

FÁBIO TURRI

**ANÁLISE TEÓRICO-EXPERIMENTAL DO  
TRANSPORTE DE OXIGÊNIO E GÁS CARBÔNICO  
EM OXIGENADORES DE SANGUE**

Tese apresentada à Escola Politécnica da  
Universidade de São Paulo para obtenção  
do Título de Doutor em Engenharia

CONSULTA  
FT-2303  
Ed.rev.

São Paulo

2006

OK

**FÁBIO TURRI**

**ANÁLISE TEÓRICO-EXPERIMENTAL DO  
TRANSPORTE DE OXIGÊNIO E GÁS CARBÔNICO  
EM OXIGENADORES DE SANGUE**

Tese apresentada à Escola Politécnica da  
Universidade de São Paulo para obtenção  
do Título de Doutor em Engenharia.

Área de Concentração:  
Engenharia Mecânica

Orientador:  
Prof. Jurandir Itizo Yanagihara

São Paulo

2006

**Este exemplar foi revisado e alterado em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.**

São Paulo, de agosto de 2006.

Assinatura do autor



Assinatura do orientador



## FICHA CATALOGRÁFICA

**Turri, Fábio**

**Análise teórico-experimental do transporte de oxigênio e gás carbônico em oxigenadores de sangue / F. Turri. -- ed.rev. -- São Paulo, 2006.**

**228 p.**

**Tese (Doutorado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.**

**1.Bioengenharia 2.Transporte de massa (Simulação numérica) 3.Troca gasosa pulmonar 4.Órgãos artificiais I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II.t.**

... a máquina não isola o homem dos grandes  
problemas da natureza, mas faz com que  
mergulhe mais profundamente neles.

Antoine de Saint Exupéry  
Vento, Areia e Estrelas



Aos meus filhos,  
Gabriel e  
Ana Teresa

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu orientador Prof. Jurandir Itizo Yanagihara, pelo permanente incentivo.

Aos meus pais, pelo grande exemplo de vida.

A minha esposa Sueli, pelo incansável apoio.

Aos técnicos do Centro de Tecnologia Biomédica do InCor, pela intensa dedicação demonstrada a este projeto.

Ao Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura e Microanálise do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da EPUSP, pela atenção recebida.

# SUMÁRIO

Resumo	
Abstract	
Lista de Tabelas	
Lista de Figuras	
Lista de Abreviaturas	
Lista de Símbolos	
1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Requisitos Clínicos dos Oxigenadores .....	2
1.2 Aspectos Construtivos .....	2
1.3 A Circulação Extracorpórea.....	3
1.4 Evolução Tecnológica dos Oxigenadores.....	6
1.4.1 O Aparecimento do Oxigenador de Membrana	10
1.5 Dificuldades Técnicas no Desenvolvimento de Oxigenadores.....	14
2 OBJETIVOS.....	16
3 CONCEITOS FISIOLÓGICOS BÁSICOS .....	18
3.1 Transporte de CO <sub>2</sub> no Sangue.....	19
3.1.1 CO <sub>2</sub> Dissolvido em Solução	19
3.1.2 Sistema Carbamino-CO <sub>2</sub>	20
3.1.3 Sistema Íon Bicarbonato	20
3.1.4 Efeito Bohr e Haldane	21
3.1.5 Equação de Henderson-Hasselbalch	21
3.1.6 O conteúdo Total de CO <sub>2</sub>	23
3.2 Transporte de Oxigênio no Sangue.....	24
3.2.1 A curva de Dissociação da Hemoglobina	24
3.2.2 Afinidade Hemoglobina-O <sub>2</sub>	26
3.2.3 A P <sub>50</sub>	27
3.2.4 O Conteúdo Total de O <sub>2</sub>	27
3.3 O Excesso de Base.....	29
3.4 Comentários Gerais.....	31

4	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	33
4.1	Escoamento Interno .....	33
4.1.1	Análise Experimental de Oxigenadores .....	48
4.1.2	Sistematização do Processo de Cálculo de Oxigenadores.....	53
4.2	Escoamento Externo .....	54
4.2.1	Obtenção Experimental da Difusividade na Membrana.....	61
4.3	Comentários Finais .....	64
5	GEOMETRIA E ÁREA DA INTERFACE DE TROCA DOS FEIXES DE FIBRAS ÔCAS .....	65
5.1	Oxigenador Protótipo.....	65
5.2	Oxigenador Biocor.....	69
5.3	Microscopias Eletrônicas de Varredura.....	71
6	OBTENÇÃO EXPERIMENTAL DA EFETIVIDADE EM TESTES COM SANGUE.....	76
6.1	Aspectos Teóricos.....	76
6.2	Descrição do Aparato Experimental.....	78
6.3	Procedimento Experimental.....	80
6.4	Equipamento Utilizado .....	81
6.5	Análise da Incerteza de Medição .....	82
6.5.1	Incerteza Padrão das Variáveis Medidas .....	83
6.6	Resultado Experimental.....	88
7	SIMULAÇÃO NUMÉRICA DO TRANSPORTE DE MASSA .....	95
7.1	Hipóteses e Simplificações .....	95
7.2	Correção do Comprimento ou Largura do Feixe de Fibras .....	98
7.3	Modelo Físico-Matemático.....	101
7.4	Um Modelo para o Transporte Convectivo-Reativo no Sangue.....	108
7.5	Calibração do Modelo Teórico com os Dados Obtidos em Sangue .....	112
7.6	Simulação para Uma Condição de Entrada de Sangue Normalizada .....	120
7.7	Simulação de Uma Circulação Extracorpórea.....	130
7.8	Comentários Gerais.....	141

8	TRANSPORTE DE O <sub>2</sub> E CO <sub>2</sub> EM TESTES COM ÁGUA .....	144
8.1	Aspectos Teóricos.....	144
8.2	Procedimento Experimental.....	148
8.3	Resultado Experimental.....	149
8.4	Predição do Transporte de O <sub>2</sub> e CO <sub>2</sub> no Sangue a Partir dos Coeficientes de Transporte na Água.....	154
8.5	Comentários Gerais.....	160
9	CONCLUSÃO.....	161
10	LISTA DE REFERÊNCIAS .....	169
	ANEXO A.....	176
	ANEXO B.....	184
	ANEXO C.....	191
	ANEXO D.....	199
	ANEXO E.....	211

## RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um simulador numérico para o transporte convectivo-reativo, não linear, de oxigênio, em oxigenadores de sangue, compostos por fibras ocas. O modelo computacional possui caráter bi-dimensional e obtém para a condição de regime permanente, a condição de saída do sangue, frente a uma condição de entrada especificada. Os parâmetros de entrada do sangue são: vazão, temperatura,  $pH$ ,  $P_{CO_2}$ ,  $P_{O_2}$  e concentração de hemoglobina. Já os parâmetros de entrada do gás são, basicamente: vazão, temperatura, umidade relativa, frações molares de oxigênio e gás carbônico. O simulador numérico também contempla a simulação do transporte de gás carbônico, uma vez que a afinidade da oxihemoglobina é afetada pelo  $pH$  local do sangue, que depende principalmente do conteúdo local de  $CO_2$  no sangue. O simulador baseia-se num coeficiente global de transporte de massa obtido a partir de resultados experimentais em sangue bovino. As equações utilizadas para o transporte de oxigênio e gás carbônico estão parametrizadas em função da temperatura, o que permite simular o desempenho do oxigenador em circulações extracorpóreas tanto em normo como em hipotermia. O modelo computacional foi desenvolvido para a geometria de escoamento de sangue externo a um feixe de fibras, com o gás escoando no interior das mesmas, com uma única passada de ambos os fluidos. O modelo foi aplicado para dois tipos de geometrias: feixe de fibras alinhadas e feixe de fibras em quicôncio. Adicionalmente, avaliou-se a viabilidade da predição do transporte de massa no sangue, calibrando-se o simulador numérico a partir de ensaios em água. Como principais resultados do trabalho desenvolvido, temos: 1) A modelagem utilizada para o transporte convectivo-reativo no sangue mostrou ser adequada para a calibração do simulador numérico desenvolvido. Desta forma, obteve-se uma estimativa precisa dos coeficientes locais de transporte de massa para o oxigênio e o gás carbônico. 2) A obtenção da distribuição de  $pH$ , ao longo do oxigenador, demonstrou que valores de  $pH$  alcalino elevado são observados no trajeto do sangue, na vizinhança do local de entrada de gás. 3) O simulador numérico obtido pode ser utilizado como uma ferramenta computacional de auxílio no projeto de oxigenadores de sangue. 4) Os testes com água são pouco eficientes na calibração do simulador, uma vez que, para isto, é necessário o conhecimento das difusividades de oxigênio e gás carbônico no sangue, as quais são modificadas pela ocorrência de intensificação.

## ABSTRACT

A numeric simulator was developed to predict the non-linear, convective-reactive, oxygen transport in hollow fibers blood oxygenators. The bidimensional computational model calculates, at the steady state condition, the blood outlet for a specified inlet condition. The blood flow inlet parameters taken into account are: flow, temperature,  $pH$ ,  $P_{CO_2}$ ,  $P_{O_2}$  and hemoglobin concentration. The gas flow inlet parameters are: flow, temperature, relative humidity, molar fractions of oxygen and carbonic gas. The numeric simulator also simulates the  $CO_2$  transport, as the oxyhemoglobin affinity is affected by the  $pH$  local value, which depends mostly on  $CO_2$  local blood content. The simulator is calibrated against experimental data which allows the determination of the global mass transport coefficient for oxygen and  $CO_2$ . Oxygen and  $CO_2$  blood content equations are explicitly temperature dependent to allow the simulation of both normothermic and hypothermic cardiopulmonary bypass. The computational model was tested for in-line and staggered fibers bundles. In addition, it was evaluated the advantages of simulator calibration from water tests. The principal results are: 1) The convective-reactive transport modeling showed to be adequate to the calibration of the numeric simulator. 2) Local values for  $pH$ ,  $P_{CO_2}$  and  $P_{O_2}$  were obtained along the blood path. This analysis shows that very alkaline  $pH$  values occur at the blood path at the gas inlet side of the fiber bundle. 3) The numeric simulator can be used as a computational tool to support blood oxygenators development. 4) The water tests are not effective in the prediction of blood mass transport once different values for the oxygen and  $CO_2$  blood diffusivities were used to correlate blood-water results according to fiber bundle type, which is in agreement with other results, that point out that, at blood, intensification phenomena modifies blood gases diffusivities.

## LISTA DE TABELAS

Tabela 5-1 : Características da fibra oca microporosa Celgard® X30 240 .....	67
Tabela 5-2 : Características do feixe de fibras do oxigenador protótipo. ....	69
Tabela 5-3 : Características do feixe de fibras do oxigenador Biocor. ....	71
Tabela 6-1: Número de desoxigendores com $Q_g \neq 0$ .....	78
Tabela 6-2: Condição padrão do sangue de entrada.....	80
Tabela 6-3: Principais fontes de incerteza nos testes com sangue. ....	88
Tabela 6-4 – Resultados testes com sangue- $Ef_{O_2}$ .....	89
Tabela 6-5 – Resultados testes com sangue- $\dot{V}_{O_2}$ .....	90
Tabela 6-6 – Resultados testes com sangue- $Ef_{CO_2}$ .....	92
Tabela 6-7 – Resultados testes com sangue- $\dot{V}_{CO_2}$ .....	93
Tabela 7-1: Parâmetros do feixe de fibras utilizados na simulação numérica .....	101
Tabela 7-2: Equações utilizadas para obtenção de $P_{CO_2,s}$ . Temos 7 incógnitas: $C_{HCO_3^-}$ , $pH$ , $P_{CO_2,s}$ , $P_{O_2,s}$ , $x_{CO_2,pl}$ , $N$ , $S_{O_2}$ , e 6 equações. Portanto, é necessária uma estimativa inicial para $P_{O_2,s}$ .....	105
Tabela 7-3: Equações utilizadas para obtenção de $P_{O_2,s}$ . Temos 5 incógnitas: $C_{HCO_3^-}$ , $pH$ , $P_{O_2,s}$ , $N$ , $S_{O_2}$ , e 5 equações, pois $P_{CO_2,s}$ é obtido através das equações apresentadas na tabela anterior. O valor obtido de $P_{O_2,s}$ deve ser comparado com o valor da estimativa inicial na tabela 7-2. ....	106
Tabela 7-4 Valores dos termos da eq.(7-48) em relação ao valor de $1/K$ . ....	114
Tabela 7-5 - $K$ e $Sh$ para o oxigenador protótipo nos testes com sangue. ....	119
Tabela 7-6: Valores de entrada normalizados .....	120
Tabela 7-7 Valores de efetividade e taxa volumétrica para uma entrada de	



sangue normalizada. $Q_S$ em L/min e taxas volumétricas em ml/min. ....	121
Tabela 8-1: Principais fontes de incerteza nos testes com água.....	150
Tabela 8-2 – Resultados testes com água - $O_2$ .....	150
Tabela 8-3 – Resultados testes com água - $CO_2$ .....	151
Tabela 8-4 - $K$ e $Sh$ para cada oxigenador. ....	154
Tabela 10-1- Valores medidos – Água - P4.....	199
Tabela 10-2 - Coeficientes de correlação – Água - P4.....	199
Tabela 10-3 - Valores calculados: gás – Água - P4 .....	199
Tabela 10-4 - Valores calculados: oxigênio – Água - P4 .....	199
Tabela 10-5- Valores calculados: dióxido de carbono – Água - P4.....	200
Tabela 10-6 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Água - P4.....	200
Tabela 10-7 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Água - P4.....	200
Tabela 10-8- Valores medidos – Água - P6.....	201
Tabela 10-9 - Coeficientes de correlação – Água - P6.....	201
Tabela 10-10 - Valores calculados: gás – Água - P6 .....	201
Tabela 10-11 - Valores calculados: oxigênio – Água - P6 .....	201
Tabela 10-12- Valores calculados: dióxido de carbono – Água - P6.....	202
Tabela 10-13 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Água - P6.....	202
Tabela 10-14 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Água - P6.....	202
Tabela 10-15- Valores medidos – Água - P9 .....	203
Tabela 10-16 - Coeficientes de correlação – Água - P9.....	203
Tabela 10-17 - Valores calculados: gás – Água - P9 .....	203
Tabela 10-18 - Valores calculados: oxigênio – Água - P9 .....	203

Tabela 10-19- Valores calculados: dióxido de carbono – Água - P9.....	204
Tabela 10-20 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Água - P9.....	204
Tabela 10-21 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Água - P9.....	204
Tabela 10-22- Valores medidos – Água - B4 .....	205
Tabela 10-23 - Coeficientes de correlação – Água - B4 .....	205
Tabela 10-24 - Valores calculados: gás – Água - B4.....	205
Tabela 10-25 - Valores calculados: oxigênio – Água - B4 .....	205
Tabela 10-26- Valores calculados: dióxido de carbono – Água - B4 .....	206
Tabela 10-27 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Água - B4 .....	206
Tabela 10-28 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Água - B4 .....	206
Tabela 10-29- Valores medidos – Água - B6 .....	207
Tabela 10-30 - Coeficientes de correlação – Água - B6 .....	207
Tabela 10-31 - Valores calculados: gás – Água - B6.....	207
Tabela 10-32 - Valores calculados: oxigênio – Água - B6.....	207
Tabela 10-33- Valores calculados: dióxido de carbono – Água - B6 .....	208
Tabela 10-34 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Água - B6 .....	208
Tabela 10-35 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Água - B6 .....	208
Tabela 10-36- Valores medidos – Água - B9 .....	209
Tabela 10-37 - Coeficientes de correlação – Água - B9 .....	209
Tabela 10-38 - Valores calculados: gás – Água - B9.....	209
Tabela 10-39 - Valores calculados: oxigênio – Água - B9 .....	209
Tabela 10-40- Valores calculados: dióxido de carbono – Água - B9 .....	210

Tabela 10-41 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Água - B9 .....	210
Tabela 10-42 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Água - B9 .....	210
Tabela 10-43- Valores medidos – Sangue - P2 .....	211
Tabela 10-44 - Coeficientes de correlação – Sangue - P2 .....	211
Tabela 10-45 - Valores calculados: gás – Sangue - P2 .....	211
Tabela 10-46 - Valores calculados: $C_{HCO_3^-}$ e $BE$ – Sangue - P2 .....	212
Tabela 10-47- Valores calculados: entrada – Sangue - P2.....	212
Tabela 10-48- Valores calculados: saída – Sangue - P2 .....	212
Tabela 10-49 – Incerteza padrão combinada para a $Ef_{O_2}$ – Sangue - P2 .....	212
Tabela 10-50 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Sangue - P2 .....	213
Tabela 10-51 – Incerteza padrão combinada para a $Ef_{CO_2}$ – Sangue - P2.....	213
Tabela 10-52 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Sangue - P2.....	213
Tabela 10-53- Valores medidos – Sangue – P4 .....	214
Tabela 10-54 - Coeficientes de correlação – Sangue – P4.....	214
Tabela 10-55 - Valores calculados: gás – Sangue – P4 .....	214
Tabela 10-56 - Valores calculados: $C_{HCO_3^-}$ e $BE$ – Sangue – P4.....	214
Tabela 10-57- Valores calculados: entrada – Sangue – P4.....	215
Tabela 10-58- Valores calculados: saída – Sangue – P4.....	215
Tabela 10-59 – Incerteza padrão combinada para a $Ef_{O_2}$ – Sangue – P4.....	215
Tabela 10-60 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Sangue – P4.....	215
Tabela 10-61 – Incerteza padrão combinada para a $Ef_{CO_2}$ – Sangue – P4 .....	216

Tabela 10-62 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Sangue – P4 .....	216
Tabela 10-63- Valores medidos – Sangue – P6 .....	217
Tabela 10-64 - Coeficientes de correlação – Sangue – P6.....	217
Tabela 10-65 - Valores calculados: gás – Sangue – P6 .....	217
Tabela 10-66 - Valores calculados: $C_{HCO_3^-}$ e $BE$ – Sangue – P6.....	217
Tabela 10-67- Valores calculados: entrada – Sangue – P6.....	218
Tabela 10-68- Valores calculados: saída – Sangue – P6.....	218
Tabela 10-69 – Incerteza padrão combinada para a $Ef_{O_2}$ – Sangue – P6.....	218
Tabela 10-70 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Sangue – P6.....	218
Tabela 10-71 – Incerteza padrão combinada para a $Ef_{CO_2}$ – Sangue – P6 .....	219
Tabela 10-72 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Sangue – P6.....	219
Tabela 10-73- Valores medidos – Sangue – B2.....	220
Tabela 10-74 - Coeficientes de correlação – Sangue – B2 .....	220
Tabela 10-75 - Valores calculados: gás – Sangue – B2.....	220
Tabela 10-76 - Valores calculados: $C_{HCO_3^-}$ e $BE$ – Sangue – B2 .....	220
Tabela 10-77- Valores calculados: entrada – Sangue – B2.....	221
Tabela 10-78- Valores calculados: saída – Sangue – B2.....	221
Tabela 10-79 – Incerteza padrão combinada para a $Ef_{O_2}$ – Sangue – B2 .....	221
Tabela 10-80 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Sangue – B2 .....	221
Tabela 10-81 – Incerteza padrão combinada para a $Ef_{CO_2}$ – Sangue – B2.....	222
Tabela 10-82 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Sangue – B2 .....	222

Tabela 10-83- Valores medidos – Sangue – B4.....	223
Tabela 10-84 - Coeficientes de correlação – Sangue – B4 .....	223
Tabela 10-85 - Valores calculados: gás – Sangue – B4.....	223
Tabela 10-86 - Valores calculados: $C_{HCO_3}$ e $BE$ – Sangue – B4 .....	223
Tabela 10-87- Valores calculados: entrada – Sangue – B4.....	224
Tabela 10-88- Valores calculados: saída – Sangue – B4 .....	224
Tabela 10-89 – Incerteza padrão combinada para a $Ef_{O_2}$ – Sangue – B4 .....	224
Tabela 10-90 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Sangue – B4 .....	224
Tabela 10-91 – Incerteza padrão combinada para a $Ef_{CO_2}$ – Sangue – B4.....	225
Tabela 10-92 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Sangue – B4 .....	225
Tabela 10-93- Valores medidos – Sangue – B6.....	226
Tabela 10-94 - Coeficientes de correlação – Sangue – B6 .....	226
Tabela 10-95 - Valores calculados: gás – Sangue – B6.....	226
Tabela 10-96 - Valores calculados: $C_{HCO_3}$ e $BE$ – Sangue – B6 .....	226
Tabela 10-97- Valores calculados: entrada – Sangue – B6.....	227
Tabela 10-98- Valores calculados: saída – Sangue – B6 .....	227
Tabela 10-99 – Incerteza padrão combinada para a $Ef_{O_2}$ – Sangue – B6 .....	227
Tabela 10-100 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Sangue – B6 .....	227
Tabela 10-101 – Incerteza padrão combinada para a $Ef_{CO_2}$ – Sangue – B6.....	228
Tabela 10-102 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Sangue – B6 .....	228

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1-1– A circulação extracorpórea.....	4
Figura 1-2 – A máquina de circulação extracorpórea. ....	5
Figura 1-3 – Oxigenador de Bolhas OBD II-40 da empresa brasileira Macchi®.....	6
Figura 1-4 – Oxigenador de membranas Medtronic Maxima®.....	7
Figura 1-5 – Oxigenador de tela utilizado por Gibbon em pacientes. ....	8
Figura 1-6 – Desenho esquemático do oxigenador utilizado por Gibbon. Para a manutenção do desempenho deste oxigenador, é necessário que a vazão de sangue na tela seja constante. Tendo em vista a flutuação da vazão de sangue que ocorre na CEC, é necessária a utilização de duas bombas adicionais. A bomba, na linha venosa, estava acoplada a um dispositivo sensível à variação do diâmetro de um segmento flexível. Caso a bomba estivesse aspirando sangue num fluxo muito alto, a diminuição do diâmetro do tubo flexível atuaria na bomba, evitando o colapamento das veias cavas. A bomba de recirculação era sempre ajustada para um fluxo maior que o da bomba da linha venosa. Isto garantia que a vazão de sangue na linha de recirculação fosse sempre ascendente. A bomba arterial era controlada por mecanismo sensível ao nível da câmara coletora, de forma a manter constante o volume de sangue no circuito extracorpóreo.....	9
Figura 1-7– Oxigenador DeWall-Lillehei. Neste oxigenador, sangue e oxigênio são injetados simultaneamente na base da coluna de oxigenação. As bolhas de oxigênio sobem junto com o escoamento ascendente do sangue o que progressivamente arterializa o sangue. A remoção das bolhas ocorre na câmara inclinada, devido ao escoamento descendente e pelo recobrimento da parede por um agente anti-espumante. No final do reservatório helicoidal temos um filtro. ....	10
Figura 1-8– Oxigenador de discos. ....	11
Figura 1-9 – Microscopia eletrônica de varredura da superfície de uma membrana microporosa e de polipropileno.....	13
Figura 1-10 – Oxigenador de membrana de fibra oca e microporosa, de polipropileno, fabricado pela Terumo®.....	14
Figura 3-1 - Representação esquemática dos três principais mecanismos de	

transporte do dióxido de carbono no sangue.  $CO_{2diss}$ : moléculas de  $CO_2$  dissolvidas no plasma.  $HbCO_2$ : moléculas de  $CO_2$  quimicamente ligadas a aminoácidos presentes na hemoglobina (sistema carbamino- $CO_2$ ).  $HCO_3^-$ : corresponde ao bicarbonato produzido no interior das hemáceas pela anidrase carbônica. .... 20

Figura 3-2 - Variação no conteúdo de dióxido de carbono no sangue frente a variações da $P_{CO_2}$ e da $P_{O_2}$ .....	22
Figura 3-3 - Curva de dissociação da hemoglobina para o oxigênio. ....	25
Figura 3-4 - Conteúdo de oxigênio presente no sangue, mostrando a proporção entre o oxigênio quimicamente ligado à hemoglobina ( curva oxihemoglobina ) e o oxigênio dissolvido no sangue ( $O_2$ dissolvido ). ....	26
Figura 3-5 - Deslocamentos para direita ou para a esquerda representam alterações na afinidade da hemoglobina com o oxigênio.....	27
Figura 3-6 - Diagrama pH-Bicarbonato. São apresentadas diversas curvas para diferentes valores de $Hb$ , na condição $BE=0$ . É importante notar que o poder tamponante do sangue é proporcional à concentração de hemoglobina. ....	30
Figura 3-7 - Diagrama pH-bicarbonato. São apresentadas as curvas de tamponamento do sangue para $BE=-10, 0, +10$ e isóbaras com $P_{CO_2} = 20, 40$ e $60$ mmHg. A curva de tamponamento $BE=0$ representa a curva de tamponamento normal do sangue.....	31
Figura 4-1 - Correlação teórico-experimental dos resultados de Weissmann e Mockros (1967).....	37
Figura 4-2 - Perfis de saturação radial em diversos valores de $z^*$ na oxigenação. Condições: $P_{O_2,se}=10$ mmHg, $P_{O_2,g} = 760$ mmHg.....	40
Figura 4-3 – Diferença de resultados quando estes são expressos na forma de $fs_{O_2}$ ou $fx_{O_2}$ .....	41
Figura 4-4 - Oxigenador de passagens toroidais. ....	44
Figura 4-5 - Curva de dissociação da hemoglobina na AFT.....	45
Figura 4-6 - Representação esquemática da AFT. Sangue escoa em um tubo imerso em oxigênio na tensão $P_{O_2,g}$ . A saturação de oxigênio no interior da camada limite é igual a 1, enquanto que na região central, ocorrem as condições do sangue de entrada.....	45

Figura 4-7 - Curva de dissociação da hemoglobina com inclinação constante.....	46
Figura 4-8 - Correlação dos modelos AFT e inclinação constante com os resultados teóricos obtidos a partir da integração numérica da eq.(4-3). .....	47
Figura 4-9 - Resultados experimentais a partir de ensaios <i>in vitro</i> , utilizando sangue bovino, obtidos na faixa de saturação de entrada apresentada e $pH=7,35$ , $Hb= 15,5$ , $T=37^{\circ}C$ e $P_{O_2,g}=750$ mmHg.....	51
Figura 4-10 – Resultados experimentais obtidos no laboratório de ensaios biomédicos de Utah em diferentes vazões de sangue e nas condições de entrada apresentadas na legenda. ( $pH= 7,35$ , $Hb= 14$ , $T=39^{\circ}C$ ). Os dados são apresentados como média $\pm 1$ D.P. A eq.(4-22) foi modificada levando-se em conta a altitude. ....	52
Figura 4-11 – Gráfico semi-log da saturação fracional da oxihemoglobina versus o produto da resistência para completa oxigenação com a área de troca de vários oxigenadores. B: Bramson; D: Dow; D-B: Drinker-Bartlett; GE: G.E. DuaLung; LE: Landé-Edwards; SM: Sci-Med; TC: Tecna; T(2.2): Travenol; T(.75): Travenol Teflo. A estrela corresponde ao fluxo de referência de 1000 ml/min/m <sup>2</sup> . Conforme Curtiss e Eberhart (1974). ....	52
Figura 4-12 – Perfil de saturação calculado a 5,8 cm da entrada. Observar a formação de promontórios no plano definido pelos eixos de duas fibras adjacentes. ....	60
Figura 4-13 - Perfil de saturação calculado a 8,3 cm da entrada. Observar a formação das pontes de sangue saturado e os sacos de sangue insaturado. ....	61
Figura 5-1 - Geometria do trocador de massa. ....	65
Figura 5-2 - Oxigenador protótipo. ....	66
Figura 5-3 - Oxigenador Biocor: vista explodida .....	70
Figura 5-4 – Oxigenador de Membranas Biocor: vista em corte.....	70
Figura 5-5 Microscopia eletrônica de varredura do feixe de fibras do oxigenador protótipo. ....	73
Figura 5-6 Microscopia eletrônica de varredura do feixe de fibras do oxigenador Biocor.....	73
Figura 5-7 Superfície externa da fibra oca utilizada no oxigenador protótipo. ....	74
Figura 5-8 Superfície externa da fibra oca utilizada no oxigenador Biocor. ....	74



Figura 5-9 Corte transversal da fibra oca utilizada no oxigenador protótipo. ....	75
Figura 5-10 Corte transversal da fibra oca utilizada no oxigenador Biocor. ....	75
Figura 6-1 - Circuito para teste com sangue. AE: amostra de entrada; AS: Amostra de saída. ....	79
Figura 6-2 - Ensaio <i>in vitro</i> com sangue. ....	79
Figura 6-3 - Protótipo no ensaio <i>in vitro</i> com sangue. ....	81
Figura 6-4 - $Ef_{O_2}$ em função de $Q_s$ . ....	89
Figura 6-5 – Taxa volumétrica de oxigênio em função de $Q_s$ . ....	90
Figura 6-6 - $Ef_{CO_2}$ em função de $Q_s$ . ....	92
Figura 6-7 – Transporte de dióxido de carbono em função de $Q_s$ . ....	93
Figura 7-1 – Oxigenador Protótipo: espaçamento dos tubos em $x$ e $y$ . ....	98
Figura 7-2 - Oxigenador Protótipo: comprimentos em $x$ e $y$ do feixe de tubos. ....	99
Figura 7-3 - Arranjo elementar dos tubos nos oxigenadores: a) oxigenador Biocor (esquerda) , b) oxigenador protótipo (direita). ....	100
Figura 7-4 - Elemento de volume de controle no incremento $dz$ , onde são apresentadas as principais variáveis de entrada. ....	102
Figura 7-5 Esquema da integração do feixe de fibras até a 2ª. fileira de fibras. ....	106
Figura 7-6 - $\theta_{O_2}$ em função da $P_{O_2}$ para $BE=0$ , $T=37^\circ C$ e três valores de $pH$ . ....	109
Figura 7-7 - $\theta_{CO_2}$ em função da $P_{CO_2}$ para $BE=0$ , $S_{O_2} = 65\%$ e três valores de $Hb$ . ....	111
Figura 7-8 Transporte de oxigênio em sangue – oxigenador protótipo. ....	115
Figura 7-9 Transporte de $CO_2$ em sangue – oxigenador protótipo. ....	115
Figura 7-10 Transporte de oxigênio em sangue – oxigenador Biocor. ....	116
Figura 7-11 Transporte de $CO_2$ em sangue – oxigenador Biocor. ....	116
Figura 7-12 $Ef_{O_2}$ calculado com o modelo calibrado versus $Ef_{O_2}$ experimental. ....	117
Figura 7-13 $\dot{V}_{CO_2}$ calculado com o modelo calibrado versus $\dot{V}_{CO_2}$ experimental. ....	117

Figura 7-14 pH calculado com o modelo calibrado versus pH medido.....	118
Figura 7-15 $P_{CO_2}$ calculado com o modelo calibrado versus $P_{CO_2}$ medido. ....	118
Figura 7-16 $P_{O_2}$ calculado com o modelo calibrado versus $P_{O_2}$ medido.....	119
Figura 7-17: $pH$ em função da posição no oxigenador protótipo, para $Q_s=6,0$ L/min. ....	122
Figura 7-18 Distribuição da pressão parcial de oxigênio no oxigenador protótipo para $Q_s=6,0$ L/min. ....	123
Figura 7-19 Distribuição da saturação da oxihemoglobina no oxigenador protótipo para $Q_s=6,0$ L/min. ....	123
Figura 7-20 Distribuição da pressão parcial de gás carbônico no oxigenador protótipo para $Q_s=6,0$ L/min. ....	124
Figura 7-21 Pressão parcial de $CO_2$ ao longo da 1 <sup>a</sup> . fileira de fibras, no sangue e no gás.....	125
Figura 7-22 Fração volumétrica de $CO_2$ no sangue, na entrada e na saída da 1 <sup>a</sup> . fileira de fibras. ....	126
Figura 7-23 Variação no conteúdo de $O_2$ e $CO_2$ no sangue, antes e após a 1 <sup>a</sup> . fileira de fibras. ....	127
Figura 7-24 Variação no conteúdo de $O_2$ e $CO_2$ no sangue, antes e após a última fileira de fibras. ....	128
Figura 7-25 Distribuição de $pH$ no oxigenador Biocor com $Q_s=6,0$ L/min.....	128
Figura 7-26 Distribuição da pressão parcial de $O_2$ no sangue no oxigenador Biocor.....	129
Figura 7-27 Distribuição da pressão parcial de $CO_2$ no sangue e no oxigenador Biocor, para $Q_s=6,0$ L/min. ....	129
Figura 7-28 Diagrama $P_{O_2} - P_{CO_2}$ para o oxigenador protótipo na temperatura de 28°C, Hb=12 g/dl e $Q_s=6,0$ L/min. ....	134
Figura 7-29 Diagrama $P_{O_2} - P_{CO_2}$ para o oxigenador Biocor na temperatura de 28°C, Hb=12 g/dl e $Q_s=6,0$ L/min. ....	134
Figura 7-30 Valores obtidos para a $RGS$ e $FiO_2$ conforme a temperatura do paciente para $Q_s= 6,0$ L/min e $Hb=12$ g/dl, tal que $P_{O_2,a}=200$ mmHg e $P_{CO_2,a}=40$ mmHg.....	135

Figura 7-31 <i>pH</i> em função da posição no oxigenador protótipo, para $Q_S=6,0$ L/min, $Hb=12$ g/dl e $T_S=28^\circ\text{C}$ , com $RGS=0,742$ e $FiO_2=0,620$ .....	136
Figura 7-32 Distribuição da pressão parcial de gás carbônico no oxigenador protótipo para $Q_S=6,0$ L/min, $Hb=12$ g/dl e $T_S=28^\circ\text{C}$ , com $RGS=0,742$ e $FiO_2=0,620$ . ....	136
Figura 7-33 Distribuição da pressão parcial de oxigênio no oxigenador protótipo para $Q_S=6,0$ L/min, $Hb=12$ g/dl e $T_S=28^\circ\text{C}$ , com $RGS=0,742$ e $FiO_2=0,620$ . ....	137
Figura 7-34 Distribuição da saturação da oxihemoglobina no oxigenador protótipo para $Q_S=6,0$ L/min, $Hb=12$ g/dl e $T_S=28^\circ\text{C}$ , com $RGS=0,742$ e $FiO_2=0,620$ . ....	138
Figura 7-35 Distribuição da saturação da oxihemoglobina no oxigenador protótipo para $Q_S=6,0$ L/min, $Hb=12$ g/dl e $T_S=32^\circ\text{C}$ , com $RGS=0,754$ e $FiO_2=0,658$ . ....	138
Figura 7-36 Distribuição da saturação da oxihemoglobina no oxigenador protótipo para $Q_S=6,0$ L/min, $Hb=12$ g/dl e $T_S=37^\circ\text{C}$ , com $RGS=0,756$ e $FiO_2=0,751$ . ....	139
Figura 7-37 <i>pH</i> em função da posição no oxigenador Biocor, para $Q_S=6,0$ L/min, $Hb=12$ g/dl e $T_S=28^\circ\text{C}$ , com $RGS=0,790$ e $FiO_2=0,694$ .....	139
Figura 7-38 Distribuição da pressão parcial de gás carbônico no oxigenador Biocor para $Q_S=6,0$ L/min, $Hb=12$ g/dl e $T_S=28^\circ\text{C}$ , com $RGS=0,790$ e $FiO_2=0,694$ . ....	140
Figura 7-39 Distribuição da pressão parcial de oxigênio no oxigenador Biocor para $Q_S=6,0$ L/min, $Hb=12$ g/dl e $T_S=28^\circ\text{C}$ , com $RGS=0,790$ e $FiO_2=0,694$ .....	140
Figura 8-1 - Modelo esquemático do teste com água. ....	145
Figura 8-2 - Circuito para teste com água. AE: amostra de entrada; AS: Amostra de saída. ....	149
Figura 8-3- Transporte de oxigênio em água – oxigenador protótipo. ....	152
Figura 8-4 - Transporte de dióxido de carbono em água – oxigenador protótipo....	152
Figura 8-5 – Transporte de oxigênio em água – oxigenador Biocor.....	153
Figura 8-6- Transporte de dióxido de carbono em água – oxigenador Biocor. ....	153
Figura 8-7 Efeito da difusividade de oxigênio no sangue na predição do transporte no sangue no oxigenador protótipo. ....	155

Figura 8-8 Efeito da difusividade de CO <sub>2</sub> no sangue na predição do transporte no sangue no oxigenador protótipo. ....	156
Figura 8-9 $Ef_{O_2}$ calculado versus experimental para $D_{O_2,S} = 0,90e-9$ e $D_{CO_2,S} = 0,75e-9$ m <sup>2</sup> /s no oxigenador protótipo.....	156
Figura 8-10 $\dot{V}_{CO_2}$ calculado versus experimental para $D_{O_2,S} = 0,90e-9$ e $D_{CO_2,S} = 0,75e-9$ m <sup>2</sup> /s no oxigenador protótipo.....	157
Figura 8-11 Efeito da difusividade de oxigênio no sangue na predição do transporte no sangue no oxigenador Biocor.....	157
Figura 8-12 Efeito da difusividade de CO <sub>2</sub> no sangue na predição do transporte no sangue no oxigenador Biocor.....	158
Figura 8-13 $Ef_{O_2}$ calculado versus experimental para $D_{O_2,S} = 1,70e-9$ e $D_{CO_2,S} = 1,42e-9$ m <sup>2</sup> /s no oxigenador Biocor. ....	158
Figura 8-14 $\dot{V}_{CO_2}$ calculado versus experimental para $D_{O_2,S} = 1,70e-9$ e $D_{CO_2,S} = 1,42e-9$ m <sup>2</sup> /s no oxigenador Biocor. ....	159

## LISTA DE ABREVIATURAS

AAMI	Association for the Advancement of Medical Instrumentation.
AFT	Advancing Front Theory.
CEC	Circulação extracorpórea.
CNTP	Condições normais de pressão (760 mmHg) e temperatura (0°C)
DPM	Desvio padrão da média.
ECMO	Extracorporeal membrane oxygenation.
ECLS	Extracorporeal life support.
GEIM	Guia para Expressão da Incerteza de Medição.
HCFMUSP	Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
RGS	Relação gás-sangue.

## LISTA DE SÍMBOLOS

$A$	área.	$m^2$
$a$	diâmetro da fibra ou espaçamento entre membranas planas, constante.	m, adimensional
$BE$	Excesso de bases	mmol/L
$C$	Concentração, comprimento.	g/dl ou mmol/L, m
$c$	constante	
$D$	Diâmetro, difusividade.	m, $m^2/s$
$Dn$	número de Dean. ( $= Re\sqrt{\lambda}$ )	adimensional
$Ef_{CO_2}$	Coefficiente de efetividade para o transporte de $CO_2$ .	adimensional
$Ef_{O_2}$	Coefficiente de efetividade para o transporte de $O_2$ .	adimensional
$F$	fator de arranjo.	adimensional
$f$	fator de atrito hidrodinâmico.	adimensional
$FiO_2$	Fração molar inspirada de oxigênio	adimensional
$fs_{O_2}$	saturação fracional da oxihemoglobina. $\left( = \frac{S_{O_2} - S_{O_2,e}}{S_{O_2,máx} - S_{O_2,e}} \right)$	adimensional

$f_{x_{O_2}}$	conteúdo total adimensional de oxigênio (ligado à hemoglobina + dissolvido). $\left( = \frac{x_{O_2,ss} - x_{O_2,se}}{x_{O_2,máx} - x_{O_2,se}} \right)$	adimensional
$Gz$	número de Graetz.	adimensional
$h$	espaçamento paralelo entre membranas planas.	m
$Hb$	concentração de hemoglobina.	g/dL
$Ht$	hematócrito.	adimensional
$k$	coeficiente de transporte de massa.	ml/min/m <sup>2</sup>
$K$	coeficiente global de transporte de massa.	ml/min/mmHg/m <sup>2</sup>
$K_A$	constante de equilíbrio.	
$L$	comprimento.	m
$m$	constante.	adimensional
$MR$	metabolismo	kcal/h
$n$	número de fibras, coordenada normal.	adimensional, m
$nc$	número de células	adimensional
$P$	passo, pressão total, pressão parcial, pressão hidrostática.	adimensional, mmHg, mmHg, mmHg
$p$	porosidade.	adimensional

$Q$	vazão em volume.	$m^3/s$
$QR$	Quociente respiratório	adimensional
$r$	coordenada radial, raio, coef. de correlação estatística	m, m, adimensional
$R$	raio interno do tubo, raio do hélice, raio, resistência ao transporte de massa	m, m, m, mmHg.min/ml
$Re$	número de Reynolds. $\left( = \frac{Q \cdot D_e}{(1-p) \cdot A_f \cdot v} \right)$	adimensional
$Sc$	número de Schmidt. $\left( = \frac{\nu}{D} \right)$	adimensional
$SC$	Superfície corporal	$m^2$
$Sh$	número de Sherwood. $\left( = \frac{k_x \cdot D_h}{D} \right)$	adimensional
$S_{O_2}$	percentual de hemoglobina saturada pelo $O_2$ .	adimensional
$T$	temperatura.	$^{\circ}C$
$t$	espessura.	m
$u$	Incerteza padrão.	
$U$	Incerteza padrão expandida (95%).	
$V$	velocidade, volume do lado do sangue na câmara de oxigenação, volume.	m/s, $m^3$ , $m^3$



$\dot{V}$	vazão em volume.	ml/min
$W$	largura do canal.	m
$x$	fração volumétrica, coordenada dimensional.	ml/ml, m
$x^*$	coordenada de posição adimensional	adimensional
$y$	fração molar no gás, coordenada dimensional.	ml/ml, m
$z$	coordenada dimensional.	m
$z^*$	coordenada de posição adimensional	adimensional
$\alpha$	coeficiente de solubilidade.	mmHg <sup>-1</sup>
$\phi$	umidade relativa	adimensional
$\gamma$	razão entre a resistência à difusão na parede e a resist. à difusão no sangue.	adimensional
$\eta$	espessura da camada limite.	m
$\kappa$	coeficiente adimensional de transporte de massa	adimensional
$\lambda$	razão helicoidal ( $=D_i/R$ ).	adimensional
$\mu$	viscosidade.	N.s/m <sup>2</sup>
$\nu$	viscosidade cinemática.	m <sup>2</sup> /s
$\theta$	relação entre espécie reagida e dissolvida	adimensional

$\rho$	densidade.	$\text{kg/m}^3$
$\tau_v$	tensão de cisalhamento de escoamento do sangue.	$\text{N/m}^2$
$\tau_w$	tensão de cisalhamento do sangue na parede.	$\text{N/m}^2$
$\psi$	coeficiente adimensional de transporte de massa	adimensional

Índices:

$a$	Água, arterial.
$B$	barométrica
$c$	central, combinada
$calc$	Valor calculado
$diss$	dissolvido.
$e$	externo, entrada.
$exp$	Valor experimental
$f$	fibra, final, frontal.
$h$	hidráulico.
$i$	interno, inicial.
$g$	gás.
$l$	líquido.

<i>LM</i>	média logaritmica
<i>m</i>	membrana, massa, valor médio.
<i>máx</i>	máximo.
<i>p</i>	parede.
<i>pl</i>	plasma.
<i>r</i>	referência.
<i>s</i>	sangue, saída.
<i>sat</i>	saturado
<i>sf</i>	solução fisiológica (NaCl 0,9%).
<i>t</i>	tubo.
<i>T</i>	total.
<i>v</i>	Vértice, venoso
<i>x</i>	coordenada dimensional, fase líquida.
<i>y</i>	coordenada dimensional, fase gasosa.
<i>z</i>	coordenada dimensional.
<i>0</i>	na tubulação de gás

## 1 INTRODUÇÃO

Os oxigenadores de sangue são dispositivos utilizados na prática médica, desde a segunda metade da década de 50 para suprir a função do pulmão, durante intervenções cirúrgicas, no coração aberto. Desta forma, o oxigenador deve ser capaz de fornecer ao sangue a quantidade de oxigênio necessária para a respiração celular nos tecidos, bem como remover o gás carbônico produzido neste processo.

Sob a ótica da engenharia, estes dispositivos nada mais são do que trocadores de massa. Atualmente, utilizam-se basicamente duas concepções: o oxigenador tipo bolhas e o oxigenador tipo membrana, sendo o primeiro cada vez menos empregado na área médica.

O oxigenador de bolhas é um trocador de massa gás-líquido, no qual oxigênio na forma gasosa é borbulhado na fase líquida, ou seja, no sangue. No oxigenador de membrana, o contato entre as fases não ocorre, pois entre elas temos uma membrana de material polimérico permeável apenas aos gases.

O oxigenador de membrana possui vantagens em relação ao oxigenador de bolhas, como a sua maior biocompatibilidade, uma vez que o contato direto gás-sangue possui efeitos deletérios sobre as células presentes no sangue, como as hemáceas, os leucócitos e as plaquetas (Taylor 1986). No entanto, na prática médica, esta vantagem não se traduz claramente em ganho para o paciente (Boonstra et al, 1986, Calafiore et al, 1985, Turri et al, 1995). Porém, a sua maior biocompatibilidade fica evidente por ser o oxigenador de membrana indicação exclusiva nas chamadas ECMO - *Extracorporeal membrane oxygenation*, na qual se mantém suporte respiratório por períodos que podem chegar até duas semanas (Taylor, 1986).

Existe uma terceira concepção (Malchesky PS, Nosé Y, 1971) que, no entanto, ainda se encontra em fase experimental, que é o chamado oxigenador líquido-líquido. Como o próprio nome já diz, este é um trocador de massa líquido-líquido, no qual um líquido com alta solubilidade para o oxigênio, já previamente oxigenado, é misturado com o sangue. Este líquido é um perfluorcarbono. A vantagem deste tipo de oxigenador seria a de evitar os efeitos indesejáveis do oxigenador tipo bolhas, porém, o perfluorcarbono, além do alto custo, pode ser carregado junto com o sangue na forma de micro-êmbolos, em direção ao paciente, causando acidentes embólicos (Sueda et al, 1993).

Devido a peculiaridades da cirurgia cardíaca, os oxigenadores normalmente possuem um trocador de calor acoplado. Isto porque, de acordo com o tipo de cirurgia cardíaca, o paciente é resfriado para temperaturas inferiores à temperatura corpórea normal de 37 °C. Desta forma, os oxigenadores possuem também a função de troca térmica.

### 1.1 Requisitos Clínicos dos Oxigenadores

Os oxigenadores de sangue possuem quatro parâmetros principais para a avaliação do seu desempenho, que são basicamente as taxas volumétricas de transporte de oxigênio e gás carbônico, a perda de carga oferecida ao escoamento de sangue e a efetividade do trocador de calor. Os valores destes parâmetros são dependentes da vazão de sangue e no caso da taxa volumétrica de transporte de CO<sub>2</sub>, também da vazão de gás. Com relação à taxa volumétrica de transporte de oxigênio, existe uma forte dependência do percentual de oxigênio no gás. Estes valores de desempenho são geralmente apresentados em gráficos como função da vazão de sangue.

A grosso modo, podemos dizer que, os oxigenadores de circulação extracorpórea para o grau de desenvolvimento atual, fornecem os seguintes valores limites de desempenho, na condição de vazão de sangue e gás, iguais a 6 l/min e oxigênio a 100% :

- Transferência de O<sub>2</sub> ≥ 350 ml/min.
- Transferência de CO<sub>2</sub> ≥ 280 ml/min.
- Perda de pressão entre a entrada e a saída de sangue ≤ 150 mmHg.
- Efetividade do trocador de calor ≥ 50%.

### 1.2 Aspectos Construtivos

Os oxigenadores de membrana podem ser construídos com duas geometrias básicas: são os oxigenadores de membrana plana e os de membrana de fibra oca (*hollow fiber*). Assim, a troca de gases ocorre através de uma membrana com uma

das duas geometrias acima. A configuração mais usual é a membrana de fibra oca, e atualmente, o escoamento de sangue se dá pelo lado externo das fibras, enquanto que o escoamento do gás, que pode ser oxigênio ou uma mistura de oxigênio e nitrogênio, se dá pelo interior das mesmas. O escoamento de sangue cruzado tem-se mostrado mais eficiente que o escoamento paralelo, e na maioria dos casos, o ângulo entre a direção do escoamento e a fibra encontra-se entre  $45^\circ$  e  $90^\circ$ , preferivelmente.

Inicialmente, o feixe de fibras era obtido de forma análoga a que se usa para enrolar um carretel de linha. Porém, o espaçamento uniforme das fibras passou a ser um parâmetro importante de eficiência, e os fabricantes de fibras começaram a fornecê-las numa apresentação em esteira. Esta esteira, quando enrolada sobre um núcleo plano ou cilíndrico, fornece uma bobina. Esta bobina é, então, incorporada a um invólucro de material rígido dotado de vias de entrada e saída para o sangue.

Nas extremidades da bobina, é necessária uma selagem de forma a separar os trechos iniciais e finais das fibras, para que não haja mistura entre o sangue e o gás. Essa selagem é realizada através da cura, sob centrifugação, de resina epóxi ou poliuretano bicomponente. Após a cura, obtém-se em cada face plana da bobina, uma camada com espessura de 10 a 20 mm, evitando que haja solução de continuidade entre a parede externa das fibras, que entra em contato com o sangue, e os pontos de entrada e saída de gás nas fibras.

### **1.3 A Circulação Extracorpórea**

Nas cirurgias cardíacas de coração aberto, necessita-se de um sistema que supra as funções de bombeamento do sangue bem como da troca gasosa nos pulmões. Isto porque, o sangue proveniente da periferia do organismo (sangue venoso), é desviado do átrio direito, através da canulação das veias cavas superior e inferior. Este sangue poderia ser bombeado para os pulmões, estabelecendo-se uma ponte sobre átrio e ventrículo direitos apenas. No entanto, para se abrir o lado esquerdo do coração seria necessário uma nova canulação das veias pulmonares, que são em número de quatro, com menor diâmetro e de difícil acesso quando comparadas com as veias cavas. Desta forma, visando-se uma maior simplicidade e uma maior segurança no procedimento operatório na cirurgia cardíaca, estabelece-se uma ponte sobre o coração e a circulação pulmonar.

O sangue flui, então, por um circuito artificial, constituído por uma tubulação de PVC grau médico, onde estão associados, em série, o oxigenador e a bomba de roletes. O oxigenador contém, além da câmara de troca de massa e do trocador de calor, um reservatório, onde um volume de sangue é armazenado de forma a facilitar o controle da circulação extracorpórea (CEC), fazendo que esta se torne um circuito aberto (Figura 1.1).

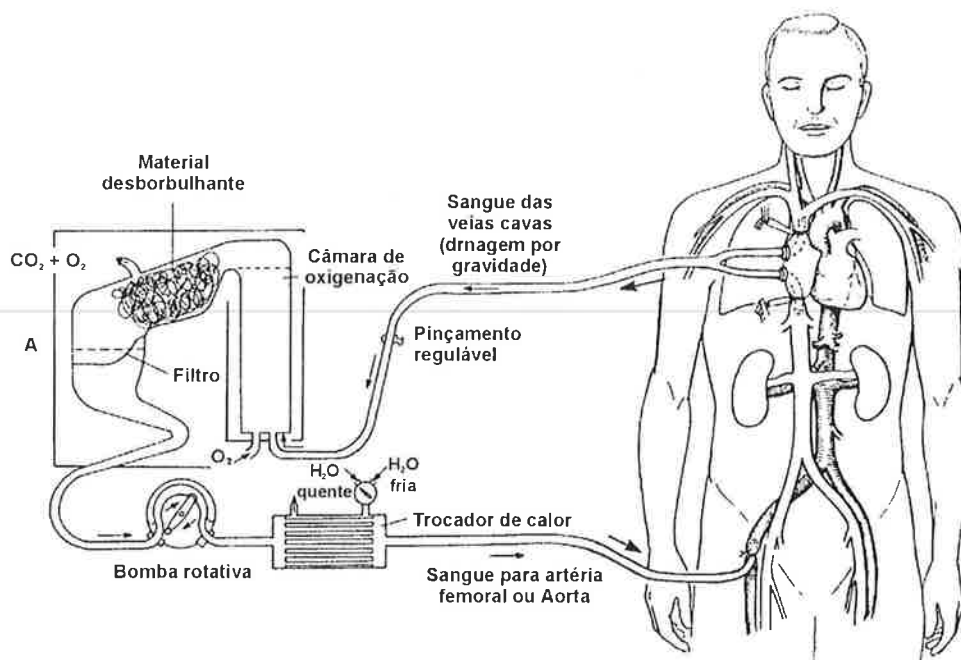
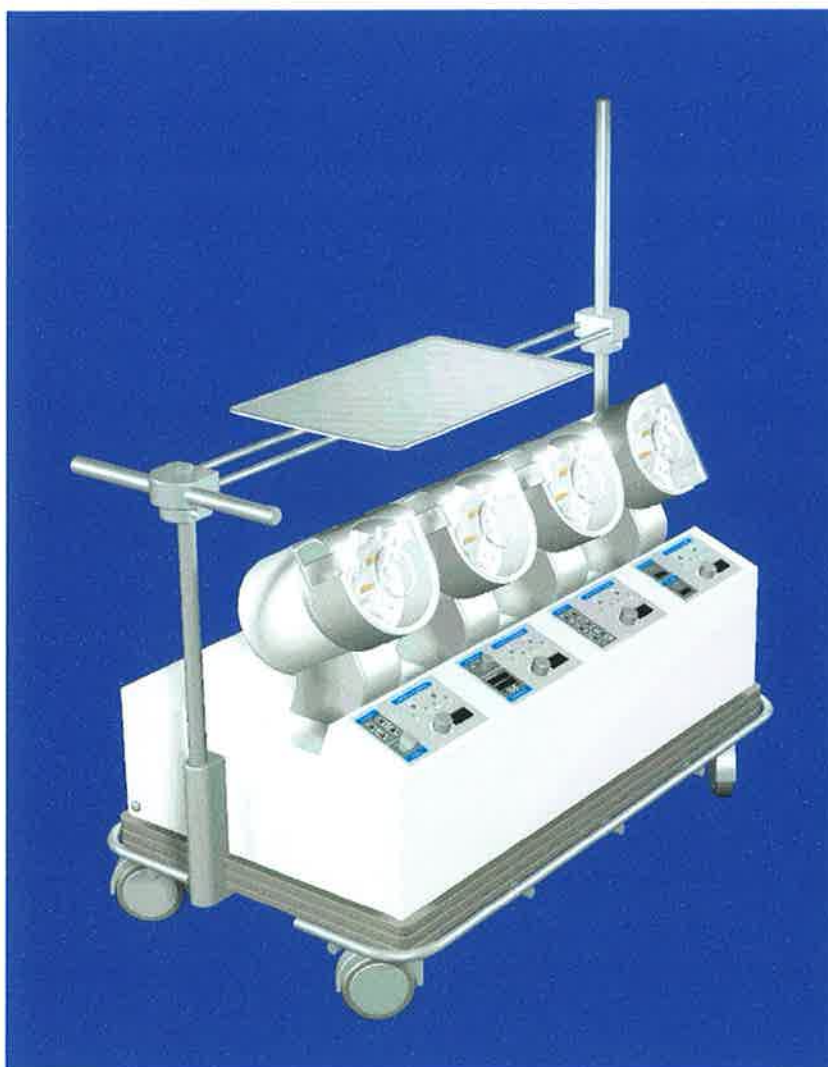


Figura 1-1– A circulação extracorpórea.

Durante a CEC, o oxigenador é acoplado à máquina de circulação extracorpórea (figura 1.2), a qual contém a bomba de roletes e os circuitos de água quente e fria em paralelo entre si e em série com a bomba d'água. O circuito de água quente possui uma resistência elétrica com potência ao redor de 2000 W, controlada por um termostato. A máquina possui entrada e saída de água, as quais são acopladas à entrada e saída de água do trocador de calor do oxigenador. A máquina inclui ainda 3 bombas de roletes auxiliares com a função de aspirar o sangue coletado no campo cirúrgico. Este sangue é bombeado para um reservatório auxiliar, sendo em seguida, drenado por gravidade para o oxigenador.



**Figura 1-2 – A máquina de circulação extracorpórea.**

No oxigenador tipo bolhas, o escoamento do corpo para o mesmo se dá por gravidade, devendo o oxigenador apresentar pouca resistência ao escoamento. Neste caso, a bomba de roletes se localiza após o oxigenador. Já no oxigenador tipo membrana, o trocador de massa apresenta alta perda de carga, o que faz que a bomba seja instalada antes do mesmo. O sangue proveniente do corpo escoar por gravidade até um reservatório, passando, em seguida, pela bomba de roletes e daí para os trocadores de calor e de massa, retornando, por fim, ao organismo.

Na figura 1.3, é apresentado um modelo de oxigenador tipo bolhas. Na figura 1.4, é apresentado um modelo de oxigenador tipo membrana.



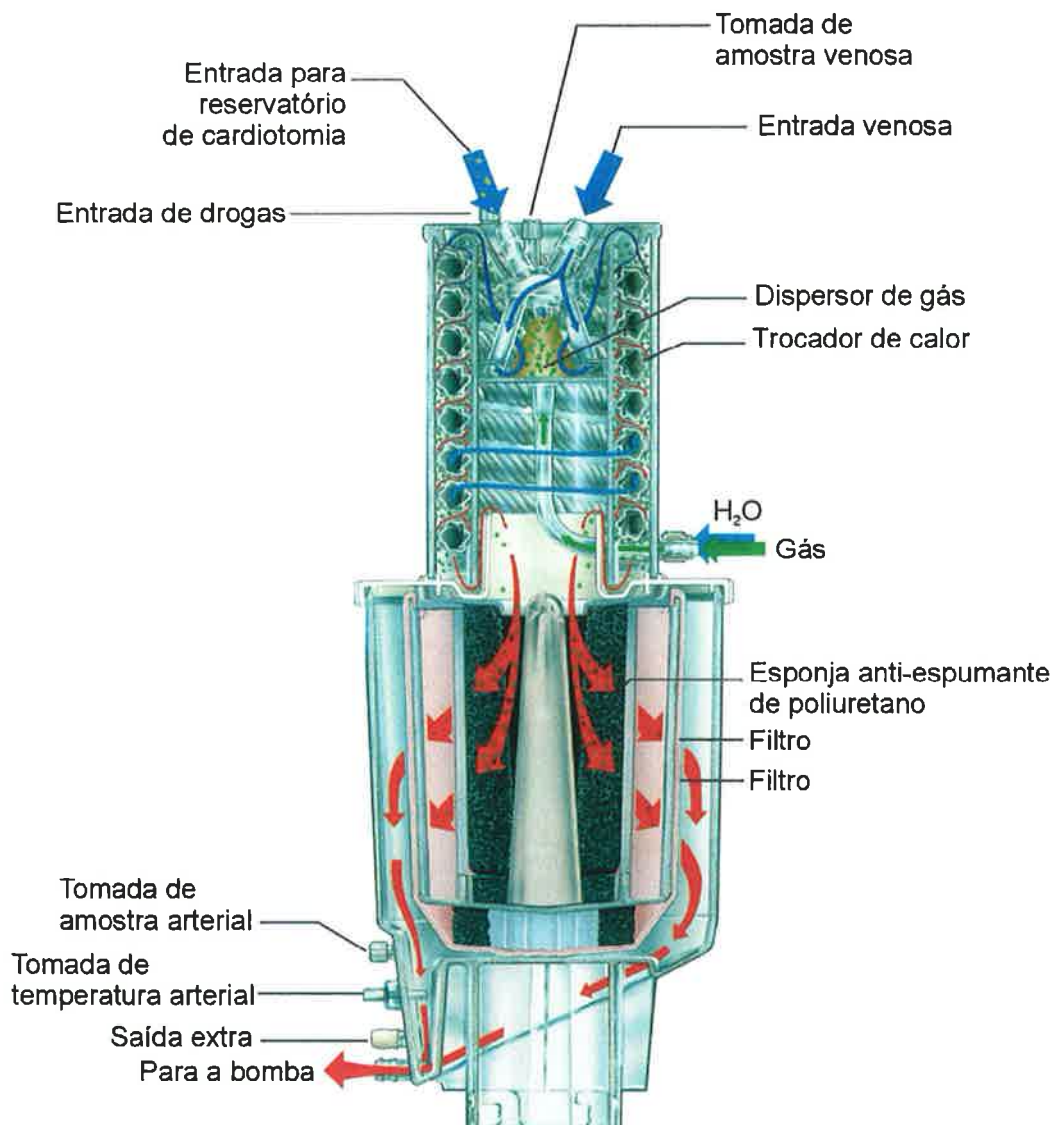
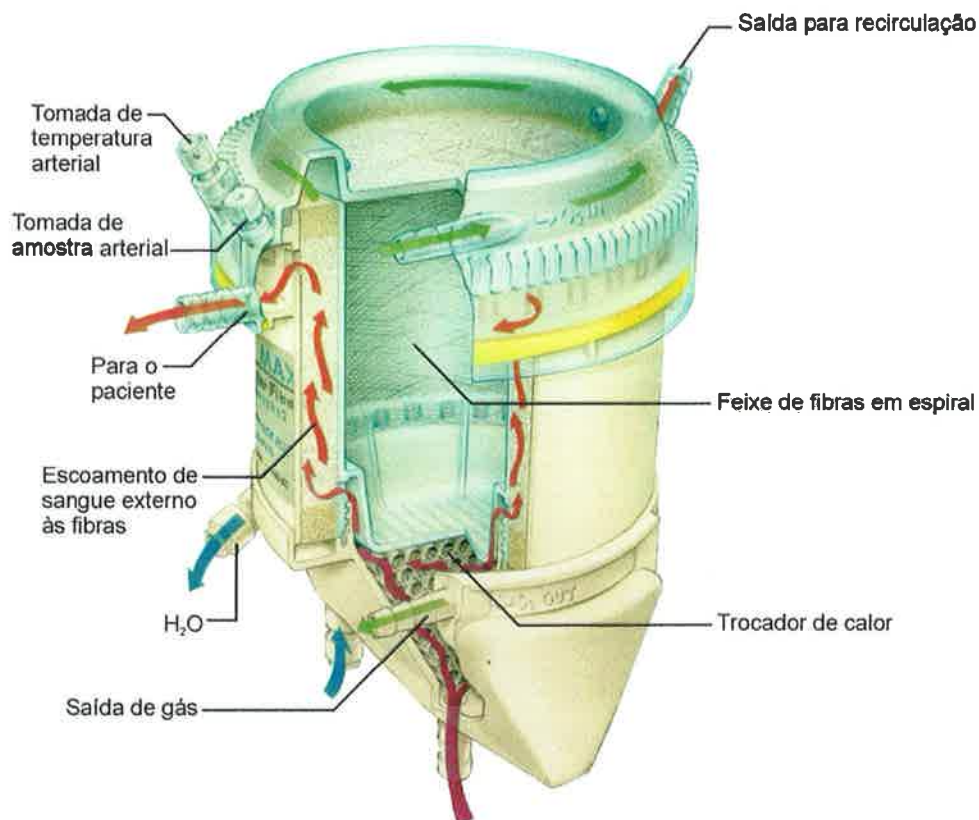


Figura 1-3 – Oxigenador de Bolhas OBD II-40 da empresa brasileira Macchi®.

#### 1.4 Evolução Tecnológica dos Oxigenadores

A idéia de acoplar o bombeamento extracorpóreo do sangue e a oxigenação artificial do sangue para permitir intervenções cirúrgicas em pacientes adultos é atribuída a Gibbon (1937). Inspirado pela morte trágica de uma mulher grávida com embolia pulmonar, ele foi o primeiro a estabelecer a viabilidade técnica do suporte circulatório artificial durante a oclusão temporária da artéria pulmonar. Gibbon levou 20 anos (interrompido pela 2ª. Guerra Mundial) para desenvolver um primeiro

modelo confiável para uso clínico, tornando-se o primeiro a obter sucesso na utilização da CEC para auxílio de uma cirurgia cardíaca. Isto ocorreu em 20 de maio de 1953, quando realizou com sucesso o fechamento de um defeito septal atrial.



**Figura 1-4 – Oxigenador de membranas Medtronic Maxima®.**

O protótipo inicial de Gibbon consistia em um cilindro rotativo vertical através do qual era possível a formação de um filme de sangue, o qual era submetido a uma atmosfera rica em oxigênio em contra-corrente. O modelo clínico, construído com auxílio da IBM, e logo adotado na clínica Mayo foi denominado oxigenador de tela estacionária. Neste oxigenador, seis telas verticais de aço inoxidável eram incorporadas num receptáculo de plástico rígido e transparente. O sangue é introduzido pelo topo do dispositivo e escoava de forma descendente por gravidade, formando um filme de sangue com grande área de troca. Após a troca gasosa, o

sangue acumula-se no reservatório arterial, do qual ele pode ser bombeado para uma artéria sistêmica. O problema inicial deste tipo de dispositivo, além da grande dimensão, era a ocorrência de *blood streaming*, o que causava uma diminuição da área de troca (figuras 1.5 e 1.6).

Björk (1948) propõe um método alternativo para a formação do filme de sangue, no caso, utilizando uma série de discos unidos por um eixo em rotação e parcialmente imersos num nível de sangue. Este tipo de oxigenador foi denominado oxigenador de discos. Utilizando um oxigenador semelhante, porém, com discos feitos de tela, Dennis, em 1951, realiza a primeira CEC em humanos. Infelizmente, esta cirurgia não obteve sucesso, devido à complexidade da doença do paciente (Dennis et al, 1951).

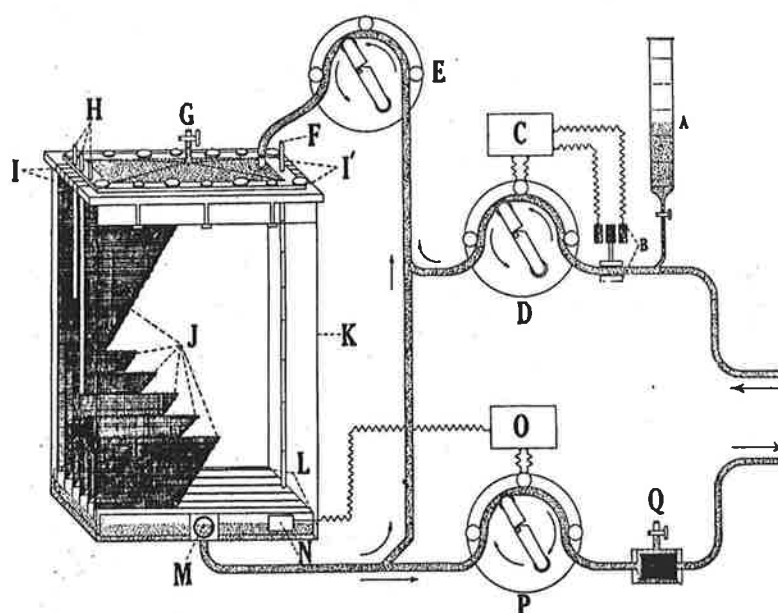
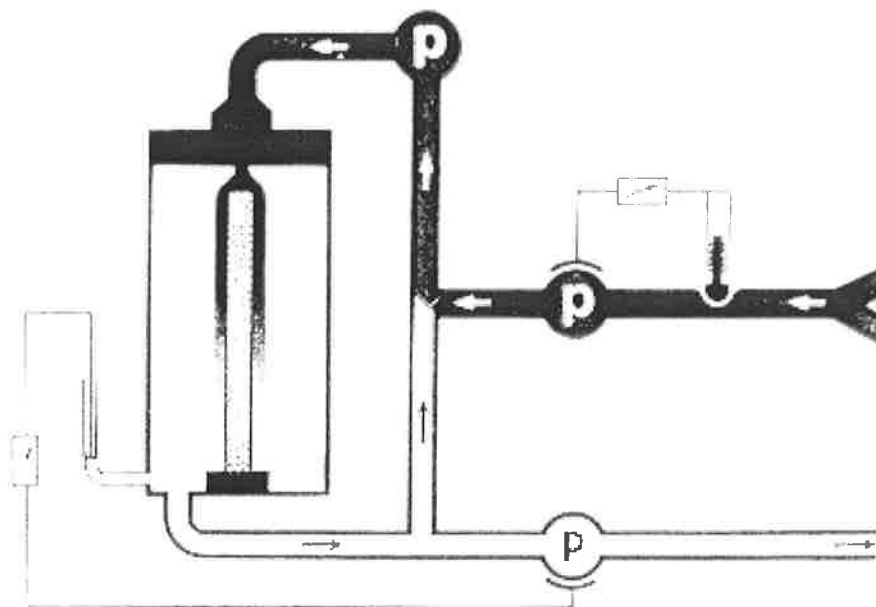


Figura 1-5 – Oxigenador de tela utilizado por Gibbon em pacientes.

Finalmente em 1955, o grupo liderado por Lillehei e DeWall, em Minneapolis, realiza a primeira série de cirurgias cardíacas com sucesso utilizando o oxigenador de bolhas com reservatório helicoidal proposto por DeWall (DeWall et al, 1956, figura 1.7).

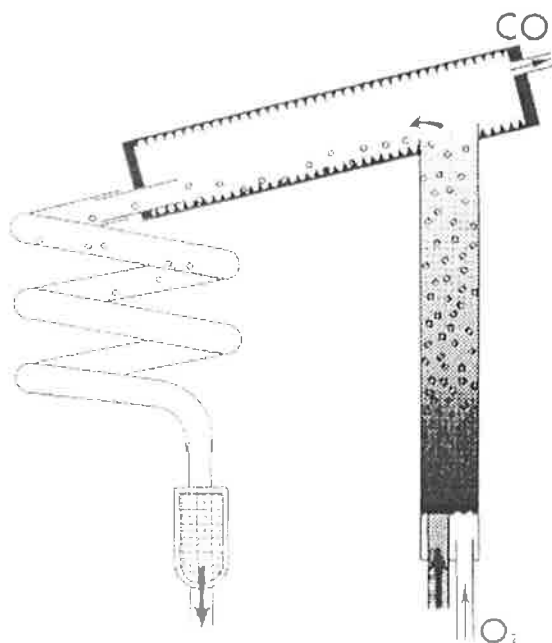
Cross et al (1956) introduzem diversas melhorias no oxigenador de discos, passando a utilizá-lo em várias cirurgias cardíacas com sucesso, o que praticamente validou a utilização clínica deste equipamento (figura 1.8). Este oxigenador passou a

ser em um curto espaço de tempo o mais utilizado e praticamente dominou a CEC na década de sessenta. A ele, deve-se a grande importância da difusão da CEC nos diversos serviços de cardiologia, espalhados pelo mundo todo (Taylor, 1986).



**Figura 1-6 – Desenho esquemático do oxigenador utilizado por Gibbon. Para a manutenção do desempenho deste oxigenador, é necessário que a vazão de sangue na tela seja constante. Tendo em vista a flutuação da vazão de sangue que ocorre na CEC, é necessária a utilização de duas bombas adicionais. A bomba, na linha venosa, estava acoplada a um dispositivo sensível à variação do diâmetro de um segmento flexível. Caso a bomba estivesse aspirando sangue num fluxo muito alto, a diminuição do diâmetro do tubo flexível atuaria na bomba, evitando o colapamento das veias cavas. A bomba de recirculação era sempre ajustada para um fluxo maior que o da bomba da linha venosa. Isto garantia que a vazão de sangue na linha de recirculação fosse sempre ascendente. A bomba arterial era controlada por mecanismo sensível ao nível da câmara coletora, de forma a manter constante o volume de sangue no circuito extracorpóreo.**

Alguns avanços tecnológicos impulsionaram o oxigenador de bolhas à frente dos oxigenadores de filme. O primeiro foi a identificação de agentes anti-espumantes à base de silicone. Desta forma, o método de remoção de bolhas, que consistia de um longo trajeto num plano inclinado (reservatório helicoidal), pode ser substituído por uma esponja de aço inoxidável, embebida deste agente anti-espumante, conforme o proposto por Cooley (1957). Em 1958, este oxigenador foi aperfeiçoado para um modelo compacto que não necessitava de desmontagem para a limpeza e esterilização em autoclave (Cooley, 1958).



**Figura 1-7– Oxigenador DeWall-Lillehei.** Neste oxigenador, sangue e oxigênio são injetados simultaneamente na base da coluna de oxigenação. As bolhas de oxigênio sobem junto com o escoamento ascendente do sangue o que progressivamente arterializa o sangue. A remoção das bolhas ocorre na câmara inclinada, devido ao escoamento descendente e pelo recobrimento da parede por um agente anti-espumante. No final do reservatório helicoidal temos um filtro.

Finalmente, na Dinamarca, Rygg e Kyvsgaard (1956) propõem um oxigenador de bolhas descartável e de baixo custo, fabricado totalmente em plástico, sendo acompanhado por Hyman (1956) nos EUA. Deu-se início, então, a etapa de industrialização e produção em massa desses equipamentos. Este fato, aliado à simplicidade e melhor eficiência, o que significava a necessidade de menores volumes de *prime* ou enchimento, fez que os oxigenadores de filme, tanto do tipo estacionário ou do tipo rotativo, os quais necessitavam de limpeza, montagem e esterilização cuidadosas, fossem progressivamente abandonados e os oxigenadores de bolhas descartáveis praticamente dominaram a CEC do final da década de sessenta até o final da década de oitenta.

