	<saída>	pulso de amostragem do LED vermelho.
A3	<saída>	pulso de amostragem do LED infravermelho.

Porta B (8 pinos) - A porta B foi dedicada ao barramento de dados.

Tabela 2. Pinagem da porta B.

Pino	Direção	Função
B0-B7	<bidirecional>	barramento de dados.

Porta C (8 pinos) - controle geral.

A porta C foi dedicada ao controle do visor, teclado, conversor analógico-digital, sonorizador e sinal de comunicação serial. A tabela 3 descreve a pinagem da porta C.

Tabela 3. Pinagem da porta C.

Pino	Direção	Função
C0, C1, C2	<saídas>	demultiplexador 3x8
C3	<entrada>	indica tecla pressionada 74HC922
C4	<saída>	envia dado ou configura o visor
C5	<saída>	alarme sonoro
C6	<entrada>	não utilizado

C7	<saída>	TX-pino de transmissão serial
----	---------	-------------------------------

2.3.2.1 Controle dos periféricos.

Como ilustra a tabela 3, o acionamento dos periféricos é feito pela porta C. Os três pinos de seleção do demultiplexador 3 x 8 do 74HC138 estão conectados aos três primeiros pinos da porta C (C0-C2). As saídas do CI são utilizadas para auxiliar o microcontrolador na interface com teclado, visor, conversor A/D e sonorizador. Esta arquitetura tem uma aplicação prática muito específica e permite a otimização do uso dos pinos de E/S na interface de dispositivos. Desta forma os pinos de saída que habilitam (*enable*) ou selecionam (*chip select*) determinados sinais de controle podem ser feitos por um dos pinos do demultiplexador. Nível lógico baixo indica que a saída está ativa. Estes pinos de comunicação auxiliar serão denominados AUXn e estão descritos na tabela abaixo.

Tabela 4. Mapa de função do demultiplex 74HC138.

C0	C1	C2	Função
0	0	0	AUX0-reservado
0	0	1	AUX1-habita saída do 74HC922/controlador de teclado
0	1	0	AUX2-habilita a escrita no visor
0	1	1	não utilizado
1	0	0	AUX4-habilita a saída dos dados do conversor A/D
1	0	1	AUX5-escreve endereço e inicia conversão

1	1	0	não utilizado
1	1	1	não utilizado

Operando também de forma auxiliar ao microcontrolador, as portas NAND-schmitt-trigger U16 (apêndice 1) apresentam grande versatilidade a nível de configuração de circuitos. Além da função implícita de porta “E” digital, as portas podem ser configuradas individualmente como simples inversores digitais ou osciladores digitais. No circuito do protótipo, duas portas são utilizadas como inversores dos pinos de interface entre microcontrolador e conversor A/D (U16B e U16D), uma porta como oscilador opcional do conversor A/D (U16C) e uma porta livre (U16A).

2.3.2.2 Simulação do programa do microcontrolador.

O microcontrolador atua em diversos níveis do protótipo, seja na temporização da excitação dos LEDs, na temporização do circuito de demultiplexagem do sinal analógico, cálculo das SO_2 arterial e SO_2 venosa, e no controle das interfaces com o usuário (teclado, visor e saída serial). O desenvolvimento do programa do microcontrolador foi feito em computador utilizando editor comercial. As rotinas foram desenvolvidas e codificadas em linguagem de máquina [39, 40] (Assembler Mpasm v1.10 93/94 Microchip), simuladas em computador (Simulador Mpsim v4.23 93/94 Microchip) e gravadas no microcontrolador (EPROM *on chip*). As rotinas de interface com os periféricos foram simuladas independentemente até se obter o protocolo de comunicação especificado pelo fabricante do periférico.

2.4 Descrição do estágio 4: interfaces com o usuário.

As interfaces entre usuário e máquina envolvem a transferência de informações em ambos sentidos (máquina-usuário e usuário-máquina).

No sentido máquina-usuário tem-se:

1. SO_2 arterial e venosa;
2. alarmes;
3. saídas analógicas e serial.

No sentido usuário-máquina via teclado tem-se:

1. ajuste dos níveis de alarme arterial e venoso;
2. habilitar ou desabilitar independentemente os alarmes;
3. manter o equipamento no modo *standby*.

2.4.1 Apresentação dos resultados.

A apresentação dos resultados pode ser feita nos modos numérico, alfanumérico ou gráfico. O modo de apresentação não deve ser um fator limitante do equipamento e geralmente está vinculado com as características das informações que se desejam transmitir ao usuário. A apresentação no modo numérico é muito comum em aparelhos simples com pequena quantidade de informação e caracteriza-se por uma interação pobre com o usuário. Para uma ampla família de aparelhos, o modo alfanumérico possibilita melhor comunicação com o usuário e a utilização do modo gráfico se aplica quando a informação está contida na forma de onda do sinal, imagem ou distribuição espacial. O modo de apresentação

alfanumérico mostra-se necessário e suficiente para fácil interface protótipo-usuário simples e completa. O módulo visor LCM2002-Alfacom é diretamente conectado ao microcontrolador 8 bits, dispõe de 2 linhas com 20 caracteres cada e diferentes configurações necessárias ao oxímetro. A linha superior foi dedicada à apresentação dos resultados e informações de tela. A linha inferior apresenta palavras que indicam as funções das teclas posicionadas no painel frontal do oxímetro, logo abaixo do visor. A figura 17 apresenta as telas típicas utilizadas pelo protótipo na comunicação dos resultados ao usuário.

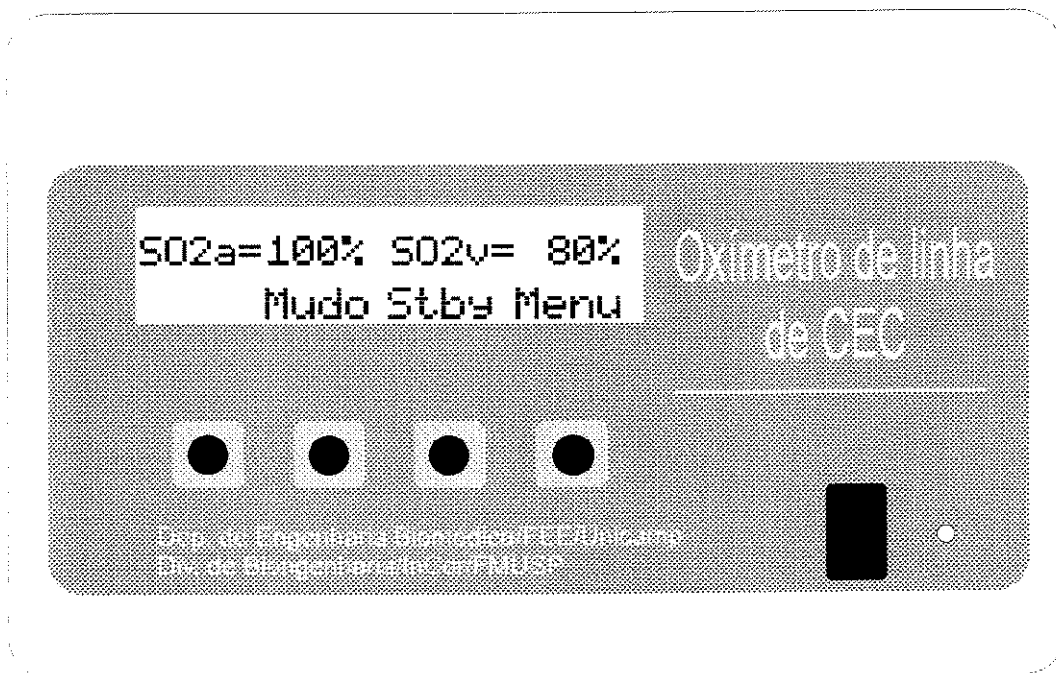
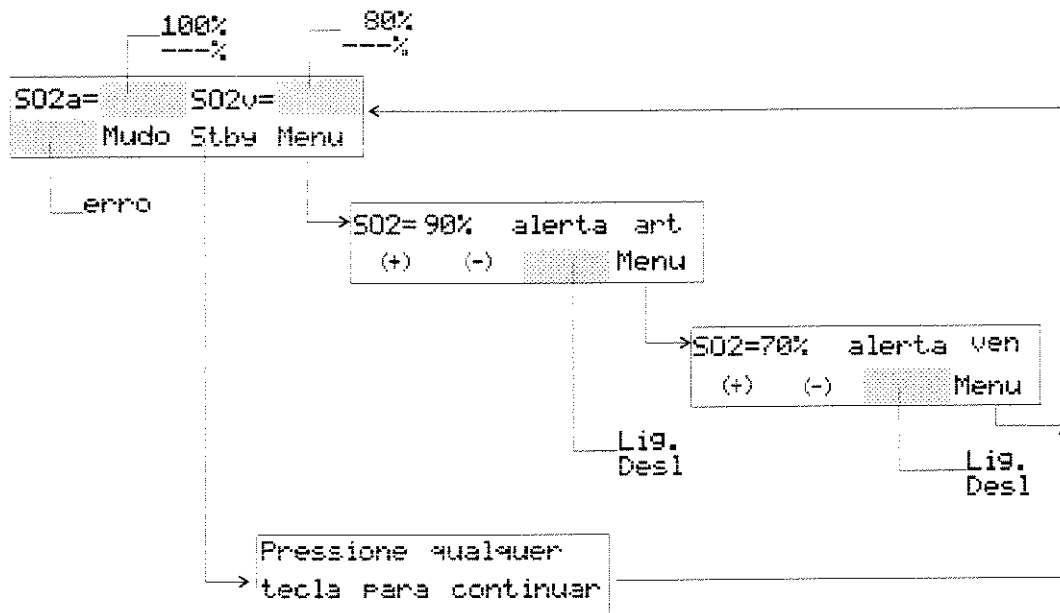


Figura 17. Telas típicas apresentadas no visor de cristal líquido do painel frontal.

O módulo visor dispõe de um pino que seleciona o modo configuração ou dado. No modo configuração, as informações transferidas ao visor definem diversas

características de seu funcionamento. No modo dado, as informações transferidas são os textos apresentados na tela.

Os seguintes passos devem ser executados na comunicação com o visor:

1. Modo configuração do visor:

- a) porta C4 = 1;
- b) porta B = palavra de configuração;
- c) pulso em AUX2.

2. Modo dado:

- a) porta C4 = 0;
- b) porta B = número "ASCII" do caracter a ser transferido;
- c) pulso em AUX2.

2.4.2 Saídas externas.

Grande parte dos equipamentos comerciais de uso clínico dispõem de algum tipo de saída que transmite um valor, ou informação que contém um valor, para o meio externo. Estas saídas, na forma analógica ou digital, permitem a comunicação do protótipo com outros equipamentos dedicados ao registro, armazenamento, processamento dos sinais ou apresentação em monitores de vídeo. Quando se considera um protótipo, tais recursos são importantes pois a tarefa de análise dos dados normalmente não é realizada pelo protótipo. Dentre os diversos protocolos de comunicação existentes (GPIB, RS423, RS422, RS232-C, I2C), foi utilizado o protocolo serial RS232-C, disponível em grande parte dos computadores

peçoais. Embora a velocidade de comunicação não seja muito alta, esta é uma porta de comunicação geralmente livre nos computadores e com algoritmos de fácil implementação nos microcontroladores e computadores pessoais. A rotina de transmissão serial implementada para o microcontrolador é referenciada como “Xmtr” e pode ser encontrada integrando o programa escrito em linguagem Assembly descrito no apêndice 3. Alguns exemplos de programas escritos em linguagem C para recepção serial em computadores pessoais padrão IBM-PC estão descritos no apêndice 4.

2.4.2.1 Saída serial.

A disponibilidade de uma saída serial pode facilitar a coleta de dados. Os valores de saturação calculados estão disponíveis serialmente no pino 2 do conector DB-25. A rotina de transmissão serial está configurada em 9600 bpm (BAUD), 8 bits, 1 stop bit e o bit menos significativo primeiro. O microcontrolador gera o sinal de transmissão serial em 0 e +5 volts. Um circuito comparador ajustado em 2,5 volts converte os níveis 0 e +5 para +8 e -8 volts compatíveis com o padrão RS232-C. O algoritmo para a transmissão serial consiste no envio de um bit a cada 1/BAUD segundos [41]. O diagrama de tempo para transmissão serial e os níveis lógicos do padrão RS232-C estão ilustrados na figura 18.

Uma forma de transmitir dados na forma serial, padrão RS232-C, consiste nos passos descritos a seguir:

1. Iniciar a transmissão serial colocando o pino de transmissão DX em lógica 0;
2. Gerar um atraso de $1/\text{BAUD}$;
3. Colocar no pino DX a lógica correspondente ao bit menos significativo do dado;
4. Gerar um novo atraso de $1/\text{BAUD}$ e enviar o próximo bit do dado e assim sucessivamente completando os 8 bits do dado.

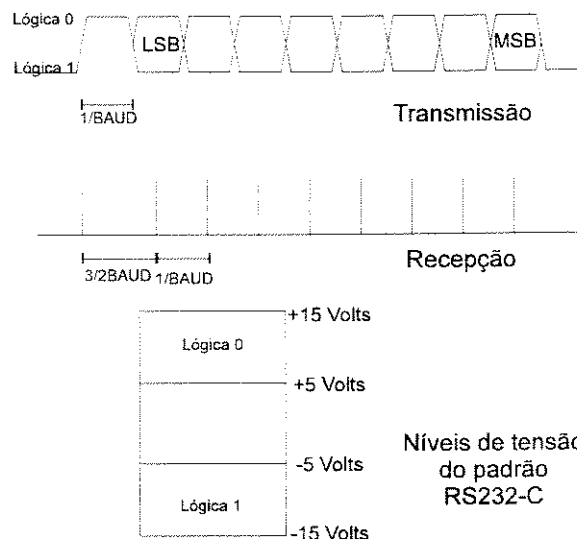


Figura 18. Diagrama temporal da transmissão e da recepção seriais no padrão RS232-C e níveis lógicos do padrão RS232-C.

2.4.2.2 Saída analógica.

As intensidades luminosas transmitidas através do sangue estão disponíveis no conector DB-25 do painel traseiro. As intensidades luminosas transmitidas I_{660} e I_{850} arteriais são conectadas aos pinos 14 e 15. Respectivamente, e os sinais I_{660} e I_{850} venosos são conectados aos pinos 16 e 17, respectivamente.

2.4.3 Interface com controlador de teclado.

O controlador de teclado ativa o pino C3 do microcontrolador assim que uma tecla é pressionada. O microcontrolador monitora este sinal e habilita o controlador de teclado a transferir o dado da tecla lida no barramento (B0-B7). A figura 19 ilustra o diagrama de tempos necessários para a comunicação com o 74C922. Os seguintes passos devem ser executados para comunicação com o controlador de teclado:

- 1. Ler o pino C4 para identificar a existência de tecla pressionada;
- 2. Existindo alguma tecla pressionada, habilitar o controlador de teclado a dispor a tecla pressionada (0-F hexadecimal) na porta B;
- 3. Ler a porta B.

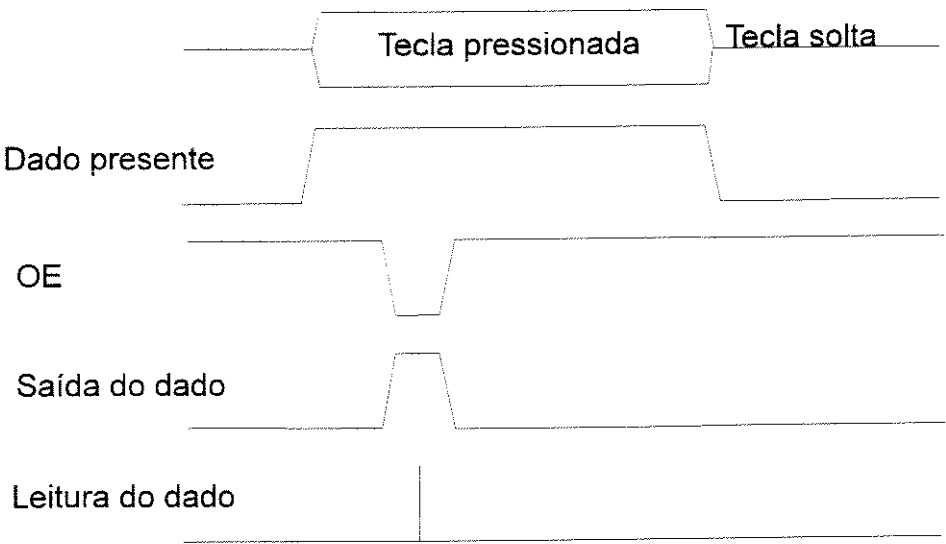


Figura 19. Diagrama temporal da interface com o teclado.

2.4.4 Descrição do painel traseiro.

O plug do cabo de força, os conectores dos sensores arterial e venoso, teclas de controle de contraste do visor de cristal líquido, sonorizador e conector DB-25 com as saídas analógicas e serial do protótipo estão dispostos no painel traseiro.

A figura 20 ilustra a posição destes dispositivos.

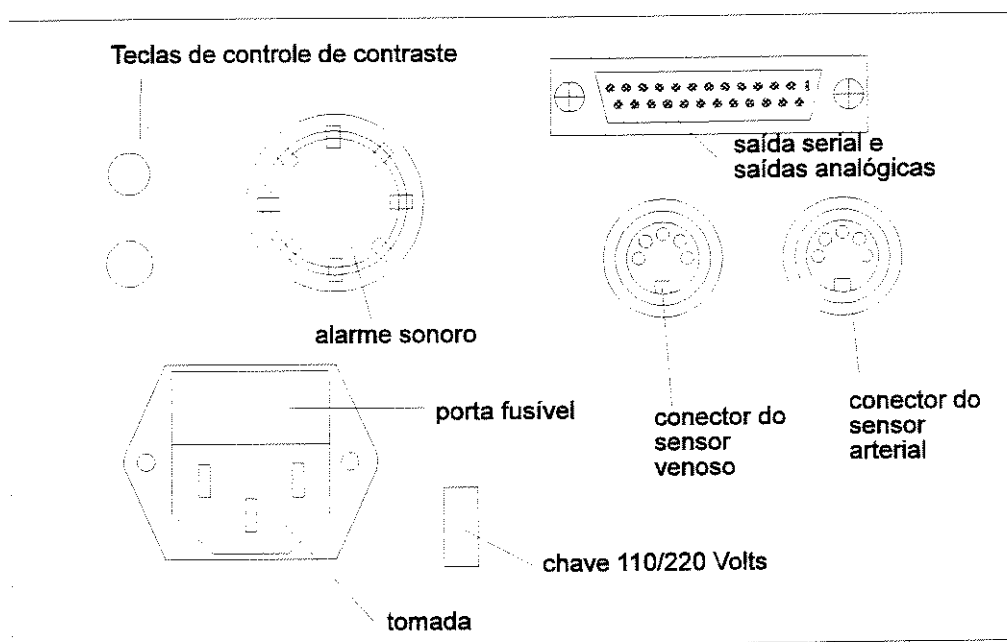


Figura 20. Vista traseira do oxímetro.

2.4.4.1 Conectores dos sensores.

No protótipo foram utilizados conectores idênticos para os sensores arterial e venoso. Possíveis confusões com a troca de sensores podem ser evitadas pela utilização de código de cores na identificação dos sensores ou mesmo conectores com encaixe diferenciado. A pinagem dos conectores dos sensores ópticos é descrita na figura 21.

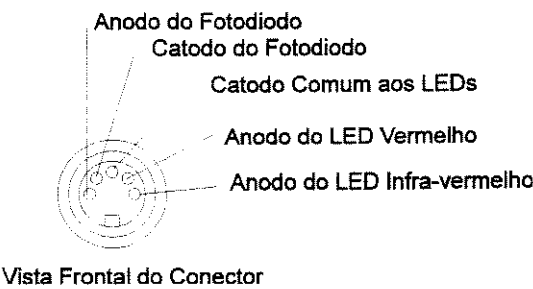


Figura 21. Conector do sensor. Descrição da pinagem.

2.4.4.2 Pinagem do conector DB-25.

A figura 22 ilustra a pinagem do conector DB-25.

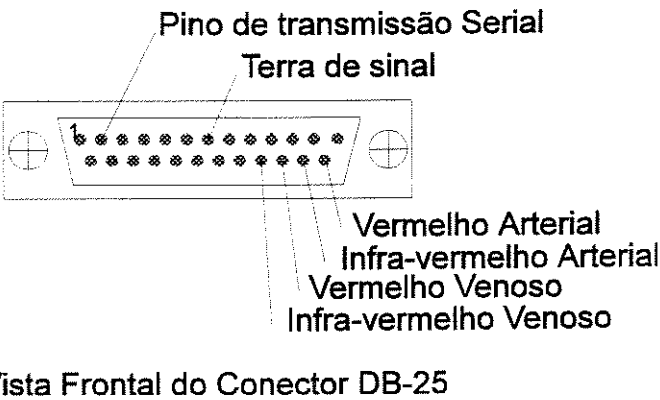


Figura 22. Conector DB-25. Descrição da pinagem.

O circuito eletrônico completo do protótipo, assim como a lista de componentes encontra-se no apêndice 2.

3. TESTES DO EQUIPAMENTO.

3.1 Teste de estabilidade do sensor.

Um sensor pode ser classificado como gerador ou modulador. Um sensor gerador produz um sinal elétrico que é função do fenômeno medido enquanto um sensor modulador necessita de um sinal externo de excitação que será modulado pelo fenômeno a ser medido. Como descrito anteriormente, o sensor desenvolvido requer uma fonte de excitação para os LEDs. O sinal de saída será função somente da SO_2 desde que tanto o circuito de excitação dos LEDs quanto o circuito condicionador do fotodiodo permaneçam inalterados. Neste sentido, o seguinte procedimento foi adotado, com o objetivo de avaliar a estabilidade dos circuitos de fonte de corrente, sensor e condicionador de sinal:

1. Isolar o sensor opticamente. Para este fim utilizou-se fita adesiva preta-fosca para bloquear a incidência de luz ambiente.
2. Ajustar os potenciômetros R23 e R24 do circuito de excitação dos LEDs (figura 12) de forma a não saturar o circuito condicionador de sinal. Os pulsos de excitação são de $64 \mu s$ e 300 Hz, como descrito anteriormente.
3. Registrar a tensão na saída dos filtros (U4A e U4B) do circuito condicionador do sinal (figura 14) por um período de 8 horas em registrador gráfico (módulo HP-680M).