#### 1.4.1 O Aparecimento do Oxigenador de Membrana

Após a Segunda Guerra Mundial, a crescente disponibilidade de filmes plásticos de pequena espessura, estimulou o interesse no desenvolvimento de membranas artificiais permeáveis a gases respiratórios. A observação inicial de que

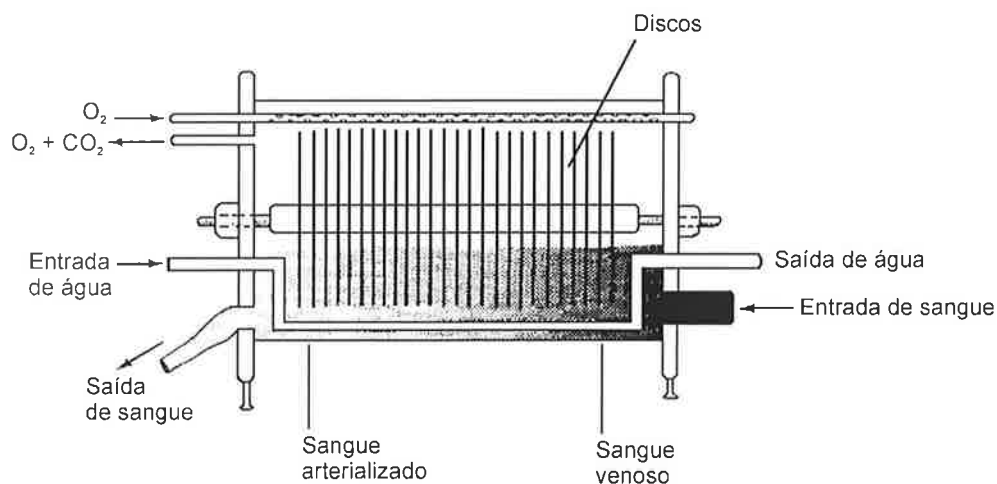


Figura 1-8– Oxigenador de discos.

sangue venoso mudava de vermelho escuro para vermelho quando escoando através de membranas de celofane, em equipamento de hemodiálise, sugeriu que trocas gasosas ocorrem em sistemas sintéticos. No início da fase de desenvolvimento, além da membrana de celulose utilizada em hemodiálise, os únicos polímeros hidrofóbicos que podiam ser fabricados em rolos de filme de pequena espessura, compreendiam o polietileno e o politetrafluoretileno (Teflon®, PTFE). Kolff e Baltzer (1955) constroem um oxigenador com membranas planas enroladas em espiral utilizando o polietileno. Clowes et al (1956) constroem um oxigenador com membranas planas em múltiplas camadas, sendo o primeiro a ser utilizado em testes clínicos. Este oxigenador utilizou membranas de etil-celulose e o estudo clínico compreendeu 150 CECs, as quais foram realizadas com sucesso. Um pouco depois, Clowes e Neville (1957) substituem a membrana por Teflon, o qual tinha as qualidades de ser um material menos frágil e um pouco mais permeável a gases. Estes primeiros oxigenadores de membrana consistiam de duas folhas do material permeável seladas nas bordas formando um envelope sendo que o sangue escoava pelo interior do mesmo. Entre dois envelopes adjacentes utiliza-se uma tela de espaçamento por onde escoava o oxigênio. Demorou um certo tempo para que os pesquisadores se dessem conta de que num oxigenador de membrana o processo de remoção de  $\text{CO}_2$  poderia ser o fator limitante ao invés da oxigenação. Isto porque as membranas hidrofóbicas tendem a possuir uma menor permeabilidade ao  $\text{CO}_2$  que a membrana alvéolo-capilar.

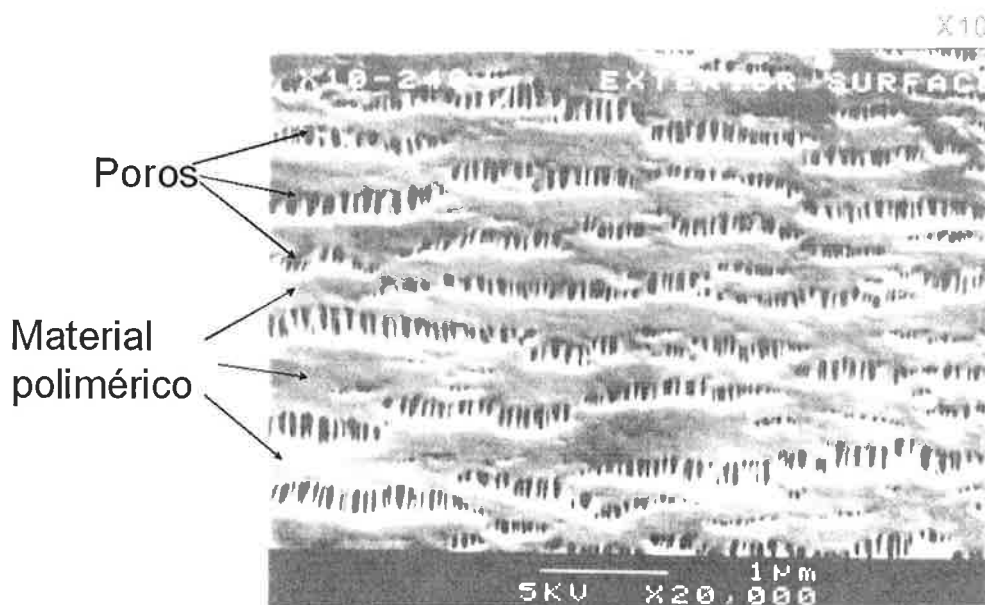
Kammermeyer (1957) descobre que elastômeros de silicone possuem permeabilidades excepcionalmente altas para  $\text{O}_2$  e  $\text{CO}_2$  além de serem

biologicamente inertes, o que resultou numa diminuição da área de troca em aproximadamente 10 vezes. Esta descoberta praticamente viabilizou os primeiros oxigenadores de membrana comerciais. Por outro lado, com o aparecimento destas membranas, a espessura do filme de sangue, ao invés da permeabilidade da membrana, é que passou a ser o fator limitante ao transporte de oxigênio. Uma vez que, sob escoamento laminar, a camada limite de concentração dificulta a difusão dos gases na direção normal à superfície de troca, diversos métodos foram implementados para promover uma renovação da camada de sangue em contato com a membrana. Estes consistiam de: compressão do envelope de membrana entre suportes contendo múltiplas saliências (Galletti et al, 1962; Landé et al, 1968), utilização de telas imersas no escoamento do sangue (Kolobow et al, 1968) e utilização de compressão externa pneumática dos envelopes a fim de controlar a espessura do filme sanguíneo (Trudell et al, 1972).

Embora oxigenadores de membrana se tornaram viáveis e modelos comerciais se tornaram disponíveis no início da década de 70, estes eram caros quando comparados aos oxigenadores de bolhas, além de exigirem um *prime* 50 a 100% maior, bem como ocasionalmente necessitarem da troca por vazamento de sangue para a linha de gás ou perda de eficiência devido à formação de trombos em uma ou mais vias de distribuição do sangue. Desta forma, os oxigenadores de membrana ainda tiveram que aguardar a segunda metade da década de 80 para que eles se tornassem competitivos com o oxigenador de bolhas.

McCaughan et al (1960) propõem a utilização de membranas microporosas e hidrofóbicas como material de troca gasosa em oxigenadores de membrana. A estanqueidade da membrana, a despeito dos poros, é garantida pela ação combinada entre o tamanho dos poros e a hidrofobicidade da membrana. No entanto, estas primeiras membranas não suportavam um gradiente hidrostático transmembrana compatível com os requisitos da CEC. Além disso, acreditou-se erroneamente que, por possuir poros de forma a permitir contato gás-sangue direto, este tipo de membrana ofereceria pouca vantagem no quesito biocompatibilidade com relação aos oxigenadores de bolhas. Dantowitz et al (1969) produzem um oxigenador utilizando uma membrana espessa e esponjosa, composta por grafite e Teflon, a qual mostrou possuir eficiência de troca significativamente superior à membrana não porosa, e capaz de suportar o gradiente de pressão habitual de uma CEC convencional. O desenvolvimento de uma membrana plana microporosa de Teflon culminou com o aparecimento do primeiro oxigenador de membranas microporosas

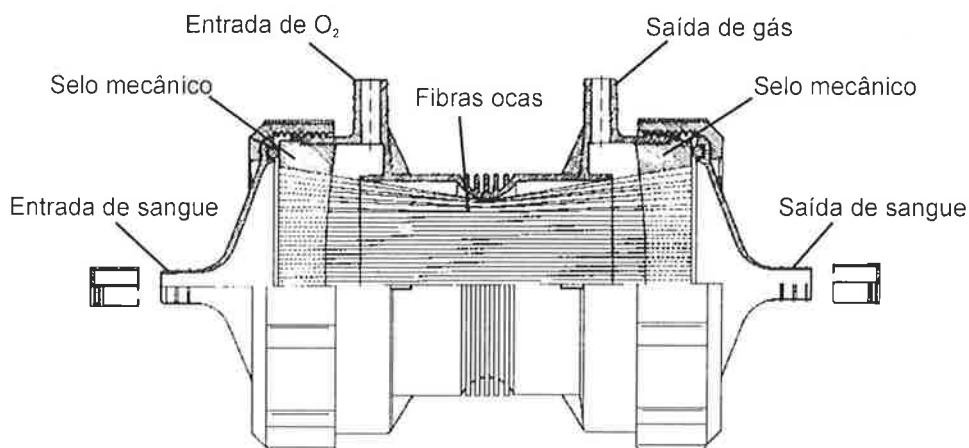
comercial, conforme Karlson et al (1974). Os estudos clínicos confirmaram a eficiência deste tipo de oxigenador. Na figura 1.9 temos a visualização da superfície de uma membrana microporosa de polipropileno obtida por microscopia eletrônica de varredura.



**Figura 1-9 – Microscopia eletrônica de varredura da superfície de uma membrana microporosa e de polipropileno.**

É também no início da década de setenta que aparecem os primeiros estudos experimentais com oxigenadores de fibras ocas. Foi quando se demonstrou que unidades com aproximadamente 50000 fibras ocas de silicone e área de troca de 2 a 5 m<sup>2</sup> possuíam eficiência de transporte que se aproximava da eficiência de um oxigenador de bolhas. No entanto, a má distribuição do sangue e a formação de aglomerados de plaquetas na entrada das fibras eram problemas freqüentes. A solução destes problemas de engenharia levou praticamente uma década. Foram desenvolvidos melhores plenos de entrada e saída de sangue, bem como melhores técnicas de selagem e corte de abertura das fibras. Finalmente, a Terumo (seguida pela Bentley) introduz o primeiro oxigenador de membrana de fibra oca microporosa de polipropileno (figura 1.10). No entanto, a área de troca ainda era grande (ao redor de 4 m<sup>2</sup>) e o transporte de CO<sub>2</sub> era um fator limitante (Suma et al, 1981).





**Figura 1-10 – Oxigenador de membrana de fibra oca e microporosa, de polipropileno, fabricado pela Terumo®.**

Um novo avanço surge com a adoção do escoamento de sangue externo às fibras. A área de troca agora é dada pela superfície externa das fibras, a qual é maior que a superfície interna das mesmas. A justaposição adequada das fibras ou o embobinamento na forma de carretel, podem produzir uma boa mistura do sangue, além de evitar regiões de fluxo preferencial. Estudos laboratoriais e clínicos demonstraram que a área de membrana pode ser reduzida em 30 a 50% nas configurações de escoamento externo em comparação com as geometrias de escoamento interno. Estes equipamentos foram, então, substituindo progressivamente os oxigenadores com escoamento interno, devido a sua maior eficiência, que resultou numa diminuição do custo de fabricação devido à necessidade de menores quantidades de membrana.

### **1.5 Dificuldades Técnicas no Desenvolvimento de Oxigenadores**

O processo de desenvolvimento de oxigenadores de membrana para sangue possui algumas dificuldades técnicas: a fabricação de protótipos envolve a confecção adicional de diversos dispositivos de fabricação que devem ser refeitos sempre que se faz alguma alteração dimensional. Desta forma, torna-se bastante custoso e lento o desenvolvimento de novos protótipos. Além disso, para avaliarmos estes protótipos, devemos ensaiá-los com sangue bovino, ensaios que implicam na perda do protótipo, uma vez que o sangue tende a “sujar” o dispositivo, caracterizando o ensaio como

destrutivo. Uma vez ensaiado um protótipo, deseja-se, por exemplo, determinar que dimensões podem ser alteradas para termos um ganho no desempenho. O método usual de cálculo de trocadores de massa, ou seja, o método  $\epsilon$  - NUT, não pode ser empregado, uma vez que a não linearidade da afinidade da oxihemoglobina pelo oxigênio faz com que a capacidade mássica do sangue para o oxigênio varie localmente, durante o processo de transferência de massa ao longo do oxigenador.

## 2 OBJETIVOS

Como forma de facilitar o processo de desenvolvimento de oxigenadores de sangue, propomos o desenvolvimento de uma ferramenta computacional para a predição do transporte de oxigênio em oxigenadores. Visando manter uma boa relação custo-benefício, nosso modelo possuirá um caráter semi-empírico, baseando-se num coeficiente global de transporte de massa obtido a partir de um ensaio preliminar em sangue. Este coeficiente global será baseado em dois termos, sendo o primeiro correspondente ao coeficiente de transporte de massa por convecção no escoamento de gás  $k_y$  e o segundo,  $k'_x$ , correspondente a um termo que incorpora, num único coeficiente, os processos de transporte de massa devido à difusão na membrana e à convecção no sangue. O valor de  $k_y$  será obtido através da analogia com o transporte de calor num tubo com temperatura na parede constante e o valor de  $k'_x$ , será obtido através do processo de calibração.  $k'_x$  será composto por um termo médio, função de  $Re$  e um termo local, função da relação entre a quantidade de oxigênio reagido com a hemoglobina e a quantidade de oxigênio dissolvido. Este modelo computacional possuirá em linhas gerais a seguinte missão: na condição de regime permanente, com as entradas do sangue e do gás conhecidas, obter a condição de saída do sangue. Os parâmetros de entrada do sangue considerados são, basicamente: vazão, temperatura,  $pH$ ,  $P_{CO_2}$ ,  $P_{O_2}$  e concentração de hemoglobina. Já os parâmetros de entrada do gás são, basicamente: vazão, temperatura, umidade relativa, frações molares de oxigênio e gás carbônico. Visando tornar o modelo mais preciso, iremos simular também o transporte de gás carbônico, uma vez que a afinidade da oxihemoglobina é afetada pelo  $pH$  local do sangue, que depende principalmente do conteúdo local de  $CO_2$  no sangue. Este modelo computacional será desenvolvido para a geometria de escoamento de sangue externo a um feixe de fibras, com o gás escoando no interior das mesmas, com uma única passada de ambos os fluidos. O modelo será aplicado para dois tipos de geometrias: feixe de fibras alinhadas e feixe de fibras em quicôncio, e em ambos os casos, teremos escoamento cruzado. Este tipo de geometria permite uma simplificação geométrica do nosso problema e podemos simular apenas um plano do escoamento de sangue, como se cada fileira de fibras fosse composta por uma única fibra. Desta forma, o nosso modelo será bi-dimensional, ou seja, iremos integrar a difusão de gases ao longo de uma fibra, a fim de obter a variação na distribuição de concentrações de  $O_2$  e  $CO_2$  no lado do sangue. Esta distribuição é utilizada como condição de entrada para

a integração da fibra da fileira seguinte. Assim, o nosso modelo será comparativamente melhor que os modelos existentes, os quais são unidimensionais e analisam apenas a troca de oxigênio (Mockros e Leonard, 1985 e Vaslef et al, 1994). Desta forma, o nosso modelo, além de bi-dimensional, analisará, simultaneamente, o transporte de oxigênio e gás carbônico. Um importante resultado a ser obtido com o simulador numérico, uma vez adequadamente calibrado, será a determinação da relação entre as três resistências envolvidas no transporte de massa, no caso, a convecção no gás, a difusão na membrana e a convecção no sangue. Desta forma, iremos comparar o valor utilizado para  $k_y$  e um valor teórico para a condutância de transporte de massa na membrana ( $K_m$ ) com o obtido para  $k'_x$ .

O modelo obtido será utilizado na simulação de dois casos básicos: o primeiro consiste em obter as efetividades de transporte de massa de oxigênio e gás carbônico para uma condição de entrada de sangue padronizada, conforme a AAMI (1982). O segundo consiste na simulação de um caso real de circulação extracorpórea, onde se deseja determinar qual a vazão de gás e o percentual de mistura de oxigênio no gás de entrada ( $FiO_2$ ) necessário para que, um paciente, em normo ou hipotermia, tenha a sua  $P_{O_2}$  e a sua  $P_{CO_2}$  no sangue arterial respectivamente igual a 200 e a 40 mmHg. Em ambos os casos acima, valores locais das principais variáveis do sangue e do gás serão analisados em detalhe.

Por último, uma vez que nosso modelo se baseia em dados experimentais, iremos avaliar a vantagem de ensaio preliminar com água ao invés de sangue na determinação dos coeficientes de transporte de massa.

### 3 CONCEITOS FISIOLÓGICOS BÁSICOS

Para a manutenção das reações bioquímicas essenciais à vida, as células do organismo necessitam produzir energia de forma contínua e ininterrupta. No homem e nos demais seres vivos, excluindo os seres anaeróbios, este processo é altamente dependente da presença de oxigênio, sendo denominado de respiração celular. A energia produzida vem, na sua quase totalidade, da combustão da glicose e dos lipídios e tem como produtos finais  $\text{CO}_2$  e  $\text{H}_2\text{O}$ . O  $\text{CO}_2$  produzido deverá ser excretado nos pulmões e mais  $\text{O}_2$  deverá ser absorvido pelos pulmões dando continuidade a esse ciclo vital. O transporte do  $\text{CO}_2$  produzido e do  $\text{O}_2$  necessário à respiração celular entre as células do organismo e os pulmões, é feita pelo sangue.

Podemos dizer que o sangue é composto por componentes celulares (glóbulos vermelhos e células brancas) e não celulares ou fase líquida (plasma). Se colocarmos uma amostra de sangue num tubo de ensaio e esperarmos um certo período de tempo, essas duas fases irão se separar. Uma camada de células vermelhas irá sedimentar-se no fundo do tubo. Em seguida, teremos uma pequena camada de células brancas e finalmente teremos, no topo, uma camada transparente de plasma. Os componentes celulares compreendem 45% do volume total e são praticamente glóbulos vermelhos, uma vez que a proporção de glóbulos brancos para glóbulos vermelhos é de 1:600. A fração em volume de células vermelhas é denominada hematócrito e abreviada por *Ht*. O valor fisiológico normal está entre 40 e 47%.

Frente à grande quantidade de  $\text{O}_2$  necessária à respiração e à baixa solubilidade do  $\text{O}_2$  na água, faz-se necessária a presença de um sorvedor químico responsável pela manutenção do gradiente difusional entre o interior do alvéolo pulmonar e o sangue no interior do capilar pulmonar. Essa função de sorvedor químico é realizada pela molécula de hemoglobina, a qual, reagindo com o oxigênio, remove-o do meio aquoso do sangue, permitindo a difusão de novas moléculas de  $\text{O}_2$ . As moléculas de hemoglobina, no sangue, estão presentes dentro dos glóbulos vermelhos. Também o  $\text{CO}_2$  possui sua forma de transporte principal num modo diferente que a do gás dissolvido em solução. Desta forma, faz-se necessária uma análise preliminar de como é feito o transporte dos gases  $\text{O}_2$  e  $\text{CO}_2$  no sangue.

### 3.1 Transporte de CO<sub>2</sub> no Sangue

O CO<sub>2</sub> é transportado no sangue em três modos: (a) dissolvido em solução, (b) combinado com proteínas (c) como íon bicarbonato.

#### 3.1.1 CO<sub>2</sub> Dissolvido em Solução

Aproximadamente 5% do dióxido de carbono que entra no sangue, permanece no plasma na forma dissolvida (CO<sub>2diss</sub>). O estado de equilíbrio químico do dióxido de carbono na água é desviado para o estado gasoso:



A totalidade do dióxido de carbono, que está presente no plasma, permanece na forma dissolvida, enquanto apenas 0,1% reage com água para formar H<sub>2</sub>CO<sub>3</sub>. Em outras palavras, a relação de CO<sub>2diss</sub> para H<sub>2</sub>CO<sub>3</sub> é de 1000:1 em volume. A pequena quantidade de H<sub>2</sub>CO<sub>3</sub> plasmático (um ácido fraco), rapidamente estabelece um equilíbrio semelhante com seus íons de dissociação (H<sup>+</sup> e HCO<sub>3</sub><sup>-</sup>). Desta forma, a concentração de H<sub>2</sub>CO<sub>3</sub> é tão pequena que pode ser desprezada, e o total de dióxido de carbono dissolvido no plasma, pode ser considerado igual ao produto do coeficiente de solubilidade pela pressão parcial de dióxido de carbono:

$$C_{CO_2,pl} (mMol / L) = 0,307 \cdot P_{CO_2} (mmHg) \quad (3-1)$$

Para a obtenção de  $x_{CO_2,pl}$  em termos de ml<sub>CO<sub>2</sub></sub>/ml<sub>plasma</sub>, devemos multiplicar o resultado da eq.(3-1) por 0,02226 (CNTTP):

$$x_{CO_2,pl} = 0,02226 \cdot C_{CO_2,pl} (mMol / L) \quad (3-2)$$

O restante do dióxido de carbono que entra no sangue, difunde-se para o interior dos eritrócitos (glóbulos vermelhos). Ali, estão presentes dois importantes mecanismos de transporte de dióxido de carbono: o sistema Carbamino-CO<sub>2</sub> e sistema íon bicarbonato.

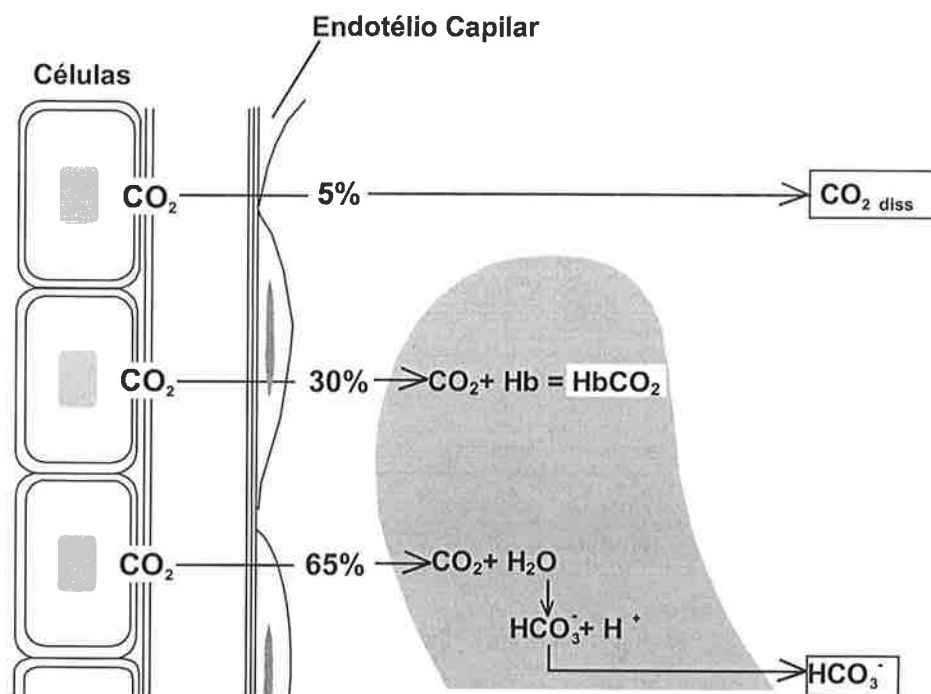


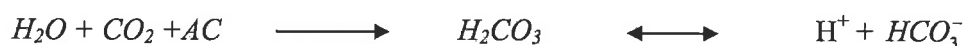
Figura 3-1 - Representação esquemática dos três principais mecanismos de transporte do dióxido de carbono no sangue.  $CO_{2diss}$ : moléculas de  $CO_2$  dissolvidas no plasma.  $HbCO_2$ : moléculas de  $CO_2$  quimicamente ligadas a aminoácidos presentes na hemoglobina (sistema carbamino- $CO_2$ ).  $HCO_3^-$ : corresponde ao bicarbonato produzido no interior das hemácias pela anidrase carbônica.

### 3.1.2 Sistema Carbamino- $CO_2$

Compostos carbaminos são formados quando dióxido de carbono se combina quimicamente com aminoácidos contidos na porção globina da molécula de hemoglobina. Para um ser humano em repouso, estima-se que 20 a 30% do dióxido de carbono, é transportado na forma de compostos carbaminos.

### 3.1.3 Sistema Íon Bicarbonato

Os eritrócitos contêm a enzima anidrase carbônica (AC) que acelera a reação de hidratação do dióxido de carbono para formar ácido carbônico:



Desta forma, 65% a 75% do dióxido de carbono que entra nas hemáceas é rapidamente dissociado em hidrogênio e íon bicarbonato. Como a hemoglobina é um excelente tampão, grandes quantidades de íons hidrogênio podem ser produzidas com variações mínimas na concentração de hidrogênio livre. Na figura 3.1, temos uma representação esquemática das principais formas de transporte de dióxido de carbono no sangue.

#### 3.1.4 Efeito Bohr e Haldane

Bohr foi o primeiro a descrever o aspecto químico regulando o comportamento da molécula de hemoglobina quanto ao ganho e perda de oxigênio: “a hemoglobina oxigenada é um ácido mais forte que a hemoglobina desoxigenada”. Como existe grande disponibilidade de  $K^+$  no meio intracelular, a hemoglobina existe no interior dos eritrócitos como um ácido fraco (*HHb*) em equilíbrio com o sal potássico (*KHb*). Conforme a hemoglobina libera oxigênio aos tecidos, ela se torna um ácido mais fraco, tornando-se mais disponível de combinar-se aos íons hidrogênio que são produzidos no interior das hemáceas conforme a concentração intracelular de dióxido de carbono aumenta. Ao contrário, conforme o sangue passa pelos pulmões e torna-se mais oxigenado, a hemoglobina torna-se um ácido forte, e conseqüentemente menos disponível para combinar-se com o íon hidrogênio. Este fenômeno químico fornece o reverso do íon bicarbonato e do mecanismo carbamino, favorecendo a eliminação de dióxido de carbono através dos pulmões conforme o sangue torna-se mais oxigenado.

O chamado efeito Bohr refere-se mais comumente à adição de dióxido de carbono ao sangue favorecendo a liberação de oxigênio pela hemoglobina. Já o assim chamado efeito Haldane refere-se à adição de oxigênio ao sangue, favorecendo a liberação de dióxido de carbono da hemoglobina. Os efeitos Bohr e Haldane são simplesmente dois modos de expressar a dependência química entre hemoglobina, oxigênio e gás carbônico. Na figura 3.2, temos uma representação gráfica desses fenômenos.

#### 3.1.5 Equação de Henderson-Hasselbalch

O íon hidrogênio resultante da dissociação do ácido carbônico está em equilíbrio com outros ácidos, bases e sistemas-tampão presentes no sangue. Uma



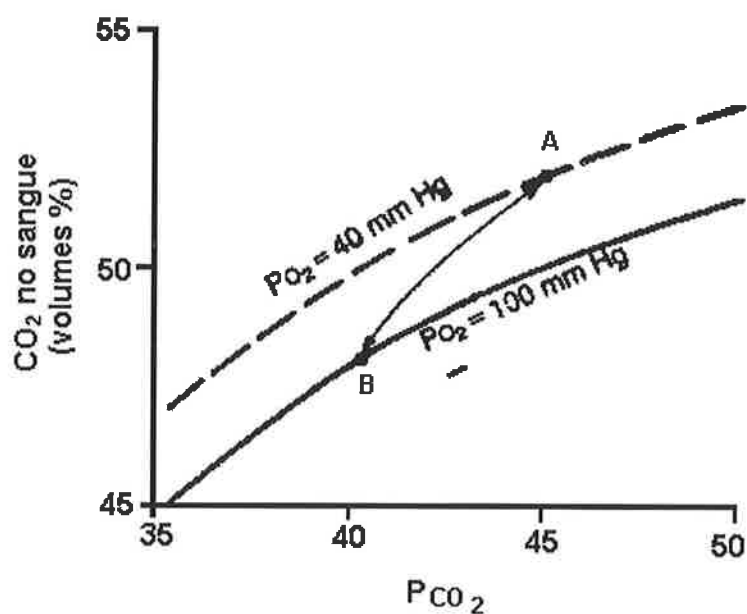


Figura 3-2 - Variação no conteúdo de dióxido de carbono no sangue frente a variações da  $P_{CO_2}$  e da  $P_{O_2}$ .

importante equação, chamada equação de Henderson-Hasselbalch, fornece uma análise quantitativa do estado ácido-básico do sangue através da medida das concentrações do ácido carbônico ( $H_2CO_3$ ) e do íon bicarbonato ( $HCO_3^-$ ):



A lei de ação das massas define que na reação acima, o produto das concentrações à direita, dividido pelas concentrações à esquerda, é igual a uma constante  $K_A$ :

$$K_A = \frac{C_{H^+} C_{HCO_3^-}}{C_{H_2CO_3}} \quad (3-3)$$

Para expressarmos a concentração do íon hidrogênio na forma  $pH$ , devemos aplicar o logaritmo em ambos os lados da eq.(3-3):

$$\log K_A = \log \frac{C_{H^+} C_{HCO_3^-}}{C_{H_2CO_3}} \quad (3-4)$$

$$\log K_A = \log C_{H^+} + \log \frac{C_{HCO_3^-}}{C_{H_2CO_3}} \quad (3-5)$$

Reorganizando os termos:

$$-\log C_{H^+} = -\log K_A + \log \frac{C_{HCO_3^-}}{C_{H_2CO_3}} \quad (3-6)$$

Fazendo  $pH = -\log C_{H^+}$  e  $pK = -\log C_{K_A}$ , obtemos:

$$pH = pK + \log \frac{C_{HCO_3^-}}{C_{H_2CO_3}} \quad (3-7)$$

O  $pK$  representa o  $pH$  no qual o soluto está 50% dissociado e para o ácido carbônico é igual a 6,09. Conforme anteriormente apresentado, a concentração de ácido carbônico é dependente da quantidade de dióxido de carbono dissolvido. Podemos, então, reescrever a eq.(3-7) da seguinte forma:

$$pH = 6,09 + \log \frac{C_{HCO_3^-}}{0,0307 \cdot P_{CO_2}} \quad (3-8)$$

Desta forma, a quantidade de  $HCO_3^-$  presente no plasma pode ser obtida por:

$$C_{HCO_3^-} = 0,0307 \cdot P_{CO_2} \cdot 10^{(pH-6,09)} \quad (3-9)$$

### 3.1.6 O conteúdo Total de $CO_2$

Como visto anteriormente, temos que a concentração de dióxido de carbono no sangue depende basicamente:

- do conhecimento da quantidade de dióxido de carbono dissolvido no plasma
- da quantidade de  $HCO_3^-$  presente no plasma
- da quantidade de compostos carbamínicos.

As duas primeiras quantidades são facilmente obtidas uma vez conhecido o  $pH$  e a  $P_{CO_2}$  da amostra sanguínea. Já a terceira componente, depende da quantidade

de oxihemoglobina, da concentração hidrogeniônica do sangue e da  $P_{CO_2}$ . Desta forma temos:

$$C_{CO_2, \text{carbamino}} = f(pH, P_{CO_2}, S_{O_2}, Hb) \quad (3-10)$$

A seguir, é apresentado um modelo para cálculo do conteúdo total de dióxido de carbono no sangue humano, conforme sugerido por Douglas et al (1988):

$$x_{CO_2, s} = x_{CO_2, pl} \cdot \left( 1 - \frac{0,0289 \cdot Hb}{(3,352 - 0,456 \cdot S_{O_2} / 100) \cdot (8,142 - pH)} \right) \quad (3-11)$$

onde  $x_{CO_2, pl}$  é a soma das eq.(3-2) e eq.(3-9):

$$x_{CO_2, pl} = 0,02226 \cdot 0,0307 \cdot P_{CO_2} \cdot (1 + 10^{(pH-6,09)}) \quad (3-12)$$

Nas equações (3-9) e (3-12), para o caso da temperatura do sangue ser diferente de 37 °C, devemos introduzir uma correção nas constantes 0,0307 e 6,09, que são, respectivamente, o coeficiente de solubilidade de CO<sub>2</sub> e o  $pK$  do sistema CO<sub>2</sub>-bicarbonato. Estas correções são:

$$\alpha_{CO_2} = 0,0307 + 0,00057(37 - T) + 0,00002(37 - T)^2 \quad (3-13)$$

$$pK = 6,086 + 0,042(7,4 - pH) + (38 - T)[0,00472 + 0,00139(7,4 - pH)] \quad (3-14)$$

## 3.2 Transporte de Oxigênio no Sangue

A maior parte do oxigênio presente no sangue, está quimicamente ligada à hemoglobina, estando o restante dissolvido no plasma. A componente oxihemoglobina é medida como sendo o percentual do total de hemoglobina que está quimicamente ligada ao oxigênio ( $S_{O_2}$ ).

### 3.2.1 A curva de Dissociação da Hemoglobina

A lei de Henry define que quando uma solução é exposta a uma atmosfera composta por um certo gás, pressões parciais de equilíbrio irão surgir entre as moléculas do gás dissolvidas no líquido e as moléculas presentes na atmosfera. Quando uma mistura gasosa contendo oxigênio é colocada em contato com uma

amostra sanguínea, a maior parte das moléculas que penetram na fase líquida vão inicialmente ligar-se à hemoglobina e desta forma não irão de forma direta aumentar a  $P_{O_2}$  do sangue. O oxigênio continuará a entrar no sangue até que a hemoglobina se torne saturada até o ponto onde a  $P_{O_2}$  sanguínea iguala o nível de  $P_{O_2}$  da fase gasosa. Nesta situação de equilíbrio, a hemoglobina está maximamente saturada de oxigênio para aquele nível de  $P_{O_2}$  sanguínea.

Expondo o sangue a concentrações crescentes de  $P_{O_2}$  gasoso, resulta em maiores percentuais de saturação da oxihemoglobina até que quase toda a totalidade de hemoglobina esteja saturada com oxigênio. Uma curva sigmóide resulta conforme a tensão de oxigênio varia de 1 a 100 mmHg e é normalmente referida como curva de dissociação da hemoglobina (Figura 3.3). Normalmente, a hemoglobina está 50% saturada para uma  $P_{O_2}$  de 27 mmHg (denominada de  $P_{50}$ ), 75% saturada para uma  $P_{O_2}$  de 40 mmHg, 90% saturada para uma  $P_{O_2}$  de 60 mmHg, 95% saturada para uma  $P_{O_2}$  de 80 mmHg e 97% saturada para uma  $P_{O_2}$  de 97 mmHg.

A concentração normal de hemoglobina num adulto esta na faixa de 12 a 16 g/dl de sangue. Conhecendo-se a concentração de hemoglobina, o conteúdo de oxigênio é rapidamente obtido medindo-se a  $P_{O_2}$  e a saturação da oxihemoglobina ( $S_{O_2}$ ).

Conforme visto na figura 3.4, a quantidade de oxigênio dissolvido no sangue,

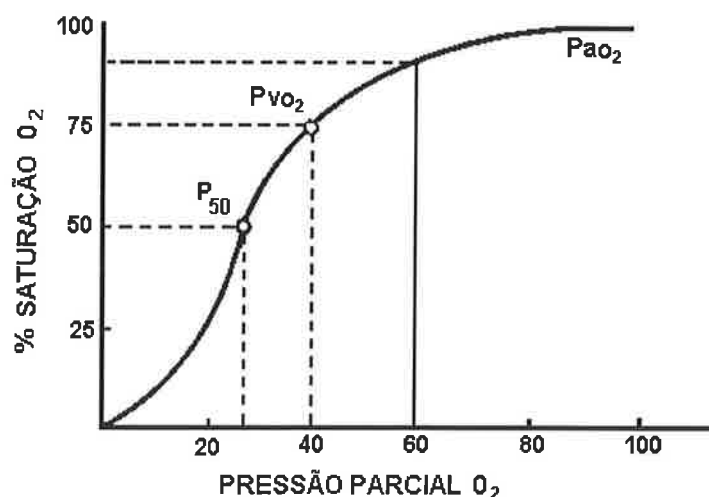


Figura 3-3 - Curva de dissociação da hemoglobina para o oxigênio.

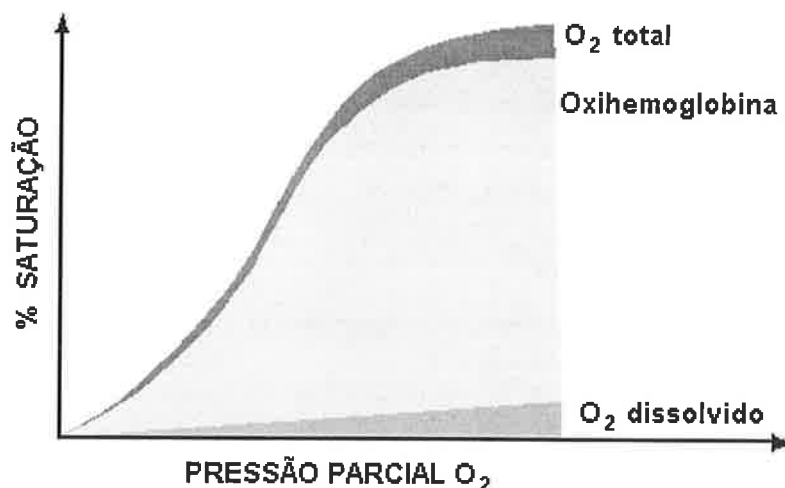


Figura 3-4 - Conteúdo de oxigênio presente no sangue, mostrando a proporção entre o oxigênio quimicamente ligado à hemoglobina ( curva oxihemoglobina ) e o oxigênio dissolvido no sangue ( O<sub>2</sub> dissolvido ).

é relativamente pequena quando comparada com a quantidade total de oxigênio transportada no sangue. Aliás, um grama de hemoglobina completamente saturada de oxigênio é capaz de transportar 1,34 ml de oxigênio.

A quantidade de oxigênio dissolvido no sangue é calculada a partir do coeficiente de solubilidade para o oxigênio do sangue. Para cada 100 ml de sangue nas condições normais de temperatura corpórea, pressão atmosférica e completamente saturado com vapor d'água, 0,003 ml de oxigênio pode ser dissolvido para cada 1 mmHg de  $P_{O_2}$ . Desta forma, 100 ml de sangue em equilíbrio com uma  $P_{O_2}$  de 100 mmHg possui apenas 0,3 ml de oxigênio dissolvido.

### 3.2.2 Afinidade Hemoglobina-O<sub>2</sub>

Existem fatores que podem alterar a afinidade da hemoglobina com o oxigênio. Isto significa que para uma mesma  $P_{O_2}$  podemos ter diferentes níveis de saturação da oxihemoglobina, conforme o grau de afinidade desta com o oxigênio. Estas alterações na afinidade oxigênio-hemoglobina são normalmente descritas como deslocamentos para a direita ou para a esquerda da curva de dissociação. Aumento na temperatura,  $P_{CO_2}$ , e concentração hidrogeniônica ( ou seja, diminuição no  $pH$ ), deslocam a curva para a direita. Diminuição na temperatura,  $P_{CO_2}$  e concentração

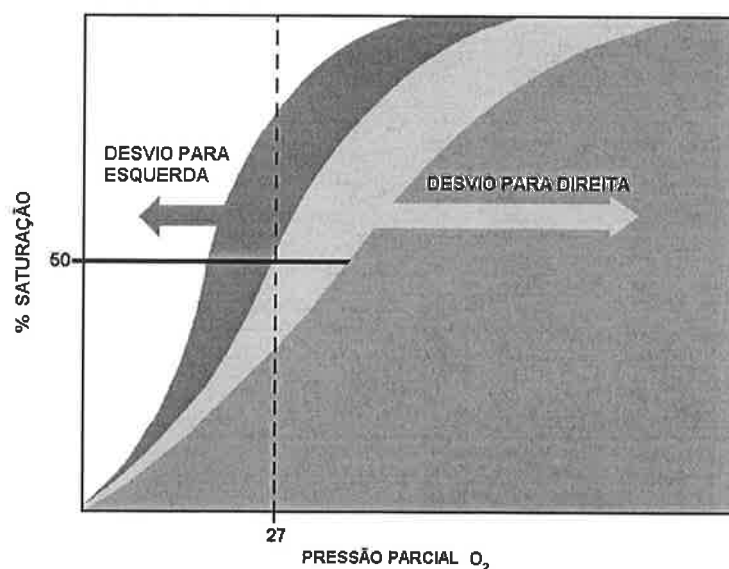


Figura 3-5 - Deslocamentos para direita ou para a esquerda representam alterações na afinidade da hemoglobina com o oxigênio.

hidrogeniônica ( ou seja, aumento do  $pH$ ), deslocam a curva para a esquerda (figura 3.5).

### 3.2.3 A $P_{50}$

A  $P_{50}$  é definida como sendo a  $P_{O_2}$  na qual temos 50% de saturação da oxihemoglobina quando o sangue está a  $37^\circ C$ , numa  $P_{CO_2}$  de 40 mmHg e  $pH$  de 7,40. É uma forma de medir-se a afinidade hemoglobina-oxigênio. Em condições normais, é igual a 27 mmHg. Um menor valor de  $P_{50}$  significa uma maior afinidade da hemoglobina com o oxigênio. Por exemplo, o sistema enzima fosforilase produz o substrato 2,3 -difosfoglicerato (2,3-DPG), o qual competindo com as moléculas de oxigênio pelos átomos de ferro, diminui a afinidade da hemoglobina com o oxigênio. Uma  $P_{50}$  aumentada foi observada em pacientes com anemia crônica.

### 3.2.4 O Conteúdo Total de $O_2$

Do item anterior, temos então que

$$x_{O_2,s} = f(P_{O_2}, S_{O_2}, Hb) \quad (3-15)$$

com

$$S_{O_2} = f(pH, P_{CO_2}, P_{O_2}) \quad (3-16)$$

A fração volumétrica, ou seja, a quantidade de oxigênio no sangue é dada por:

$$x_{O_2} = 0,00003105 P_{O_2} + 1,34 Hb S_{O_2} \frac{1}{100} \quad (3-17)$$

O fator 0,00003105 é o coeficiente de solubilidade do oxigênio no sangue (ml/mmHg/ml) a 37°C. Desta forma, este primeiro termo representa a quantidade de oxigênio dissolvida no sangue. O segundo termo representa a quantidade de oxigênio que está ligada à hemoglobina. O fator 1,34 representa o volume de oxigênio em ml (CNTP) que é transportado por um grama de oxihemoglobina. O fator 1/100 corrige o segundo termo da equação de ml/dl para ml/ml, uma vez que Hb está em g/dl.

Para a obtenção da  $S_{O_2}$ , apresentamos o modelo sugerido por Kelman (1966):

$$S_{O_2} = \frac{N^4 - 15N^3 + 2045N^2 + 2000N}{N^4 - 15N^3 + 2400N^2 - 31100N + 2,4 \times 10^6} \quad (3-18)$$

onde

$$N = P_{O_2} \cdot 10^{(0,48 \cdot (pH-7,4) - 0,024 \cdot (T-37) - 0,0013 \cdot BE)} \quad (3-19)$$

O parâmetro  $BE$  será discutido a seguir.

Para sangue bovino, a saturação arterial do sangue é obtida com o modelo proposto por Zwart et al (1982) apud Baker, Holte e Patankar (1991):

$$S_{O_2} = \frac{(P_{O_2} / P_{50})^{2,7}}{1 + (P_{O_2} / P_{50})^{2,7}} \quad (3-20)$$

sendo a  $P_{50}$  obtida conforme Baker et al (1989) apud Baker, Holte e Patankar (1991):

$$P_{50} = 30,4 \cdot 10^{(0,41 \cdot (pH-7,4) - 0,024 \cdot (T-37))} \quad (3-21)$$

Na eq.(3-17), para o caso da temperatura do sangue ser diferente de 37 °C, devemos corrigir o coeficiente de solubilidade do oxigênio no sangue. Neste caso, considerando que a variação da solubilidade do oxigênio no plasma com a

temperatura acompanha a variação da solubilidade do oxigênio na água (solubilidade relativa constante), conforme Christoforides et al (1969), obtemos a seguinte relação:

$$\alpha_{O_2} = 10^{-6} (0,008658 T^2 - 0,9316 T + 53,67) \quad (3-22)$$

### 3.3 O Excesso de Base

Este termo refere-se a uma expressão empírica que fornece um valor aproximado da quantidade de ácido ou base que teriam de ser acrescentados para levar um litro de sangue ao valor normal de  $pH=7,40$ , numa  $P_{CO_2}=40$  mmHg e temperatura= $37^\circ\text{C}$ . Esta expressão, por outro lado, se resolvida para a concentração de bicarbonato, fornece, uma vez conhecida a  $Hb$  e o  $BE$ , a variação normal esperada de  $C_{HCO_3^-}$  em função do  $pH$ . A fórmula para cálculo do excesso de base, em mMol/L, é:

$$BE = (1 - 0,014 \cdot Hb)(C_{HCO_3^-} - 24) + (9,5 + 1,63 \cdot Hb)(pH - 7,4) \quad (3-23)$$

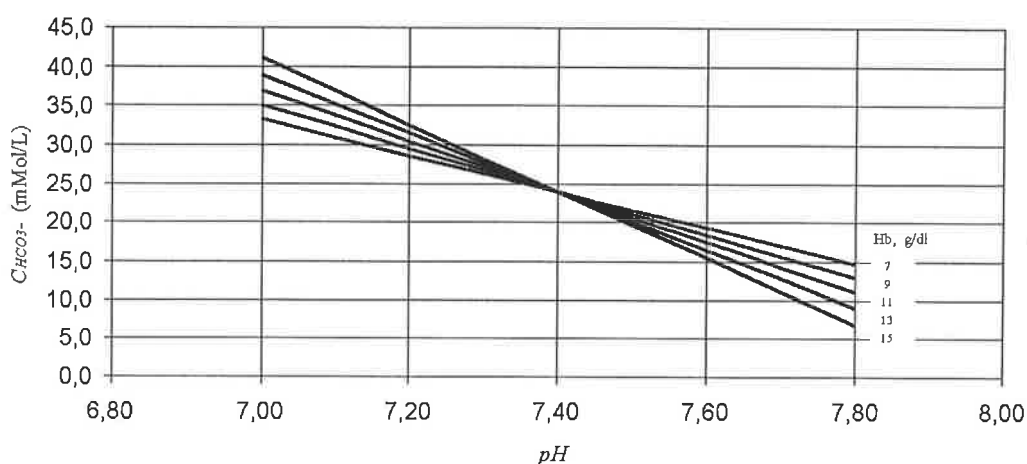
Por definição, chamamos de capacidade tamponante de uma solução a quantidade de ácido que deve ser adicionada para ocasionar uma modificação de uma unidade de  $pH$ . A capacidade tamponante do sangue pode ser melhor visualizada num gráfico que mostra a variação de  $C_{HCO_3^-}$  como função do  $pH$ , conforme apresentado na figura 3.6.

Quando dióxido de carbono é adicionado ao sangue, seus íons hidrogênio são tamponados pela hemoglobina, e a maioria do bicarbonato formado difunde para o plasma. Portanto, o aumento em bicarbonato no plasma reflete os efeitos da hemoglobina como tampão. Dividindo-se a modificação na concentração de bicarbonato pela modificação no  $pH$  temos a capacidade tamponante do sangue. Desta forma:

$$\text{Capacidade tamponante} = \frac{\Delta C_{HCO_3^-}}{\Delta pH} \quad (3-24)$$

As curvas apresentadas na figura 3.6 são obtidas resolvendo-se a eq.(3-23) para  $C_{HCO_3^-}$  com  $BE=0$  e variando-se o valor de  $Hb$ . Como a inclinação da curva aumenta com a concentração de  $Hb$ , concluímos que a capacidade tamponante do





**Figura 3-6 - Diagrama pH-Bicarbonato. São apresentadas diversas curvas para diferentes valores de  $Hb$ , na condição  $BE=0$ . É importante notar que o poder tamponante do sangue é proporcional à concentração de hemoglobina.**

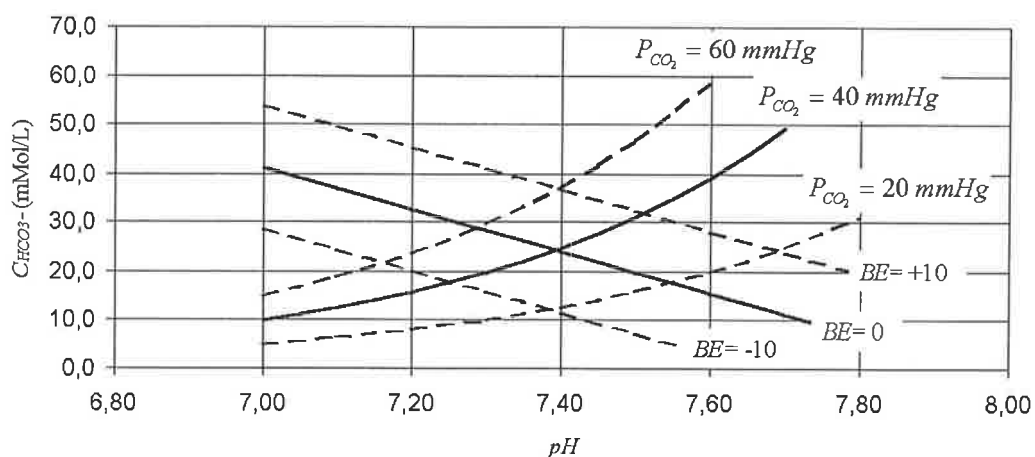
sangue aumenta com a concentração de  $Hb$ . Isto faz sentido, conforme anteriormente apresentado, já que a hemoglobina é um importante tampão do sangue.

Já na figura 3.7, apresentamos curvas na qual a  $P_{CO_2}$  é constante (isóbaras) e curvas na qual o  $BE$  é constante. Pode-se notar que, conforme o valor de  $BE$ , temos diferentes valores de  $C_{HCO_3^-}$  para um mesmo  $pH$ . Isto se deve à presença excessiva ou falta de ácido no sangue. Estas situações anormais ocorrem em distúrbios metabólicos que favorecem a produção de ácidos ou o inverso. Por exemplo, numa situação de hipóxia<sup>1</sup> tecidual, as células realizam metabolismo anaeróbico com produção de ácido pirúvico, deslocando a curva normal de tamponamento do sangue para baixo, situação representada por  $BE$  negativo. Por outro lado, alterações na  $P_{CO_2}$  produzem alterações de bicarbonato seguindo a curva de tamponamento. Uma diminuição da  $P_{CO_2}$  torna o sangue mais alcalino. Já um aumento da  $P_{CO_2}$  torna o sangue mais ácido.

Em termos práticos, a importância da eq.(3-23) para o nosso estudo é a seguinte: dado um valor de  $P_{CO_2}$  qual o valor do  $pH$  do sangue? Bem, a solução disto

---

<sup>1</sup> Hipóxia: pressão parcial de oxigênio abaixo do normal.



**Figura 3-7 - Diagrama pH-bicarbonato.** São apresentadas as curvas de tamponamento do sangue para  $BE = -10, 0, +10$  e isóbaras com  $P_{CO_2} = 20, 40$  e  $60$  mmHg. A curva de tamponamento  $BE = 0$  representa a curva de tamponamento normal do sangue.

só é possível resolvendo-se as eq.(3-9) e eq.(3-23). A eq.(3-9) por si só não pode responder esta pergunta, pois não sabemos qual o valor de  $C_{HCO_3^-}$  que teremos no estado de equilíbrio. O estado de equilíbrio, como a própria expressão demonstra, depende da disponibilidade de íon  $H^+$ . Conforme  $CO_2$  dissolve-se no sangue, íons  $H^+$  são gerados e são tamponados nos sistemas tampões do sangue. Então, o valor final de  $pH$  depende da posição da curva de tamponamento do sangue. Desta forma, resolvendo-se simultaneamente as duas equações, pode-se obter o valor de  $pH$  frente a um valor de  $P_{CO_2}$ , uma vez conhecido o valor de  $Hb$  e do  $BE$ .

### 3.4 Comentários Gerais

Este capítulo teve como finalidade apresentar os modelos utilizados para o cálculo dos conteúdos de oxigênio e gás carbônico no sangue. Vale a pena ressaltar que esses modelos são de uso consagrado na área médica. Os conteúdos desses gases, são, então, facilmente obtidos através dos aparelhos de gasometria, que possuem eletrodos específicos para a medição do  $pH$ , da  $P_{CO_2}$  e da  $P_{O_2}$ , na temperatura controlada de  $37$  °C. Com a medição adicional da concentração de hemoglobina do sangue estes conteúdos ficam determinados. Uma outra forma de utilização das equações apresentadas está na obtenção das pressões parciais de oxigênio e gás

carbônico após a difusão de um certo volume destes gases para o interior do sangue. Neste caso, precisamos resolver a inversa destas equações por um método Newton-Raphson, sendo necessário o conhecimento do  $BE$  e da  $Hb$ . O valor de  $pH$  a ser utilizado é obtido de forma iterativa, resolvendo-se as equações (3-9) e (3-23).

## 4 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A bibliografia existente referente a oxigenadores de sangue é muito extensa, e pode ser subdividida em diversos aspectos: modelagem matemática, resultados experimentais *in vitro*, em animais e na clínica médica, biocompatibilidade e efeitos indesejáveis na prática médica, a qual corresponde principalmente ao suporte cardio-respiratório em cirurgias de coração aberto e de revascularização do miocárdio e mais recentemente incluindo também a ECMO, a qual somada aos casos de suporte circulatório em insuficiência cardíaca direita ou biventricular, passou a ser denominada ECLS (*Extracorporeal Life Support*). No entanto, tendo em vista os objetivos desta tese, iremos, em nossa revisão, abordar apenas os trabalhos que contribuíram de forma significativa à modelagem do fenômeno de transporte de gases nos oxigenadores de membrana ou na sistematização e normalização de ensaios experimentais. Desta forma, não serão abordados os trabalhos que se referem aos efeitos de biocompatibilidade dos oxigenadores bem como aos aspectos peculiares da ECLS.

Os modelos propostos para o transporte de gases podem ser agrupados em três categorias: os que analisam o caso do sangue escoando internamente em placas planas ou tubos, os que analisam o caso do sangue escoando externamente a tubos, ou seja, a fibras ocas, porém na direção axial das mesmas e finalmente, o caso do sangue escoando externamente a fibras, porém, numa direção transversal. Esta classificação, além de teórica, também representa a seqüência cronológica com que estes modelos foram abordados na literatura especializada bem como a seqüência de geometrias construtivas utilizadas. Desta forma, iremos iniciar a nossa revisão com os artigos que se referem ao caso de escoamento de sangue interno.

### 4.1 Escoamento Interno

Marx et al (1960) fazem o primeiro estudo teórico de interesse prático analisando a difusão de oxigênio num filme de sangue. Este foi considerado suficientemente espesso para que o sangue possa ser modelado como um fluido reativo homogêneo. Este seria um caso típico de difusão num filme líquido com reação química homogênea, cujo desenvolvimento pode ser visto em Bird, Stewart,

Lighthfoot (1960), item 17.4, não fosse a não linearidade entre o conteúdo de oxigênio e a pressão parcial de oxigênio dissolvido no plasma. Desta forma, a equação diferencial obtida é não linear e foi resolvida utilizando-se um computador eletrônico analógico, tendo-se em vista, as limitações tecnológicas da época. Um importante resultado obtido é que o perfil do conteúdo de oxigênio evidencia duas regiões distintas: uma próxima à interface sangue-membrana com sangue 100% saturado e outra com sangue praticamente desoxigenado. Entre elas, nota-se uma faixa estreita onde o teor de oxigênio decresce rapidamente quando se vai da região saturada para a região menos oxigenada. Esta região de transição caminha em direção à região desoxigenada à medida que mais oxigênio se difunde para o interior do filme líquido. Este fenômeno deu origem a uma abordagem simplificada da difusão de oxigênio num escoamento de sangue, sendo denominada de *advancing front theory* (AFT), a qual será abordada mais adiante. Ainda no trabalho de Marx et al (1960), uma célula de difusão foi construída e os resultados para uma amostra sanguínea foram correlacionados com a solução teórica, quando se obteve uma difusividade do oxigênio em sangue total igual a  $1,3 \times 10^{-5} \text{ cm}^2/\text{s}$ .

A primeira análise teórica da difusão de oxigênio para um escoamento de sangue, no interior de um tubo permeável a gases, é feita por Weissman e Mockros (1967). Como simplificação, considerou-se o escoamento do tipo newtoniano e a difusividade de oxigênio na membrana muito superior que aquela no sangue. Desta forma, o valor da  $P_{O_2}$  na interface sangue-membrana foi igual ao valor ao longe no gás. A equação diferencial de transporte é apresentada a seguir em coordenadas cilíndricas.

$$V_z \cdot \left( \alpha \frac{\partial P_{O_2}}{\partial z} + 1,34 \cdot Hb \cdot \frac{d(S_{O_2})}{d(P_{O_2,s})} \cdot \frac{\partial P_{O_2,s}}{\partial z} \right) = \alpha \cdot D_{O_2,s} \left( \frac{1}{r} \cdot \frac{\partial}{\partial r} \left( r \frac{\partial P_{O_2,s}}{\partial r} \right) + \frac{\partial^2 P_{O_2,s}}{\partial z^2} \right) \quad (4-1)$$

Nesta equação, temos que o acréscimo de oxigênio transportado na direção axial corresponde à quantidade de oxigênio que se difunde na direção radial. Desta forma, enquanto a difusão radial leva em conta, apenas, o gradiente de oxigênio dissolvido, o termo correspondente à convecção axial engloba tanto o oxigênio dissolvido como o reagido com a hemoglobina.

Reorganizando-se o termo à esquerda:

$$V_z \left( 1 + \frac{1,34 \cdot Hb}{\alpha} \cdot \frac{d(S_{O_2})}{d(P_{O_2,s})} \right) \frac{\partial P_{O_2,s}}{\partial z} = D_{O_2,s} \left( \frac{1}{r} \cdot \frac{\partial}{\partial r} \left( r \frac{\partial P_{O_2,s}}{\partial r} \right) + \frac{\partial^2 P_{O_2,s}}{\partial z^2} \right) \quad (4-2)$$

Sendo o termo  $\partial^2 P_{O_2,s} / \partial z^2$  muito menor que o gradiente radial, este pode ser desprezado. Desta forma, a equação diferencial que descreve o transporte de oxigênio fica:

$$V_z (1 + \theta) \frac{\partial P_{O_2,s}}{\partial z} = D_{O_2,s} \cdot \frac{1}{r} \cdot \frac{\partial}{\partial r} \left( r \frac{\partial P_{O_2,s}}{\partial r} \right) \quad (4-3)$$

onde

$$\theta = \frac{1,34 \cdot Hb}{\alpha} \cdot \frac{d(S_{O_2})}{d(P_{O_2,s})} \quad (4-4)$$

Para a solução desta equação, são necessárias duas condições de contorno radiais e uma axial bem como o perfil de velocidades e também a correlação entre  $S_{O_2}$  e  $P_{O_2,s}$ . Assim, temos:

$$P_{O_2,s} = P_{O_2,se} \quad \text{para } z=0, \text{ qualquer } r \quad (\text{c.c.1})$$

$$\frac{\partial P_{O_2,s}}{\partial r} = 0 \quad \text{para } r=0, \text{ qualquer } z \quad (\text{c.c.2})$$

$$P_{O_2,s} = P_{O_2,g} \quad \text{para } r=R, \text{ qualquer } z \quad (\text{c.c.3})$$

O termo  $d(S_{O_2})/d(P_{O_2,s})$  introduz uma não linearidade na equação tendo sido esta resolvida de forma numérica. A equação foi aproximada por diferenças finitas, as quais foram resolvidas utilizando-se um método explícito. No processo de adimensionalização da eq.(4-3), obtém-se a variável adimensional de posição axial:

$$z^* = \frac{\pi \cdot D_{O_2,s} \cdot z}{2 \cdot Q} \quad (4-5)$$

Os resultados teóricos indicam a existência de um intenso gradiente de concentração de oxigênio movendo em direção ao interior do tubo com uma velocidade decrescente, o que está de acordo com a AFT. Este resultado sugere a necessidade de promover-se alguma forma de mistura radial para que se consiga um

melhor desempenho de troca de oxigênio. Para a condição de  $S_{O_2,e} = 75\%$ ,  $Hb=15g/dl$ , obtém-se a saturação total do sangue com  $z^*=0,3$ .

Resultados experimentais utilizando um tubo de silicone, mostraram uma boa correlação teórico-experimental para uma difusividade de oxigênio no sangue igual a  $(0,88 \pm 0,06) \times 10^{-5} \text{ cm}^2/\text{s}$  (Figura 4.1).

Partindo-se da equação da continuidade para o gás carbônico dissolvido no plasma, obteve-se uma equação diferencial que descreve o transporte do mesmo. O gás carbônico no sangue, reage com a água formando bicarbonato, e reage com aminoácidos da hemoglobina formando os compostos carbamínicos. Weissman e Mockros (1967) utilizam uma correlação linear entre gás carbônico dissolvido e gás carbônico reagido, desta forma, o valor de  $\theta$  para o transporte de  $\text{CO}_2$  é constante sendo a equação obtida linear. A solução analítica realizada por Graetz (1883) apud Weissmann e Mockros (1967) para transporte de calor em um escoamento laminar, num tubo com temperatura de parede constante, possui mesma equação diferencial e condição de contorno, podendo a solução de transporte de calor, ser utilizada neste caso de transporte de massa.

O resultado teórico obtido mostra que o comprimento necessário para a oxigenação do sangue é maior do que para a remoção de gás carbônico. Uma segunda conclusão importante é a de que a saturação do sangue de saída depende do fluxo de sangue, do comprimento do tubo, do coeficiente de difusividade e independe do diâmetro do tubo.

Uma boa estimativa de  $D_{O_2,s}$  é fundamental para a correlação teórico-experimental dos resultados obtidos. A teoria heterogênea de Fricke (1924) foi muito utilizada para a determinação da difusividade do oxigênio no sangue total como função do hematócrito. Esta teoria fornece a difusividade efetiva de uma espécie química numa suspensão de partículas esferoidais como função de sua difusividade nestas partículas, sua difusividade no meio de suspensão, o volume fracional de partículas e a relação entre o maior e menor diâmetro das partículas. No caso do sangue, as partículas referem-se às hemáceas, sendo o volume fracional de hemáceas no sangue o hematócrito ( $Ht$ ). Stein et al (1971) mediram a  $D_{O_2,s}$  em suspensões de hemáceas imobilizadas em agar.

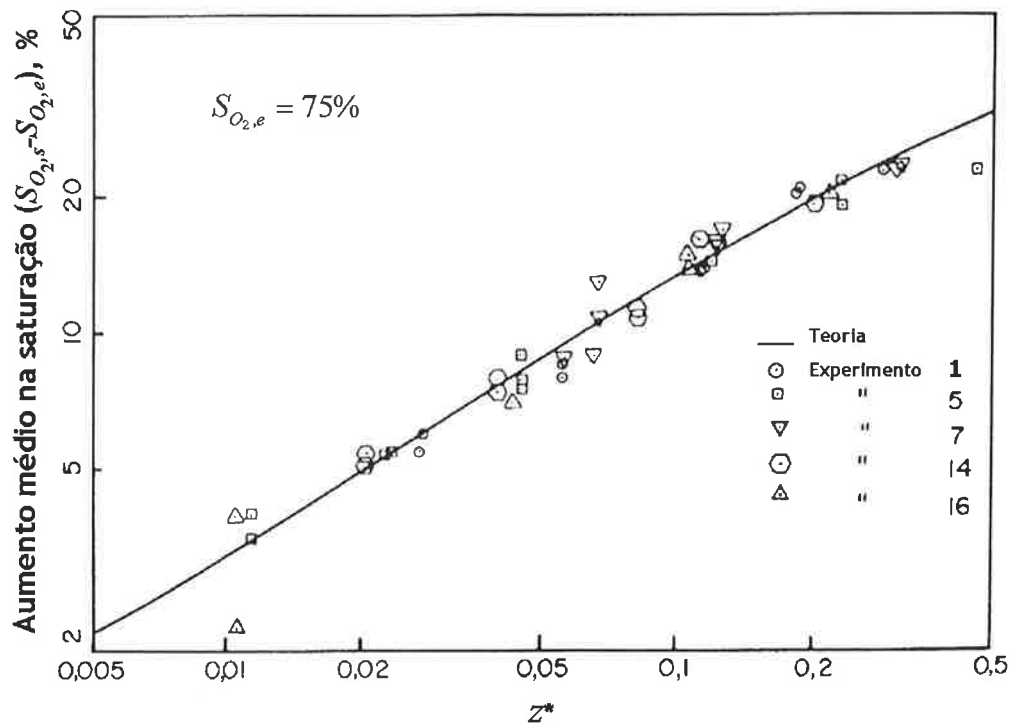


Figura 4-1 - Correlação teórico-experimental dos resultados de Weissmann e Mockros (1967).

Desta forma, foi possível obter  $D_{O_2,s}$  para hematócritos variando de 0 a 100%. Estes resultados mostraram boa correlação com valores obtidos em sistemas convectivos (Dorson et al (1971) e Voorhees (1975) apud Dorson e Voorhees (1976)). Este fato está de acordo com o conceito de que a rotação da hemácea em situações de baixa taxa de cisalhamento, situação normalmente encontrada nos oxigenadores, não contribui de forma significativa para a intensificação do transporte de oxigênio (Keller, 1971). Os resultados obtidos por Stein et al (1971) podem ser sintetizados na eq.(4-6), proposta por Dorson e Voorhees (1976):

$$\frac{D_{O_2,s}}{D_{O_2,pl}} = \frac{1,58 - 0,78 \cdot Ht}{1,58 + 0,64 \cdot Ht} \quad (4-6)$$

O valor de  $D_{O_2,pl}$  é obtido conforme sugerido por Goldstick e Fatt (1973):

$$\frac{D_{O_2,pl}}{D_{O_2,sf}} = \frac{1 - 0,0195 \cdot C_p}{1 + 0,0195 \cdot C_p / 2} \quad (4-7)$$

onde  $C_p$  é a concentração protéica total do plasma (g/dl). Esta equação é válida para



$T=25^{\circ}\text{C}$ . Considerando  $D_{O_2,sf}$  a  $25^{\circ}\text{C}$  igual a  $2,06 \times 10^{-5} \text{ cm}^2/\text{s}$ , o valor  $D_{O_2,pl}$  obtido pode ser extrapolado para  $T=37^{\circ}\text{C}$  utilizando a relação de Einstein  $D_{AB} \cdot \mu/T = \text{cte}$ . Os resultados de Stein et al (1971) sugerem, considerando uma difusividade do oxigênio a  $37^{\circ}\text{C}$  na hemácea igual a  $0,75 \times 10^{-5} \text{ cm}^2/\text{s}$  e  $D_{O_2,pl} = 1,77 \times 10^{-5} \text{ cm}^2/\text{s}$ , para um sangue com  $Ht=45\%$ , um valor de  $D_{O_2,s} = 1,24 \times 10^{-5} \text{ cm}^2/\text{s}$ .

Dorson et al (1971) sugerem que a eq.(4-3) seja reescrita para uma forma similar à do transporte de material dissolvido sem reação química:

$$V_z \cdot \frac{\partial P_{O_2,s}}{\partial z} = D_{O_2,s}' \cdot \frac{1}{r} \cdot \frac{\partial}{\partial r} \left( r \frac{\partial P_{O_2,s}}{\partial r} \right) \quad (4-8)$$

onde

$$D_{O_2,s}' = \frac{D_{O_2,s}}{1 + \theta} \quad (4-9)$$

Desta forma,  $D_{O_2,s}'$  descreve o transporte efetivo de oxigênio dissolvido em qualquer posição do tubo. É interessante ressaltar que na região saturada de oxigênio  $D_{O_2,s}' = D_{O_2,s}$ , uma vez que  $d(S_{O_2})/d(P_{O_2,s})=0$ , e que na região insaturada,  $D_{O_2,s}' \cong D_{O_2,s}/100$ . Esta redução drástica de  $D_{O_2,s}'$  significa, basicamente, que nenhum oxigênio dissolvido é transportado além da região de transição entre sangue saturado e sangue insaturado. Todo oxigênio reage com a hemoglobina para aumentar o valor de  $S_{O_2}$  nesta região.

Buckles, Merrill e Gilliland (1968), Colton e Drake (1971), Shultz et al (1977) e Jayaraman et al (1981) fazem uma revisão do estudo de Weissman e Mockros (1967), porém considerando o sangue como um fluido não-newtoniano. A equação diferencial obtida é a mesma que a eq.(4-3) exceto que  $V_z(r)$  corresponde a um perfil de velocidades que depende da relação  $\tau_w/\tau_y$ . O perfil converge para um perfil parabólico caso a relação  $\tau_w/\tau_y$  seja maior que 100 (Merrill et al, 1965). A equação foi resolvida pelo método de Crank-Nicolson utilizando a formulação em diferenças finitas, exceto por Shultz et al (1977) que utilizaram o método passo a passo forward-marching.

A membrana, nestes trabalhos, é considerada não ideal e introduz-se um parâmetro que correlaciona a resistência à difusão do oxigênio na parede do tubo com a resistência à difusão no sangue:

$$\gamma = \frac{D_{O_2,s} \cdot \alpha_{O_2,s}}{D_{O_2,m} \cdot \alpha_{O_2,m}} \cdot \ln \frac{R + t_m}{R} \quad (4-10)$$

Ao invés do valor constante de  $P_{O_2,s}$  na interface sangue-membrana, eles utilizam uma equação de fluxo, a qual substitui a (c.c.3):

$$\left. \frac{\partial P_{O_2,s}}{\partial r^*} \right|_{r^*=1} = \frac{1}{\gamma} \cdot (P_{O_2,g} - P_{O_2,s}) \quad (4-11)$$

onde  $r^*=r/R$  e  $\gamma$  é definido na eq.(4-10). Se tivermos uma difusividade na membrana bem maior do que no sangue, o valor de  $\gamma$  tende a zero.

Os resultados obtidos mostram um aumento de  $z^*$  com valores decrescentes de  $\gamma$ . Observou-se também importante influência do  $pH$  na  $P_{O_2,ss}$ , no entanto, a quantidade de oxigênio transferida praticamente não variou. O perfil de velocidades obtido, inclusive na menor das vazões testadas, foi parabólico, demonstrando que o sangue se comportou como um fluido newtoniano.

Resultados experimentais foram obtidos por Buckles, Merrill e Gilliland (1968) em tubos de silicone, sendo os dados correlacionados através de uma difusividade de oxigênio no sangue igual a  $1,38 \times 10^{-5} \text{ cm}^2/\text{s}$  e  $\gamma=50$ . Experimentos com água destilada também mostraram boa correlação.

Na simulação de Colton e Drake (1971) obteve-se oxigenação completa do sangue com  $z^*=1,5$ , para a seguinte condição:  $Hb=15\text{g/dL}$ ,  $P_{O_2,se}=37 \text{ mmHg}$ ,  $P_{O_2,g}=760 \text{ mmHg}$  e  $\gamma=0,02$ . Os resultados são fornecidos nos termos do conteúdo total adimensional de oxigênio  $fx_{O_2}$  em função de  $z^*$ .

Várias conclusões são obtidas do estudo de Colton e Drake:

- A presença de hemoglobina diminui o transporte de oxigênio numa base adimensional, uma vez que se necessita um maior valor de  $z^*$  para obter-se um valor especificado de  $fx_{O_2}$  embora a quantidade de oxigênio transportada seja maior.

- Variações de  $P_{O_2,se}$  e  $P_{O_2,g}$  influenciam de forma significativa a dependência de  $fx_{O_2}$  de  $z^*$ . Isto significa que comparações de desempenho entre oxigenadores só estão corretas quando temos mesmos valores para  $P_{O_2,se}$  e  $P_{O_2,g}$ .

- A simulação para o caso  $P_{O_2,se}=760$  mmHg,  $P_{O_2,g}=37$  mmHg mostram ser o processo de desoxigenação mais lento que o de oxigenação, uma vez que aquele requer um maior valor de  $z^*$ . No entanto, estes processos podem ter velocidades semelhantes, caso trabalhemos num trecho linear da curva de dissociação da hemoglobina. É o caso quando ambos os processos ocorrem com  $P_{O_2,s}$  entre 10 e 40 mmHg ou entre 100 e 760 mmHg.

Colton e Drake (1971) também fornecem os perfis radiais de saturação fracional  $f_{s_{O_2}}$  como função de  $z^*$  tanto para o processo de oxigenação como o de desoxigenação (figura 4.2). Mais uma vez, confirma-se a validade da AFT.

Smeby e Grimsrud (1974) fazem uma revisão do estudo de Weissman e Mockros (1967), porém considerando o sangue como um fluido newtoniano, onde analisam a difusão de oxigênio em três casos: (a) água escoando em canal semi-infinito, (b) sangue escoando em canal semi-infinito e (c) sangue escoando em tubos capilares. Para o caso (a) apresentou-se um método de solução analítica. Para os casos (b) e (c), a equação diferencial obtida foi resolvida de forma numérica. Os resultados obtidos mostram que um canal com 160  $\mu\text{m}$  de altura e membrana com 125  $\mu\text{m}$  de espessura, fornece 31  $\text{cm}^3\text{O}_2/\text{min}/\text{m}^2$  enquanto um tubo capilar com  $D=160$   $\mu\text{m}$  e membrana com 125  $\mu\text{m}$  de espessura fornece 36  $\text{cm}^3\text{O}_2/\text{min}/\text{m}^2$ .

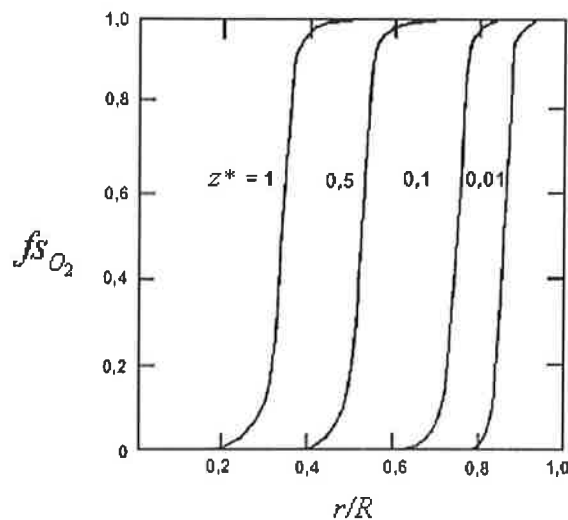


Figura 4-2 - Perfis de saturação radial em diversos valores de  $z^*$  na oxigenação. Condições:  $P_{O_2,se}=10$  mmHg,  $P_{O_2,g}=760$  mmHg.

Jayaraman et al (1981) analisam o transporte de oxigênio em oxigenadores tubulares. Para o perfil de velocidade utilizou-se tanto a equação de Casson como o perfil parabólico. A saturação média em qualquer  $z^*$  para o escoamento cassoniano foi 6% menor do que para o escoamento newtoniano. O valor do  $pH$  de entrada não influenciou de forma significativa nos valores médios de saturação de saída. Os resultados obtidos com a curva de dissociação da hemoglobina humana foram semelhantes quando comparados com os da hemoglobina de cães. Também apresentou-se uma análise da diferença de resultados quando estes são expressos na forma de  $f\bar{s}_{O_2}$  ou  $f\bar{x}_{O_2}$ . Para valores de  $P_{O_2,ss}$  na faixa de 70 a 200 mmHg esta diferença é máxima e igual a 20 % (figura 4.3).