3.2 Testes *in vitro*.

O procedimento cirúrgico com CEC é um evento bastante dinâmico que envolve variações da hemodiluição, temperatura, fluxo de sangue bombeado, entre outros. Estes são alguns dos parâmetros que podem alterar a instrumentação, seja diretamente como a hemodiluição, seja indiretamente com a temperatura e o fluxo de sangue. Neste contexto, o sensor foi testado em experimentos *in vitro* com o objetivo de avaliar a viabilidade da medida da SO_2 e possíveis interferências na medida causadas pela variação do fluxo de sangue através da cubeta, pela temperatura e o nível de hemólise. Os resultados obtidos nestes testes encorajaram a utilização do protótipo em experimentos *in vivo* com CEC. O conjunto formado pelos testes *in vitro* e *in vivo* forneceu, além da validação da medida em si, características qualitativas e quantitativas da medida da SO_2 a ser realizada no laboratório e na clínica. Estas características subsidiaram o desenvolvimento do protótipo, considerando ambiente de utilização e usuário.

Para a avaliação do desempenho do sensor e dos circuitos de condicionamento de sinal, foram realizados testes *in vitro* utilizando um sistema hidráulico montado para simular uma circulação sanguínea com CEC. A função deste sistema é simular e avaliar o que ocorre com o nível de oxigenação do sangue durante uma operação cardíaca com CEC, durante a qual o paciente é submetido a diversas alterações hemodinâmicas, térmicas e respiratórias. Estas alterações são controladas por dispositivos extracorpóreos específicos. O sistema para

simulação da CEC é composto por um conjunto de rotômetros¹, um oxigenador de bolhas², o protótipo³, um aquecedor de água⁴ e uma bomba peristáltica⁵, conforme ilustrado na figura 23. Para alterar a saturação de oxigênio do sangue é necessário aplicar uma mistura gasosa que é obtida combinando-se diferentes fluxos dos gases oxigênio, nitrogênio e gás carbônico. Os fluxos dos gases foram controlados por rotômetros.

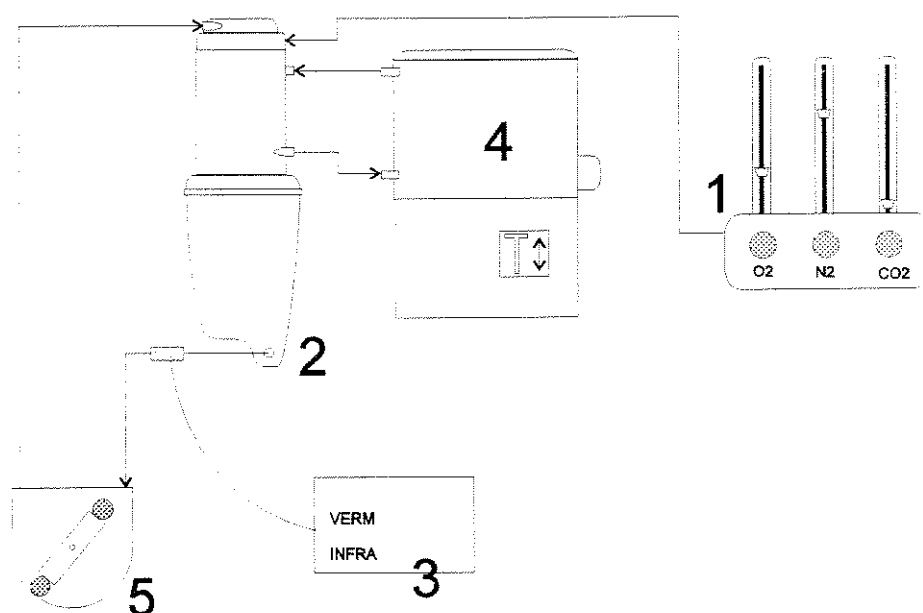


Figura 23. Circuito hidráulico para teste do sensor. 1) rotômetros, 2) oxigenador de bolhas, 3) protótipo do aparelho para medida da saturação de oxigênio, 4) aquecedor de água e 5) bomba de perfusão.

¹Matec Flow

²Físics-Biofísica Tecnologia InCor, São Paulo.

³Protótipo do oxímetro de linha de CEC.

⁴Bioengenharia-InCor, HCFMUSP, São Paulo.

⁵Bioengenharia-InCor, HCFMUSP, São Paulo.

Esta montagem foi utilizada nos teste *in vitro* que permitiram avaliar o desempenho do protótipo tendo como variáveis os seguintes parâmetros:

- hemodiluição;
- fluxo de sangue;
- temperatura.

3.2.1 Procedimento para os testes de SO_2 tendo como variável a hemodiluição.

Em operações cardíacas com CEC, a concentração de hemoglobina do sangue do paciente varia de 8 a 12 g/dl [34]. Para simular estas condições de hemodiluição foi utilizado sangue bovino heparinizado, armazenado à temperatura de 5 - 15 °C por período inferior a 1 dia. A coleta do sangue foi feita em abatedouro fiscalizado pelo SIF (Serviço de Inspeção Federal). O circuito hidráulico utilizado neste experimento está ilustrado na figura 23. Todas as medidas gasométricas, excesso de base e concentração de hemoglobina foram realizadas em aparelho comercial Ciba-Corning 288 Blood Gas Analyser. Foi então aplicado o seguinte protocolo experimental:

1. Determinação da concentração de hemoglobina do sangue em aparelho de gasometria.
2. Diluir o sangue para uma concentração de Hb igual a 12 g/dl, utilizando para isso a equação 12 abaixo.
3. Fornecer ao oxigenador uma mistura gasosa com 5,3% de CO_2 , 16% de O_2 e o restante de N_2 . O fluxo de N_2 utilizado foi de 2 L/min.

4. Preencher o sistema de teste com sangue (volume 1 litro).
5. Ajustar a temperatura do sangue em 37 °C pelo termostato da bomba aquecedora.
6. Determinar o excesso de base (EB) do sangue em aparelho de gasometria.
7. Adicionar bicarbonato de sódio a 10% com volume dado pela equação 13 (abaixo), a fim de corrigir o excesso de base.
8. Esperar pela estabilização da oxigenação do sangue (~2 min).
9. Colher uma amostra de sangue (~2ml) para medida gasométrica da pO_2 , pCO_2 e do pH.
10. Anotar as intensidades luminosas transmitidas em 660 nm e 850 nm apresentadas no visor do protótipo, ajustado para o algoritmo de calibração.
11. Diminuir a porcentagem de oxigênio adicionada à mistura gasosa (~7,8%, 5,2%, 4,6%, 4,0% e 3,2%) repetindo os itens 9, 10 e 11 entre as variações da mistura gasosa.
12. Diluir o sangue em aproximadamente 10 g/dl e 8 g/dl segundo os itens 2 e 3 repetindo os itens 9, 10, 11 e 12 para as várias hemodiluições.

Condições iniciais:

1. Fluxo de sangue ~3 L/min.
2. Hb = 12 g/dl.
3. Temperatura = 37 °C.
4. pCO_2 = 35 a 45 mmHg, pO_2 = 120 mmHg, pH = 7,4, BE = 0.

Parâmetros de interesse:

1. pCO_2 , pO_2 e pH para cálculo da saturação de oxigênio pela equação 4 e 5.
2. Intensidades luminosas transmitidas I_{660} e I_{850} medidas pelo protótipo.

Preparação do sangue: o sangue bovino utilizado no experimento foi diluído em 12, 10 e 8 g/dl com soro fisiológico. A hemodiluição foi feita utilizando-se a seguinte equação:

$$V_{\text{soro}} = V_{\text{sangue}} \frac{Hb_{\text{inicial}} - Hb_{\text{final}}}{Hb_{\text{final}}} \quad (12)$$

onde: V_{soro} é o volume de soro fisiológico utilizado para a hemodiluição [ml];

V_{sangue} é o volume de sangue a ser hemodiluído [ml];

Hb_{inicial} é a concentração de hemoglobina inicial [g/dl];

Hb_{final} é a concentração de hemoglobina desejada após hemodiluição [g/dl].

O excesso de base (EB) é um parâmetro obtido pela análise química do sangue utilizado principalmente para descrever situações de desbalanço metabólico.

No caso de EB negativo o sangue é corrigido adicionando-se bicarbonato de sódio a 10% com volume dado pela equação 13.

$$V_{\text{bicarbonato}} = \frac{|EB| \cdot 1,5 \cdot V_{\text{sangue}}}{1200} \quad (13)$$

onde: $V_{\text{bicarbonato}}$ é o volume de bicarbonato de sódio para correção do BE [ml];

EB é o excesso de base [ml];

V_{sangue} é o volume de sangue [ml].

3.2.2 Procedimento para os testes de SO_2 tendo como variável o fluxo de sangue.

A influência da variação do fluxo sobre a medida da SO_2 foi testada mantendo-se a SO_2 constante em três valores diferentes e alterando-se o fluxo de sangue pelo controle da rotação da bomba de perfusão. O sistema de teste está ilustrado na figura 23. Todas as medidas gasométricas, excesso de base e concentração de hemoglobina foram feitas em aparelho comercial Zênite us7000. Foi então aplicado o seguinte protocolo experimental:

1. Determinação da concentração de hemoglobina do sangue em aparelho de gasometria.
2. Diluir o sangue para uma concentração de Hb igual a 12 g/dl, utilizando para isso a equação 12.
3. Ajustar a mistura gasosa com 5,3% de CO_2 , 16% de O_2 e o restante de N_2 . O fluxo de N_2 utilizado foi de 2 L/min.
4. Preencher o sistema de teste com o sangue (volume de 1 litro).
5. Ajustar a temperatura do sangue em 37 °C pelo termostato da bomba aquecedora.
6. Determinar o EB do sangue em aparelho de gasometria.
7. Adicionar bicarbonato de sódio a 10% com volume dado pela equação 13 a fim de corrigir o EB.
8. Esperar pela estabilização da oxigenação do sangue (~2 min).

9. Colher uma amostra de sangue (~2ml) para medida gasométrica da pO_2 , pCO_2 e do pH.
10. Anotar as intensidades luminosas transmitidas em 660 nm e 850 nm apresentadas no visor do protótipo, ajustado para o algoritmo de calibração.
11. Alterar o fluxo de sangue pelo controle da rotação da bomba de roletes em 1,5, 2,5, 3,5, 4,5 e 5,5 L/min (~52 ml/rotação) repetindo os itens 9, 10 e 11 para os fluxos ajustados.
12. Diminuir a porcentagem de oxigênio adicionada à mistura gasosa (~7,8% e 4,0%) repetindo os itens 9, 10, 11 e 12 entre as mudanças da mistura.
13. Diluir o sangue em aproximadamente 8 g/dl repetindo os itens 9, 10, 11, 12 e 13.

Condições iniciais:

1. Hb de 12 g/dl;
2. temperatura de 37 °C
3. pCO_2 entre 35 e 45 mmHg;
4. pO_2 de 120 mmHg;
5. pH de 7,4 e;
6. EB nulo.

Parâmetros de interesse:

1. pCO_2 , pO_2 e pH para cálculo da saturação de oxigênio pelas equações 4 e 5.
2. Intensidades luminosas transmitidas I_{660} e I_{850} medidas pelo protótipo.

3. Fluxo de sangue.

3.2.3 Procedimento para os testes de SO_2 tendo como variável a temperatura.

A influência da variação da temperatura do sangue sobre a medida da SO_2 foi avaliada variando-se a temperatura do sangue pelo termostato da bomba aquecedora de água na faixa de 31 a 37 °C. O sistema utilizado para o teste está ilustrado na figura 23. Todas as medidas gasométricas, excesso de base e concentração de hemoglobina foram feitas em aparelho comercial Zênite us7000. Foi então aplicado o seguinte protocolo experimental:

1. Determinação da concentração de hemoglobina do sangue em aparelho de gasometria.
2. Diluir o sangue para uma concentração de Hb igual a 12 g/dl, utilizando para isso a equação 12.
3. Fornecer ao oxigenador uma mistura gasosa com 5,3% de CO_2 , 16% de O_2 e o restante de N_2 . O fluxo de N_2 utilizado foi de 2 L/min.
4. Preencher o sistema de teste com o sangue (volume de 1 litro).
5. Ajustar a temperatura do sangue em 37 °C pelo termostato da bomba aquecedora.
6. Determinar o EB do sangue em aparelho de gasometria.
7. Adicionar bicarbonato de sódio a 10% com volume dado pela equação 13 a fim de corrigir o EB.
8. Esperar pela estabilização da oxigenação do sangue (~2 min).

9. Colher uma amostra de sangue (~2ml) para medida gasométrica da pO_2 , pCO_2 e do pH.
10. Anotar as intensidades luminosas transmitidas em 660 nm e 850 nm apresentadas pelo protótipo, ajustado para algoritmo de calibração.
11. Diminuir a porcentagem de oxigênio adicionada à mistura gasosa (~7,8% e 4,0%) repetindo os itens 9, 10 e 11 entre as mudanças da mistura gasosa.
12. Condicionar a temperatura do sangue em 35, 33 e 31 °C seguindo os passos 6 e 7 a cada mudança de temperatura.
13. Esperar pela estabilização da temperatura ajustada (~15 min).
14. Repetir os itens 9, 10, 11, para cada mudança de temperatura.

Condições iniciais:

1. Fluxo de sangue ~3 L/min.
2. Hb = 12 g/dl.
3. Temperatura = 37 °C.
4. pCO_2 = 35 a 40 mmHg, pO_2 = 25 a 120 mmHg, pH = 7,4, BE = 0.

Parâmetros de interesse:

1. pCO_2 , pO_2 e pH para cálculo da saturação de oxigênio pela equações 4 e 5.
2. Intensidades luminosas transmitidas I_{660} e I_{850} medidas pelo protótipo.
3. Temperatura do sangue.

3.3 Trauma hemolítico.

As operações com CEC envolvem a utilização de muitos dispositivos que mantêm o sangue circulando com oxigenação e temperatura adequadas. O sangue ao entrar em contato com estes dispositivos sofre algumas agressões, sendo que a principal alteração mecânica é a hemólise, ou seja, o rompimento da membrana das hemácias. A cubeta utilizada, sendo mais um componente mecânico em contato com o sangue, foi testada de forma a avaliar seu caráter hemolítico, no sentido de estimar se o seu uso provocaria alterações significativas no nível de hemólise do sangue quando comparado com os níveis encontrados em operações com CEC.

Para determinar-se a hemólise provocada pela cubeta foi utilizado o conceito de Índice Hemolítico (IH) descrito por MÜLLER [35]. Este índice normaliza o aumento de hemoglobina livre no plasma em função do fluxo, volume de sangue circulante, hemoglobina total, hematócrito e tempo.

$$IH = \frac{V \frac{(100 - Ht)}{100} (fHb_t - fHb_0) 10^3}{FtHb} \quad (14)$$

onde: V é o Volume sangüíneo [L];

Ht é o hematócrito [%];

fHb_t é a hemoglobina livre no tempo t [mg/dl];

fHb₀ é a hemoglobina livre no sangue em banho de água [mg/dl];

F é o fluxo [L/min];

t é o tempo em minutos [min];

Hb é a hemoglobina total [g/dl].

Foi desenvolvido um sistema hidráulico que permite determinar os parâmetros definidos na equação de MÜLLER [35], utilizando sangue bovino heparinizado como fluido de teste. A figura 24 ilustra o sistema construído para o teste de hemólise. O circuito hidráulico consiste de dois sistemas independentes. Cada sistema é composto por uma bomba de perfusão e um reservatório para o sangue. O sangue dos reservatórios é aquecido a 37 °C em um trocador de calor e um aquecedor de água. Em cada experimento a cubeta foi acoplada alternadamente nos sistemas 1 e 2. Todos os dispositivos do sistema foram conectados por tubos de PVC usualmente utilizados em CEC. Foi utilizado sangue bovino fresco heparinizado colhido na mesma manhã do experimento em abatedouro inspecionado pelo SIF, armazenado e transportado em cubas plásticas à temperatura ambiente. Cada sistema foi preenchido com um volume de 0,5 litro.

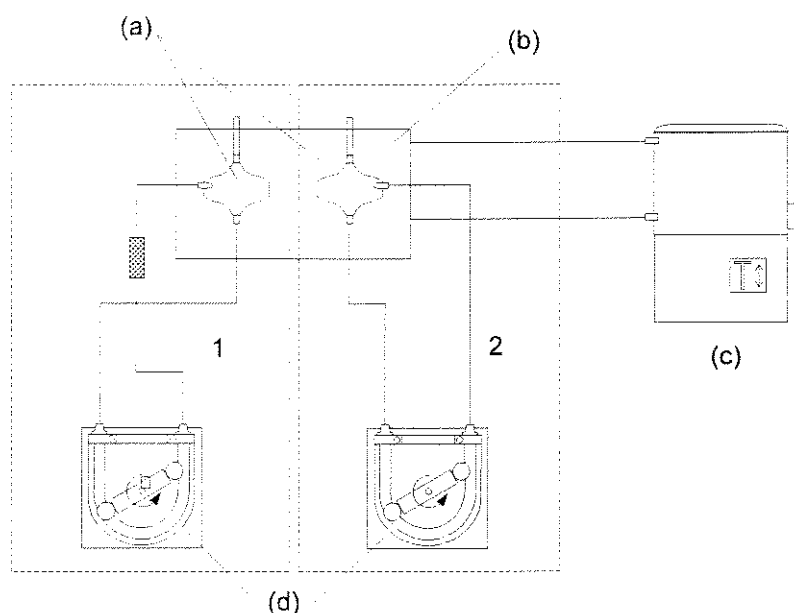


Figura 24. Diagrama do sistema hidráulico utilizado nos testes de hemólise. (a) Reservatórios de sangue, (b) trocador de calor, (c) aquecedor de água e (d) bombas de perfusão.

3.3.1 Procedimento para os testes do trauma hemolítico provocado pela utilização das cubetas na linha de circulação sanguínea *in vitro*.

O sistema utilizado para o teste está ilustrado na figura 24. Todas as medidas gasométricas, excesso de base e concentração de hemoglobina foram feitas em aparelho comercial Zênite us7000. A medida da hemoglobina livre foi feita em aparelho comercial Spectrophotometer DU64-Beckman. Foi então aplicado o seguinte protocolo experimental para medida do IH e avaliação da hemólise provocada pela cubeta:

1. Determinação da hemoglobina do sangue em aparelho de gasometria.
2. Determinação do hematócrito do sangue (método do microhematócrito-centrifugação em tubo capilar a 3.000 rpm por 10 minutos).

3. Preencher os sistemas de teste 1 e 2 com sangue (volume 0,5 litro).
4. Fixar o fluxo de sangue em 1 L/min.
5. Ajustar a temperatura do sangue em 37 °C pelo termostato da bomba aquecedora e esperar pela estabilização dos sistemas (~15 min).
6. Anotar o momento de início do teste.
7. Colher três amostras de sangue de 4 ml dos sistemas controle e teste mantendo estas amostras em tubos de PVC em banho de água a 37 °C.
8. Deixar o sangue circulando por 1 hora.
9. Colher uma amostra de sangue (4 ml) dos sistemas controle e teste.
10. Centrifugar as amostras deixadas em banho de água dos sistemas controle e teste e as amostras colhidas de hora em hora dos sistemas controle e teste em tubos de ensaio (90 rpm, 25 min) para separar o plasma dos hemocomponentes.
11. Pipetar o plasma das quatro amostras reservando-os em tubos de ensaio identificados por controle/teste, banho de água/sistema de teste e a hora da coleta da amostra (1, 2 e 3 horas).
12. Repetir os itens 8, 9 e 10 para 2 e 3 horas de experimento.
13. Enviar as amostras para laboratório para medida da hemoglobina livre no plasma.

Condições iniciais:

1. Fluxo de 1 litro por minuto (66-68 rpm).
2. Volume de sangue nos sistemas 1 e 2 de 0,5 litro.

3. Temperatura do sangue 37 °C.

Parâmetros de interesse:

Hemoglobina livre no plasma das amostras de sangue deixadas em banho de água dos sistemas controle e teste e das amostras colhidas de hora em hora nos sistemas de controle e teste.

Além destes parâmetros foram controlados:

1. Volume de sangue circulante nos sistemas hidráulicos.
2. Hemoglobina Total.
3. Hematócrito.
4. Tempo de Circulação do Sangue.

3.4 Testes *in vivo*.

3.4.1 Experimento com CEC em cão.

A medida da saturação de oxigênio em condições dinâmicas de uma CEC foi avaliada em experimento *in vivo* realizado em cão. Foram utilizadas duas cubetas, conectadas à linha arterial e à linha venosa. A figura 25 ilustra a posição das cubetas no teste. O fluxo sanguíneo foi controlado de forma a manter a pressão arterial do cão entre 70 e 80 mmHg. A oxigenação foi controlada alterando-se o fluxo de oxigênio oferecido ao dispositivo de oxigenação. A temperatura do cão foi controlada pela temperatura da água fornecida ao trocador de calor existente no dispositivo oxigenador. A SO_2 foi calculada a partir dos resultados da gasometria,

corrigidos para a temperatura intraesofageal do cão (equações 4 e 5). O cão pesando 14,4 kg foi submetido à CEC por 3 horas.

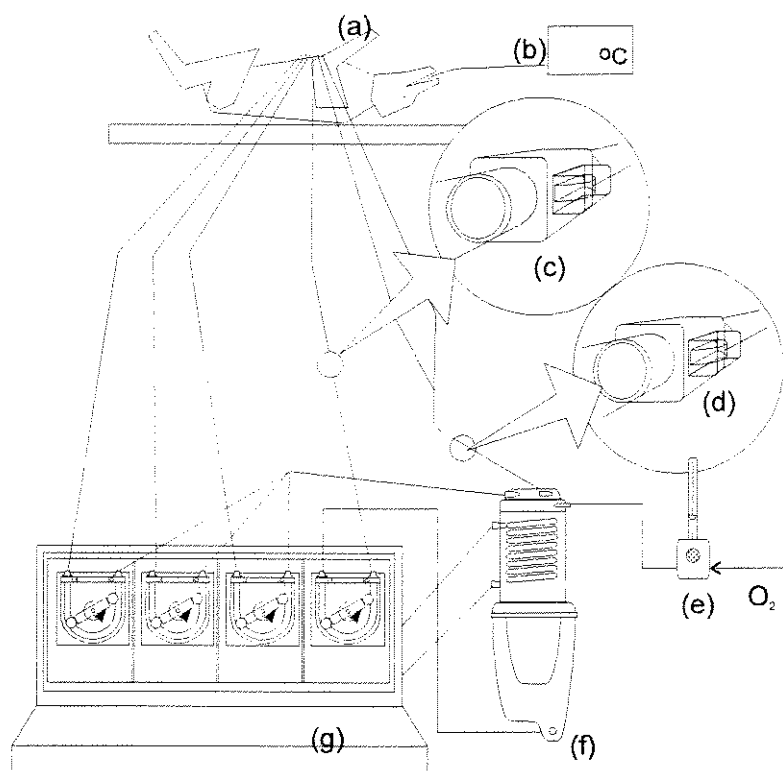


Figura 25. Esquema do sistema de teste *in vivo* no cão. a) cão, b) sensor de temperatura intraesofageal, c) cubeta arterial, d) cubeta venosa, e) rotâmetro, f) oxigenador de bolhas e g) máquina de CEC.

3.4.2 Teste no Centro Cirúrgico.

Para a avaliação do desempenho do protótipo *in vivo* um protocolo de validação clínica foi elaborado, submetido e aprovado pela Comissão Científica do Instituto do Coração. Esta Comissão é responsável por avaliar os aspectos científicos e éticos dos testes clínicos a serem feitos envolvendo pacientes e animais.

Neste protocolo de pesquisa foram previstos a utilização do protótipo e das cubetas em 5 pacientes. As cubetas foram esterilizadas (óxido de etileno) em empresa externa responsável pelo serviço de esterilização dos materiais do hospital. Todas as operações envolveram revascularização do músculo cardíaco e foram realizadas pela mesma equipe médica. A figura 26 ilustra esquematicamente a disposição dos principais dispositivos e equipamentos utilizados na operação: paciente, mesa cirúrgica, máquina de CEC, oxigenador, filtros de sangue e a colocação das conexões na linha arterial e venosa.

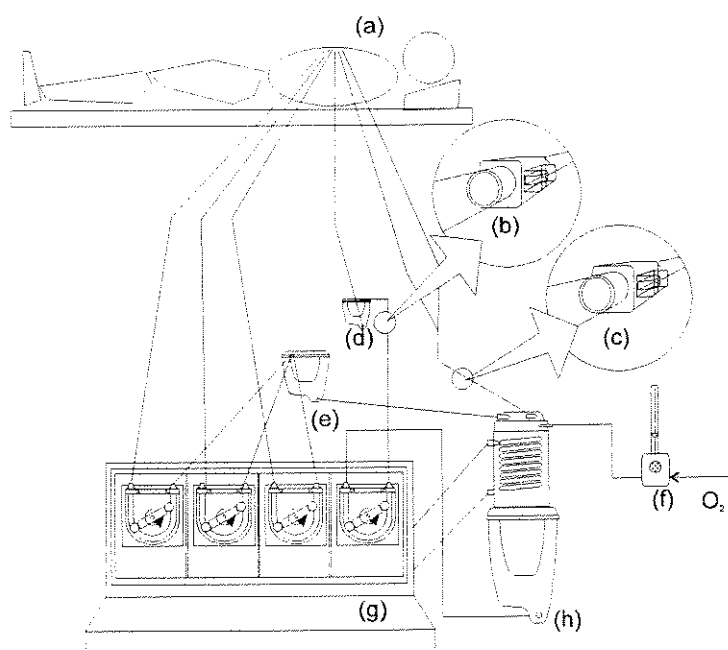


Figura 26. Posição das cubetas do protótipo nas linhas de perfusão em operações cirúrgicas com CEC. (a) paciente, (b) cubeta arterial, (c) cubeta venosa, (d) filtro arterial, (e) filtro das bombas aspiradoras, (f) rotâmetro, (g) máquina de CEC e (h) oxigenador de bolhas.

A cubeta arterial foi conectada antes do filtro arterial e a cubeta venosa foi conectada antes do oxigenador. Simultaneamente às gasometrias rotineiras realizadas nestas operações, foram medidas as intensidades luminosas

transmitidas nos dois sensores. O sangue arterial foi colhido no reservatório do oxigenador e o sangue venoso foi colhido em uma pequena torneira acoplada à cubeta venosa.

Conforme descrito na Introdução, os aparelhos de gasometria inferem a saturação de oxigênio do sangue do paciente a partir da pO_2 medida por eletrodos a 37 °C. Considerando que as operações cardíacas podem utilizar a hipotermia como técnica de proteção do miocárdio, os valores de gasometria medidos a 37 °C não necessariamente retratam a condição gasométrica do paciente, inferindo de forma errônea a saturação de oxigênio. Para correção de temperatura, além da amostra de sangue arterial e venosa, foi medida a temperatura intra-esofageal do paciente. As amostras medidas a 37 °C foram corrigidas para a temperatura do paciente utilizando-se a equação 4. A saturação de oxigênio foi então calculada utilizando-se a equação 5.

4. RESULTADOS.

4.1 Resultado do teste de estabilidade.

O resultado do teste de estabilidade do circuito fonte de corrente, sensor e circuito condicionador de sinal foi uma linha constante durante todo o período de teste.

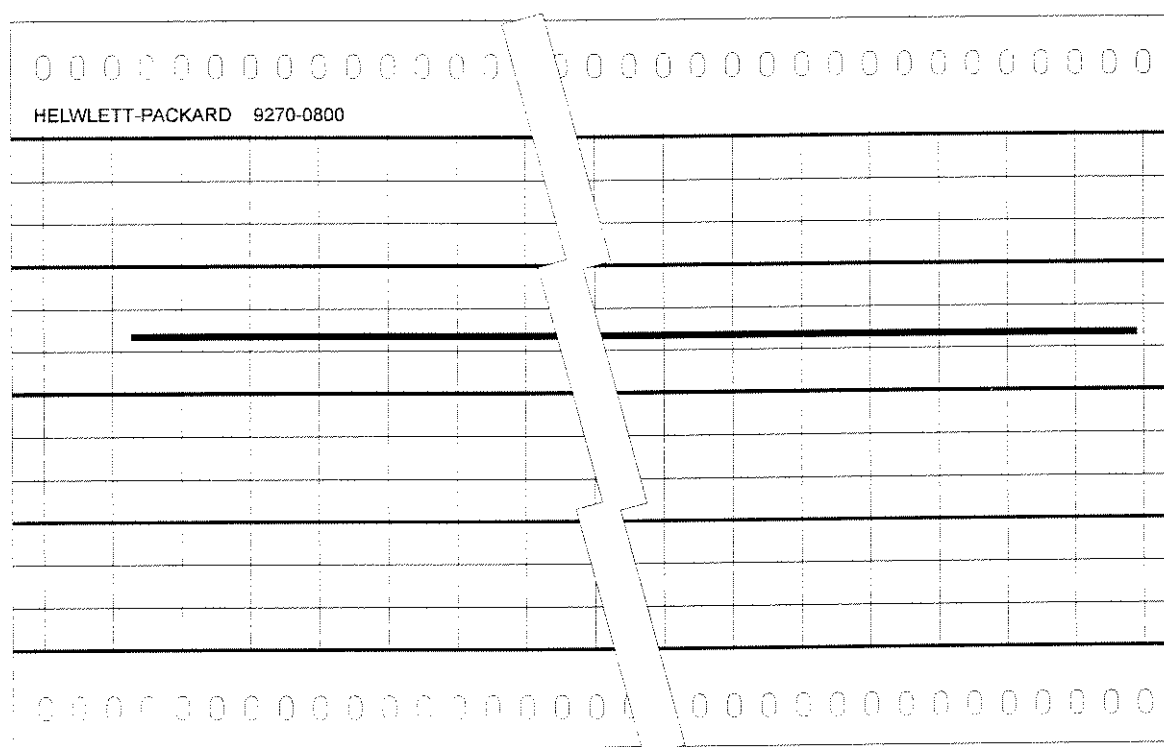


Figura 27. Estabilidade dos circuitos fonte de corrente, sensor e circuito condicionador.

4.2 Resultados dos testes *in vitro*.

Os testes *in vitro* foram divididos em três procedimentos experimentais para medida da SO_2 tendo com variável a hemodiluição, o fluxo e a temperatura. Os resultados destes procedimentos são descritos a seguir.

4.2.1 Medição da Saturação de Oxigênio tendo como variável a hemodiluição.

A figura 28 apresenta a relação entre a saturação de oxigênio (SO_2) e o sinal vermelho. A variação da saturação de oxigênio foi de 50 a 100 %, a temperatura do sangue foi mantida em 37 °C, fluxo aproximado de 3 L/min, pCO_2 fisiológico (35-45 mmHg), pH fisiológico (7,4) e o mesmo conjunto cubeta/sensor. O número de amostras foi de $n=85$, obtidos em cinco experimentos.

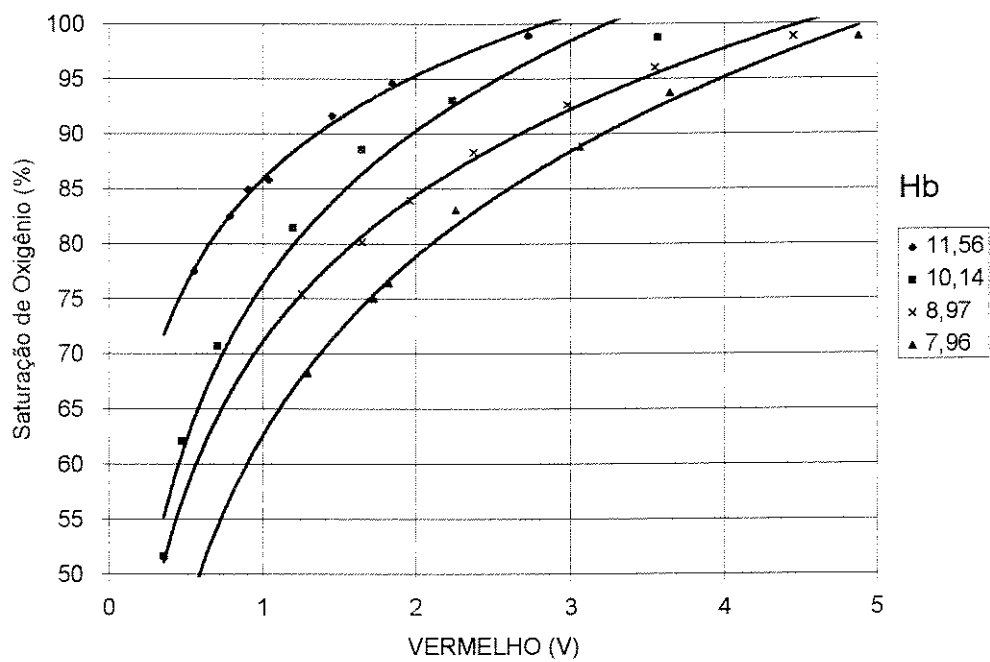


Figura 28. Saturação de oxigênio [%] determinada por aparelho comercial⁶ em função da I_{660} (vermelho dado em volts) para diferentes concentrações de hemoglobina [g/dl].

⁶Ciba-Corning Blood Gas Analyser 288.

De forma análoga, na figura 29 está ilustrada a SO_2 em função da intensidade luminosa transmitida no infravermelho (850 nm).

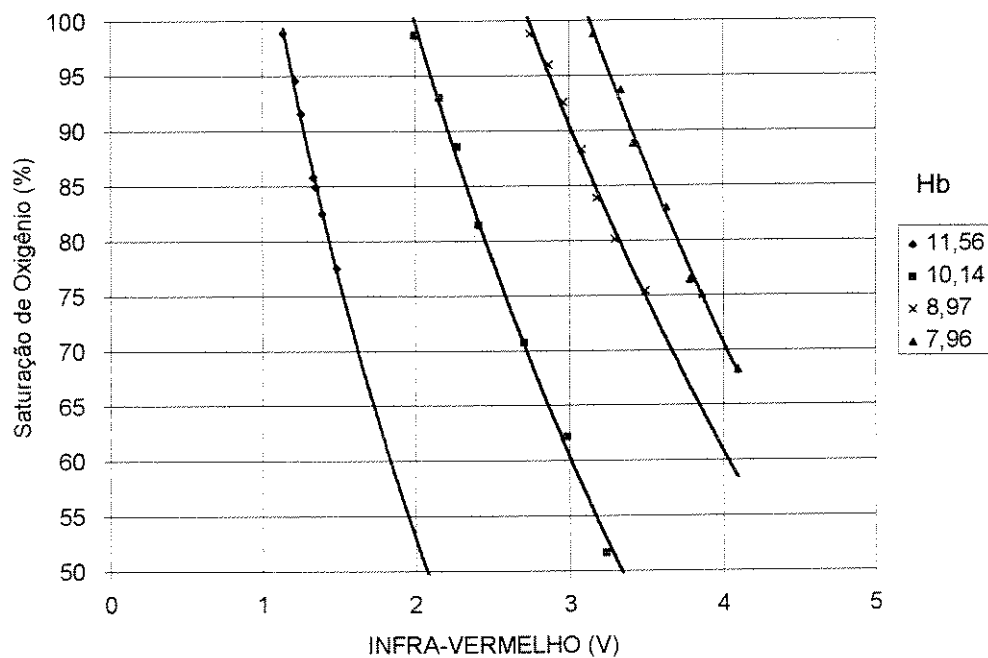


Figura 29. Saturação de oxigênio [%] determinada por aparelho comercial em função da I_{850} (infravermelho dado em volts) para diferentes concentrações de hemoglobina [g/dl].

As intensidades luminosas de quatro experimentos com concentrações diferentes de hemoglobina foram colocadas em escala logarítmica (evidenciando o comportamento exponencial da transmissão da luz em 660 nm com a saturação de oxigênio), como aparece na figura 30.

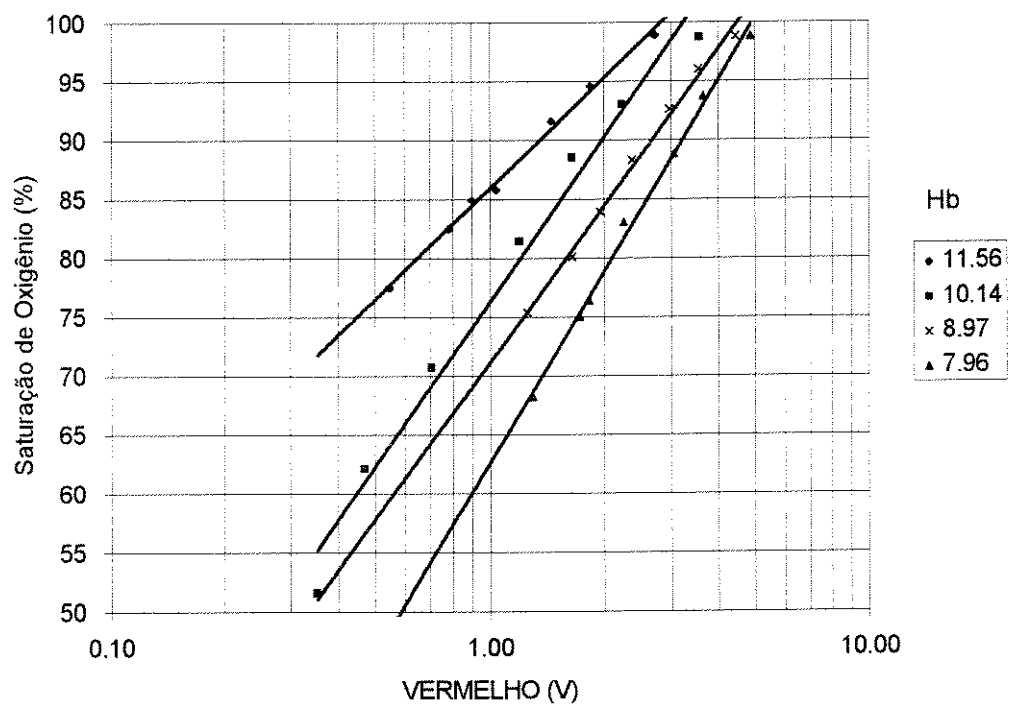


Figura 30. Saturação de oxigênio [%] determinada por aparelho comercial em função da I_{660} (vermelho dado em volts) para diferentes concentrações de hemoglobina [g/dl] e em escala logarítmica.

Da mesma forma, a intensidade luminosa do INFRAVERMELHO (850 nm) foi colocada em escala logarítmica e é apresentada na figura 31.

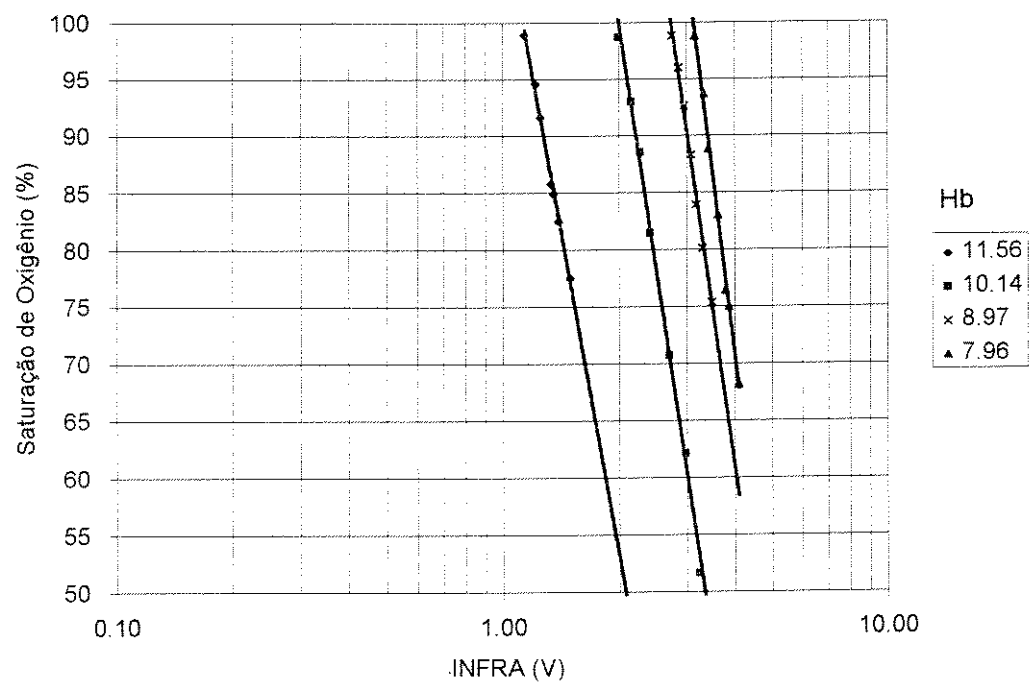


Figura 31. Saturação de oxigênio [%] determinada por aparelho comercial em função da I_{850} (infravermelho dado em volts) para diferentes concentrações de hemoglobina [g/dl] e em escala logarítmica.

A figura 32 compara os resultados obtidos pela análise gasométrica e os resultados obtidos pelo protótipo para a SO₂.

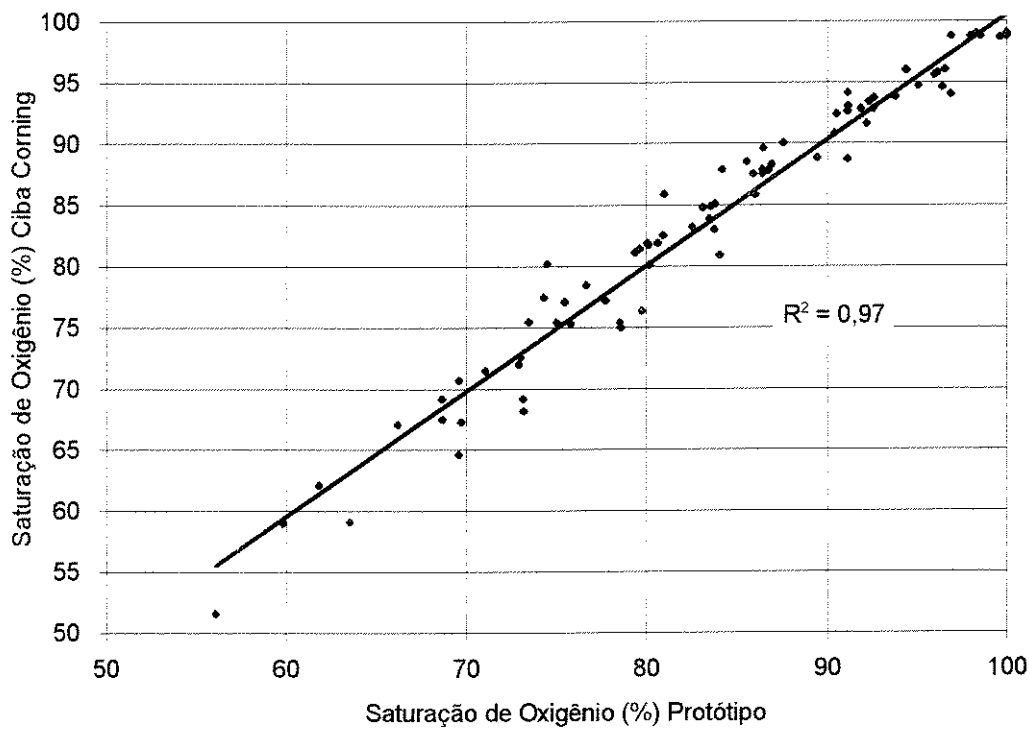


Figura 32. Correlação entre a saturação de oxigênio determinada pelo protótipo (eixo das abcissas) e a saturação de oxigênio determinada pelo aparelho comercial (ordenadas).