Jayaraman et al (1981) também realizaram experimentos com fibras em silicone. O número de fibras variou de 9 a 5200. Os tubos apresentaram raio interno variando de 140 a 475  $\mu\text{m}$ , com espessura de parede variando de 50 a 125  $\mu\text{m}$ , e com comprimentos variando de 6 a 50 cm. Os tubos apresentaram razão espessura da parede para raio interno variando de 0,233 a 0,357, e valores de  $\gamma$  variando de 0,02 a 0,03. Utilizou-se  $D_{O_2,s} = 1,7 \times 10^{-5} \text{ cm}^2/\text{s}$ . Os dados mostraram boa correlação para o modelo newtoniano com  $\gamma = 1,0$  e para o modelo cassoniano com  $\gamma = 0,5$ .

Uma série de artigos foi publicada analisando a influência de diversos

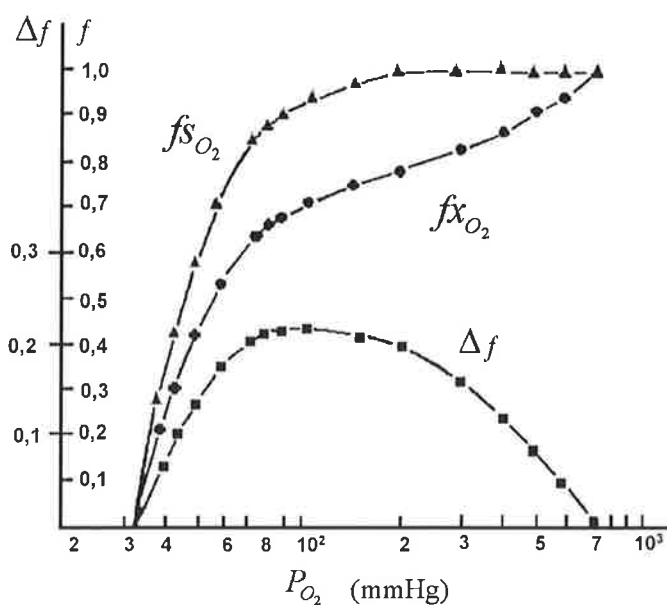


Figura 4-3 – Diferença de resultados quando estes são expressos na forma de  $f\bar{s}_{O_2}$  ou  $f\bar{x}_{O_2}$ .

métodos de escoamento secundário como forma de promover-se uma melhor eficiência de oxigenação.

Villarroel et al (1971) desenvolvem um modelo matemático para o transporte de gases em sangue escoando em tubos semipermeáveis nas condições de regime permanente e regime pulsátil. A solução numérica apresentada para o modelo de escoamento em regime permanente é mais realista que os modelos anteriormente citados. O programa computacional resolve de forma simultânea a equação de transporte de oxigênio e a equação para o gás carbônico obtendo também o valor local de  $pH$ . Com este valor de  $pH$  obtém-se a curva de dissociação da hemoglobina. O perfil de velocidades utilizado segue o modelo proposto por Casson (1959). Os resultados teóricos obtidos concordam bem com os resultados experimentais obtidos por Buckles, Merrill e Gilliland (1968) e por Weismann e Mockros (1967). A condição de saturação=95% é obtida para  $z^*=0,4$ . Por outro lado, o valor arterial normal de gás carbônico é obtido para  $z^*=0,23$ .

Estes resultados estão de acordo com o obtido por Weismann e Mockros (1967), que concluíram ser o transporte de oxigênio o fator limitante. As curvas de  $pH$  obtidas mostram que os valores de  $pH$  na proximidade da interface sangue-membrana atinge valores bem acima de valores médios ao longe. Com relação ao modelo pulsátil, aumento da amplitude e frequência contribuem para o aumento do transporte de oxigênio e gás carbônico. Ondas de pulso assimétricas aumentam o transporte de massa mais do que ondas simétricas. De forma análoga ao escoamento não pulsátil, a remoção de gás carbônico para o nível arterial padrão é obtido antes da saturação arterial padrão.

Chang e Mockros (1971<sup>a</sup>) analisam o transporte de oxigênio e gás carbônico em trocadores anelares com fibras de seção tubular. Neste caso, as fibras deixam de ser retas para o caso em que possuem o formado helicoidal ou toroidal. O transporte de oxigênio é analisado em separado do transporte de gás carbônico e vice-versa. Como conclusão, tem-se que para o caso em que a relação de raios interno e externo das fibras é igual a 0,95, necessita-se de um comprimento axial apenas 1/65 do necessário para uma fibra reta.

Chang e Mockros (1971<sup>b</sup>) analisam o caso do sangue escoando em canais. A utilização de canais curvos pode reduzir para 1/500 o comprimento necessário para a oxigenação do sangue quando comparado com canais retos.

Benn et al (1971) analisam o caso de um oxigenador consistindo de uma série de passagens toroidais (figura 4.4), sendo este também submetido a um movimento de oscilação torsional. Resultados experimentais são obtidos para a transferência de gás carbônico em água e para transferência de oxigênio e gás carbônico em sangue de novilhos.

Uma conclusão importante é a de que os valores de  $Sh/Me^{1/3}$  para água e sangue são comparáveis.  $Me$  representa a variação da quantidade total de material (reagido + dissolvido) em função da quantidade de material dissolvido. No caso do oxigênio, ele corresponde aos termos entre parênteses do lado esquerdo na eq.(4-3):

$$Me = 1 + \theta \quad (4-12)$$

É apresentada a seguinte correlação :

$$Sh \propto Dn^{1/3} \cdot Re^{0,22} \cdot Sc^{1/3} \cdot Me^{1/3} \quad (4-13)$$

Os resultados experimentais também mostram que os valores de taxa de deformação observados (na faixa de 200 a 1500  $s^{-1}$ ) não produzem hemólise<sup>2</sup> significativa. O transporte de oxigênio foi ao redor de 200 ml/min/m<sup>2</sup>.

Chow e Soda (1973) analisam a oxigenação do sangue em canais de contornos irregulares. Inicialmente, obteve-se a solução analítica do escoamento. Esta solução é utilizada em seguida para obter-se o efeito sobre a difusão de oxigênio. As irregularidades possuem efeito importante sobre o valor local da concentração de oxigênio, porém, o comprimento para a saturação completa do sangue praticamente não se altera.

Dorson et al (1971) realizaram uma série de testes de transferência de oxigênio e gás carbônico com sangue de porco e sangue humano a 37°C. Foram utilizadas fibras de silicone retas ( $L=61$  cm,  $d=2000$   $\mu$ m) e helicoidais ( $\lambda=0,021$  a 0,092,  $L=37$  a 291 cm,  $d=800$  a 2000  $\mu$ m). O coeficiente de difusão para plasma suíno foi medido igual a  $1,80 \pm 0,09 \times 10^{-5}$  cm<sup>2</sup>/s a 25°C enquanto o valor médio para o

---

<sup>2</sup> Hemólise: destruição das hemáceas (células vermelhas) devido a tensões de cisalhamento excessivas no escoamento de sangue.

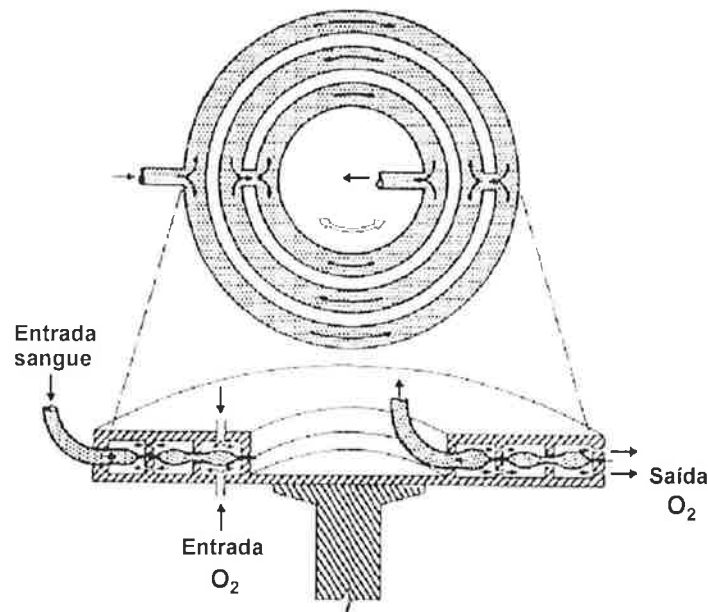


Figura 4-4 - Oxigenador de passagens toroidais.

sangue ( $Ht= 0,445$ ) foi  $1,20\pm 0,10 \times 10^{-5} \text{ cm}^2/\text{s}$ .

Observou-se que o transporte de gás carbônico pode interferir no transporte de oxigênio: valores baixos de  $P_{CO_2,se}$  aumentam o transporte de oxigênio enquanto valores altos de  $P_{CO_2}$  restringem o transporte de oxigênio. Também observou-se que a remoção de gás carbônico do sangue é incrementada pelo processo de oxigenação.

Enquanto os métodos numéricos fornecem uma descrição detalhada dos perfis de concentração para oxigênio nos canais de escoamento e apresentam boa correlação com resultados experimentais, eles são inconvenientes para estudos de otimização, uma vez que envolvem um tempo computacional elevado. Desta forma, alguns autores buscaram métodos de solução analítica frente a uma linearização da curva de dissociação da hemoglobina.

A AFT modela a curva de dissociação da hemoglobina como uma função degrau (figura 4.5). Este modelo assume que quando a  $P_{O_2,s}$  é maior que a  $P_{O_2,se}$ , a  $S_{O_2}$  corresponde a da  $P_{O_2,smáx}$ . Correlacionando-se o encolhimento do núcleo de sangue insaturado com a difusão radial de oxigênio (figura 4.6), obtém-se a eq.(4-14):

$$V_{\eta}(x_{O_2,smáx} - x_{O_2,se}) \cdot \frac{d\eta}{dx} = -\alpha \cdot D_{O_2,s} \cdot \left. \frac{\partial P_{O_2,s}}{\partial n} \right|_{n=\eta} \quad (4-14)$$

onde  $n$  é a coordenada normal à interface sangue-membrana e  $V_{\eta}$  é a velocidade na direção  $x$  (paralela a interface sangue-membrana) em  $n=\eta$ .

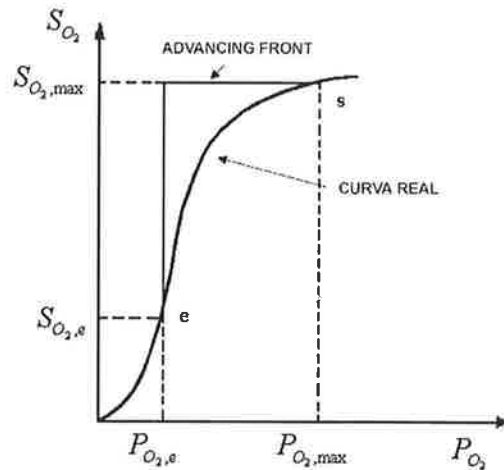


Figura 4-5 - Curva de dissociação da hemoglobina na AFT.

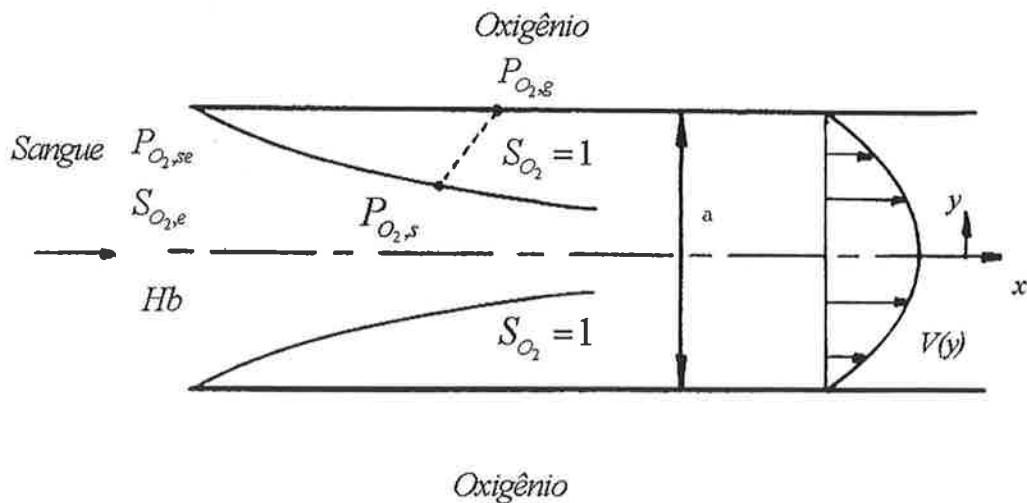


Figura 4-6 - Representação esquemática da AFT. Sangue escoia em um tubo imerso em oxigênio na tensão  $P_{O_2,g}$ . A saturação de oxigênio no interior da camada limite é igual a 1, enquanto que na região central, ocorrem as condições do sangue de entrada.



A solução analítica desta equação fornece uma equação que correlaciona a variável adimensional de posição axial com a espessura da camada limite. Também obtém-se uma equação que correlaciona a saturação fracional da oxihemoglobina com a espessura da camada limite. Lightfoot (1968) e Mikic, Benn e Drinker (1972) apresentam estas equações para os casos de escoamento de sangue no interior de tubos e entre placas planas, ambos com concentração de oxigênio constante na parede. Dorson et al (1971) associam os casos anteriores à condição de difusão através da membrana. Dorson e Voorhess (1974) repetem a análise de Dorson et al (1971), porém enfocando o transporte de gás carbônico.

Mikic, Benn e Drinker (1972) fazem também uma análise comparativa entre a solução obtida pela AFT e um método de predição do transporte de oxigênio com inclinação constante da curva de dissociação da hemoglobina (figura 4.7).

A curva real de dissociação da hemoglobina é substituída por uma reta que intercepta a curva em dois pontos: um correspondente ao conteúdo de oxigênio do sangue de entrada e o outro ao conteúdo máximo de oxigênio possível. Desta forma, o termo  $d(S_{O_2})/d(P_{O_2,s})$  passa a ter valor constante e igual a:

$$\frac{d(S_{O_2})}{d(P_{O_2,s})} = \frac{(S_{O_2,max} - S_{O_2,e})}{P_{O_2,max} - P_{O_2,se}} \quad (4-15)$$

Desta forma, a eq.(4-3) passa a ser linear, podendo ser utilizada uma solução analítica para transporte de massa em sistemas não reativos.

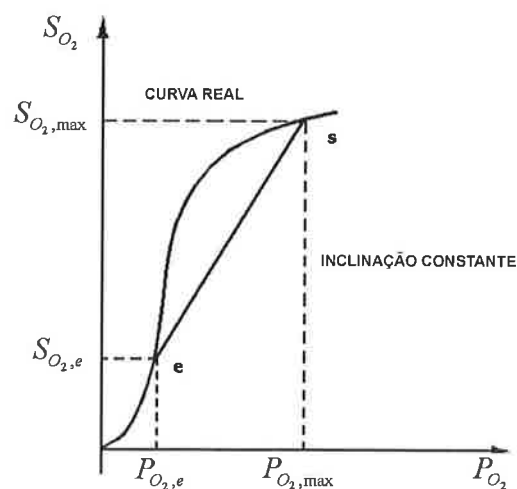


Figura 4-7 - Curva de dissociação da hemoglobina com inclinação constante.

Para um dado valor de  $P_{O_2,s}$  com exceção dos pontos inicial e máximo, o conteúdo de oxigênio calculado será sempre menor que o da curva real. Este fato aplicado ao desenvolvimento da camada limite de concentração implica que, para uma dada espessura da camada limite, o conteúdo total de oxigênio obtido será menor quando comparado ao que seria obtido utilizando-se a curva real.

Por outro lado, para uma dada concentração de oxigênio, a camada limite de concentração calculada pela aproximação deverá ser maior, e portanto, o transporte local de oxigênio nesse ponto será menor. Desta forma, este método fornece um limite inferior ao transporte de oxigênio. De forma inversa, na AFT, para um dado valor de  $P_{O_2,s}$  com exceção dos pontos inicial e máximo, o conteúdo de oxigênio calculado será sempre maior que o da curva real. Utilizando argumentos similares aos anteriores, pode-se demonstrar que a AFT fornece um limite superior ao transporte de oxigênio (figura 4.8).

Quanto aos resultados de correlação teórico-experimental (Dorson et al., 1971), pode se dizer, que de forma geral, que a AFT fornece uma boa estimativa do valor de  $S_{O_2}$  para um dado valor de distância adimensional axial.

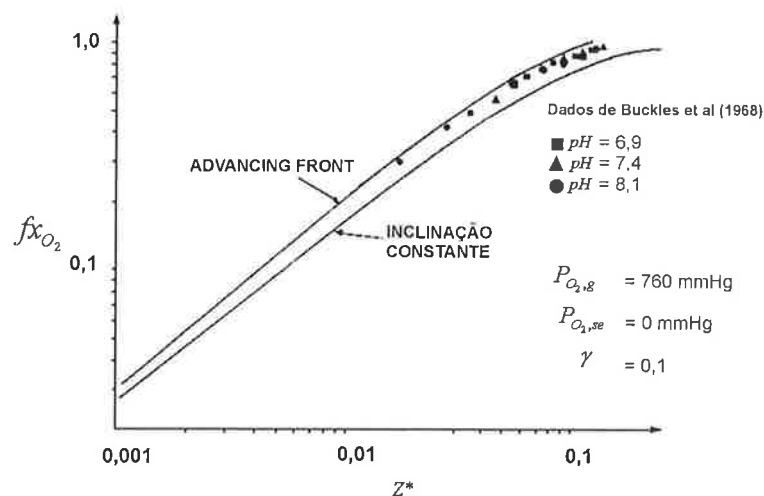


Figura 4-8 - Correlação dos modelos AFT e inclinação constante com os resultados teóricos obtidos a partir da integração numérica da eq.(4-3).

#### 4.1.1 Análise Experimental de Oxigenadores

Richardson et al (1971) sugerem a utilização de água ao invés de sangue em testes *in vitro* para avaliação do desempenho de oxigenadores. Eles mostram a existência de correlação linear significativa entre o coeficiente global de transporte de massa para o teste com sangue  $K_s$  e o coeficiente para o teste com água  $K_a$ . O coeficiente global é definido como:

$$K = \frac{\dot{V}_{O_2}}{A} \cdot \Delta P_{O_2,LM}^{-1} \quad (4-16)$$

onde  $\Delta P_{O_2,LM}$  é a diferença média logarítmica da  $P_{O_2,s}$ , definida por:

$$\Delta P_{O_2,LM} = \frac{P_{O_2,se} - P_{O_2,ss}}{\ln(\Delta P_{O_2,ss} / \Delta P_{O_2,se})} \quad (4-17)$$

onde  $\Delta P_{O_2,se}$  é a diferença entre a  $P_{O_2}$  na entrada de sangue e a  $P_{O_2}$  na interface sangue-membrana neste local. Já  $\Delta P_{O_2,ss}$  correspondente a diferença entre a  $P_{O_2}$  na saída de sangue e a  $P_{O_2}$  na interface sangue-membrana neste local.

Um cuidado que se deve tomar nestes ensaios com água, é que caso o oxigenador seja ventilado com oxigênio a 100 %, com facilidade se atinge valores de  $P_{O_2,ss} \geq 500$  mmHg, um valor fora da faixa de precisão dos aparelhos de gasometria.

Galletti et al (1972) apresentam um método de padronização de ensaio de oxigenadores em animais. Os autores definem coma vazão de sangue de referência ( $Q_r$ ) a vazão na qual um oxigenador consegue fornecer um sangue com  $S_{O_2,s} = 95\%$  quando o sangue venoso possui  $S_{O_2,e} = 65\%$ ,  $Hb = 13,3$  g/dL ( $Ht = 40\%$ ) e  $T = 37^\circ\text{C}$ . A transferência de oxigênio de referência é aquela obtida nesta condição. A transferência de gás carbônico de referência é aquela obtida na  $Q_r$  quando o sangue venoso possui uma  $P_{CO_2,se} = 50$  mmHg,  $pH$  na faixa fisiológica e o oxigenador é ventilado na vazão de gás de referência, a qual é definida a seguir. A vazão de gás de referência corresponde à vazão de mistura gasosa fornecida ao oxigenador capaz de manter a  $P_{CO_2,se}$  constante e igual a 50 mmHg, na  $Q_r$ .

Curtis e Eberhart (1974) tendo em vista o crescente número de publicações apresentando resultados experimentais de oxigenadores, sugerem um método de normalização dos resultados. Embora Galletti et al (1972) apresentem um método de

padronização de ensaio *in vivo*, um método de normalização faz-se necessário frente à grande quantidade de resultados não padronizados.

A eficiência do transporte de oxigênio em oxigenadores de membrana é fortemente dependente da saturação de entrada, da concentração de hemoglobina, da vazão de sangue e da pressão absoluta de oxigênio na mistura gasosa de ventilação.

O método sugerido baseia-se na forma de apresentação de resultados da AFT, a qual utiliza dois números adimensionais, que são a saturação fracional da oxihemoglobina ( $fs_{O_2}$ ), e o comprimento adimensional do canal, o qual é uma modificação do número de Graetz.

O número  $fs_{O_2}$  expressa a razão entre a variação de saturação obtida e à variação de saturação máxima possível, e pode ser utilizado como um coeficiente de efetividade. O valor de  $fs_{O_2}$  é geralmente apresentado em função do comprimento adimensional do canal. O número de Graetz modificado possui a seguinte forma:

$$Gz = \frac{\alpha(P_{O_2,g} - P_{O_2,se})}{0,0134 \cdot Hb(1 - S_{O_2,e})} \cdot \frac{D_{O_2,s} \cdot L}{V_m \cdot a^2} \quad (4-18)$$

O primeiro quociente do lado direito correlaciona os gradientes entre a interface sangue-membrana e o valor médio no sangue de entrada para oxigênio dissolvido e oxigênio ligado à hemoglobina. O segundo quociente é uma outra forma de expressar  $z^*$ .

A aplicação do número de Graetz modificado para oxigenadores de tamanho integral é complicada, uma vez que se necessita do conhecimento de detalhes construtivos do dispositivo, como  $L$  e  $a$ , além de valores precisos para  $\alpha$  e  $D_{O_2,s}$ . Porém, de maneira geral, pode-se expressar  $L/V_m \cdot a^2$  como uma constante dividida pela vazão:

$$\frac{L}{V_m \cdot a^2} = \frac{K_G}{Q} \quad (4-19)$$

onde, conforme a geometria:

$$K_G = \frac{N \cdot \pi \cdot L}{4 \cdot 60}, \quad \text{para oxigenadores de fibras ocas com } N \text{ tubos,}$$

$K_G = \frac{M \cdot W \cdot L}{h \cdot 60}$ , para oxigenadores de membrana plana com  $M$  espaçamentos sanguíneos.

Uma simplificação adicional é introduzida, considerando-se que a quantidade ( $\alpha \cdot D_{O_2,s}$ ) permanece constante para hematócritos na faixa de 25 a 40% e na temperatura de  $37 \pm 2^\circ\text{C}$ . Dividindo-se, então, a eq.(4-18) pelos termos constantes, obtém-se:

$$\frac{Gz}{\alpha \cdot D_{O_2,s} \cdot K_G} = \frac{P_{O_2,g} - P_{O_2,se}}{0,0134 \cdot Hb(1 - S_{O_2,e})} \cdot \frac{1}{Q} \equiv R \quad (4-20)$$

O termo à direita contém as condições do sangue e do gás de entrada e o vazão de sangue. Este parâmetro corresponde à resistência do sangue de entrada para a completa saturação (mmHg.min/mlO<sub>2</sub>) e é representado por  $R$ . Para demonstrar a consistência e a precisão do conceito de resistência de entrada, dados são obtidos da literatura e os valores medidos para vazão de sangue de referência ( $Q_R$ ) são comparados com valores obtidos num gráfico de  $fs_{O_2}$  versus  $R$ . Na vazão de referência, temos a seguinte condição de entrada:  $S_{O_2,e} = 65\%$ ,  $P_{O_2,se} = 35$ ,  $S_{O_2,s} = 95\%$ ,  $Hb = 13,3$  g/dL,  $P_g = 750$  mmHg (aproximadamente oxigênio a 100% ao nível do mar),  $T = 37^\circ\text{C}$ . Substituindo estes valores em  $fs_{O_2}$  e  $R$ , obtém-se:

$$fs_{O_2,R} = 0,856 \quad (4-21)$$

$$Q_r = \frac{11300}{R_R} \quad (4-22)$$

No gráfico de  $fs_{O_2}$  versus  $R$  (figuras 4.9, 4.10 e 4.11) pode-se obter o valor de  $R$  que corresponde a  $fs_{O_2,R} = 0,856$ , o qual será o valor de  $R_R$ , o qual substituído na eq.(4-22) fornece o valor de  $Q_R$ .

Observou-se que para cada oxigenador testado, obtém-se uma linha reta num gráfico semi-log de  $fs_{O_2}$  versus  $R$  para  $0,3 \leq fs_{O_2} \leq 0,95$ . Este resultado está de acordo com valores teóricos obtidos pela AFT (Dorson et al, 1971, Lautier, Grossin e Laurent, 1971).

O método mostrou ser capaz de normalizar os resultados de oxigenadores testados numa ampla faixa de condição de entrada do sangue, vazão de sangue e

pressão parcial de oxigênio no gás. Um dos aspectos mais importante do método é a capacidade de normalizar valores de  $Q_R$  obtidos em diferentes altitudes. Por outro lado, o método perde sua validade quando a proporção de oxigênio dissolvido em relação à quantidade de oxigênio ligado à hemoglobina for maior que 1/3, o que pode ocorrer se tivermos valores muito pequenos de  $Hb$ , isto é:

$$\frac{\alpha(P_{O_2,g} - P_{O_2,se})}{0,0134 \cdot Hb(1 - S_{O_2,e})} \geq \frac{1}{3} \quad (4-23)$$

Overcash e Keller apud Curtis e Eberhart (1974) mostram o desvio da AFT dos resultados experimentais para essa condição.

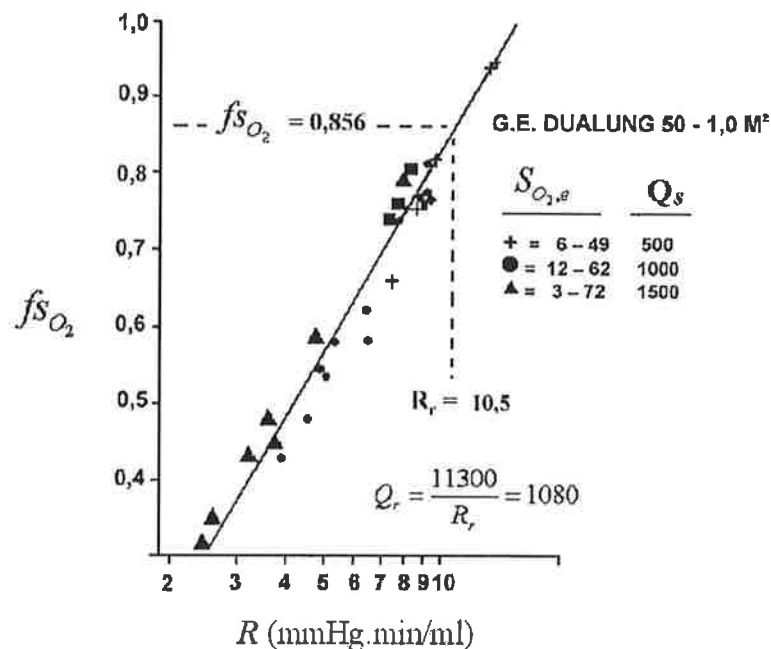


Figura 4-9 - Resultados experimentais a partir de ensaios *in vitro*, utilizando sangue bovino, obtidos na faixa de saturação de entrada apresentada e  $pH=7,35$ ,  $Hb=15,5$ ,  $T=37^{\circ}C$  e  $P_{O_2,g}=750$  mmHg.

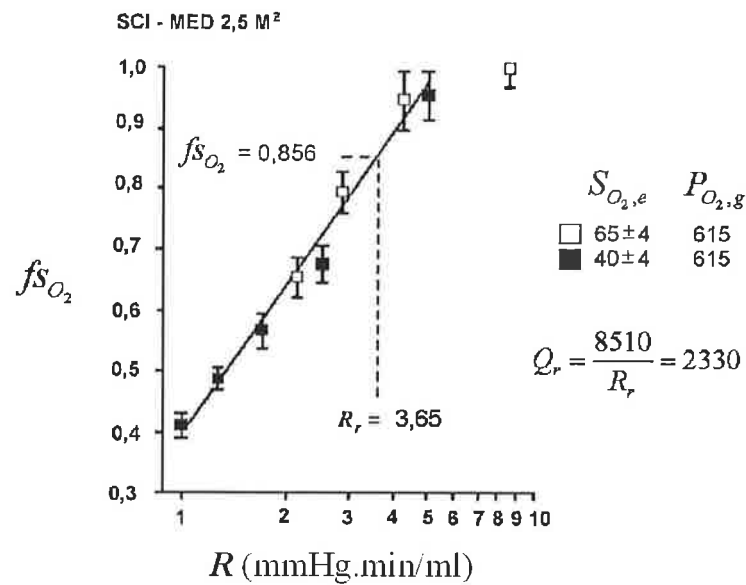


Figura 4-10 – Resultados experimentais obtidos no laboratório de ensaios biomédicos de Utah em diferentes vazões de sangue e nas condições de entrada apresentadas na legenda. ( $pH= 7,35$ ,  $Hb= 14$ ,  $T=39^{\circ}C$ ). Os dados são apresentados como média  $\pm 1$  D.P. A eq.(4-22) foi modificada levando-se em conta a altitude.

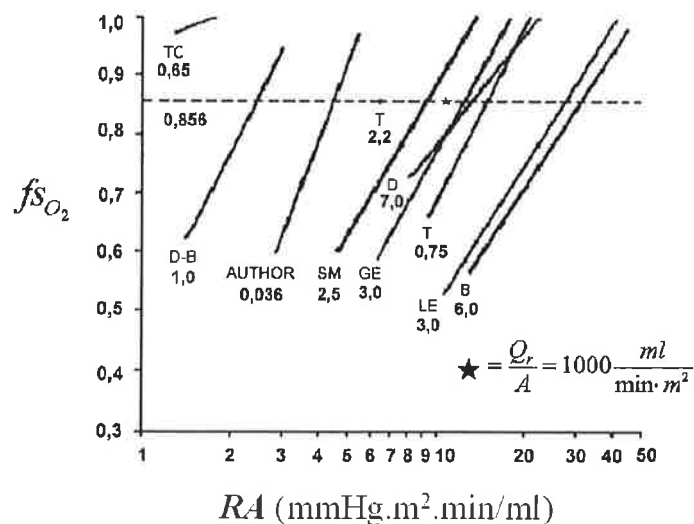


Figura 4-11 – Gráfico semi-log da saturação fracional da oxihemoglobina versus o produto da resistência para completa oxigenação com a área de troca de vários oxigenadores. B: Bramson; D: Dow; D-B: Drinker-Bartlett; GE: G.E. DualLung; LE: Landé-Edwards; SM: Sci-Med; TC: Tecna; T(2.2): Travenol; T(.75): Travenol Teflo. A estrela corresponde ao fluxo de referência de 1000 ml/min/m<sup>2</sup>. Conforme Curtiss e Eberhart (1974).

#### 4.1.2 Sistematização do Processo de Cálculo de Oxigenadores.

Mockros e Gaylor (1975) propõem uma metodologia para o projeto de um oxigenador de membrana com tubos capilares. São levados em conta variáveis de fabricação como tamanho dos plenos de entrada e saída para o lado do sangue, comprimento dos tubos na área de selagem e densidade de empacotamento das fibras.

Para escoamento laminar, com perda de carga menor que 200 mmHg, tubos com 150 a 200  $\mu\text{m}$  fornecem o menor volume de *prime* e menor área transversal nos plenos.

Com os recursos disponíveis na época, os autores concluem a impossibilidade de construção de oxigenador tamanho adulto. Tais unidades são viáveis caso as taxas de transferência forem aumentadas através de um processo que induza a formação de linhas de escoamento secundário no sangue. Como exemplo, um aumento na taxa de transferência em 3 vezes pode resultar numa diminuição de *prime* em 50 %.

Gaylor e Mockros (1975) sistematizam a metodologia para o projeto de um oxigenador de membrana composto por canais de membrana plana.

São considerados os casos de canais simples com ou sem mistura transversal e o caso de canais preenchidos por tela com membranas espessas ou finas. A análise leva em conta:

- a taxa de transferência;
- o aumento da resistência ao escoamento produzido pelas telas;
- variáveis de fabricação como:
  - o comprimento dos plenos de sangue;
  - razão altura do pleno / altura do canal;
  - fração em vazio da tela.

Para valores aceitáveis de volume de *prime*, oxigenadores possuindo canais com telas e membranas espessas ou canais livres sem mistura transversal são apenas aplicáveis para uso neonatal. Circulação extracorpórea total só é possível com canais



contendo telas e utilizando membranas muito finas ou com alta permeabilidade gasosa.

Algumas revisões foram publicadas com relação ao caso de escoamento interno. Weissman e Mockros (1969) apresentam uma revisão enfocando a modelagem do transporte de oxigênio e gás carbônico em tubos retos ou espiralados. Dorson e Voorhes (1976) apresentam uma revisão baseando-se na AFT tanto para o transporte de oxigênio como gás carbônico. Eberhart, Dengle e Curtiss (1978) apresentam uma revisão extensa e completa enfocando o transporte de oxigênio e gás carbônico em membrana plana e tubos capilares baseando-se tanto na equação diferencial de transporte bem como na AFT.

#### **4.2 Escoamento Externo**

Uma característica essencial para uma transferência de gases com bom desempenho é ter-se algum grau de mistura convectiva no lado do sangue. Sem este grau de mistura, camadas de concentração com sangue completamente saturado, surgem nas proximidades da interface sangue-membrana e a troca de gases tende a ser pequena. Esta eficiência de transporte pequena, por sua vez, resulta em dispositivos grandes necessitando grandes volumes de *prime*. A desvantagem do *prime* excessivo, além da exposição do paciente a mais de um doador ou a uma maior hemodiluição, é um contato mais intenso do sangue com superfícies de material não biológico. A mistura no lado do sangue, por sua vez, não deve ser tão intensa a ponto de traumatizar os elementos figurados do sangue. Diversas técnicas foram propostas para criar uma mistura eficiente, como por exemplo, a utilização de tubos espiralados, que não atingiram uma boa exequibilidade industrial, e a utilização de telas na fase sanguínea em oxigenadores de membrana plana, uma técnica que induz uma boa mistura, porém, expõe o sangue a grandes áreas de material não biológico, as quais não são superfícies de troca.

Mockros e Leonard (1985) introduzem a utilização de escoamento externo em um feixe de fibras como importante técnica de promover-se a mistura convectiva. Esta técnica baseia-se nos princípios e em resultados empíricos obtidos na área de trocadores de calor compactos. Estes equipamentos são caracterizados, como o próprio nome indica, pela sua compactidade, uma importante característica para um pulmão artificial eficiente, e em muitos casos, pela sua operação em baixos números

de Reynolds, uma característica que geralmente produz baixos níveis de trauma sanguíneo.

O conceito básico consiste em construir-se um meio poroso através do arranjo de diversos tubos microporosos em paralelo, formando um feixe de tubos. O sangue escoava externamente aos tubos na direção perpendicular aos mesmos. O gás de oxigenação escoava internamente aos tubos. Uma grande mistura é promovida ao sangue conforme o sangue escoava entre os caminhos tortuosos criados pelas diversas fileiras de tubos. A taxa de transferência de  $O_2$ , baseando-se em equações análogas às utilizadas na literatura de transferência de calor, pode ser expressada na forma de um coeficiente adimensional:

$$\psi = \frac{p \cdot D \cdot Sc^{2/3}}{4(1-p) \cdot (P_{O_2g} - P_{O_2s})} \cdot \frac{dP_{O_2s}}{dx} \quad (4-24)$$

onde  $p$  é a porosidade do feixe de tubos, dada pela razão entre o volume de sangue contido no feixe de tubos e o volume total ocupado pelo feixe (volume de sangue + volume dos tubos) e  $dP_{O_2s}/dx$  é a taxa de incremento espacial da  $P_{O_2}$  lado do sangue. A teoria para transporte de calor sugere  $\psi$  com função de  $Re$ , sendo este coeficiente conhecido como fator de Colburn para transporte de massa. Além disso, se o número de Reynolds está na faixa  $Re < 10$ , a relação é uma simples relação de potência:

$$\psi = \Phi \cdot Re^{-m} \quad (4-25)$$

onde  $\Phi$  e  $m$  são constantes que dependem da porosidade e do arranjo dos tubos, bem como do número de Reynolds. Outra relação importante obtida em analogia com a teoria de transferência de calor é:

$$\psi = Sh \cdot Re^{-1} \cdot Sc^{-1/3} \quad (4-26)$$

O número de Reynolds para um meio poroso é obtido por

$$Re = 4 \cdot r_h \cdot V / \nu \quad (4-27)$$

onde  $r_h$  é o raio hidráulico e é dado pela razão entre o volume ocupado pelo sangue e a área superficial dos tubos. Pode-se demonstrar que:

$$r_h = \frac{p \cdot D}{4(1-p)} \quad (4-28)$$

A velocidade média no escoamento no feixe é dada por:

$$V = \frac{Q}{p \cdot A_f} \quad (4-29)$$

onde  $A_f$  é a área frontal do feixe de tubos. Desta forma, o número de Reynolds pode ser reescrito como:

$$Re = \frac{Q \cdot D}{(1-p) \cdot A_f \cdot \nu} \quad (4-30)$$

Algumas dificuldades surgem na utilização da eq.(4-25) na predição da eficiência de transporte de  $O_2$  em um oxigenador:

- Nem sempre, no oxigenador, o arranjo de tubos utilizado possui um feixe semelhante que tenha sido utilizado em trocadores de calor. Uma vez que  $\Phi$  e  $m$  dependem deste arranjo, pode não existirem valores disponíveis na literatura de transferência de calor.

- O transporte de  $O_2$  é um processo convectivo difusivo com reação química.

- Muitas das variáveis físicas, como a viscosidade do sangue, a difusividade do  $O_2$  e a capacidade da hemoglobina em ligar-se ao  $O_2$  podem possuir valores diferentes frente a situações diferentes, uma vez que as propriedades do sangue variam com o hematócrito, temperatura e a concentração de hemoglobina.

Mockros e Leonard (1985) propõem que o processo seja modelado como um processo não reativo, conforme o proposto por Dorson et al (1971), e apresentado na seção anterior. Desta forma, ao invés de utilizarmos a difusividade de  $O_2$  no sangue, utilizamos uma difusividade efetiva, dada pela eq.(4-9):

$$D_{O_2,s}^e = \frac{D_{O_2,s}}{1+\theta} \quad (4-9)$$

onde  $\theta$  é dada na eq.(4-4).

Substituindo-se a eq.(4-30) na eq.(4-29), igualando-se a eq.(4-25) com a eq.(4-24) e aplicando a eq.(4-9), obtém-se:

$$\frac{dP_{O_2,s}}{dx} = \Phi \cdot \frac{4}{p} \cdot \left(\frac{1-p}{D}\right)^{m+1} \cdot \left(\frac{A_f \cdot v}{Q}\right)^m \cdot \frac{P_{O_2,g} - P_{O_2,s}}{Sc^{2/3} \cdot (1+\theta)^{2/3}} \quad (4-31)$$

Este modelo tem como premissas que o processo de transporte depende do gradiente de pressão parcial do O<sub>2</sub> e que se pode utilizar uma difusividade efetiva que incorpora os efeitos da reação química entre o O<sub>2</sub> e a hemoglobina.

Mockros e Leonard (1985) obtiveram os valores de  $\Phi$  e  $m$  em ensaios com água para um oxigenador constituído de fibras microporosas de polipropileno, com diâmetro externo igual a 290  $\mu\text{m}$ . Neste oxigenador, o feixe é composto por 11000 fibras, com  $p=0,61$  e comprimento do caminho do sangue igual a 19,5 cm. A área total de troca é igual a 1,8 m<sup>2</sup> e o *prime* igual 213 ml. A integração numérica da eq.(4-31) usando os valores de  $\Phi$  e  $m$  obtidos mostraram boa correlação teórico-experimental para os resultados do mesmo oxigenador quando testado com sangue.

Uma revisão deste trabalho foi executada por Vaslef et al (1994). As equações (3-25) a (3-30) são válidas exceto por (3-24), a qual é substituída por:

$$\kappa = \frac{Q \cdot p \cdot D^2 \cdot Sc^{2/3} \cdot (1+\theta)^{2/3}}{4 \cdot A_f \cdot (1-p)^2 \cdot v \cdot (P_{O_2,g} - P_{O_2,s})} \cdot \frac{dP_{O_2,s}}{dx} \quad (4-32)$$

Uma análise dos termos da eq.(4-32) evidencia que:

$$\kappa = \psi \cdot \text{Re} \quad (4-33)$$

Para este valor de  $\kappa$ , a eq. (4-31) muda para:

$$\frac{dP_{O_2,s}}{dx} = \Phi \cdot \frac{4}{p} \cdot \left(\frac{1-p}{D}\right)^{2-m} \cdot \left(\frac{A_f \cdot v}{Q}\right)^{1-m} \cdot \frac{P_{O_2,g} - P_{O_2,s}}{Sc^{2/3} \cdot (1+\theta)^{2/3}} \quad (4-34)$$

Vaslef et al (1994) também propõem a obtenção de  $\Phi$  e  $m$  em ensaios com água. No entanto nestes testes mede-se a taxa global de transporte ao invés do valor local. O valor global corresponde ao valor médio da integral do valor local:

$$\bar{\kappa} = \frac{1}{L} \int_0^L \kappa \cdot dx \quad (4-35)$$

Substituindo a eq.(4-32) na eq.(4-35):

$$\bar{k} = \frac{Q \cdot p \cdot D^2 \cdot Sc^{2/3}}{4 \cdot A_f \cdot L \cdot (1-p)^2 \cdot v} \cdot \int_{P_{O_2,se}}^{P_{O_2,ss}} \frac{(1+\theta)^{2/3}}{(P_{O_2,g} - P_{O_2,s})} \cdot dP_{O_2,s} \quad (4-36)$$

No caso do teste com água,  $\theta=0$ , e a solução da eq.(4-36) fica:

$$\bar{k} = \frac{Q \cdot p \cdot D^2 \cdot Sc^{2/3}}{4 \cdot A_f \cdot L \cdot (1-p)^2 \cdot v} \cdot \ln \left[ \frac{P_{O_2,g} - P_{O_2,ae}}{P_{O_2,g} - P_{O_2,as}} \right] \quad (4-37)$$

Vaslef et al (1994) também sugerem que os valores de fluxo de água devem ser tais que o número de Peclet ( $Pe=Re.Sc$ ) seja o mesmo para o teste com sangue. Os autores testaram o método proposto em três oxigenadores comerciais compostos de fibras microporosas e obtiveram ótima correlação teórico-experimental. Este método foi utilizado por Rajasubramanian et al (1997) para obtenção dos valores de  $\Phi$  e  $m$  em ensaios com água para o oxigenador AVecor Affinity.

Baker, Holte e Patankar (1992) fazem um modelo bi-dimensional para troca de gases em oxigenadores de sangue com sangue escoando numa direção paralela às fibras. Algumas restrições foram feitas para que o modelo mantivesse sua característica bi-dimensional: (a) todas as componentes do escoamento foram consideradas paralelas às fibras, (b) as fibras foram consideradas como sendo perfeitamente paralelas, sem cruzamentos entre si. Considerou-se também o fluxo de massa através das fibras praticamente desprezível quando comparado com o transporte de massa convectivo e nenhuma alteração de propriedades reológicas do sangue devido ao transporte de gases. Desta forma, as velocidades de escoamento do sangue e do gás são independentes do transporte de gás sendo, portanto, resolvidas *a priori*. As tensões gasosas nas fases sanguínea e gasosa são obtidas após a obtenção dos perfis de velocidade. A equação de escoamento baseou-se na equação de Navier-Stokes levando-se em conta apenas a componente axial do vetor velocidade.

$$\frac{\partial}{\partial x} \left[ \mu \left( \frac{\partial V_z}{\partial x} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[ \mu \left( \frac{\partial V_z}{\partial y} \right) \right] = \frac{\partial P}{\partial z} \quad (4-38)$$

Para o perfil de velocidade do sangue, utilizou-se o modelo cassoniano. A equação de transporte de  $O_2$  é apresentada em coordenadas cartesianas:

$$V_z(1+\theta) \frac{\partial P_{O_2}}{\partial z} = \frac{\partial}{\partial x} \left( D_{O_2,s} \cdot \frac{\partial P_{O_2,s}}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left( D_{O_2,s} \cdot \frac{\partial P_{O_2,s}}{\partial y} \right) \quad (4-39)$$

Uma equação semelhante à eq.(4-39) também pode ser escrita para o CO<sub>2</sub>.

Os valores de  $\theta$  para O<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub> foram obtidos através da diferenciação das equações de Hill (1910) apud Baker, Holte e Patankar (1992) e de Harris et al (1970) apud Baker, Holte e Patankar (1992), respectivamente. A difusividade efetiva para O<sub>2</sub> foi obtida a partir de um fator local de intensificação e um valor sem levar em conta a intensificação igual a  $1,3 \times 10^{-5}$  cm<sup>2</sup>/s. Para se determinar a existência de intensificação, os resultados foram comparados com um modelo sem intensificação, usando um valor fixo de difusividade igual a  $1,7 \times 10^{-5}$  cm<sup>2</sup>/s, que é o valor utilizado em artigos anteriores Colton (1976) apud Baker, Holte e Patankar (1992) e Jayaraman et al (1981). Como este valor é obtido, a partir de testes de oxigenadores, é bastante provável que ele leve em conta um certo grau de intensificação. A difusividade de CO<sub>2</sub> foi considerada praticamente a mesma que a do O<sub>2</sub>. Para a modelagem da membrana utilizou-se um modelo diferente dos apresentados até então. Um coeficiente efetivo de difusão na membrana é definido como:

$$D_{g,m} = D_{g,g} \cdot p \cdot \left( \frac{f}{\tau} \right) \quad (4-40)$$

onde  $p$  é a porosidade, ou seja, percentual da superfície da membrana ocupada pelos poros,  $f$  é o fator de atrito hidrodinâmico,  $\tau$  é a tortuosidade ou número de Knudsen e  $D_{g,g}$  é a difusividade do elemento na fase gasosa. O valor de  $p \cdot (f/\tau)$  para uma membrana típica vale 0,19.

Iterações são necessárias dentro de um mesmo passo de integração para a obtenção do transporte de gases, uma vez que as curvas de dissociação para O<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub> tornam o problema não linear. Para a solução numérica utilizou-se um algoritmo explícito proposto por Patankar (1980).

Devido à não linearidade da curva de dissociação, os valores médios de saturação e  $P_{O_2,s}$  não podem ser obtidos por média linear. Ao invés, deve-se obter por integração ao longo da seção o conteúdo de O<sub>2</sub> ligado à hemoglobina e o conteúdo de O<sub>2</sub> dissolvido. A soma de ambos fornece o conteúdo total de O<sub>2</sub> na seção.

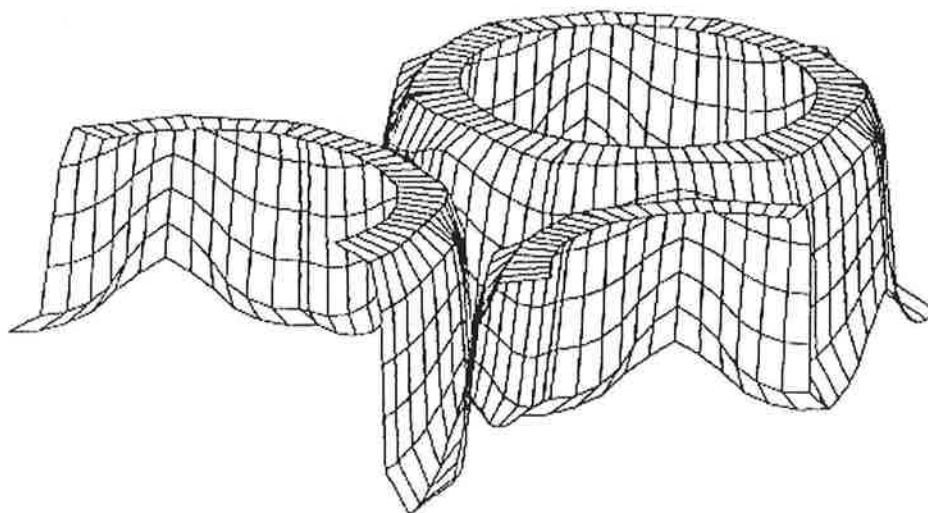
$$\bar{x}_{O_2} = \frac{1}{A} \left[ \alpha \iint P_{O_2,s} \cdot dA + 1,34 \cdot Hb \iint S_{O_2} \cdot dA \right] \quad (4-41)$$

Para se obter os valores médios de  $P_{O_2,s}$  e  $S_{O_2}$  na seção deve-se, uma vez

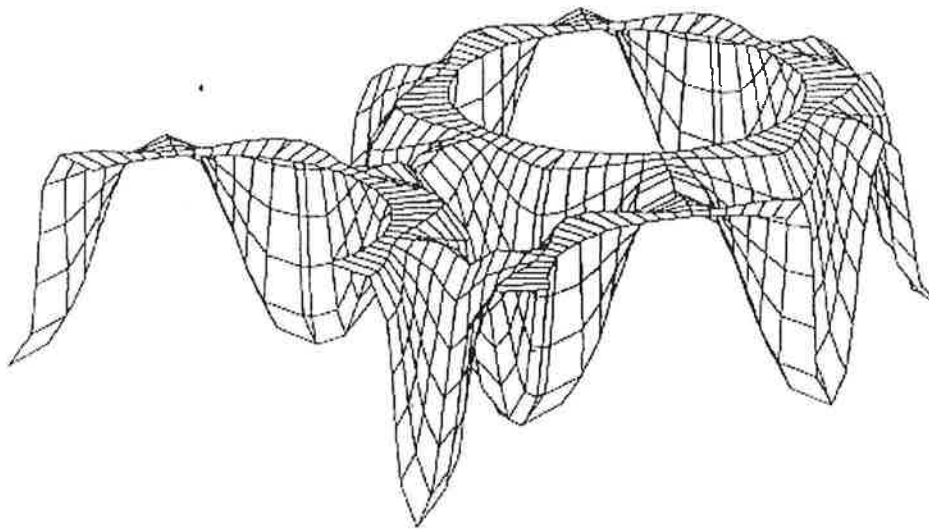
obtido o conteúdo total de  $O_2$  na seção, resolver-se a inversa da eq.(4-41) por um método Newton-Raphson, relacionando-se a saturação com a tensão de  $O_2$  através da equação de Hill.

Os resultados numéricos fornecem a versão tridimensional da AFT, sendo batizada pelos autores de *advancing cliff*. Nas proximidades da fibra, o sangue oxigenado forma um degrau de concentração ao longo da parede da fibra, e uma ponte de sangue saturado começa a formar-se na linha que une o centro de duas fibras adjacentes. É importante ressaltar que este local corresponde ao local de menor velocidade do escoamento. Um “saco” de sangue insaturado forma-se na região entre as pontes. Este saco encolhe e torna-se mais estreito à medida que o sangue avança ao longo das fibras. Este ponto, por sua vez, corresponde ao local de maior velocidade de escoamento (figuras 4.12 e 4.13).

Para avaliar-se a correlação teórico-experimental, uma célula de teste foi construída. A célula consistiu de 72 fibras com 100 mm de comprimento efetivo. A porosidade do feixe foi de 0,34. Utilizou-se a fibra KPF 205M de polipropileno (Mitsubishi Rayon Company Ltda, Tóquio, Japão) com diâmetro externo igual a 268  $\mu\text{m}$ . Os testes seguiram as especificações da AAMI (1982).



**Figura 4-12 – Perfil de saturação calculado a 5,8 cm da entrada. Observar a formação de promontórios no plano definido pelos eixos de duas fibras adjacentes.**



**Figura 4-13 - Perfil de saturação calculado a 8,3 cm da entrada. Observar a formação das pontes de sangue saturado e os sacos de sangue insaturado.**

Embora os resultados tanto do modelo com intensificação como do modelo sem intensificação se tenham situado dentro do intervalo de confiança de 95% dos resultados experimentais, isto por si não garante um ótimo coeficiente de correlação, uma vez que houve uma grande variabilidade nos resultados experimentais. Neste sentido, os autores concluem ser a correlação teórico-experimental melhor com o modelo, levando em conta a intensificação, uma vez que o modelo sem intensificação praticamente sai do intervalo de confiança, na condição de alta vazão e a inclinação é maior que a da curva de regressão experimental.

#### **4.2.1 Obtenção Experimental da Difusividade na Membrana.**

Lund et al (1996) propõe um novo método para a medição da permeabilidade de fibras ocas. As especificações de fibras ocas comerciais geralmente incluem dados de testes de permeabilidade referentes a  $O_2$  e  $CO_2$  realizados em sistemas gás-gás, ou seja, com fases gasosas em ambos os lados da parede da fibra. Estes valores não são diretamente aplicáveis na predição do transporte de gases em um ambiente com gás de um lado e líquido no outro, quando a difusão é o modo de transporte predominante. Num sistema gás-gás, o modo de transporte predominante é o transporte convectivo através dos poros devido a diferenças de pressão através da



parede da fibra, sobre o qual pode-se somar também um transporte difusional. Além disso, ainda que as pressões pudessem ser mantidas em equilíbrio através da membrana, os sistemas gás-gás são inadequados para refletir as interações entre líquido e a superfície da membrana, que podem alterar a permeabilidade.

O método proposto utiliza um sistema dotado de uma câmara de difusão que consiste de um arranjo paralelo de fibras ocas, submersas num banho com volume fixo e contendo um meio de agitação. O meio de agitação utilizado consiste de um propulsor com 6 cm de diâmetro. O sistema de acionamento pode fornecer rotação na faixa de 50 a 1500 rpm. Inicialmente, o líquido do sistema é equilibrado com uma alta concentração do gás de interesse, seja O<sub>2</sub> ou CO<sub>2</sub> a 100%, através da aspiração do mesmo, através das fibras utilizando um sistema de bomba de vácuo. No instante inicial, a fonte gasosa é alternada para N<sub>2</sub> a 100%, sendo medida de forma contínua a concentração gasosa de O<sub>2</sub> ou CO<sub>2</sub> do gás que deixa o feixe de fibras. Como estamos interessados em isolar os efeitos das propriedades da membrana no coeficiente global de transporte de massa, a vazão de gás no interior das fibras deve ser suficientemente alto para que o transporte de gases não seja fluxo-dependente. Por outro lado, a vazão de gases não pode ser tão alto que resulte em concentrações de O<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub> que sejam tão baixas a ponto de ficarem fora da faixa de sensibilidade dos equipamentos de medição. Pode-se demonstrar que a concentração de O<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub> na saída da fibra é dada por:

$$P(t) = P(0)e^{-(KA/\alpha V)t} \quad (4-42)$$

O coeficiente global de transporte de massa  $K$  pode ser determinado através do gráfico  $\log(P(t))$  versus  $t$ , onde a inclinação da linha é igual a  $m = -KA/\alpha V$ , onde  $V$  é o volume de líquido. A resistência total ao transporte de massa do sistema é a inversa da permeabilidade global do sistema  $K$ . Por sua vez,  $1/K$  é obtido através da soma das resistências da membrana e da fase líquida em série:

$$\frac{1}{K} = \frac{1}{K_m} + \frac{1}{K_l} \quad (4-43)$$

onde  $K_m$  e  $K_l$  são respectivamente as condutâncias das fases membrana e líquido. Uma correlação geral para a condutância da fase líquida, ou seja, o coeficiente de transporte de massa por convecção, é dada por:

$$K_l = a \text{Re}^\beta \text{Sc}^\gamma \quad (4-44)$$

onde  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$  são constantes. A velocidade característica no número de Reynolds pode ser considerada como o produto da rotação  $\omega$  pelo diâmetro do propulsor  $L$ . Desta forma, a eq.(4-44) pode ser reescrita por:

$$\frac{1}{K} = \frac{1}{K_m} + \frac{1}{\phi\omega^\beta} \quad (4-45)$$

onde  $\phi$  contém todos os termos constantes do sistema em questão que não variam com a rotação. O valor de  $K_m$  é obtido através do ajuste da eq.(4-45) aos pontos experimentais obtidos no gráfico  $K$  em função de  $\omega$ .

Os resultados obtidos por este método mostram valores de condutância que são duas ordens de grandeza menores do que os obtidos em sistemas gás-gás.

Kanamori et al (2000) propõem um método baseado no de Lund et al (1996) para a medição da permeabilidade das fibras ocas. No entanto, ao invés de utilizar-se um feixe de fibras submetido a diferentes níveis de rotação de um propulsor, eles propõem a utilização de um feixe de fibras submetido a diferentes fluxos de escoamento de água. O transporte de  $O_2$  através do feixe pode ser medido por:

$$\dot{V}_{O_2} = \alpha(P_{O_2,as} - P_{O_2,ae}) \cdot Q_a \quad (4-46)$$

Num elemento diferencial temos:

$$d\dot{V}_{O_2} = \alpha \cdot Q_a \cdot dP_{O_2,a} = KA'(P_{O_2,g} - P_{O_2,a}) \cdot dz \quad (4-47)$$

onde  $A'$  é a área de troca por unidade de comprimento ( $A/L$ ).

Considerando-se  $P_{O_2,g}$  constante, a solução da eq.(4-47) é dada por:

$$\dot{V}_{O_2} = \alpha \cdot Q_a (P_{O_2,g} - P_{O_2,ae}) (1 - e^{-KA'/\alpha Q_a}) \quad (4-48)$$

Com esta equação, pode-se obter o valor do coeficiente global de transporte de massa,  $KA$  (ml/min/mmHg) para cada valor de  $Q_a$ . Considerando a validade da eq.(4-43) para esse sistema, podemos assumir igualmente ao caso anterior que  $K_m$  não é afetada pela condição do escoamento. Considerando:

$$K_l = a Re^m \quad (4-49)$$

a eq.(4-45) para este sistema fica:

$$\frac{1}{K} = \frac{1}{K_m} + \frac{1}{a Re^m} \quad (4-50)$$

Substituindo a eq.(4-46) na eq.(4-48) e resolvendo para  $KA$ , obtemos:

$$KA = -\alpha \cdot Q_a \cdot \ln \left[ \frac{P_{O_2,g} - P_{O_2,as}}{P_{O_2,g} - P_{O_2,ae}} \right] \quad (4-51)$$

Se medirmos  $P_{O_2,as}$  para vários valores de  $Q_a$  e um valor constante de  $P_{O_2,g}$ , através do gráfico de  $KA$  versus  $1/Re^m$  podemos determinar  $K_m$  através da eq.(4-50) após obtermos os valores de  $a$  e  $m$  que fornecem a melhor linearidade.

Kanamori et al (2000) também compararam os resultados obtidos com os de um sistema gás-gás e concluem que os valores de  $K_m$  no sistema gás-líquido são quatro ordens de grandeza menores. Esta discrepância em relação aos resultados obtidos por Lund et al (1996) é atribuída pelos autores ao fato de as membranas terem sofrido um provável preenchimento dos poros com água, devido ao longo tempo necessário para o preparo e a execução do ensaio. Além disso, no sistema gás-gás, eles obtiveram relação linear entre  $K_m$  e o inverso do quadrado do peso molecular dos gases ensaiados.

### 4.3 Comentários Finais

Podemos concluir este capítulo destacando a utilização de parâmetros concentrados para o transporte de gases para o caso de escoamento de sangue externo às fibras. No caso do escoamento do sangue na direção transversal às fibras (Mockros e Leonard, 1985, Vaslef et al, 1994 e Rajasubramanian, 1997), os modelos são unidimensionais e analisam apenas a troca de  $O_2$ . Estes modelos analisam o transporte de massa de forma global, de tal modo que o coeficiente de transporte de massa inclua num único parâmetro as resistências à difusão dos gases no sangue, na parede da fibra e no gás. Por outro lado, o valor da difusividade na membrana pode ser obtido em ensaios com água segundo o método proposto por Lund et al (1996) e modificado por Kanamori et al (2000). Um aspecto adicional importante está no conceito da difusividade efetiva (eq. 4-9), que permite correlacionar o transporte convectivo com o grau de oxigenação do sangue.

## 5 GEOMETRIA E ÁREA DA INTERFACE DE TROCA DOS FEIXES DE FIBRAS ÔCAS

Os trocadores de massa a serem simulados neste trabalho são do tipo casco-tubo, com uma única passada de ambos os fluídos, no caso, sangue e gás. Os tubos correspondem a filamentos vazados de pequeno diâmetro, e de material polimérico poroso, no caso, o polipropileno. Estes filamentos são, normalmente, denominados como fibras ocas. No interior destas, temos o escoamento de gás que pode ser composto de oxigênio puro ou uma mistura deste com ar comprimido. Neste capítulo relatamos alguns aspectos construtivos dos oxigenadores que serão analisados e os parâmetros geométricos necessários para o cálculo da área da interface de troca de massa. Dois modelos de oxigenador são analisados. O primeiro corresponde a um feixe de fibras alinhadas e baseia-se no protótipo de oxigenador de membrana em desenvolvido no Centro de Tecnologia Biomédica do Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da FMUSP. Este oxigenador será denominado protótipo. O segundo oxigenador corresponde a um feixe de fibras em quicôncio e baseia-se no oxigenador de membranas comercial Biocor<sup>®</sup>.

### 5.1 Oxigenador Protótipo

A geometria utilizada é a de feixe de tubos paralelos e alinhados, com escoamento de sangue cruzado externamente aos tubos num ângulo de 90°, conforme mostra a figura 5.1:

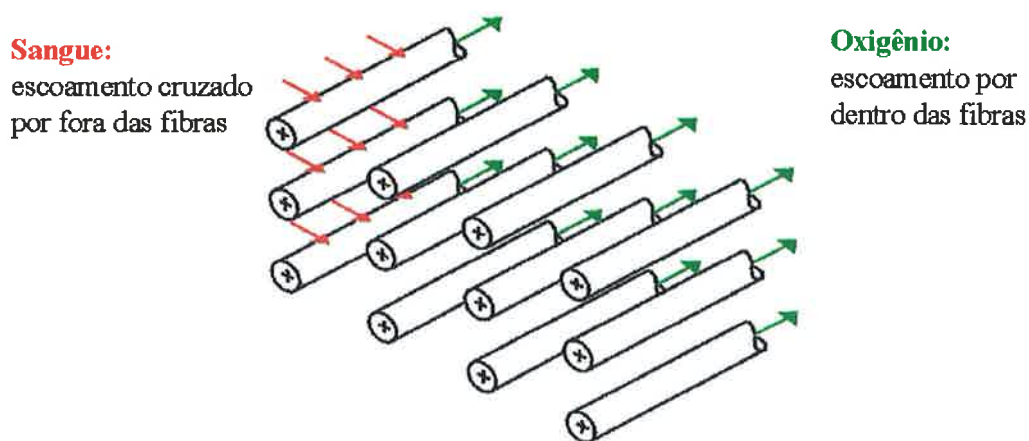


Figura 5-1 - Geometria do trocador de massa.

Na figura 5.2 apresentamos um desenho em corte do oxigenador protótipo.

O feixe de fibras do trocador de massa foi obtido através do enrolamento de uma esteira de fibras ocas, ao redor de um núcleo plano de policarbonato. A esteira é composta por uma série de fibras de polipropileno microporoso dispostas paralelamente e igualmente espaçadas. Conjuntamente com a esteira são enrolados quatro fios monofilamentares de poliamida, de forma a evitar o contato entre duas camadas de esteira adjacentes. Os monofilamentos garantem que cada camada de esteira possua espaçamento radialmente equidistante das camadas adjacentes. O feixe de fibras obtido possui secção transversal no plano  $xy$  na forma de um oblongo. As faces, superior e inferior, contêm as extremidades das fibras. As faces laterais são planas e de comprimento aproximadamente semelhante ao comprimento do núcleo plano na direção  $x$ . As duas faces restantes, que são as faces de entrada e de saída, possuem a forma de meia superfície cilíndrica.

O feixe de fibras é contido por um invólucro em acrílico. As paredes do invólucro, que se localizam em frente às faces de entrada e de saída, possuem o mesmo raio que define as superfícies cilíndricas das faces de entrada e saída, porém, distanciam-se das mesmas por distância ao redor de 2 mm, distância esta, medida ao longo do plano  $xz$  de simetria do núcleo do feixe de fibras. Desta forma, as paredes do invólucro delimitam o que poderíamos chamar de pleno de entrada e pleno de saída. O pleno de saída possui um canal, em forma de cunha quando em vista lateral, para coletar a vazão de sangue que deixa o feixe de fibras.

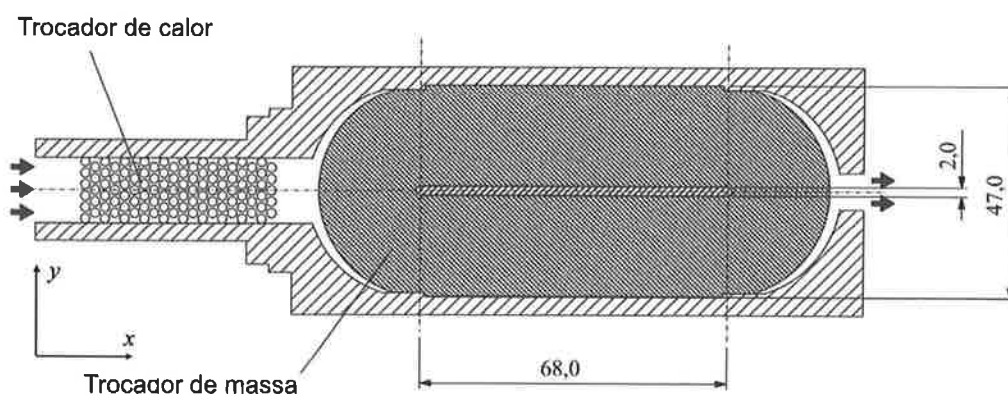


Figura 5-2 - Oxigenador protótipo.

Uma lâmina de resina epóxi é depositada em torno das fibras ocas por fundição centrífuga, para selar as fibras umas às outras e à parede interna do invólucro. Os dois selos mecânicos definem os dois plenos de entrada e saída de gases juntamente com as respectivas tampa de entrada de gás e tampa de saída de gás.

Inicialmente, o sangue passa através do trocador de calor. Este é composto por um feixe de tubos em quicôncio formando um feixe de seção transversal retangular no plano  $xy$ . O escoamento do sangue é externo aos tubos, os quais estão orientados na direção  $z$ . Água escoa por dentro dos tubos em duas passadas. Os tubos foram confeccionados em aço inoxidável. Selos mecânicos, em ambas as extremidades dos tubos, evitam a mistura do sangue com a água. Um canal de seção retangular leva a vazão de sangue que passou pelo feixe de tubos ao pleno de entrada do trocador de massa.

As características da fibra oca utilizada são apresentadas na tabela 5-1.

Tabela 5-1 : Características da fibra oca microporosa Celgard® X30 240	
Material:	Polipropileno
Diâmetro interno:	244 $\mu\text{m}$ .
Espessura de parede:	28 $\mu\text{m}$ .
Diâmetro externo:	300 $\mu\text{m}$ .
Porosidade:	40%.
Dimensão do poro:	0,03 x 0,20 $\mu\text{m}$ .

A apresentação em esteira possui as seguintes propriedades:

- Número de fibras por comprimento linear: 50 fibras por polegada.

Conhecendo-se o comprimento ( $L$ ) da face do núcleo plano, o raio nas bordas ( $R_I$ ) e o número de voltas ( $n$ ) necessárias para obtenção do feixe de fibras, podemos obter a área total da interface sangue-membrana para o transporte de massa. Desta

forma, temos que o comprimento da enésima camada é dado por:

$$C(i = n) = 2 \cdot \pi [R_1 + (n - 1) \cdot P_y] + 2 \cdot L \quad (5-1)$$

O comprimento total de esteira utilizado na confecção do feixe é obtido através da seguinte equação:

$$C = \sum_{i=1}^n \{2 \cdot \pi [R_1 + (i - 1) \cdot P_y] + 2 \cdot L\} \quad (5-2)$$

O termo  $\sum_{i=1}^n (i - 1)$  pode ser substituído por  $\sum_{i=1}^{n-1} i$ , que é a soma dos n-1 termos de uma progressão aritmética de razão 1. Desta forma, temos que:

$$\sum_{i=1}^{n-1} i = \frac{(n - 1) \cdot n}{2} \quad (5-3)$$

Finalmente, o comprimento total de esteira utilizada na confecção do feixe é dado por:

$$C = 2 \cdot n \left( \frac{n - 1}{2} \cdot \pi \cdot P_y + \pi \cdot R_1 + L \right) \quad (5-4)$$

O número total de fibras é dado por:

$$n_t = \frac{C}{P_x} + 1 \quad (5-5)$$

A área da interface sangue-membrana é obtida por:

$$A_e = n_t \pi D_e L_z \quad (5-6)$$

Na tabela 5-2, são apresentadas as características do feixe de fibras confeccionado.

Tabela 5-2 : Características do feixe de fibras do oxigenador protótipo.

$D$	300 $\mu\text{m}$
$L$	68 mm
$R_l$	1 mm
$n$	60
$P_x$	501 $\mu\text{m}$
$P_y$	393 $\mu\text{m}$
$C$	12834 mm
$L_z$	96 mm
$A_E$	2,32 $\text{m}^2$

## 5.2 Oxigenador Biocor

Na figura 5.3 temos uma vista explodida do oxigenador Biocor e na figura 5.4 temos o desenho em corte. Este oxigenador, de forma análoga ao oxigenador protótipo, é composto por um feixe de fibras microporosas, obtido através do enrolamento de uma esteira de fibras ocas, ao redor de um núcleo plano. No entanto, neste oxigenador as fibras possuem arranjo em quicôncio, e o escoamento de sangue se dá através do feixe pelo maior lado. Neste caso, o núcleo plano possui uma série de orifícios para permitir a passagem do sangue.

Inicialmente, o sangue passa através do trocador de calor. Este também é composto por um feixe de tubos em quicôncio e é igualmente obtido através do enrolamento de uma esteira de tubos, ao redor de um núcleo plano. Este trocador de calor é composto por tubos de poliuretano. O escoamento do sangue é externo aos tubos, os quais estão orientados na direção  $z$ . Água escoar por dentro dos tubos em uma única passada. Selos mecânicos, em ambas as extremidades dos tubos, evitam a mistura do sangue com a água. Uma parede com múltiplos canais cilíndricos permite a passagem do sangue para a câmara que contém as fibras do trocador de massa.



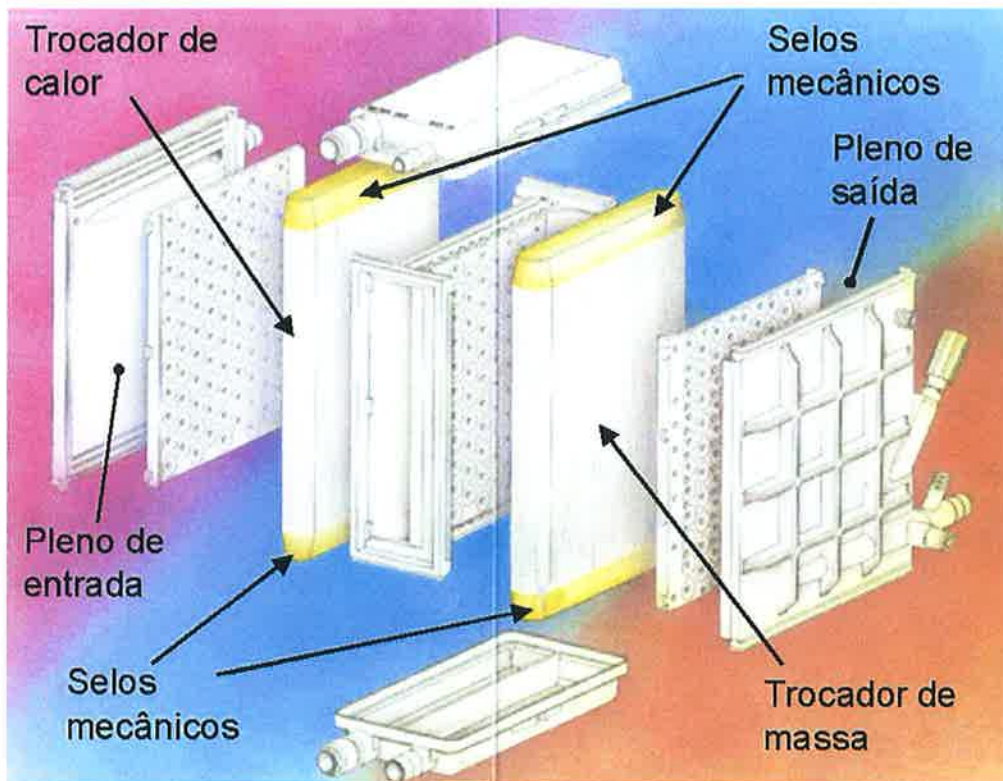


Figura 5-3 - Oxigenador Biocor: vista explodida

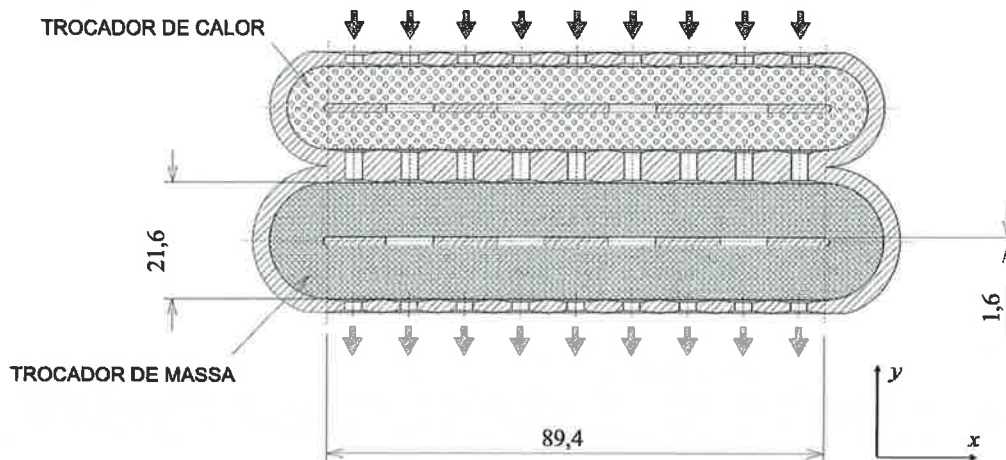


Figura 5-4 – Oxigenador de Membranas Biocor: vista em corte

Devido à grande área frontal do feixe do trocador de calor, este possui uma parede multiperfurada que funciona como um distribuidor do escoamento. Esta parede, que pode ser vista tanto na figura 5.3 como na figura 5.4, distancia-se da tampa que contém a conexão de entrada por 1 mm, não incluída na figura 5.4,

constituindo um pleno de entrada. O pleno de saída do trocador de massa é análogo, e é formada pela parede multiperfurada e pela parede que contém a conexão de saída, distanciadas 1 mm uma da outra.