4.2.2 Saturação de oxigênio com variação de fluxo de sangue na cubeta.

A figura 33 ilustra relação entre a saturação obtida pelo protótipo (%) e a obtida por aparelho comercial para diferentes fluxos de sangue, variando entre 1,43 e 5,27 L/min.

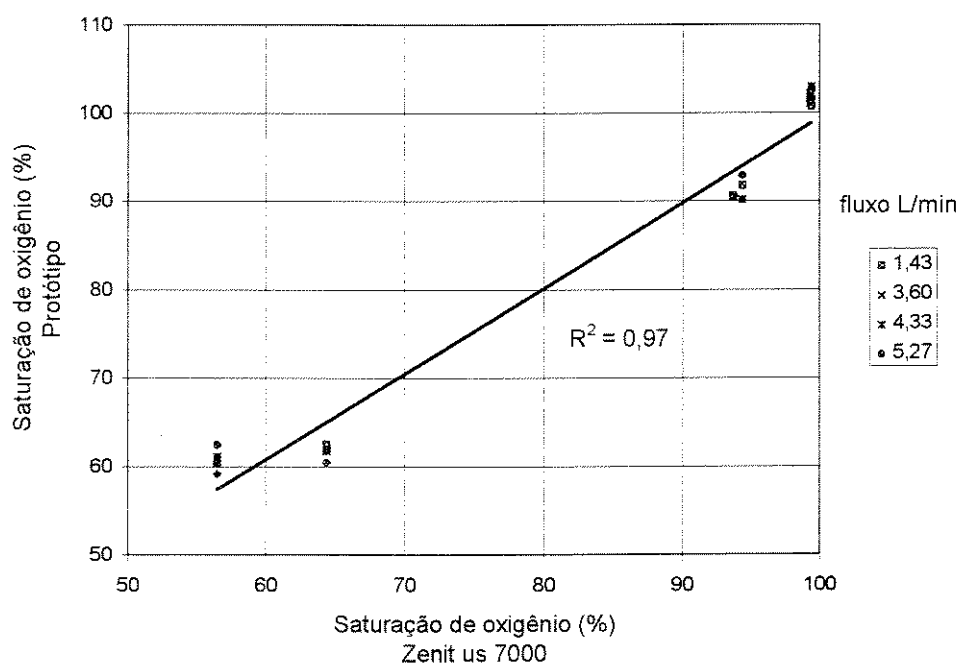


Figura 33. Saturação de oxigênio [%] para diferentes fluxos de sangue [L/min].

4.2.3 Saturação de oxigênio com variação da temperatura do sangue.

A figura 34 ilustra a medida da saturação de oxigênio em duas concentrações de hemoglobina e temperatura sanguínea na faixa de 31 a 37 °C.

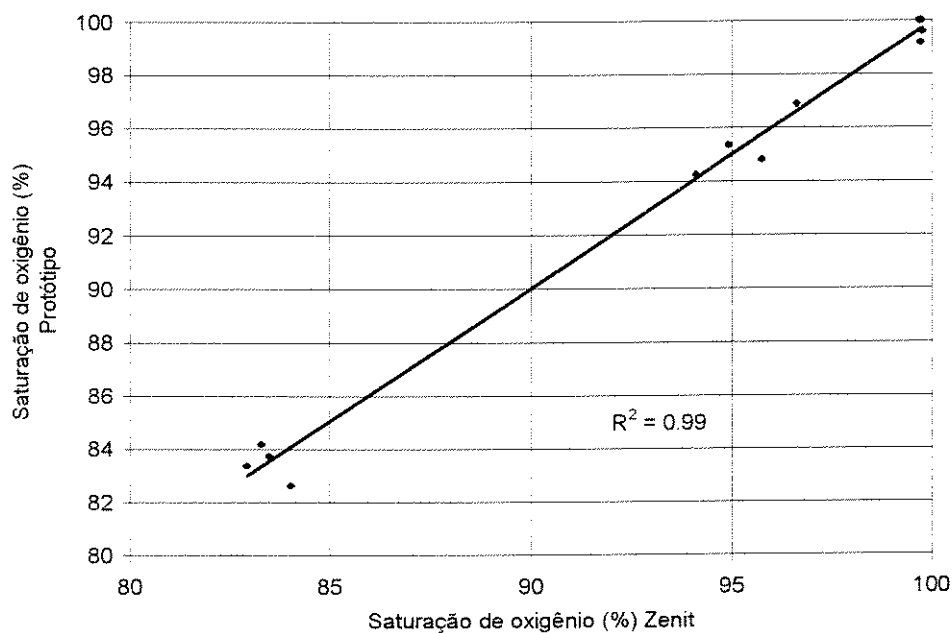


Figura 34. Saturação de oxigênio [%] determinada pelo protótipo em função da saturação de oxigênio determinada pelo aparelho de gasometria em duas hemodiluições e diferentes temperaturas (31 a 37 °C).

4.3 Resultado do teste de trauma hemolítico.

4.3.1 Hemólise da CUBETA.

A figura 35 apresenta de forma comparada os índices de hemólise médio de um sistema com a cubeta e um sistema sem a cubeta para 60, 120 e 180 minutos em 5 experimentos.

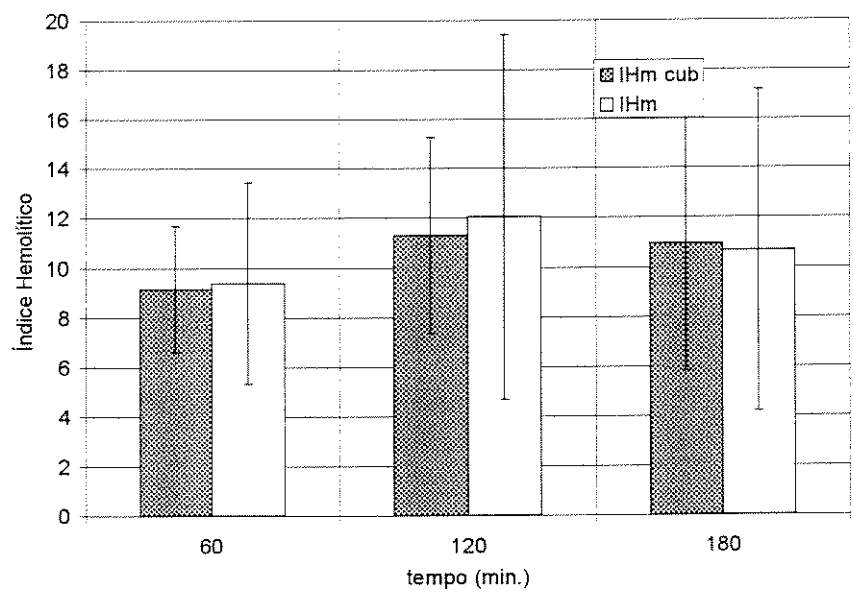


Figura 35. Valor médio do Índice de Hemólise para 1,2 e 3 horas em 5 experimentos para um sistema com a cubeta (IHm cub) e outro sem a cubeta (IHm).

4.4 Medida da saturação de oxigênio *in vivo*.

Os procedimentos experimentais *in vivo* foram divididos em experimento em um cão e testes no centro cirúrgico. Os resultados destes testes são apresentados a seguir.

4.4.1 Medida no cão.

A figura 36 ilustra a saturação de oxigênio arterial medida pelo aparelho comercial e os valores calculados a partir das intensidades luminosas medidas durante o teste *in vivo* realizado utilizando um cão.

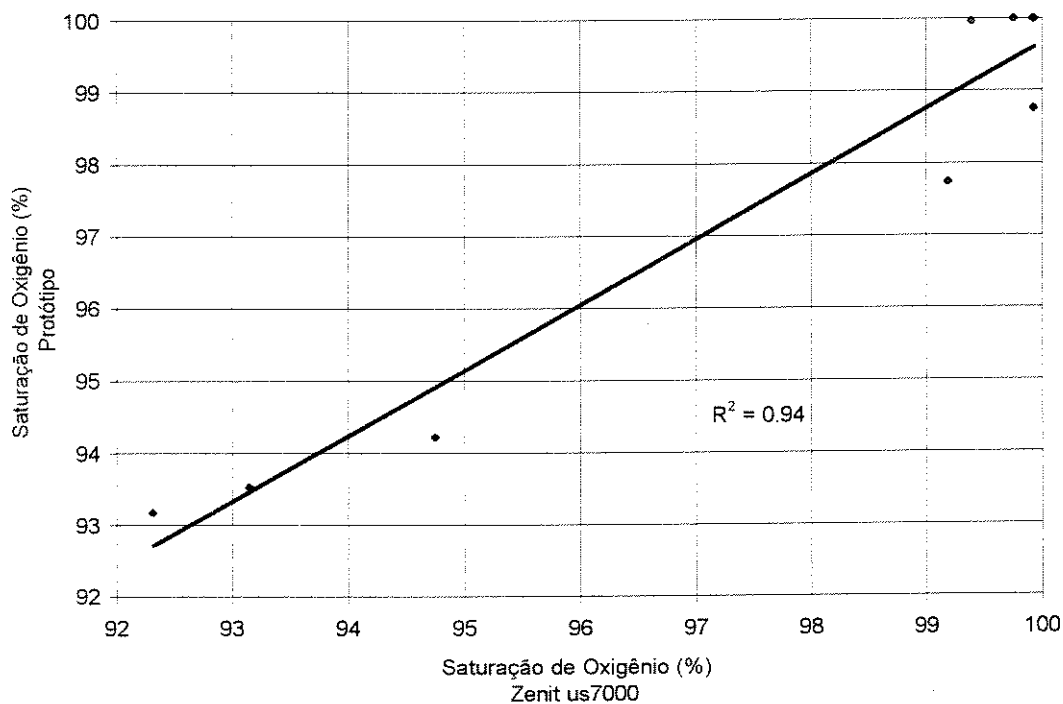


Figura 36. Saturação arterial de oxigênio durante teste *in vivo* com CEC em cão (n=9).

Da mesma forma, a figura 37 ilustra a saturação de oxigênio venosa medida durante o teste *in vivo* com CEC em cão e a saturação de oxigênio calculada pelas intensidades luminosas medidas durante o teste.

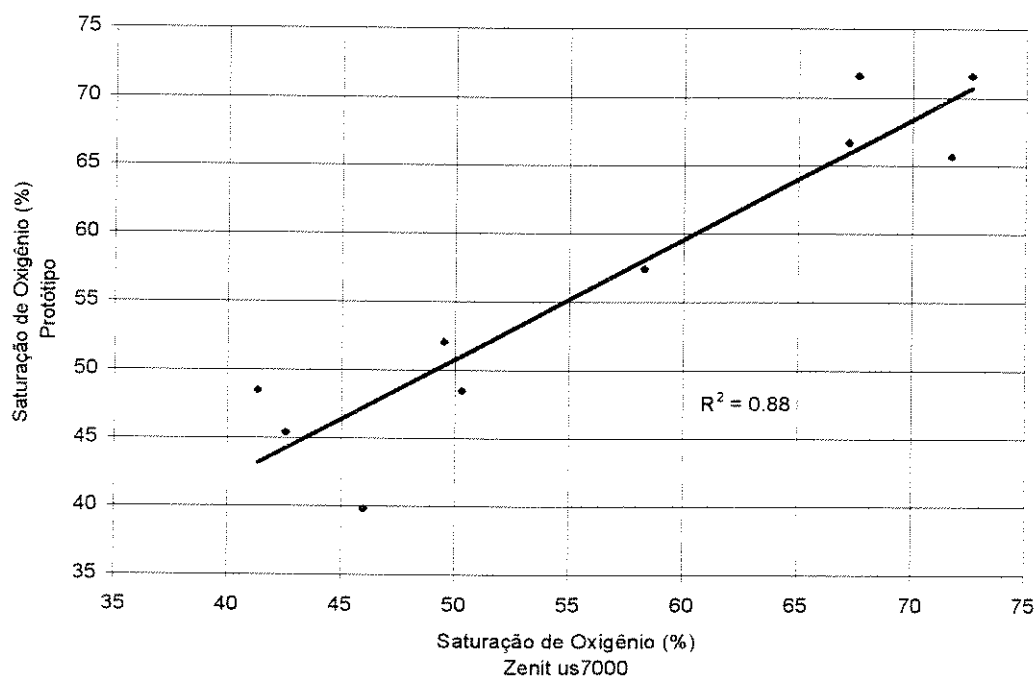


Figura 37. Saturação venosa de oxigênio durante teste *in vivo* com CEC em cão (n=10).

4.4.2 Medidas no Centro Cirúrgico.

A figura 38 mostra a correlação entre os valores de saturação arterial fornecidos pelo protótipo e por aparelho comercial utilizado como referência. Os resultados fornecidos pelo aparelho comercial foram corrigidos para a temperatura do paciente.

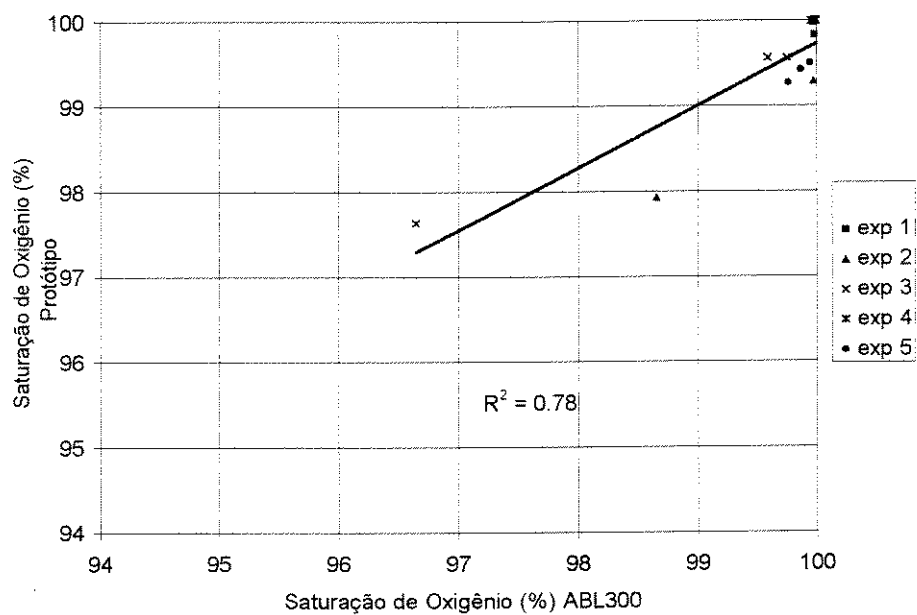


Figura 38. Saturação de oxigênio da linha arterial determinada pelo protótipo em relação à saturação de oxigênio calculada a partir de dados obtidos com aparelho comercial (n=14).

De forma semelhante, a figura 39 mostra a correlação entre os valores de saturação venosa fornecida pelo protótipo e os do aparelho comercial utilizado como referência. Os resultados fornecidos pelo aparelho comercial foram corrigidos em função da temperatura do paciente.

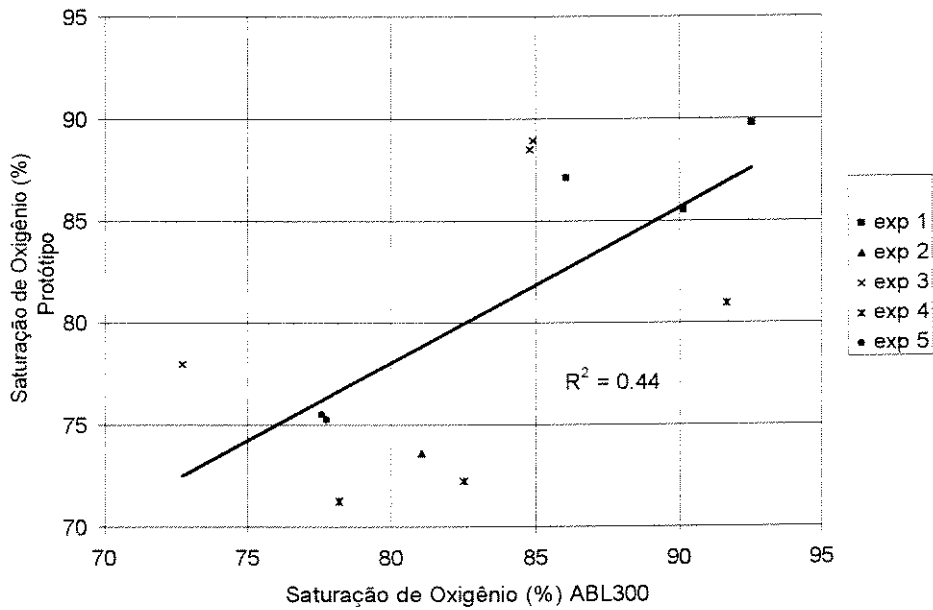


Figura 39. Saturação de oxigênio da linha venosa determinada pelo protótipo em relação à SO_2 calculada a partir de dados obtidos com aparelho comercial⁷ (n=14).

⁷Radiometer - ABL 300.

5. DISCUSSÃO.

Diversas considerações estiveram presentes no projeto e na construção deste protótipo. Como em toda instrumentação, o elemento de medição não deve alterar a grandeza medida. Desta forma, a influência que o oxímetro exerce sobre o sistema de CEC deve ser a menor possível. A utilização de um sensor óptico representa uma solução satisfatória, pois o sangue não entra em contato mecânico com o elemento sensor, a transdução é feita de forma não invasiva e não lesiva, segura para o paciente e o usuário, e os níveis de potência luminosa utilizados e a geometria da cubeta não modificam as características do sangue. Por outro lado, variações na hemodiluição, no fluxo sangüíneo, na temperatura, presentes durante a CEC, não devem alterar a instrumentação e nem a exatidão da medida, sendo consideradas no funcionamento normal. Um dos interesses deste protótipo reside na possibilidade de monitorar a SO_2 no sangue íntegro e em tempo real. Na metodologia tradicional (fotometria), o sangue é hemolisado, como forma de eliminar o efeito do espalhamento óptico causado pelas hemácias, e então a SO_2 é obtida pela equação 7 de Wood. No caso presente, o sangue deve permanecer íntegro, o que exige a compensação do efeito de espalhamento feita pela equação 11.

A opção por se desenvolver um sensor colorimétrico baseado na transmitância ao invés da reflectância deveu-se ao fato de que esse segundo método apresenta uma relação sinal/ruído inferior [36], além de tornar a construção do sensor mais difícil.

Os resultados obtidos nos experimentos *in vitro* mostraram que I_{660} e I_{850} são dependentes da concentração de hemoglobina e da SO_2 . Estes resultados estão apresentados nas figuras 28 e 29. Para diminuição da concentração de hemoglobina no sangue foi encontrado aumento da I_{660} e I_{850} . Por outro lado, nas medidas envolvendo queda da SO_2 , observou-se diminuição de I_{660} e aumento de I_{850} . Isto se explica, conforme ilustrado na figura 5, pelo fato de que existe maior diferença no coeficiente de absorção da hemoglobina desoxigenada e hemoglobina oxigenada no comprimento de onda de 660 nm do que no comprimento de onda de 850 nm. Estes resultados estão apresentados nas figuras 28 e 29.

A intensidade luminosa medida em diferentes SO_2 obedeceu uma relação exponencial, como aparece nas figuras 30 e 31. Este resultado corresponde ao previsto pela equação da transmitância de luz descrita por Twersky.

Nos experimentos *in vitro*, para cada hemodiluição, o coeficiente de correlação obtido foi de $r^2 = 0,99$ entre a SO_2 do aparelho comercial e a calculada a partir das intensidades luminosas determinadas pelo protótipo. Para diferentes concentrações de hemoglobina, o coeficiente de correlação obtido foi de $r^2 = 0,97$ entre a SO_2 do aparelho comercial e a calculada a partir das intensidades luminosas determinadas pelo protótipo. Estes resultados, ilustrados na figura 32, demonstram a viabilidade de uma leitura contínua e em tempo real da SO_2 confirmando um dos objetivos deste trabalho.

O erro encontrado na medida da SO_2 *in vitro* foi de 1,7% em saturações de 90 a 100%, 2,0% em 70 a 90% e 2,4% em 50 a 70%, o que é compatível com os erros

encontrados em aparelhos de oximetria comerciais utilizados clinicamente (oxímetros de pulso: Ohmeda® e Novamatrix®). A medida da SO_2 utilizando o sensor desenvolvido não apresentou alterações resultantes da variação fluxo ou da temperatura do sangue. Estes resultados, ilustrados nas figuras 33 e 34 asseguram a medida da SO_2 nos fluxos e temperaturas comumente encontrados nos procedimentos cirúrgicos com CEC.

A sensibilidade dos sensores está relacionada com diversos fatores tais como a intensidade luminosa emitida pelos LEDs, o alinhamento dos emissores com o fotodiodo e a transparência do material que recobre os componentes ópticos. Para se obter a mesma resposta em dois sensores, todos estes parâmetros devem, a princípio, ser idênticos. No entanto, a sensibilidade nominal dos fotodiodos utilizados é de 0,45 A/W com uma variação de 5% (EG&G). Da mesma forma, os LEDs também apresentam variação no valor nominal de emissão de luz para uma dada corrente de excitação. Outro fator característico do sensor está relacionado com o alinhamento mecânico dos componentes ópticos. Nos sensores construídos não foi possível obter um alinhamento mecânico perfeito, o que possivelmente justifica as diferenças encontradas entre as medidas feitas com sensores distintos.

As características ópticas e a espessura da camada de sangue, nesta aplicação definida pela cubeta, também afetam significativamente a resposta do sensor no modo transmitância [36]. As cubetas foram construídas de forma artesanal onde nem sempre foi possível manter constante a espessura da camada de sangue. A modificação deste processo de confecção das cubetas para outro que adote

processos de injeção associados ao engastamento de janelas com vidro óptico possivelmente melhorará a reprodutibilidade dos testes.

O índice hemolítico encontrado nos testes *in vitro* do sistema com a cubeta foi equivalente ao encontrado no sistema sem a cubeta, conforme mostrado na figura 35, demonstrando que o uso deste elemento adicional no circuito não causa alterações, viabilizando portanto, a inclusão das cubetas no circuito de CEC.

No testes *in vivo* realizados em cão com CEC, os valores calculados da SO_2 apresentaram boa correlação com os valores determinados pela gasometria, conforme ilustrado nas figuras 36 e 37.

Já na CEC em pacientes, os resultados apresentaram uma correlação com os valores inferidos da SO_2 de $r^2_{art} = 0,78$ na determinação da SO_2 arterial e de $r^2_{ven} = 0,44$ na determinação da SO_2 venosa. Estas correlações foram inferiores às obtidas em experimentos *in vitro*. Esta discrepância pode estar relacionada com as diferenças existentes entre as cubetas. Diferentemente dos experimentos *in vitro*, onde é possível utilizar-se o mesmo par cubeta e sensor, nos testes *in vivo* as cubetas são descartadas. Como as cubetas foram montadas pela colagem de placas de policarbonato, nem a espessura das paredes nem a espessura da camada de sangue por entre os componentes ópticos apresentaram dimensões rigorosamente iguais, resultando em correlações inferiores na medida da SO_2 quando comparadas às obtidas nos testes *in vitro*.

A temperatura intraesofágica do paciente foi utilizada para correção da pO_2 . Diferenças entre a temperatura intraesofágica e a temperatura do sangue do

paciente podem também contribuir com erros, pois os valores calculados de SO_2 dependem da temperatura para correção da pO_2 da gasometria.

Outro aspecto a ser considerado na discussão da diminuição da correlação obtida está relacionado ao deslocamento da curva de dissociação da hemoglobina. Embora a saturação de oxigênio inferida a partir dos resultados da análise gasométrica feita em aparelho comercial leve em consideração alguns fatores que deslocam a curva de dissociação, tais como pH e temperatura, existem outros fatores, citados na Introdução, que também alteram a afinidade do oxigênio com a hemoglobina e que não são considerados nas equações utilizadas para cálculo da SO_2 a partir das medidas gasométricas [8, 9, 10, 11]. Uma vez que o deslocamento relativo da curva de dissociação é maior na região de $20\% < SO_2 < 80\%$ pode-se ter um menor erro no valor inferido nas altas saturações de oxigênio do sangue arterial do que nas baixas do sangue venoso. Isto aparece nos índices de correlação obtidos entre o protótipo e os valores de saturação inferidos na medição com o aparelho comercial ($r^2_{art}=0,78$ e $r^2_{ven}=0,44$). Esta condição pode ser contornada com a utilização de aparelhos laboratoriais que medem a SO_2 fotometricamente (co-oxímetros) e operem com princípio independente da posição da curva de dissociação da hemoglobina.

Embora não sendo essencial no projeto ou nos testes do protótipo, a seguinte consideração é presente na clínica e no centro cirúrgico. O método pH α -stat descrito por PICCIONI [37] considera como referência normal os valores de pH = 7,4 e $pCO_2 = 40$ mmHg, determinados gasometricamente por eletrodos calibrados a 37°C. A pO_2 deve ser corrigida à temperatura do paciente para permitir a

manutenção da saturação de oxigênio alta. Estas são as características que definem a normalidade fisiológica ácido-base durante a CEC. Embora a temperatura do paciente não apareça corrigindo os valores de pH e $p\text{CO}_2$, a sua influência está considerada no desenvolvimento da metodologia pH α -stat. A utilização deste método demonstrou um melhor controle do equilíbrio ácido-base durante a hipotermia, permitindo uma correta interpretação do estado do paciente sem a ocorrência de acidose respiratória. A possibilidade do uso associado da análise gasométrica e da medida da saturação de oxigênio permite uma melhor implementação da metodologia pH α -stat.

6. CONCLUSÕES.

Neste trabalho foi construído um protótipo para a medida da SO_2 em procedimentos cirúrgicos com CEC. Esta medida é feita opticamente, utilizando a transmissão de luz por uma fina camada de sangue definida por uma cubeta. Esta medida é contínua, em tempo real, apresentada numericamente em um visor em % de SO_2 .

Foi necessário conceber um sistema para testes experimentais *in vitro* para avaliar o efeito da diluição, fluxo e temperatura do sangue na medida da SO_2 . Um outro sistema foi projetado e construído para análise do índice hemolítico causado pelo uso da cubeta no circuito de CEC.

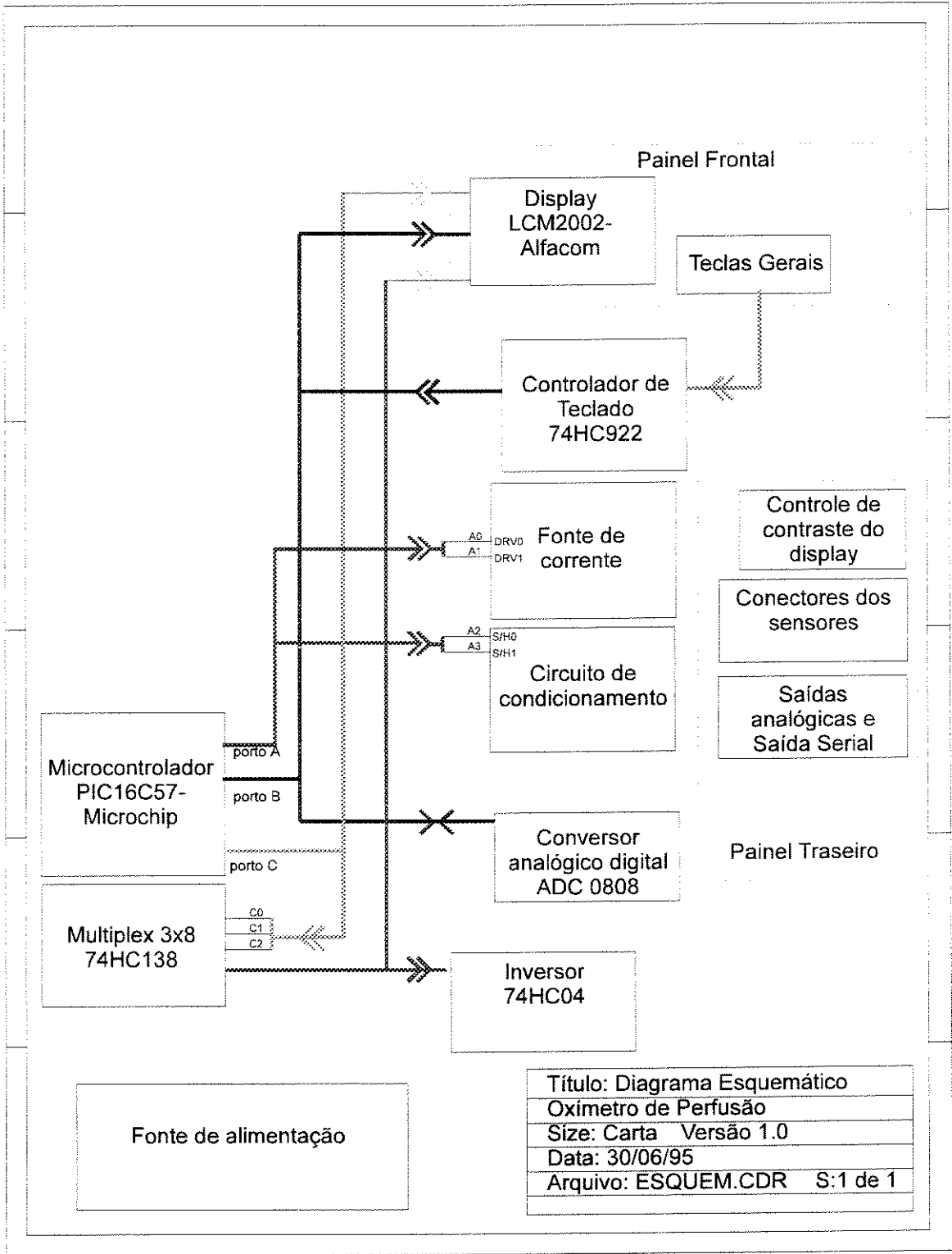
Os testes *in vitro* realizados com a concentração de hemoglobina do sangue constante demonstraram a possibilidade da utilização do protótipo na determinação contínua da SO_2 com uma correlação de 99% com os valores inferidos a partir de medidas gasométricas. A determinação contínua e em tempo real pode ser feita com uma correlação de 97% com valores inferidos pela medidas gasométricas. A variação da temperatura e do fluxo não apresentaram influência na determinação óptica da SO_2 .

Estes resultados encorajaram a utilização do protótipo em experimentos *in vivo* durante procedimento cirúrgico com CEC em 1 cão. A correlação entre a medida da SO_2 determinada pelas intensidades luminosas e medidas independentes feitas por gasometria foi de 93% na medida arterial e 88% na medida venosa.

A utilização do protótipo na sala de operação com a inserção das cubetas nas linhas de circulação sanguínea não causou alterações dos procedimentos normais da rotina de uma operação de revascularização cardíaca. A correlação obtida entre a SO_2 determinada a partir das intensidades luminosas transmitidas e a SO_2 inferida a partir da análise gasométrica foi de 78% para a linha arterial e 44% para a linha venosa. A correlação obtida nos experimentos *in vivo* foi inferior à obtida nos experimentos *in vitro*.

Uma vez que a metodologia foi validada pelo conjunto de testes efetuados, melhoria poderão surgir a partir de estudos suplementares que considerem outras configurações para os componentes ópticos do sensor e modificação da interface entre sensor e cubeta.

Apêndice 1. Diagrama de blocos, circuito esquemático do protótipo e lista dos componentes.



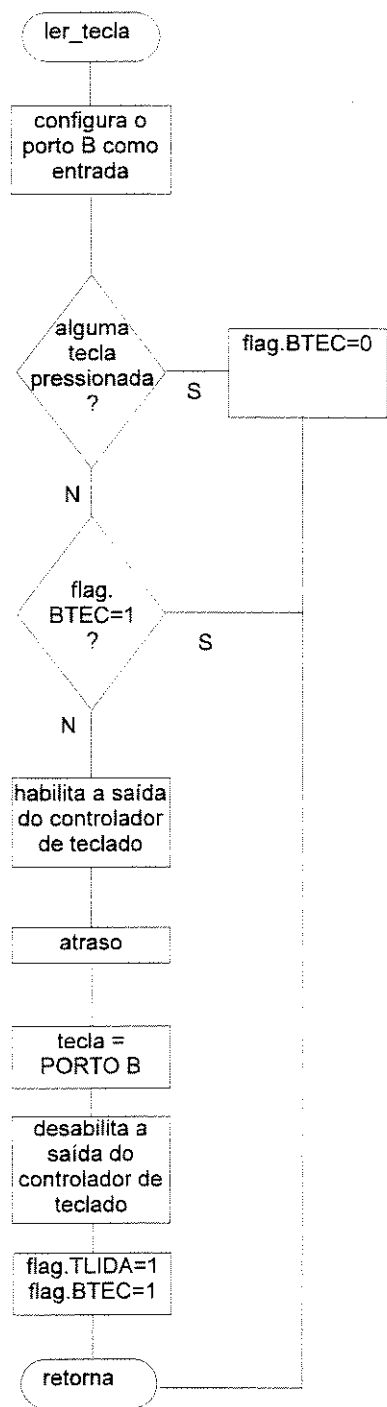
Lista de componentes.

Referência	Descrição	nome do componente	valor
C1, C2, C3, C5, C9, C16, C32, C33, C41, C42, C43, C44, C45			100nF
C11, C18	Capacitor dos filtros		68nF
C12, C13, C36, C37			47 μ F
C38			20pF
C4	Capacitor teclado		10nF
C40			22 μ F
C6, C19	Capacitor do amplificador		47pF
C7, C14	Capacitor dos filtro		120nF
CON17	Conector 6 pinos	BERG duplo	
CONART/F	Conector 5 pinos fêmea	Celis 5 pinos fêmea	
CONART/M	Conector 5 pinos macho	Celis 5 pinos macho	
D1	Diodo fonte		1N4001
D2	Diodo Zener		1N4128
D7	LED vermelho	BR2262S-STANLEY	
D8	LED infravermelho	DN501-STANLEY	
FD1	Fotodiodo	SGD040-EG&G	
J1	Conector de interfaces		DB25F
JMP1, JMP2, JMP3	Conector 3 pinos	BERG	
LS1	Alarme sonoro	Digilectron	s-20/55v-oi

Q1, Q2, Q3, Q4,	Transistor Bipolar NPN	BC547	
Q9	Transistor Bipolar PNP	BC557	
R1, R11	Resistores amplificador		86k6 1%
R12	Resistor RS232		5k7
R13	Pull up RS232		1k8
R16	Contraste visor	X9511	10k
R2, R3, R9, R10	Resistores dos filtros		2M7
R21, R22			2k7
R23, R24	Potenciômetro		25k
R27	Resistor fonte de corrente		100R 1%
R37, R39			3k3
R38			1k
R4, R5			20k
R41			33k
R44			40k
R6			12k
R7, R8, R14, R15, R25, R26, R35, R36, R40, R42, R43			10k
REG1, REG2, REG3, REG4	Regulador de tensão		78L05
RPACK1, RPACK2	Resistor pack 8		10k
TEC1, TEC2, TEC3, TEC4, TEC5, TEC6	Tecla		
U1	comparador tensão		LF311HC

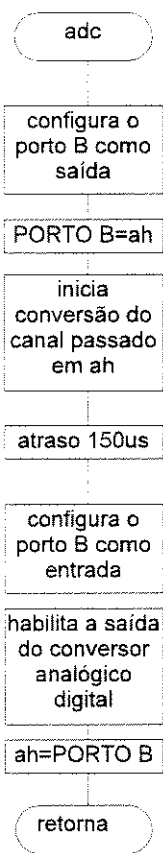
U12	Dual Op Amp		CA3240
U16	Quad NAND		4093
U17	Demultiplex 3x8		74HC138
U18	microcontrolador	Microchip PIC	PIC16C57
U2	Controlador de teclado		74C922
U3, U5	Sample and Hold		SHC298
U4	Quad Op Amp		TL064
U6	OP. Amp		CA3140
U7	Módulo visor		LCM2002
U8	Conversor A/D		ADC0808

Apêndice 2. Diagrama de blocos da rotinas principais e programa em linguagem assembly Microchip PIC16C57.



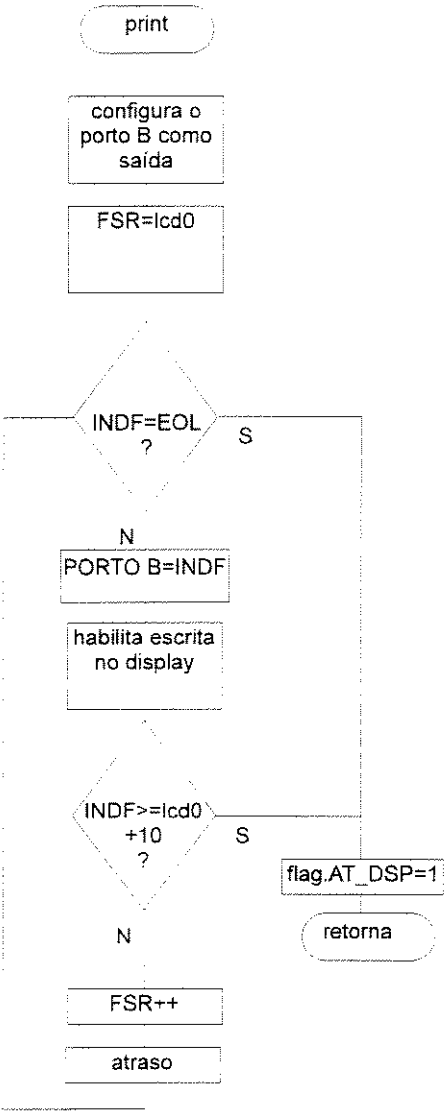
A função le_tecle utiliza e altera dois registros gerais de 1 bit, BTEC e TLIDA. O registro BTEC garante uma única leitura da tecla pressionada. Após a leitura da tecla pressionada BTEC=1. Enquanto BTEC=1, nenhuma tecla é lida. Quando a tecla é finalmente solta, o registro BTEC=0. O registro TLIDA informa à rotina de gerenciamento do teclado a existência de uma tecla lida no registro "tecla".

Título: Diagrama Esquemático	
Oxímetro de Perfusão	
Size: Carta	Versão 1.0
Data: 30/06/95	
Arquivo: NOX2.ASM	S:1 de 1



O registro ah passa o canal (0-7) do conversor analógico digital a ser convertido. A função de conversão analógico-digital inicia a conversão, espera cerca de 150us e retorna o resultado da conversão no registro ah.

Título: Diagrama Esquemático	
Oxímetro de Perfusão	
Size: Carta Versão 1.0	
Data: 30/06/95	
Arquivo: NOX2.ASM	S:1 de 1



A função print utiliza os registros FSR e INDF na manipulação indireta de 10 registros reservados ao buffer do display de cristal líquido. O registro FSR é inicializado com o endereço do primeiro registro deste buffer. O conteúdo do registro apontado por FSR é enviado ao display. FSR é incrementado e o próximo dado é enviado ao display. Isto é feito até encontrar um dado EOL ou FSR igual ao endereço inicial somado de 10.

Título: Diagrama Esquemático	
Oxímetro de Perfusão	
Size: Carta	Versão 1.0
Data: 30/06/95	
Arquivo: NOX2.ASM	S:1 de 1

```
;ARQUIVO: Oximeter.ASM
;SOFTWARE RESIDENTE PARA O OXÍMETRO DE LINHA DE PERFUSÃO
;VERSÃO EXECUTÁVEL: PIC16C57/JW
;ÚLTIMA REVISÃO: 01/07/95.
;      Dep.Eng.Biomedica/FEE-Unicamp &
;      Divisao de Bioengenharia do InCor.
;autor: Mauro R. Ushizima
;COMPILAÇÃO CONDICIONADA
include "keycode.asm"
;Para obter o arquivo keycode.asm entre em contato com o autor
;PRÉ-DIRETIVA DE COMPILAÇÃO
```

```
LIST X=OFF, P=16C57, N=45, F=INHX8M, W=2, C=80
```

```
-----EQUATES DO SISTEMA-----
W          equ          0
F          equ          1
----- STATUS Bits DEFINITIONS-----
PA2        equ          07H
PA1        equ          06H
PA0        equ          05H
NOT_TO     equ          04H
NOT_PD     equ          03H
Z          equ          02H
DC         equ          01H
C          equ          00H
RESETV     equ          07FFH          ;endereco de entrada apos
                                         ;RESET DO SISTEMA
*****RAM DO SISTEMA ( 47 BYTES)*****
-----I/O MAPEADAS NA RAM DO SISTEMA-----
INDF       equ          00H
TMR0       equ          01H
PCL        equ          02H
STATUS     equ          03H
FSR        equ          04H
PORTA      equ          05H
PORTB      equ          06H
PORTC      equ          07H
-----REGISTROS DE PROPÓSITO GERAL-PÁGINA 0-----
flgsys     equ          08H          ;flag do sistema
tecla      equ          09H          ;ultima tecla press.
pstate     equ          0AH          ;posicao do programa
ah         equ          0CH          ;registros temp gerais
al         equ          0DH
bh         equ          0EH
bl         equ          0FH
breg       equ          0EH
dly        equ          0FH
-----REGISTROS DE PROPÓSITO GERAL-PAGINA 1-----
period     equ          10H          ;atrasos do sinal do sensor
pace       equ          11H          ;passo da rotina de temporizacao
tmpv_h     equ          12H          ;registro temporario vermelho
tmpv_l     equ          13H
ch         equ          14H
cl         equ          15H
dh         equ          16H
dl         equ          17H
```

```

eh          equ          18H
el          equ          19H
;-----REGISTROS DE PROPÓSITO GERAL-PAGINA 2-----
lcd0        equ          30H          ;endereço do buffer do display
lcd1        equ          31H
lcd2        equ          32H
lcd3        equ          33H
lcd4        equ          34H
lcd5        equ          35H
lcd6        equ          36H
lcd7        equ          37H
lcd8        equ          38H
lcd9        equ          39H
ptext       equ          3AH          ;ponteiro para texto
bzent       equ          3BH          ;nível de alerta arterial
bzven       equ          3CH          ;nível de alerta venoso
errflg      equ          3dH          ;numero do erro
;-----I/O PORTA BITS DEFINITION (4 BITS)-----
DRV0        equ          00H          ;DRV0 - TEMP LED VERMELHO
DRV1        equ          01H          ;DRV1 - TEMP LED INFRA
SH0         equ          02H          ;S/HOLD0 - LED VERMELHO
SH1         equ          03H          ;SAMPLE/HOLD1 - LED INFRA
;-----I/O PORTB BITS DEFINITION (8 BITS)-----
INPUT       equ          0FFH          ;PORTB ENTRADA
OUTPUT      equ          00H          ;PORTB SAÍDA
;-----I/O PORTC BITS DEFINITION (8 BITS)-----
DA          equ          03H          ;Data Available (teclado)
ELCM        equ          04H          ;Enable (LCM2002-555)
BUZZER      equ          05H          ;Pino do alarme sonoro
DX          equ          07H          ;Pino de transm. serial
PROGC       equ          048H          ;prog i/o do PORTC
;-----MULTIPLEX 74HC138 3x8-----
NONE        equ          00h
OET         equ          01H          ;OE (teclado)
ID          equ          02H          ;I/D (LCM2002-555)
OEA         equ          04H          ;OE (conversor AD)
STALE       equ          05h          ;start/ALE (adc)
;-----CONSTANTES GERAIS-----
EOL         equ          0a0H          ;fim de linha
TBAUD       equ          025H          ;104us/9600 Baud rate
LCDSET      equ          038H          ;8 bit/2 line/7x5
LCDCLR      equ          01H          ;clear do lcd
LCDPPT      equ          0CH          ;bit mais significativo
BZVINC      equ          .70
BZAINC      equ          .90
;-----BASE DE TEMPO-----
;FREQUÊNCIA DO OSCILADOR INTERNO -> fosc = 3,96MHz
;PINO 29 DO PIC16C57 (OSC2/CLKOUT)->fosc/4 = 980 kHz
;PRESCALER DIRECIONADO PARA O RTCC
;PERIODO DO WDT ;SUPERIOR A 16 ms
;INTERNAL PRESCALER CLOCK -> fosc/4 = 980 kHz
;RTCC CLOCK RATE FIXADA PELO PRESCALER EM 1:2
T36US       equ          ~10
T16US       equ          ~5
;RTCC CLOCK RATE FIXADA PELO PRESCALER EM 1:8
T2mS        equ          .8

```

-----Definicao dos Canais de Conversao AD-----

CANAL0	equ	00H	;nao utilizado
CANAL1	equ	01H	;nao utilizado
CANAL2	equ	02H	;Signal Verm 0
CANAL3	equ	03H	;Sgn Infra 0
CANAL4	equ	04H	;Sgn Verm 1
CANAL5	equ	05H	;Sgn Infra 1
CANAL6	equ	06H	;nao utilizado
CANAL7	equ	07H	;nao utilizado

;-CONSTANTES PARA CÁLCULO DA SATURAÇÃO DE OXIGÊNIO ARTERIAL-

;SAO2=COEFAV*log(verm)-COEFAIV*log(infra)+COEFAOFF

;Os coeficientes são determinados pela correlação entre a saturação de oxigênio
;determinada por aparelho comercial (Ciba-Corning 288 Blood gas analyser) e as
;intensidade luminosas obtidas pelo protótipo para o sensor arterial.