Uma lâmina de resina epóxi é depositada em torno das fibras ocas por fundição centrífuga, para selar as fibras umas às outras e à parede interna do invólucro. Os dois selos mecânicos definem os dois plenos de entrada e saída de gases juntamente com as respectivas tampa de entrada de gás e tampa de saída de gás.

Utilizando as eqs.(5-4 a 5-6) foi possível calcular a área de troca do trocador de massa. Neste caso temos os seguintes dados para o feixe de fibras do oxigenador Biocor:

**Tabela 5-3 : Características do feixe de fibras do oxigenador Biocor.**

D	250 $\mu\text{m}$
L	89,4 mm
R <sub>1</sub>	0,8 mm
n	60
P <sub>y</sub>	165 $\mu\text{m}$
P <sub>x</sub>	590 $\mu\text{m}$
C	12414 mm
L <sub>z</sub>	109 mm
A <sub>e</sub>	1,80 m <sup>2</sup>

### 5.3 Microscopias Eletrônicas de Varredura

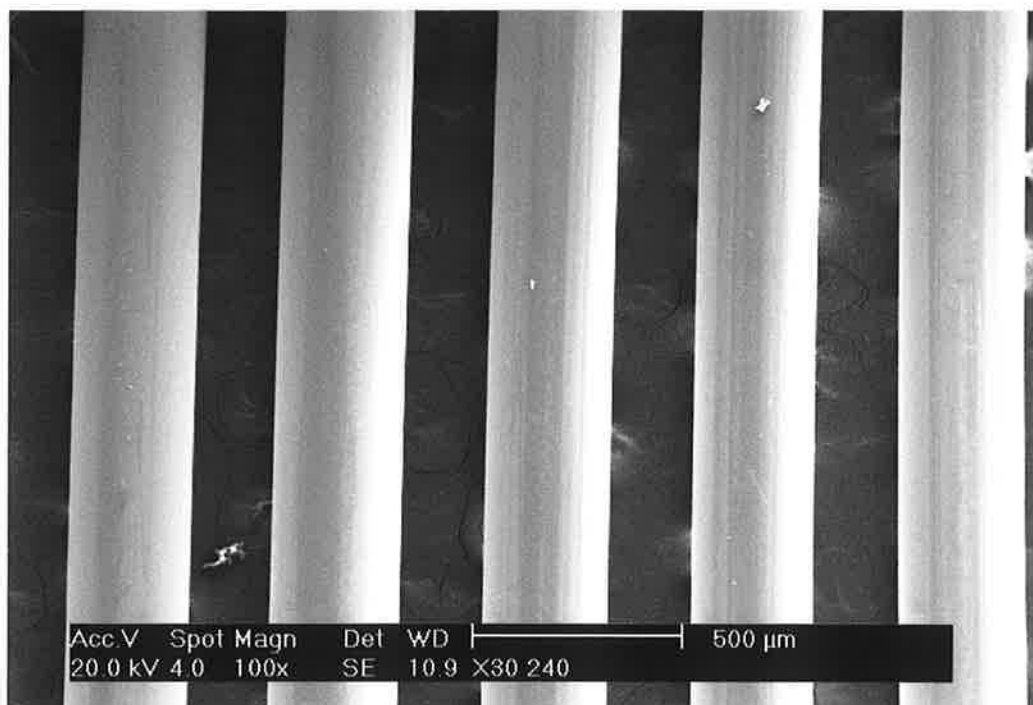
Nas figuras 5.5 a 5.10 apresentamos imagens obtidas por microscopia eletrônica de varredura das fibras ocas utilizadas no oxigenador protótipo e no oxigenador Biocor. Estas imagens foram obtidas no microscópio eletrônico de varredura Philips XL – 30 do Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura e

Microanálise do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da EPUSP.

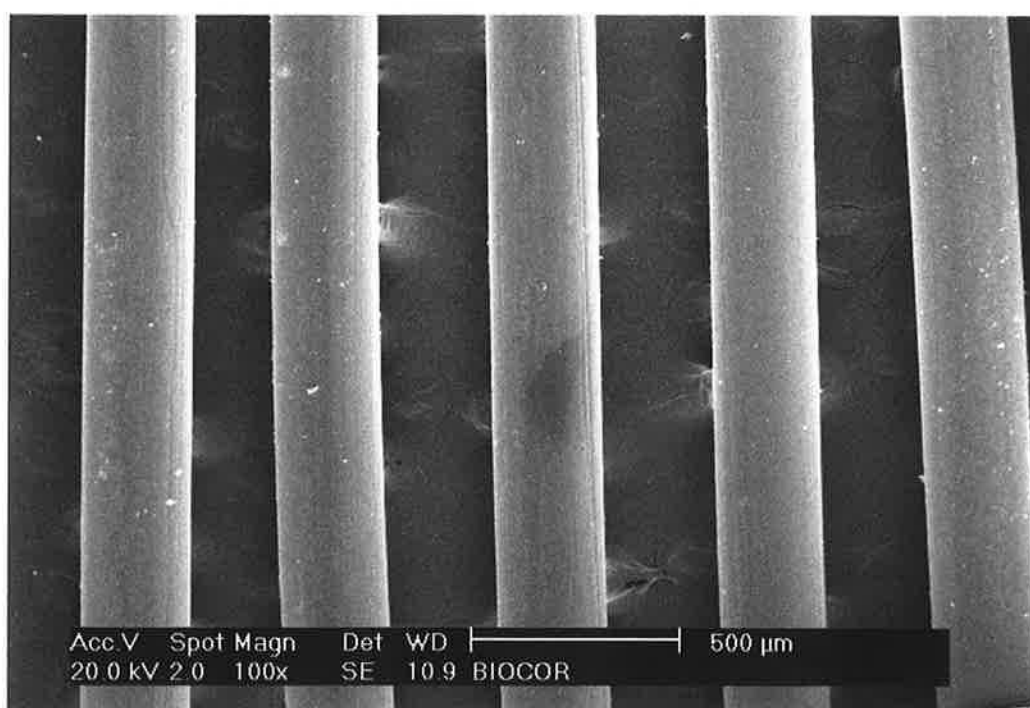
Nas figuras 5.5 e 5.6 apresentamos um detalhe da esteira de fibras de cada oxigenador. Estas figuras estão na mesma escala e mostram a proporção da distância entre fibras e do diâmetro das mesmas. Os diâmetros medidos foram 300  $\mu\text{m}$  para o oxigenador protótipo, estando de acordo com as especificações apresentadas na tabela 5-1, e 250  $\mu\text{m}$  para o oxigenador Biocor.

Nas figuras 5.7 e 5.8, temos uma imagem ampliada 50000 vezes da superfície externa da parede das fibras de cada oxigenador. É importante observar que os poros da fibra do oxigenador protótipo são de menor tamanho e em maior quantidade. Estas características sugerem que a resistência da membrana à difusão de gases será menor no oxigenador protótipo em relação ao oxigenador Biocor.

Nas figuras 5.9 e 5.10 temos um corte da fibra de cada oxigenador. Este detalhe corresponde a uma vista de topo do feixe de fibras, e corresponde à superfície externa do selo mecânico de cada oxigenador, sendo o local onde o gás entra nas fibras. O material ao redor das fibras corresponde ao material utilizado para o selo mecânico, sendo epóxi para o protótipo e poliuretano para o oxigenador Biocor. A rugosidade observada neste material corresponde ao nível de acabamento do processo de corte executado para a abertura das fibras. Notamos um melhor acabamento para o oxigenador Biocor, e podemos atribuir isto ao poliuretano, o qual, durante o processo de corte apresenta um comportamento menos frágil gerando um número menor de fragmentos. Além disso, o poliuretano apresenta uma melhor aderência ao material das fibras, no caso, polipropileno, o que também é favorável ao corte uma vez que evita o descolamento das fibras do selo, evitando a formação de rebarbas na parede das fibras. Nestas imagens, foi possível obter a medida da espessura para a fibra do oxigenador Biocor, no caso igual a 28,5  $\mu\text{m}$ . Com relação ao protótipo, a fragmentação da borda da parede no processo de corte impediu uma medição precisa e, ainda assim, estando os valores obtidos próximos ao valor nominal fornecido pelo fabricante, este foi considerado como correto, no caso, igual a 28  $\mu\text{m}$ . É interessante observar que a fibra dos oxigenadores possui praticamente a mesma espessura. As características de porosidade, observadas para a fibra do oxigenador Biocor, sugerem esta ser de uma geração anterior à da fibra utilizada no oxigenador protótipo.



**Figura 5-5** Microscopia eletrônica de varredura do feixe de fibras do oxigenador protótipo.



**Figura 5-6** Microscopia eletrônica de varredura do feixe de fibras do oxigenador Biocor.

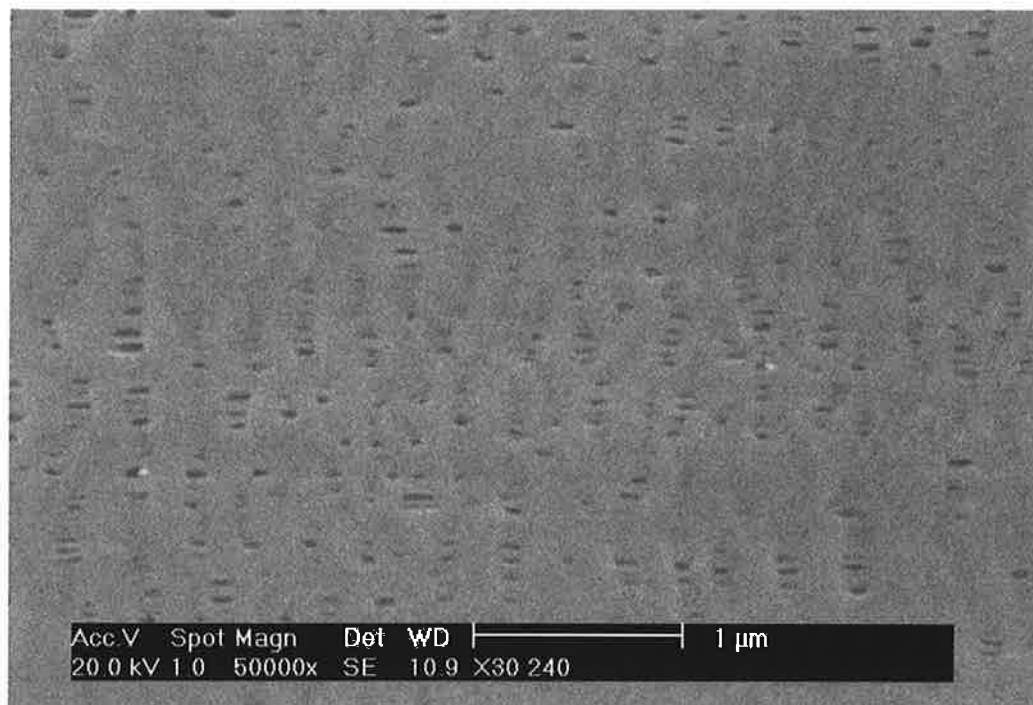


Figura 5-7 Superfície externa da fibra oca utilizada no oxigenador protótipo.

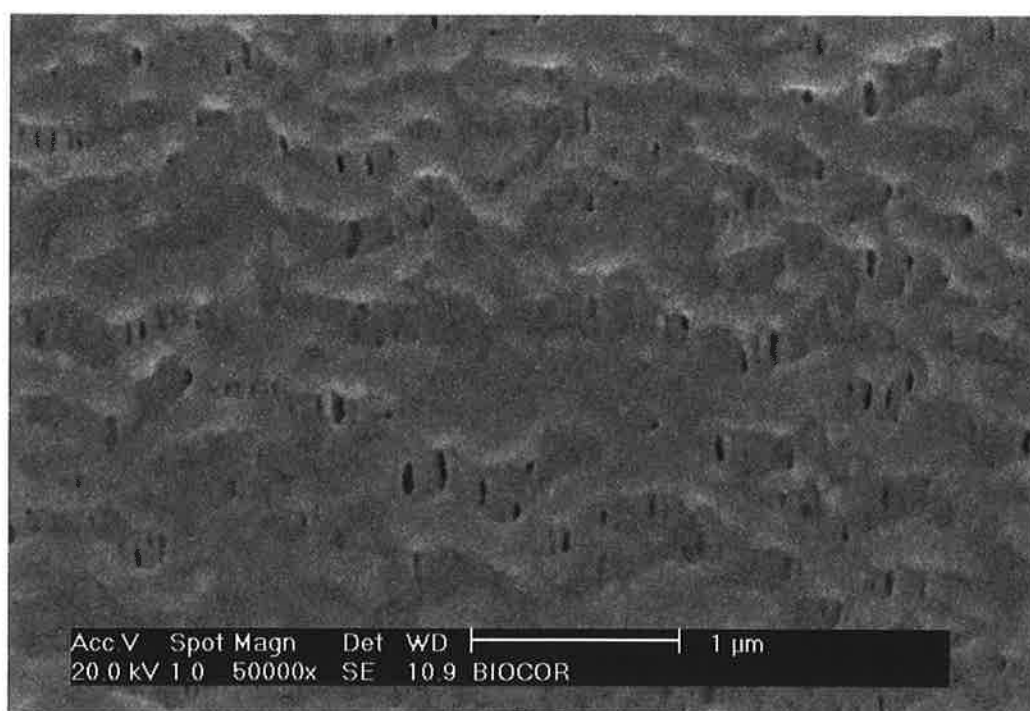
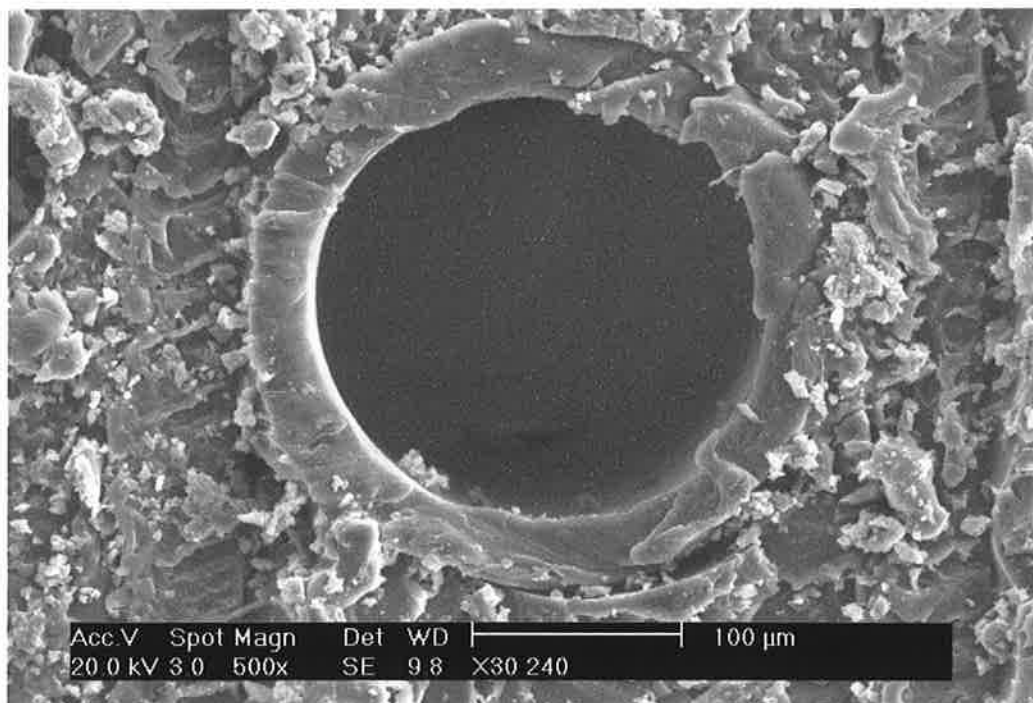
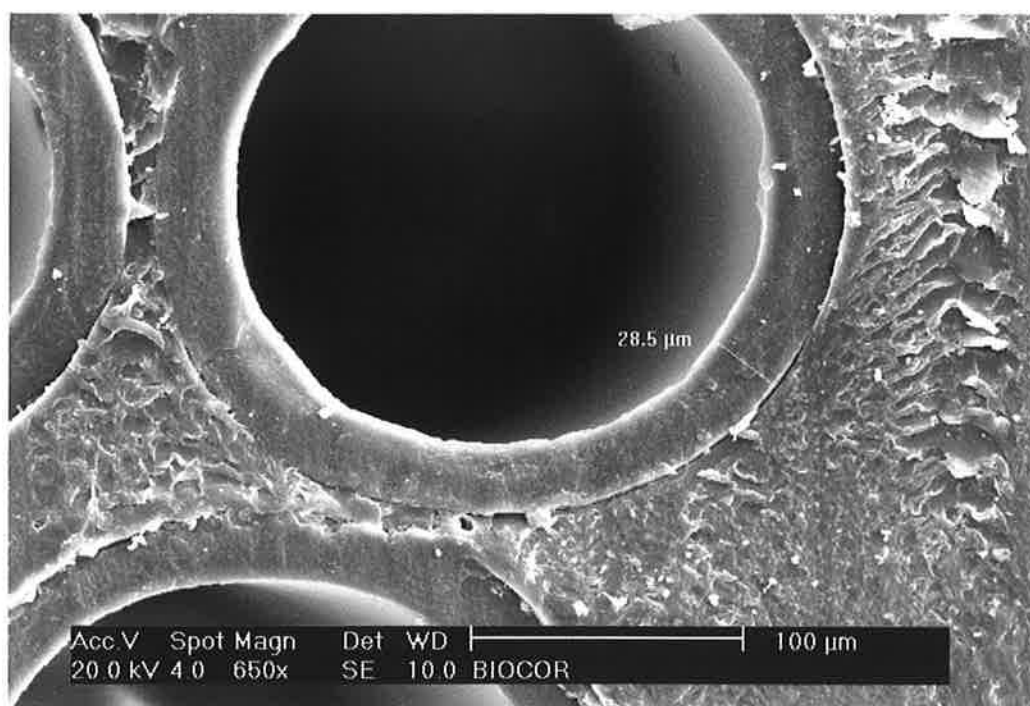


Figura 5-8 Superfície externa da fibra oca utilizada no oxigenador Biocor.



**Figura 5-9** Corte transversal da fibra oca utilizada no oxigenador protótipo.



**Figura 5-10** Corte transversal da fibra oca utilizada no oxigenador Biocor.

## 6 OBTENÇÃO EXPERIMENTAL DA EFETIVIDADE EM TESTES COM SANGUE

Neste capítulo iremos descrever os diversos aspectos envolvidos na determinação de um coeficiente de transporte de massa que possa ser representativo do desempenho dos oxigenadores. Este coeficiente será determinado experimentalmente e envolve o ensaio dos oxigenadores num sistema que simula uma circulação extracorpórea (CEC) e consiste, basicamente, num teste *in vitro* com sangue bovino. Nestes experimentos, para uma dada condição operacional, caracterizada, basicamente, por uma vazão de gás e sangue, medem-se os conteúdos de  $O_2$  e  $CO_2$  na entrada e na saída do oxigenador. O transporte de massa medido pode ser expresso de duas formas, através da efetividade  $E_f$  ou através da taxa volumétrica da substância transportada  $\dot{V}$ .

### 6.1 Aspectos Teóricos

A efetividade  $E_{f_{O_2}}$  correlaciona o transporte de  $O_2$  medido com o valor máximo teórico possível. Este seria obtido, se o sangue na saída do oxigenador atingisse o equilíbrio com o gás que entra no oxigenador. Desta forma, podemos obter  $E_{f_{O_2}}$  por:

$$E_{f_{O_2}} = \frac{x_{O_2,s} - x_{O_2,e}}{x_{O_2,m\acute{a}x} - x_{O_2,e}} \quad (6-1)$$

A vantagem deste parâmetro em relação à taxa volumétrica de  $O_2$  acrescentado ao sangue ( $\dot{V}_{O_2}$ ) está no fato de para o caso específico do  $O_2$  existir uma condição de saturação. Isto quer dizer que existe um valor máximo de  $O_2$  que pode ser acrescentado ao sangue. Diferentemente do  $CO_2$ , cuja concentração depende basicamente da pressão parcial de equilíbrio, para o oxigênio, podemos para uma mesma pressão de equilíbrio ter várias concentrações, dependente principalmente da concentração de hemoglobina do sangue. A  $\dot{V}_{O_2}$  de experimentos com concentrações



de hemoglobina diferentes não são facilmente comparáveis. Também devido a uma condição de saturação, a  $\dot{V}_{O_2}$  depende do quanto o sangue de entrada está longe da condição de saturação. Experimentos com saturação de entrada maior fornecem uma menor  $\dot{V}_{O_2}$ . A efetividade, por levar em conta uma condição de máxima transferência, é menos sensível ao efeito de variações na saturação de oxigênio na entrada de sangue e também de concentração da hemoglobina.

Então, para se obter a efetividade de transporte de oxigênio ( $Ef_{O_2}$ ), é necessário obter-se a máxima transferência teórica possível. Isto ocorre se:

$$P_{O_2,ss} = P_{O_2,ge} \quad (6-2)$$

ou seja, se a  $P_{O_2}$  no sangue que sai do oxigenador for igual a  $P_{O_2}$  do gás que entra no oxigenador. Nesta condição, o conteúdo de oxigênio no sangue é o máximo teórico. Por estarmos trabalhando com  $O_2$  a 100%, consideramos a hemoglobina totalmente saturada. Esta hipótese tem a finalidade de anular a dependência do máximo conteúdo possível de outras variáveis influentes, como o  $pH$  e  $P_{CO_2}$ . Desta forma, o máximo conteúdo possível depende apenas de  $P_{O_2,ge}$  e da quantidade de hemoglobina. Para obtermos a pressão parcial de  $O_2$  na entrada do oxigenador devemos descontar a pressão de vapor no gás que entra no oxigenador. Desta forma:

$$P_{O_2,ge} = P_B - P_{H_2O,e} \quad (6-3)$$

A pressão de vapor d'água na tubulação de gás é obtida em função da umidade relativa do ar:

$$P_{H_2O,o} = \phi P_{H_2O,sat}(T_o) \quad (6-4)$$

Devido ao aquecimento do gás, temos:

$$P_{H_2O,e} = P_{H_2O,o} \frac{\rho_{ge}(T_e)}{\rho_{go}(T_o)} \frac{\rho_{H_2O,o}(T_o)}{\rho_{H_2O,e}(T_e)} \quad (6-5)$$

que fornece a pressão de vapor na entrada do oxigenador.

Para o caso do  $CO_2$ , não observamos a condição de saturação e a  $\dot{V}_{CO_2}$  pode ser usada como parâmetro de desempenho tanto quanto a efetividade. Com relação à efetividade, devemos atentar ao fato que, diferentemente do que ocorre com o oxigênio, o fluido, com menor capacidade mássica, é o gás. Desta forma,



consideramos a condição de máxima transferência teórica para a condição de saída no gás  $P_{CO_2,gs} = P_{CO_2,se}$ . Uma vez que a  $P_{CO_2}$  no gás de entrada no oxigenador é nula, a eq.(6-1) para o  $CO_2$  fica:

$$Ef_{CO_2} = \frac{\dot{V}_{CO_2} P_B}{Q_{gs} P_{CO_2,se}} \quad (6-6)$$

## 6.2 Descrição do Aparato Experimental

O sistema para testes com sangue é apresentado na figura 6.1. Na figura 6.2 apresentamos um ensaio em andamento. O circuito consiste do oxigenador a ser testado e um oxigenador comercial de membrana para ser utilizado como desoxigenador. Este desoxigenador é ventilado com uma mistura de  $CO_2$  e  $N_2$ , com o objetivo de adicionar  $CO_2$  ao sistema e remover o  $O_2$ . Utilizando uma tubulação de PVC, é feita a conexão do oxigenador com os desoxigenadores. Para o bombeamento do sangue utilizou-se uma bomba de roletes. Um circulador de água quente controlado por um termostato é utilizado para manter a temperatura do sangue na entrada do oxigenador a  $37^\circ C$ . Esta água aquecida circula pelo trocador de calor de um dos desoxigenadores. Dois dos desoxigenadores foram colocados em paralelo para minimizar a perda de carga total do sistema. Na vazão de 6,0 L/min, a pressão na saída da bomba ficou ao redor de 500 mmHg. O oxigenador é posicionado antes do último desoxigenador, de forma que a pressão na entrada do mesmo esteja na faixa habitual de uma circulação extracorpórea. Para a vazão de 6,0 L/min tivemos pressão ao redor de 200 mmHg. Não se observou a ocorrência de hemólise. A saturação do sangue, na entrada do oxigenador, foi ajustada pelo número de desoxigenadores cuja vazão de gás foi diferente de zero. A seguinte relação foi utilizada conforme a vazão do sangue:

Tabela 6-1: Número de desoxigenadores com  $Q_g \neq 0$ .

$Q_s$ (L/min)	Número de desoxigenadores
2,0	3
4,0	4
6,0	5

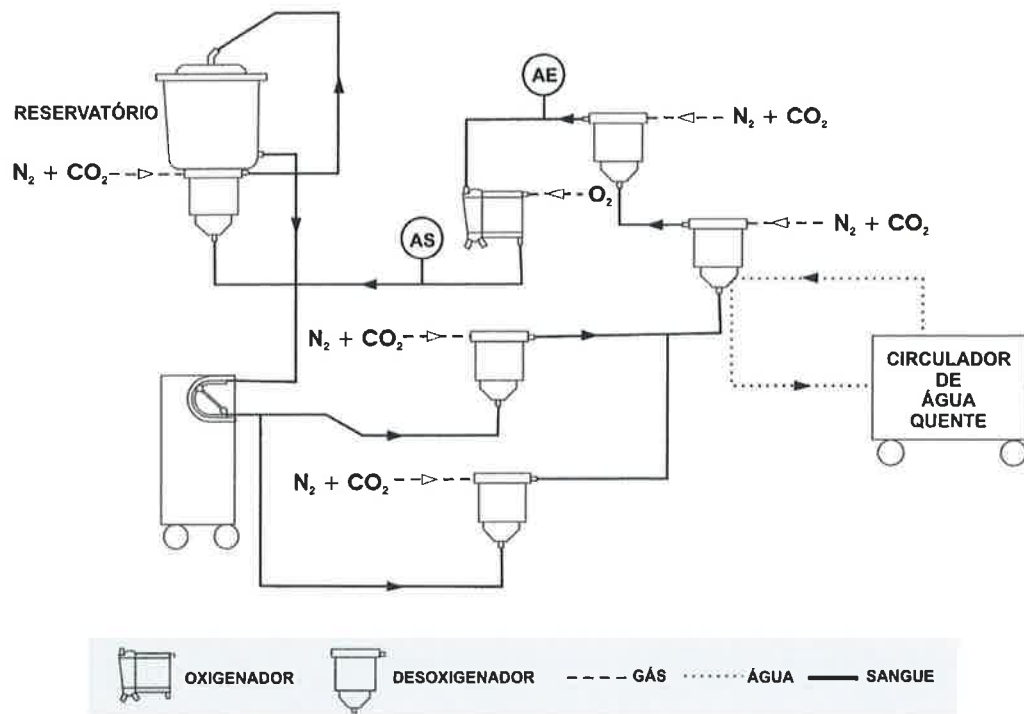


Figura 6-1 - Circuito para teste com sangue. AE: amostra de entrada; AS: Amostra de saída.

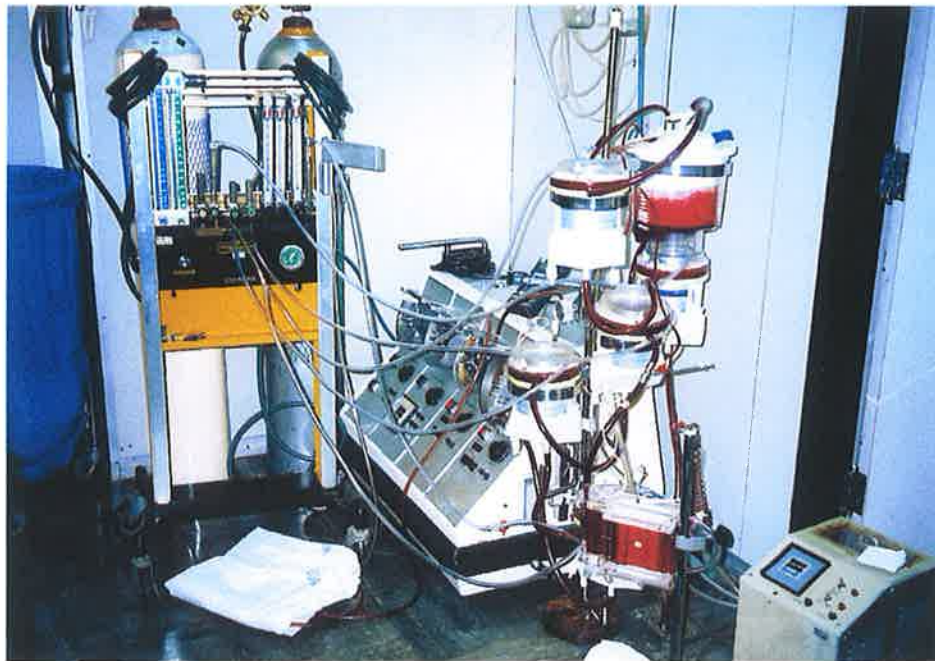


Figura 6-2 - Ensaio *in vitro* com sangue.

### 6.3 Procedimento Experimental

O sangue é colhido em abate frigorífico, em uma cuba limpa e contendo 25000 unidades de heparina e armazenado na temperatura de 4 °C. Os experimentos foram realizados até 48 hs após a colheita e tiveram duração média de 2 a 3 hs. Nos casos em que o sangue possuiu hemoglobina maior que 12 g/dl, esta foi corrigida acrescentando solução de NaCL a 0,9%. O volume de solução fisiológica necessária para a diluição é obtido por:

$$V = \frac{C_i - C_f}{C_f} \times V_i \quad (6-7)$$

Anteriormente à introdução do sangue no sistema, ajustam-se a vazão de O<sub>2</sub> no oxigenador bem como a vazão da mistura de N<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub>, nos desoxigenadores no valor mínimo de 1 L/min. Após a introdução do sangue no sistema, ajustam-se a vazão de gás no oxigenador e rotação na bomba de roletes na condição operacional desejada. No oxigenador, utilizamos O<sub>2</sub> a 100%. Após a estabilização do sangue na temperatura de 37°C, colhe-se uma amostra venosa para checar os valores de *pH*, *P*<sub>CO<sub>2</sub></sub> e *S*<sub>O<sub>2</sub></sub>. Sendo o excesso de bases negativo, faz-se a correção do mesmo através da adição de solução de bicarbonato de sódio a 10%, cujo volume é obtido por:

$$V = V_s \times BE \quad (6-8)$$

A vazão de CO<sub>2</sub> nos desoxigenadores é ajustada de forma a obtermos valor de *P*<sub>CO<sub>2</sub></sub> ao redor de 45 mmHg.

**Tabela 6-2: Condição padrão do sangue de entrada**

<i>pH</i>	7,35 a 7,45 com BE= 0 a 5,0.
<i>P</i> <sub>CO<sub>2</sub></sub>	45 ± 5 mmHg.
<i>S</i> <sub>O<sub>2</sub></sub>	65 ± 5 %.

Uma vez atingida a condição padrão apresentada na tabela 6-2, a qual é confirmada via gasometria, colhe-se amostra de entrada e saída simultaneamente, as quais são imediatamente medidas no aparelho de gasometria. Um novo par é colhido,

a seguir, para confirmar a estabilização do sistema para este ponto operacional. Desta forma, para cada ponto operacional colhem-se pelo menos dois pares de amostras para gasometria. Ao início e ao término de cada experimento, a umidade, bem como a temperatura do gás na entrada do oxigenador, foram medidas através de psicrômetro desenvolvido no laboratório. Também se anotou o valor da pressão barométrica medida pelo barômetro do aparelho de gasometria.

Cada protótipo foi testado nas vazões de sangue de 2,0; 4,0 e 6,0 L/min, numa relação  $Q_g:Q_s=1:1$ .



Figura 6-3 - Protótipo no ensaio *in vitro* com sangue

#### 6.4 Equipamento Utilizado

- Oxigenador: a) Protótipo – 5 unidades, b) Biocor 200® (Minntech Corporation, Minneapolis, MN, EUA) – 4 unidades.
- Desoxigenador: Oxigenador de Membrana Máxima Plus PRF® (Medtronic, Inc., Anaheim, CA, EUA).
- Analisador de gases para amostras de sangue: analisador de gases sanguíneos ABL5® (Radiometer, Copenhagem, Dinamarca).

- Máquina de CEC II (Divisão de Bioengenharia do InCor-HCFMUSP).
- Multímetro digital ET-2001 Multitestes (Minipa Ind. Eletr. Ltda.).
- Psicômetro (Divisão de Bioengenharia do InCor-HCFMUSP).
- Linha de O<sub>2</sub>:
  - Rotâmetro para O<sub>2</sub> escala 0,25 a 2,5 L/min (Matec Flow, São Paulo – SP).
  - Rotâmetro para O<sub>2</sub> escala 0,25 a 10 L/min (HB, São Paulo – SP).
  - Válvula reguladora de pressão (OFTEC, São Paulo - SP).
- Linha de CO<sub>2</sub>:
  - Rotâmetro para CO<sub>2</sub> escala 0,15 a 1,5 L/min (Matec Flow, São Paulo – SP).
  - Válvula reguladora de pressão (OFTEC, São Paulo - SP).
- Linha de N<sub>2</sub>:
  - Rotâmetro para O<sub>2</sub> escala 0,25 a 10 L/min (HB, São Paulo – SP).
  - Válvula reguladora de pressão (OFTEC, São Paulo - SP).
- Linha de sangue: tubulação flexível de PVC incolor 3/8”.
- Linha de água do trocador de calor: tubulação flexível de PVC incolor 1/2”.

## 6.5 Análise da Incerteza de Medição

Os resultados experimentais tiveram sua incerteza estimada conforme as recomendações do Guia para Expressão da Incerteza de Medição (GEIM), (ABNT,

1998).

Para uma grandeza  $y$ , calculada a partir de um conjunto de variáveis de entrada, tal que:

$$y = f(x_i), \quad i = 1, \dots, n$$

A expressão para a incerteza padrão combinada de  $y$ , considerando-se possíveis correlações, é dada por:

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N \left[ \frac{\partial f}{\partial x_i} \right]^2 u^2(x_i) + 2 \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{j=i+1}^N \frac{\partial f}{\partial x_i} \frac{\partial f}{\partial x_j} r(x_i, x_j) u(x_i) u(x_j) \quad (6-9)$$

onde  $x$  corresponde a cada uma das  $N$  variáveis de entrada,  $u(x)$  é a incerteza padrão da variável e  $r(x_i, x_j)$  é o coeficiente de correlação entre as variáveis  $x_i$  e  $x_j$ , que pode ser obtido através da seguinte relação estatística:

$$r(x_i, x_j) = \frac{COV(x_i, x_j)}{DPM(x_i) DPM(x_j)} \quad (6-10)$$

A incerteza padrão expandida para o intervalo de confiança de 95% corresponde a  $2 u_c(y)$ .

As derivadas parciais obtidas para o cálculo da incerteza padrão combinada nos testes com sangue são apresentadas no anexo C.

### 6.5.1 Incerteza Padrão das Variáveis Medidas

A seguir, apresentamos os critérios adotados para a definição da incerteza padrão das variáveis medidas para o cálculo das efetividades e das taxa volumétricas de cada gás.

#### 6.5.1.1 Pressões Parciais de Oxigênio, Gás Carbônico e $pH$

Estas três variáveis são medidas no aparelho de gasometria. A calibração do eletrodo de  $pH$  é feita de forma automatizada pelo equipamento e utiliza duas soluções de calibração, uma com  $pH=6,841$  e outra com  $pH=7,383$ . Estas soluções são fornecidas pelo fabricante do equipamento e possuem certificado de rastreabilidade. O fabricante fornece para o  $pH$  uma incerteza de 0,008 unidades de

$pH$ , a qual é uma combinação de três parcelas. A primeira corresponde à incerteza na medição de uma mesma amostra medida, num curto intervalo de tempo diversas vezes num mesmo equipamento. A segunda corresponde à incerteza devida à variação entre dias e é obtida, medindo-se a mesma amostra em dias diferentes num mesmo equipamento. Por último, temos a incerteza devido à variação entre equipamentos e corresponde à medição de uma única amostra num equipamento aleatório. Nesta parcela, também são incluídas a incerteza da amostra e a dos métodos de referência.

As pressões parciais de oxigênio e gás carbônico são medidas em eletrodos que também são calibrados em dois pontos. A calibração destes eletrodos também é feita de forma automatizada pelo equipamento e utiliza duas misturas gasosas, as quais são borbulhadas num fluido, o qual é bombeado para os eletrodos de medição. Estas misturas correspondem a um valor alto e baixo para  $O_2$  e  $CO_2$ , e na faixa de calibração, consideramos como incerteza de medição, a incerteza da mistura gasosa. Em nossos experimentos, utilizamos mistura de calibração com incerteza de 1%. Os pontos de calibração de  $CO_2$  corresponderam a 37 e 71 mmHg e os pontos de calibração de oxigênio corresponderam a 0 e 129 mmHg, para uma  $P_B=693$  mmHg.

Uma outra incerteza a ser levada em conta, nas medidas das pressões parciais de oxigênio e gás carbônico, corresponde à resolução de uma indicação digital. Neste caso, temos:

Se  $P_i < 29$  mmHg, então  $u(x_i)=0,29$  caso contrário  $u(x_i)=0,01P_i$ , onde  $i$  corresponde ao  $O_2$  ou ao  $CO_2$ .

No caso do oxigênio, algumas correções adicionais foram implementadas.

A incerteza de medição para valores altos de  $P_{O_2}$ , isto é,  $P_{O_2} > 250$  mmHg foi ampliada para 2%. Para isto, nos baseamos nas amostras de verificação fornecidas pelo fabricante, as quais possuem esta faixa de incerteza para valores altos de  $P_{O_2}$ . Estas amostras são denominadas QualiCheck<sup>®</sup> e servem para conferir o adequado funcionamento do equipamento.

Os valores de  $O_2$  nas amostras, na saída do oxigenador, foram bastante elevados e ficaram fora da faixa de calibração e uma vez que o fabricante do equipamento não fornece muitos dados referentes à linearidade, optamos em realizar um experimento específico para avaliar o possível erro sistemático associado. Neste

caso, utilizamos uma modificação do sistema proposto para a medição do transporte de gases em água. Neste sistema, utilizamos apenas um oxigenador, composto pelo módulo da membrana e pelo reservatório. Neste caso, o oxigenador foi ventilado com uma mistura de O<sub>2</sub> a 100%, a qual também foi insuflada no reservatório venoso. Isto fez com que a água, a qual foi mantida a 37±0,1°C em qualquer ponto do sistema, estivesse sempre em contato com uma atmosfera a 100% de oxigênio. Neste caso, a P<sub>O<sub>2</sub></sub> esperada é dada por:

$$P_{O_2} = P_B - 47 \quad (6-11)$$

onde 47 mmHg corresponde à pressão de vapor d'água na temperatura de 37°C. A comparação deste valor esperado com o valor medido foi utilizada na definição de um terceiro ponto de calibração, e uma correção foi aplicada aos valores de P<sub>O<sub>2</sub></sub> >129 mmHg. Desta forma, temos:

$$\text{Se } P_{O_2} > 129 \text{ mmHg, então } P_{O_2} \leftarrow 0,916 P_{O_2} (\text{mmHg}) + 10,81$$

Esta correção fez com que os valores arteriais medidos nos testes com sangue, sofressem uma redução de 3 a 6%. Esta correção também proporcionou uma redução de aproximadamente 1% na efetividade de O<sub>2</sub>.

O equipamento nos experimentos foi programado para realizar uma calibração de um ponto a cada 30 min e uma calibração de 2 pontos a cada 60 min.

#### 6.5.1.2 Vazão de entrada de gás

Esta vazão foi medida através de um rotâmetro, cuja calibração foi realizada em nosso laboratório através do método da bolha de sabão. O método consiste na medição do tempo para um filme de água com sabão percorrer uma certa altura, numa bureta graduada. Conforme o gás é introduzido na bureta, uma película de sabão é gerada e esta se desloca para cima como uma espécie de pistão. Considerou-se como incerteza, o volume de gás correspondente a dois disparos sucessivos do cronômetro. Desta forma, este método de calibração forneceu uma incerteza de 30 ml/min.

Nesta calibração, determinou-se um erro sistemático tal que vazão real=1,05 vazão lida.



### 6.5.1.3 Vazão de sangue.

A vazão de sangue é medida através de um tacômetro digital que mede a rotação da bomba de roletes. Na bomba utilizada, cada rotação corresponde a 42 ml, conforme calibração com bureta graduada e considerou-se um erro de regulagem da bomba de 2 rpm. Neste caso, consideramos uma distribuição de probabilidade uniforme ou retangular e a incerteza associada é dada por, conforme item 4.3.8 do GEIM:

$$u(Q_s) = \frac{\Delta Q_s}{\sqrt{12}} = \frac{2 \times 42}{\sqrt{12}} = 24 \text{ ml/min} \quad (6-12)$$

### 6.5.1.4 Concentração de hemoglobina

A concentração de hemoglobina foi medida por método automatizado, hemolisante. Conforme indicação do fabricante, este método fornece uma incerteza de 0,1 g/dl.

### 6.5.1.5 Pressão barométrica

A pressão barométrica é uma medida fornecida pelo aparelho de gasometria, e a sua incerteza corresponde à resolução de uma indicação digital. Para este caso, temos, uma resolução de 1 mmHg e conforme o item F.2.2.1 do GEIM:

$$u(P_B) = \frac{\partial P_B}{\sqrt{12}} = \frac{1}{\sqrt{12}} = 0,29 \text{ mmHg} \quad (6-13)$$

### 6.5.1.6 Temperatura de entrada do gás

Esta temperatura foi medida com termômetro de mercúrio apenas no início e no final do experimento. Neste caso, consideramos uma distribuição de probabilidade uniforme ou retangular e a incerteza associada é dada por:

$$u(T) = \frac{(\Delta T)}{\sqrt{12}} \quad (6-14)$$

Por ser esta variável pouco influente na incerteza padrão combinada, conforme os resultados apresentados nos anexos D e E, e devido a  $\Delta T$ , na maioria dos experimentos, ter correspondido a 2 °C, este valor foi adotado como representativo tal que  $u(T)=0,58$  °C.

### 6.5.1.7 Temperatura do sangue ou da água.

Esta temperatura foi medida com termistor calibrado em nosso laboratório, cuja leitura em um multímetro digital fornece uma resolução de 0,2 °C, na temperatura de 37 °C. Desta forma, temos um caso de resolução de indicação digital e a incerteza associada foi igual a 0,06 °C.

### 6.5.1.8 Umidade relativa na entrada de gás

A umidade relativa na entrada de gás foi medida através de psicrômetro cujos termômetros fornecem uma resolução de 0,5 °C. Nos experimentos, tivemos temperatura de bulbo seco (TBS) ao redor de 21,5 °C e temperatura de bulbo úmido (TBU) ao redor de 10 °C, que na carta psicrométrica fornecem uma umidade relativa de 20%. Nesta carta, se delimitarmos a região correspondente a uma variação de 0,5 °C para mais ou para menos, na TBS e na TBU, obtemos uma região correspondente a um losango cuja diagonal menor está alinhada com a curva de umidade constante igual a 20% e os vértices da diagonal maior distanciam-se deste valor correspondendo a uma variação de 3% na umidade relativa para mais ou para menos. Este tipo de distribuição é melhor aproximado por uma distribuição triangular, a qual fornece a seguinte incerteza, conforme item 4.3.9 do GEIM:

$$u(\phi) = \frac{3\%}{\sqrt{6}} = 1,2\% \quad (6-15)$$

## 6.6 Resultado Experimental

No anexo E apresentamos um conjunto de tabelas agrupadas por oxigenador e vazão de sangue. Na primeira tabela, são apresentados os valores medidos para as variáveis independentes:  $T_o$ ,  $T_e$ ,  $P_B$ ,  $\phi$ ,  $pH_e$ ,  $P_{CO_2,se}$ ,  $P_{O_2,se}$ ,  $pH_s$ ,  $P_{CO_2,ss}$ ,  $P_{O_2,ss}$  e  $Hb$ , bem como os coeficientes de correlação  $r(pH_e, pH_s)$ ,  $r(P_{CO_2,ss}, P_{CO_2,se})$  e  $r(P_{O_2,ss}, P_{O_2,se})$  que foram obtidos através de análise estatística. Na tabela seguinte, apresentamos o valor calculado para a pressão parcial de  $O_2$  e a pressão de vapor na entrada do oxigenador, após o aquecimento do gás e também o valor corrigido da vazão de gás  $Q_{ge}$ . Em seguida, temos uma tabela com os valores calculados para os valores de  $C_{HCO_3^-}$  e  $BE$  no sangue, na entrada e na saída do oxigenador. Em seguida, temos as tabelas com os valores calculados de  $P_{50}$ ,  $S_{O_2}$ ,  $x_{O_2}$ ,  $x_{CO_2,pl}$  e  $x_{CO_2}$  na entrada e na saída do oxigenador. Por último, temos as tabelas para o cálculo da incerteza padrão combinada de  $Ef_{O_2}$ ,  $\dot{V}_{O_2}$ ,  $Ef_{CO_2}$  e  $\dot{V}_{CO_2}$ . Nestas tabelas, temos, na segunda linha, os valores calculados para os coeficientes de sensibilidade para cada variável independente, cujas equações são apresentadas no anexo C. Na 3ª. linha destas tabelas, temos a incerteza de cada variável independente, e na linha abaixo, o produto de cada coeficiente pela respectiva incerteza. Na última linha da tabela, temos a incerteza padrão combinada que é obtida através da eq.(6-9).

A análise de incerteza, cujo resultado é apresentado no anexo E, mostrou que as principais fontes de incerteza são:

**Tabela 6-3: Principais fontes de incerteza nos testes com sangue.**

Grandeza	Variável
$Ef_{O_2}$	$pH_e, P_{O_2,se}, P_{O_2,ss}$
$\dot{V}_{O_2}$	$Q_s, T_e, pH_e, P_{O_2,se}, P_{O_2,ss}, Hb$
$Ef_{CO_2}$	$Q_s, Q_{go}, pH_e, P_{CO_2,se}, pH_s, P_{CO_2,ss}$
$\dot{V}_{CO_2}$	$Q_s, pH_e, P_{CO_2,se}, pH_s, P_{CO_2,ss}$

Considerando como principais grandezas de interesse as efetividades, temos que as principais fontes de incerteza se resumem às variáveis medidas com o aparelho de gasometria e às vazões de gás e sangue.

Nas tabelas e gráficos abaixo, apresentamos um resumo dos resultados

obtidos. Os resultados apresentados correspondem ao ensaio de 5 unidades do oxigenador protótipo e 4 unidades do oxigenador Biocor. Embora este capítulo tenha como objetivo apresentar os valores das efetividades para oxigênio e gás carbônico, achamos interessante apresentar também os valores para a taxa volumétrica destes gases.

Tabela 6-4 – Resultados testes com sangue-  $Ef_{O_2}$

Oxigenador	$Q_s$	$Ef_{O_2}$	$2DPM$	$U_c(Ef_{O_2})$	Incerteza	Incerteza relativa
	L/min					
Protótipo	2,0	0,90	0,009	0,008	0,009	0,011
	4,0	0,87	0,028	0,012	0,028	0,032
	6,0	0,85	0,028	0,007	0,028	0,033
Biocor	2,0	0,92	0,012	0,008	0,012	0,013
	4,0	0,87	0,012	0,007	0,012	0,014
	6,0	0,80	0,012	0,005	0,011	0,014

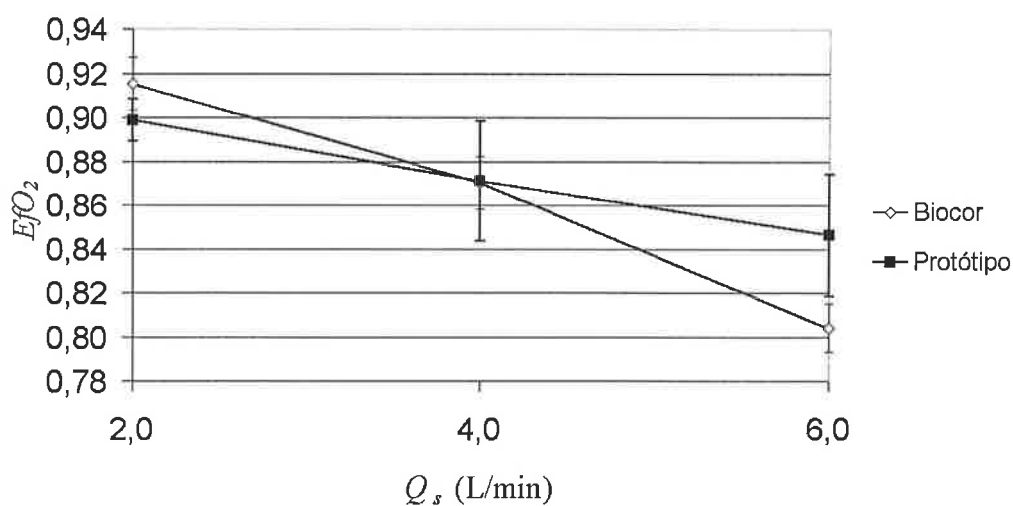
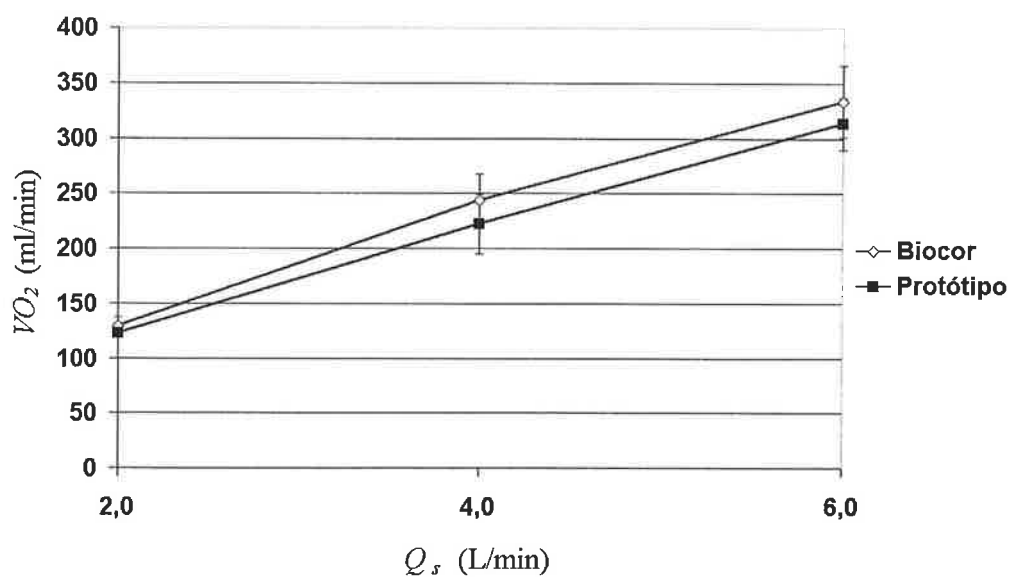


Figura 6-4 -  $Ef_{O_2}$  em função de  $Q_s$ .

Tabela 6-5 – Resultados testes com sangue-  $\dot{V}_{O_2}$ 

Oxigenador	$Q_s$	$\dot{V}_{O_2}$	$2DPM$	$U_c(\dot{V}_{O_2})$	Incerteza	Incerteza relativa
	L/min	ml/min	ml/min	ml/min	ml/min	
Protótipo	2,0	123	5	5	5	0,04
	4,0	222	27	9	27	0,12
	6,0	313	23	10	23	0,07
Biocor	2,0	130	8	5	8	0,06
	4,0	243	24	9	24	0,10
	6,0	334	24	12	33	0,10

Figura 6-5 – Taxa volumétrica de oxigênio em função de  $Q_s$ .

Nas tabelas de resultados consideramos como a incerteza de medição o maior valor entre duas vezes o desvio padrão da média e a incerteza padrão combinada

expandida, as quais são apresentadas na 4<sup>a</sup>. e 5<sup>a</sup>. colunas, respectivamente. Na maioria dos casos, a incerteza correspondeu a 2DPM, o que sugere a ocorrência de uma fonte de incerteza não prevista da análise de incertezas. Uma provável fonte não avaliada pode ser a variação entre unidades de oxigenadores.

Uma primeira observação da figura 6.4 é que a efetividade de transporte de O<sub>2</sub> diminui com o aumento da vazão de sangue. Este resultado é explicado pela diminuição do tempo de permanência do sangue no oxigenador, o que faz com que a condição de saída do sangue fique mais longe da condição de equilíbrio com o gás que entra no oxigenador. Por outro lado, sabemos que existe um incremento no transporte de massa devido à diminuição da espessura da camada limite, devido a um aumento do número de Reynolds. O resultado observado mostra que a redução do tempo de permanência tem um peso maior que o aumento do transporte devido à diminuição da espessura da camada limite.

Embora tenhamos uma diminuição da efetividade com o aumento da vazão, notamos que em termos absolutos, a transferência de massa de oxigênio aumenta com a vazão, conforme a figura 6.5. Um resultado interessante é que a transferência absoluta ou taxa volumétrica foi maior no oxigenador Biocor que no oxigenador protótipo, no entanto, sua efetividade só é maior na vazão de 2,0 L/min. A explicação para isto está na saturação de entrada média menor nos testes do oxigenador Biocor. Este resultado mostra como a análise do desempenho do oxigenador, baseada na taxa volumétrica de oxigênio, pode levar a conclusões incorretas a respeito do desempenho dos oxigenadores.

O gráfico da efetividade versus vazão mostra uma maior sensibilidade do oxigenador Biocor ao aumento da vazão de sangue. Uma explicação para este fato está na diferença estrutural na porosidade das membranas dos oxigenadores, conforme apresentado no capítulo 5. O oxigenador Biocor, nas microscopias eletrônicas de varredura apresentadas, possui uma menor porosidade e poros maiores. Um efeito que ocorre com o aumento da vazão, é o aumento da perda de carga no escoamento de sangue no oxigenador. Uma vez que a saída do circuito de teste com sangue tem a sua saída para o reservatório, sendo, desta forma, a pressão de saída no circuito obrigatoriamente a pressão ambiente, temos para um aumento de vazão de sangue, maiores pressões hidrostáticas no interior do mesmo. O aumento da pressão hidrostática favorece que uma certa quantidade de plasma penetre no interior dos poros, efeito este contrabalançado pela tensão superficial do plasma na

interface plasma-gás na entrada do poro. Como resultado, substitui-se uma distância difusional numa fase gasosa, por uma distância difusional numa fase líquida. Sabemos que a velocidade difusional num meio líquido é várias ordens de grandeza menor que num meio gasoso, o que faz com que a resistência ao transporte de massa aumente.

A seguir, apresentamos os resultados obtidos para o transporte de  $\text{CO}_2$ .

Tabela 6-6 – Resultados testes com sangue-  $Ef_{\text{CO}_2}$

Oxigenador	$Q_s$	$Ef_{\text{CO}_2}$	$2DPM$	$U_c(Ef_{\text{CO}_2})$	Incerteza	Incerteza relativa
	L/min					
Protótipo	2,0	1,02	0,16	0,13	0,16	0,16
	4,0	1,02	0,07	0,16	0,16	0,15
	6,0	1,03	0,06	0,09	0,09	0,09
Biocor	2,0	1,01	0,18	0,17	0,18	0,18
	4,0	0,92	0,12	0,18	0,18	0,20
	6,0	0,81	0,12	0,19	0,19	0,24

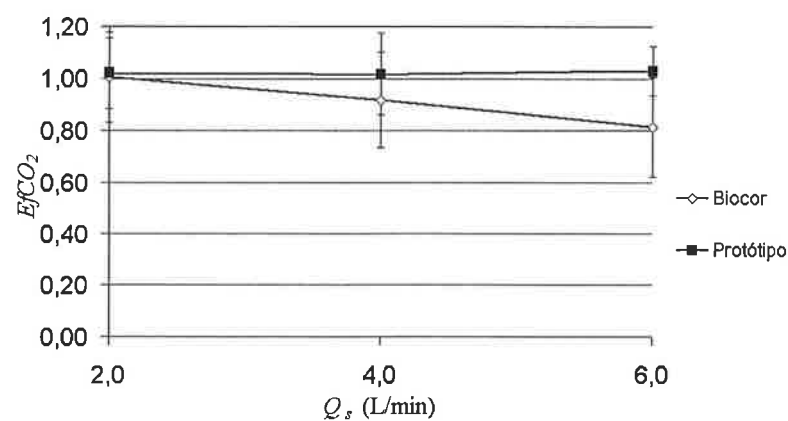
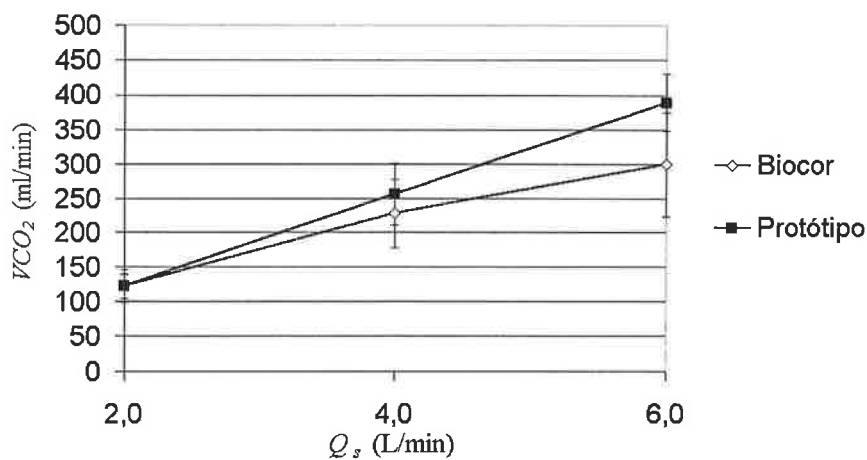


Figura 6-6 -  $Ef_{\text{CO}_2}$  em função de  $Q_s$ .

Tabela 6-7 – Resultados testes com sangue-  $\dot{V}_{CO_2}$ 

Oxigenador	$Q_s$	$\dot{V}_{CO_2}$	2DPM	$U_c(\dot{V}_{CO_2})$	Incerteza	Incerteza relativa
	L/min	ml/min	ml/min	ml/min	ml/min	
Protótipo	2,0	122	19	18	19	0,16
	4,0	256	27	45	45	0,18
	6,0	389	33	41	41	0,10
Biocor	2,0	123	26	23	26	0,21
	4,0	228	29	50	50	0,22
	6,0	299	29	76	76	0,26

Figura 6-7 – Transporte de dióxido de carbono em função de  $Q_s$ .

Com relação ao transporte de  $CO_2$ , a incerteza utilizada correspondeu na maioria dos casos à  $U_c$ . Este dado sugere que a repetibilidade experimental observada foi maior do que o esperado pela análise de incertezas.



Com relação ao transporte de massa de  $\text{CO}_2$ , notamos também diferenças em relação ao desempenho dos oxigenadores.

Com relação à taxa volumétrica de  $\text{CO}_2$ , notamos um maior transporte de  $\text{CO}_2$  no oxigenador protótipo nas vazões de 4,0 e 6,0 L/min. No entanto, nestes testes, devido a incerteza experimental obtida, as diferenças observadas não possuem significância estatística.

No gráfico da efetividade, por sua vez, observamos que a efetividade de  $\text{CO}_2$  no oxigenador protótipo é praticamente unitária, e isto para todas as vazões ensaiadas. Este dado mostra que no oxigenador protótipo, o gás na saída do oxigenador atingiu equilíbrio com a pressão parcial de  $\text{CO}_2$  na entrada de sangue do oxigenador. Sabemos, através da eq.(6-6), que a efetividade de  $\text{CO}_2$  varia inversamente com a vazão de gás, e podemos dizer que no oxigenador protótipo o transporte de massa de  $\text{CO}_2$  foi limitado pela vazão de gás.

Um resultado adicional está no fato da efetividade no transporte de  $\text{CO}_2$  ter sido de fato ligeiramente maior que 1,0. Este dado será analisado em detalhes nos resultados da simulação numérica, mas podemos adiantar a viabilidade fenomenológica deste resultado ao menos em parte pelo efeito Bohr-Haldane.

Com relação ao oxigenador Biocor, notamos que a efetividade no transporte de  $\text{CO}_2$  diminui com a vazão de sangue. Valem aqui as mesmas considerações feitas para a diminuição da efetividade para o transporte de  $\text{O}_2$ , uma vez que no oxigenador Biocor o transporte de  $\text{CO}_2$  não foi limitado pela vazão de gás, exceto na vazão de 2,0 L/min. O melhor desempenho do oxigenador protótipo com relação ao transporte de  $\text{CO}_2$ , pode ser explicado com as mesmas considerações feitas com relação ao transporte de  $\text{O}_2$ . Acreditamos isto ser devido a menor sensibilidade da membrana do oxigenador protótipo ao aumento da pressão hidrostática que ocorre com o aumento da vazão de sangue, bem como a maior porosidade que lhe confere uma menor resistência à difusão na membrana.

## 7 SIMULAÇÃO NUMÉRICA DO TRANSPORTE DE MASSA

Neste capítulo iremos apresentar os diversos aspectos envolvidos no desenvolvimento de uma ferramenta computacional para a predição do transporte de massa de  $O_2$  em oxigenadores. A grande peculiaridade do transporte de oxigênio está na ocorrência de uma reação química, no caso, a sua ligação com a hemoglobina. Esta reação possui, ainda, o importante aspecto da afinidade da hemoglobina pelo oxigênio ser não linear. A não linearidade da afinidade da hemoglobina pelo  $O_2$  faz com que o coeficiente de transporte de massa local seja diferente do coeficiente obtido, frente a uma diferença média logarítmica, baseada na diferença de concentrações entre gás e sangue na entrada e saída do oxigenador. Além disso, a afinidade da hemoglobina é fortemente dependente do  $pH$  do sangue, que no oxigenador depende basicamente da  $P_{CO_2}$  do sangue. Desta forma, na medida que o  $CO_2$  vai sendo removido do sangue, este torna-se mais alcalino e a afinidade da hemoglobina pelo  $O_2$  aumenta. Este efeito já foi discutido anteriormente e é denominado efeito Bohr-Haldane. Desta forma, a não linearidade da afinidade da hemoglobina pelo  $O_2$  e o efeito Bohr-Haldane fazem com que os transportes de  $O_2$  e  $CO_2$  no sangue devam ser calculados de forma simultânea.

A seguir, apresentamos as hipóteses e simplificações utilizadas no desenvolvimento do modelo físico matemático para a simulação numérica do transporte de massa.

### 7.1 Hipóteses e Simplificações

O sangue é considerado estatisticamente homogêneo num volume de amostra. Embora num nível microscópico, o sangue seja um meio heterogêneo, se compararmos o espaçamento entre as fibras, nos pontos mais estreitos e a dimensão da hemácea, veremos que para a ordem de grandeza do filete de sangue, este pode ser considerado como um meio homogêneo. O diâmetro da hemácea é ao redor de  $7 \mu m$  e a espessura do filme de sangue é da ordem de  $100 \mu m$ .

A reação entre oxigênio e a hemoglobina é suficientemente rápida para que

uma curva de dissociação de equilíbrio possa ser utilizada.

O gás contido nas hemáceas está em equilíbrio com o gás dissolvido no plasma, uma vez que a resistência da membrana da hemácea à difusão de gases é mínima, se comparada às distâncias difusionais no filme de sangue.

O consumo de oxigênio e produção de dióxido de carbono no sangue é considerado desprezível. As hemáceas realizam metabolismo anaeróbico e os leucócitos são em número praticamente desprezível para que o seu consumo de  $O_2$  e produção de  $CO_2$  alterem os valores desses gases, no tempo de permanência da amostra de sangue no oxigenador. O consumo basal de  $O_2$  de um homem adulto com peso ao redor de 70 kg é ao redor de 250 ml/min. Isto nos fornece um consumo 3,57 ml/min/kg. A quantidade de leucócitos no sangue é tida como 1:600 em relação ao número de hemáceas. Supondo um hematócrito de 45%, temos que do volume total de sangue, apenas 0,075 % corresponde à série branca. Se supormos um volume de sangue no feixe de fibras ao redor de 300 ml, e para a menor vazão de interesse que é igual a 2,0 L/min, temos que o tempo médio de permanência de uma amostra de sangue no oxigenador será ao redor de 9 s. 300 ml de sangue nas condições acima, contém 0,225 ml de leucócitos que em 9 s irão consumir:

$$V_{O_2} = \frac{3,57}{60000} \left( \frac{ml_{O_2}}{g \cdot s} \right) \cdot 9(s) \cdot 0,225(g) = 0,00012 ml_{O_2}$$

Este consumo é desprezível frente à taxa de acréscimo de  $O_2$  no sangue ao redor de 140 ml/min esperada para um oxigenador com  $Q_s=2,0$  L/min, conforme obtido nos testes em sangue, apresentados no capítulo anterior.

No lado do sangue, a difusão de oxigênio e dióxido de carbono ocorre apenas no plano normal às fibras. Isto significa que a componente do gradiente de concentração de  $O_2$  e  $CO_2$  na direção axial é desprezível, quando comparada à componente do gradiente na direção normal às fibras.

A difusão axial na parede das fibras é considerada desprezível. Isto significa que o gradiente de concentração de  $O_2$  e  $CO_2$  na direção axial é desprezível, quando comparado ao gradiente na direção normal às fibras.

O escoamento, no sangue, ocorre num baixo número de Reynolds e em regime permanente. Utilizando a eq.(4-30), podemos obter o número de Reynolds no

escoamento de sangue. O nosso pior caso ocorre para  $Q_s=6,0$  L/min. Com os seguintes valores característicos de um oxigenador de membrana:  $p=0,62$ ,  $A_f=43,2$  cm<sup>2</sup>,  $D_e=300$   $\mu$ m e  $v_s=2,6 \times 10^{-6}$  m<sup>2</sup>/s, obtemos  $Re=7,0$ .

A vazão de gás é a mesma na entrada de todas as fibras.

O gás tem a temperatura do sangue. Isto se justifica, pois o gás atinge a temperatura do sangue após escoar em menos de 0,5% do comprimento da fibra (Lund, Hattler e Federspiel, 1998).

A perda de carga no escoamento de gás é desprezível. Como a velocidade no escoamento de gás é baixa, consideramos o escoamento incompressível e podemos utilizar a equação de Darcy-Weisbach para o cálculo da perda de carga distribuída. Utilizando a equação de Darcy-Weisbach, temos:

$$\Delta P_g = \frac{64}{Re_g} \cdot \frac{L_z}{D_i} \cdot \frac{V^2}{2} \cdot \rho_g \quad (7-1)$$

sendo o número de Reynolds baseado na velocidade média de escoamento obtido por:

$$Re_g = \frac{4 Q_g}{n_x n_y \pi D_i v_g} \quad (7-2)$$

Para o pior caso, quando temos a vazão de gás igual a 6,0 L/min, temos  $Re_g=1,25$ , sendo  $n_x n_y=24500$ ,  $D_i=244 \times 10^{-6}$  m e  $v_g=16,97 \times 10^{-6}$  m<sup>2</sup>/s. Neste caso, para  $L_z=100$  mm, e  $\rho_g=1,241$  Kg/m<sup>3</sup>, temos que a perda de carga na fibra é de apenas 0,74 mmHg, sendo considerada desprezível frente ao valor de pressão absoluta que na cidade de São Paulo é ao redor de 700 mmHg.

O escoamento de gás é plenamente desenvolvido. Shah e London (1978) apud White (1991) fornecem a seguinte equação para o ponto  $x_L$  no qual a velocidade no centro do tubo num escoamento em desenvolvimento atinge 0,99 do valor da velocidade central de Poiseuille:

$$\frac{x_L}{D} \approx \frac{0,6}{1 + 0,035 Re_D} + 0,056 Re_D \quad (7-3)$$

Com o valor obtido anteriormente, temos  $x_L/D=0,64$ . Então, para uma fibra com 100

mm de comprimento, o escoamento não é plenamente desenvolvido em apenas 0,15%.

## 7.2 Correção do Comprimento ou Largura do Feixe de Fibras

Na simulação numérica, o feixe de fibras é aproximado por um feixe de seção retangular, quando, na verdade, os feixes de fibras dos oxigenadores possuem o formato de um oblongo (figuras 5.2 e 5.4). A correção de geometria será feita alterando-se o comprimento do feixe, porém mantendo-se inalterada a área da interface de troca de massa. Desta forma, para o oxigenador protótipo, mantemos os mesmos valores de  $P_x$ ,  $P_y$ ,  $L_y$ ,  $L_z$  e  $A_e$  e calculamos um novo valor de  $L_x$ , para o oxigenador protótipo. Para o oxigenador Biocor, temos área frontal variável, então, iremos manter constantes  $P_x$ ,  $P_y$ ,  $L_x$ ,  $L_z$  e  $A_e$  e calcula-se um novo valor de  $L_y$ .

Para um feixe retangular de tubos alinhados temos que:

Número total de tubos:

$$n_t = \left( \frac{L_x}{P_x} + 1 \right) \left( \frac{L_y}{P_y} + 1 \right) \quad (7-4)$$

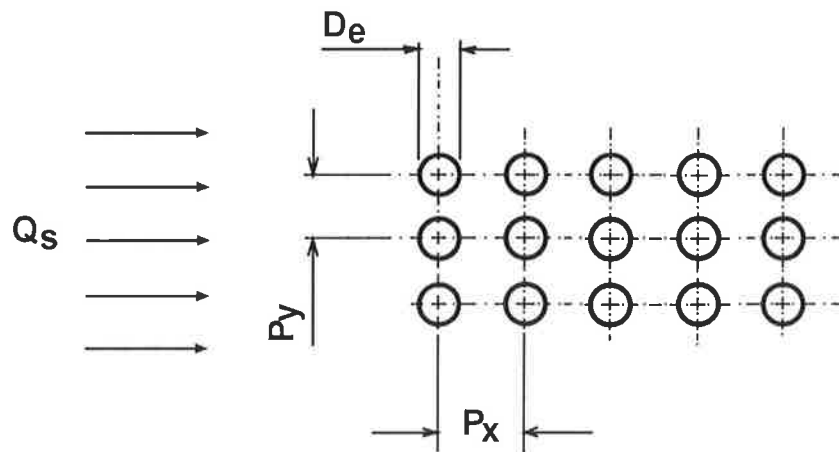


Figura 7-1 – Oxigenador Protótipo: espaçamento dos tubos em  $x$  e  $y$ .

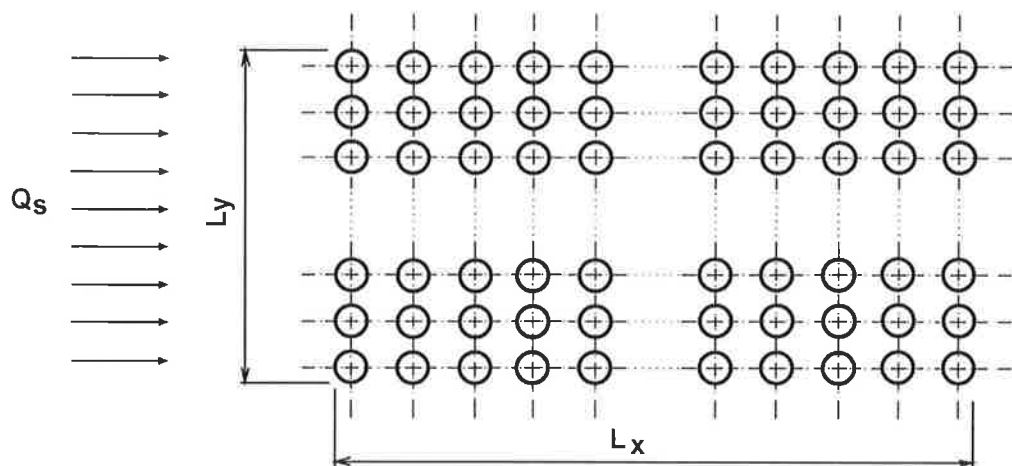


Figura 7-2 - Oxigenador Protótipo: comprimentos em  $x$  e  $y$  do feixe de tubos.