;obs: multiplique o offset por 100. ex. offset=103,89 COEFAOF=10389

COEFAV	equ	.110	;coef. art. vermelho
COEFAIV	equ	.115	;coef. art. infra
COEFAOFL	equ	.10389	;coef. art. offset
COEFAOFH	equ	.10389>>8	;coef. art. offset

;-CONSTANTES PARA CÁLCULO DA SATURAÇÃO DE OXIGÊNIO VENOSA-

;SVO2=COEFVV*log(verm)-COEFVIV*log(infra)+COEFVOFF

;Os coeficientes são determinados pela correlação entre a saturação de oxigênio
;determinada por aparelho comercial (Ciba-Corning 288 Blood gas analyser) e as
;intensidade luminosas obtidas pelo protótipo para o sensor venoso.

;obs: multiplique o offset por 100. ex. offset=79,39 COEFVOF=79,39

COEFVV	equ	.023	;coef. ven. vermelho
COEFVIV	equ	.014	;coef. ven. infra
COEFVOFL	equ	.7939	;coef. ven. offset
COEFVOFH	equ	.7939>>8	;coef. art. offset

-----STATUS DO PROGRAMA - flgsys-----

SGN	equ	00H	;em 1 quando lsb igual a 1
IS_DSP	equ	01H	;em 1 pede prog do display
TLIDA	equ	02H	;em 1 existe tecla lida
AT_DSP	equ	03H	;em 1 atualiza o display
BTEC	equ	04H	;leitura do teclado pela borda
SADC	equ	05H	;pede conversao AD.
SABIN	equ	06H	;pede conversao bin-ascii
ENBUZ	equ	07H	;pede para ligar alarme sonoro
MASKFLG	equ	015H	;máscara para and flgsys

-----errflg - (flags do programa)-----

```

LISTA DE ERRO DETECTADO
:      0      -> SEM ERRO---
:
:  ERRO 1      -> sinal vermelho arterial baixo
:
:  ERRO 2      -> sinal infra arterial baixo
:
:  ERRO 3      -> sinal vermelho venoso baixo
:
:  ERRO 4      -> sinal infra venoso baixo
:
:  ERRO 5      -> ---
:
:  ERRO 6      -> ---
:
:  ERRO 7      -> ---

```

-----MACROS-----

gotoxy	macro	x,y	;A macro gotoxy (x,y) carrega o
	movlw	080h+y*040h+x	;registro ah com a posicao
	movwf	ah	;coluna indicada por x e com a

	bsf endm	flgsys,IS_DSP	;linha indicada por y no display ;de LCM2002-Alfacom.
lgoto	macro if bsf else bcf endif if bsf else bcf endif goto endm	p1,p0,label p1 STATUS,PA1 STATUS,PA1 p0 STATUS,PA0 STATUS,PA0 label	;A macro lgoto (p1, p2, label) ;pre programa a pagina onde ;encontra-se a rotina indicada ;Esta macro permite executar ;rotinas que encontram-se em ;paginas de programacao ;distintas.
fselr	macro if bsf else bcf endif if bsf else bcf endif endm	b6,b5 b5 FSR,5 FSR,5 b6 FSR,6 FSR,6	;A macro fselr (b6, b5) pre ;programa o banco de registro ;a ser utilizado pelas rotinas ;que seguem macro.
cs	macro movf andlw iorlw movwf endm	cs PORTC,W 0f8h cs PORTC	;A macro cs (cs) programa ;o chip select gerado pelo ;multiplex digital 74HC138
org	000		;- Main Program
;-----INÍCIO DO PROGRAMA PRINCIPAL-----			
main	clrwdt movlw tris call btfss goto bcf movlw addwf btfsc goto movlw addwf btfss goto movlw addwf	 OUTPUT PORTA le_tc flgsys,TLIDA mr_stnd flgsys,TLIDA ~03h tecla,W STATUS,C mr_stnd ~8 pstate,W STATUS,C mr_stnd ~25 pstate,W	;Limpa Watch Dog Timmer ;Programa o porto A como ;saida. ;Chama rotina le_tec() ;Se TLIDA = 0 ;pula para r_stnd ;T_LIDA=0 ;Se tecla > 3 ;pula para r_tnd ;Se pstate < 9 ;pula para r_stnd

```

                                btfss      STATUS,C      ;Se pstate < 25h
                                goto        tec1           ;pula para tec1
                                movlw      ~29
                                addwf      pstate,W
                                btfss      STATUS,C      ;Se pstate < 2ah
                                goto        tecli          ;pula para tecli
                                movlw      ~34
                                addwf      pstate,W
                                btfss      STATUS,C      ;Se pstate<34h
                                goto        techi          ;pula techi
techi                          movf        tecla,W        ;else
                                addwf      PCL,F          ;PCL+=tecla
                                goto        htec0          ;tecla 0
                                goto        htec1          ;tecla 1
                                goto        htec2          ;tecla 2
                                goto        htec3          ;tecla 3
tec1                          movf        tecla,W
                                addwf      PCL,F          ;PCL+=tecla
                                goto        tec0          ;tecla 0
                                goto        tec1          ;tecla 1
                                goto        tec2          ;tecla 2
                                goto        tec3          ;tecla 3
tecli                        movf        tecla,W
                                addwf      PCL,F          ;PCL+=tecla
                                goto        ltec0          ;tecla 0
                                goto        ltec1          ;tecla 1
                                goto        ltec2          ;tecla 2
                                goto        ltec3          ;tecla 3
```

;FAR JUMP para as rotinas de servico de teclado na página 3

```

;-----
tec0      lgoto      1,0,atec0
tec1      lgoto      1,0,atec1
tec2      lgoto      1,0,atec2
tec3      lgoto      1,0,atec3

ltec0     lgoto      1,0,latec0
ltec1     lgoto      1,0,latec1
ltec2     lgoto      1,0,latec2
ltec3     lgoto      1,0,latec3

htec0     lgoto      1,0,hatec0
htec1     lgoto      1,0,hatec1
htec2     lgoto      1,0,hatec2
htec3     lgoto      1,0,hatec3

tecxlo    lgoto      1,0,hatec3
mr_std    lgoto      1,1,r_std
```

```

;*****
;(tecla,flgsys.BTEC,flgsys.TLIDA) le_tec (void)
;
; **A rotina le_tec () testa o bit DA do porto C.
; **Se DA for igual 1 e BTEC for igual 0 entao a tecla pressionada
; **(0h-0fh) vai para o registro tecla. BTEC garante uma
```

;**leitura do teclado por borda.

```

le_tc      movlw      INPUT      ;Programa o porto B como
          tris        PORTB      ;entrada
          movlw      PROGC      ;Programa o porto C com
          tris        PORTC      ;068h
          btfss      PORTC,DA    ;Se DA = 0
          goto       fle         ;Pula para fle
          btfsc      flgsys,BTEC ;Se BTEC = 1
          retlw      0           ;Retorna
          cs          OET        ;OET = 1
          movlw      08h        ;atraso para leitura
          movwf      bl         ;do PORTB
lt3        decfsz     bl,F
          goto       lt3
          movf        PORTB,W    ;W = Porto B & 0fh
          andlw      0fh
          movwf      tecla      ;tecla = W
          cs          NONE      ;OET = 0
          bsf        flgsys,TLIDA ;TLIDA = 1
          bsf        flgsys,BTEC ;BTEC = 1
          retlw      0           ;retorna
fle        bcf        flgsys,BTEC ;BTEC = 0
          retlw      0           ;retorna

```

```

sr0        movlw      LCDSET      ;Pede a programacao do
          movwf      ah          ;modo de utilizacao do
          bsf        flgsys,IS_DSP ;do display LCM2002.
          incf       pstate,F
          goto       r_main
sr1        movlw      LCDSFT      ;Pede a programacao do
          movwf      ah          ;modo de deslocamento
          bsf        flgsys,IS_DSP ;do cursor do display
          incf       pstate,F     ;LCM2002.
          goto       r_main
sr2        movlw      LCDPPT      ;Pede a programacao do
          movwf      ah          ;controle ativo/inativo
          bsf        flgsys,IS_DSP ;da mensagem e do
          incf       pstate,F     ;cursor.
          goto       r_main
;-----TEMPORIZAÇÃO DO DRIVER E SAMPLE&HOLD DOS SENSORES-----
inicio     movlw      00h        ;Endereco DE RESET
          OPTION
          movlw      05h        ;Programa pre escala
          movwf      FSR        ;Limpa todos os
rclr1      clrf       INDF       ;registros acima de
          incf       FSR,F      ;05h
          btfss      FSR,5
          goto       rclr1
rclr2      bsf        FSR,4
          clrf       INDF
          incfsz     FSR,F
          goto       rclr2
          movlw      PROGC
          tris        PORTC

```



```

        fslr          0,1
        movlw        BZVINC
        movwf        bzven
        movlw        BZAINC
        movwf        bzart
        fslr          0,0
        movlw        .100                ;Atraso de inicializacao
        movwf        period
clk      movf         period,W            ;Timming do porto A
        addwf        TMR0,W              ;e controle de entrada
        btfss        STATUS,C            ;da rotina principal
                                           ;main ()
if      ENCLOCK
        goto         clk                 ;Assembler condicional
        clrf         TMR0                ;para facilitar a
                                           ;simulacao do programa
else
        goto         main
endif

        movf         pace,W
        addwf        PCL,F                ;PCL += pace
        goto         label0              ;seta drv0
        goto         label1              ;seta sh0
        goto         label2              ;reseta sh0
        goto         label3              ;reseta drv0
        goto         label4              ;seta drv1
        goto         label5              ;seta sh1
        goto         label6              ;reseta sh1
        goto         label7              ;reseta drv1
m_erro  movf         pstate,W
        addwf        PCL,F                ;PCL+=pstate
        goto         sr0                 ;display
        goto         sr1
        goto         sr2
        goto         sr3
        goto         sr4
        goto         sr5
        goto         sr6
        goto         sr7
        goto         sr8
        goto         sr9
        goto         sra
        goto         srb
        goto         src
        goto         srd
        goto         sre
        goto         srf
        goto         sr10
        goto         sr11
        goto         sr12
        goto         sr13
        goto         sr14
        goto         sr15
        goto         sr16
        goto         sr17
        goto         sr18
        goto         sr19

```

```

goto      sr1a
goto      sr1b
goto      sr1c
goto      sr1d
goto      sr1e
goto      sr1f
goto      sr20
goto      sr21
goto      sr22
goto      sr23
goto      sr24
goto      sr25
goto      sr26
goto      sr27
goto      sr28
goto      sr29
goto      sr2a
goto      sr2b
goto      sr2c
goto      sr2d
goto      sr2e
goto      sr2f
goto      sr30
goto      sr31
goto      sr32
goto      sr33
goto      sr34
goto      sr35

org      100
;*****GERAL*****
;-----TEMPORIZAÇÃO DO PORTA-----
label0    bcf      PORTA,DRV0      ;36us
           movlw   00h              ;clock = 1/2*freq.osc.
           movlw   OPTION
           movlw   T36US
           movwf   period
           incf    pace,F
           goto    clk
label1    bsf      PORTA,SH0        ;20us
           movlw   T16US
           movwf   period
           incf    pace,F
           goto    clk
label2    bcf      PORTA,SH0        ;PORTA.SH0 = 0
           movlw   T16US
           movwf   period          ;period = 12
           incf    pace,F          ;pace++
           goto    clk            ;clk()
label3    bsf      PORTA,DRV0      ;PORTA.DRV0 = 0
           movlw   02H
           movlw   OPTION          ;OPTION = 2
           movlw   T2mS
           movwf   period          ;period = 10
           incf    pace,F          ;pace++
           goto    main           ;main()
```

```

label4      bcf          PORTA,DRV1      ;PORTA.DRV1
            movlw       00h              ;
            OPTION      ;OPTION = 0
            movlw       T32US            ;
            movwf       period           ;period = !10
            incf         pace,F          ;
            goto        clk              ;clk()
label5      bsf          PORTA,SH1       ;PORTA.SH1 = 1
            movlw       T16US            ;
            movwf       period           ;period = !5
            incf         pace,F          ;
            goto        clk              ;clk()
label6      bcf          PORTA,SH1       ;PORTA.SH1 = 0
            movlw       T16US            ;period = !2
            movwf       period           ;
            incf         pace,F          ;pace++
            goto        clk              ;clk()
label7      bsf          PORTA,DRV1      ;PORTA.DRV1 = 0
            movlw       02H              ;OPTION = 2
            OPTION      ;
            movlw       T2mS             ;
            movwf       period           ;period = 10
            clrf         pace            ;pace = 0
            goto        main             ;main()
;-----FAR JUMP PARA POOLING DAS ROTINAS GERAIS-----
sr3         lgoto       1,1,rsr3
sr4         lgoto       1,1,rsr4
sr5         lgoto       1,1,rsr5
sr6         lgoto       1,1,rsr6
sr7         lgoto       1,1,rsr7
sr8         lgoto       1,1,rsr8
sr9         lgoto       1,1,rsr9
sra         lgoto       1,1,rsra
srb         lgoto       1,1,rsrb
src         lgoto       1,1,rsrc
srd         lgoto       1,1,rsrd
sre         lgoto       1,1,rsre
srf         lgoto       1,1,rsrf
sr10        lgoto       1,1,rsr10
sr11        lgoto       1,1,rsr11
sr12        lgoto       1,1,rsr12
sr13        lgoto       1,1,rsr13
sr14        lgoto       1,1,rsr14
sr15        lgoto       1,1,rsr15
sr16        lgoto       1,1,rsr16
sr17        lgoto       1,1,rsr17
sr18        lgoto       1,1,rsr18
sr19        lgoto       1,1,rsr19
sr1a        lgoto       1,1,rsr1a
sr1b        lgoto       1,1,rsr1b
sr1c        lgoto       1,1,rsr1c
sr1d        lgoto       1,1,rsr1d
sr1e        lgoto       1,1,rsr1e
sr1f        lgoto       1,1,rsr1f
;-----PAINEL DO CONTROLE DO NÍVEL PARA DISPARO DO ALARME-----
sr20        movlw       LCDCLR           ;clrscr()

```

```

movwf    ah
bsf      flgsys,IS_DSP
bsf      PORTC,BUZZER
incf     pstate,F
goto     r_main
sr21     incf     pstate,F           ;gotoxy (1,1)
lgoto    1,1,aincdec             ;printf("(+) (-)")
sr22     incf     pstate,F           ;gotoxy (1ah,1)
lgoto    0,1,amenu               ;printf("Menu")
sr23     incf     pstate,F           ;gotoxy (bh,0)
lgoto    0,1,aalerta             ;printf("Alerta")
sr24     incf     pstate,F           ;gotoxy (0,0)
lgoto    0,1,satlev              ;printf("SO2=  %")
;-----CONTROLE DO NÍVEL PARA DISPARO DO ALARME ARTERIAL-----
sr25     incf     pstate,F           ;gotoxy (11h,0)
bsf      PORTC,BUZZER
lgoto    0,1,aart                ;printf("Art")
sr26     incf     pstate,F
fslr     0,1
btfsc    bzart,07
goto     mrt26
lgoto    0,1,aliga
mrt26    lgoto    0,1,adesl
sr27     incf     pstate,F
bsf      flgsys,SABIN             ;ascii (bzart)
fslr     0,1
movlw    07f
andwf    bzart,W
movwf    al
goto     r_main
sr28     gotoxy   4,0               ;gotoxy (4,0)
bsf      flgsys,AT_DSP            ;printf("%d",lcd0)
incf     pstate,F
goto     r_main
sr29     movlw    026h              ;pstate = 26h
movwf    pstate
goto     r_main
;-----CONTROLE DO NÍVEL PARA DISPARO DO ALARME VENOSO-----
sr2a     incf     pstate,F           ;gotoxy(11h,0)
lgoto    0,1,aven                ;printf("Ven")
sr2b     incf     pstate,F
fslr     0,1
btfsc    bzven,07
goto     mrt2b
lgoto    0,1,aliga
mrt2b    lgoto    0,1,adesl
sr2c     incf     pstate,F
bsf      flgsys,SABIN             ;lcd0 = ascii(bzven)
fslr     0,1
movlw    07f
andwf    bzven,W
movwf    al
goto     r_main
sr2d     gotoxy   4,0               ;gotoxy(4,0)
bsf      flgsys,AT_DSP            ;printf("%d",lcd0)
incf     pstate,F

```

```

sr2e      goto      r_main
          movlw     02bh                ;pstate = 2ah
          movwf     pstate
sr2f      goto      r_main
          movlw     LCDCLR              ;clrscr()
          movwf     ah
          bsf       flgsys,IS_DSP
          bsf       PORTC,BUZZER
          incf      pstate,F
sr30      goto      r_main
          incf      pstate,F
          lgoto     1,0,apress

sr31      incf      pstate,F
          lgoto     1,0,aqualq

sr32      incf      pstate,F
          lgoto     1,0,atecla

sr33      incf      pstate,F
          lgoto     1,0,apara

sr34      incf      pstate,F
          lgoto     1,0,acont

sr35      movlw     035
          movwf     pstate
          goto      r_main
r_main    fselr     0,0
          goto      clk                ;clk()

          org      200
;retorna ah = 10*log(W)
log        movlw     09h
          subwf     ah,W
          call      logtab
          movwf     ah
          lgoto     0,0,jmp_princ

logtab     addwf     PCL,F
;1         retlw     .0
;2         retlw     .30
;3         retlw     .47
;4         retlw     .60
;5         retlw     .69
;6         retlw     .77
;7         retlw     .84
;8         retlw     .90
          retlw     .95
          retlw     .100
          retlw     .104
          retlw     .107
          retlw     .111
          retlw     .114
          retlw     .117
          retlw     .120

```

retlw	.123
retlw	.125
retlw	.127
retlw	.130
retlw	.132
retlw	.134
retlw	.136
retlw	.138
retlw	.139
retlw	.141
retlw	.143
retlw	.144
retlw	.146
retlw	.147
retlw	.149
retlw	.150
retlw	.151
retlw	.153
retlw	.154
retlw	.155
retlw	.156
retlw	.158
retlw	.159
retlw	.160
retlw	.161
retlw	.162
retlw	.163
retlw	.164
retlw	.165
retlw	.166
retlw	.167
retlw	.168
retlw	.169
retlw	.169
retlw	.170
retlw	.171
retlw	.172
retlw	.173
retlw	.174
retlw	.174
retlw	.175
retlw	.176
retlw	.177
retlw	.177
retlw	.178
retlw	.179
retlw	.179
retlw	.180
retlw	.181
retlw	.182
retlw	.182
retlw	.183
retlw	.183
retlw	.184
retlw	.185
retlw	.185

retlw	.186
retlw	.186
retlw	.187
retlw	.188
retlw	.188
retlw	.189
retlw	.189
retlw	.190
retlw	.190
retlw	.191
retlw	.191
retlw	.192
retlw	.192
retlw	.193
retlw	.194
retlw	.194
retlw	.194
retlw	.195
retlw	.195
retlw	.196
retlw	.196
retlw	.197
retlw	.197
retlw	.198
retlw	.198
retlw	.199
retlw	.199
retlw	.200
retlw	.200
retlw	.200
retlw	.200
retlw	.201
retlw	.201
retlw	.202
retlw	.202
retlw	.202
retlw	.203
retlw	.203
retlw	.204
retlw	.204
retlw	.204
retlw	.205
retlw	.205
retlw	.206
retlw	.206
retlw	.206
retlw	.207
retlw	.207
retlw	.207
retlw	.208
retlw	.208
retlw	.209
retlw	.209
retlw	.209
retlw	.210
retlw	.210
retlw	.210

retlw	.211
retlw	.211
retlw	.211
retlw	.212
retlw	.212
retlw	.212
retlw	.213
retlw	.213
retlw	.213
retlw	.214
retlw	.214
retlw	.214
retlw	.214
retlw	.215
retlw	.215
retlw	.215
retlw	.216
retlw	.216
retlw	.216
retlw	.217
retlw	.217
retlw	.217
retlw	.217
retlw	.218
retlw	.218
retlw	.218
retlw	.219
retlw	.219
retlw	.219
retlw	.219
retlw	.220
retlw	.220
retlw	.220
retlw	.221
retlw	.221
retlw	.221
retlw	.221
retlw	.222
retlw	.222
retlw	.222
retlw	.222
retlw	.223
retlw	.223
retlw	.223
retlw	.223
retlw	.224
retlw	.224
retlw	.224
retlw	.224
retlw	.225
retlw	.225
retlw	.225
retlw	.225
retlw	.226
retlw	.226
retlw	.226


```
retlw .238
retlw .238
retlw .238
retlw .238
retlw .238 ;245
retlw .239 ;246
retlw .239 ;247
retlw .239 ;248
retlw .239 ;249
retlw .239 ;250
retlw .240 ;251
retlw .240 ;252
retlw .240 ;253
retlw .240 ;254
retlw .240 ;255

org 300
amenu fselr 0,1
      bsf flgsys,AT_DSP
      movlw 'M'
      movwfb lcd0
      movlw 'e'
      movwfb lcd1
      movlw 'n'
      movwfb lcd2
      movlw 'u'
      movwfb lcd3
      movlw EOL
      movwfb lcd4
      gotoxy 010,1
      lgoto 0,0,r_main

astby fselr 0,1
      bsf flgsys,AT_DSP
      movlw 'S'
      movwfb lcd0
      movlw 't'
      movwfb lcd1
      movlw 'b'
      movwfb lcd2
      movlw 'y'
      movwfb lcd3
      movlw EOL
      movwfb lcd4
      gotoxy 0b,1
      lgoto 0,0,r_main

amudo fselr 0,1
      bsf flgsys,AT_DSP
      movlw 'M'
      movwfb lcd0
      movlw 'u'
      movwfb lcd1
      movlw 'd'
```

	movwf	lcd2
	movlw	'o'
	movwf	lcd3
	movlw	EOL
	movwf	lcd4
	gotoxy	06,1
	lgoto	0,0,r_main
aliga	fslr	0,1
	bsf	flgsys,AT_DSP
	movlw	'L'
	movwf	lcd0
	movlw	'i'
	movwf	lcd1
	movlw	'g'
	movwf	lcd2
	movlw	'.'
	movwf	lcd3
	movlw	EOL
	movwf	lcd4
	gotoxy	0b,1
	lgoto	0,0,r_main
adesl	fslr	0,1
	bsf	flgsys,AT_DSP
	movlw	'D'
	movwf	lcd0
	movlw	'e'
	movwf	lcd1
	movlw	's'
	movwf	lcd2
	movlw	'l'
	movwf	lcd3
	movlw	EOL
	movwf	lcd4
	gotoxy	0b,1
	lgoto	0,0,r_main
aalerta	fslr	0,1
	bsf	flgsys,AT_DSP
	movlw	'A'
	movwf	lcd0
	movlw	'l'
	movwf	lcd1
	movlw	'e'
	movwf	lcd2
	movlw	'r'
	movwf	lcd3
	movlw	't'
	movwf	lcd4
	movlw	'a'
	movwf	lcd5
	movlw	EOL
	movwf	lcd6
	gotoxy	0a,0
	lgoto	0,0,r_main

```

satlev      fselr      0,1
            bsf        flgsys,AT_DSP
            movlw      'S'
            movwf      lcd0
            movlw      'O'
            movwf      lcd1
            movlw      '2'
            movwf      lcd2
            movlw      '='
            movwf      lcd3
            movlw      ','
            movwf      lcd4
            movwf      lcd5
            movwf      lcd6
            movlw      '%'
            movwf      lcd7
            movlw      EOL
            movwf      lcd8
            gotoxy     0,0
            lgoto      0,0,r_main

aart        fselr      0,1
            bsf        flgsys,AT_DSP
            movlw      'A'
            movwf      lcd0
            movlw      'r'
            movwf      lcd1
            movlw      't'
            movwf      lcd2
            movlw      EOL
            movwf      lcd3
            gotoxy     011,0
            lgoto      0,0,r_main

aven        fselr      0,1
            bsf        flgsys,AT_DSP
            movlw      'V'
            movwf      lcd0
            movlw      'e'
            movwf      lcd1
            movlw      'n'
            movwf      lcd2
            movlw      EOL
            movwf      lcd3
            gotoxy     011,0
            lgoto      0,0,r_main

            org      400          ;Rotinas Matematicas

ampy        call      mpy
            lgoto      0,0,r_main
;**(char ch H_byte, char L_byte) mpy (char ah, char al)
;***al=mulplr***ah=mulcnd=result(ah/al).
;***Multiplicao 8 x 8.

```

```

mpy      clrf      ch
         clrf      cl
         movlw     .8
         movwf     bl
         movf      ah,W
         bcf       STATUS,C
loop     rrf       al,F
         btfsc     STATUS,C
         addwf     ch,F
         rrf       ch,F
         rrf       cl,F
         decfsz    bl,F
         goto      loop
         movf      ah
         movf      cl,W
         movwf     al
         retlw     0

acalc    call      comp
         call      d_add
         movf      tmpv_l,W
         movwf     al
         movf      tmpv_h,W
         movwf     ah
         lgoto     0,0,r_main

acalc1   call      d_add
         movf      tmpv_l,W
         movwf     al
         movf      tmpv_h,W
         movwf     ah
         movlw     .100>>8
         movwf     ch
         movlw     .100
         movwf     cl
         call      d_div
         lgoto     0,0,r_main

```

;**Complementa e soma 1 em a (16 bits)

```

comp     comf      al,F
         incf      al,F
         btfsc     STATUS,Z
         decf      ah,F
         comf      ah,F
         retlw     0

```

;**Adiciona a (16 bits) com tmpv (16 bits)

;**O resultado vai para o registro tmpv (16 bits)

```

d_add    movf      al,W
         addwf     tmpv_l,F
         btfsc     STATUS,C
         incf      tmpv_h,F
         movf      ah,W
         addwf     tmpv_h,F

```

```
retlw      0
```

```
;**      Divisão em Dupla Precisão
```

```
;**
```

```
;Divide a (16 bits)/c (16 bits) -> a (16 bits) e o  
;resto em d (16 bits)
```

```
; (a) Denominador em a (16 bits)
```

```
; (b) Numerador em c (16 bits)
```

```
; (c) call d_div
```

```
; (d) O resultado 16 bit vai para a
```

```
; (e) O resto 16 bit vai para d
```

```
d_div      movlw      .16  
           movwf      bl  
           btfss      ah,MSB  
           goto       d_dd1  
           call        comp  
d_dd1      movf        ah,W  
           movwf      eh  
           movf        al,W  
           movwf      el  
           clrf        ah  
           clrf        al  
           clrf        dh  
           clrf        dl  
dloop      bcf         STATUS,C  
           rlf         el,F  
           rlf         eh,F  
           rlf         dl,F  
           rlf         dh,F  
           movf        ch,W  
           subwf       dh,W  
           btfss      STATUS,Z  
           goto       nochk  
           movf        cl,W  
           subwf       dl,W  
nochk      btfss      STATUS,C  
           goto       nogo  
           movf        cl,W  
           subwf       dl,F  
           btfss      STATUS,C  
           decf        dh,F  
           movf        ch,W  
           subwf       dh,F  
           bsf         STATUS,C  
nogo       rlf         al,F  
           rlf         ah,F  
           decfsz      bl,F  
           goto       dloop  
           btfss      flgsys,SGN  
           goto       d_dd2  
           bcf         flgsys,SGN  
           call        comp  
d_dd2      retlw      0
```

```

aerro      fselr      0,1
           movf      errflg,W
           addwf     PCL,F
           goto     clrerro
           goto     aer1
           goto     aer2
           goto     aer3
           goto     aer4

aer1       movlw     012
           movwf     pstate
           goto     r_aer
aer2       movlw     012
           movwf     pstate
           goto     r_aer
aer3       movlw     01d
           movwf     pstate
           goto     r_aer
aer4       movlw     01d
           movwf     pstate
           goto     r_aer
r_aer      movlw     05
           movwf     al
           bsf      flgsys,AT_DSP
           movlw     'E'
           movwf     lcd0
           movlw     'r'
           movwf     lcd1
           movlw     'r'
           movwf     lcd2
           movlw     'o'
           movwf     lcd3
           movlw     030
           addwf     errflg,W
           movwf     cd4
           movlw     EOL
           movwf     lcd5
           clrf      errflg
           gotoxy    0,1
           lgoto     0,0,r_main

clrerro    fselr      0,1
           bsf      flgsys,AT_DSP
           movlw     ''
           movwf     lcd0
           movwf     lcd1
           movwf     lcd2
           movwf     lcd3
           movwf     lcd4
           movlw     EOL
           movwf     lcd5
           gotoxy    0,1
           lgoto     0,0,r_main

org        500

```

atec0	goto	jptec	
atec1	bsf	PORTC,BUZZER	
	goto	jptec	
atec2	movlw	02fh	
	goto	retec	
atec3	movlw	020h	;pula para as rotinas
	goto	retec	;rsr20
latec0	fslr	0,1	;incrementa em 1 o
	movf	bzart,W	
	movwf	bl	
	bcf	bl,07	
	movlw	~.98	;nivel de alerta de
	addwf	bl,W	;saturacao arterial
	btfss	STATUS,C	;o valor maximo e 99%
	incf	bzart,F	
latec1	goto	jptec	
	fslr	0,1	;decrementa em 1 o
	movf	bzven,W	
	movwf	bl	
	bcf	bl,07	
	comf	bl,F	;nivel de alerta de
	movf	bzart,W	
	movwf	bh	
	bcf	bh,07	
	movf	bl,W	
	addwf	bh,W	
	btfsc	STATUS,C	;o valor minimo e o
	decf	bzart,F	;nivel de alerta venoso
latec2	goto	jptec	
	fslr	0,1	
	movlw	080h	
	xorwf	bzart,F	
latec3	goto	jptec	
	movlw	2ah	
hatec0	goto	retec	
	fslr	0,1	
	movf	bzart,W	
	movwf	bl	;cl=bzart
	bcf	bl,07	
	decf	bl,F	
	comf	bl,F	
	movf	bzven,W	;ch=bzven
	movwf	bh	
	bcf	bh,07	
	movf	bl,W	
	addwf	bh,W	
	btfss	STATUS,C	
	incf	bzven,F	
hatec1	goto	jptec	
	fslr	0,1	
	movf	bzven,W	
	movwf	bl	;cl=bzven
	bcf	bl,07	
	movlw	~.60	
	addwf	bl,W	
	btfsc	STATUS,C	

hatec2	decf	bzven,F
	goto	jptec
	fselr	0,1
	movlw	080
hatec3	xorwf	bzven,F
	goto	jptec
	movlw	03h
	goto	retec
retec	movwf	pstate
	movlw	MASKFLG
	andwf	flgsys,F
	lgoto	1,1,r_stnd
jptec		
apress	fselr	0,1
	bsf	flgsys,AT_DSP
	movlw	'P'
	movwf	lcd0
	movlw	'r'
	movwf	lcd1
	movlw	'e'
	movwf	lcd2
	movlw	's'
	movwf	lcd3
	movlw	's'
	movwf	lcd4
	movlw	'i'
	movwf	lcd5
	movlw	'o'
	movwf	lcd6
	movlw	'n'
	movwf	lcd7
	movlw	lcd8
	movlw	EOL
	movwf	lcd9
	gotoxy	0,0
	lgoto	0,0,r_main
aqualq	fselr	0,1
	bsf	flgsys,AT_DSP
	movlw	'q'
	movwf	lcd0
	movlw	'u'
	movwf	lcd1
	movlw	'a'
	movwf	lcd2
	movlw	'l'
	movwf	lcd3
	movlw	'q'
	movwf	lcd4
	movlw	'u'
	movwf	lcd5
	movlw	'e'
	movwf	lcd6
	movlw	'r'
	movwf	lcd7
	movlw	EOL
	movwf	lcd8

	gotoxy	0a,0
	lgoto	0,0,r_main
atecla	fselr	0,1
	bsf	flgsys,AT_DSP
	movlw	't'
	movwf	lcd0
	movlw	'e'
	movwf	lcd1
	movlw	'c'
	movwf	lcd2
	movlw	'l'
	movwf	lcd3
	movlw	'a'
	movwf	lcd4
	movlw	EOL
	movwf	lcd5
	gotoxy	0,1
	lgoto	0,0,r_main
apara	fselr	0,1
	bsf	flgsys,AT_DSP
	movlw	'p'
	movwf	lcd0
	movlw	'a'
	movwf	lcd1
	movlw	'r'
	movwf	lcd2
	movlw	'a'
	movwf	lcd3
	movlw	EOL
	movwf	lcd4
	gotoxy	06,1
	lgoto	0,0,r_main
acon	fselr	0,1
	bsf	flgsys,AT_DSP
	movlw	'c'
	movwf	lcd0
	movlw	'o'
	movwf	lcd1
	movlw	'n'
	movwf	lcd2
	movlw	't'
	movwf	lcd3
	movlw	'i'
	movwf	lcd4
	movlw	'n'
	movwf	lcd5
	movlw	'u'
	movwf	lcd6
	movlw	'a'
	movwf	lcd7
	movlw	'r'
	movwf	lcd8
	movlw	EOL
	movwf	lcd9
	gotoxy	0b,1
	lgoto	0,0,r_main

```

org      600      ;Display, Teclado, Conversor A/D.
aincdec  fselr      0,1
         bsf        flgsys,AT_DSP
         movlw      '('
         movwf      lcd0
         movlw      '+'
         movwf      lcd1
         movlw      ')'
         movwf      lcd2
         movlw      ''
         movwf      lcd3
         movwf      lcd4
         movlw      '('
         movwf      lcd5
         movlw      '-'
         movwf      lcd6
         movlw      ')'
         movwf      lcd7
         movlw      EOL
         movwf      lcd8
         gotoxy     1,1      ;lcd com a string
         lgoto      0,0,r_main ;definida em tt1
asoart   call       string2
         gotoxy     0,0
         lgoto      0,0,r_main
string2  fselr      0,1
         bsf        flgsys,AT_DSP
         clrf       ptext
         movlw      lcd0
         movwf      FSR
         call       tt2
         movwf      INDF
         xorlw      EOL
         btfsc      STATUS,Z
         retlw      0
         incf       FSR
         goto       lst2
tt2      movf       text,F
         addwf      PCL,F
         retlw      'S'
         retlw      'O'
         retlw      '2'
         retlw      'A'
         retlw      '='
         retlw      ''
         retlw      ''
         retlw      ''
         retlw      '%'
         retlw      EOL
asoven   call       string4
         gotoxy     0b,0
         lgoto      0,0,r_main
string4  fselr      0,1
         bsf        flgsys,AT_DSP
         clrf       ptext

```

```

        movlw      lcd0
        movwf      FSR
lst4     call       tt4
        movwf      INDF
        xorlw      EOL
        btfsc      STATUS,Z
        retlw      0
        incf       FSR
        goto       lst4
tt4      movf       ptext,W
        incf       ptext,F
        addwf      PCL,F
        retlw      'S'
        retlw      'O'
        retlw      '2'
        retlw      'V'
        retlw      '='
        retlw      ' '
        retlw      ' '
        retlw      ' '
        retlw      '%'
        retlw      EOL
adisp    call       print
        lgoto      0,0,r_main

```

;(void) print (void) - utiliza ah como registro de passagem

;(void) This routine sends lcd buffer as data

;(void) to Liquid Crystal Display.

```

print     fselr      0,1
        movlw      OUTPUT
        tris       PORTB
        movlw      lcd0                ;endereco inicial da
        movwf      FSR                ;da string
lpr1      movlw      EOL
        xorwf      INDF,W
        btfsc      STATUS,Z
        goto       lpr3
        movf       INDF,W
        movwf      PORTB
        bsf        PORTC,ELCM
        bcf        PORTC,ELCM
        movlw      0B9h                ;tamanho max do
        xorwf      FSR,W                ;buffer do lcd
        btfsc      STATUS,Z
        goto       lpr3
        incf       FSR,F
        movlw      0fh
        movwf      bl
lpr2      decfsz    br2
        goto       flgsys,AT_DSP
        retlw      0

```

;(void) This routine call analog to digital routine service and

;(void) increment the state "pstate" register.

;(void) Before calling "aadcd()" routine, you must define

;(void) aadc ()

```

aadc      call      adc      ;adc()
          lgoto     0,0,r_main ;r_main()

;(char ah)  adc (char ah)
; **This routine read the analog signal of channel passed in ah
; **register.
; **The result is returned to ah register.

adc      movlw      PROGC
          tris       PORTC
          movlw      OUTPUT
          tris       PORTB
          movf        ah,W      ;W=ah
          movwf       PORTB
          cs          STALE
          movlw       03h
          movwf       bh
r_adc2   decfsz      bh,F      ;atraso
          goto        r_adc2
          cs          NONE
          movlw       025h
          movwf       bh
r_adc4   decfsz      bh,F      ;atraso
          goto        r_adc4
          movlw       INPUT
          tris       PORTB
          cs          OEA
          movlw       03h
          movwf       bh
r_adc1   decfsz      bh,F      ;atraso
          goto        r_adc1
          movf        PORTB,W
          movwf       ah      ;ah=conversao
          cs          NONE
          bcf         flgsys,SADC ;reseta flgsys.SADC
          retlw       0

;*****
abin     call      Xmtr
          call      binascii   ;binascii()
          lgoto     0,0,r_main  ;r_main()
;*****
; ** (buffer lcd0) BinASCII (char al)
; ** Esta rotina converte o numero binario do registro al
; ** em seu equivalente ASCII
; ** O caracter menos significativo vai para o registro lcd2,
; ** o mais significativo vai para lcd0
; ** o registro lcd3 recebe o caracter OEL (fim de linha).

binascii fslr        0,1
          movf        al,W
          movwf       lcd2
          movlw       030h
          movwf       lcd0   ;hsd = 030h
          movwf       lcd1   ;msd = 030h
r_bin2   movlw       64h

```

```

        subwf      lcd2,W           ;W = lsd - .100
        btfss     STATUS,C         ;Se W < 0
        goto      r_bin0           ;pula para r_bin0()
        movwf     lcd2             ;lsd = W
        incf      cd0,F            ;hsd++
        goto      r_bin2           ;pula para r_bin2()
r_bin0   movlw     0Ah
        subwf     lcd2,W           ;W = lsd - .10
        btfss     STATUS,C         ;Se W < 0
        goto      r_bin1           ;pula para r_bin1()
        movwf     lcd2             ;lsd = W
        incf      lcd1,F           ;msd++
        goto      r_bin0           ;pula para r_bin0()
r_bin1   movlw     030h
        addwf     lcd2,F           ;lcd2+=030h
        movlw     EOL
        movwf     lcd3             ;lcd3=EOL
        bcf       flgsys,SABIN     ;flgsys.SABIN=0
        retlw     0                ;return()

```

```

;*****

```

```

; **Esta rotina transmite o conteudo al pela pino DX do
; **porto C. O transmissao e feita com um BAUDRATE de
; **9600.

```

```

Xmtr     movf      al,W
        movwf     ah
        movlw     9                ;al=9
        movwf     bh
        bsf       PORTC,DX
xmt3     movlw     TBAUD            ;delay=104us
        movwf     bl
xmt1     decfsz    bl,F
        goto      xmt1
        decfsz    bh,F
        goto      xmt4
        bcf       PORTC,DX
        retlw     0
xmt4     bcf       STATUS,C
        rrf       ah,F
        btfss     STATUS,C
        goto      xmt2
        bcf       PORTC,DX
        goto      xmt3
xmt2     bsf       PORTC,DX
        goto      xmt3

```

```

;*****

```

```

        org      700

```

```

;*****

```

```

; **Retorno das rotinas de teclado.