Sendo a área da interface sangue-membrana obtida por:

$$A_e = \pi D_e L_z n_t \quad (7-5)$$

Resolvendo para  $L_x$ , temos:

$$L_x = \frac{A_e P_x}{\left(\frac{L_y}{P_y} + 1\right) \pi D_e L_z} - P_x \quad (7-6)$$

Para o oxigenador Biocor, devido ao arranjo em quicôncio, o cálculo de  $L_y$  é um pouco mais complicado. Neste caso, consideramos a geometria elementar compreendendo 5 tubos, conforme visto na figura 7.3. Esta geometria elementar contém 4 tubos nos vértices e um tubo central e a denominamos de célula. Então, temos as seguintes relações geométricas:

Número de células em  $x$  e  $y$ :

$$nc_x = \frac{L_x}{2P_x} \quad (7-7)$$

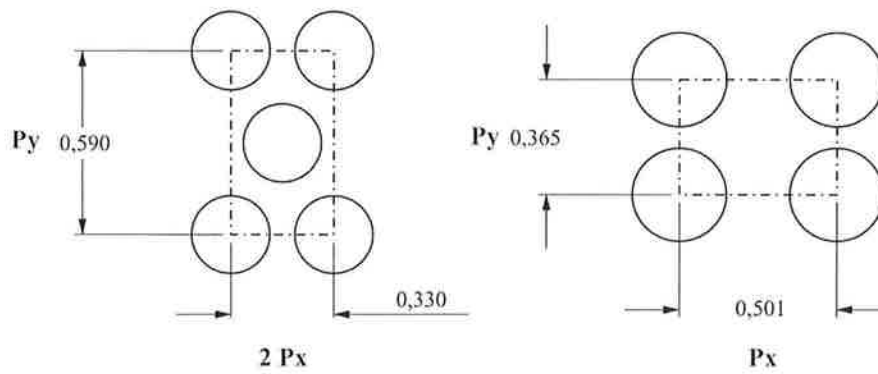


Figura 7-3 - Arranjo elementar dos tubos nos oxigenadores: a) oxigenador Biocor (esquerda), b) oxigenador protótipo (direita).

$$nc_y = \frac{L_y}{P_y} \quad (7-8)$$

Número de tubos centrais e número de tubos nos vértices:

$$n_{ic} = nc_x nc_y \quad (7-9)$$

$$n_{iv} = (nc_x + 1)(nc_y + 1) \quad (7-10)$$

Número total de tubos:

$$n_t = nc_y(2nc_x + 1) + nc_x + 1 \quad (7-11)$$

Substituindo as eqs.(7-7,7-8) na eq.(7-11) e esta na eq.(7-5) e resolvendo para  $L_y$ , temos:

$$L_y = \frac{P_y}{L_x / P_x + 1} \left( \frac{A_e}{\pi D_c L_z} - \frac{L_x}{2P_x} - 1 \right) \quad (7-12)$$

O número de fibras nas direções  $x$  e  $y$  pode agora ser obtido:

$$n_x = \frac{L_x}{P_x} + 1 \quad (7-13)$$

$$n_y = \frac{L_y}{P_y} + 1 \quad (7-14)$$

As características do feixe assim obtido são apresentadas na tabela 7-1.

Tabela 7-1: Parâmetros do feixe de fibras utilizados na simulação numérica

Parâmetro	Oxigenador Protótipo	Oxigenador Biocor
$D_e$	300 $\mu\text{m}$	250 $\mu\text{m}$
$P_x$	501 $\mu\text{m}$	165 $\mu\text{m}$
$P_y$	375 $\mu\text{m}$	590 $\mu\text{m}$
$L_x$	104 mm	20 mm
$L_y$	45 mm	106,4 mm
$L_z$	96 mm	109 mm
$A_e$	2,32 $\text{m}^2$	1,80 $\text{m}^2$
$p$	0,62	0,51
$A_f$	43,2 $\text{cm}^2$	116 $\text{cm}^2$

### 7.3 Modelo Físico-Matemático

Nosso modelo computacional corresponde à integração de uma equação diferencial de transporte, baseada no coeficiente global de transporte de massa num volume de controle de comprimento  $dz$ , conforme apresentado na figura 7.4. A integração desta equação fornece as taxas volumétricas de  $\text{O}_2$  e  $\text{CO}_2$  trocados entre sangue e gás neste volume. Também é calculada, em cada passo de integração, a quantidade de vapor d'água fornecida ao gás.

Uma importante simplificação adicional corresponde à redução do feixe de fibras que é tridimensional para um feixe bidimensional. Neste caso, consideramos suficiente a simulação do transporte de massa, numa secção do feixe com área frontal igual a  $P_y \cdot L_z$ .

No volume de controle da figura 7.4, a interface de troca no interior da fibra corresponde à área  $\pi D_i dz$ . No lado externo da fibra, a área da interface de troca corresponde a  $\pi D_e dz$ . O gás é aquecido para a temperatura do sangue, de tal forma que a vazão de gás passa a ser:



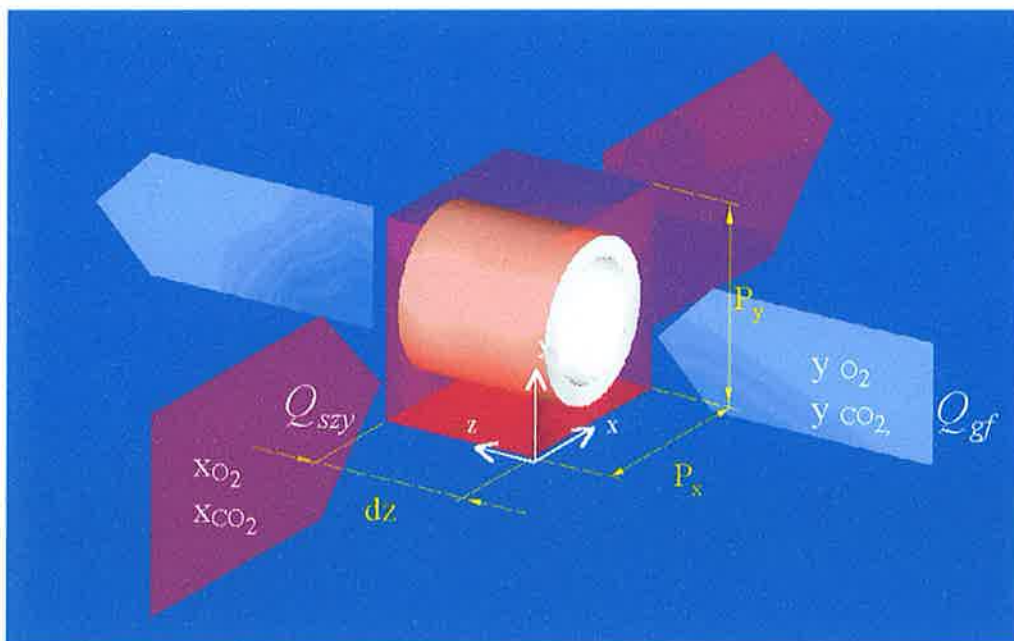


Figura 7-4 - Elemento de volume de controle no incremento  $dz$ , onde são apresentadas as principais variáveis de entrada.

$$Q_{ge} = \frac{\rho_{go} Q_{go}}{\rho_{ge}} \quad (7-15)$$

A vazão de gás por fibra corresponde a  $Q_{ge} / (n_x n_y)$  e a vazão de sangue que escoia através do elemento de volume é obtida por:

$$Q_{szy} = Q_s \frac{P_y dz}{A_f} \quad (7-16)$$

onde  $A_f$  é a área frontal do feixe de fibras. A quantidade de  $O_2$  transportada na direção radial num trecho de tubo de comprimento  $dz$  corresponde a:

$$\frac{d\dot{V}_{O_2}}{dz} = \pi D_i k_{yO_2} \frac{(P_{O_2,g} - P_{O_2,g,p})}{P_B} \quad (7-17)$$

Na parede da fibra, temos o transporte por difusão:

$$\frac{d\dot{V}_{O_2}}{dz} = \pi D_e K_{mO_2} (P_{O_2,g,p} - P_{O_2,s,p}) \quad (7-18)$$

No lado do sangue, o transporte de massa ocorre por convecção. A quantidade de  $O_2$  transportada para o sangue no volume corresponde a  $dz$  é obtido por:

$$\frac{d\dot{V}_{O_2}}{dz} = \pi D_e k_{xO_2} \alpha_{O_2} (P_{O_2,s,p} - P_{O_2,s}) \quad (7-19)$$

Nesta equação, notamos um aspecto importante da modelagem: considera-se como potencial de transporte apenas a componente de  $O_2$  dissolvida no sangue. Resolvendo as eqs.(7-17, 7-18 e 7-19), obtemos uma expressão que fornece o transporte de massa por unidade de área, para uma dada diferença de pressões parciais entre valores no gás e no sangue. Desta forma, temos:

$$\frac{d\dot{V}_{O_2}}{dz} = \left( \frac{1}{\pi D_i P_B^{-1} k_{yO_2}} + \frac{1}{\pi D_e K_{mO_2}} + \frac{1}{\pi D_e \alpha_{O_2} k_{xO_2}} \right)^{-1} (P_{O_2,g} - P_{O_2,s}) \quad (7-20)$$

Multiplicando por  $\pi D_e$ , temos:

$$\frac{d\dot{V}_{O_2}}{dz} = \pi D_e K_{O_2} (P_{O_2,g} - P_{O_2,s}) \quad (7-21)$$

com

$$K_{O_2} = \left( \frac{1}{D_i / D_e P_B^{-1} k_{yO_2}} + \frac{1}{K_{mO_2}} + \frac{1}{\alpha_{O_2} k_{xO_2}} \right)^{-1} \quad (7-22)$$

$K_{O_2}$  é o coeficiente global de transporte de massa e corresponde à soma das resistências ao transporte de massa no gás, na parede e no lado do sangue. O coeficiente local de transporte  $k_{xO_2}$  depende do arranjo de fibras e do número de Reynolds do escoamento. Devido à reação química do  $O_2$  com a hemoglobina, não podemos obtê-lo a partir de valores de número de Nusselt, obtidos para transferência de calor em feixe de tubos. Neste caso, este parâmetro será ajustado de forma a fornecer a efetividade medida nos testes com sangue. No item seguinte, será apresentado um modelo para  $k_{xO_2}$  que leva em conta o número de Reynolds do escoamento e a ocorrência de reação química. Para o escoamento de gás no interior do tubo, considerando-se que as condições de validade da analogia entre transferência de calor e de massa estão satisfeitas, temos que o número de Sherwood

é obtido diretamente do número de Nusselt para escoamento laminar no interior de um tubo, com concentração na parede constante:

$$Sh = 3,66 \quad (7-23)$$

Desta forma, o coeficiente de convecção de massa  $k_y$ , é obtido por:

$$k_{yO_2} = \frac{3,66 D_{O_2,g}}{D_i} \quad (7-24)$$

Integrando a eq.(7-22) obtemos a  $\dot{V}_{O_2}$  em  $dz$ , o que pode ser obtido através do método de Runge-Kutta ou método de Euler. Em nosso caso, optamos pelo método de Euler por reduzir o tempo computacional e fornecer resultados semelhantes. Com a equação de balanço para o lado do sangue, podemos obter os valores para  $x_{O_2}$  em  $x+dx$ . Neste caso, estamos considerando o conteúdo total de oxigênio no sangue, que inclui tanto o  $O_2$  dissolvido como o reagido com a hemoglobina. Desta forma, temos:

$$x_{O_2}|_{x+dx} = \frac{\dot{V}_{O_2}}{Q_{syt}} + x_{O_2}|_x \quad (7-25)$$

Um equacionamento semelhante pode ser feito para o gás carbônico. Após obtermos  $x_{O_2}$  e  $x_{CO_2}$  em  $x+dx$ , podemos calcular os valores de  $P_{O_2}$  e  $P_{CO_2}$  correspondentes. Para isto, utilizamos um algoritmo que fornece as pressões parciais de  $O_2$  e  $CO_2$  para uma amostra de sangue com conteúdos de  $O_2$  e  $CO_2$  conhecidos. As equações necessárias são apresentadas nas tabelas 7-2 e 7-3 e no anexo A, apresentamos o algoritmo de cálculo. A difusão de vapor d'água para o interior da fibra é obtida escrevendo-se a eq.(7-17) para a água. O coef. de transporte também é obtido a partir do número de Nusselt para escoamento laminar no interior de um tubo. O valor da pressão de vapor d'água na parede corresponde à pressão de saturação a 37 °C. Neste caso, temos  $P_{H_2O,g,p} = 47$  mmHg e a equação fica:

$$\frac{d\dot{V}_{H_2O}}{dz} = \pi D_i k_{yH_2O} \frac{(P_{H_2O,g} - 47)}{P_B} \quad (7-26)$$

Após obtermos os transportes de  $O_2$ ,  $CO_2$  e  $H_2O$ , podemos calcular as pressões parciais dos gases em  $z+dz$ . Para isto, a vazão em volume de gás no interior da fibra  $Q_{gf}$  é atualizada levando-se em conta os volumes de dióxido de carbono e de vapor d'água que entraram na fibra e o volume de oxigênio que saiu. Desta forma,

Tabela 7-2: Equações utilizadas para obtenção de  $P_{CO_2,s}$ . Temos 7 incógnitas:  $C_{HCO_3^-}$ ,  $pH$ ,  $P_{CO_2,s}$ ,  $P_{O_2,s}$ ,  $x_{CO_2,pl}$ ,  $N$ ,  $S_{O_2}$ , e 6 equações. Portanto, é necessária uma estimativa inicial para  $P_{O_2,s}$ .

$$C_{HCO_3^-} = 24 + \frac{BE - (9,5 + 1,63 \cdot Hb)(pH - 7,4)}{1 - 0,014 \cdot Hb} \quad (3-23)$$

$$C_{HCO_3^-} = 0,0307 P_{CO_2} 10^{(pH-6,09)} \quad (3-9)$$

$$x_{CO_2,pl} = 0,02744 \cdot 0,0307 P_{CO_2} (1 + 10^{(pH-6,09)}) \quad (3-12)$$

$$P_{50} = 30,4 \cdot 10^{(0,41(pH-7,4) - 0,024(T-37))} \quad (3-21)$$

$$S_{O_2} = \frac{(P_{O_2} / P_{50})^{2,7}}{1 + (P_{O_2} / P_{50})^{2,7}} \quad (3-20)$$

$$x_{CO_2} = x_{CO_2,pl} \cdot \left( 1 - \frac{0,0289 \cdot Hb}{(3,352 - 0,456 \cdot S_{O_2}) \cdot (8,142 - pH)} \right) \quad (3-11)$$

temos:

$$Q_{gf}|_{z+dz} = Q_{gf}|_z - \dot{V}_{O_2} - \dot{V}_{CO_2} - \dot{V}_{H_2O} \quad (7-27)$$

As pressões parciais de  $O_2$ ,  $CO_2$  e de vapor d'água são obtidas utilizando a equação de balanço para cada substância, porém, com o valor de  $Q_{gf}$  atualizado:

$$P_{O_2,g}|_{z+dz} = \frac{-\dot{V}_{O_2} P_B}{Q_{gf}|_{z+dz}} + P_{O_2,g}|_z \frac{Q_{gf}|_z}{Q_{gf}|_{z+dz}} \quad (7-28)$$

$$P_{CO_2,g}|_{z+dz} = \frac{-\dot{V}_{CO_2} P_B}{Q_{gf}|_{z+dz}} + P_{CO_2,g}|_z \frac{Q_{gf}|_z}{Q_{gf}|_{z+dz}} \quad (7-29)$$

$$P_{H_2O,g}|_{z+dz} = \frac{-\dot{V}_{H_2O} P_B}{Q_{gf}|_{z+dz}} + P_{H_2O,g}|_z \frac{Q_{gf}|_z}{Q_{gf}|_{z+dz}} \quad (7-30)$$

Os valores obtidos para o lado do gás em  $z+dz$  são utilizados como valores de

**Tabela 7-3: Equações utilizadas para obtenção de  $P_{O_2,s}$ . Temos 5 incógnitas:  $C_{HCO_3^-}$ ,  $pH$ ,  $P_{O_2,s}$ ,  $N$ ,  $S_{O_2}$ , e 5 equações, pois  $P_{CO_2,s}$  é obtido através das equações apresentadas na tabela anterior. O valor obtido de  $P_{O_2,s}$  deve ser comparado com o valor da estimativa inicial na tabela 7-2.**

$$C_{HCO_3^-} = 24 + \frac{BE - (9,5 + 1,63 \cdot Hb)(pH - 7,4)}{1 - 0,014 \cdot Hb} \quad (3-23)$$

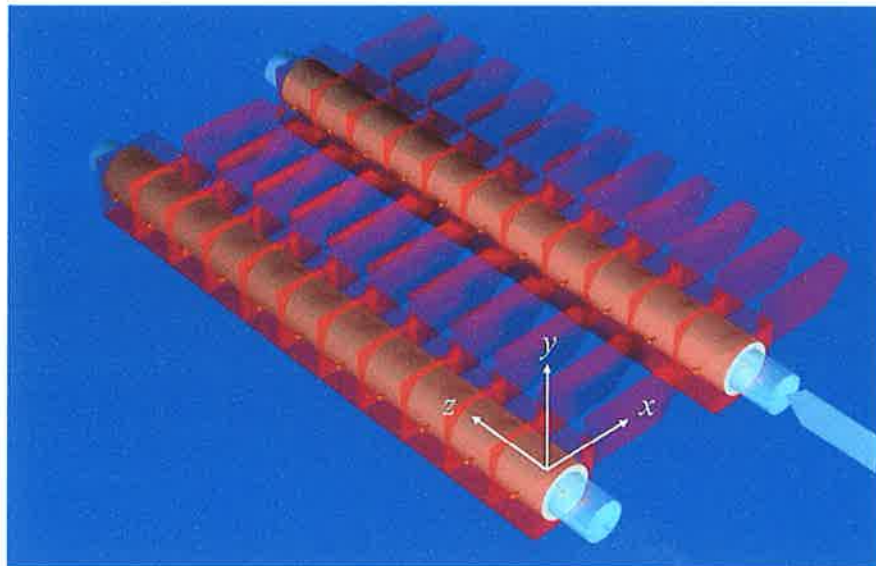
$$C_{HCO_3^-} = 0,0307 P_{CO_2} 10^{(pH-6,09)} \quad (3-9)$$

$$P_{50} = 30,4 \cdot 10^{(0,41(pH-7,4) - 0,024(T-37))} \quad (3-21)$$

$$S_{O_2} = \frac{(P_{O_2} / P_{50})^{2,7}}{1 + (P_{O_2} / P_{50})^{2,7}} \quad (3-20)$$

$$x_{O_2} = 1,233 (0,00003105 P_{O_2} + 0,0134 Hb S_{O_2}) \quad (3-17)$$

entrada lado do gás para cálculo do transporte de massa no elemento de volume seguinte. Já os valores, obtidos para o lado do sangue, são armazenados em um vetor para serem utilizados quando da integração na próxima fibra. Estes valores fornecem os valores de entrada, no lado do sangue, para cada incremento  $dz$ . Um esquema geral do processo integrativo ao longo do feixe é apresentado na figura 7.5.



**Figura 7-5 Esquema da integração do feixe de fibras até a 2ª. fileira de fibras.**

Uma observação com relação ao conteúdo de  $O_2$  e  $CO_2$ . Na integração do feixe de fibras, o transporte de massa entre gás e sangue ocorre a  $37^\circ C$ . As equações apresentadas anteriormente para  $O_2$  e  $CO_2$  referem-se a conteúdos medidos em sangue à  $37^\circ C$ , porém corrigidos para condições normais de pressão e temperatura (CNTP). Desta forma, devemos expressar esses conteúdos à  $37^\circ C$  e  $P_B$ . Neste caso temos:

$$V|_{T=37^\circ C, P=700 \text{ mmHg}} = \frac{760}{700} \cdot \frac{310}{273} V|_{T=0^\circ C, P=760 \text{ mmHg}} = 1,233 V|_{T=0^\circ C, P=760 \text{ mmHg}}$$

Após a integração completa no feixe de fibras, estamos em condições de obter o conteúdo de dióxido de carbono e oxigênio no sangue. O conhecimento destes parâmetros nos permitirá a obtenção do volume total de dióxido de carbono removido do sangue pelo oxigenador  $\dot{V}_{CO_2}$ , a quantidade de oxigênio acrescentada ao sangue  $\dot{V}_{O_2}$ , os valores de  $pH$ ,  $P_{CO_2}$ ,  $P_{O_2}$ ,  $S_{O_2}$ ,  $C_{HCO_3^-}$  no sangue que sai do oxigenador, bem como, o cálculo da efetividade de transporte de oxigênio e dióxido de carbono. Estes valores serão comparados com valores (CNTP) medidos nos testes com sangue. Desta forma, devemos obter os conteúdos de  $O_2$  e  $CO_2$  na saída do oxigenador na CNTP. Integrando em  $z$  os valores de  $x_{O_2}$  e  $x_{CO_2}$  obtidos em cada incremento  $dz$ , durante a integração na última fileira de fibras e dividindo por  $n_z$  obtemos o valor de  $x_{O_2}$  e  $x_{CO_2}$  na saída do oxigenador:

$$x_{O_2,s} = \frac{1}{n_z} \cdot \sum_{i=1}^{n_z} x_{O_2,s,i} \quad (7-31)$$

A taxa volumétrica de oxigênio e dióxido de carbono transportado para o sangue é obtida através da equação de balanço entre entrada e saída do oxigenador:

$$\dot{V}_{O_2} = Q_s \cdot (x_{O_2,s} - x_{O_2,e}) \quad (7-32)$$

$$\dot{V}_{CO_2} = Q_s \cdot (x_{CO_2,s} - x_{CO_2,e}) \quad (7-33)$$

Finalmente, para a obtenção dos valores de  $pH$ ,  $P_{CO_2}$ ,  $P_{O_2}$ ,  $S_{O_2}$ ,  $C_{HCO_3^-}$  no sangue que sai do oxigenador, devemos resolver de forma iterativa o conjunto de equações apresentado nas tabelas 7-2 e 7-3, cujo algoritmo de cálculo está descrito no anexo A. O programa computacional foi escrito em Pascal e as simulações foram executadas utilizando compilador Turbo Pascal versão 5.5.

#### 7.4 Um Modelo para o Transporte Convectivo-Reativo no Sangue

Uma correlação geral para o coeficiente do lado do sangue é dada por:

$$k_{x_{O_2}} = cte Re^m Sc_{O_2}^{0,33} \quad (7-34)$$

O número de Schmidt leva em conta a relação entre a viscosidade cinemática do sangue e a difusividade da substância:

$$Sc_{O_2} = \frac{v_s}{D_{O_2,s}} \quad (7-35)$$

Tendo-se em vista a existência de reação química, seja do  $O_2$  com a hemoglobina, seja a do  $CO_2$ , o qual se combina quimicamente com aminoácidos da molécula de hemoglobina, formando os compostos carbaminos ou reagindo com água formando bicarbonato, devemos, nas equações acima, utilizar um valor de  $Sc$  corrigido, conforme o proposto por Dorson et al (1971) e implementado nos modelos de Mockros e Leonard (1985), Vaslef et al (1994) e Rajasubramanian (1997). Desta forma, obtemos um valor local de  $Sc$  que leva em conta a relação entre a espécie reagida e a dissolvida:

$$Sc' = Sc (1 + \theta) \quad (7-36)$$

onde:

$$\theta = \frac{d(x_{reagida})}{d(x_{dissolvida})} \quad (7-37)$$

sendo também:

$$1 + \theta = \frac{d(x_{reagida+dissolvida})}{d(x_{dissolvida})} \quad (7-38)$$

Para o  $O_2$  temos que:

$$\theta_{O_2} = \frac{1,34 \cdot Hb}{\alpha} \cdot \frac{d(S_{O_2})}{d(P_{O_2,s})} \quad (7-39)$$

que para sangue bovino fica:

$$\theta_{O_2} = \frac{1,34 \cdot Hb}{\alpha} \cdot \frac{2,7}{P_{O_2,s}} S_{O_2} (1 - S_{O_2}) \quad (7-40)$$

Na figura 7.6 apresentamos valores típicos de  $\theta$  para o  $O_2$ .

Para obtermos o valor de  $\theta$  para o transporte de  $CO_2$ , devemos inicialmente obter uma expressão que forneça o conteúdo de  $CO_2$  dissolvido. O conteúdo total de  $CO_2$  dissolvido corresponde ao volume de  $CO_2$  dissolvido no plasma, somado ao volume de  $CO_2$  dissolvido no interior das hemáceas. A solubilidade do  $CO_2$  no plasma é igual a 0,0307 mMol/mmHg/L. Já a solubilidade de  $CO_2$  no interior das hemáceas é ligeiramente menor e igual a 0,025 mMol/mmHg/L (Davenport, 1973). Desta forma, o conteúdo total de  $CO_2$  dissolvido (à 37°C e  $P_B$ ) é igual a:

$$x_{CO_2,diss_T} = 0,02744 \cdot [(1 - Ht) \cdot 0,0307 + Ht \cdot 0,025] \cdot P_{CO_2} \quad (7-41)$$

desta forma, temos que a solubilidade de  $CO_2$  (à 37°C e  $P_B$ ) no sangue total é igual a:

$$\alpha_{CO_2} = 0,02744 \cdot [(1 - Ht) \cdot 0,0307 + Ht \cdot 0,025] \quad (7-42)$$

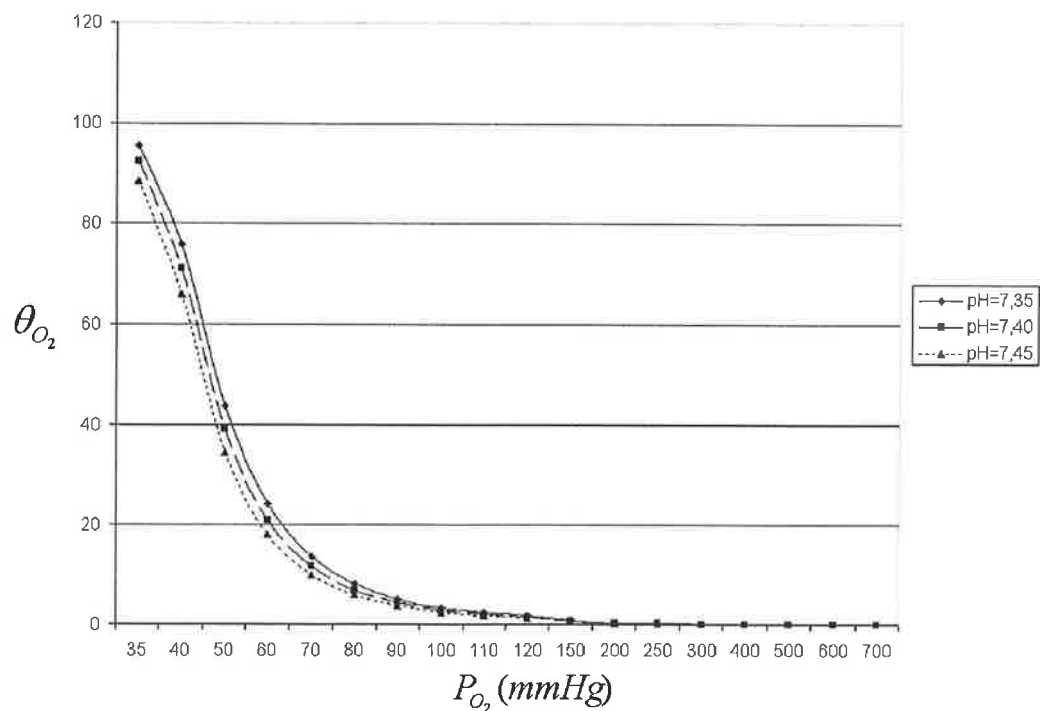


Figura 7-6 -  $\theta_{O_2}$  em função da  $P_{O_2}$  para  $BE=0$ ,  $T=37^\circ C$  e três valores de  $pH$ .



Finalmente:

$$1 + \theta_{CO_2} = \frac{\partial x_{CO_2}}{\alpha_{CO_2} \partial P_{CO_2}} \quad (7-43)$$

Para obtermos  $\frac{\partial x_{CO_2}}{\partial P_{CO_2}}$  devemos derivar a eq.(3-11) em relação a  $P_{CO_2}$ . Esta derivação deve levar em conta a dependência do  $pH$  da  $P_{CO_2}$ , e o  $pH$  é também um parâmetro que influi na saturação do sangue, o qual é também um parâmetro da eq.(3-11). Desta forma, temos:

$$\frac{\partial x_{CO_2}}{\partial P_{CO_2}} = \left( \frac{\partial x_{CO_2}}{\partial P_{CO_2}} \right)_{pH} + \left( \frac{\partial x_{CO_2}}{\partial pH} \right)_{P_{CO_2}} \cdot \frac{\partial pH}{\partial P_{CO_2}} \quad (7-44)$$

A derivada  $\frac{\partial x_{CO_2}}{\partial pH}$  pode ser expandida em dois termos e a eq.(7-44) fica:

$$\frac{\partial x_{CO_2}}{\partial P_{CO_2}} = \left( \frac{\partial x_{CO_2}}{\partial P_{CO_2}} \right)_{pH} + \left[ \left( \frac{\partial x_{CO_2}}{\partial pH} \right)_{S_{O_2}} + \frac{\partial x_{CO_2}}{\partial S_{O_2}} \cdot \frac{\partial S_{O_2}}{\partial pH} \right] \frac{\partial pH}{\partial P_{CO_2}} \quad (7-45)$$

As derivadas acima exceto  $\frac{\partial pH}{\partial P_{CO_2}}$  são apresentadas no anexo C e a eq.(7-45)

fica:

$$\frac{\partial x_{CO_2}}{\partial P_{CO_2}} = \frac{x_{CO_2}}{P_{CO_2}} + \left[ \frac{0,001902 P_{CO_2} 10^{pH-6,09} x_{CO_2}}{x_{CO_2,pl}} + (x_{CO_2} - x_{CO_2,pl}) \left( \frac{1}{8,142 - pH} - \frac{1,1623 S_{O_2} (1 - S_{O_2})}{3,352 - 0,456 S_{O_2}} \right) \right] \frac{\partial pH}{\partial P_{CO_2}} \quad (7-46)$$

Para obtermos a derivada  $\frac{\partial pH}{\partial P_{CO_2}}$  devemos igualar as eq.(3-23) e eq.(3-9) e

resolver para  $pH$ . Sendo que  $pH$  aparece como expoente em uma das equações, preferimos obter o valor desta derivada de forma numérica, tendo em vista a existência de uma função que calcula o valor do  $pH$ , uma vez conhecidos os valores da  $P_{CO_2}$ ,  $BE$  e  $Hb$ , que é a função  $pH\_sangue\_total$  (argumentos:  $P_{CO_2}, BE, Hb, Ts$ ), a qual é apresentada no anexo A. Desta forma, temos, para  $P_{CO_2}$  em mmHg:

$$\frac{\partial pH}{\partial P_{CO_2}} = \frac{pH_{\text{sangue\_total}}(P_{CO_2} + 0,05, BE, Hb, Ts) - pH_{\text{sangue\_total}}(P_{CO_2} - 0,05, BE, Hb, Ts)}{0,1} \quad (7-47)$$

Na figura 7.7, apresentamos valores típicos de  $\theta$  para o  $CO_2$ .

Uma análise de  $\theta_{CO_2}$  revela este ser muito pouco dependente da  $S_{O_2}$ . Embora o gráfico acima forneça valores de  $\theta_{CO_2}$  para  $S_{O_2} = 65\%$ , valores de  $S_{O_2}$  de 10 a 100% forneceriam linhas coincidentes com as apresentadas. Também notamos que o segundo termo do membro à direita da eq.(7-44) possui valor negativo e reduz o valor de  $\frac{\partial x_{CO_2}}{\partial P_{CO_2}}$  em aproximadamente 50%, sendo que o primeiro termo possui um valor positivo.

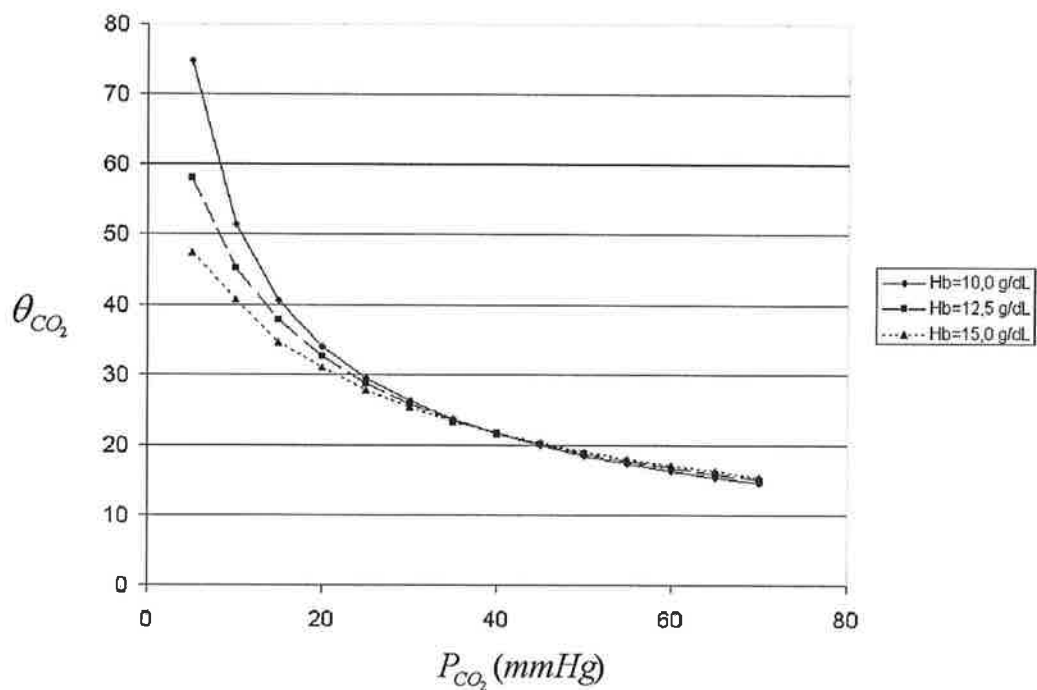


Figura 7-7 -  $\theta_{CO_2}$  em função da  $P_{CO_2}$  para  $BE=0$ ,  $S_{O_2} = 65\%$  e três valores de  $Hb$ .

## 7.5 Calibração do Modelo Teórico com os Dados Obtidos em Sangue

Devido a dificuldades técnicas, para a obtenção de  $k_m$ , optamos em utilizar em nossas simulações uma modificação da eq.(7-22). Desta forma, agrupamos num único coeficiente, as resistências correspondentes à difusão na membrana e à convecção no sangue. Assim, a eq.(7-22) foi substituída por:

$$K = \left( \frac{1}{D_i / D_e P_B^{-1} k_y} + \frac{1}{\alpha k'_x} \right)^{-1} \quad (7-48)$$

A calibração do modelo teórico consiste em obter o melhor valor de  $k'_{x_{O_2}}$  e  $k'_{x_{CO_2}}$  que fornecem os valores medidos de  $Ef_{O_2}$  e  $Ef_{CO_2}$  em cada vazão de sangue. Desta forma, utilizamos o seguinte modelo para o denominador do segundo termo da eq.(7-48):

$$\alpha k'_x = a Re^m (1 + \theta)^{1/3}$$

Neste caso utilizou-se o número de Reynolds baseado no diâmetro hidráulico:

$$Re = \frac{Q \cdot D_e}{(1-p) \cdot A_f \cdot \nu} \quad (7-49)$$

Para isto, executamos uma simulação completa do oxigenador para obter a condição do sangue de saída. Na primeira etapa do processo de calibração, o valor de  $a$  e  $m$  são estimativas iniciais. Caso as efetividades obtidas de  $O_2$  e  $CO_2$  sejam diferentes dos valores medidos, calculamos um novo valor de  $k'_{x_{O_2}}$  e  $k'_{x_{CO_2}}$ , através de:

$$\text{Se } Ef_{calc} > Ef_{exp} \text{ então } a \leftarrow 0,9a \text{ caso contrário } a \leftarrow 1,1a$$

Os valores obtidos para  $Ef_{calc}$  e  $a$  são armazenados num vetor de tal forma que após a segunda iterada o novo valor de  $a$  é obtido por:

$$a = \frac{a[i] - a[i-1]}{Ef_{calc}[i] - Ef_{calc}[i-1]} (Ef_{exp} - Ef_{calc}[i]) + a[i] \quad (7-50)$$

Este processo foi repetido até que:

$$\frac{Ef_{calc} - Ef_{exp}}{Ef_{exp}} < 0,001 \quad (7-51)$$

simultaneamente para o transporte de O<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub>. Os valores locais de  $\theta$  são somados a cada passo de integração para que após a integração completa do feixe de fibras possamos obter um valor médio de  $\theta$ .

A simulação numérica foi realizada num computador Dell com microprocessador Intel Pentium III, 750 Mhz, 128 MB RAM. O tempo para a simulação completa do feixe de fibras foi de 1 min 54 s para o oxigenador protótipo e 1 min 00 s para o oxigenador Biocor. O passo de integração para o oxigenador protótipo foi de 0,0002 m e o passo para o oxigenador Biocor foi de 0,0001 m. Como critério para ajuste do passo de integração considerou-se suficiente um passo tal que a diferença entre a taxa volumétrica de CO<sub>2</sub> obtida através de um balanço de massa global no gás ou no sangue diferissem em no máximo 1%. A simulação do oxigenador protótipo envolveu o cálculo do transporte de massa em 101760 elementos de volume enquanto no Biocor utilizamos 67580 elementos. A convergência do processo de calibração envolveu em média 6 iterações. Um aspecto interessante do processo calibração é que o simulador fornece o valor máximo da efetividade de transporte de CO<sub>2</sub> que pode ser obtida. Desta forma, por exemplo, para o oxigenador protótipo não foi possível atingir o valor de  $Ef_{CO_2} = 1,030$  obtido experimentalmente para a vazão de 6,0 L/min. No caso, o simulador forneceu convergência para um valor máximo de 1,020. De fato, este valor experimental foi maior que os valores obtidos para a vazão de 2,0 e 4,0 L/min, que foram iguais a 1,020, sugerindo o valor obtido para a vazão de 6,0 L/min apresentar um erro para mais.

Os valores obtidos para  $\alpha k'_x$  são apresentados num gráfico bilogarítmico de  $\alpha k'_x / (1+\theta)^{1/3}$  versus Re e por regressão linear obteve-se os valores de  $a$  e da potência de Re (figuras 7.8 a 7.11). Uma análise dos valores relativos dos dois termos da eq.(7-48) mostrou que o valor do primeiro termo é desprezível em relação ao segundo termo, tanto para o transporte de O<sub>2</sub> como de CO<sub>2</sub>, como pode ser visto na tabela 7-4.

Desta forma, como uma simplificação adicional, consideramos os valores obtidos para  $\alpha k'_x$  como representativos para o coeficiente global de transporte de massa. Desta forma, os gráficos e tabelas abaixo são apresentados em termos dos

coeficientes globais de transporte de massa.

Com o ajuste de potência obtido, executou-se, novamente, a simulação do transporte ao longo do oxigenador para cada condição operacional, de forma a obter os valores de  $Ef_{O_2}$  e  $\dot{V}_{CO_2}$  com o modelo calibrado. Estes valores calculados são apresentados, a seguir, em comparação com os valores medidos (figuras 7.12 e 7.13, respectivamente). Também apresentamos os valores de  $pH$ ,  $P_{CO_2}$  e  $P_{O_2}$  obtidos com o modelo calibrado (figuras 7.14 a 7.16). Os resultados numéricos foram comparados com os resultados experimentais e o modelo numérico foi considerado preciso, se os resultados numéricos estiverem dentro do intervalo de confiança de 95%.

Frente aos resultados obtidos, observamos que os valores experimentais apresentaram ótima correlação para um ajuste de potência, para ambos os oxigenadores e tanto para o  $O_2$  e para o  $CO_2$ . Este ajuste de potência foi melhor para o oxigenador protótipo, com  $r^2=0,998$ , para ambos os gases. Já para o oxigenador Biocor, tivemos  $r^2=0,95$  e  $r^2=0,96$  para  $O_2$  e  $CO_2$ , respectivamente. Os valores de  $Ef_{O_2}$  e  $\dot{V}_{CO_2}$  calculados com o modelo obtido, ficaram dentro do intervalo de confiança dos valores experimentais, embora para o oxigenador Biocor, nas vazões de 4,0 e 6,0 L/min, estes tenham ficado no limite do intervalo. Os valores de  $pH$  e  $P_{CO_2}$  calculados reproduzem, com perfeição, os valores medidos experimentalmente. Já os valores de  $P_{O_2}$  calculados apresentam uma dispersão maior que os anteriores.

Tabela 7-4 Valores dos termos da eq.(7-48) em relação ao valor de  $1/K$ .

$x^*$	$z^*$	$\frac{\text{Termo 1}}{1/K_{O_2}}$	$\frac{\text{Termo 2}}{1/K_{O_2}}$	$\frac{\text{Termo 1}}{1/K_{CO_2}}$	$\frac{\text{Termo 2}}{1/K_{CO_2}}$
0,005	0,000	0,00002	0,99998	0,00229	0,99771
0,005	1,000	0,00003	0,99997	0,00226	0,99774
1,000	0,000	0,00001	0,99999	0,00347	0,99653
1,000	1,000	0,00001	0,99999	0,00226	0,99774

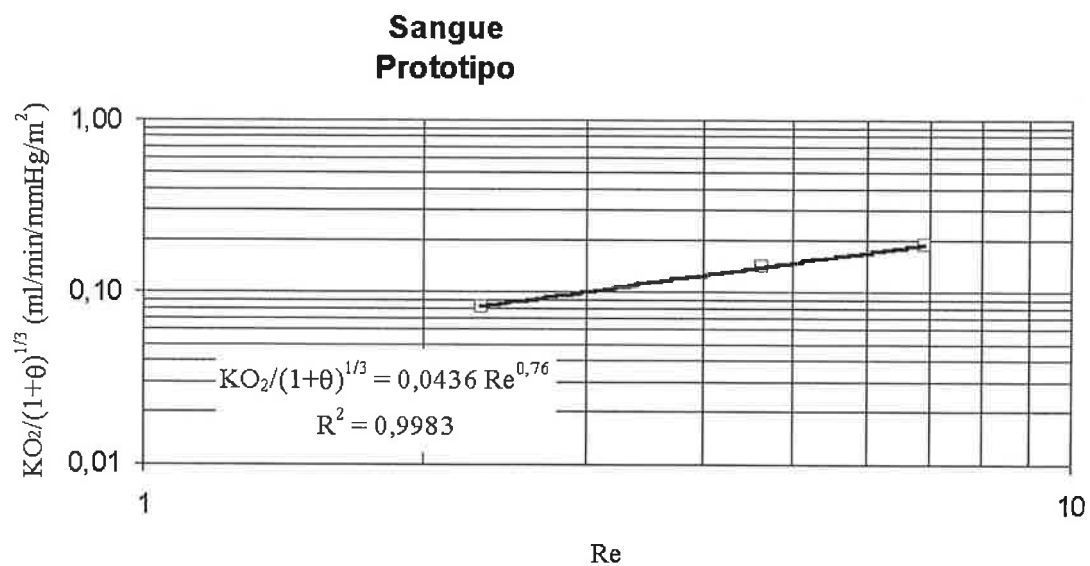


Figura 7-8 Transporte de oxigênio em sangue – oxigenador protótipo.

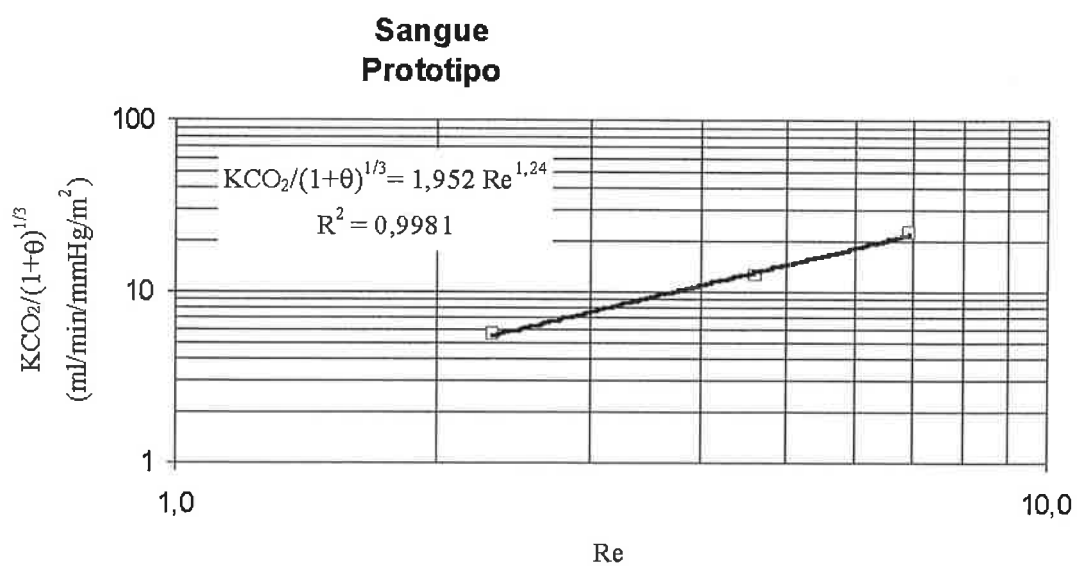


Figura 7-9 Transporte de CO<sub>2</sub> em sangue – oxigenador protótipo.

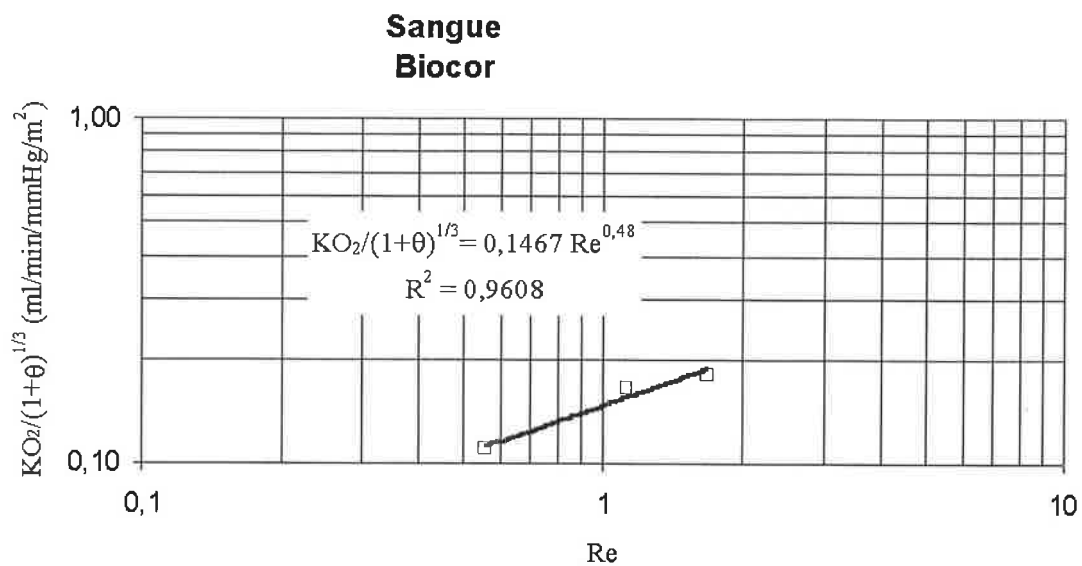


Figura 7-10 Transporte de oxigênio em sangue – oxigenador Biocor.

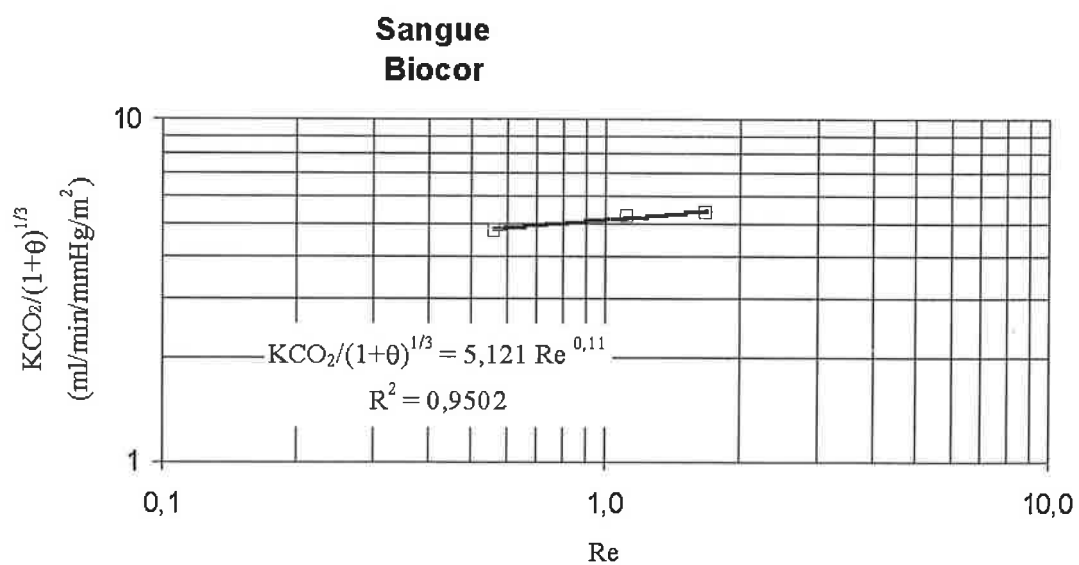


Figura 7-11 Transporte de CO<sub>2</sub> em sangue – oxigenador Biocor.

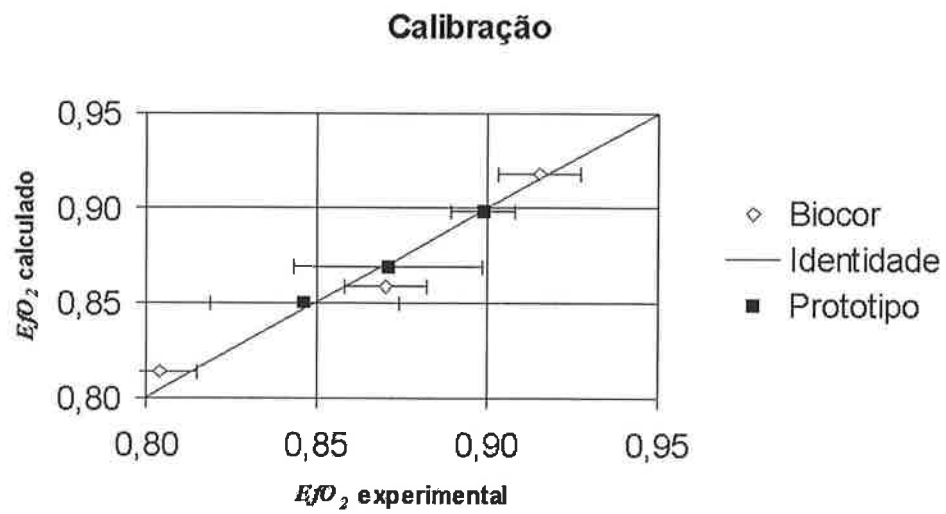


Figura 7-12  $Ej_{O_2}$  calculado com o modelo calibrado versus  $Ej_{O_2}$  experimental.

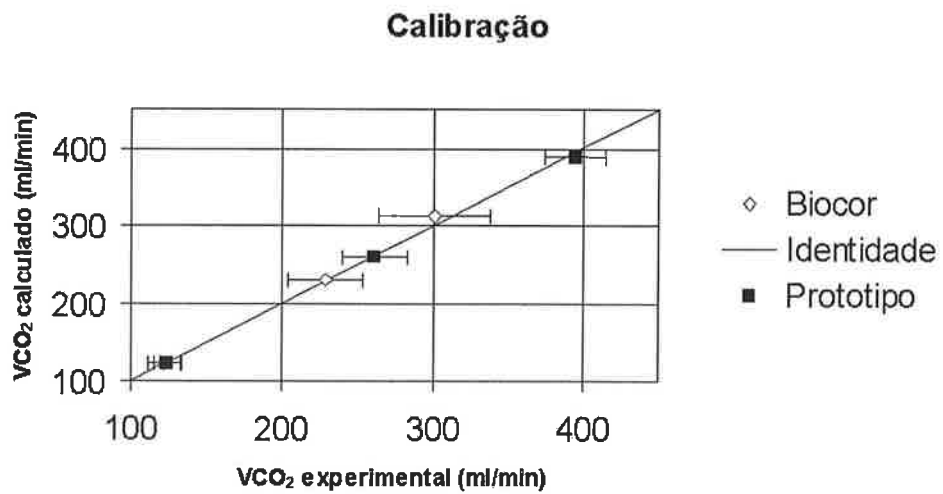


Figura 7-13  $\dot{V}_{CO_2}$  calculado com o modelo calibrado versus  $\dot{V}_{CO_2}$  experimental.



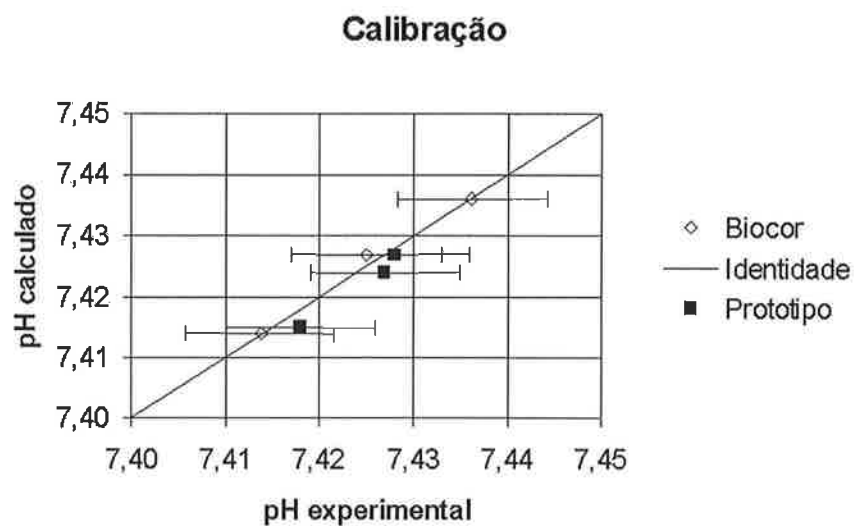


Figura 7-14 pH calculado com o modelo calibrado versus pH medido.

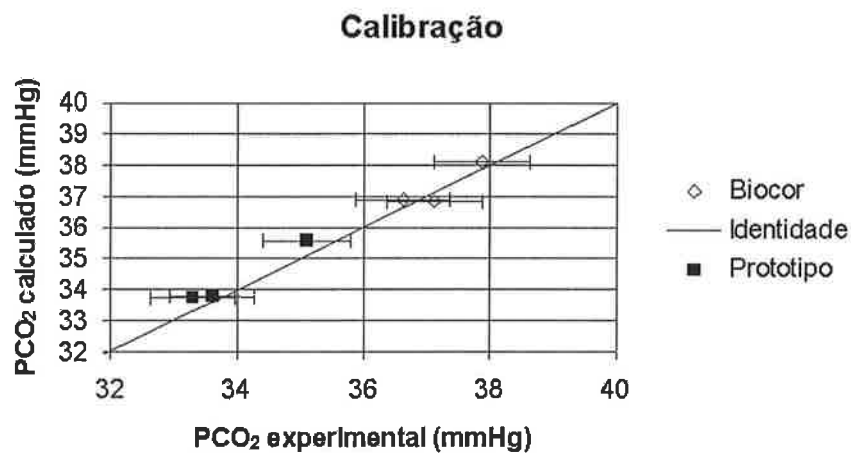


Figura 7-15  $P_{CO_2}$  calculado com o modelo calibrado versus  $P_{CO_2}$  medido.

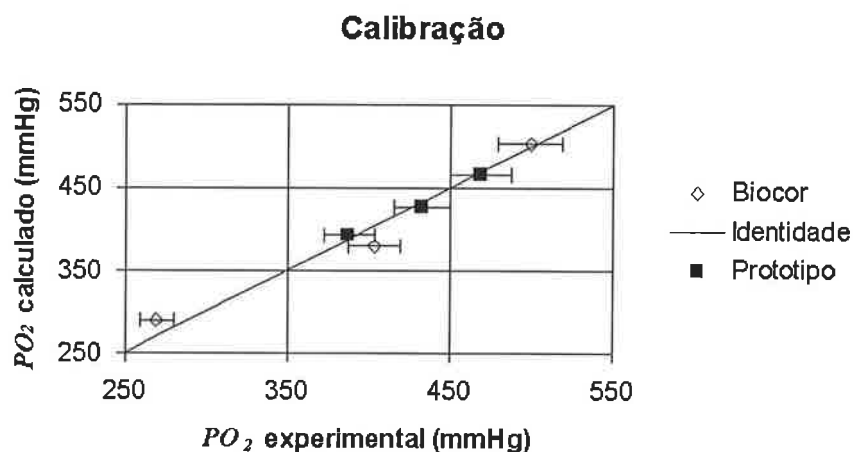


Figura 7-16  $P_{O_2}$  calculado com o modelo calibrado versus  $P_{O_2}$  medido.

Na tabela 7-5, é apresentado um resumo dos valores obtidos para  $K$  e número de Sherwood para cada gás em cada oxigenador.

Tabela 7-5 -  $K$  e  $Sh$  para os oxigenadores Protótipo e Biocor nos testes com sangue.

Oxigenador:	Prototipo	Biocor	
$K_{O_2}$	$0,0040 Re^{0,76} Sc^{0,33} (1 + \theta)^{0,33}$	$0,013 Re^{0,47} Sc^{0,33} (1 + \theta)^{0,33}$	ml/min/ mmHg/ m <sup>2</sup>
$Sh_{O_2}$	$0,449 Re^{0,76} Sc^{0,33} (1 + \theta)^{0,33}$	$0,751 Re^{0,47} Sc^{0,33} (1 + \theta)^{0,33}$	
$K_{CO_2}$	$0,168 Re^{1,24} Sc^{0,33} (1 + \theta)^{0,33}$	$0,441 Re^{0,11} Sc^{0,33} (1 + \theta)^{0,33}$	ml/min/ mmHg/ m <sup>2</sup>
$Sh_{CO_2}$	$1,034 Re^{1,24} Sc^{0,33} (1 + \theta)^{0,33}$	$1,343 Re^{0,11} Sc^{0,33} (1 + \theta)^{0,33}$	

## 7.6 Simulação para Uma Condição de Entrada de Sangue Normalizada

Com o modelo calibrado, podemos agora simular cada oxigenador para uma entrada de sangue normalizada. Esta análise tem a vantagem de facilitar a comparação do desempenho dos oxigenadores, uma vez que eles partem de uma mesma condição inicial. Os valores de entrada, normalizados, são apresentados na tabela abaixo:

Tabela 7-6: Valores de entrada normalizados

Parâmetro	Valor	Unid.
$FiO_2$ :	1,00	
Sangue:	Bovino	
$Q_g/Q_s$ :	1,00	
$T_{se}$ :	37	°C
$T_{ge}$ :	21	°C
$Hb$ :	12	g/dL
$pH$ :	7,368	
$P_{CO_2}$ :	45	mmHg
$P_{O_2}$ :	37,1	mmHg
$S_{O_2}$ :	0,65	
$C_{HCO_3^-}$ :	26	mMol/L
$BE$ :	0	

Os dados foram obtidos para as vazões de sangue igual a 2,0 , 4,0 e 6,0 L/min. Na tabela abaixo, são apresentados os resultados para as efetividades e taxas volumétricas em ambos os oxigenadores.

Tabela 7-7 Valores de efetividade e taxa volumétrica para uma entrada de sangue normalizada.  $Q_s$  em L/min e taxas volumétricas em ml/min.

	$Q_s$	Protótipo	Biocor
$Ef_{O_2}$	2,0	0,904	0,921
	4,0	0,877	0,863
	6,0	0,859	0,818
$Ef_{CO_2}$	2,0	1,029	1,006
	4,0	1,032	0,919
	6,0	1,032	0,835
$\dot{V}_{O_2}$	2,0	138	141
	4,0	268	264
	6,0	394	375
$\dot{V}_{CO_2}$	2,0	120	119
	4,0	242	217
	6,0	363	296

É interessante observar que na condição de entrada normalizada, os valores de taxa volumétrica de oxigênio mostram relação direta com a efetividade. Desta forma, para uma condição de entrada normalizada, a análise do desempenho do oxigenador pode ser feita tanto através da taxa volumétrica quanto pela efetividade.

A seguir, apresentamos uma análise de como variam no interior do oxigenador os valores de  $pH$ ,  $P_{CO_2}$  e  $P_{O_2}$ .

Apresentamos também uma explicação da viabilidade fenomenológica da efetividade no oxigenador protótipo ser maior do que 1,0. Desta forma, valores locais  $pH$ ,  $P_{CO_2}$  e  $P_{O_2}$  são apresentados em função das coordenadas de posição adimensionais  $x^*$  e  $z^*$ . Por ser a condição de vazão igual a 6,0 L/min o pior caso, apresentamos apenas os gráficos referentes a esta condição e relatamos valores obtidos para as outras vazões conforme o interesse.

Na figura 7.17, temos a distribuição do  $pH$  ao longo do oxigenador protótipo. Neste gráfico, o eixo das abcissas corresponde à coordenada  $x^*$  e cada curva apresentada, aos valores de  $pH$  com  $z^*$  fixo. Notamos um aumento do  $pH$  na direção do escoamento e que esse aumento é maior na região correspondente ao terço inicial de escoamento de gás ( $z^* < 0,335$ ). Isto se deve ao grande transporte de  $CO_2$  que ocorre no início da fibra, devido ao maior gradiente de transporte neste local. Conforme o gás progride ao longo da fibra, este vai ficando saturado de  $CO_2$ , conseqüentemente a taxa de remoção de  $CO_2$  diminui e o sangue nesse local tende a sofrer uma menor variação do  $pH$ .

Nas vazões de 2,0 e 4,0 L/min, um gráfico semelhante é obtido, sendo que o valor máximo de  $pH$  é 7,802 e 7,697, respectivamente, para  $z^*=0,002$  e  $x^*=1,0$ .

Na figura 7.18, apresentamos a distribuição da  $P_{O_2}$  e na figura 7.19, a distribuição da  $S_{O_2}$ . Conforme o esperado, a  $P_{O_2}$  aumenta com  $x^*$ , porém, é interessante notar a pequena variação na direção  $z^*$ , para  $z^* > 0,169$ . Além disso,

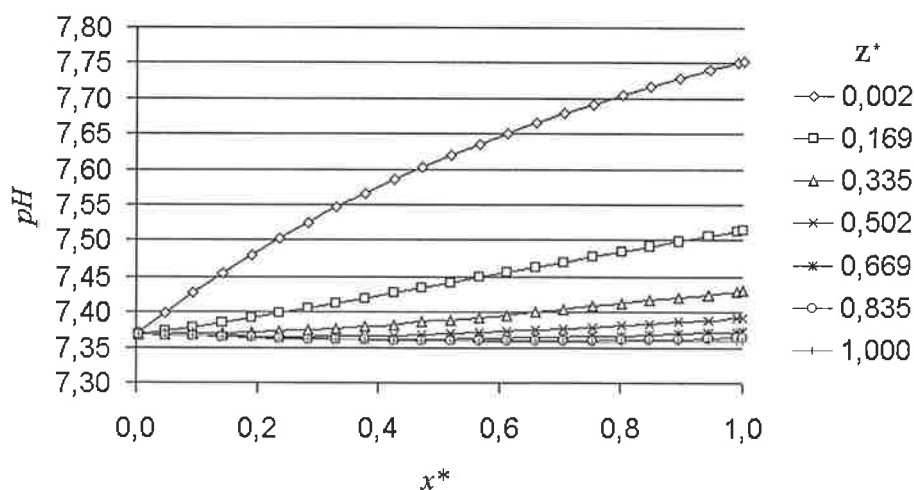


Figura 7-17:  $pH$  em função da posição no oxigenador protótipo, para  $Q_s=6,0$  L/min.

notamos, a grosso modo, que a  $P_{O_2}$  aumenta de forma exponencial até uma  $P_{O_2}$  ao redor de 150 mmHg, quando, então, temos um incremento na taxa de aumento e esta passa a ser linear. Esta curva de aumento na  $P_{O_2}$  é facilmente compreendida com a ajuda do gráfico da variação da saturação da oxihemoglobina. A  $P_{O_2}$  de 150 mmHg é atingida com  $x^* \approx 0,613$ , e no gráfico da  $S_{O_2}$ , vemos que nesse ponto a saturação do sangue é igual a 0,985. Uma vez que a hemoglobina está praticamente saturada de oxigênio, o acréscimo de  $O_2$  no sangue, acontece, principalmente às custas da componente dissolvida e daí a variação linear que se observa na  $P_{O_2}$ .

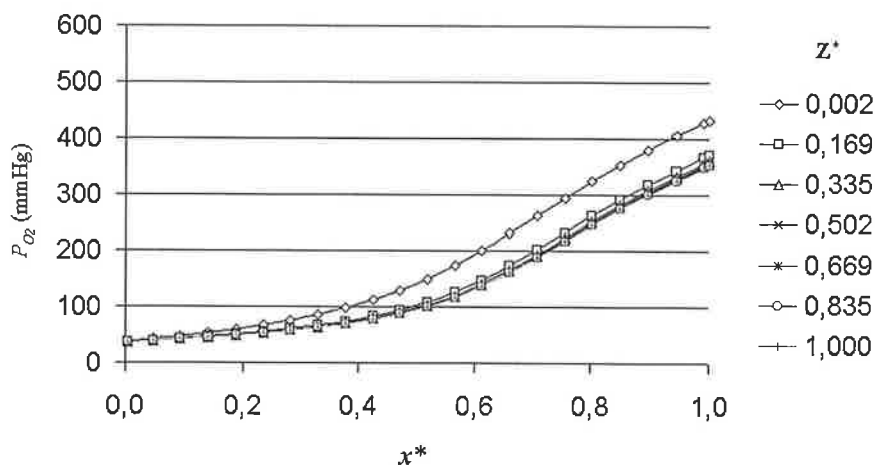


Figura 7-18 Distribuição da pressão parcial de oxigênio no oxigenador protótipo para  $Q_s=6,0$  L/min.

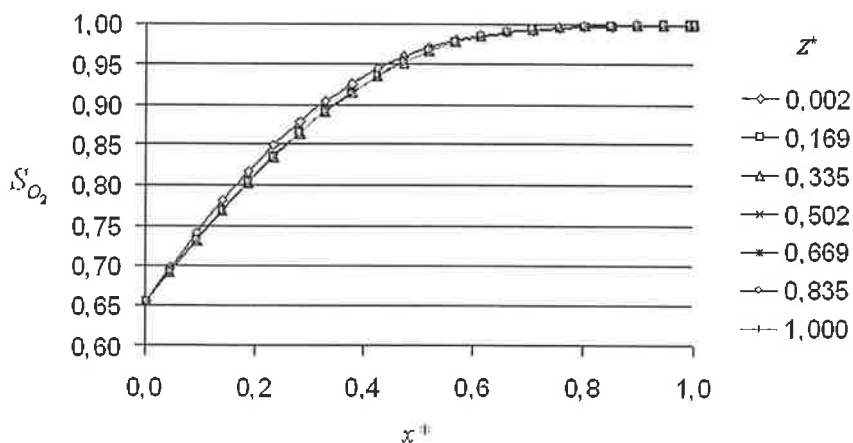


Figura 7-19 Distribuição da saturação da oxihemoglobina no oxigenador protótipo para  $Q_s=6,0$  L/min.

A figura 7.18 possui ainda um importante aspecto prático, pois pode ser usada para uma primeira estimativa para a adequação da área de membrana para uma condição de saída especificada. Desta forma, se consideramos, por exemplo, suficiente uma  $P_{O_2}$  igual a 200 mmHg, então, notamos esta condição ser satisfeita para  $x^*=0,7$ , o que corresponde a uma área de troca de 1,62 m<sup>2</sup>.

Com a ajuda da figura 7.19, temos, para  $x^*=0,7$ ,  $S_{O_2}=0,994$ . A seguir, apresentamos os resultados referentes à distribuição de CO<sub>2</sub> ao longo do oxigenador. Diferentemente dos gráficos anteriores, importantes variações são observadas nas duas direções, e será possível compreender como a  $P_{CO_2}$  no gás que sai do oxigenador, pode ser maior que a  $P_{CO_2}$  no sangue que entra no oxigenador.

Na figura 7.20, temos a distribuição da  $P_{CO_2}$  no sangue em função de  $x^*$  e  $z^*$ . Neste gráfico, o eixo das abcissas corresponde à direção  $z^*$ . Desta forma, estamos olhando a distribuição no sangue, mas na direção do escoamento de gás. Num primeiro momento, notamos que a  $P_{CO_2}$  no sangue aumenta até certo valor de  $z^*$ , até atingir um valor máximo e que este valor máximo pode ocorrer com  $z^* \ll 1,0$ , conforme as curvas com  $x^*=0,005$  e  $x^*=0,236$ . Uma segunda observação é que o menor valor de  $z^*$  correspondente a esse valor máximo, aumenta com  $x^*$ . Uma terceira observação é que o valor máximo observado aumenta com  $x^*$ .

Para compreender o porque destas variações, iniciamos a nossa análise

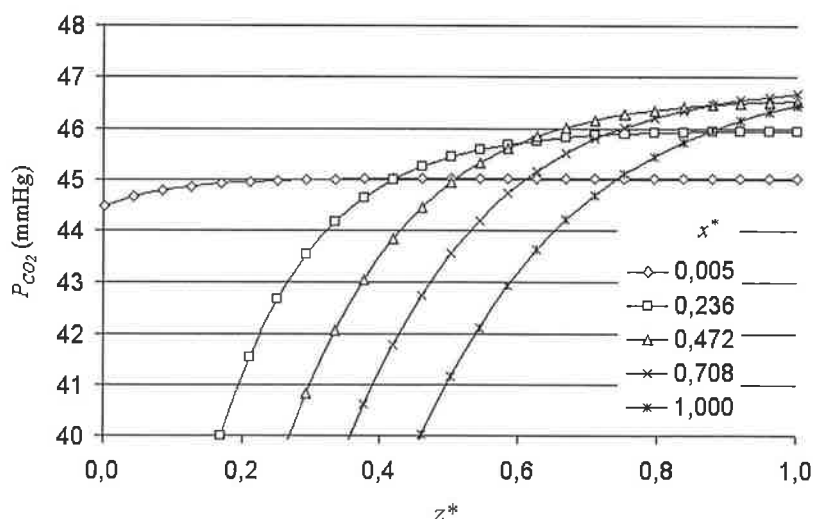


Figura 7-20 Distribuição da pressão parcial de gás carbônico no oxigenador protótipo para  $Q_s=6,0$  L/min.

observando o transporte de  $\text{CO}_2$  ao longo da passada do sangue na 1ª. fileira de fibras. Neste caso, temos que a posição  $x^*=0,005$  corresponde ao espaço entre a primeira e a segunda fileira de fibras, ou seja, contém o sangue que trocou  $\text{CO}_2$  com o gás da primeira fileira de fibras e corresponde à entrada de sangue para a segunda fileira de fibras. Na figura 7.21, apresentamos os valores de  $P_{\text{CO}_2}$  antes e após a passagem do sangue na 1ª. fileira de fibras, juntamente com o valor da  $P_{\text{CO}_2}$  no gás. Aqui, fica evidente que a  $P_{\text{CO}_2}$  no sangue que realizou troca de massa com a fibra atinge o valor de entrada com  $z^*=0,335$ . Nesta posição, observamos que a  $P_{\text{CO}_2}$  diminui no sangue até atingirmos  $z^*=0,335$ . Numa primeira análise, poderíamos interpretar esse fato supondo que, nesta posição  $z^*$ , o gás que escoava no interior da fibra ficou saturado de  $\text{CO}_2$ , isto é, o valor da  $P_{\text{CO}_2}$  no gás atingiu o valor no sangue. Isto seria verdade se não existisse o efeito Bohr-Haldane. De fato, analisando um pouco mais a figura 7.21, notamos que a  $P_{\text{CO}_2}$  no gás, é nesta posição menor que a  $P_{\text{CO}_2}$  na entrada e portanto, esta não variação na  $P_{\text{CO}_2}$  do sangue não se deve a termos atingido o equilíbrio entre sangue e gás, mas sim, deve-se à oxigenação do sangue, o que faz com que para um mesmo conteúdo de  $\text{CO}_2$  no sangue, a  $P_{\text{CO}_2}$  de equilíbrio seja maior.

De fato, na figura 7.22, observamos que para  $z^*=0,335$  o conteúdo de  $\text{CO}_2$  no sangue diminui, o que significa ter havido transporte de  $\text{CO}_2$  para o interior da fibra, e este dado confirma que a não variação da  $P_{\text{CO}_2}$  deveu-se ao efeito Bohr-Haldane,

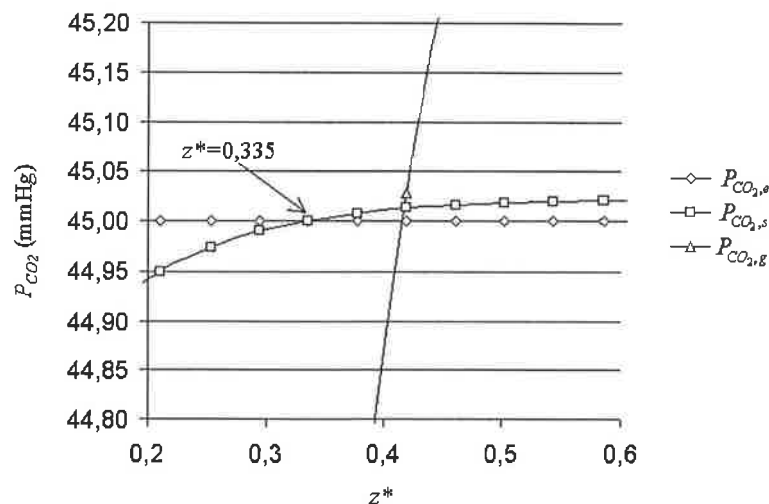


Figura 7-21 Pressão parcial de  $\text{CO}_2$  ao longo da 1ª. fileira de fibras, no sangue e no gás.



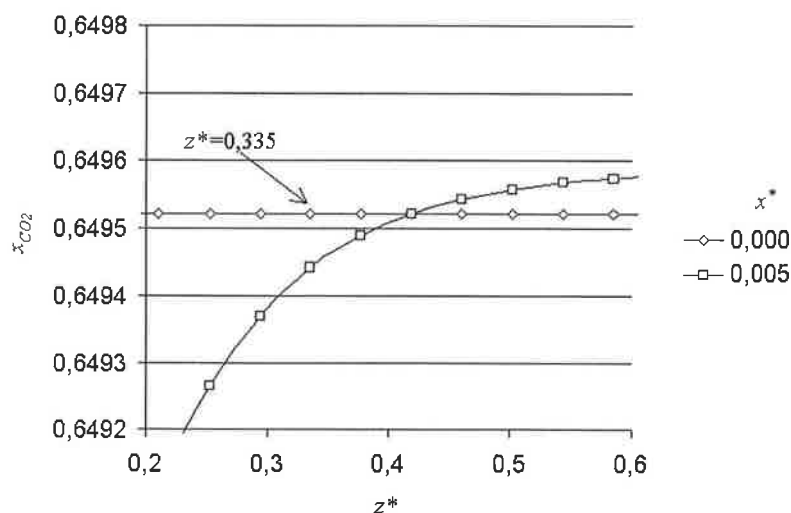


Figura 7-22 Fração volumétrica de CO<sub>2</sub> no sangue, na entrada e na saída da 1<sup>a</sup>. fileira de fibras.

isto é, houve uma diminuição da  $P_{CO_2}$ , mas devido à oxigenação do sangue, a  $P_{CO_2}$  de equilíbrio aumenta e neste ponto coincide com os valores de entrada. Este dado mostra como o modelo reproduz o efeito Bohr-Haldane. A figura 7.22 fornece outro dado interessante: o conteúdo de CO<sub>2</sub> não sofre variação para  $z^* = 0,400$ . Isto significa que neste local não houve remoção de CO<sub>2</sub> do sangue para o gás. Voltando para a figura 7.21, notamos que, neste ponto, a  $P_{CO_2}$  no gás, é agora sim, praticamente idêntica à  $P_{CO_2}$  no sangue de entrada, o que confirma este fato. Além disso, é interessante notar que devido ao efeito Bohr-Haldane e pela ausência de remoção de CO<sub>2</sub>, a  $P_{CO_2}$  no sangue de saída é maior que no sangue de entrada. Para  $z^* > 0,400$ , notamos que o conteúdo no sangue de saída é sempre maior que no sangue de entrada, mostrando que passa a ocorrer um transporte de CO<sub>2</sub> na direção contrária, ou seja, do gás para o sangue. Uma observação adicional na figura 7.21, é que a  $P_{CO_2}$  no gás aumenta, mesmo com a ocorrência desse transporte reverso de CO<sub>2</sub> para o sangue. A explicação para isto é o grande transporte de O<sub>2</sub> do gás para o sangue. Como a quantidade de O<sub>2</sub> que é transportada para o sangue é várias vezes maior que a de CO<sub>2</sub> que retorna para o sangue, o gás passa a ficar mais concentrado em CO<sub>2</sub>, o que faz com que a  $P_{CO_2}$  no gás fique maior que no sangue. Nesta simulação, na 1<sup>a</sup>. fileira de fibras, a  $P_{CO_2}$  no gás aumenta até atingir o valor de 45,8 mmHg. Na figura 7.23, apresentamos a variação de conteúdo de O<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub> no sangue devido à troca de O<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub> na 1<sup>a</sup>. fileira de fibras, onde notamos que o transporte de O<sub>2</sub> é várias vezes maior que o transporte de CO<sub>2</sub>, o que explica a manutenção de uma  $P_{CO_2}$  no gás maior que no sangue.

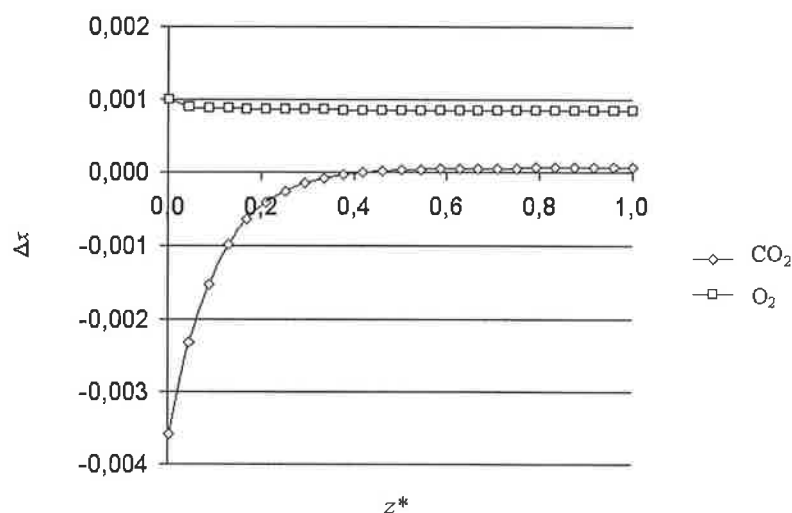


Figura 7-23 Variação no conteúdo de  $O_2$  e  $CO_2$  no sangue, antes e após a 1ª. fileira de fibras.

Este gráfico mostra que parte do  $CO_2$  removido do sangue, antes de  $z^*=0,4$ , é devolvido, na medida que o gás escoa em direção ao final da fibra. Este transporte reverso de  $CO_2$ , faz que na próxima fileira de fibras, a  $P_{CO_2}$  de equilíbrio no gás seja um pouco maior, e um pouco mais à direita, e assim sucessivamente a cada fileira de fibras, conforme observado na figura 7.20. Na última fileira de fibras, nesta simulação, obtemos  $P_{CO_2}$  na saída de gás igual a 46,44 mmHg. Além disso, notamos que a  $P_{CO_2}$  na saída de gás aumenta com  $x^*$ , e atinge um valor máximo antes de atingirmos  $x^*=1,0$ . Este efeito mostra como a  $P_{CO_2}$  no gás, na saída do oxigenador, pode ser maior que a  $P_{CO_2}$  no sangue de entrada e explica o resultado experimental no oxigenador protótipo, quando medimos efetividade maior do que a unidade. Desta forma, podemos concluir que o resultado experimental obtido deveu-se a dois fatores: o efeito Bohr-Haldane, e ao maior transporte local de  $O_2$  fazendo que o gás fique concentrado em  $CO_2$ . Confirmando este resultado, apresentamos, na figura 7.24, o transporte de  $O_2$  e  $CO_2$  na última fileira de fibras. Aqui, observamos que o transporte de  $O_2$  na última fileira é dez vezes menor que o transporte de  $O_2$  na 1ª. fileira de fibras, e neste caso, não ocorre o efeito concentrador de  $CO_2$  no gás e o transporte de  $CO_2$  é sempre negativo (do sangue para o gás).

A seguir, apresentamos a distribuição calculada de  $pH$ ,  $P_{CO_2}$  e  $P_{O_2}$  para o oxigenador Biocor. De forma análoga ao oxigenador protótipo, utilizamos os valores de entrada normalizados apresentados na tabela 7-6.

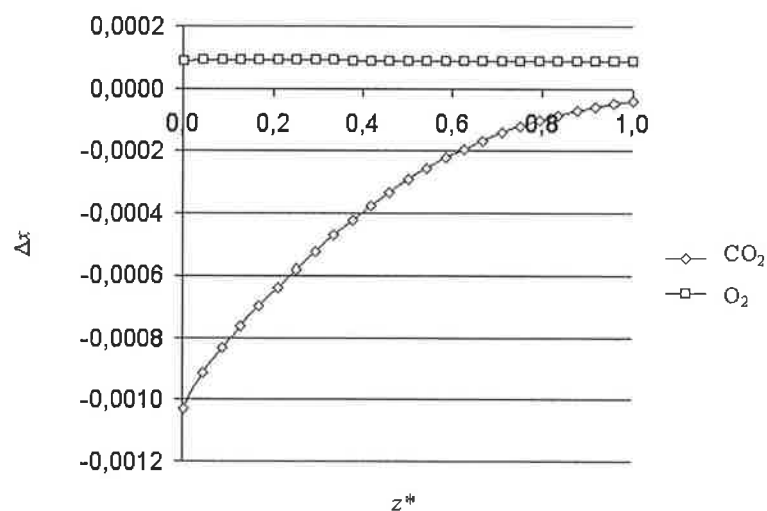


Figura 7-24 Variação no conteúdo de  $O_2$  e  $CO_2$  no sangue, antes e após a última fileira de fibras.

Na figura 7.25, temos a distribuição de  $pH$  em função de  $x^*$  para alguns valores de  $z^*$ , na vazão de sangue igual a 6,0 L/min.

Este gráfico é muito parecido com o obtido para o oxigenador protótipo, sendo que para o Biocor, o valor máximo de  $pH$  ficou ao redor de 7,483. Nas vazões de sangue de 2,0 e 4,0 L/min, este valor foi, respectivamente, 7,624 e 7,526.

Na figura 7.26, temos a distribuição da pressão parcial de  $O_2$  no sangue. De

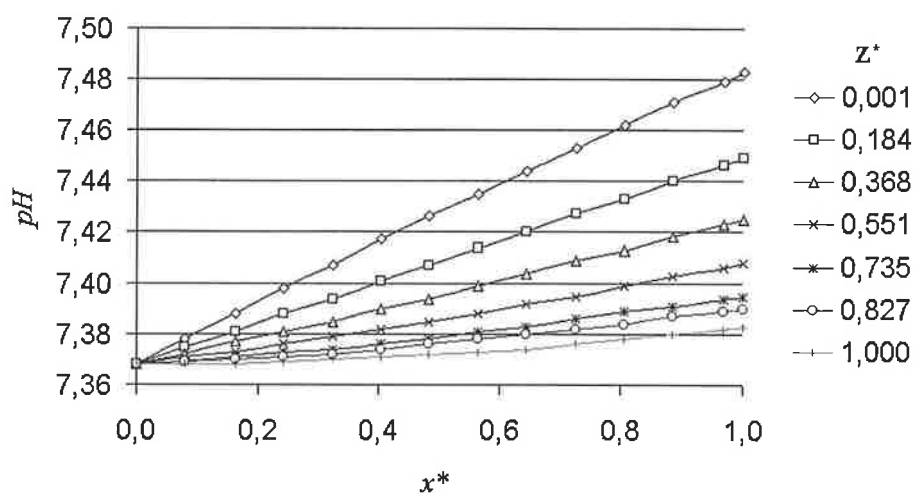


Figura 7-25 Distribuição de  $pH$  no oxigenador Biocor com  $Q_s=6,0$  L/min.

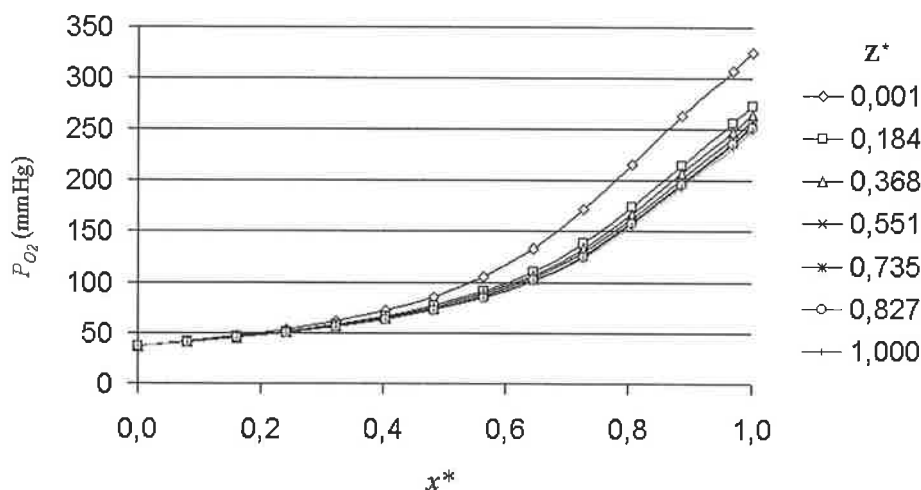


Figura 7-26 Distribuição da pressão parcial de  $O_2$  no sangue no oxigenador Biocor.

forma análoga ao protótipo, a variação da  $P_{O_2}$  na direção  $z^*$  é pequena, especialmente para  $z^* > 0,184$ . Este gráfico tem uma importância adicional. Podemos utilizá-lo como critério de comparação para definir a área de troca do oxigenador protótipo, uma vez que o oxigenador Biocor é um oxigenador já em uso clínico. Neste caso para termos o mesmo desempenho, ou seja,  $P_{O_2}$  ao redor de 250 mmHg, escolhemos, na figura 7.18,  $z^* = 0,8$ , o que fornece uma área de troca de  $1,86 \text{ m}^2$  para o oxigenador protótipo.

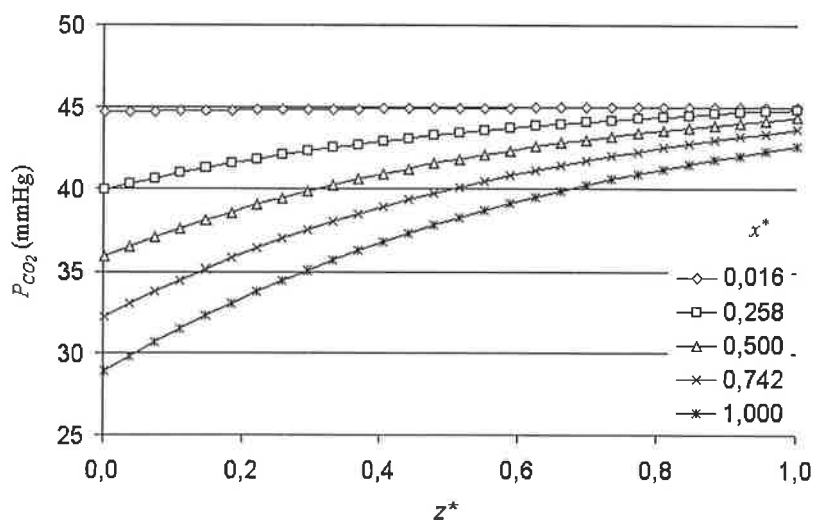


Figura 7-27 Distribuição da pressão parcial de  $CO_2$  no sangue e no oxigenador Biocor, para  $Q_s = 6,0 \text{ L/min}$ .

Na figura 7.27 apresentamos a distribuição da  $P_{CO_2}$  na vazão de 6,0 L/min. Este resultado é bem diferente do obtido para o oxigenador protótipo, e isto deve-se ao fato de no oxigenador Biocor, o transporte de  $CO_2$  ocorrer com menores valores de efetividade, de tal forma que a  $P_{CO_2}$  no gás, ficou sempre abaixo do valor no sangue.

### 7.7 Simulação de Uma Circulação Extracorpórea

No item anterior, pudemos comparar os oxigenadores frente a uma mesma condição de entrada. Nesta etapa, queremos comparar os oxigenadores frente a uma mesma condição de transporte de oxigênio e gás carbônico. Podemos dizer que queremos comparar os oxigenadores frente a uma mesma condição de saída. Neste caso, o nosso problema envolve um cálculo iterativo, pois devemos buscar a condição de entrada que fornece um transporte determinado.

As circulações extracorpóreas de adultos compreendem a faixa de vazão de sangue de 2 a 6 l/min, e normalmente escolhe-se como temperatura de hipotermia as temperaturas 28 ou 32°C. A concentração de hemoglobina, devido a hemodiluição, normalmente, situa-se entre 8 e 12 g/dl. É evidente que a simulação de todas as combinações possíveis destes três parâmetros envolve um grande número de casos, porém, podemos escolher a condição que corresponde ao pior caso. Neste caso, escolhemos a vazão de 6,0 L/min com  $Hb= 12$  g/dl. E executamos uma simulação para cada temperatura, ou seja, a 28, 32 e 37 °C.

Para esta simulação devemos, inicialmente, calcular o consumo de  $O_2$  de um paciente cuja vazão de sangue na CEC seja de 6,0 L/min. Na CEC, a vazão de sangue corresponde a 2,3 L/min/m<sup>2</sup> de superfície corpórea, conforme a rotina do serviço de perfusão do Instituto do Coração do HCFMUSP. Desta forma, temos:

$$SC = \frac{6,0}{2,3} = 2,61 \text{ m}^2 \quad (7-52)$$

O metabolismo basal varia em função da idade e sexo, e conforme Dubois apud Brobeck (1980), temos que, para a idade de 20 a 40 anos e sexo masculino, o metabolismo basal é de 39,5 kcal/h/m<sup>2</sup>. Desta forma, obtemos o seguinte metabolismo basal:

$$MR = 39,5 \times 2,61 = 103,04 \text{ kcal/h} \quad (7-53)$$

O consumo de oxigênio pode ser obtido conhecendo-se o valor calórico do oxigênio. Este valor depende de  $QR$ . Supondo  $QR = 0,82^3$ , o valor calórico do oxigênio é igual a 4,825 kcal/L. Desta forma, o consumo de  $O_2$  a  $37^\circ C$  é de:

$$\dot{V}_{O_2} = \frac{MR}{4,825} = \frac{103,04}{4,825} = 21,35 \text{ L/h} \times \frac{1 \text{ h}}{60 \text{ min}} \times \frac{1000 \text{ ml}}{1 \text{ L}} = 355,9 \text{ ml/min} \quad (7-54)$$

Da própria definição do quociente respiratório, podemos obter a produção de  $CO_2$ :

$$\dot{V}_{CO_2} = -QR \dot{V}_{O_2} \quad (7-55)$$

A variação do metabolismo, com a temperatura, é obtida através da seguinte relação, conforme Shapiro e Stoner (1966):

$$\frac{\dot{V}_{O_2}(T)}{\dot{V}_{O_2}(37^\circ C)} = e^{5344 \left( \frac{1}{310} - \frac{1}{T+273} \right)} \quad (7-56)$$

Desta forma, temos os seguintes valores para  $T=28$  e  $32^\circ C$ :

$$\dot{V}_{O_2}(28) / \dot{V}_{O_2}(37) = 0,597, \dot{V}_{O_2} = 212,5 \text{ ml/min}, \dot{V}_{CO_2} = -174,2 \text{ ml/min}$$

$$\dot{V}_{O_2}(32) / \dot{V}_{O_2}(37) = 0,754, \dot{V}_{O_2} = 268,0 \text{ ml/min}, \dot{V}_{CO_2} = -219,8 \text{ ml/min}$$

Um programa iterativo foi desenvolvido. Inicialmente, corrigimos os valores gasométricos na condição de entrada normalizada, apresentada na tabela 7-6, para a temperatura do paciente. Com este valor de entrada, executamos uma simulação completa do oxigenador para obter a condição do sangue de saída. Caso a taxa volumétrica de  $O_2$  e  $CO_2$  seja diferente dos valores determinados acima para a temperatura, calculamos uma nova condição de entrada, através de:

---

<sup>3</sup> O quociente respiratório ( $QR$ ) corresponde ao volume molar de  $CO_2$  produzido para cada volume molar de  $O_2$  consumido no processo de combustão de carboidratos, proteínas ou lipídeos. Este valor situa-se entre 0,8 e 1,0, dependendo do substrato energético utilizado. Este processo tem como resultado principal a produção de ATP.

$$x_{O_2,v} = x_{O_2,a} - \dot{V}_{O_2} / Q_s \quad (7-57)$$

$$x_{CO_2,v} = x_{CO_2,a} - \dot{V}_{CO_2} / Q_s \quad (7-58)$$

Partindo destes novos conteúdos de  $O_2$  e  $CO_2$ , através do algoritmo apresentado no anexo A, calculamos os novos valores de  $pH$ ,  $P_{CO_2}$  e  $P_{O_2}$ . Uma nova iteração é realizada até que os valores obtidos de  $\dot{V}_{O_2}$  e  $\dot{V}_{CO_2}$  sejam suficientemente próximos aos valores determinados, no caso, uma diferença menor que 0,1%. Este processo iterativo envolveu de 6 a 15 iterações para a convergência.

Dois aspectos adicionais são a correção da viscosidade do sangue e do coeficiente global de transporte. A variação da viscosidade do sangue com a temperatura corresponde a variação da viscosidade do plasma com a temperatura e é fornecida por Barbee (1973) apud Mockros e Leonard (1985). A correção do coeficiente global de transporte parte da definição do número de Sherwood. Desta forma, partindo da definição do número de Sherwood, temos:

$$Sh = \frac{K D_h}{\alpha D_{O_2,s}} \quad (7-59)$$

e aplicando o modelo apresentado no item 7.4:

$$Sh = c Re^m Sc^{1/3} (1 + \theta)^{1/3} \quad (7-60)$$

Igualando as duas equações anteriores e resolvendo para  $K$ , para a condição  $T=T_s$ :

$$K(T_s) = \frac{\alpha(T_s) D_{O_2,s}(T_s)}{D_h} c Re^m Sc(T_s)^{1/3} (1 + \theta)^{1/3} \quad (7-61)$$

Por outro lado, temos que:

$$c = \frac{a(37)}{Sc(37)^{1/3}} \frac{1}{\alpha(37)} \frac{D_h}{D_{O_2,s}(37)} \quad (7-62)$$

onde  $a$  corresponde à constante na equação de correlação, apresentada nas figuras 7.8 a 7.11. Introduzindo a eq.(7-62) na eq.(7-61) e simplificando, obtemos:

$$K(T_s) = a(37^\circ C) \frac{\alpha(T_s)}{\alpha(37^\circ C)} \frac{D_{O_2,s}(T_s)}{D_{O_2,s}(37^\circ C)} \frac{Sc(T_s)^{1/3}}{Sc(37^\circ C)^{1/3}} Re^m (1 + \theta)^{1/3} \quad (7-63)$$

donde temos que:

$$a(T_S) = a(37^\circ C) \frac{\alpha(T_S) D_{O_2,s}(T_S) Sc(T_S)^{1/3}}{\alpha(37^\circ C) D_{O_2,s}(37^\circ C) Sc(37^\circ C)^{1/3}} \quad (7-64)$$

Desta forma, demonstrou-se a correção necessária para obter o modelo de transporte corrigido para a nova temperatura  $T_S$ . Aplicando a relação de Einstein para a correção da difusividade temos:

$$\frac{D_{O_2,s}(T_S)}{D_{O_2,s}(37^\circ C)} = \frac{T_S \mu_{pl}(37^\circ C)}{310 \mu_{pl}(T_S)} \quad (7-65)$$

É interessante observar que a correção do modelo de transporte está baseada na variação relativa de apenas três parâmetros: a temperatura absoluta do sangue, a viscosidade do plasma e o coeficiente de solubilidade.

Um aspecto adicional é que os valores de transporte para cada temperatura podem ser satisfeitos para várias combinações de  $Q_g/Q_s$  ( $RGS$ ) e  $FiO_2$ . Neste caso, definimos uma segunda restrição, queremos determinar para cada temperatura a  $RGS$  e  $FiO_2$  que fazem com que a  $P_{O_2,a}$  seja igual a 200 mmHg e a  $P_{CO_2,a}$  igual a 40 mmHg e forneça os valores de consumo de  $O_2$  e produção de  $CO_2$  determinados para a temperatura. Neste caso, para cada temperatura, simulamos uma série de combinações da  $RGS$  e  $FiO_2$ , cujo resultado é apresentado num diagrama  $P_{O_2} - P_{CO_2}$ . Neste diagrama, podemos, por interpolação, obter a  $FiO_2$  e a  $RGS$  que fornecem os valores de  $P_{O_2,a} = 200$  e  $P_{CO_2,a} = 40$ . Uma observação adicional deste gráfico é que os valores de  $P_{O_2,a}$  correspondem aos valores medidos na temperatura do paciente. Já os valores de  $P_{CO_2,a}$  foram corrigidos para a temperatura de 37 °C, isto é, como se uma amostra do sangue que sai do oxigenador na temperatura  $T_S$  tem seus gases medidos com a temperatura do sangue corrigida para 37 °C. Isto é o que ocorre na prática, uma vez que os aparelhos de gasometria realizam a medição das amostras sempre na temperatura controlada de 37 °C. A seguir, são apresentados os resultados obtidos para cada oxigenador.

Nas figuras 7.28 e 7.29, apresentamos os diagramas  $P_{O_2} - P_{CO_2}$  para ambos os oxigenadores, na temperatura de 28°C. Nos gráficos, as linhas horizontais correspondem a resultados obtidos para a mesma  $RGS$ , porém, variando a  $FiO_2$ . Por sua vez, as linhas de inclinação quase vertical correspondem a resultados obtidos para a mesma  $FiO_2$ , porém variando a  $RGS$ . Estes gráficos mostram como a  $P_{CO_2}$



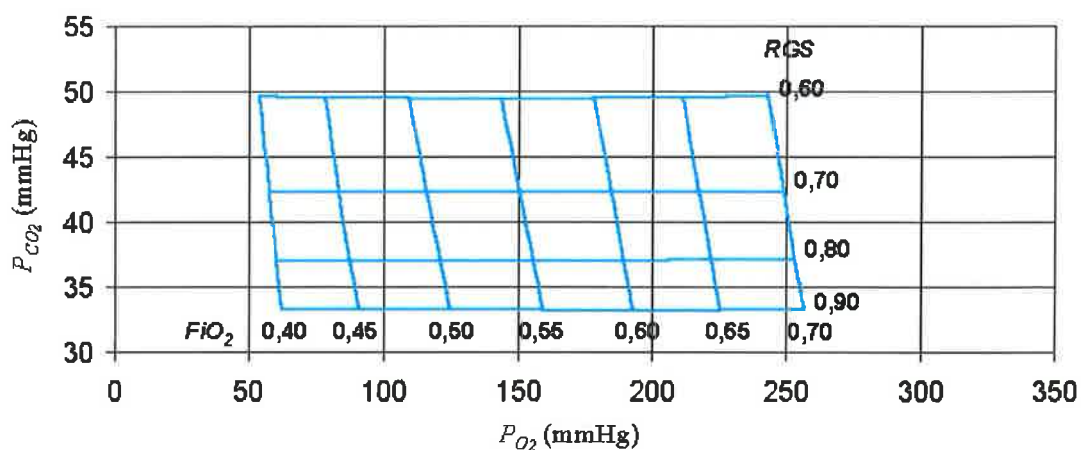


Figura 7-28 Diagrama  $P_{O_2} - P_{CO_2}$  para o oxigenador protótipo na temperatura de  $28^{\circ}\text{C}$ ,  $\text{Hb}=12$  g/dl e  $Q_s=6,0$  L/min.

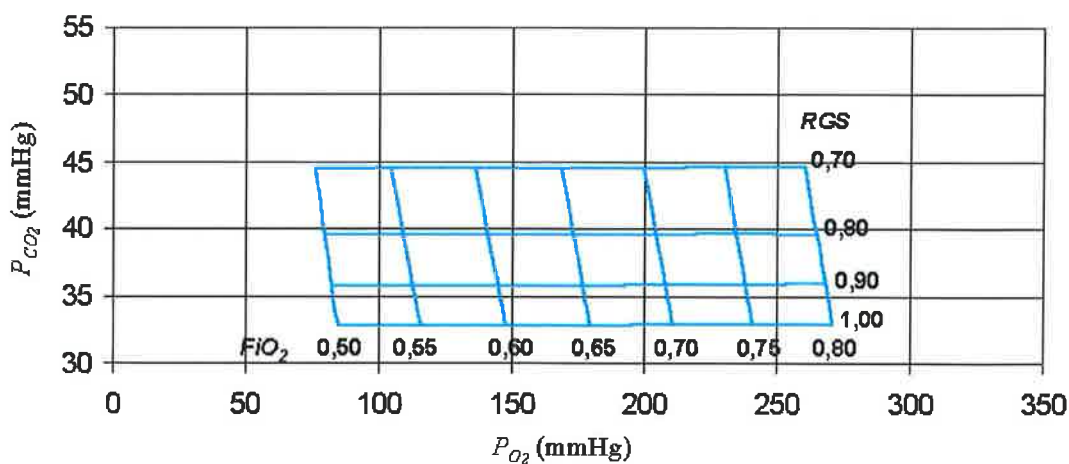


Figura 7-29 Diagrama  $P_{O_2} - P_{CO_2}$  para o oxigenador Biocor na temperatura de  $28^{\circ}\text{C}$ ,  $\text{Hb}=12$  g/dl e  $Q_s=6,0$  L/min.

depende quase que exclusivamente da  $RGS$ , ou seja, da vazão de gás, que na prática médica é denominada de ventilação. Por outro lado, a  $P_{O_2}$  depende quase que exclusivamente da  $FiO_2$ , embora podemos notar que o aumento da ventilação contribui em menor escala para o aumento da  $P_{O_2}$ . Isto porque quanto maior a ventilação, menor a saturação do gás por  $\text{CO}_2$ , o que faz com que o gradiente para o transporte de  $\text{O}_2$  seja maior. Gráficos adicionais foram gerados para a temperatura de

32 e 37°C, e desta forma foi possível obter por interpolação o valor de  $RGS$  e  $FiO_2$  que fornecem  $P_{O_2}=200$  mmHg e  $P_{CO_2}=40$  mmHg, conforme explicado anteriormente. Os valores obtidos são apresentados na figura 7.30, abaixo.

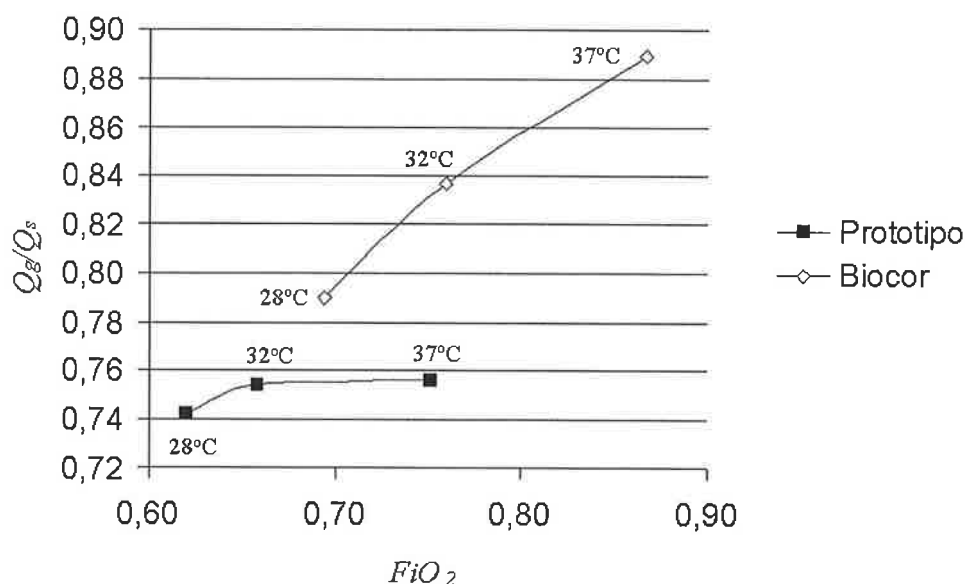


Figura 7-30 Valores obtidos para a  $RGS$  e  $FiO_2$  conforme a temperatura do paciente para  $Q_s=6,0$  L/min e  $Hb=12$  g/dl, tal que  $P_{O_{2,a}}=200$  mmHg e  $P_{CO_{2,a}}=40$  mmHg.

Analisando a curva do oxigenador Biocor observamos que a ventilação necessária para manter a  $P_{CO_2}$  arterial em 40 mmHg aumenta com a temperatura. Isto porque com o aumento da temperatura, temos um aumento do metabolismo basal e conseqüentemente um aumento da produção de  $CO_2$ . No oxigenador protótipo isto também ocorre, embora observamos uma menor variação, especialmente entre a temperatura de 32 e 37°C. O aumento do metabolismo também faz necessário um aumento da  $FiO_2$  com a temperatura para que tenhamos  $P_{O_{2,a}}=200$  mmHg. De qualquer forma, é expressivo o melhor desempenho do oxigenador protótipo, uma vez, que conseguimos o mesmo transporte de  $O_2$  e  $CO_2$  com menores valores de  $RGS$  e  $FiO_2$ . Este gráfico mostra o desempenho provável do oxigenador numa CEC e confirma o resultado já apresentado no item anterior, isto é, de que é possível reduzir-se a área de membrana do oxigenador protótipo para obter um desempenho semelhante ao do oxigenador Biocor. Nas figuras, a seguir, apresentamos valores locais de  $pH$ ,  $P_{CO_2}$  e  $P_{O_2}$  para o oxigenador protótipo.

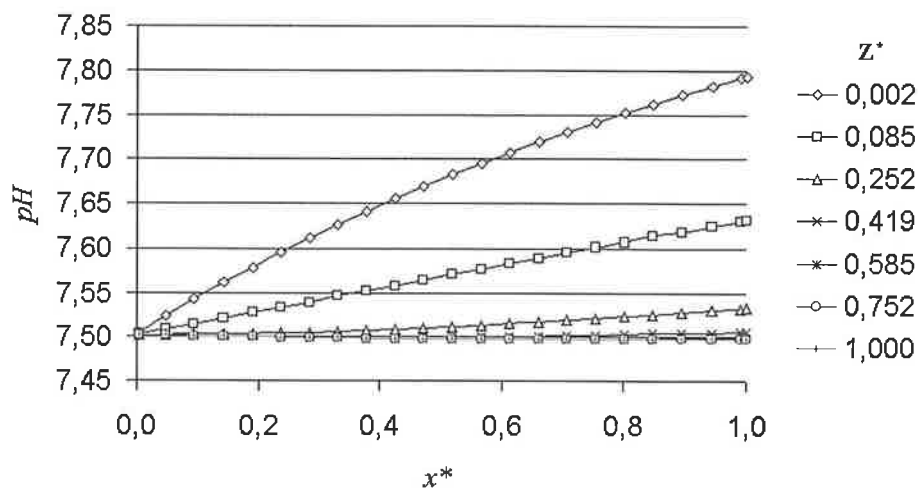


Figura 7-31  $pH$  em função da posição no oxigenador protótipo, para  $Q_S=6,0$  L/min,  $Hb=12$  g/dl e  $T_S=28^\circ\text{C}$ , com  $RGS=0,742$  e  $FiO_2=0,620$ .

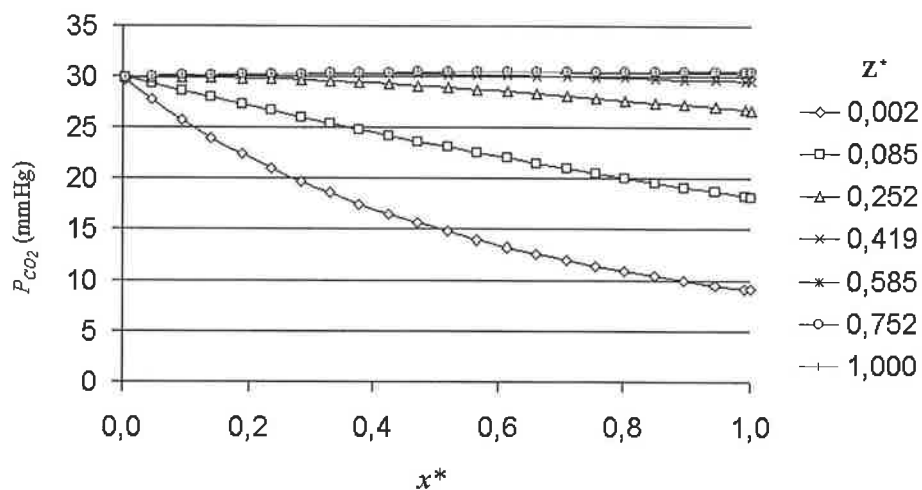


Figura 7-32 Distribuição da pressão parcial de gás carbônico no oxigenador protótipo para  $Q_S=6,0$  L/min,  $Hb=12$  g/dl e  $T_S=28^\circ\text{C}$ , com  $RGS=0,742$  e  $FiO_2=0,620$ .

A figura 7.31 mostra a variação do  $pH$  ao longo do oxigenador. Esta figura é bastante semelhante à figura 7.17, obtida no item anterior. O nosso objetivo principal nesta figura era analisar se a utilização do  $RGS$  adequada às necessidades do paciente faria com que o valor máximo de  $pH$  fosse menor. De fato, na figura 7.17 observamos uma variação máxima do  $pH$  ao redor de 0,4 unidades de  $pH$  enquanto que na CEC simulada esta variação caiu para 0,3. Este resultado é interessante e mostra como a simulação da CEC fornece resultados mais realísticos que

simplesmente a simulação do desempenho frente a uma entrada normalizada. Por outro lado, esta variação ainda é um pouco alta e talvez um melhor resultado possa ser obtido com a diminuição da área de membrana. É interessante comparar a figura 7.32 com a figura 7.31, onde se observa que a distribuição de  $pH$  é praticamente o espelho do gráfico da distribuição da  $P_{CO_2}$ . Isto está de acordo com o fato de que as variações de  $pH$  refletem basicamente a variação local de  $P_{CO_2}$ .

Na figura 7.33, temos a distribuição de  $P_{O_2}$  no oxigenador. Esta distribuição é semelhante à observada no item anterior. Um aspecto interessante são os valores de  $P_{O_2}$  para  $x^*=1$  ligeiramente maiores que 200 mmHg, que é o valor de saída médio. Aqui entra novamente o efeito Bohr-Haldane, e homogeneização do sangue faz com que a  $P_{CO_2}$ , na saída, seja menor que aquela correspondente a  $z^*>0,252$ , onde a  $P_{O_2}$  varia de 206 a 212 mmHg. A diminuição da  $P_{CO_2}$  na saída, faz com que a afinidade da hemoglobina pelo oxigênio aumente e conseqüentemente a  $P_{O_2}$  seja ligeiramente menor.

Nas figuras 7.34 a 7.36, a seguir, apresentamos a distribuição da saturação da oxihemoglobina ao longo do oxigenador para as três temperaturas simuladas. É interessante observar que para uma menor temperatura de simulação, maior é a saturação de entrada no oxigenador, uma vez que o consumo de  $O_2$  é menor.

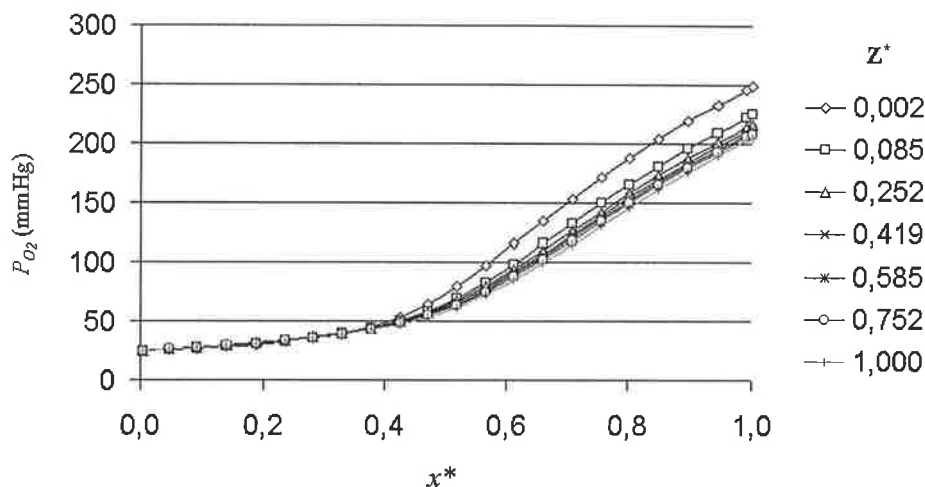


Figura 7-33 Distribuição da pressão parcial de oxigênio no oxigenador protótipo para  $Q_S=6,0$  L/min,  $Hb=12$  g/dl e  $T_S=28^\circ\text{C}$ , com  $RGS=0,742$  e  $FiO_2=0,620$ .

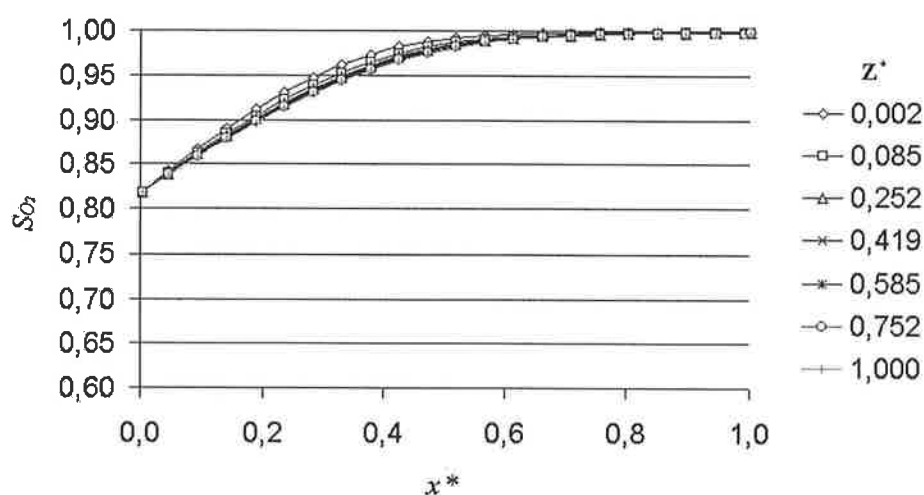


Figura 7-34 Distribuição da saturação da oxihemoglobina no oxigenador protótipo para  $Q_S=6,0$  L/min,  $Hb=12$  g/dl e  $T_S=28^\circ\text{C}$ , com  $RGS=0,742$  e  $FiO_2=0,620$ .

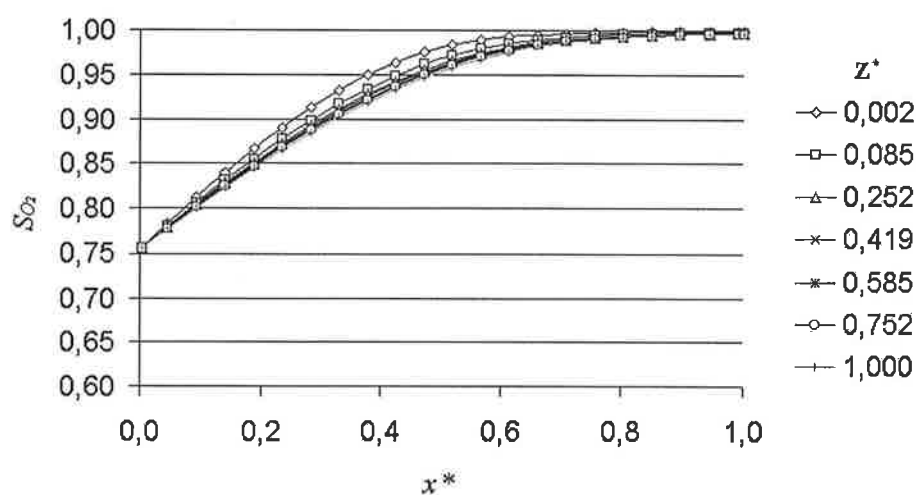


Figura 7-35 Distribuição da saturação da oxihemoglobina no oxigenador protótipo para  $Q_S=6,0$  L/min,  $Hb=12$  g/dl e  $T_S=32^\circ\text{C}$ , com  $RGS=0,754$  e  $FiO_2=0,658$ .

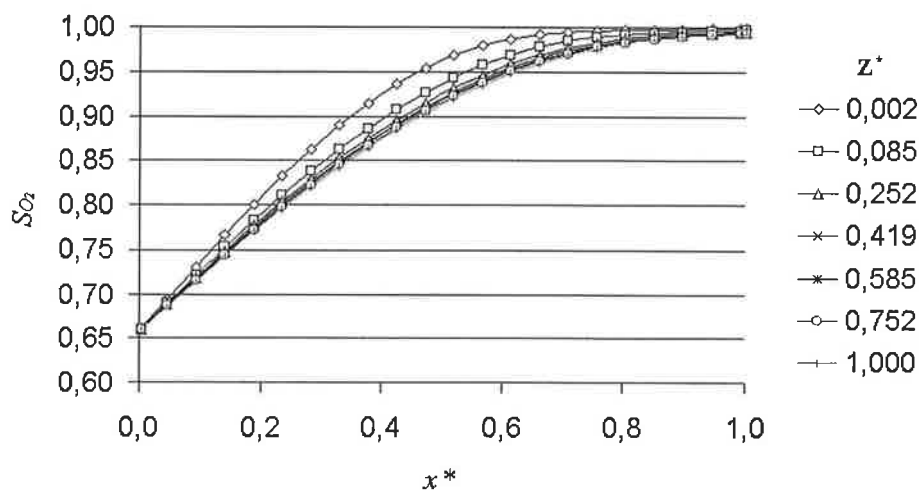


Figura 7-36 Distribuição da saturação da oxihemoglobina no oxigenador protótipo para  $Q_S=6,0$  L/min,  $Hb=12$  g/dl e  $T_S=37^\circ\text{C}$ , com  $RGS=0,756$  e  $FiO_2=0,751$ .

Nos gráficos, a seguir, apresentamos a distribuição de  $pH$ ,  $P_{CO_2}$  e  $P_{O_2}$  no oxigenador Biocor, na temperatura de  $28^\circ\text{C}$ .

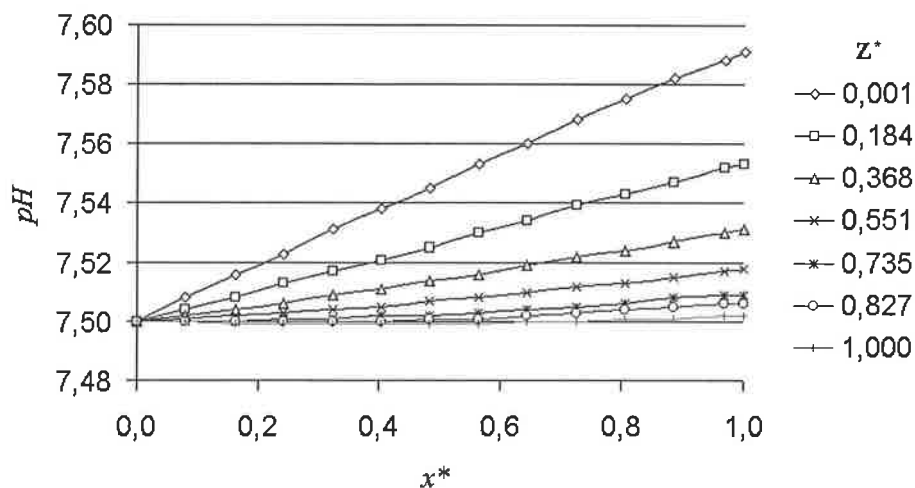


Figura 7-37  $pH$  em função da posição no oxigenador Biocor, para  $Q_S=6,0$  L/min,  $Hb=12$  g/dl e  $T_S=28^\circ\text{C}$ , com  $RGS=0,790$  e  $FiO_2=0,694$ .

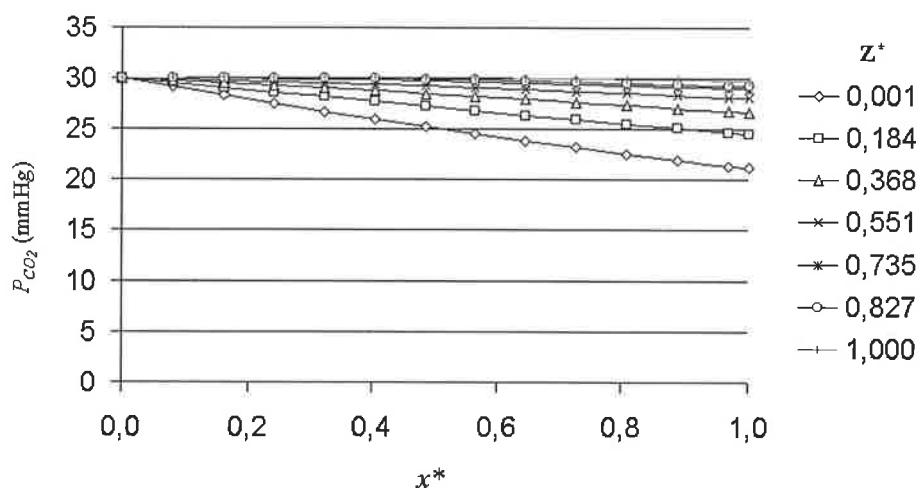


Figura 7-38 Distribuição da pressão parcial de gás carbônico no oxigenador Biocor para  $Q_S=6,0$  L/min,  $Hb=12$  g/dl e  $T_S=28^\circ\text{C}$ , com  $RGS=0,790$  e  $FiO_2=0,694$ .

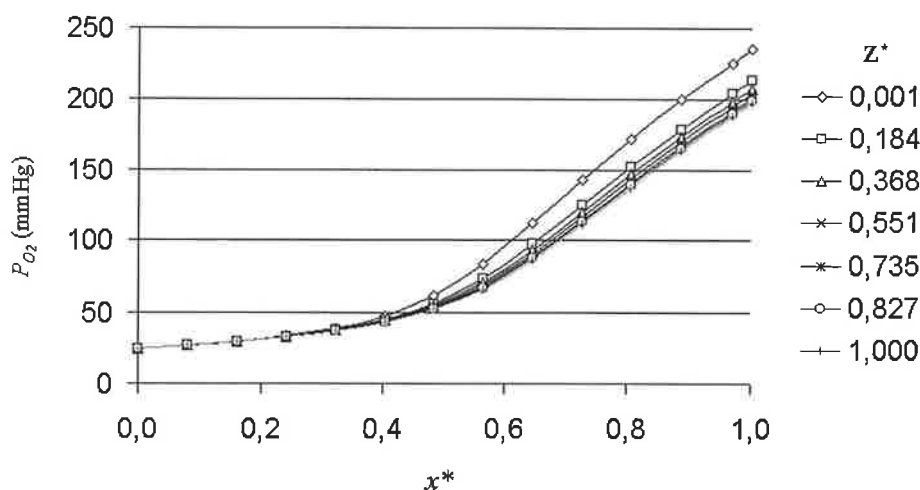


Figura 7-39 Distribuição da pressão parcial de oxigênio no oxigenador Biocor para  $Q_S=6,0$  L/min,  $Hb=12$  g/dl e  $T_S=28^\circ\text{C}$ , com  $RGS=0,790$  e  $FiO_2=0,694$ .

Os comentários feitos para o oxigenador protótipo com relação à distribuição de  $pH$ ,  $P_{CO_2}$  e  $P_{O_2}$  ao longo do oxigenador, podem ser transpostos para os gráficos correspondentes obtidos para o oxigenador Biocor. Com relação à distribuição de

*pH*, aqui também observamos uma menor variação local do *pH* na CEC em relação a simulação de uma entrada de sangue normalizada, embora menor do que a redução observada no oxigenador protótipo. No caso, temos uma variação de 0,12 unidades de *pH* na condição de entrada normalizada e 0,09 unidades para a CEC.

## 7.8 Comentários Gerais

Com relação à calibração do modelo teórico, um primeiro resultado foi a constatação de que a resistência ao transporte de massa na fase gasosa, é desprezível em relação à resistência no sangue e na membrana. Este dado é importante, pois, pode ser introduzido como uma simplificação adicional do modelo numérico. Uma outra simplificação adicional obtida, neste item, foi agrupar num mesmo termo as resistências ao transporte de massa no sangue e na membrana. Ao fazermos isto, e obtermos um modelo em função do número de Reynolds, colocamos como uma hipótese adicional que a resistência na membrana é pequena, quando comparada ao transporte por convecção no sangue. A validade desta hipótese é confirmada comparando-se o valor de  $K_m$  que pode ser obtido utilizando-se o valor da difusividade do oxigênio e do gás carbônico na membrana, conforme a eq.(4-40), de acordo com o trabalho de Baker, Holte e Patankar (1992). De fato, pode-se demonstrar que:

$$K_{mO_2} = \frac{0,19 D_{O_2,g}}{P_B \Delta R} \quad (7-66)$$

onde  $\Delta R$  corresponde a espessura da membrana. Para a condição operacional apresentada na tabela 7-6, obtemos  $D_{O_2,g} = 0,295 \text{ cm}^2/\text{s}$  e  $D_{CO_2,g} = 0,177 \text{ cm}^2/\text{s}$  no escoamento de gás na entrada da fibra. A utilização destes valores fornece a seguinte relação entre as condutâncias ao transporte de massa na membrana  $K_m$  e  $\alpha k'_x$ , para o oxigenador protótipo, na passagem através da 1ª. fileira de fibras, local onde temos as maiores condutâncias no sangue:

$$\frac{\alpha k'_{xO_2}}{K_{mO_2}} = \frac{1,18 \times 10^{-10}}{2,167 \times 10^{-6}} = 0,0005 \quad (7-67)$$

$$\frac{\alpha k'_{xCO_2}}{K_{mCO_2}} = \frac{5,74 \times 10^{-9}}{1,3 \times 10^{-6}} = 0,004 \quad (7-68)$$



Estes resultados mostram como de fato as condutâncias no sangue são significativamente menores que na membrana e portanto,  $\alpha k_x \cong \alpha k'_x$ .

Conforme apresentado no capítulo 6, temos uma diminuição mais significativa da efetividade de transporte de oxigênio no oxigenador Biocor com o aumento da vazão de sangue em comparação com oxigenador protótipo. De fato, este aspecto fica mais evidente através da análise da figura 7.10. Neste gráfico, apresentamos os valores obtidos para  $K_{O_2}/(1+\theta)^{1/3}$ . É evidente como o valor de coeficiente de transporte de massa para a Re correspondente a vazão de sangue igual a 6,0 L/min é um valor abaixo do esperado, se passarmos uma reta através dos valores obtidos para as vazões de sangue correspondente a 2,0 e 4,0 L/min. Uma provável explicação para esse resultado baseia-se numa maior sensibilidade da membrana do oxigenador Biocor ao aumento da pressão hidrostática, visto esta possuir poros maiores. Embora isto pareça ir de encontro ao exposto acima, quando se demonstrou que a resistência ao transporte de massa é desprezível em relação à resistência ao transporte por convecção no sangue, lembramos que para o caso de penetração de plasma nos poros da membrana, a eq.(7-66) não é mais válida, conforme Lund et al (1996). Ainda, conforme esses autores, temos que a penetração de plasma em apenas 2% do comprimento do poro corresponde a uma diminuição da condutância da membrana duas ordens de grandeza.

A variação da  $P_{CO_2}$  entre a entrada e a saída de sangue, nos testes com sangue bovino, ficou na faixa de 10 a 12 mmHg para o oxigenador protótipo e na faixa de 8 a 10 mmHg para o oxigenador Biocor. Para esta variação de  $P_{CO_2}$ , com a  $P_{CO_2}$  na entrada do oxigenador ao redor de 45 mmHg, a variação de  $\theta$ , conforme a figura 7.7, varia de 20 a 23. Esta pequena variação é bem menor que a que ocorre para o oxigênio, sendo que para uma  $P_{O_2}$  de entrada no sangue ao redor de 38 a 40 mmHg e uma  $P_{O_2}$  na saída de sangue maior que 200, a variação de  $\theta$  é decrescente de 80 até zero, conforme a figura 7.6. Bem, é evidente que  $\theta$  é muito mais influente no transporte de oxigênio. Como a variação de  $\theta$  é pequena para o  $CO_2$ , como simplificação, poderíamos excluir  $\theta$  da modelagem para o transporte de  $CO_2$ . Porém, em nossa análise dos valores locais de  $CO_2$  ao longo do oxigenador, observamos que a variação local pode chegar até a uma diferença de 20 mmHg, conforme a figura 7.32. Neste caso, a variação local de  $CO_2$  vai de 30 a 10 mmHg, o que corresponde a uma variação de teta de 25 a 50, justificando a aplicação da modelagem também para o transporte de  $CO_2$ .

Um resultado importante da análise local é como o  $pH$  do sangue pode atingir valores elevados<sup>4</sup>, aspecto este não suspeitado *a priori*. Devemos lembrar que, os valores locais apresentados, correspondem ao valor médio no elemento de volume. Na verdade, o sangue em contato com a parede da membrana, deverá possuir um  $pH$  ainda mais elevado que o valor médio local apresentado. Isto porque a  $P_{CO_2}$  no sangue, em contato com a parede, deve ser menor que o valor médio no elemento de volume. De fato, em aplicações de oxigenadores, quando o seu uso pode estender-se a uma ou duas semanas, nas chamadas ECMO, alguns grupos preconizam que o gás de alimentação do oxigenador possua um pequeno percentual de  $CO_2$ . Isto evita que valores locais de  $pH$  muito alcalino ocorram no interior do oxigenador.

É interessante observar uma vantagem, na geometria do oxigenador Biocor com relação ao oxigenador Protótipo, para minimizar esta variação local de  $pH$ : no caso, uma grande área frontal e um pequeno comprimento na direção  $x$ . Conforme o sangue escoar no interior do oxigenador, na região próxima à entrada de gás, isto é, com  $z^*$  pequeno, este vai fornecendo  $CO_2$  para o gás, o qual praticamente não possui  $CO_2$ . Isto faz com que o sangue fique cada vez com menos  $CO_2$  e o valor de  $CO_2$  diminui com a distância percorrida. Uma forma de evitar esta queda local seria realizar no feixe de fibras duas passadas de gás, de forma que na saída do oxigenador, esta região entre em contato com um gás saturado de  $CO_2$ . Desta forma, a  $P_{CO_2}$  só diminui até a metade do feixe.

---

<sup>4</sup> Os valores considerados normais, para o  $pH$  no sangue humano, a 37 °C, situam-se entre 7,35 e 7,45. Estes valores, quando corrigidos para a temperatura de 28 °C, situam-se entre 7,48 e 7,59.

## 8 TRANSPORTE DE O<sub>2</sub> E CO<sub>2</sub> EM TESTES COM ÁGUA

Este último capítulo tem como objetivo analisar a vantagem logística de realizar a calibração do simulador numérico, a partir de resultados obtidos com ensaios em água. A vantagem do teste com água são várias: ausência de reação química, conteúdo de cada gás depende apenas do respectivo coeficiente de solubilidade, o ensaio deixa de ser destrutivo, uma vez que um protótipo pode ser testado várias vezes com água, não existem as dificuldades de obtenção e armazenamento de sangue animal, por exemplo. No entanto, como será apresentado abaixo, um parâmetro importante, cujo valor no sangue é incerto, é necessário para a extrapolação dos resultados obtidos em água para sangue. Este parâmetro é a difusividade de oxigênio e gás carbônico no sangue. Nos testes com água, o objetivo é determinar o coeficiente global de transporte de massa de cada gás em cada oxigenador.

### 8.1 Aspectos Teóricos

O coeficiente global de transporte de massa correlaciona a taxa volumétrica de cada gás, frente a um gradiente de concentração entre a fase gasosa e a fase líquida. Este gradiente varia localmente, e na forma global, pode ser expresso pela diferença média logarítmica, em analogia ao transporte de calor em feixes de tubos. Este coeficiente pode ser obtido experimentalmente, para uma dada condição operacional, definida por uma relação de vazões de água e gás.

O coeficiente global de transporte de massa por unidade de área para o oxigênio é obtido por:

$$K_{O_2} = \frac{\dot{V}_{O_2}}{A_e F_{O_2} \Delta P_{O_2,LM}} \quad (8-1)$$

onde  $F_{O_2}$  é o fator de arranjo,  $\Delta P_{O_2,LM}$  é a diferença média logarítmica para a troca de massa em contra corrente e é obtida por:

$$\Delta P_{O_2,LM} = \frac{\Delta P_{O_2,2} - \Delta P_{O_2,1}}{\ln(\Delta P_{O_2,2} / \Delta P_{O_2,1})} \quad (8-2)$$

onde

$$\Delta P_{O_2,1} = P_{O_2,ae} - P_{O_2,gs} \quad (8-3)$$

e

$$\Delta P_{O_2,2} = P_{O_2,as} - P_{O_2,ge} \quad (8-4)$$

que são as diferenças de pressão parcial entre água e gás para o transporte de  $O_2$ . O fator de correção  $F_{O_2}$  é obtido num gráfico  $F_{O_2} = f(R_{O_2}, P_{O_2})$  (Taborek, 1992),

onde

$$R_{O_2} = \frac{P_{O_2,gs} - P_{O_2,ge}}{P_{O_2,ae} - P_{O_2,as}} \quad (8-5)$$

$$P_{O_2} = \frac{P_{O_2,as} - P_{O_2,ae}}{P_{O_2,ge} - P_{O_2,ae}} \quad (8-6)$$

Aqui, abrimos um pequeno parênteses para discutir qual o tipo de escoamento cruzado que mais se aproxima do nosso caso. Os gráficos para o fator de correção foram obtidos de forma analítica e distinguem dois tipos de fluidos: misturado e não misturado. Fluido completamente misturado implica que qualquer partícula fluida

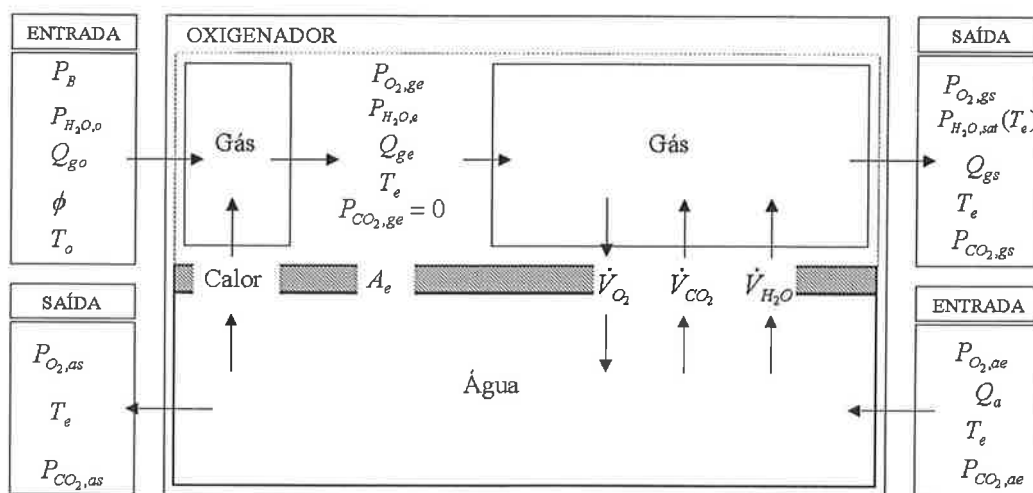


Figura 8-1 - Modelo esquemático do teste com água.

num mesmo plano normal ao escoamento, possui a mesma temperatura, embora esta possa mudar na direção do escoamento. Um fluido não misturado implica, por outro lado, que existe uma diferença de temperatura em pelo menos uma direção normal ao escoamento, mas que não existe fluxo de calor significativo devido a estas diferenças (Taborek, 1992). Sabe-se, também, que para os trocadores de única passada, com múltiplos tubos, a efetividade aumenta com o número de fileiras de tubos de tal forma que no limite, atinge-se o valor para o caso de ambos os fluidos não misturados. Isto vale em especial para um número de fileiras de tubos maior que quatro e  $F > 0,8$  (Taborek, 1992). Em nosso caso, o número de Reynolds é baixo e com relação ao número de fileiras de tubos, tanto no oxigenador protótipo como no Biocor, temos mais que 4 fileiras de tubos, aliás, no protótipo temos aproximadamente 208 fileiras e no oxigenador Biocor, temos 122 fileiras. Além disso, na modelagem matemática, fizemos a hipótese de que toda a difusão no sangue ocorre apenas no plano normal às fibras e uma distribuição de concentrações no lado do sangue será obtida após a integração de cada fileira. Tendo em vista estes aspectos, consideramos o nosso arranjo mais próximo do caso de escoamento cruzado com ambos os fluidos não misturados.

O volume total de oxigênio transportado para a água é obtido por uma equação de balanço no lado da água:

$$\dot{V}_{O_2} = Q_s \cdot (x_{O_2,s} - x_{O_2,e}) \quad (8-7)$$

As concentrações da componente dissolvida são obtidas, conhecendo-se a solubilidade do  $O_2$  no sangue e a pressão parcial da mesma:

$$x_{O_2} = \alpha_{O_2} P_{O_2} \quad (8-8)$$

A solubilidade de  $O_2$  e  $CO_2$  na água (ml/ml/mmHg) a  $37^\circ C$  é igual a 0,000036 e 0,000867, respectivamente (Incropera e DeWitt, 1990).

Para o cálculo da pressão parcial de  $O_2$  no gás que entra no oxigenador devemos subtrair a pressão de vapor d'água, e conhecendo-se a concentração de  $O_2$  no ar ambiente, temos:

$$P_{O_2,ge} = 0,209(P_B - P_{H_2O,e}) \quad (8-9)$$

com  $P_{H_2O,e}$  obtida através da eq.(6-5).

A pressão parcial de  $O_2$  na saída do oxigenador leva em conta a pressão parcial de  $CO_2$ , cujo cálculo é fornecido mais adiante. Devemos descontar também a pressão de vapor saturado. Desta forma:

$$P_{O_2,gs} = 0,209(P_B - P_{H_2O,sat} - P_{CO_2,gs}) \quad (8-10)$$

Para obter o coeficiente global de transporte de massa para o  $CO_2$ , utilizamos a mesma metodologia. As diferenças no equacionamento são apresentadas a seguir.

O fator de correção  $F_{CO_2}$  é obtido num gráfico  $F_{CO_2} = f(R_{CO_2}, P_{CO_2})$  (Taborek, 1992), onde

$$R_{CO_2} = \frac{P_{CO_2,ae} - P_{CO_2,as}}{P_{CO_2,gs}} \quad (8-11)$$

$$P_{CO_2} = \frac{P_{CO_2,gs}}{P_{CO_2,ae}} \quad (8-12)$$

A  $P_{CO_2}$  no gás, que sai do oxigenador, é um parâmetro calculado e é obtido em função da quantidade de  $CO_2$  removida da água. Desta forma, baseando-se no modelo de Amagat para gases perfeitos, temos:

$$P_{CO_2,gs} = \frac{P_B (-\dot{V}_{CO_2})}{Q_{gs}} \quad (8-13)$$

A vazão de gás, que sai do oxigenador, leva em conta a quantidade de  $O_2$  transportada para a água, a quantidade de  $CO_2$  removida, e a quantidade de vapor d'água acrescentada ao gás:

$$Q_{gs} = Q_{ge} - \dot{V}_{O_2} - \dot{V}_{CO_2} - \dot{V}_{H_2O} \quad (8-14)$$

A quantidade de vapor d'água acrescentada ao gás é obtida considerando-se que o gás que deixa o oxigenador está saturado de vapor d'água:

$$\dot{V}_{H_2O} = -\frac{P_{H_2O,sat}}{P_B} Q_{gs} + \frac{P_{H_2O,e}}{P_B} Q_{ge} \quad (8-15)$$

A vazão de gás, na entrada do oxigenador, deve levar em conta o fato do gás ser aquecido para a temperatura da água. Desta forma, temos:

$$Q_{ge} = \frac{\rho_{go}(T_o)Q_{go}}{\rho_{ge}(T_e)} \quad (8-16)$$

onde  $Q_{go}$  é a vazão lida no rotâmetro.

A pressão de vapor d'água é obtida através da eq.(6-5).

## 8.2 Procedimento Experimental

O circuito para teste do oxigenador com água é apresentado nas figura 8.2 e é semelhante ao utilizado nos testes com sangue. A diferença está no fato de utilizarmos apenas um desoxigenador e obviamente, utilizamos água ao invés de sangue.

Anteriormente à introdução da água no sistema, ajustam-se a vazão de  $O_2$  no oxigenador bem como a vazão da mistura de  $N_2$  e  $CO_2$  no desoxigenador no valor mínimo de 1 L/min. Após a introdução da água no sistema, ajustam-se a vazão de gás no oxigenador e a rotação da bomba de roletes na condição operacional desejada. Quando a água atingir a temperatura de  $37^\circ C$ , colhemos uma amostra de entrada para checar os valores de  $P_{O_2}$  e  $P_{CO_2}$ . Ajustando-se as vazões de  $N_2$  e  $CO_2$  no desoxigenador para uma dada condição operacional de  $Q_a$  e vazão de  $O_2$ , é possível obter-se uma concentração de  $O_2$  e  $CO_2$  na entrada do oxigenador, dentro de uma faixa pré-estabelecida sob a condição de regime permanente. Assim, os fluxos foram regulados para se obter uma  $P_{CO_2}$  na faixa de 70 a 80 mmHg e uma  $P_{O_2}$  na faixa de 20 a 40 mmHg. O oxigenador foi ventilado com ar comprimido (oxigênio a 21%) numa relação  $Q_g:Q_a=1:1$ . Os testes foram realizados nas vazões de 4,0; 6,0 e 9,0 L/min. Amostras foram colhidas na saída e na entrada, na condição de regime permanente, utilizando-se seringas descartáveis e tiveram os valores de  $P_{O_2}$  e  $P_{CO_2}$  medidos através de um analisador de gases sanguíneos. As amostras foram colhidas em duplicata e mantidas sob oclusão até a leitura no analisador de gases, a qual foi realizada imediatamente após a colheita. A temperatura da água foi medida através de um termistor previamente calibrado no próprio laboratório. A vazão de água foi medida através de tacômetro digital, acoplado à bomba de roletes e a vazão de  $O_2$  através de rotâmetro calibrado para  $O_2$  a 3,5 atm. Ao início e ao término de cada experimento, a umidade bem como a temperatura do gás na entrada do oxigenador foram medidas através de psicrômetro desenvolvido no laboratório.

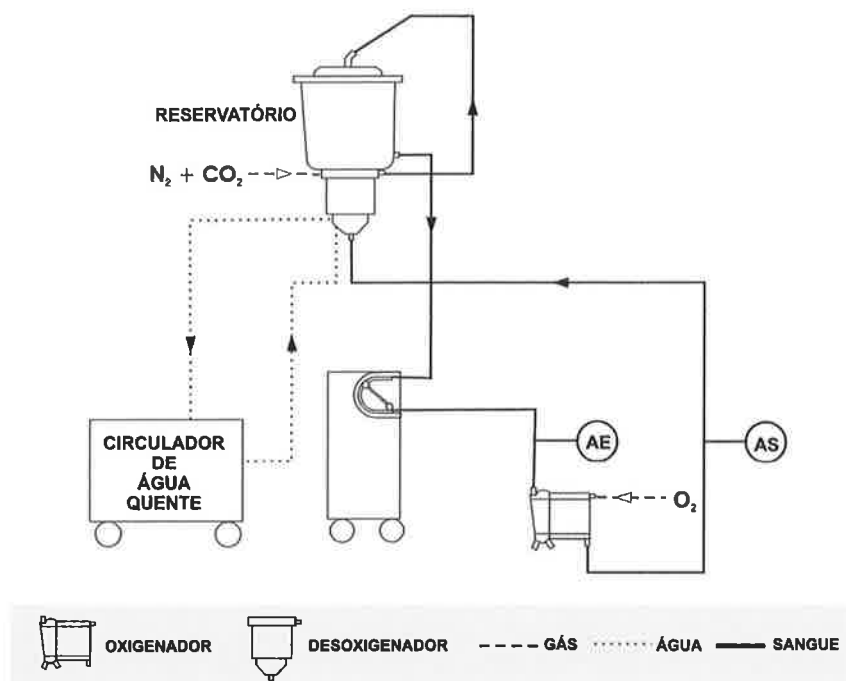


Figura 8-2 - Circuito para teste com água. AE: amostra de entrada; AS: Amostra de saída.

Também se anotou o valor da pressão barométrica, medida pelo barômetro do aparelho de gasometria.

Os equipamentos utilizados são os mesmos que nos testes com sangue.

### 8.3 Resultado Experimental

No anexo B, apresentamos as equações diferenciais necessárias para a obtenção da incerteza padrão combinada de  $K_{O_2}$  e  $K_{CO_2}$ . Os critérios adotados para a definição da incerteza padrão destas variáveis são os mesmos apresentados no item referente aos testes com sangue.

No anexo D, apresentamos um conjunto de tabelas agrupadas por oxigenador e vazão de água. Na primeira tabela, são apresentados os valores medidos para as variáveis independentes:  $T_o$ ,  $T_e$ ,  $P_B$ ,  $\phi$ ,  $P_{CO_2,ae}$ ,  $P_{O_2,ae}$ ,  $P_{CO_2,as}$ ,  $P_{O_2,as}$  bem como os coeficientes de correlação  $r(P_{CO_2,as}, P_{CO_2,ae})$  e  $r(P_{O_2,as}, P_{O_2,ae})$  que foram obtidos através de análise estatística. Na tabela seguinte, os valores calculados para as pressões parciais de  $O_2$  e  $CO_2$  no gás, a pressão de vapor na entrada do oxigenador



após o aquecimento do gás e também o valor corrigido da vazão de gás  $Q_{ge}$ . Em seguida temos uma tabela com os valores calculados para a obtenção de  $K_{O_2}$  e na tabela seguinte,  $K_{CO_2}$ . Por último, temos uma tabela para o cálculo da incerteza padrão combinada de  $K_{O_2}$  e outra para o cálculo da incerteza padrão combinada para  $K_{CO_2}$ . Nestas tabelas temos, na segunda linha, os valores calculados para os coeficientes de sensibilidade para cada variável independente cujas equações são apresentadas no anexo B. Na 3ª. linha destas tabelas, temos a incerteza de cada variável independente e na linha abaixo, o produto de cada coeficiente pelo respectiva incerteza. Na última linha da tabela, temos a incerteza padrão combinada que é obtida através da eq.(6-9). De forma análoga aos testes com sangue, temos que as principais fontes de incertezas se resumem às variáveis medidas com o aparelho de gasometria e à vazão de gás.

**Tabela 8-1: Principais fontes de incerteza nos testes com água.**

Grandeza	Variável
$K_{O_2}$	$P_{O_2,as}$
$K_{CO_2}$	$P_{CO_2,ae}, P_{CO_2,as}, Q_{go}$

Nas tabelas abaixo, apresentamos um resumo dos resultados obtidos. Os resultados apresentados correspondem ao ensaio de 5 unidades para o oxigenador protótipo e a 4 unidades para o oxigenador Biocor.

**Tabela 8-2 – Resultados testes com água -  $O_2$**

Oxigenador	$Q_a$	$K_{O_2}$	$2DPM$	$U_c(K_{O_2})$	Incerteza	Incerteza relativa
	L/min		ml/min/m <sup>2</sup> /mmHg			
Protótipo	4,0	0,215	0,009	0,030	0,030	0,14
	6,0	0,290	0,008	0,036	0,036	0,13
	9,0	0,365	0,019	0,033	0,033	0,09
Biocor	4,0	0,305	0,014	0,049	0,049	0,16
	6,0	0,363	0,024	0,044	0,044	0,12
	9,0	0,435	0,006	0,037	0,037	0,08

Tabela 8-3 – Resultados testes com água - CO<sub>2</sub>

Oxigenador	$Q_a$	$K_{CO_2}$	$2DPM$	$U_c(K_{CO_2})$	Incerteza	Incerteza relativa
	L/min		ml/min/m <sup>2</sup> /mmHg			
Protótipo	4,0	4,63	0,22	0,20	0,22	0,05
	6,0	5,72	0,24	0,30	0,30	0,05
	9,0	7,06	0,26	0,31	0,31	0,04
Biocor	4,0	5,51	0,17	0,23	0,23	0,04
	6,0	6,56	0,33	0,25	0,33	0,05
	9,0	7,78	0,14	0,53	0,53	0,07

Nas tabelas de resultados, consideramos como a incerteza de medição o maior valor entre duas vezes o desvio padrão da média e a incerteza padrão combinada expandida, as quais são apresentadas na 4.<sup>a</sup> e 5.<sup>a</sup> colunas, respectivamente. Na maioria dos casos, a incerteza correspondeu à incerteza padrão combinada expandida.