```

```

r_stnd   fselr     0,0
        btfss     flgsys,SABIN
        goto      m_abin
lgoto    1,1,abin
m_abin   btfss     flgsys,SADC      ;if flgsys.SADC == 0
        goto      m_aadc

```

```

m_aadc      lgoto      1,1,aadc      ;aadc()
            btfss      flgsys,IS_DSP
            goto       m_aisd

.*****
;
;**(flgsys.IS_DSP) sendi (ah)
; ** A rotina sendi (ah) envia o conteudo do registro ah como
; ** instrucao para o LCM2002 e faz IS_DSP = 0. A rotina e
; ** solicitada toda vez que IS_DSP = 1.

sendi        bcf        flgsys,IS_DSP      ;IS_DSP = 0
            movlw      OUTPUT              ;Programa porto B como
            tris       PORTB              ;saida
            movf       ah,W               ;Porto B = ah
            movwf      PORTB
            cs         ID                  ;habilita ID
            nop
            bsf        PORTC,ELCM          ;pulso em ELCM
            bcf        PORTC,ELCM
            nop
            cs         NONE                 ;desabilita ID
            movlw      0ah                 ;gera atraso
            movwf      bl

lsen1        decfsz    bsen1
m_aisd       btfss     flgsys,AT_DSP        ;if flgsys,AT_DSP = 1
            goto       m_disp
            lgoto      1,1,adisp           ;dsp()
m_disp       fselr     0,1
            movf       errflg,F           ;if flgsys.ERRO == 1
            btfsc      STATUS,Z
            goto       rm_erro
            lgoto      1,0,aerro
rm_erro      fselr     0,0
            lgoto      0,0,m_erro

rsr3         movlw     LCDCLR              ;clrscr()
            movwf      ah
            bsf        flgsys,IS_DSP
            incf       pstate,F
            goto       ralog

rsr4         incf       pstate,F           ;gotoxy (1ah,1)
            lgoto      0,1,amenu          ;printf ('Menu')
rsr5         incf       pstate,F           ;gotoxy (11h,1)
            lgoto      0,1,astby          ;printf ('Stby')
rsr6         incf       pstate,F           ;gotoxy (5h,1)
            lgoto      0,1,amudo          ;printf ('Mudo')
rsr7         incf       pstate,F           ;gotoxy (bh,0)
            lgoto      1,1,asoven         ;printf ('SO2V=  %')
rsr8         incf       pstate,F           ;gotoxy (0,0)
            lgoto      1,1,asoart         ;printf ('SO2A=  %')
            ;Saturacao Arterial
rsr9         movlw     CANAL2              ;ah = CANAL2
            movwf      ah
            bsf        flgsys,SADC         ;Pede conversao AD
            incf       pstate,F           ;(ah) = conv (canal2)
            btfss      flgsys,ENBUZ
            goto       jprma

```

	bcf	PORTC,BUZZER	
	bcf	flgsys,ENBUZ	
jprma	goto	ralog	
	bsf	PORTC,BUZZER	
	goto	ralog	
rsra	incf	pstate,F	;(ah) = log (ah)
	fselr	0,1	
	movlw	1	
	movwf	errflg	
rsrb	goto	alog	
	movlw	COEFAV	
	movwf	al	
	incf	pstate,F	
	lgoto	1,0,ampy	;(ah,al) = (ah)*(al)
rsrc	movf	ah,W	
	movwf	tmpv_h	;(tmpv_h,tmpv_l) =
	movf	al,W	;(ah,al)
	movwf	tmpv_l	
	incf	pstate,F	
	goto	ralog	
rsrd	movlw	CANAL3	;ah = CANAL3
	movwf	ah	
	bsf	flgsys,SADC	;Pede conversao AD
	incf	pstate,F	;(ah) = conv (canal3)
	goto	ralog	
rsre	incf	pstate,F	
	fselr	0,1	
	movlw	2	
	movwf	errflg	
	goto	alog	;(ah) = log (ah)
rsrf	movlw	COEFAIV	
	movwf	al	
	incf	pstate,F	
	lgoto	1,0,ampy	;(ah,al) = (ah)*(al)
rsr10	incf	pstate,F	;(ah,al) +=
	lgoto	1,0,acalc	;(tmpv_h,tmpv_l)
rsr11	incf	pstate,F	;(a) += (tmpv)
	movlw	COEFAOFL	;(a) /= .100
	movwf	tmpv_l	
	movlw	COEFAOFH	
	movwf	tmpv_h	
	lgoto	1,0,acalc1	
rsr12	bsf	flgsys, SABIN	;ascii (al)
	incf	pstate,F	
	fselr	0,1	
	btfsc	bzart,07	
	goto	ralog	
	movlw	07f	
	andwf	bzart,W	;cuidado com o bit mais alto
	subwf	al,W	
	btfsc	STATUS,C	
	goto	ralog	
	movlw	080h	
	iorwf	flgsys,F	
	goto	ralog	
rsr13	gotoxy	5,0	;gotoxy (5,0)

	bsf	flgsys,AT_DSP	;sprintf('%d',lcd0)
	incf	pstate,F	
	goto	ralog	
rsr14	movlw	CANAL4	;Saturacao Venosa
	movwf	ah	;ah = CANAL4
	bsf	flgsys,SADC	;Pede conversao AD
	incf	pstate,F	
	goto	ralog	; (ah) = conv (canal4)
rsr15	incf	pstate,F	
	fselr	0,1	
	movlw	3	
	movwf	errflg	
	goto	alog	; (ah) = log (ah)
rsr16	movlw	COEFVV	
	movwf	al	
	incf	pstate,F	; (ah,al) = (ah)*(al)
	lgoto	1,0,ampy	
rsr17	movf	ah,W	
	movwf	tmpv_h	; (tmpv_h,tmpv_l) =
	movf	al,W	; (ah,al)
	movwf	tmpv_l	
	incf	pstate,F	
	goto	ralog	
rsr18	movlw	CANAL5	;ah = CANAL5
	movwf	ah	
	bsf	flgsys,SADC	;Pede conversao SADC=1
	incf	pstate,F	
	goto	ralog	; (ah) = conv (canal5)
rsr19	incf	pstate,F	
	fselr	0,1	
	movlw	4	
	movwf	errflg	
	goto	alog	; (ah) = log (ah)
rsr1a	movlw	COEFVIV	
	movwf	al	; (ah,al) = (ah)*(al)
	incf	pstate,F	
	lgoto	1,0,ampy	
rsr1b	incf	pstate,F	; (ah,al) +=
	lgoto	1,0,acalc	; (tmpv_h,tmpv_l)
rsr1c	incf	pstate,F	
	movlw	COEFVOFL	; (a) += (tmpv)
	movwf	tmpv_l	; (a) /= .100
	movlw	COEFVOFH	
	movwf	tmpv_h	
	lgoto	1,0,acalc1	
rsr1d	bsf	flgsys,SABIN	
	incf	pstate,F	;ascii (al)
	fselr	0,1	
	btfs	bzven,07	
	goto	ralog	
	movlw	07f	
	andwf	bzven,W	;cuidado com o bit mais alto
	subwf	al,W	
	btfs	STATUS,C	
	goto	ralog	

```

                                movlw      080h
                                iorwf      flgsys,F
                                goto      ralog
rsr1e      gotoxy      010,0      ;gotoxy (10h,0)
                                bsf        flgsys,AT_DSP
                                incf       pstate,F      ;sprintf("%d",lcd0)
                                goto      ralog
rsr1f      movlw      09h      ;pstate = 9h
                                movwf     pstate
                                goto      ralog
alog       movlw      09h
                                subwf     ah,W
                                btfss     STATUS,C
                                goto      ralog
                                clrf      errflg
                                lgoto     0,1,log
ralog      lgoto     0,0,r_main

                                org        RESETV
s_rst      goto      inicio
                                end
```

Apêndice 3. Programas exemplo para recepção serial e apresentação de tela em computadores IBM-PC.

exemplo1-Programa em linguagem C para recepção serial em computadores padrão IBM-PC.

características: COM2, 9600, 8bit, 1 stop.

Os seguintes passos devem ser incluídos na implementação de uma função para recepção serial com a características descritas acima.

- 1)Configurar a porta serial COM2 em 9600, 8 bit e 1 stop bit.
- 2)Redirecionar a função de tratamento da interrupção serial COM2.
- 3)Definir a nova função de tratamento da interrupção serial COM2.

//Programa exemplo:

```
#include          <stdio.h>
#include          <dos.h>
#define          COMM2          0xb
void interrupt our_serial (void);
void main (void)
{
    unsigned int p21;
    void interrupt (*old_serial)();

    p21=inportb(0x21);          //salva o registro de habilitação das interrupções de hardware.
    old_serial = getvect (COMM2); //salva o endereço da rotina de tratamento COM2.
    outport(0x21,p21|0x08);      //desabilita IRQ3
    setvect(COMM2,our_serial);    //redireciona serial para endereço our_serial()
    outportb(0x21,p21&0xF7);      //habilita IRQ3
    bioscom(0,0x3|0xE0,1);        //configura COM2 em 9600, 8bit, 1 stop bit
    outportb(0x20,0x63);          //limpa IRQ3
    outportb(0x2FC,0x08);         //habilita a UART a interromper o sistema
    outportb(0x2F9,0x01);         //gera uma interrupção quando buffer de recepção cheio.
    while(!kkbhit())              //executa até alguma tecla ser pressionado
    {
        gotoxy (10,10);
        printf(" dado = %d", srec);
    }
    outport(0x21,p21|0x08);      //desabilita IRQ3
    setvect(COMM2,old_serial);
    outportb(0x21,p21);          //restaura registro de interrupções
}
```

```
//rotina de tratamento da interrupção gerado pela COM2.
void interrupt our_serial (void)
{
  srecv=inportb(0x2f8);           //leitura do dado recebido em COM2.
  outportb(0x20,0x63);           //IRQ3 atendida.
}
```

Exemplo 2-Programa em linguagem C para recepção e apresentação dos resultados na tela de computadores padrão IBM-PC.

```
//Programa exemplo 2
#include<stdio.h>
#include<dos.h>
#include<graphics.h>
#define COMM1      0xb
#define TICK      0x1c
int g_driver,g_mode;
unsigned int srecv,a=50,b=50,c;
unsigned int tickcount=0;
void inicgraph (void);
void moldura (void);
void grafico (int xr, int yr);
void pline (int x,int ybak,int y);
void pline2 (int x,int ybak,int y);
void interrupt our_serial (void);
void interrupt our_tick  (void);

void main (void)
{
  unsigned int data,p21,p,eiox,abak=50,bbak=50;
  char string[6];
  void interrupt (*old_serial)();
  void interrupt (*old_tick)();
  p21=inportb(0x21);
  old_serial = getvect (COMM1);
  old_tick = getvect (TICK);
  disable();
  setvect(COMM1,our_serial);
  setvect(TICK,our_tick);
  enable();
  clrscr();
  bioscom(0,0x3|0xE0,1);
  outportb(0x21,p21&0xf7);           //abilita IRQ3
```

```

outportb(0x20,0x63);          //limpa IRQ3
outportb(0x2fc,0x08);
outportb(0x2f9,0x01);
inicgraph();
cleardevice();
moldura();
setlinestyle(SOLID_LINE,3,NORM_WIDTH);
eixox=getmaxx()/8;
while(!kbhit())
{
gotoxy(40,10);
while(tickcount<0x2);          //clock 0x20 * 13.2 ms
tickcount=0;
settextstyle(DEFAULT_FONT,HORIZ_DIR,4);
setfillstyle(EMPTY_FILL,BLACK);
bar(getmaxx()/8,getmaxy()/16,getmaxx()/8+91,getmaxy()/16+30);
setcolor(WHITE);
sprintf(string,"%3d %",a);
outtextxy(getmaxx()/8,getmaxy()/16,string);
setcolor(WHITE);
pline2(eixox,abak,a);
//line(eixox,7*getmaxy()/8-10-abak,eixox+1,7*getmaxy()/8-10-a);
abak=a;
bar(5*getmaxx()/8,getmaxy()/16,5*getmaxx()/8+91,getmaxy()/16+30);
setcolor(WHITE);
sprintf(string,"%3d %",b);
outtextxy(5*getmaxx()/8,getmaxy()/16,string);

pline(eixox,bbak,b);
//pline(eixox,50,100);
bbak=b;
if (eixox<7*getmaxx()/8)
eixox++;
else
{
eixox=getmaxx()/8;
//cleardevice();
moldura();
setlinestyle(SOLID_LINE,3,NORM_WIDTH);
}
}
disable();
setvect(COMM1,old_serial);
setvect(TICK,old_tick);
enable();
outportb(0x21,p21);
closegraph();
clrscr();
}

```

```

void inicgraph (void)
{
    detectgraph (&g_driver,&g_mode);
    if(graphresult()) exit(0);
}

```

```

        initgraph (&g_driver,&g_mode,"");
    }

void pline2 (int x,int ybak,int y)
{
    setcolor(WHITE);
    ybak=getmaxy()/2-((ybak-50)*getmaxy()/200)-1;
    y=getmaxy()/2-((y-50)*getmaxy()/200)-1;
    line(x,ybak,x+1,y);
}

void pline (int x,int ybak,int y)
{
    setcolor(WHITE);
    ybak=7*getmaxy()/8-((ybak-50)*getmaxy()/200)-1;
    y=7*getmaxy()/8-((y-50)*getmaxy()/200)-1;
    line(x,ybak,x+1,y);
}

void moldura (void)
{
    setfillstyle(SOLID_FILL,LIGHTGRAY);
    setcolor(YELLOW);
    setbkcolor(BLUE);
    bar(0,0,getmaxx(),20);
    rectangle(0,0,getmaxx(),getmaxy());

    settextstyle(DEFAULT_FONT,VERT_DIR,1);
    outtextxy(1*getmaxx()/32,2*getmaxy()/8,"Sat O2");
    outtextxy(2*getmaxx()/32,2*getmaxy()/8,"Arterial (%)");
    outtextxy(1*getmaxx()/32,5*getmaxy()/8,"Sat O2");
    outtextxy(2*getmaxx()/32,5*getmaxy()/8,"Venoso (%)");

    grafico(0,1*getmaxy()/8);

    grafico(0,4*getmaxy()/8);
}

void grafico (int xr, int yr)
{
    settextstyle(DEFAULT_FONT,HORIZ_DIR,1);
    setlinestyle(SOLID_LINE,3,NORM_WIDTH);
    outtextxy(getmaxx()/8-30+xr,1*getmaxy()/8+yr,"100");
    outtextxy(getmaxx()/8-30+xr,3*getmaxy()/8+yr,"50");
    settextstyle(DEFAULT_FONT,HORIZ_DIR,2);
    outtextxy(getmaxx()/8,getmaxy()/8,"SatO2 Arterial");
    outtextxy(5*getmaxx()/8,getmaxy()/8,"SatO2 Venoso");
    line(getmaxx()/8+xr,1*getmaxy()/8+yr,7*getmaxx()/8+xr,1*getmaxy()/8+yr);
    line(getmaxx()/8+xr,2*getmaxy()/8+yr,7*getmaxx()/8+xr,2*getmaxy()/8+yr);
    line(getmaxx()/8+xr,3*getmaxy()/8+yr,7*getmaxx()/8+xr,3*getmaxy()/8+yr);
    line(getmaxx()/8+xr,1*getmaxy()/8+yr,1*getmaxx()/8+xr,3*getmaxy()/8+yr);
}

```

```

setlinestyle(DASHED_LINE,3,NORM_WIDTH);
line(2*getmaxx()/8+xr,1*getmaxy()/8+yr,2*getmaxx()/8+xr,3*getmaxy()/8+yr);
line(3*getmaxx()/8+xr,1*getmaxy()/8+yr,3*getmaxx()/8+xr,3*getmaxy()/8+yr);
line(4*getmaxx()/8+xr,1*getmaxy()/8+yr,4*getmaxx()/8+xr,3*getmaxy()/8+yr);
line(5*getmaxx()/8+xr,1*getmaxy()/8+yr,5*getmaxx()/8+xr,3*getmaxy()/8+yr);
line(6*getmaxx()/8+xr,1*getmaxy()/8+yr,6*getmaxx()/8+xr,3*getmaxy()/8+yr);
line(7*getmaxx()/8+xr,1*getmaxy()/8+yr,7*getmaxx()/8+xr,3*getmaxy()/8+yr);
}

```

```

void interrupt our_serial (void)
{
srecv=inportb(0x2f8); //leitura do endereco da com2
if(srecv&0x80)
a=srecv&0x7f;
else
b=srecv;
outportb(0x20,0x63); //limpa registro de interrupcao IRQ3
}

```

```

void interrupt our_tick (void)
{
tickcount++;
}

```

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

1. Aoyagi, T., Pulse oximetry: its origin and development, *IEEE Trans. Biom. Eng.*, 1992.
2. Peura, R.A., Chemical Biosensors. In: Webster, J.G., ed. *Medical Instrumentation Application and Design*, 2^o ed., Boston, Houghton Mifflin Company, pp.540-551, 1992.
3. Simpson, J.C., Oxygenation General review. In: Taylor, K.M, ed. *Cardio-pulmonary Bypass Principles and Management*, London, Champman and Hall Ltd, cap.10, pp. 149-158, 1986.
4. Guyton, A.C., *Textbook of Medical Physiology*, pp. 433-442, 8th ed., Philadelphia, W.B. Saunders Company, 1991.
5. Perutz, M.F., Structure and mechanism of haemoglobin, *Br. Med. Bull*, vol. 32, no 3, pp. 195-208, 1976.
6. Kilmartin, J.V., Interaction of haemoglobin with protons, CO₂, and 2,3 Diphosphoglycerate, *Br. Med. Bull*, vol. 32, no 3, pp. 209-212, 1976.
7. Bellinghan, A.J., Haemoglobins with altered oxygen affinity, *Br. Med. Bull.*, vol. 32, no 3, pp. 234-238, 1976.
8. Thomas, L.J., Algorithms for selected blood acid-base and blood-gas calculations, *J. Appl. Physiol.*, vol. 33, pp. 154-158, 1972.
9. Severinghaus, J.W., Simple, accurate equations for human blood O₂ dissociation computations, *The Amer. Physiol. Soc.*, pp. 599-602, 1979.

-
- 10.Kelman, G.R., Digital computer subroutine for the conversion of oxygen tension into saturation. *J. Biol. Chem.* vol.21, pp. 1375-1376, 1917.
 - 11.Andritsch, R.F., Muravchick, S., and Gold, M.I., Temperature correction of arterial blood-gas parameters: A comparative review of methodology, *The Amer. Soc. of Anesthesiol*, vol. 55, pp. 311-316, 1981.
 - 12.Horecker, B.L., The absorption spectrum of hemoglobin and its derivatives in the visible and near infrared, *J. Biol. Chem.*, vol. 148, pp. 173-182, 1943.
 - 13.Wood, E.H., Oximetry, In *Medical Physics*, vol. 2, O. Glaser (ed.), Chicago, Year Book Publishers Inc., pp. 664-680, 1950.
 - 14.Kramer, K., Elam, J.O., Saxton, G.A. and Elam, W.N.J., Influence of oxygen saturation, erythrocyte concentration and optical depth upon the red and near infrared light transmittance of whole blood, *Amer. Journal Physiol.*, vol. 165, pp. 229-246, 1951.
 - 15.Twersky, V., Interface effects in multiple scattering by large, low refrating, absorbing particles, *J. Opt. Soc. Amer.*,vol. 60, pp. 908-914, July 1970
 - 16.Loewinger, E., Gordon, A., Weinreb, A., and Gross, J., Analysis of a micromethod for transmission oximetry of whole blood, *J. Appl. Physiol.*, vol. 19, pp. 1179-1184, 1964.
 - 17.Anderson, N.M., and Sekelj, P., Light absorbing and scattering properties of non-haemolysed blood, *Physiol. Med. Biol.*, vol . 12, pp. 173-184, 1967.
 - 18.Steinke, J.M., and Shepherd, A.P., Role of light scattering in whole blood oximetry, *IEEE Trans. Biom. Eng.*, vol. BME-33, no. 3, Mar. 1986.

-
- 19.Lipowski, H.H., Usami, S., Chien, S., Pittman, R.N., Hematocrit determination in small bore tubes by differential spectrophotometry, *Microvasc. Res.*, vol. 24, pp. 42-55, 1982.
 - 20.Rodrigo, F.A., The determination of the oxygenation of blood in vitro by using reflected light, *Amer. Heart. J.*, pp. 809-822, 1953.
 - 21.Takatani, S., Noda, H., Takano, H., and Akutsu, T., A miniature hybrid reflection type optical sensor for measument of hemoglobin content and oxygen saturation of whole blood. *IEEE Trans.Biom. Eng.*, pp. 187-198, March 1988.
 - 22.Shepherd, A.P., Randal, V.T., Steinke, J.M., and Schmalzel, J.L., An oximeter for measuring hemoglobin concentration and oxygen content, *Americ. Physiol. Soc.*, pp. H1075-H1711, 1989.
 - 23.Longini, R.L., and Zdrojkowski, R., A note on the Theory of backscattering of light by living tissue, *IEEE Trans. Biom. Eng.*, vol. BME-15, no. 1, Jan. 1968.
 - 24.Jonhson, C.C., Near infrared propagation in blood, *J. Ass. Adv. Med. Instrumen.*, vol. 4, pp. 22-27, Jan.-Fev. 1970.
 - 25.Zdrojkowski, R.J., and Pisharoty, N.R., Optical transmission and reflection by blood, *IEEE Trans. Biom. Eng.*, vol. BME-17, no. 2, Apr. 1970.
 - 26.Vurek, G.G., Kolobow, T., Pegram, S., and Friaud, S., Oxygen saturation monitor for extra-corporeal circulation applications, *Medical Instrumentation*, vol. 7, no. 4, Sep.-Oct. 1973.

-
27. Kiel, J.W., and Shepherd, A.P., A microcomputer oximeter for whole blood, *The Am. Physiol. Soc.*, pp. H722-H725, 1983.
28. Shepherd, A.P., Kiel, J.W., and Riedel, G.L., Evaluation of light-emitting diodes for whole blood oximetry, *IEEE Trans. Biom. Eng.*, vol. BME-31, no. 11, Nov. 1984.
29. Schmitt, J.M., Meidl, J.D., and Mihm, F.G., An integrated circuit-based optical sensor for in vivo measurement of blood oxygenation, *IEEE Trans. Biom. Eng.*, vol. BME-33, no. 2, Feb. 1986.
30. Suga, H., Futaki, S., Ohgoshi, H.Y., and Goto Y., Arteriovenous oximeter for O₂ content difference O₂ saturation, and hemoglobin content, *The Am. Physiol. Soc.*, pp. H1712-H1716, 1989.
31. McCormick, P.W., Stewart, M., Goetting, M.G., Dujovny, M., and Lewis, G., Noninvasive cerebral optical spectroscopy for monitoring cerebral oxygen delivery and hemodynamics, *Critical Care Medicine*, vol. 19, no 1, pp. 89-97, 1991.
32. Steinke, J.M., and Shepherd, A.P., Diffuse reflectance of whole blood: Model for a diverging light beam, *IEEE Trans. Biom. Eng.*, vol. BME-34, no. 10, Oct. 1987.
33. Ling, J., Takatani, S., Noon, G.P., and Nose, Y., In vivo studies of reflectance pulse oximeter sensor, *SPIE Proceedings*, 1993.

-
- 34.Sethia, B., and Wheatley, D.J., Adequacy of perfusion - general review In:
Taylor, K.M, ed. Cardio-pulmonary Bypass Principles and Management,
London, Champman and Hall Ltd, cap.10, pp.71-80, 1986.
- 35.Müller, M.R., Shima, H., Salat, A., Schlusche, Ch, Losert, U., and Wolner, E.
Guideline for hematological pump-testing in vitro , *Proceedings of International
Workshop on Rotary Blood Pumps Baden/Vienna Austria*, pp. 9-11, Sep. 1991.
- 36.Cestari, I.A.,Investigation of reflectance signals for transcutaneous oximetry, in
M.S. Thesis, Case Western Reserve University, pp. 102-116, Aug. 1985.
- 37.Piccioni, M.A., Auler Jr., J.O.C., Equilíbrio ácido-base durante hipotermia, Rev.
Bras. Anest., vol. 42, no 4, Julho-Agosto, 1992.
- 38.Data Acquisition databook, National Semiconductor, Santa Clara, California,
1993.
- 39.Microchip databook, Microchip Technologies Inc., p.2.0-2.54, Arizona,
Apr.1994.
- 40.Embedded control handbook 1994/95, Microchip Technologies Inc., Arizona,
Sept. 1994.
- 41.F8680 PC/CHIPS. Programmer's Reference Manual, Chips and Technologies
Inc., San Jose, California, 1991.