A comparação dos coeficientes globais, apresentados nas tabelas 8-2 e 8-3, sugere que o oxigenador Biocor possui um coeficiente global de transporte maior tanto para o CO<sub>2</sub> quanto para o O<sub>2</sub>. Este resultado está de acordo com o esperado, uma vez que o arranjo de fibras do oxigenador Biocor é melhor que o arranjo do protótipo. Além disso, este oxigenador também possui um menor coeficiente de porosidade, ou seja, é um trocador de massa mais compacto.

A seguir, apresentamos os gráficos obtidos  $K_{O_2}$  X Re e  $K_{CO_2}$  X Re para o oxigenador protótipo e para o oxigenador Biocor. Nos gráficos, são apresentadas as curvas de regressão linear com a respectiva equação e coeficiente de correlação.

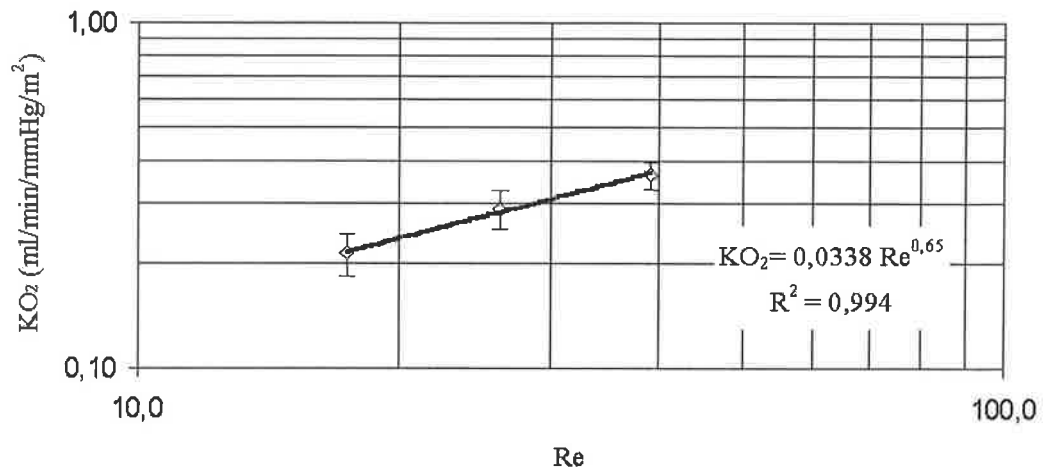


Figura 8-3- Transporte de oxigênio em água – oxigenador protótipo.

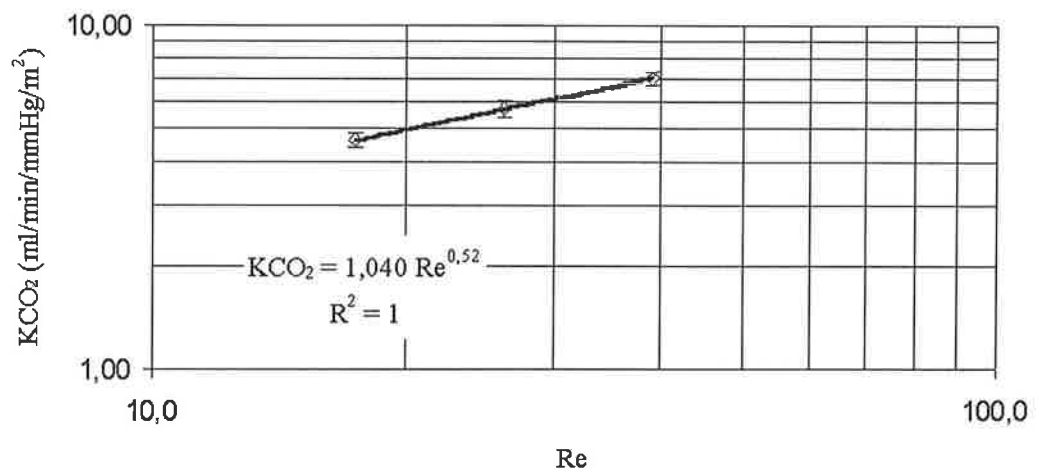


Figura 8-4 - Transporte de dióxido de carbono em água – oxigenador protótipo.

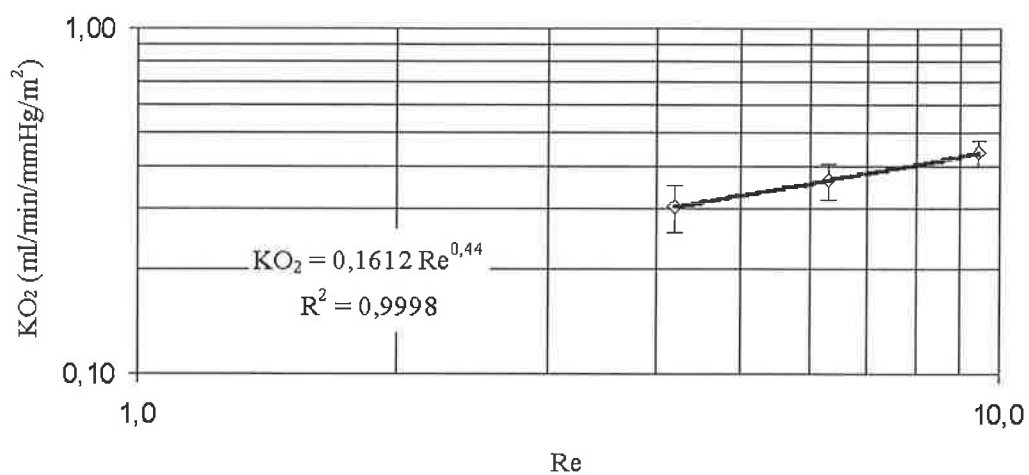


Figura 8-5 – Transporte de oxigênio em água – oxigenador Biocor.

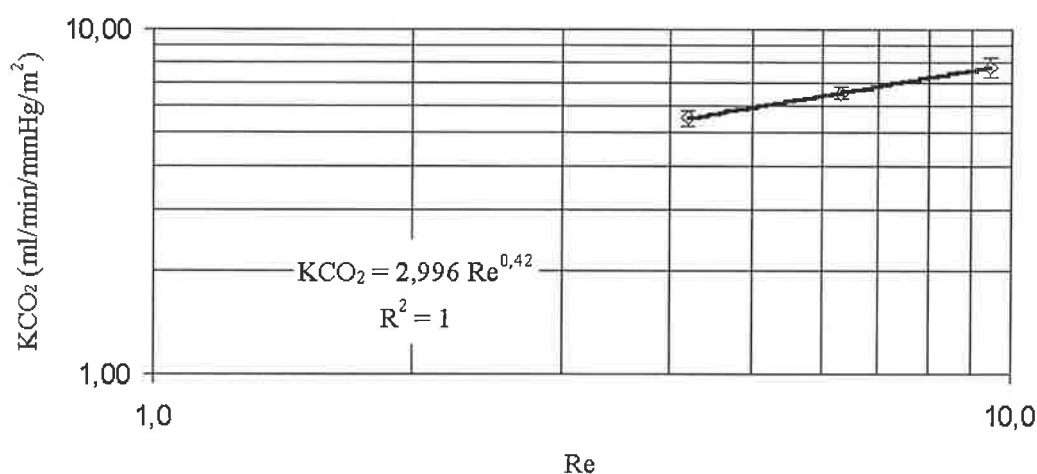


Figura 8-6- Transporte de dióxido de carbono em água – oxigenador Biocor.

Em analogia ao que foi feito para o transporte de gases no sangue, consideramos que a resistência ao transporte de massa na membrana é pequena em relação ao transporte por convecção na água. Portanto, consideramos que os valores globais de transporte podem ser considerados praticamente iguais ao coeficiente de transporte de massa na água. Desta forma, a adimensionalização deste coeficiente nos permite obter o número de Sherwood para o transporte de massa na água. Na tabela 8-4, apresentamos as equações de correlação obtidas para  $K$  e  $Sh$ , para cada oxigenador.

Tabela 8-4 -  $K$  e  $Sh$  para cada oxigenador.

Oxigenador:	Protótipo	Biocor	
$K_{O_2}$	$0,0056 Re^{0,65} Sc^{0,33}$	$0,0274 Re^{0,44} Sc^{0,33}$	ml/min/mmHg/m <sup>2</sup>
$Sh_{O_2}$	$0,371 Re^{0,65} Sc^{0,33}$	$0,891 Re^{0,44} Sc^{0,33}$	
$K_{CO_2}$	$0,167 Re^{0,52} Sc^{0,33}$	$0,476 Re^{0,42} Sc^{0,33}$	ml/min/mmHg/m <sup>2</sup>
$Sh_{CO_2}$	$0,548 Re^{0,52} Sc^{0,33}$	$0,774 Re^{0,42} Sc^{0,33}$	

Um resultado interessante do teste com água são os expoentes do número de Reynolds obtidos. Estes expoentes variaram de 0,42 a 0,65, conforme o gás e o oxigenador. Como os ensaios foram realizados com número de Reynolds baixo, ou seja, na faixa laminar, é interessante observar que os expoentes estão próximos de 0,5, que é o expoente esperado para o coeficiente de convecção para a transferência de calor em feixes de tubos, para escoamento na faixa laminar.

#### 8.4 Predição do Transporte de O<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub> no Sangue a Partir dos Coeficientes de Transporte na Água

Uma vez obtidas as equações adimensionais de transporte de massa de O<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub> na água, é possível obter os valores de  $K_{O_2}$  e  $K_{CO_2}$  para um escoamento com sangue. Partindo da definição do número de Sherwood, é possível obter uma equação que forneça o valor da inclinação da correlação para o transporte no sangue, cujo desenvolvimento é o mesmo que foi apresentado para o cálculo do coeficiente de transporte de massa na simulação de CEC em hipotermia, conforme item 7.7. Desta forma, temos:

$$a(\text{sangue}) = a(\text{água}) \frac{\alpha(\text{sangue}) D_{O_2,s}(\text{sangue}) Sc(\text{sangue})^{1/3}}{\alpha(\text{água}) D_{O_2,s}(\text{água}) Sc(\text{água})^{1/3}} \quad (8-17)$$

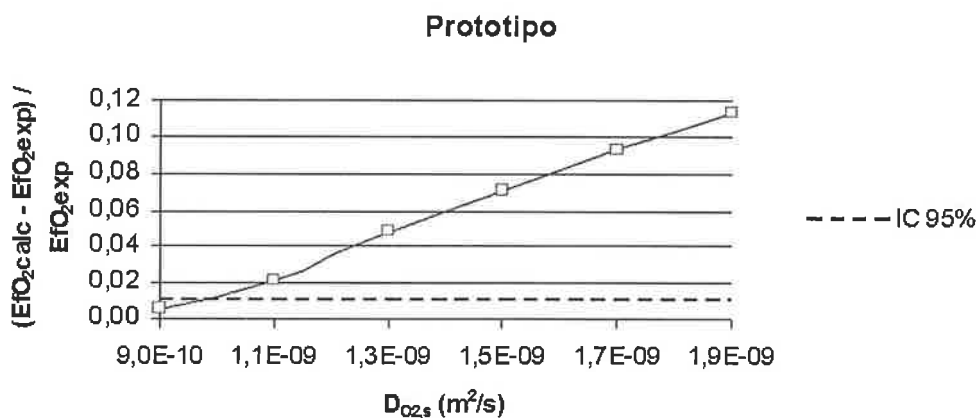
Tendo em vista o grande número de valores disponíveis na literatura para a difusividade do O<sub>2</sub> no sangue, diversas simulações foram realizadas e os resultados obtidos são apresentados a seguir. Os valores de  $D_{O_2,s}$  utilizados variam de 0,9e-9 a

$1,7\text{e-}9 \text{ m}^2/\text{s}$ . Não existem valores disponíveis para  $D_{\text{CO}_2, \text{s}}$  e então, calculamos a difusividade de  $\text{CO}_2$  mantendo a mesma relação de difusividades entre  $\text{O}_2$  e  $\text{CO}_2$  medida na água.

Nas figuras 8.7 e 8.8, 8.11 e 8.12, apresentamos o valor de erro percentual para  $Ef_{\text{O}_2}$  e  $\dot{V}_{\text{CO}_2}$ , entre o valor predito e o valor medido. Este valor de erro corresponde à média do erro para cada vazão de sangue e é obtido por, no caso da efetividade:

$$\frac{Ef_{\text{O}_2, \text{calc}} - Ef_{\text{O}_2, \text{exp}}}{Ef_{\text{O}_2, \text{exp}}} = \frac{1}{3} \sum_{Q_s=1}^3 \left\| \frac{Ef_{\text{O}_2, \text{calc}}(Q_s) - Ef_{\text{O}_2, \text{exp}}(Q_s)}{Ef_{\text{O}_2, \text{exp}}(Q_s)} \right\| \quad (8-18)$$

onde  $Q_s=1$  a 3 corresponde aos casos  $Q_s=2,0$ ,  $4,0$  e  $6,0 \text{ L/min}$ .



**Figura 8-7** Efeito da difusividade de oxigênio no sangue na predição do transporte no sangue no oxigenador protótipo.

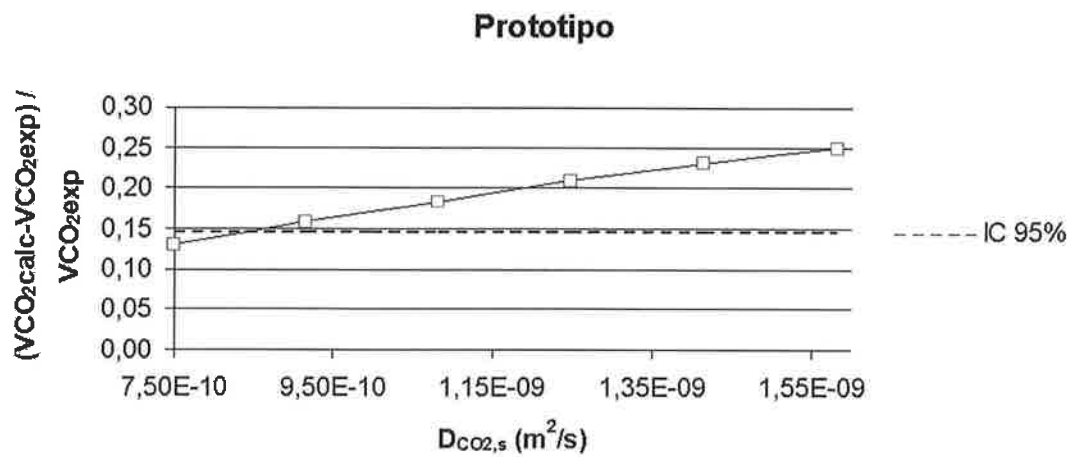


Figura 8-8 Efeito da difusividade de  $CO_2$  no sangue na predição do transporte no sangue no oxigenador protótipo.

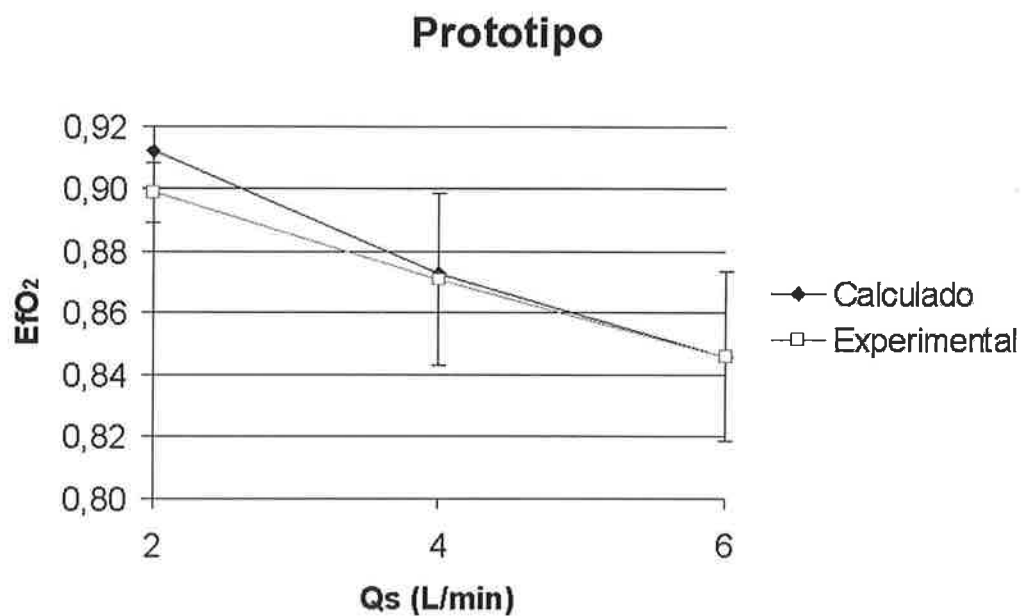


Figura 8-9  $E_{fo_2}$  calculado versus experimental para  $D_{O_2,s} = 0,90 \times 10^{-9}$  e  $D_{CO_2,s} = 0,75 \times 10^{-9} m^2/s$  no oxigenador protótipo.

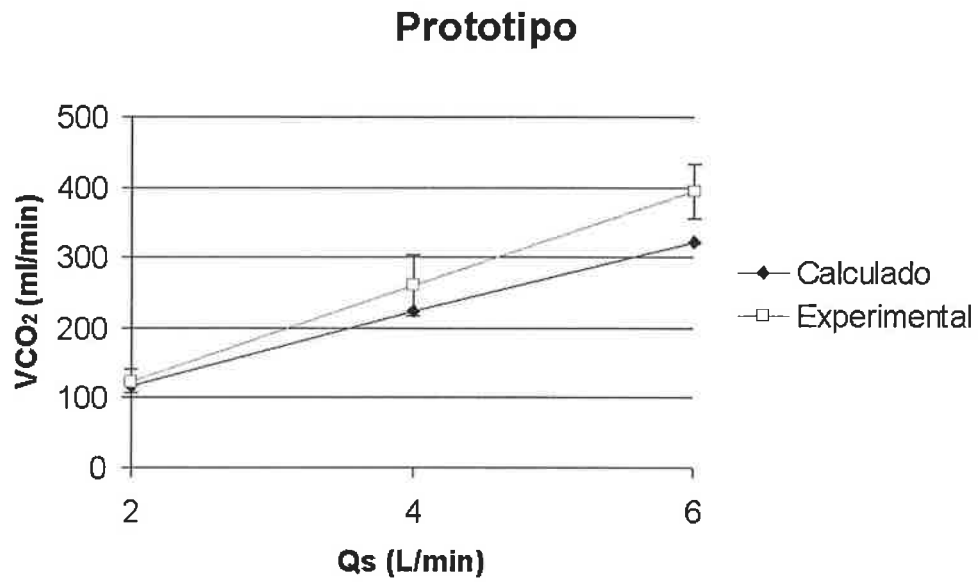


Figura 8-10  $\dot{V}_{CO_2}$  calculado versus experimental para  $D_{O_2,S} = 0,90e-9$  e  $D_{CO_2,S} = 0,75e-9$  m<sup>2</sup>/s no oxigenador protótipo.

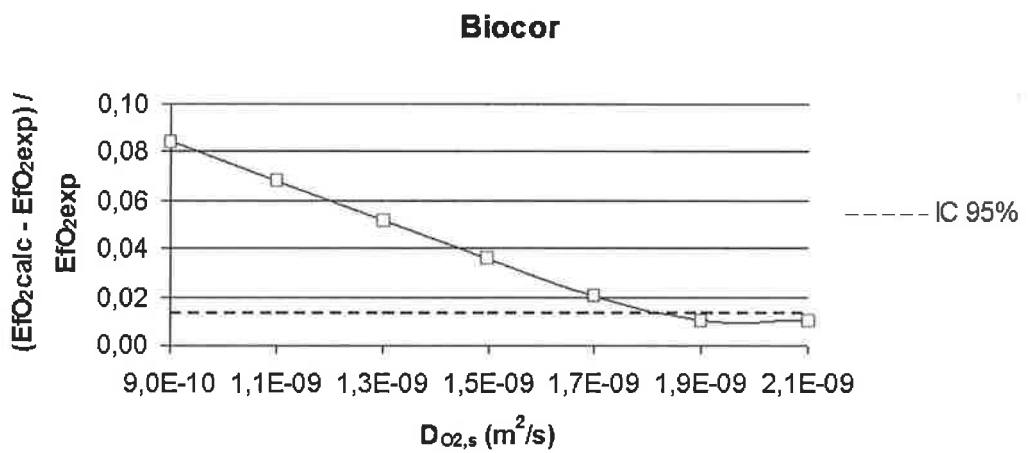


Figura 8-11 Efeito da difusividade de oxigênio no sangue na predição do transporte no sangue no oxigenador Biocor.



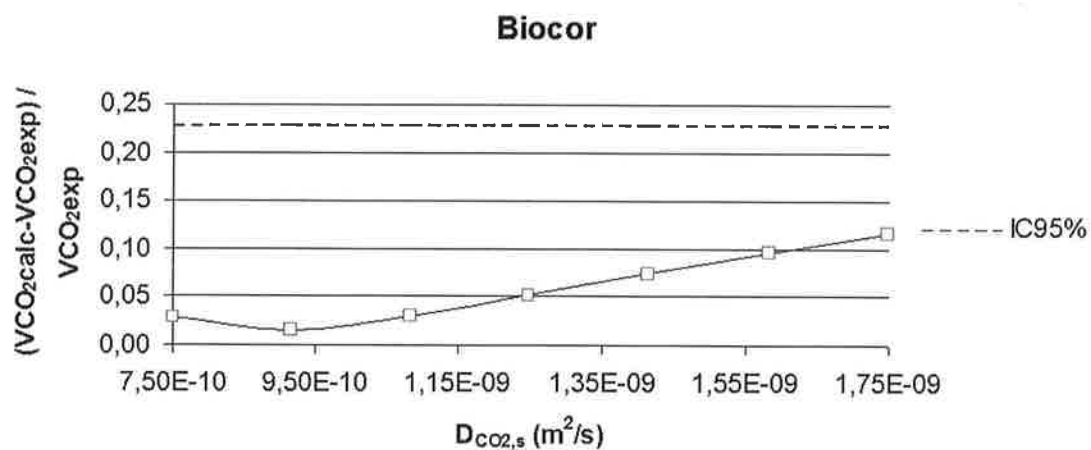


Figura 8-12 Efeito da difusividade de  $CO_2$  no sangue na predição do transporte no sangue no oxigenador Biocor.

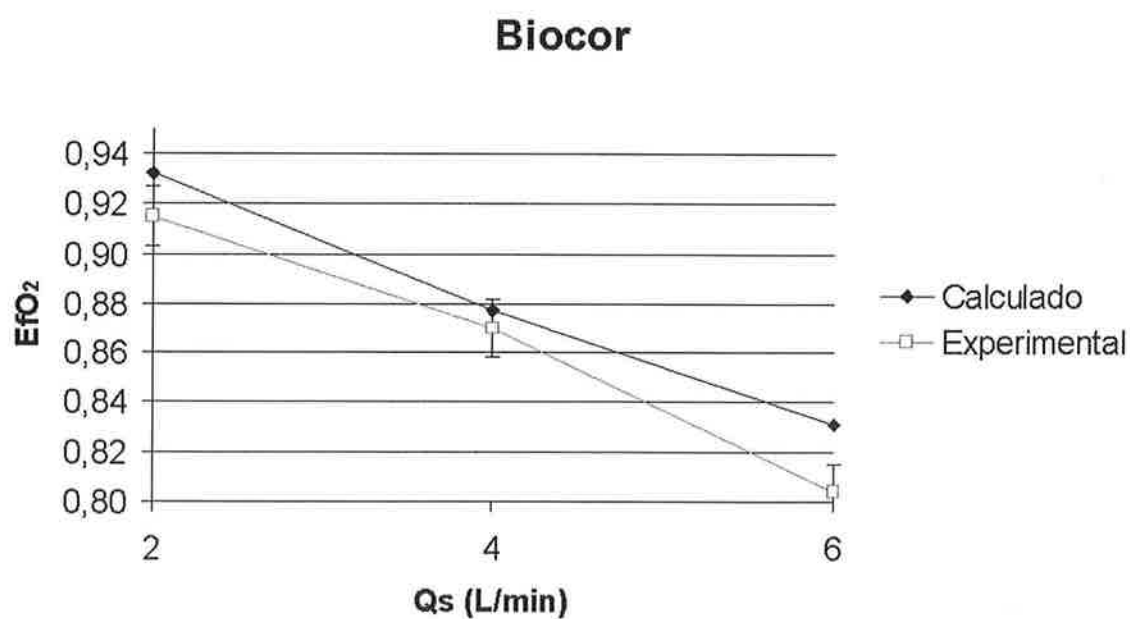


Figura 8-13  $E_{fo_2}$  calculado versus experimental para  $D_{O_2,s} = 1,70e-9$  e  $D_{CO_2,s} = 1,42e-9$   $m^2/s$  no oxigenador Biocor.

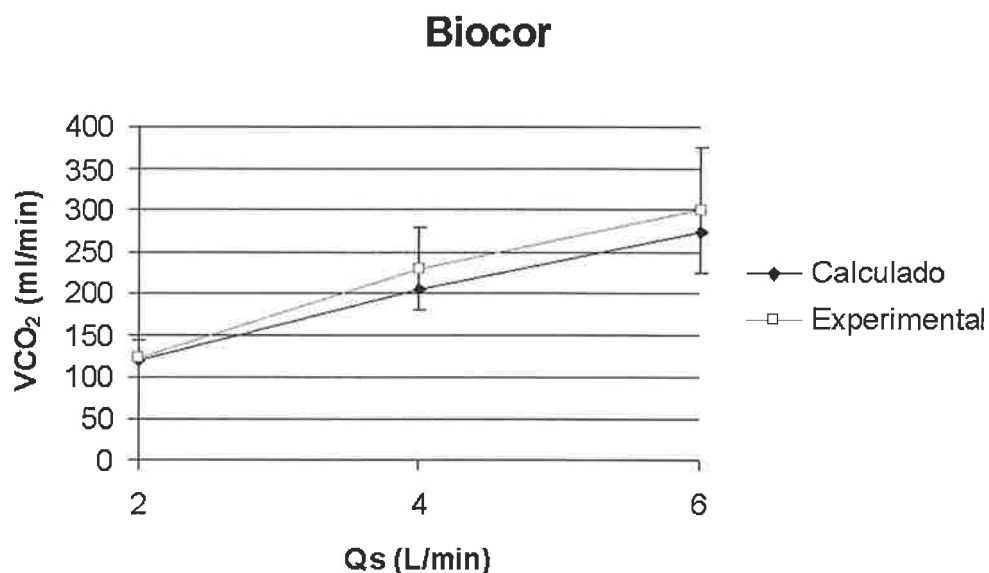


Figura 8-14  $\dot{V}_{CO_2}$  calculado versus experimental para  $D_{O_2,s} = 1,70e-9$  e  $D_{CO_2,s} = 1,42e-9$  m<sup>2</sup>/s no oxigenador Biocor.

Os resultados para o protótipo mostram melhor correlação com baixos valores de difusividade de O<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub> no sangue. No caso do Biocor, a correlação é melhor com os valores mais altos de difusividade. Em ambos os oxigenadores, a predição é melhor para o transporte de oxigênio.

Desta forma, temos que para o oxigenador Biocor, o transporte para CO<sub>2</sub> ficou 7% abaixo do esperado, porém dentro do intervalo de confiança, e para o O<sub>2</sub>, o transporte foi sobreestimado em 2%, para  $D_{O_2,s} = 1,7e-9$  e  $D_{CO_2,s} = 1,45e-9$ .

Para o Protótipo, o transporte para CO<sub>2</sub> foi subestimado em aprox. 15%, porém, no limite inferior do intervalo de confiança e para o O<sub>2</sub>, o transporte predito é praticamente igual ao esperado para o intervalo de confiança de 95%, com  $D_{O_2,s} = 0,9e-9$  e  $D_{CO_2,s} = 0,75e-9$ .

Estes resultados sugerem um possível efeito intensificador de transporte no oxigenador Biocor.

## 8.5 Comentários Gerais

O transporte de massa em fluidos submetidos a escoamento laminar, ocorre principalmente, pelo mecanismo de difusão na direção normal às linhas de corrente. Este mecanismo de transporte é totalmente modificado se o fluido conter partículas em suspensão. De fato, em suspensões concentradas de partículas, como o sangue, as forças de cisalhamento induzidas pelo escoamento fazem com que as células vermelhas apresentem um movimento de rotação, podendo ocorrer colisões entre as mesmas, introduzindo um mecanismo local de mistura. Este fenômeno foi inicialmente observado, no escoamento de suspensões de esferas de poliestireno de 50 a 100  $\mu\text{m}$ , conforme Singh (1966) e Collingham (1968) apud Wang e Keller (1979). Estudos subseqüentes demonstraram que estes mecanismos podem aumentar o transporte de oxigênio e uréia no sangue, conforme Diller (1974) apud Wang e Keller (1979) e Keller (1971). Nos modelos de transporte de massa, a ocorrência de intensificação é introduzida através de uma correção da difusividade da substância no sangue. Neste sentido, a obtenção de valores diferentes de difusividade de oxigênio ou gás carbônico, no sangue, para correlacionar os resultados obtidos em água com os obtidos em sangue, pode ser explicada por diferentes níveis de intensificação. Este fato, por outro lado, dificulta a utilização da predição do transporte de massa no sangue a partir de resultados em água. Não obstante, os ensaios, em água, podem ser utilizados para comparar o desempenho de oxigenadores, uma vez que em nossos resultados observamos um melhor desempenho para o oxigenador Biocor tanto para o transporte de  $\text{O}_2$  como de  $\text{CO}_2$ .

Um aspecto adicional que dificulta a extrapolação de resultados obtidos em água para sangue é o fato do sangue ser um fluido não Newtoniano. Desta forma, a viscosidade do sangue varia localmente em função do valor local da taxa de deformação. Como conseqüência disto, temos que os perfis do campo de velocidade podem ser diferentes inclusive para um mesmo valor de Reynolds para o escoamento na água e no sangue.

## 9 CONCLUSÃO

Este trabalho teve como principal objetivo o desenvolvimento de um simulador numérico capaz de prever o transporte de massa de oxigênio e gás carbônico num oxigenador de sangue, de tal forma que este simulador possa ser utilizado como uma ferramenta de auxílio no desenvolvimento de oxigenadores. Desta forma, ensaios experimentais com sangue bovino foram realizados, para fornecer dados para a calibração do modelo numérico, no caso, as efetividades de transporte de oxigênio e gás carbônico. Uma cuidadosa análise da incerteza de medição destas efetividades determinou as principais fontes de incerteza bem como os intervalos de confiança dos resultados experimentais. Desta forma, a incerteza padrão combinada expandida relativa da efetividade para o oxigênio, variou entre 1 e 3 %, e entre 9 e 24 %, para o gás carbônico. Para a efetividade de oxigênio, determinou-se como principais fontes de incerteza o  $pH$  e a  $P_{O_2}$  do sangue de entrada, bem como a  $P_{O_2}$  do sangue de saída. Já para a efetividade de gás carbônico, as principais fontes de incerteza foram as vazões de sangue e gás, além do  $pH$  e da  $P_{CO_2}$  do sangue de entrada e do sangue de saída. O intervalo de confiança obtido para as efetividades definiu uma faixa de tolerância para os resultados do simulador numérico após a calibração.

O processo de calibração consistiu na obtenção do coeficiente global de transporte de massa de oxigênio  $K_{O_2}$  e gás carbônico  $K_{CO_2}$ . Este coeficiente global está baseado em dois termos, sendo o primeiro correspondente ao coeficiente de transporte de massa por convecção no escoamento de gás  $k_y$  e o segundo,  $k'_x$ , correspondente a um termo que incorpora num único coeficiente os processos de transporte de massa devido à difusão na membrana e à convecção no sangue. O valor de  $k_y$  foi obtido através da analogia com o transporte de calor num tubo com temperatura na parede constante e o valor de  $k'_x$ , este sim, obtido através do processo de calibração. Neste caso, o processo de calibração consistiu em obter o melhor valor de  $k'_{x_{O_2}}$  e  $k'_{x_{CO_2}}$  que fornecem os valores medidos de  $Ef_{O_2}$  e  $Ef_{CO_2}$  para as vazões de sangue de 2, 4 e 6 L/min. Conforme apresentado nos itens 7.4 e 7.5,  $k'_x$  é baseado num termo médio  $aRe^m$  e um termo local  $(1+\theta)^{1/3}$ . Na primeira etapa do processo de calibração, o valor do termo médio é uma estimativa inicial, sendo corrigido através de um processo iterativo até que a diferença entre a efetividade medida e a efetividade calculada fosse menor que 0,1% simultaneamente para o transporte de  $O_2$

e CO<sub>2</sub>. Os valores obtidos para  $\alpha k'_x$  foram apresentados num gráfico bilogárítmico de  $\alpha k'_x / (1 + \theta)^{1/3}$  versus Re e por regressão linear obteve-se os valores de  $a$  e da potência de Re. Uma análise dos valores relativos dos dois termos que compõe o coeficiente global de transporte mostrou que a resistência ao transporte de massa na convecção no gás é desprezível em relação às resistências no sangue e na membrana. Através de uma análise complementar foi possível comparar os valores das resistências ao transporte de massa na membrana e no sangue. O cálculo da inversa da resistência ao transporte de massa na membrana, ou seja, a condutância na membrana  $K_m$  baseou-se numa equação disponível na literatura, sendo, portanto, um resultado teórico. Já o valor de  $\alpha k'_x$  é um resultado local do processo de calibração. A utilização destes valores forneceu a seguinte relação entre a condutância ao transporte de massa na membrana  $K_m$  e a condutância  $\alpha k'_x$ , para o oxigenador protótipo, na passagem através da 1ª. fileira de fibras, local onde temos as maiores condutâncias no sangue:  $\alpha k'_x / K_m = 0,05\%$  para o oxigênio e  $0,4\%$  para o gás carbônico. Estes resultados mostraram como de fato as condutâncias no sangue são significativamente menores que na membrana e, portanto, podemos considerar  $\alpha k_x \cong \alpha k'_x$ . Desta forma, concluiu-se que as resistências ao transporte de massa na parede da fibra e no gás são pouco significativas em relação à resistência ao transporte por convecção no sangue. Este resultado permitiu que as correlações obtidas para o coeficiente global de transporte de massa possam ser consideradas como representativas do coeficiente de transporte de massa por convecção no sangue, podendo este coeficiente ser adimensionalizado na forma do número de Sherwood. Com o ajuste de potência obtido, executou-se, novamente, a simulação do transporte ao longo do oxigenador para cada condição experimental, de forma a obter valores de  $Ef_{O_2}$  e  $\dot{V}_{CO_2}$  com o modelo calibrado. Frente aos resultados teóricos obtidos, observou-se que os valores experimentais apresentaram ótima correlação para um ajuste de potência, para ambos os oxigenadores e tanto para o O<sub>2</sub> como para o CO<sub>2</sub>. Este ajuste de potência foi melhor para o oxigenador protótipo, com  $r^2=0,998$ , para ambos os gases. Já para o oxigenador Biocor, tivemos  $r^2=0,95$  e  $r^2=0,96$  para O<sub>2</sub> e CO<sub>2</sub>, respectivamente. Este processo de calibração do simulador numérico demonstrou ser um método eficaz para a obtenção do coeficiente de transporte de massa para um problema, no qual, a capacidade mássica da substância transportada varia localmente e de forma não linear, sendo este coeficiente baseado num termo médio, função de Re e um termo local, função da relação entre a quantidade da substância reagida e a quantidade da substância dissolvida.

Com o simulador numérico calibrado, como exemplo de aplicação, simulou-se uma circulação extracorpórea e comparou-se o desempenho teórico dos oxigenadores. Frente às várias combinações possíveis de vazão de sangue e concentração de hemoglobina, escolheu-se como condição de pior caso a vazão de 6,0 L/min com  $Hb=12$  g/dl, tendo sido executada uma simulação para as temperaturas de 28, 32 e 37 °C. Calculou-se, inicialmente, o consumo de  $O_2$  e produção de  $CO_2$  para cada caso. Em seguida, corrigiram-se, para a temperatura do paciente, os valores gasométricos da condição de entrada de sangue normalizada. Este valor de entrada foi corrigido de forma iterativa até que os valores obtidos de  $\dot{V}_{O_2}$  e  $\dot{V}_{CO_2}$  foram suficientemente próximos aos valores especificados, no caso, uma diferença menor que 0,1%. Este processo iterativo envolveu de 6 a 15 iterações para a convergência, sendo que cada iteração compreendeu a integração completa do transporte de massa no oxigenador. Para a simulação de uma temperatura de paciente menor que 37 °C, fez-se necessária a correção da viscosidade do sangue e da correlação obtida para o coeficiente global de transporte de massa. A correção do coeficiente global de transporte de massa baseou-se na definição do número de Sherwood. Conforme o desenvolvimento apresentado no item 7.7, observou-se que a correção do modelo de transporte está baseada na variação relativa de apenas três parâmetros: a temperatura absoluta do sangue, a viscosidade do plasma e o coeficiente de solubilidade. Uma vez que os valores de transporte para cada temperatura podem ser satisfeitos para várias combinações de  $Q_g / Q_s$  ( $RGS$ ) e  $FiO_2$  definiu-se uma segunda restrição, no caso  $P_{O_2}$  arterial igual a 200 mmHg e  $P_{CO_2}$  arterial igual a 40 mmHg. Desta forma, simulou-se para cada temperatura, uma série de combinações da  $RGS$  e  $FiO_2$ , cujo resultado foi apresentado num diagrama  $P_{O_2} - P_{CO_2}$ . Estes gráficos mostraram como a  $P_{CO_2,a}$  dependeu quase que exclusivamente da  $RGS$ , ou seja, da vazão de gás. Por outro lado, a  $P_{O_2,a}$  dependeu quase que exclusivamente da  $FiO_2$ , embora pode-se notar que o aumento da  $RGS$  contribui em menor escala para o aumento da  $P_{O_2,a}$ . Neste diagrama, obteve-se, por interpolação, a  $FiO_2$  e a  $RGS$  que forneceram os valores de  $P_{O_2,a}=200$  e  $P_{CO_2,a}=40$ . Analisando os resultados obtidos observou-se que a  $RGS$  necessária para manter a  $P_{CO_2}$  arterial em 40 mmHg aumenta com a temperatura. Isto porque com o aumento da temperatura, temos um aumento do metabolismo basal e conseqüentemente um aumento da produção de  $CO_2$ . O aumento do metabolismo também faz necessário um aumento da  $FiO_2$  com a temperatura para que tenhamos  $P_{O_2,a}=200$  mmHg, conforme mostram os resultados teóricos obtidos com relação a  $FiO_2$ . Os resultados teóricos obtidos para cada temperatura simulada mostraram um melhor desempenho para o

oxigenador protótipo, uma vez que se conseguiu o mesmo transporte de  $O_2$  e  $CO_2$  com menores valores de  $RGS$  e  $FiO_2$ . Foi possível, desta forma, com o simulador calibrado prever o desempenho provável dos oxigenadores numa CEC, concluindo-se que é possível reduzir-se a área de membrana do oxigenador protótipo e ainda assim, obter um desempenho semelhante ao do oxigenador Biocor na vazão de referência de 6 L/min. Através da análise da distribuição de  $pH$  ao longo do oxigenador, observou-se que valores de  $pH$  alcalino elevado ocorrem no trajeto do sangue, na vizinhança do local de entrada de gás, cuja variação local máxima do  $pH$  correspondeu a 0,3 unidades de  $pH$ . Através da análise da distribuição da  $P_{CO_2}$ , observou-se que a distribuição da  $P_{CO_2}$  é praticamente o espelho do gráfico da distribuição de  $pH$ , estando de acordo com o fato de que as variações de  $pH$  refletem basicamente a variação local de  $P_{CO_2}$ . Resultados semelhantes de distribuição de  $pH$ ,  $P_{CO_2}$  e  $P_{O_2}$  foram obtidos para o oxigenador Biocor. Com relação à distribuição de  $pH$ , observou-se uma menor variação local do  $pH$  na CEC para o oxigenador Biocor. No caso, observou-se uma variação local máxima de 0,09 unidades e para mais.

A simulação do transporte de massa para o oxigênio e o gás carbônico frente a uma condição de entrada de sangue normalizada mostrou que, diferentemente ao observado nos testes com sangue, o valor da taxa volumétrica de oxigênio possui relação direta com a efetividade mostrando que para uma condição de entrada normalizada, a análise do desempenho do oxigenador pode ser feita tanto através da taxa volumétrica quanto pela efetividade. Este fato não ocorreu nos testes experimentais, uma vez que o oxigenador com menor desempenho tende a apresentar um conteúdo de oxigênio no sangue de entrada menor o que favorece o oxigenador apresentar uma maior taxa volumétrica de oxigênio, mesmo com uma menor efetividade de transporte. Um outro importante resultado teórico obtido através da simulação para uma entrada de sangue normalizada consistiu na obtenção da distribuição da  $P_{O_2}$  no sangue ao longo do oxigenador. Neste caso, concluiu-se que, conforme o esperado, a  $P_{O_2}$  aumenta com  $x^*$ , porém, é interessante notar a pequena variação na direção  $z^*$ , para  $z^* > 0,2$ , para ambos os oxigenadores. Estes gráficos mostraram um outro método de ajustar a área de troca do oxigenador protótipo, de tal forma a obter-se um desempenho semelhante ao oxigenador Biocor. Desta forma, concluiu-se que para ter-se o mesmo desempenho, no caso,  $P_{O_2}$  ao redor de 250 mmHg, para uma entrada de sangue normalizada e vazão de sangue igual a 6,0 L/min com  $RGS=1,0$  e  $FiO_2=1,0$ , é suficiente  $x^*=0,8$ , o que fornece uma área de troca de  $1,86 \text{ m}^2$  para o oxigenador protótipo, ou seja, uma redução de 20% na área de troca.

Nos resultados experimentais referentes aos testes com sangue, observamos que a efetividade de CO<sub>2</sub> medida no oxigenador protótipo foi praticamente unitária, e isto para todas as vazões ensaiadas. Este resultado mostrou que no oxigenador protótipo, o gás na saída do oxigenador atingiu equilíbrio com a pressão parcial de CO<sub>2</sub> na entrada de sangue do oxigenador, donde concluiu-se que, no oxigenador protótipo, o transporte de massa de CO<sub>2</sub> foi limitado pela vazão de gás. Um resultado adicional está no fato da efetividade no transporte de CO<sub>2</sub> ter sido 2 a 3% maior que a unidade. Tendo-se em vista a grande incerteza experimental observada para a medição da efetividade de transporte de massa para o CO<sub>2</sub>, esta peculiaridade observada foi levada em consideração uma vez que o simulador numérico forneceu uma explicação para este resultado. Desta forma, através de uma análise cuidadosa da variação local da  $P_{CO_2}$  no gás e no sangue concluiu-se que dois efeitos se somam para explicar este resultado experimental: o efeito Bohr-Haldane, e o maior transporte local de O<sub>2</sub> fazendo que o gás fique concentrado em CO<sub>2</sub>.

Uma análise adicional desenvolvida nesta tese teve como objetivo analisar a vantagem logística de realizar-se a calibração do simulador numérico, a partir de resultados experimentais obtidos através de ensaios com água ao invés de sangue. De forma análoga aos testes com sangue, temos que as principais fontes de incertezas se resumem às variáveis medidas com o aparelho de gasometria e à vazão de gás. Nos testes com água, a incerteza padrão combinada expandida relativa do coeficiente global de transporte de massa para o oxigênio, variou entre 8 e 16 %, e entre 4 e 7 %, para o gás carbônico. Desta forma, concluiu-se que o teste com água apresenta menor incerteza relativa para a medição do transporte de gás carbônico. Já o transporte de oxigênio possui menor incerteza de medição no teste com sangue. Os resultados experimentais obtidos foram apresentados na forma de um gráfico bilogarítmico do coeficiente global de transporte de massa em função do número de Reynolds. Estes apresentaram ótima correlação para um ajuste de potência, sendo para o oxigenador protótipo  $r^2=0,994$  e  $r^2=1$  para o transporte de oxigênio e gás carbônico, respectivamente. Para o oxigenador Biocor, obteve-se  $r^2=0,9998$  e  $r^2=1$  para o transporte de oxigênio e gás carbônico, respectivamente. Ensaios em água apresentaram expoente do número de Reynolds ao redor de 0,5, estando de acordo com o esperado para transporte de calor em feixe de tubos com Re na faixa de 1 a 40. Nos testes com sangue, por sua vez, os valores de expoente tiveram valores variados. Para o oxigenador protótipo obteve-se expoente igual a 0,76 para o oxigênio e 1,24 para o gás carbônico. Já para o oxigenador Biocor, os expoentes foram 0,47 para o



oxigênio e 0,11 para o gás carbônico. Uma vez que os testes com água forneceram potências de  $Re$  de acordo com o esperado, considerando válida a analogia calor-massa para o transporte em água, a explicação mais razoável para o caso do sangue está na ocorrência de reação química. A comparação dos coeficientes globais medidos nos testes com água mostrou que o oxigenador Biocor possui um coeficiente global de transporte de massa maior tanto para o  $CO_2$  quanto para o  $O_2$ . Este resultado está de acordo com o esperado, uma vez que o arranjo de fibras do oxigenador Biocor é melhor que o arranjo do protótipo. Além disso, este oxigenador também possui um menor coeficiente de porosidade, ou seja, é um trocador de massa mais compacto. Em analogia ao que foi feito para o transporte de gases no sangue, considerou-se que a resistência ao transporte de massa na membrana é pequena em relação ao transporte por convecção na água. Portanto, considerou-se que os valores globais de transporte podem ser considerados praticamente iguais ao coeficiente de transporte de massa na água. Desta forma, a adimensionalização deste coeficiente permitiu obter o número de Sherwood para o transporte de massa na água. Para a predição do transporte de massa no sangue a partir das correlações obtidas nos testes com água, aplicou-se uma correção ao valor da constante do ajuste de potência obtido, conforme apresentado no item 8.4. Para a correção deste parâmetro é necessário o conhecimento das difusividades de oxigênio e gás carbônico no sangue. Com relação ao oxigênio, existe uma faixa de valores aceita como valores válidos. No caso, temos que as  $D_{O_2,s}$  utilizadas variam de  $0,9e-9$  a  $1,7e-9$   $m^2/s$ . Não existem valores disponíveis para  $D_{CO_2,s}$  e então, calculou-se a difusividade de  $CO_2$  mantendo-se a mesma relação de difusividades entre  $O_2$  e  $CO_2$  medida na água. As simulações de transporte de massa foram executadas para seis valores de difusividade de oxigênio e gás carbônico, para as vazões de sangue iguais a 2,0, 4,0 e 6,0 L/min. Os valores de efetividade teórica obtida para o transporte de oxigênio foram comparados com os valores medidos nos testes com sangue, e os dados foram apresentados na forma de erro percentual médio, isto é, a média do erro obtido para cada vazão de sangue. Para o transporte de  $CO_2$ , comparou-se os valores obtidos para a taxa volumétrica transportada. Os resultados para o protótipo mostraram melhor correlação com baixos valores de difusividade de  $O_2$  e  $CO_2$  no sangue. No caso do Biocor, a correlação foi melhor com os valores mais altos de difusividade. Em ambos os oxigenadores, a predição é melhor para o transporte de oxigênio. Desta forma, temos que para o oxigenador Biocor, o transporte para  $CO_2$  ficou 7% abaixo do esperado, porém dentro do intervalo de confiança, e para o  $O_2$ , o transporte foi sobreestimado em 2%, para  $D_{O_2,s}=1,7e-9$  e  $D_{CO_2,s}=1,45e-9$ . Para o Protótipo, o

transporte para  $\text{CO}_2$  foi subestimado em aprox. 15%, porém, no limite inferior do intervalo de confiança e para o  $\text{O}_2$ , o transporte predito é praticamente igual ao esperado para o intervalo de confiança de 95%, com  $D_{\text{O}_2,s}=0,9\text{e-}9$  e  $D_{\text{CO}_2,s}=0,75\text{e-}9$ . Este resultado obtido, ou seja, a obtenção de valores diferentes de difusividade de oxigênio ou gás carbônico, no sangue, para correlacionar os resultados obtidos em água com os obtidos em sangue, pode ser explicada por diferentes níveis de intensificação. Este fato, por outro lado, dificulta a utilização da predição do transporte de massa no sangue a partir de resultados em água. Não obstante, os ensaios, em água, podem ser utilizados para comparar o desempenho de oxigenadores, uma vez que com os resultados obtidos observou-se um melhor desempenho para o oxigenador Biocor tanto para o transporte de  $\text{O}_2$  como de  $\text{CO}_2$ .

Conforme apresentado no capítulo 6, observou-se uma diminuição mais significativa da efetividade de transporte de oxigênio no oxigenador Biocor com o aumento da vazão de sangue em comparação com oxigenador protótipo. De fato, este aspecto fica mais evidente através da análise do gráfico bilogarítmico no qual apresentou-se os valores obtidos para  $K_{\text{O}_2}/(1+\theta)^{1/3}$  como função de  $\text{Re}$ . Neste gráfico observou-se que o valor do coeficiente de transporte de massa correspondente a vazão de sangue igual a 6,0 L/min é um valor abaixo do esperado, se passarmos uma reta através dos valores obtidos para as vazões de sangue correspondente a 2,0 e 4,0 L/min. Uma provável explicação para esse resultado baseia-se numa maior sensibilidade da membrana do oxigenador Biocor ao aumento da pressão hidrostática, visto esta possuir poros maiores. Embora isto pareça ir de encontro ao exposto acima, quando se afirmou que a resistência ao transporte de massa na membrana é desprezível em relação à resistência ao transporte por convecção no sangue, lembramos que para o caso de penetração de plasma nos poros da membrana, a eq.(7-66) não é mais válida, conforme Lund et al (1996). Ainda, conforme esses autores, temos que a penetração de plasma em apenas 2% do comprimento do poro corresponde a uma diminuição da condutância da membrana duas ordens de grandeza. Um dado adicional que reforça essa observação do coeficiente global de transporte de massa ter ficado abaixo do esperado é o resultado obtido nos testes com água. Nos testes com água, a pressão hidrostática no oxigenador é significativamente menor que nos testes com sangue, principalmente devido a viscosidade do sangue ser 3 a 4 vezes a viscosidade da água. No caso dos testes com água, o comportamento do oxigenador Biocor acompanha o comportamento do oxigenador protótipo, no caso, temos mesmos valores de  $r^2$  para o ajuste de potência. Já nos testes com sangue, os

valores de  $r^2$  são piores para o oxigenador Biocor.

## 10 LISTA DE REFERÊNCIAS

AAMI Standard for blood/gas exchange devices (oxygenators). Draft. Arlington VA: Association for the Advancement of Medical Instrumentation. 1982. 52p.

ABNT, INMETRO, SBM. Guia para expressão da incerteza de medição. Rio de Janeiro. 1998. 121p.

BAKER, D.A.; HOLTE, J.E.; PATANKAR, S.V. Computationally two-dimensional finite-difference model for hollow-fibre blood-gas exchange devices. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v.29, n. 5, p.482-488, 1991.

BARBEE, J.H. The effect of temperature on the relative viscosity of human blood. **Biorheology**, v.10, p.1-5, 1973.

BENN, J.A.; DRINKER, P.A.; MIKIC, B.; SHULTS, M.C.; LACAVA, E.J.; KOPF, G.S.; BARTLETT, R.H.; HANSON, E.L. Predictive correlation of oxygen and carbon dioxide transfer in a blood oxygenator with induced secondary flows. **Transactions of the American Society for Artificial and Internal Organs**, v.17, p.317-22, 1971.

BIRD, R.B.; STEWART, W.E.; LIGHTFOOT, E.N. **Transport Phenomena**. 1.ed. New York: John Wiley & Sons, 1960. 427p.

BJORK, V.O. An artificial heart or cardiopulmonary machine: performance in animals. **Acta Chirurgica Scandinavica**, v.96 (suppl. 137), p.1-122, 1948.

BOONSTRA, P.W.; VERMEULEN, F.E.E.; LEUSINK, J.A.; DE NOOY, E.H.; VAN ZALK, A.; SOONS, J.B.J.; WILDEVUUR, C.H.R.H. Hematological advantage of a membrane oxygenator over a bubble oxygenator in long perfusions. **The Annals of Thoracic Surgery**, v.41, p. 297-300, Mar 1986.

BROBECK, J.R. Energy exchange. In: Mountcastle, V.B. **Medical physiology**. 14.ed. St. Louis, C.V. Mosby Company, 1980, p. 1237-1252.

BUCKLES, R.G.; MERRILL, E.W.; GILLILAND, E.R. An analysis of oxygen absorption in a tubular membrane oxygenator. **AIChE Journal**, v. 14, n. 5, p. 703-08, 1968.

CALAFIORE, A.M.; GLIECA, F.; MARCHESANI, F.; TROISE, G.; SANTARELLI, G.; POSSATI, F. A comparative clinical assesment of a hollow-fibre membrane oxygenator (Capiox II) and a bubble oxygenator (Harvey 1500). **Journal of Cardiovascular Surgery**, v.28, p. 633-37, 1987.

CHANG, H.K.; MOCKROS, L.F. Blood-gas transfer in an axial flow annular exchanger. **AIChE Journal**, v. 17, n. 2, p. 397-401, 1971.

CHANG, H.K.; MOCKROS, L.F. Convective dispersion of blood gases in curved channel exchangers. **AIChE Journal**, v. 17, n. 3, p. 541-49, 1971.

CHOW, J.C.F.; SODA, K. Laminar flow and blood oxygenation in channels with boundary irregularities. **Transactions of the ASME, Journal of Applied Mechanics**, p. 843-9, Dec 1973.

CLOWES, G.H.A.; HOPKINS, A.L.; NEVILLE W.E. An artificial lung dependent upon diffusion of oxygen and carbon dioxide through plastic membranes. **Journal of Thoracic Surgery**, v.32, p.630-637, 1956.

CLOWES, G.H.A.; NEVILLE, W.E. Further development of a blood oxygenator dependent upon the diffusion of gases through plastic membranes. **Transactions of the American Society for Artificial and Internal Organs**, v.3, p.52-58, 1957.

COLTON, C.K.; DRAKE, R.F. Effect of boundary conditions on oxygen transport to blood flowing in a tube. **Chemical Engineering Progress Symposium Series**, v. 67, n. 114, p. 88-95, 1971.

COOLEY, D.A.; BELMONTE, B.A.; DEBAKEY, M.E.; LATSON, F.R. Temporary extracorporeal circulation in the surgical treatment of cardiac and aortic disease. **Annals of Surgery**, v.145, p. 898-914, 1957.

COOLEY, D.A.; BELMONTE, B.A.; LATSON, F.R.; PIERCE J.R. Bubble diffusion oxygenator for cardiopulmonary bypass. **Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 35, p.131-134, 1958.

CHRISTOFORIDES C., LAASBERG L.H., HEDLEY-WHYTE J. Effect of temperature on solubility of O<sub>2</sub> in human plasma. **Journal of Applied Physiology**, v.26, n.1, p.56-60, 1969.

CROSS, F.S.; BERNE, R.M.; HIROSE, Y.; KAY, E.B. Evaluation of a rotating disc type reservoir-oxygenator. **Proceedings of the Society for Experimental Biology and Medicine**, v. 93, p. 210-215, 1956.

CURTIS, R.M.; EBERHART, R.C. Normalization of oxygen transfer data in membrane oxygenators. **Transactions of the American Society for Artificial and Internal Organs**, v. 20A, p.210-8, 1974.

DANTOWITZ, P.; BORSANYI, A.S.; DEIBERT, M.D.; SNIDER, M.T.; SCHERLER, M.; LIPSKY, M.H.; GALLETI, P.M. A blood oxygenator with preformed membrane-lined capillary channels. **Transactions of the American Society for Artificial and Internal Organs**, v. 15, p. 138-143, 1969.

DAVENPORT, H.W. **ABC da química ácido-básica do sangue**. Tradução da 5.ed. São Paulo: Atheneu Editora São Paulo, 1973. 127p.

DENNIS, C.; SPRENG, D.S., JR.; NELSON, G.E.; KARLSON, K.E.; RUSSEL, M.N.; THOMAS, J.V.; EDER, W.P.; VARCO, R.L. Development of a pump-

oxygenator to replace the heart and lungs: an apparatus applicable to human patients and application in one case. **Annals of Surgery**, v.134, p. 709-721, 1951.

DeWall, R.A.; WARDEN, H.E.; READ, R.C.; GOTT, V.L.; ZIEGLER, W.R.; VARCO, R.L.; LILLEHEI, C.W. A simple, expendable artificial oxygenator for open heart surgery. **Surgical Clinics of North America**, v.36, p.1025-34, 1956.

DORSON, W.J., JR.; LARSEN, K.G.; ELGAS, R.J.; VOORHEES, M.E. Oxygen transfer to blood: data and theory. **Transactions of the American Society for Artificial and Internal Organs**, v.17, p.309-16, 1971.

DORSON, W.J., JR.; VOORHEES, M. Limiting models for the transfer of CO<sub>2</sub> and O<sub>2</sub> in membrane oxygenators. **Transactions of the American Society for Artificial and Internal Organs**, v. 20A, p. 219-26, 1974.

DORSON, W.J. JR.; VOORHEES, M. Analysis of oxygen and carbon dioxide transfer in membrane lungs. In: Zapol WM; Qvist J. **Artificial lungs for acute respiratory failure: theory and practice**. New York: Academic Press, 1976. p. 43-68.

DOUGLAS, A.R.; JONES, N.L.; REED, J.W. Calculation of whole blood CO<sub>2</sub> content. **Journal of Applied Physiology**, v. 65, p. 473-477, 1988.

EBERHART, R.C.; DENGLE, S.K.; CURTIS, R.M. Mathematical and experimental methods for design and evaluation of membrane oxygenators. **Artificial Organs**, v. 2, n.1, p.19-34, Feb 1978.

GALLETTI, P.M.; HOPF, M.A.; PIERCE, E.C., II. A membrane lung-kidney. **Transactions of the American Society for Artificial and Internal Organs**, v.8, p.47-52, 1962.

GALLETTI, P.M.; RICHARDSON, P.D.; SNIDER, M.T.; FRIEDMAN, L.I. A standardized method for defining the overall gas transfer performance of artificial lungs. **Transactions of the American Society for Artificial and Internal Organs**, v.18, p.359-68, 1972.

GAYLOR, J.D.; MOCKROS, L.F. Artificial-lung design: sheet-membrane units. **Medical & Biological Engineering**, v.13, n.3, p.425-35, May 1975.

GIBBON, J.H., JR. Artificial maintenance of circulation during experimental occlusion of pulmonary artery. **Archives of Surgery**, v.34, p.1105-1131, 1937.

GOLDSTICK, T.K.; FATT, I. Diffusion of oxygen in solutions of blood proteins. **Chemical Engineering Progress Symposium Series**, v. 66, n. 99, p. 101-113, 1973.

HYMAN, E.S. Simple, disposable, autoclavable plastic unit to substitute for heart and lungs. **Transactions of the American Society for Artificial and Internal Organs**, v.2, p. 1-8, 1958.

INCROPERA, F.P.; DE WITT, D.P. **Fundamentals of Heat and Mass Transfer**. 3<sup>a</sup>. edição. New York, Chichester, Brisbane, Toronto, Singapore: John Wiley & Sons, 1990. 919 p.

JAYARAMAN, G.; LAUTIER, A.; BUI-MONG-HUNG; JARRY, G.; LAURENT, D. Numerical scheme for modelling oxygen transfer in tubular oxygenators. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v.19, n.5, p.524-34, Sep 1981.

KAMMERMEYER, K. Silicone rubber as a selective barrier, **Industrial and Engineering Chemistry**, v. 49, p. 1685-1686, 1957.

KANAMORI, T.; NIWA, M.; KAWAKAMI, H.; MORI, Y.; NAGAOKA, S.; HARAYA, K.; SHINBO, T. Estimate of gas transfer rates of an intravascular membrane oxygenator. **ASAIO Journal**, v.46, p. 612-619, 2000.

KARLSON, K.E.; MURPHY, W.R.C.; KAKVAN, M.; ANTHONY, P.; COOPER G.N., JR.; RICHARDSON, P.D.; GALLETTI, P.M. Total cardiopulmonary bypass with a new microporous Teflon membrane oxygenator. **Surgery**, v.76, p.935-945, 1974.

KELLER, K.H. Effect of fluid shear on mass transport in flowing blood. **Federal Proceedings**, v. 30, n. 5, p.1591-1599, Sep-Oct 1971.

KELMAN, G.R. Digital computer subroutine for the conversion of oxygen tension into saturation. **Journal of Applied Physiology**, v. 21, p. 1375-1376, 1966.

KOLFF, W.J.; BALZER, R. The artificial coil lung. **Transactions of the American Society for Artificial and Internal Organs**, v.1, p.39-42, 1955.

KOLOBOW, T.; ZAPOL, W.; PIERCE, J.E.; KEELEY, A.F.; REPLOGE, R.L.; HALLER, A. Partial extracorporeal gas exchange in alert newborn lambs with a membrane artificial lungs via a-v shunt for periods up to 96 hours. **Transactions of the American Society for Artificial and Internal Organs**, v.14, p. 328-334, 1968.

LANDÉ, A.J.; PARKER, B.; SUBRAMANIAN, V.; CARLSON, R.G.; LILLEHEI, C.W. Methods for increasing the efficiency of a new dialyser-membrane oxygenator. **Transactions of the American Society for Artificial and Internal Organs**, v.14, p.227-230, 1968.

LAUTIER, A.; GROSSIN, R.; LAURENT, D. The use of mathematical and physical models for optimization of oxygenators. **Transactions of the American Society for Artificial and Internal Organs**, v.17, p.303-308, 1971.

LIGHTFOOT, E.N. Low-order approximations for membrane blood oxygenators. **AICHE Journal**, v.14, n.4, p.669-670, 1968.

LUND, L.W.; FEDERSPIEL, W.J.; WALTERS, F.R.; HATTLER, B.G. A novel method for measuring hollow fiber membrane permeability in a gas-liquid system. **ASAIO Journal**, v. 42, p. M446-M451, 1996.

LUND, L.W.; HATTLER, B.G.; FEDERSPIEL, W.J. Is condensation the cause of plasma leakage in microporous hollow fiber membrane oxygenators. **Journal of Membrane Science**, v. 147, p. 87-93, 1998.

MALCHESKY, P.S.; NOSÉ, Y. The liquid-liquid oxygenator: concept and possibilities. In: **Advances in Cardiology v.6: mechanical devices for cardiopulmonary assistance**, Basel: S. Karger A.G., 1971. p.72-93.

MARX, T.I.; SNYDER, W.E.; ST. JOHN, A.D.; MOELLER, C.E. Diffusion of oxygen into a film of whole blood. **Journal of Applied Physiology**, v. 15, n. 6, p. 1123-29, 1960.

McCAUGHAN, J.S., JR.; WEEDER, R.; BLAKEMORE, W.S.; SCHUDER, J.C. Evaluation of new non-wettable macroporous membranes with high permeability coefficients for possible use in membrane oxygenator. **Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 40, n.574-581, 1960.

MERRILL, E.W.; BENIS, A.M.; GILLILAND, E.R.; SHERWOOD, T.K.; SALZMAN, E.W. Pressure-flow relations of human blood in hollow fibers at low flow rates. **Journal of Applied Physiology**, v. 20, n. 5, p. 954-67, Sep 1965.

MIKIC, B.B.; BENN, J.A.; DRINKER, P.A. Upper and lower bounds on oxygen transfer rates: a theoretical consideration. **Annals of Biomedical Engineering**, v.1, n.2, p.212-20, Dec 1972.

MOCKROS, LF; GAYLOR, JD. Artificial lung design: tubular membrane units. **Medical & Biological Engineering**, v.13, n.2, p.171-81, Mar 1975.

MOCKROS, L.F.; LEONARD, R. Compact cross-flow tubular oxygenators. **Transactions of the American Society for Artificial and Internal Organs**, v.31, p. 628-633, 1985.

PATANKAR, S.V. **Numerical heat transfer and fluid flow**. Washington, New York, London: Hemisphere Pub. Corp.; New York: Mc-Graw-Hill Book Comp., 1980. 197p.

RAJASUBRAMANIAN, S.; NELSON, K.D.; SHASTRI, P.; CONSTANTINESCU, A.; KULKARNI, P.; JESSEN, M.E.; EBERHART, R.C. Design of an oxygenator with enhanced gas transfer efficiency. **ASAIO Journal**, v.43, p. M710-M714, 1997.

RICHARDSON, P.D.; SNIDER, M.N T.; GALLETTI, P.M. Oxygen transfer to blood in membrane lungs: correlation with and prediction from in vivo measurements. **Transactions of the American Society for Artificial and Internal Organs**, v. 17, p. 323-329, 1971.

RYGG, I.H.; KYVSGAARD, E. A disposable polyethylene oxygenator system applied in a heart-lung machine. **Acta Chirurgica Scandinavica**, v.112, p. 433-437, 1956.



SCHULTZ, D.H.; SHAH, V.L.; SHAY, W.; WANG, P. Diffusion of oxygen and carbon dioxide through blood flowing in a channel. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v.15, n.2, p.98-105, 1977.

SHAPIRO H., STONER E.K. Body temperature and oxygen uptake in man. **Annals of Physical Medicine**, v.8, n.2, p.50-55, 1966.

SMEBY, L.; GRIMSRUD, L. Theoretical investigation of mass transfer in membrane oxygenators. **Medical & Biological Engineering**, v.12, n. 5, p.698-706, Sep 1974.

STEIN, T.R.; MARTIN, J.C.; KELLER, K.H. Steady-state oxygen transport through red blood cell suspensions. **Journal of Applied Physiology**, v.31, n.3, p.397-402, Sep 1971.

SUEDA, T.; FUKUNAGA, S.; MATSUURA, Y.; KAJIHARA, H. Evaluation of two new liquid-liquid oxygenators. **ASAIO Journal**, v.39, n.4, p.923-928, 1993.

SUMA, K.; TSUJI, T.; TAKEUCHI, Y.; INOUE, K.; SHIROMA, K.; YOSHIKAWA, T.; NARUMI, J. Clinical performance of microporous polypropylene hollow-fiber oxygenator. **The Annals of Thoracic Surgery**, v.32, p.558-562, 1981.

TABOREK, J. F and  $\theta$  charts for cross-flow arrangements. In: Hewitt G. F. **Handbook of Heat Exchanger Design** New York: Begell House, Inc. 1992, p. 1.5.3-1 a 1.5.3-13.

TAYLOR, K.N. **Cardiopulmonary Bypass**, London: Chapman and Hall Ltd, 1986, 439p.

TRUDELL, L.A.; FRIEDMANN, L.I.; KAKVAN, M.; GALLETTI, P.M.; RICHARDSON, P.D. Evaluation of a disposable membrane oxygenator. **Transactions of the American Society for Artificial and Internal Organs**, v. 18, p. 538-545, 1972.

TURRI F.; DELLA VOLPE A.; LEIRNER A.A. Clinical comparison of blood oxygenators: a retrospective study. **Artificial Organs**, v.19, n.3, p. 263-266, 1995.

VASLEF, S.N.; MOCKROS, L.F.; ANDERSON, R.W.; LEONARD, R.J. Use of a mathematical model to predict oxygen transfer rates in hollow fiber membrane oxygenators. **ASAIO Journal**, v. 40, p. 990-996, 1994.

VILLARROEL, F.; LANHAM, C.E.; BISCHOFF, K.B.; REGAN, T.M.; CALKINS, J.M. Gas transfer to blood flowing in semipermeable tubes under steady and pulsatile flow conditions. **Chemical Engineering Progress Symposium Series**, v. 67, n. 114, p.96-104, 1971.

WANG, N.H.; KELLER K.H. Solute transport induced by erythrocyte motions in shear flow. **Transactions of the American Society for Artificial and Internal Organs**, v. 25, p.14-18, 1979.

WEISSMAN, M.H.; MOCKROS, L.F. Oxygen transfer to blood flowing in round tubes. **Proceedings of the ASCE, Journal of the Engineering Mechanics Division**, v. 93, n. EM6, p.225-244, 1967.

WEISSMAN, M.H.; MOCKROS, L.F. Oxygen and carbon dioxide transfer in membrane oxygenators. **Medical & Biological Engineering**, v.7, n.2, p.169-184, Mar 1969.

WHITE, F. M. **Viscous Fluid Flow**, edição internacional, New York: McGraw-Hill, Inc. 1991, 614p.

## ANEXO A

- Obtenção dos valores de  $P_{O_2}$  e  $P_{CO_2}$  numa amostra de sangue através do método da falsa posição com  $x_{O_2,s}$  e  $x_{CO_2,s}$  conhecidos.

O procedimento apresentado a seguir, resolve as equações das tabelas 7-2 e 7-3. O cálculo da  $P_{O_2}$  e  $P_{CO_2}$  numa amostra de sangue compreende um processo iterativo. Uma vez conhecidos os conteúdos de dióxido de carbono  $x_{CO_2}$  e oxigênio  $x_{O_2}$ , basta obter  $P_{CO_2}$  e  $P_{O_2}$  que simultaneamente forneçam estes valores. Para a obtenção destes valores utilizamos o método numérico de zero de função conhecido como método da falsa posição.

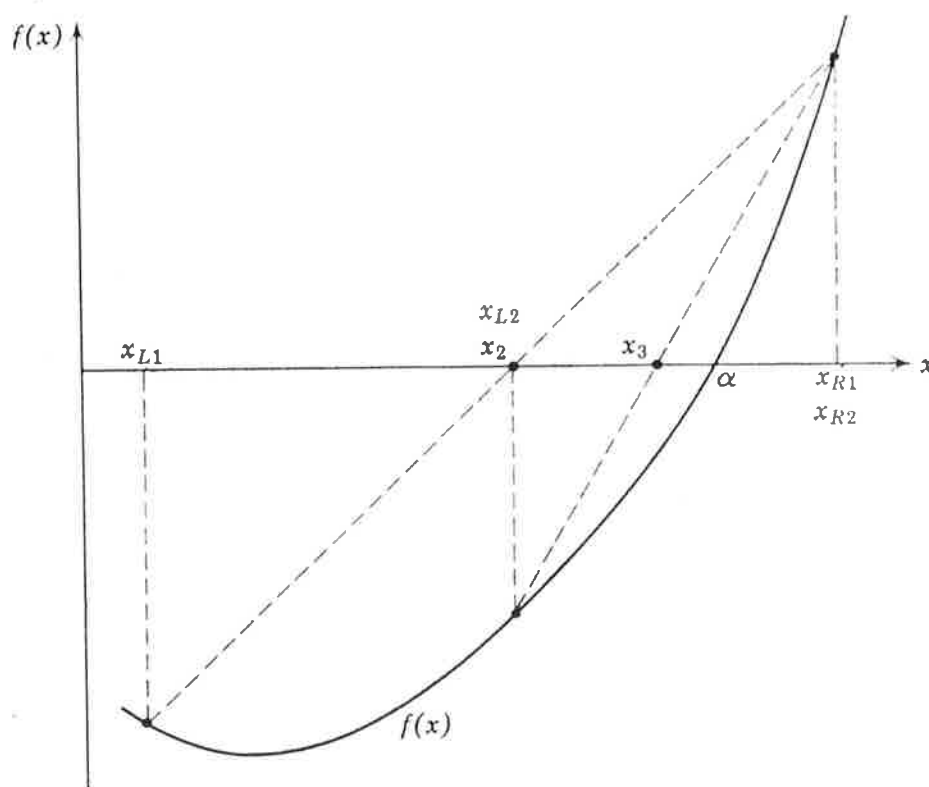


Figura A.1 – Método da falsa posição.

Conforme visto na figura A.1, sejam  $x_{L1}$  e  $x_{R1}$  números tal que  $f(x_{L1})$  e  $f(x_{R1})$  tenham sinais opostos. Seja  $x_2$  a abscissa do ponto de intersecção do eixo  $x$  e a corda unindo os pontos  $(x_{L1}, f(x_{L1}))$  e  $(x_{R1}, f(x_{R1}))$ . Aplicando-se a teoria de triângulos semelhantes, temos:

$$\frac{x_2 - x_{L1}}{f(x_{L1})} = \frac{x_2 - x_{R1}}{f(x_{R1})} \quad (\text{A.1})$$

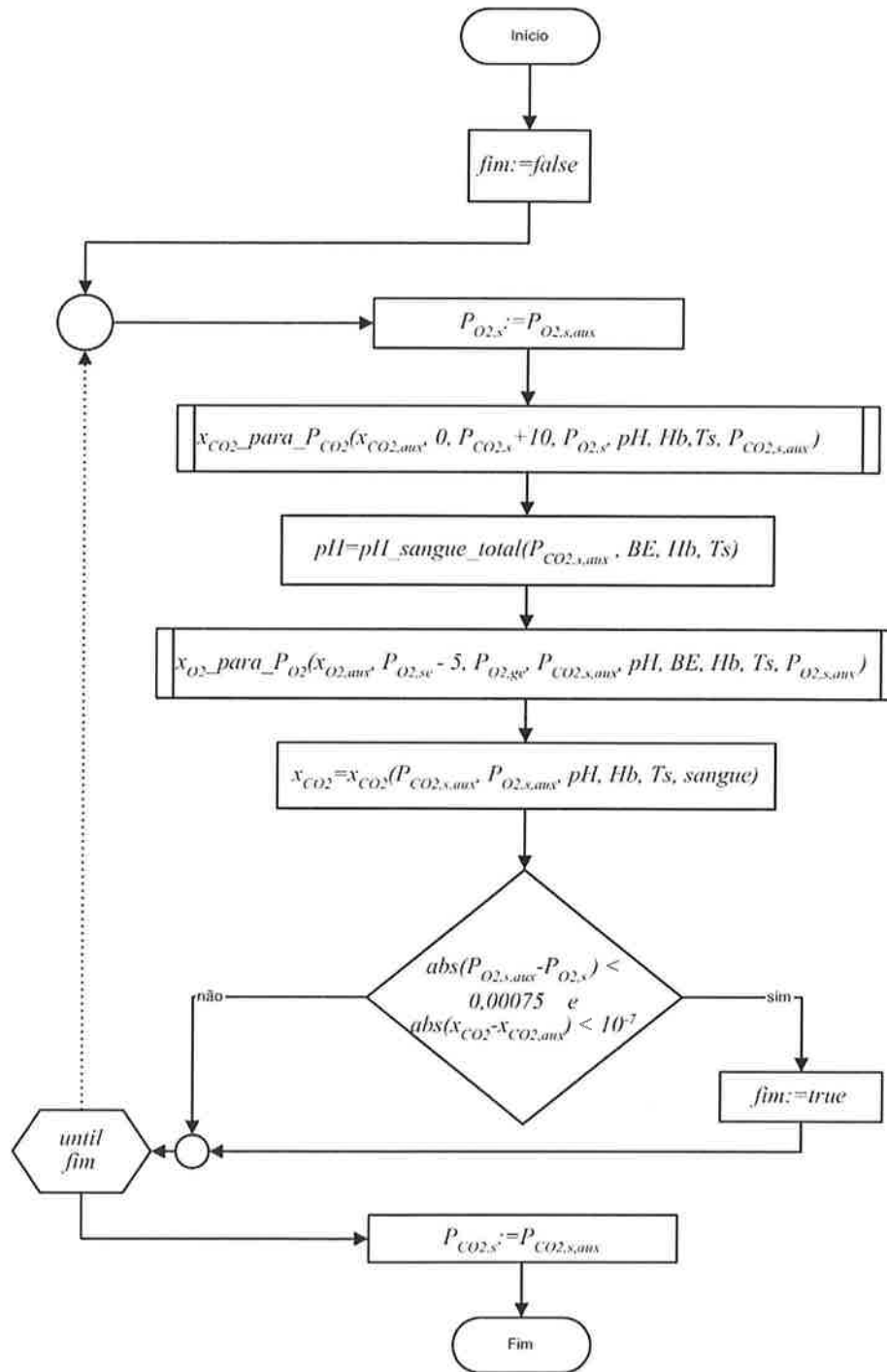
Resolvendo para  $x_2$ :

$$x_2 = \frac{x_{L1} \cdot f(x_{R1}) - x_{R1} \cdot f(x_{L1})}{f(x_{R1}) - f(x_{L1})} \quad (\text{A.2})$$

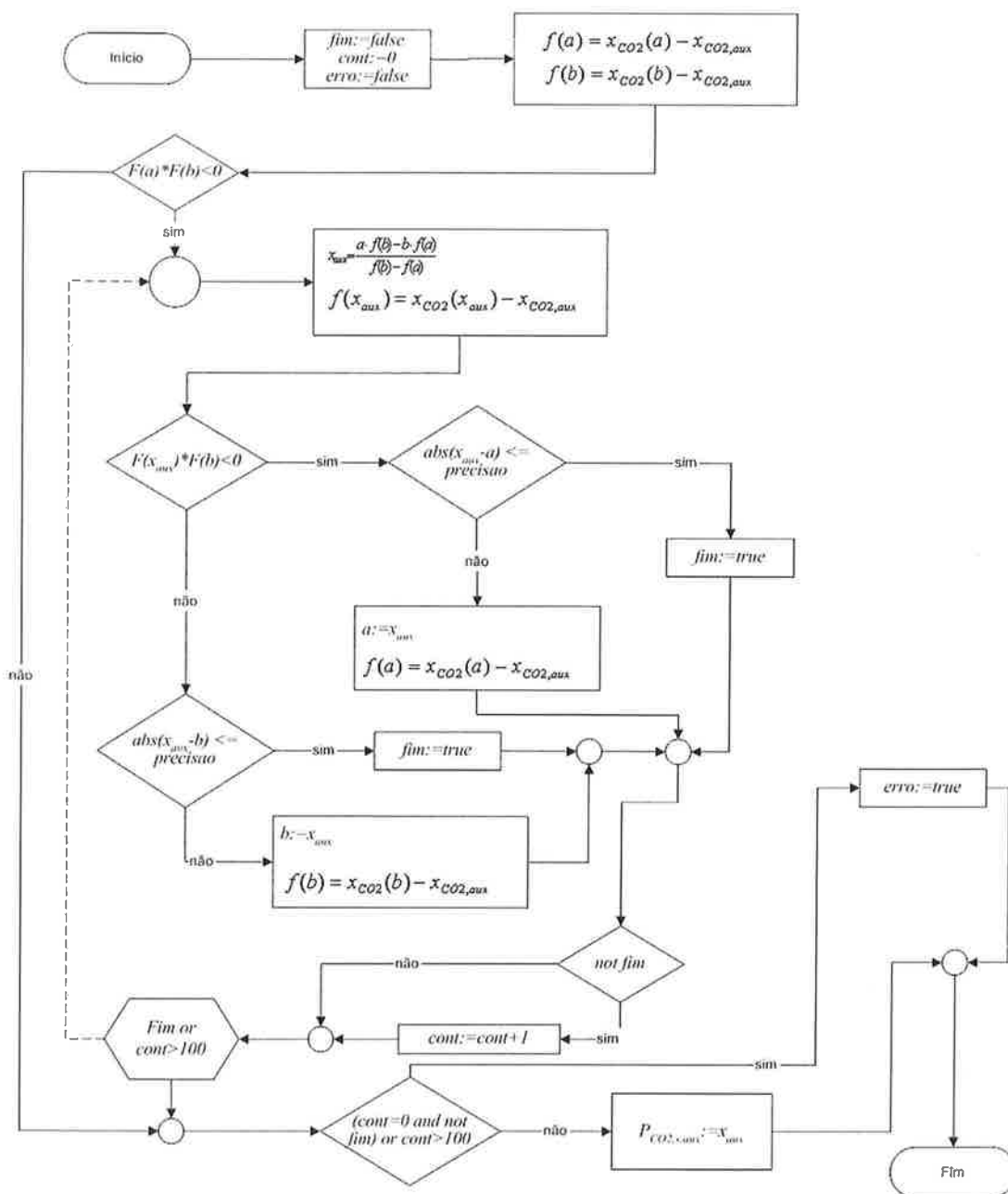
Se  $f(x_2)=0$ , o processo termina com um zero de  $f(x)$ . Se  $f(x_2)$  tem o mesmo sinal de  $f(x_{R1})$ , escolha  $x_{L2}=x_{R1}$  e  $x_{R2}=x_2$ . Se  $f(x_2)$  tem o mesmo sinal de  $f(x_{L1})$ , escolha  $x_{L2}=x_2$  e  $x_{R2}=x_{R1}$ . O processo é continuado até que se obtenha um valor  $x_k$  suficientemente próximo de  $\alpha$ .

A seguir apresentamos um algoritmo para a obtenção de  $P_{O_2,s}$  e  $P_{CO_2,s}$  pelo método da falsa posição.

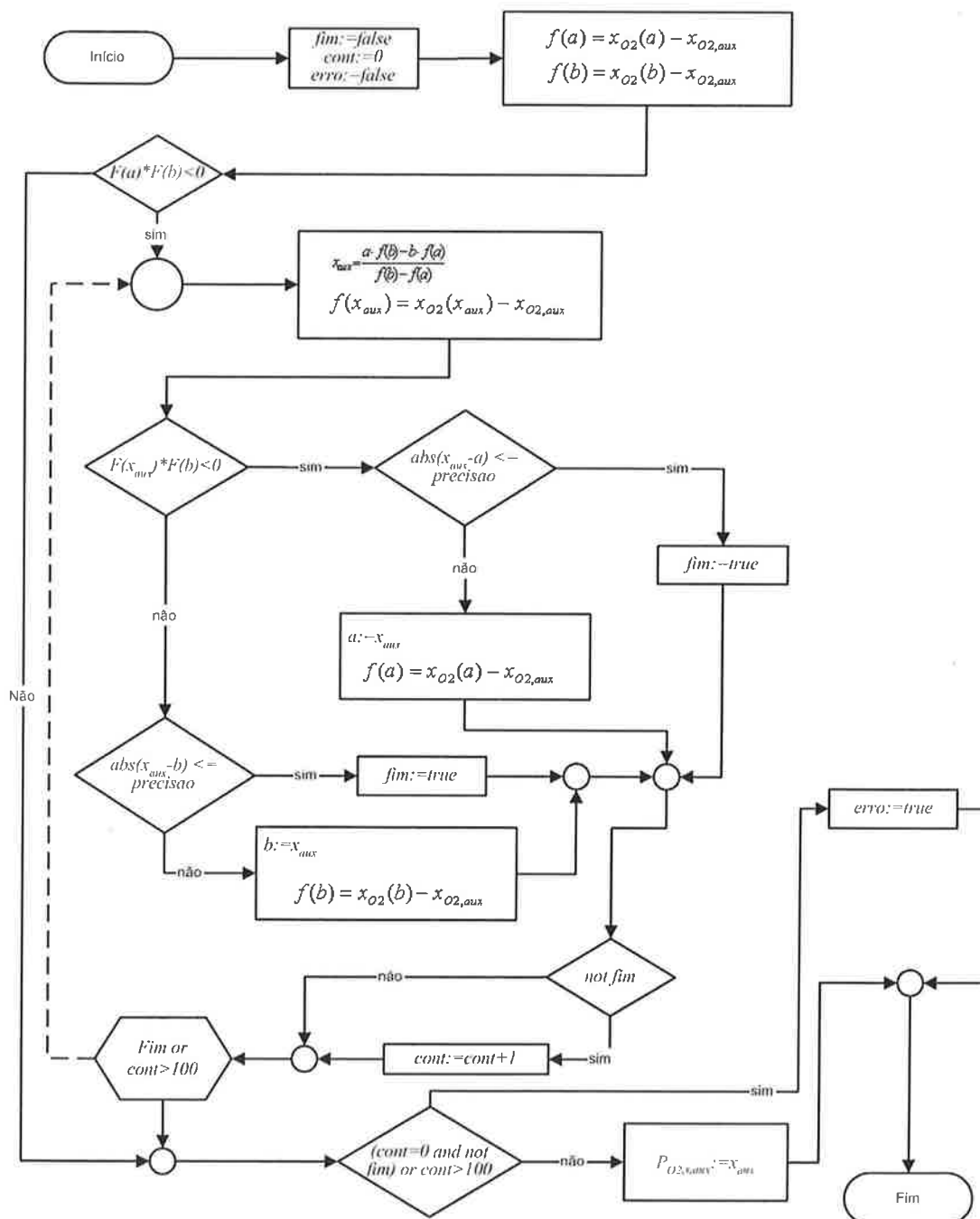
O processo inicia-se com uma estimativa inicial da  $P_{O_2}$ . O procedimento  $x_{CO_2\_para\_PCO_2}$  fornece um valor de  $P_{CO_2}$  no intervalo  $[0, P_{CO_2} + 10]$ , através da variável  $P_{CO_2,aux}$ , partindo-se de um valor de conteúdo de dióxido de carbono e valores para  $P_{O_2}$ ,  $pH$ ,  $Hb$  e  $Ts$ . Este procedimento resolve o conjunto de equações apresentadas na tabela 7-2. Em seguida, calculamos o valor de  $pH$  para a valor de  $P_{CO_2}$  obtido. Em seguida, executamos o procedimento  $x_{O_2\_para\_PO_2}$  que calcula o valor de  $P_{O_2}$ , através da variável  $P_{O_2,s,aux}$ , partindo-se de um valor de conteúdo de oxigênio e os valores novos obtidos para a  $P_{CO_2}$  e o  $pH$ , bem como os valores de  $BE$ ,  $Hb$  e  $Ts$ . O intervalo para a busca do valor de  $P_{O_2}$  é fixado em  $[P_{O_2,se} - 5, P_{O_2,ge}]$ . Este procedimento resolve o conjunto de equações apresentados na tabela 7-3. O valor obtido para  $P_{O_2,s,aux}$  deve ser comparado com a estimativa inicial para a  $P_{O_2}$ . O processo deve ser iterado até que haja convergência para a  $P_{O_2}$  e para o conteúdo de  $CO_2$ . Em seguida, utilizamos o valor obtido para  $P_{CO_2,s,aux}$  como o valor procurado de  $P_{CO_2}$ .



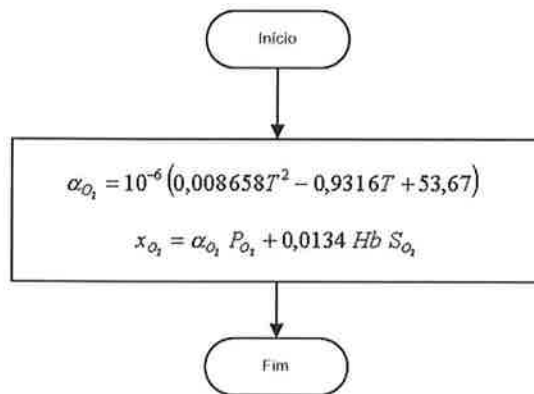
Procedimento  $x_{CO2\_para\_PCO2}$ (argumentos:  $x_{CO2,aux}$ ,  $a$ ,  $b$ ,  $P_{O2,s}$ ,  $pH$ ,  $Hb$ ,  $Ts$ ,  $P_{CO2,s,aux}$ )



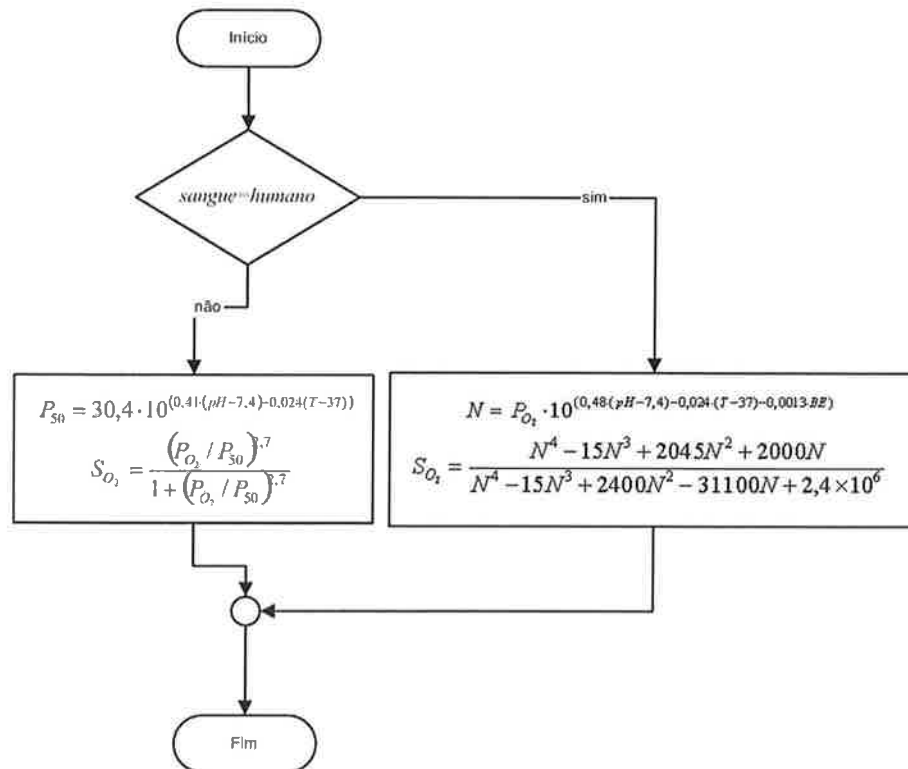
Procedimento  $x_{O_2\_para\_P_{O_2}}$ (argumentos:  $x_{O_2,aux}$ ,  $a$ ,  $b$ ,  $P_{CO_2,s}$ ,  $pH$ ,  $BE$ ,  $Hb$ ,  $T_s$ ,  $P_{O_2,s,aux}$ )



Função  $x_{O_2}$  (Argumentos:  $P_{O_2}$ ,  $pH$ ,  $BE$ ,  $Hb$ ,  $T_s$ , *sangue*)

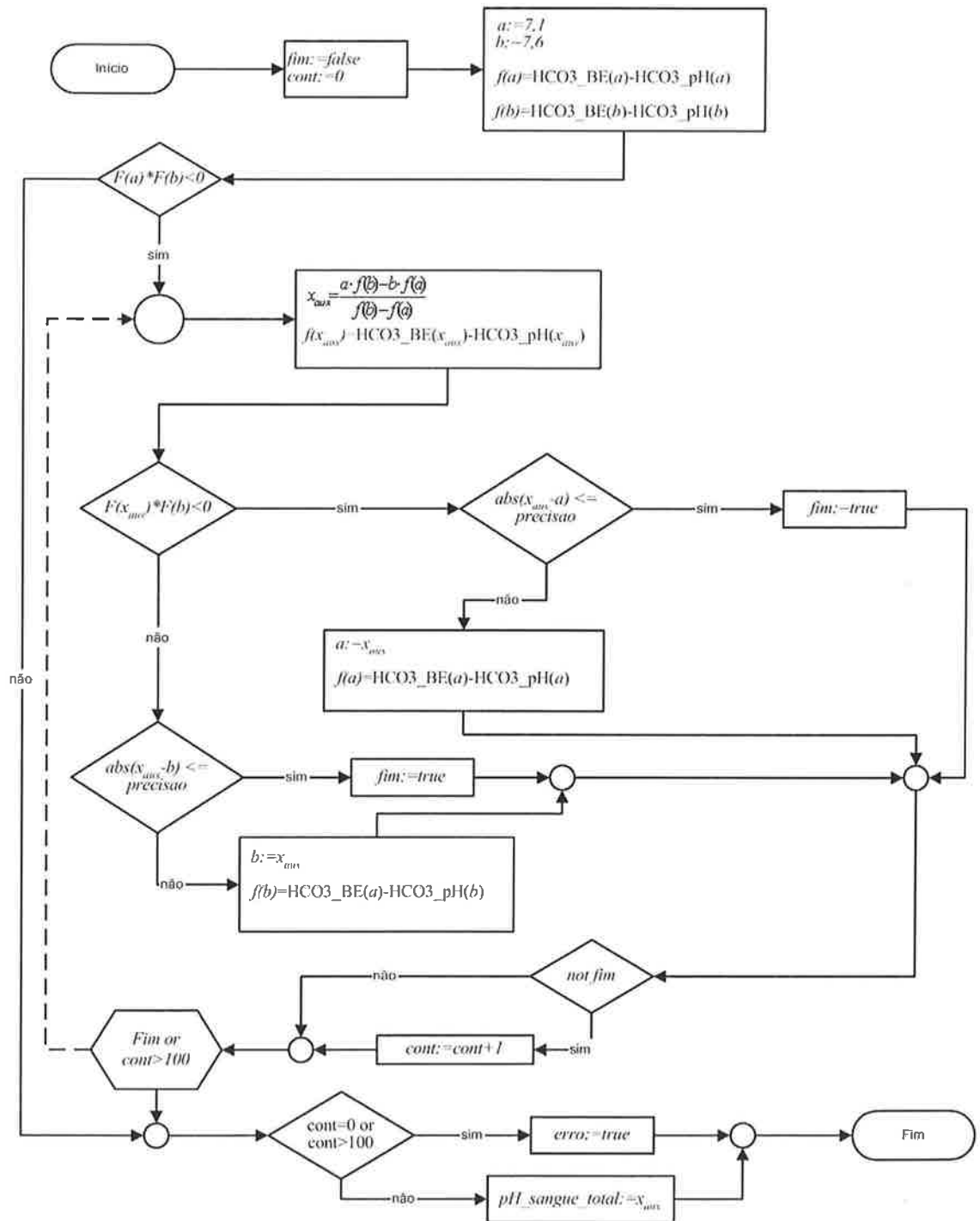


Função  $S_{O_2}$  (Argumentos:  $P_{O_2}$ ,  $pH$ ,  $BE$ ,  $T_s$ , *sangue*)

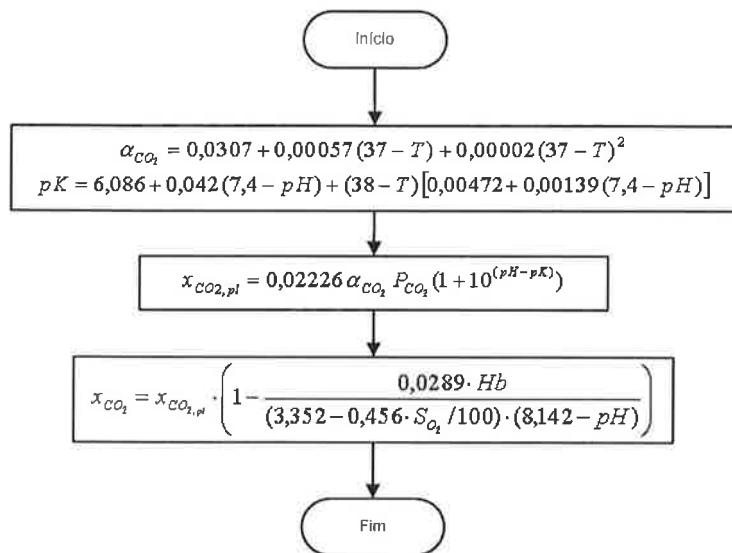




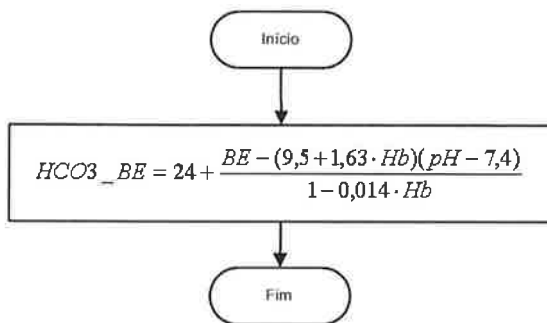
Função  $pH\_sangue\_total$  (argumentos:  $P_{CO_2}$ ,  $BE$ ,  $Hb$ ,  $Ts$ )



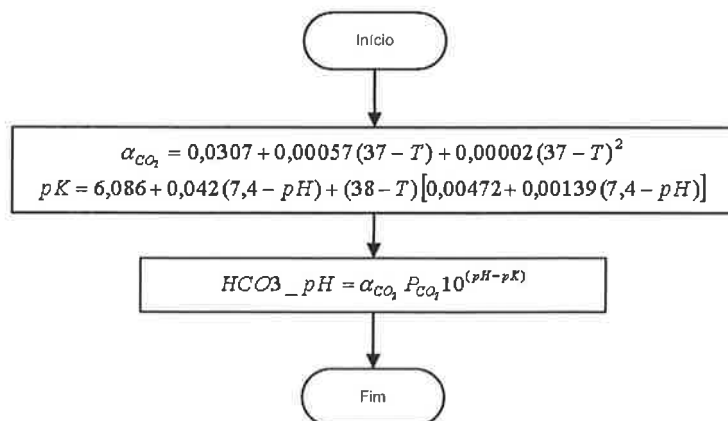
Função  $x_{CO_2}$  (argumentos:  $P_{CO_2}$ ,  $P_{O_2}$ ,  $pH$ ,  $Hb$ ,  $sangue$ )



Função  $HCO_3\_BE$  (argumentos:  $pH$ ,  $BE$ ,  $Hb$ )



Função  $HCO_3\_pH$  (argumentos:  $pH$ ,  $P_{CO_2}$ ,  $Ts$ )



## ANEXO B

**Incerteza padrão na medição do transporte de O<sub>2</sub> em testes com água**

O coeficiente global de transporte de O<sub>2</sub>, que é obtido através da eq.(8-1), depende das seguintes variáveis de entrada:

$$x = (\phi, T_o, T_e, P_B, P_{O_2,as}, P_{O_2,ae}) \quad (B.1)$$

A expressão para a incerteza padrão combinada, considerando-se possíveis correlações, corresponde a eq.(6-9), com  $y = K_{O_2}$ , e  $x = (\phi, T_o, T_e, P_B, P_{O_2,as}, P_{O_2,ae})$ .

Temos então:

$$\frac{\partial K_{O_2}}{\partial P_{O_2,as}} = -\frac{K_{O_2}}{F_{O_2}} \left( \frac{\partial F_{O_2}}{\partial P_{O_2}} \cdot \frac{P_{O_2}}{P_{O_2,as} - P_{O_2,ae}} + \frac{\partial F_{O_2}}{\partial R_{O_2}} \cdot \frac{R_{O_2}}{P_{O_2,ae} - P_{O_2,as}} \right) - \frac{K_{O_2}}{\Delta P_{O_2,2} - \Delta P_{O_2,1}} \left( 1 - \frac{\Delta P_{O_2,lm}}{\Delta P_{O_2,2}} \right) + \frac{K_{O_2}}{P_{O_2,as} - P_{O_2,ae}} \quad (B.2)$$

$$\frac{\partial K_{O_2}}{\partial P_{O_2,ae}} = -\frac{K_{O_2}}{F_{O_2}} \left( \frac{\partial F_{O_2}}{\partial P_{O_2}} \left( \frac{P_{O_2}}{P_{O_2,ge} - P_{O_2,ae}} - \frac{P_{O_2}}{P_{O_2,as} - P_{O_2,ae}} \right) - \frac{\partial F_{O_2}}{\partial R_{O_2}} \cdot \frac{R_{O_2}}{P_{O_2,ae} - P_{O_2,as}} \right) + \frac{K_{O_2}}{\Delta P_{O_2,2} - \Delta P_{O_2,1}} \left( \frac{\Delta P_{O_2,lm}}{\Delta P_{O_2,1}} - 1 \right) - \frac{K_{O_2}}{P_{O_2,as} - P_{O_2,ae}} \quad (B.3)$$

$$\frac{\partial K_{O_2}}{\partial P_{O_2,ge}} = \frac{K_{O_2}}{F_{O_2}} \left( \frac{\partial F_{O_2}}{\partial P_{O_2}} \cdot \frac{P_{O_2}}{P_{O_2,ge} - P_{O_2,ae}} + \frac{\partial F_{O_2}}{\partial R_{O_2}} \cdot \frac{R_{O_2}}{P_{O_2,gs} - P_{O_2,ge}} \right) + \frac{K_{O_2}}{\Delta P_{O_2,2} - \Delta P_{O_2,1}} \left( 1 - \frac{\Delta P_{O_2,lm}}{\Delta P_{O_2,2}} \right) \quad (B.4)$$

$$\frac{\partial K_{O_2}}{\partial P_{O_2,gs}} = -\frac{K_{O_2}}{F_{O_2}} \cdot \frac{\partial F_{O_2}}{\partial R_{O_2}} \cdot \frac{R_{O_2}}{P_{O_2,gs} - P_{O_2,ge}} + \frac{K_{O_2}}{\Delta P_{O_2,2} - \Delta P_{O_2,1}} \left( \frac{\Delta P_{O_2,lm}}{\Delta P_{O_2,1}} - 1 \right) \quad (B.5)$$

$$\frac{\partial K_{O_2}}{\partial \phi} = -0,209 \left( \frac{\partial K_{O_2}}{\partial P_{O_2,ge}} \cdot \frac{P_{H_2O,e}}{\phi} + \frac{\partial K_{O_2}}{\partial P_{O_2,gs}} \cdot \frac{\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial \phi}}{\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,gs}}} \right) \quad (B.6)$$

$$\frac{\partial K_{O_2}}{\partial T_o} = -0,209 \left( \frac{\partial K_{O_2}}{\partial P_{O_2,ge}} \cdot \frac{\partial P_{H_2O,e}}{\partial T_o} + \frac{\partial K_{O_2}}{\partial P_{O_2,gs}} \cdot \frac{\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial T_o}}{\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,gs}}} \right) \quad (B.7)$$

com

$$\frac{\partial P_{H_2O,e}}{\partial T_o} = P_{H_2O,e} \left( \frac{\phi(0,1206T_o - 1,8977)}{P_{H_2O,\phi}} + \frac{1 \times 10^{-4}T_o - 0,0015}{\rho_{H_2O,\phi}} + \frac{-2 \times 10^{-5}T_o - 0,0047}{\rho_{go}} \right) \quad (B.8)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial K_{O_2}}{\partial T_e} = & -0,209 \frac{\partial K_{O_2}}{\partial P_{O_2,ge}} \cdot \frac{\partial P_{H_2O,e}}{\partial T_e} + \frac{K_{O_2}}{\alpha_{O_2}} \cdot 10^{-5} (0,002T_e - 0,1076) + \\ & -0,209 \frac{\partial K_{O_2}}{\partial P_{O_2,gs}} \left( -\frac{P_{CO_2,gs}}{Q_{gs}} \cdot \frac{\partial Q_{gs}}{\partial T_e} + \frac{P_{CO_2,gs}}{\dot{V}_{CO_2}} \cdot \frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial T_e} + \frac{\partial P_{H_2O,sat}}{\partial T_e} \right) \end{aligned} \quad (B.9)$$

com

$$\frac{\partial P_{H_2O,e}}{\partial T_e} = P_{H_2O,e} \left( \frac{2 \times 10^{-5}T_e - 0,0047}{\rho_{ge}} - \frac{1 \times 10^{-4}T_e - 0,0015}{\rho_{H_2O,e}} \right) \quad (B.10)$$

$$\frac{\partial K_{O_2}}{\partial P_B} = 0,209 \left[ \frac{\partial K_{O_2}}{\partial P_{O_2,ge}} + \frac{\partial K_{O_2}}{\partial P_{O_2,gs}} \left( 1 - \frac{\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial P_B}}{\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,gs}}} \right) \right] \quad (B.11)$$

$$\frac{\partial K_{O_2}}{\partial Q_{go}} = -0,209 \frac{\partial K_{O_2}}{\partial P_{O_2,gs}} \left( \frac{\partial K_{CO_2}}{\partial Q_{go}} \right) \left( \frac{\partial K_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,gs}} \right) \quad (B.12)$$

$$\frac{\partial K_{O_2}}{\partial P_{CO_2,as}} = -0,209 \frac{\partial K_{O_2}}{\partial P_{O_2,gs}} \cdot \frac{\partial P_{CO_2,gs}}{\partial P_{CO_2,as}} \quad (B.13)$$

$$\frac{\partial K_{O_2}}{\partial P_{CO_2,ae}} = -0,209 \frac{\partial K_{O_2}}{\partial P_{O_2,gs}} \cdot \frac{\partial P_{CO_2,gs}}{\partial P_{CO_2,ae}} \quad (B.14)$$

Neste caso, consideramos como entradas correlacionadas  $P_{O_2,ae}$  e  $P_{O_2,as}$ . Estas variáveis são correlacionadas, pois são medidas com um mesmo aparelho de medição. O coeficiente de correlação foi obtido através de análise estatística. As derivadas parciais  $\frac{\partial FO_2}{\partial P_{-O_2}}$  e  $\frac{\partial FO_2}{\partial R_{-O_2}}$  são obtidas graficamente.

### Incerteza padrão na medição do transporte de CO<sub>2</sub> em testes com água

O coeficiente global de transporte de CO<sub>2</sub>, que é obtido através de uma equação semelhante à eq.(8-1), depende das seguintes variáveis de entrada:

$$x = (\phi, T_o, T_e, P_B, Q_{go}, P_{CO_2,as}, P_{CO_2,ae}) \quad (B.15)$$

A expressão para a incerteza padrão combinada, considerando-se possíveis correlações, corresponde a eq.(6-9), com  $y = K_{CO_2}$ , e  $x = (\phi, T_o, T_e, P_B, Q_{go}, P_{CO_2,as}, P_{CO_2,ae})$ . Temos então:

$$\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,as}} = -\frac{K_{CO_2}}{F_{CO_2}} \frac{\partial F_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,as}} - \frac{K_{CO_2}}{\Delta P_{CO_2,lm}} \frac{\partial \Delta P_{CO_2,lm}}{\partial P_{CO_2,as}} + \frac{K_{CO_2}}{P_{CO_2,as} - P_{CO_2,ae}} \quad (B.16)$$

com:

$$\begin{aligned} \frac{\partial F_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,as}} = & -\frac{\partial F_{CO_2}}{\partial R_{CO_2}} \left( \frac{R_{CO_2}}{P_{CO_2,ae} - P_{CO_2,as}} + \frac{R_{CO_2}}{P_{CO_2,gs}} \cdot \frac{\partial P_{CO_2,gs}}{\partial P_{CO_2,as}} \right) + \\ & + \frac{\partial F_{CO_2}}{\partial P_{CO_2}} \cdot \frac{P_{CO_2}}{P_{CO_2,gs}} \cdot \frac{\partial P_{CO_2,gs}}{\partial P_{CO_2,as}} \end{aligned} \quad (B.17)$$

e

$$\frac{\partial \Delta P_{CO_2,lm}}{\partial P_{CO_2,as}} = \frac{\Delta P_{CO_2,lm}}{\Delta P_{CO_2,2} - \Delta P_{CO_2,1}} \left[ 1 - \frac{\Delta P_{CO_2,lm}}{\Delta P_{CO_2,2}} + \left( 1 - \frac{\Delta P_{CO_2,lm}}{\Delta P_{CO_2,1}} \right) \cdot \frac{\partial P_{CO_2,gs}}{\partial P_{CO_2,as}} \right] \quad (B.18)$$

e

$$\frac{\partial P_{CO_2,gs}}{\partial P_{CO_2,as}} = \frac{\dot{V}_{CO_2} P_{CO_2,gs}}{P_{CO_2,as} - P_{CO_2,ae}} \left( \frac{1}{\dot{V}_{CO_2}} + \frac{1}{Q_{gs}} \right) \quad (B.19)$$

$$\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,ae}} = -\frac{K_{CO_2}}{F_{CO_2}} \frac{\partial F_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,ae}} - \frac{K_{CO_2}}{\Delta P_{CO_2,lm}} \frac{\partial \Delta P_{CO_2,lm}}{\partial P_{CO_2,ae}} - \frac{K_{CO_2}}{P_{CO_2,as} - P_{CO_2,ae}} \quad (B.20)$$

com

$$\frac{\partial F_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,ae}} = \frac{\partial F_{CO_2}}{\partial R_{CO_2}} \left( \frac{R_{CO_2}}{P_{CO_2,ae} - P_{CO_2,as}} - \frac{R_{CO_2}}{P_{CO_2,gs}} \cdot \frac{\partial P_{CO_2,gs}}{\partial P_{CO_2,ae}} \right) + \frac{\partial F_{CO_2}}{\partial P_{CO_2}} \cdot \left( -\frac{P_{CO_2}}{P_{CO_2,ae}} + \frac{P_{CO_2}}{P_{CO_2,gs}} \cdot \frac{\partial P_{CO_2,gs}}{\partial P_{CO_2,ae}} \right) \quad (B.21)$$

e

$$\frac{\partial \Delta P_{CO_2,lm}}{\partial P_{CO_2,ae}} = \frac{\Delta P_{CO_2,lm}}{\Delta P_{CO_2,2} - \Delta P_{CO_2,1}} \left( \frac{\Delta P_{CO_2,lm}}{\Delta P_{CO_2,1}} - 1 \right) \cdot \left( 1 - \frac{\partial P_{CO_2,gs}}{\partial P_{CO_2,ae}} \right) \quad (B.22)$$

e

$$\frac{\partial P_{CO_2,gs}}{\partial P_{CO_2,ae}} = -\frac{\dot{V}_{CO_2} P_{CO_2,gs}}{P_{CO_2,as} - P_{CO_2,ae}} \left( \frac{1}{\dot{V}_{CO_2}} + \frac{1}{Q_{gs}} \right) \quad (B.23)$$

$$\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial \phi} = \frac{\partial K_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,gs}} \cdot \frac{Q_{ge}}{Q_{gs}} \cdot \frac{P_{CO_2,gs} P_{H_2O,e}}{\phi(P_B - P_{H_2O,sat})} \quad (B.24)$$

com

$$\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,gs}} = -\frac{K_{CO_2}}{F_{CO_2}} \frac{\partial F_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,gs}} - \frac{K_{CO_2}}{\Delta P_{CO_2,lm}} \frac{\partial \Delta P_{CO_2,lm}}{\partial P_{CO_2,gs}} \quad (B.25)$$

com

$$\frac{\partial F_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,gs}} = \frac{\partial F_{CO_2}}{\partial R_{CO_2}} \cdot \frac{-R_{CO_2}}{P_{CO_2,gs}} + \frac{\partial F_{CO_2}}{\partial P_{CO_2}} \cdot \frac{P_{CO_2}}{P_{CO_2,gs}} \quad (B.26)$$

e

$$\frac{\partial \Delta P_{CO_2,lm}}{\partial P_{CO_2,gs}} = \frac{\Delta P_{CO_2,lm}}{\Delta P_{CO_2,2} - \Delta P_{CO_2,1}} \left( 1 - \frac{\Delta P_{CO_2,lm}}{\Delta P_{CO_2,1}} \right) \quad (B.27)$$

$$\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial Q_{go}} = -\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,gs}} \cdot \frac{P_{CO_2,gs}}{Q_{gs}} \cdot \frac{Q_{ge}}{Q_{go}} \left( 1 - \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial Q_{ge}} \right) \quad (B.28)$$

$$\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial T_o} = -\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,gs}} \frac{P_{CO_2,gs}}{Q_{gs}} \left[ \frac{Q_{ge}}{\rho_{ge}} (2 \times 10^{-5} T_o - 0,0047) \left( 1 - \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial Q_{ge}} \right) + \right. \\ \left. - \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial P_{H_2O,e}} \cdot \frac{\partial P_{H_2O,e}}{\partial T_o} \right] \quad (B.29)$$

$$\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial P_B} = \frac{\partial K_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,gs}} \cdot \left( \frac{P_{CO_2,gs}}{P_B} - \frac{P_{CO_2,gs}}{P_B - P_{H_2O,sat}} \cdot \frac{\dot{V}_{H_2O}}{Q_{gs}} \right) \quad (B.30)$$

$$\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial T_e} = \frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial T_e} \left( \frac{\partial K_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,gs}} \cdot \frac{P_{CO_2,gs}}{\dot{V}_{CO_2}} + \frac{K_{CO_2}}{\dot{V}_{CO_2}} \right) - \frac{\partial K_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,gs}} \cdot \frac{P_{CO_2,gs}}{Q_{gs}} \cdot \frac{\partial Q_{gs}}{\partial T_e} \quad (B.31)$$

com

$$\frac{\partial Q_{gs}}{\partial T_e} = \frac{\partial Q_{ge}}{\partial T_e} \left( 1 - \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial Q_{ge}} \right) - \frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial T_e} \left( 1 + \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{CO_2}} \right) \\ - \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial P_{H_2O,sat}} \cdot \frac{\partial P_{H_2O,sat}}{\partial T_e} - \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial P_{H_2O,e}} \cdot \frac{\partial P_{H_2O,e}}{\partial T_e} \quad (B.32)$$

$$\frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial T_e} = \frac{\dot{V}_{CO_2}}{\alpha_{CO_2}} \cdot 10^{-4} (0,0058 T_e - 0,3796) \quad (B.33)$$

$$\frac{\partial Q_{ge}}{\partial T_e} = -\frac{Q_{ge}}{\rho_{ge}} (2 \times 10^{-5} T_e - 0,0047) \quad (B.34)$$

$$\frac{\partial P_{H_2O,sat}}{\partial T_e} = 0,1206 T_e - 1,8977 \quad (B.35)$$

$$\frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{CO_2}} = \frac{P_{H_2O,sat}}{P_B - P_{H_2O,sat}} \quad (B.36)$$

$$\frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial Q_{ge}} = \frac{P_{H_2O,e} - P_{H_2O,sat}}{P_B - P_{H_2O,sat}} \quad (B.37)$$

$$\frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial P_{H_2O,sat}} = -\frac{Q_{gs}}{P_B - P_{H_2O,sat}} \quad (B.38)$$



$$\frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial P_{H_2O,e}} = \frac{Q_{ge}}{P_B - P_{H_2O,sat}} \quad (\text{B.39})$$

sendo que  $\frac{\partial P_{H_2O,e}}{\partial T_o}$  e  $\frac{\partial P_{H_2O,e}}{\partial T_e}$  são apresentados nas equações B.8 e B.10, respectivamente.

Neste caso, consideramos como entradas correlacionadas  $P_{CO_2,ae}$  e  $P_{CO_2,as}$ . Estas variáveis são correlacionadas, pois são medidas com um mesmo aparelho de medição. O coeficiente de correlação foi obtido através de análise estatística. As derivadas parciais  $\frac{\partial FCO_2}{\partial P\_CO_2}$  e  $\frac{\partial FCO_2}{\partial R\_CO_2}$  são obtidas graficamente.

## ANEXO C

Incerteza padrão na medição do transporte de O<sub>2</sub> em testes com sangueIncerteza na  $\dot{V}_{O_2}$ 

O transporte de O<sub>2</sub> é obtido através da eq.(7-32). A seguir apresentamos a expressão da incerteza padrão com as derivadas parciais obtidas para o seu cálculo. A expressão para a incerteza padrão combinada, considerando-se possíveis correlações, foi apresentada no item 6.5, correspondendo a eq.(6-9), com  $y = \dot{V}_{O_2}$ , e  $x = (P_{O_2,se}, P_{O_2,ss}, pH_e, pH_s, Hb, T, Q_s)$ . Temos, então:

$$\frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial Q_s} = \frac{\dot{V}_{O_2}}{Q_s} \quad (C.1)$$

$$\frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial P_{O_2,se}} = -Q_s \cdot \frac{\partial x_{O_2,e}}{\partial P_{O_2,se}} \quad (C.2)$$

$$\frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial P_{O_2,ss}} = Q_s \cdot \frac{\partial x_{O_2,s}}{\partial P_{O_2,ss}} \quad (C.3)$$

$$\frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial pH_e} = -Q_s \cdot \frac{\partial x_{O_2,e}}{\partial pH_e} \quad (C.4)$$

$$\frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial pH_s} = Q_s \cdot \frac{\partial x_{O_2,s}}{\partial pH_s} \quad (C.5)$$

$$\frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial Hb} = Q_s \cdot \left( \frac{\partial x_{O_2,s}}{\partial Hb} - \frac{\partial x_{O_2,e}}{\partial Hb} \right) \quad (C.6)$$

$$\frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial T} = Q_s \cdot \left( \frac{\partial x_{O_2,s}}{\partial T} - \frac{\partial x_{O_2,e}}{\partial T} \right) \quad (C.7)$$

Neste caso, consideramos como entradas correlacionadas  $P_{O_2,se}$  e  $P_{O_2,ss}$ ;  $pH_e$  e  $pH_s$ . Estas variáveis são correlacionadas, pois são medidas com um mesmo

aparelho de medição. Os coeficientes de correlação foram obtidos através de análise estatística. As derivadas parciais dos conteúdos de  $O_2$  são apresentadas abaixo.

### Incerteza padrão da efetividade

A expressão para a incerteza padrão combinada, considerando-se possíveis correlações corresponde a eq.(6-9), onde  $y = Ef_{O_2}$  e  $x = (P_{O_2,se}, P_{O_2,ss}, pH_e, pH_s, Hb, T_e, T_o, P_B, \phi)$ . Temos então:

$$\frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial P_{O_2,se}} = \frac{Ef_{O_2} - 1}{x_{O_2,m\acute{a}x} - x_{O_2,se}} \cdot \frac{\partial x_{O_2,e}}{\partial P_{O_2,se}} \quad (C.9)$$

$$\frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial P_{O_2,ss}} = \frac{Ef_{O_2}}{x_{O_2,s} - x_{O_2,e}} \cdot \frac{\partial x_{O_2,s}}{\partial P_{O_2,ss}} \quad (C.10)$$

$$\frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial pH_e} = \frac{Ef_{O_2} - 1}{x_{O_2,m\acute{a}x} - x_{O_2,e}} \cdot \frac{\partial x_{O_2,e}}{\partial pH_e} \quad (C.11)$$

$$\frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial pH_s} = \frac{Ef_{O_2}}{x_{O_2,s} - x_{O_2,e}} \cdot \frac{\partial x_{O_2,s}}{\partial pH_s} \quad (C.12)$$

$$\frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial Hb} = \frac{Ef_{O_2}}{x_{O_2,s} - x_{O_2,e}} \cdot \frac{\partial x_{O_2,s}}{\partial Hb} + \frac{Ef_{O_2} - 1}{x_{O_2,m\acute{a}x} - x_{O_2,e}} \cdot \frac{\partial x_{O_2,e}}{\partial Hb} - \frac{Ef_{O_2}}{x_{O_2,m\acute{a}x} - x_{O_2,e}} \cdot \frac{\partial x_{O_2,m\acute{a}x}}{\partial Hb} \quad (C.13)$$

$$\frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial T_e} = \frac{Ef_{O_2}}{x_{O_2,s} - x_{O_2,e}} \cdot \frac{\partial x_{O_2,s}}{\partial T_e} + \frac{Ef_{O_2} - 1}{x_{O_2,m\acute{a}x} - x_{O_2,e}} \cdot \frac{\partial x_{O_2,e}}{\partial T_e} - \frac{Ef_{O_2}}{x_{O_2,m\acute{a}x} - x_{O_2,e}} \left( \frac{\partial x_{O_2,m\acute{a}x}}{\partial T_e} - 0,00003105 \frac{\partial P_{H_2O,e}}{\partial T_e} \right) \quad (C.14)$$

$$\frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial \phi} = - \frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial P_{O_2,ge}} \cdot \frac{P_{H_2O,e}}{\phi} \quad (C.15)$$

$$\frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial T_o} = - \frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial P_{O_2,ge}} \cdot \frac{\partial P_{H_2O,e}}{\partial T_o} \quad (C.16)$$

$$\frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial P_B} = \frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial P_{O_2,ge}} \quad (C.17)$$

com

$$\frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial P_{O_2,ge}} = - \frac{Ef_{O_2}}{x_{O_2,max} - x_{O_2,e}} \cdot \frac{\partial x_{O_2,max}}{\partial P_{O_2,ge}} \quad (C.18)$$

As derivadas parciais  $\frac{\partial P_{H_2O,e}}{\partial T_e}$  e  $\frac{\partial P_{H_2O,e}}{\partial T_o}$  foram obtidas no anexo B. Neste caso, consideramos como entradas correlacionadas  $P_{O_2,se}$  e  $P_{O_2,ss}$ ;  $pH_e$  e  $pH_s$ , pelo mesmo motivo apresentado no item anterior. Os coeficientes de correlação foram obtidos através de análise estatística. As derivadas parciais dos conteúdos de  $O_2$  são apresentadas a seguir.

### Derivadas parciais do conteúdo de $O_2$

O cálculo do conteúdo de  $O_2$  foi apresentado no item 2.2.4. Para sangue bovino, temos as seguintes derivadas parciais:

$$\frac{\partial x_{O_2}}{\partial P_{O_2}} = 0,00003105 + 0,03618 Hb \frac{S_{O_2}^2 P_{50}^{2,7}}{P_{O_2}^{3,7}} \quad (C.19)$$

$$\frac{\partial x_{O_2}}{\partial pH} = -0,0342 Hb \cdot S_{O_2} (1 - S_{O_2}) \quad (C.20)$$

$$\frac{\partial x_{O_2}}{\partial Hb} = 0,0134 S_{O_2} \quad (C.21)$$

$$\frac{\partial x_{O_2}}{\partial T} = 10^{-5} (0,002T - 0,1076) P_{O_2} + 0,00200 Hb \cdot S_{O_2} (1 - S_{O_2}) \quad (C.22)$$

## Incerteza padrão na medição do transporte de CO<sub>2</sub> em testes com sangue

### Incerteza na $\dot{V}_{CO_2}$

O transporte de CO<sub>2</sub> é obtido através da eq.(7-33). A expressão para a incerteza padrão combinada, considerando-se possíveis correlações, foi apresentada no item 6.5, correspondendo a eq.(6-9), onde  $y = \dot{V}_{CO_2}$  e  $x = (P_{O_2,se}, P_{O_2,ss}, P_{CO_2,se}, P_{CO_2,ss}, pH_e, pH_s, Hb, T, Q_s)$ . Temos então:

$$\frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial Q_s} = \frac{\dot{V}_{CO_2}}{Q_s} \quad (C.23)$$

$$\frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial P_{O_2,se}} = -Q_s \cdot \frac{\partial x_{CO_2,e}}{\partial P_{O_2,se}} \quad (C.24)$$

$$\frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial P_{O_2,ss}} = Q_s \cdot \frac{\partial x_{CO_2,s}}{\partial P_{O_2,ss}} \quad (C.25)$$

$$\frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,se}} = -Q_s \cdot \frac{\partial x_{CO_2,e}}{\partial P_{CO_2,se}} \quad (C.26)$$

$$\frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,ss}} = Q_s \cdot \frac{\partial x_{CO_2,s}}{\partial P_{CO_2,ss}} \quad (C.27)$$

$$\frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial pH_e} = -Q_s \cdot \frac{\partial x_{CO_2,e}}{\partial pH_e} \quad (C.28)$$

$$\frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial pH_s} = Q_s \cdot \frac{\partial x_{CO_2,s}}{\partial pH_s} \quad (C.29)$$

$$\frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial Hb} = Q_s \cdot \left( \frac{\partial x_{CO_2,s}}{\partial Hb} - \frac{\partial x_{CO_2,e}}{\partial Hb} \right) \quad (C.30)$$

$$\frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial T} = Q_s \cdot \left( \frac{\partial x_{CO_2,s}}{\partial T} - \frac{\partial x_{CO_2,e}}{\partial T} \right) \quad (C.31)$$

Neste caso, consideramos como entradas correlacionadas  $P_{CO_2,se}$  e  $P_{CO_2,ss}$ ;  $P_{O_2,se}$  e  $P_{O_2,ss}$ ;  $pH_e$  e  $pH_s$ . Estas variáveis são correlacionadas, pois baseiam-se numa variável que é medida com um mesmo aparelho de medição. Os coeficientes de correlação foram obtidos através de análise estatística.

### Incerteza padrão da efetividade

A efetividade é obtida através da eq.(6-6). A expressão para a incerteza padrão combinada considerando-se possíveis correlações corresponde a eq.(6-9), onde  $y = Ef_{CO_2}$  e  $x = (P_{O_2,se}, P_{O_2,ss}, P_{CO_2,se}, P_{CO_2,ss}, pH_e, pH_s, Hb, Q_s, T_o, T_e, P_B, \phi)$ .

Temos então:

$$\frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial Q_s} = \frac{Ef_{CO_2}}{Q_s} \left\{ 1 + \frac{1}{Q_{gs}} \left[ \dot{V}_{O_2} \left( 1 + \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{O_2}} \right) + \dot{V}_{CO_2} \left( 1 + \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{CO_2}} \right) \right] \right\} \quad (C.32)$$

$$\frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial P_{O_2,se}} = -Ef_{CO_2} Q_s \left\{ \frac{1}{\dot{V}_{CO_2}} \frac{\partial x_{CO_2,e}}{\partial P_{O_2,se}} + \frac{1}{Q_{gs}} \left[ \frac{\partial x_{O_2,e}}{\partial P_{O_2,se}} \left( 1 + \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{O_2}} \right) + \frac{\partial x_{CO_2,e}}{\partial P_{O_2,se}} \left( 1 + \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{CO_2}} \right) \right] \right\} \quad (C.33)$$

$$\frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial P_{O_2,ss}} = Ef_{CO_2} Q_s \left\{ \frac{1}{\dot{V}_{CO_2}} \frac{\partial x_{CO_2,s}}{\partial P_{O_2,ss}} + \frac{1}{Q_{gs}} \left[ \frac{\partial x_{O_2,s}}{\partial P_{O_2,ss}} \left( 1 + \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{O_2}} \right) + \frac{\partial x_{CO_2,s}}{\partial P_{O_2,ss}} \left( 1 + \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{CO_2}} \right) \right] \right\} \quad (C.34)$$

$$\frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,se}} = -Ef_{CO_2} \left\{ \frac{1}{P_{CO_2,se}} + \frac{Q_s}{\dot{V}_{CO_2}} \frac{\partial x_{CO_2,e}}{\partial P_{O_2,se}} + \frac{Q_s}{Q_{gs}} \left[ \frac{\partial x_{CO_2,e}}{\partial P_{CO_2,se}} \left( 1 + \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{CO_2}} \right) \right] \right\} \quad (C.35)$$

$$\frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial P_{CO_2,ss}} = Ef_{CO_2} Q_s \left\{ \frac{1}{\dot{V}_{CO_2}} \frac{\partial x_{CO_2,s}}{\partial P_{CO_2,ss}} + \frac{1}{Q_{gs}} \left[ \frac{\partial x_{CO_2,s}}{\partial P_{CO_2,ss}} \left( 1 + \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{CO_2}} \right) \right] \right\} \quad (C.36)$$

$$\frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial pH_e} = -Ef_{CO_2} Q_s \left\{ \frac{1}{\dot{V}_{CO_2}} \frac{\partial x_{CO_2,e}}{\partial pH_e} + \frac{1}{Q_{gs}} \left[ \frac{\partial x_{O_2,e}}{\partial pH_e} \left( 1 + \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{O_2}} \right) + \frac{\partial x_{CO_2,e}}{\partial pH_e} \left( 1 + \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{CO_2}} \right) \right] \right\} \quad (C.37)$$

$$\frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial pH_s} = Ef_{CO_2} Q_s \left\{ \frac{1}{\dot{V}_{CO_2}} \frac{\partial x_{CO_2,s}}{\partial pH_s} + \frac{1}{Q_{gs}} \left[ \frac{\partial x_{O_2,s}}{\partial pH_s} \left( 1 + \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{O_2}} \right) + \frac{\partial x_{CO_2,s}}{\partial pH_s} \left( 1 + \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{CO_2}} \right) \right] \right\} \quad (C.38)$$

$$\frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial Hb} = \frac{Ef_{CO_2}}{\dot{V}_{CO_2}} \frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial Hb} + \frac{Ef_{CO_2}}{Q_{gs}} \left[ \frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial Hb} \left( 1 + \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{O_2}} \right) + \frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial Hb} \left( 1 + \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{CO_2}} \right) \right] \quad (C.39)$$

$$\frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial T_e} = \frac{Ef_{CO_2}}{\dot{V}_{CO_2}} \frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial T_e} + \frac{Ef_{CO_2}}{Q_{gs}} \left\{ \frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial T_e} \left( 1 + \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{O_2}} \right) + \frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial T_e} \left( 1 + \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{CO_2}} \right) + \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial P_{H_2O,sat}} \cdot \frac{\partial P_{H_2O,sat}}{\partial T_e} + \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial P_{H_2O,e}} \cdot \frac{\partial P_{H_2O,e}}{\partial T_e} + \frac{\partial Q_{ge}}{\partial T_e} \left( \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial Q_{ge}} - 1 \right) \right\} \quad (C.4)$$

0)

$$\frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial T_o} = -\frac{Ef_{CO_2}}{Q_{gs}} \left[ \frac{Q_{ge}}{\rho_{go}} (2 \times 10^{-5} T_o - 0,0047) \left( 1 - \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial Q_{ge}} \right) - \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial P_{H_2O,e}} \cdot \frac{\partial P_{H_2O,e}}{\partial T_o} \right] \quad (C.41)$$

$$\frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial \phi} = \frac{Ef_{CO_2}}{Q_{gs}} \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial P_{H_2O,e}} \frac{P_{H_2O,e}}{\phi} \quad (C.42)$$

$$\frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial Q_{go}} = -\frac{Ef_{CO_2}}{Q_{gs}} \cdot \frac{Q_{ge}}{Q_{go}} \left( 1 - \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial Q_{ge}} \right) \quad (C.43)$$

$$\frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial P_B} = Ef_{CO_2} \left( \frac{1}{P_B} - \frac{1}{P_B - P_{H_2O,sat}} \cdot \frac{\dot{V}_{H_2O}}{Q_{gs}} \right) \quad (C.44)$$

Neste caso, consideramos como entradas correlacionadas  $P_{CO_2,se}$  e  $P_{CO_2,ss}$ ;  $P_{O_2,se}$  e  $P_{O_2,ss}$ ;  $pH_e$  e  $pH_s$ . Estas variáveis são correlacionadas, pois baseiam-se numa variável que é medida com um mesmo aparelho de medição. As derivadas parciais :

$$\frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{CO_2}}, \quad \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial P_{H_2O,sat}}, \quad \frac{\partial P_{H_2O,sat}}{\partial T_e}, \quad \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial P_{H_2O,e}}, \quad \frac{\partial P_{H_2O,e}}{\partial T_e}, \quad \frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial Q_{ge}}, \quad \frac{\partial Q_{ge}}{\partial T_o}, \quad \frac{\partial P_{H_2O,e}}{\partial T_e}$$

foram obtidas no anexo B. A derivada parcial  $\frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{O_2}}$  é igual a  $\frac{\partial \dot{V}_{H_2O}}{\partial \dot{V}_{CO_2}}$ . A derivada parcial  $\frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial T_e}$  corresponde a equação (C.7) e a derivada parcial  $\frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial T_e}$  corresponde a equação (C.31). As derivadas parciais do conteúdo de  $CO_2$  são apresentadas abaixo. Os coeficientes de correlação foram obtidos através de análise estatística.

### Derivadas parciais do conteúdo de $CO_2$

O cálculo do conteúdo de  $CO_2$  foi apresentado no item 2.1.6.

$$\frac{\partial x_{CO_2}}{\partial P_{CO_2}} = \frac{x_{CO_2}}{P_{CO_2}} \quad (C.40)$$

$$\frac{\partial x_{CO_2}}{\partial P_{O_2}} = (x_{CO_2} - x_{CO_2,pl}) \left( \frac{1,23}{3,352 - 0,456 S_{O_2}} \frac{S_{O_2}^2 P_{50}^{2,7}}{P_{O_2}^{3,7}} \right) \quad (C.41)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial x_{CO_2}}{\partial pH} = & 0,001543 P_{CO_2} 10^{pH-6,1} \frac{x_{CO_2}}{x_{CO_2,pl}} \\ & + (x_{CO_2} - x_{CO_2,pl}) \left( \frac{1}{8,142 - pH} - \frac{1,1623 S_{O_2} (1 - S_{O_2})}{3,352 - 0,456 S_{O_2}} \right) \end{aligned} \quad (C.42)$$

$$\frac{\partial x_{CO_2}}{\partial Hb} = \frac{x_{CO_2} - x_{CO_2,pl}}{Hb} \quad (C.43)$$



$$\frac{\partial x_{CO_2}}{\partial T} = (x_{CO_2} - x_{CO_2,pl}) \left( \frac{0,06804 S_{O_2} (1 - S_{O_2})}{3,352 - 0,456 S_{O_2}} \right) - \frac{1,76 \times 10^{-5} x_{CO_2}}{0,000686} \quad (C.44)$$

## ANEXO D

## RESULTADOS TESTES COM ÁGUA

## Oxigenador Protótipo

 $Q_a=4,0$  L/min

Tabela 10-1- Valores medidos – Água - P4

	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$\phi$	$P_{CO_2,ae}$	$P_{O_2,ae}$	$P_{CO_2,as}$	$P_{O_2,as}$
	°C	°C	mmHg		mmHg	mmHg	mmHg	mmHg
Média	22,5	37,1	694,9	0,20	76,1	20,4	14,9	135,3
DPM	0,3	0,0	0,6	0,00	1,1	0,7	0,3	0,4
n	10	10	10	10	10	10	10	10

Tabela 10-2 - Coeficientes de correlação – Água - P4

$r(P_{CO_2,as}, P_{CO_2,ae}) =$	0,76
$r(P_{O_2,as}, P_{O_2,ae}) =$	-0,61

Tabela 10-3 - Valores calculados: gás – Água - P4

$Q_{ge}$	$P_{H_2O,e}$	$P_{O_2,ge}$	$P_{CO_2,gs}$	$P_{O_2,gs}$
ml/min	mmHg	mmHg	mmHg	mmHg
4424	4	144	32	129

Tabela 10-4 - Valores calculados: oxigênio – Água - P4

$\dot{V}_{O_2}$	$R_{O_2}$	$P_{O_2}$	$F$	$\Delta P_{O_2,1}$	$\Delta P_{O_2,2}$	$\Delta P_{O_2,LM}$	$K_{O_2}$
ml/min				mmHg	mmHg	mmHg	ml/min/mmHg/m <sup>2</sup>
18,0	0,14	0,93	0,90	-108	-9	-40	-0,22

Tabela 10-5- Valores calculados: dióxido de carbono – Água - P4

$\dot{V}_{CO_2}$	$R_{CO_2}$	$P_{CO_2}$	$F$	$\Delta P_{CO_2,1}$	$\Delta P_{CO_2,2}$	$\Delta P_{CO_2,LM}$	$K_{CO_2}$
ml/min				mmHg	mmHg	mmHg	ml/min/mmHg/m <sup>2</sup>
-231	1,9	0,43	0,81	44	15	27	4,63

Tabela 10-6 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Água - P4

$x_i$	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$Q_{go}$	$\phi$	$P_{O_2,ae}$	$P_{O_2,as}$	$P_{CO_2,ae}$	$P_{CO_2,as}$
$\frac{\partial K_{O_2}}{\partial x_i}$	-0,0003	0,0008	0,0022	0,0000	-0,0321	0,0004	-0,0110	-0,0012	0,0003
$u(x_i)$	0,58	0,06	0,3	29	0,01	0,3	1,4	0,8	0,3
$\left[ \frac{\partial K_{O_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	-0,0002	0,0000	0,0006	0,0001	-0,0004	0,0001	-0,0148	-0,0009	0,0001
$u_c(K_{O_2}) = 0,015$									

Tabela 10-7 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Água - P4

$x_i$	$T_o$	$T_e$	$Q_{go}$	$P_B$	$\phi$	$P_{CO_2,ae}$	$P_{CO_2,as}$
$\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial x_i}$	0,0110	-0,152	-0,00068	0,0046	0,0811	0,1938	-0,2945
$u(x_i)$	0,58	0,06	29	0,3	0,01	0,8	0,3
$\left[ \frac{\partial K_{CO_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	0,0063	-0,0088	-0,0196	0,0013	0,0010	0,1475	-0,0850
$u_c(K_{CO_2}) = 0,102$							

### Oxigenador Protótipo

$Q_a=6,0$  L/min

Tabela 10-8- Valores medidos – Água - P6

	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$\phi$	$P_{CO_2,ae}$	$P_{O_2,ae}$	$P_{CO_2,as}$	$P_{O_2,as}$
	°C	°C	mmHg		mmHg	mmHg	mmHg	mmHg
Média	22,5	37,1	694,9	0,20	73,5	23,6	17,5	133,4
DPM	0,3	0,0	0,6	0,00	1,0	1,2	0,3	0,2
n	10	10	10	10	10	10	10	10

Tabela 10-9 - Coeficientes de correlação – Água - P6

$r(P_{CO_2,as}, P_{CO_2,ae}) =$	0,64
$r(P_{O_2,as}, P_{O_2,ae}) =$	0,27

Tabela 10-10 - Valores calculados: gás – Água - P6

$Q_{ge}$	$P_{H_2O,e}$	$P_{O_2,ge}$	$P_{CO_2,gs}$	$P_{O_2,gs}$
ml/min	mmHg	mmHg	mmHg	mmHg
6637	4	144	30	129

Tabela 10-11 - Valores calculados: oxigênio – Água - P6

$\dot{V}_{O_2}$	$R_{O_2}$	$P_{O_2}$	$F$	$\Delta P_{O_2,1}$	$\Delta P_{O_2,2}$	$\Delta P_{O_2,LM}$	$K_{O_2}$
ml/min				mmHg	mmHg	mmHg	ml/min/mmHg/m <sup>2</sup>
25,8	0,14	0,91	0,92	-106	-11	-42	-0,29

Tabela 10-12- Valores calculados: dióxido de carbono – Água - P6

$\dot{V}_{CO_2}$	$R_{CO_2}$	$P_{CO_2}$	$F$	$\Delta P_{CO_2,1}$	$\Delta P_{CO_2,2}$	$\Delta P_{CO_2,LM}$	$K_{CO_2}$
ml/min				mmHg	mmHg	mmHg	ml/min/mmHg/m <sup>2</sup>
-317	1,9	0,41	0,84	44	18	29	5,72

Tabela 10-13 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Água - P6

$x_i$	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$Q_{go}$	$\phi$	$P_{O_2,ae}$	$P_{O_2,as}$	$P_{CO_2,ae}$	$P_{CO_2,as}$
$\frac{\partial K_{O_2}}{\partial x_i}$	-0,0004	0,0010	0,0026	0,0000	-0,0374	0,0007	-0,0135	-0,0018	0,0004
$u(x_i)$	0,58	0,06	0,3	29	0,01	0,3	1,3	0,7	0,3
$\left[ \frac{\partial K_{O_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	-0,0002	0,0001	0,0008	0,0001	-0,0005	0,0002	-0,0181	-0,0013	0,0001
$u_c(K_{O_2}) = 0,018$									

Tabela 10-14 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Água - P6

$x_i$	$T_o$	$T_e$	$Q_{go}$	$P_B$	$\phi$	$P_{CO_2,ae}$	$P_{CO_2,as}$
$\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial x_i}$	0,0118	-0,176	-0,00048	0,0049	0,0869	0,2638	-0,3527
$u(x_i)$	0,58	0,06	29	0,3	0,01	0,7	0,3
$\left[ \frac{\partial K_{CO_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	0,0068	-0,0102	-0,0140	0,0014	0,0011	0,1939	-0,1018
$u_c(K_{CO_2}) = 5,72$							

### Oxigenador Protótipo

$Q_a=9,0$  L/min

Tabela 10-15- Valores medidos – Água - P9

	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$\phi$	$P_{CO_2,ae}$	$P_{O_2,ae}$	$P_{CO_2,as}$	$P_{O_2,as}$
	°C	°C	mmHg		mmHg	mmHg	mmHg	mmHg
Média	22,5	37,1	694,9	0,20	75,1	29,5	21,2	129,3
DPM	0,3	0,0	0,6	0,00	2,0	2,0	0,8	0,6
n	10	10	10	10	10	10	10	10

Tabela 10-16 - Coeficientes de correlação – Água - P9

$r(P_{CO_2,as}, P_{CO_2,ae}) =$	0,97
$r(P_{O_2,as}, P_{O_2,ae}) =$	-0,07

Tabela 10-17 - Valores calculados: gás – Água - P9

$Q_{ge}$	$P_{H_2O,e}$	$P_{O_2,ge}$	$P_{CO_2,gs}$	$P_{O_2,gs}$
ml/min	mmHg	mmHg	mmHg	mmHg
9956	4	144	29	129

Tabela 10-18 - Valores calculados: oxigênio – Água - P9

$\dot{V}_{O_2}$	$R_{O_2}$	$P_{O_2}$	$F$	$\Delta P_{O_2,1}$	$\Delta P_{O_2,2}$	$\Delta P_{O_2,LM}$	$K_{O_2}$
ml/min				mmHg	mmHg	mmHg	ml/min/mmHg/m <sup>2</sup>
35,2	0,15	0,87	0,93	-100	-15	-45	-0,36

Tabela 10-19- Valores calculados: dióxido de carbono – Água - P9

$\dot{V}_{CO_2}$	$R_{CO_2}$	$P_{CO_2}$	$F$	$\Delta P_{CO_2,1}$	$\Delta P_{CO_2,2}$	$\Delta P_{CO_2,LM}$	$K_{CO_2}$
ml/min				mmHg	mmHg	mmHg	ml/min/mmHg/m <sup>2</sup>
-457	1,9	0,38	0,87	46	21	32	7,06

Tabela 10-20 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Água - P9

$x_i$	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$Q_{go}$	$\phi$	$P_{O_2,ae}$	$P_{O_2,as}$	$P_{CO_2,ae}$	$P_{CO_2,as}$
$\frac{\partial K_{O_2}}{\partial x_i}$	-0,0004	0,0015	0,0024	0,0000	-0,0310	0,0011	-0,0128	-0,0021	0,0005
$u(x_i)$	0,58	0,06	0,3	29	0,01	0,3	1,3	0,8	0,3
$\left[ \frac{\partial K_{O_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	-0,0002	0,0001	0,0007	0,0001	-0,0004	0,0003	-0,0166	-0,0016	0,0001
$u_c(K_{O_2}) = 0,017$									

Tabela 10-21 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Água - P9

$x_i$	$T_o$	$T_e$	$Q_{go}$	$P_B$	$\phi$	$P_{CO_2,ae}$	$P_{CO_2,as}$
$\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial x_i}$	0,0140	-0,215	-0,00039	0,0058	0,1037	0,3441	-0,3859
$u(x_i)$	0,58	0,06	29	0,3	0,01	0,8	0,3
$\left[ \frac{\partial K_{CO_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	0,0081	-0,0124	-0,0111	0,0017	0,0013	0,2584	-0,1114
$u_c(K_{CO_2}) = 0,153$							

### Oxigenador Biocor

$Q_a=4,0$  L/min

Tabela 10-22- Valores medidos – Água - B4

	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$\phi$	$P_{CO_2,ae}$	$P_{O_2,ae}$	$P_{CO_2,as}$	$P_{O_2,as}$
	°C	°C	mmHg		mmHg	mmHg	mmHg	mmHg
Média	23,4	37,1	693,9	0,19	75,4	20,6	16,0	137,0
DPM	0,1	0,0	0,5	0,00	1,4	1,3	0,3	0,3
n	8	8	8	8	8	8	8	8

Tabela 10-23 - Coeficientes de correlação – Água - B4

$r(P_{CO_2,as}, P_{CO_2,ae}) =$	0,84
$r(P_{O_2,as}, P_{O_2,ae}) =$	-0,05

Tabela 10-24 - Valores calculados: gás – Água - B4

$Q_{ge}$	$P_{H_2O,e}$	$P_{O_2,ge}$	$P_{CO_2,gs}$	$P_{O_2,gs}$
ml/min	mmHg	mmHg	mmHg	mmHg
4411	4	144	32	129

Tabela 10-25 - Valores calculados: oxigênio – Água - B4

$\dot{V}_{O_2}$	$R_{O_2}$	$P_{O_2}$	$F$	$\Delta P_{O_2,1}$	$\Delta P_{O_2,2}$	$\Delta P_{O_2,LM}$	$K_{O_2}$
ml/min				mmHg	mmHg	mmHg	ml/min/mmHg/m <sup>2</sup>
18,3	0,13	0,94	0,90	-108	-7	-37	-0,30



Tabela 10-26- Valores calculados: dióxido de carbono – Água - B4

$\dot{V}_{CO_2}$	$R_{CO_2}$	$P_{CO_2}$	$F$	$\Delta P_{CO_2,1}$	$\Delta P_{CO_2,2}$	$\Delta P_{CO_2,LM}$	$K_{CO_2}$
ml/min				mmHg	mmHg	mmHg	ml/min/mmHg/m <sup>2</sup>
-224	1,9	0,42	0,82	44	16	28	5,51

Tabela 10-27 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Água - B4

$x_i$	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$Q_{go}$	$\phi$	$P_{O_2,ae}$	$P_{O_2,as}$	$P_{CO_2,ae}$	$P_{CO_2,as}$
$\frac{\partial K_{O_2}}{\partial x_i}$	-0,0006	0,0012	0,0035	0,0000	-0,0566	0,0005	-0,0177	-0,0017	0,0004
$u(x_i)$	0,58	0,06	0,3	29	0,01	0,3	1,4	0,8	0,3
$\left[ \frac{\partial K_{O_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	-0,0003	0,0001	0,0010	0,0002	-0,0007	0,0002	-0,0242	-0,0013	0,0001
$u_c(K_{O_2}) = 0,024$									

Tabela 10-28 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Água - B4

$x_i$	$T_o$	$T_e$	$Q_{go}$	$P_B$	$\phi$	$P_{CO_2,ae}$	$P_{CO_2,as}$
$\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial x_i}$	0,0125	-0,177	-0,00077	0,0052	0,0955	0,2381	-0,3443
$u(x_i)$	0,58	0,06	29	0,3	0,01	0,8	0,3
$\left[ \frac{\partial K_{CO_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	0,0072	-0,0102	-0,0222	0,0015	0,0012	0,1795	-0,0994
$u_c(K_{CO_2}) = 0,114$							

### Oxigenador Biocor

$Q_a=6,0$  L/min

Tabela 10-29- Valores medidos – Água - B6

	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$\phi$	$P_{CO_2,ae}$	$P_{O_2,ae}$	$P_{CO_2,as}$	$P_{O_2,as}$
	°C	°C	mmHg		mmHg	mmHg	mmHg	mmHg
Média	23,4	37,1	693,9	0,19	74,6	25,1	19,8	132,4
DPM	0,1	0,0	0,5	0,00	2,0	1,5	0,7	0,6
n	8	8	8	8	8	8	8	8

Tabela 10-30 - Coeficientes de correlação – Água - B6

$r(P_{CO_2,as}, P_{CO_2,ae}) =$	0,77
$r(P_{O_2,as}, P_{O_2,ae}) =$	-0,73

Tabela 10-31 - Valores calculados: gás – Água - B6

$Q_{ge}$	$P_{H_2O,e}$	$P_{O_2,ge}$	$P_{CO_2,gs}$	$P_{O_2,gs}$
ml/min	mmHg	mmHg	mmHg	mmHg
6616	4	144	29	129

Tabela 10-32 - Valores calculados: oxigênio – Água - B6

$\dot{V}_{O_2}$	$R_{O_2}$	$P_{O_2}$	$F$	$\Delta P_{O_2,1}$	$\Delta P_{O_2,2}$	$\Delta P_{O_2,LM}$	$K_{O_2}$
ml/min				mmHg	mmHg	mmHg	ml/min/mmHg/m <sup>2</sup>
25,3	0,14	0,90	0,91	-104	-12	-42	-0,36

Tabela 10-33- Valores calculados: dióxido de carbono – Água - B6

$\dot{V}_{CO_2}$	$R_{CO_2}$	$P_{CO_2}$	$F$	$\Delta P_{CO_2,1}$	$\Delta P_{CO_2,2}$	$\Delta P_{CO_2,LM}$	$K_{CO_2}$
ml/min				mmHg	mmHg	mmHg	ml/min/mmHg/m <sup>2</sup>
-311	1,9	0,39	0,86	45	20	31	6,56

Tabela 10-34 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Água - B6

$x_i$	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$Q_{go}$	$\phi$	$P_{O_2,ae}$	$P_{O_2,as}$	$P_{CO_2,ae}$	$P_{CO_2,as}$
$\frac{\partial K_{O_2}}{\partial x_i}$	-0,0005	0,0013	0,0032	0,0000	-0,0460	0,0010	-0,0166	-0,0023	0,0005
$u(x_i)$	0,58	0,06	0,3	29	0,01	0,3	1,3	0,7	0,3
$\left[ \frac{\partial K_{O_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	-0,0003	0,0001	0,0009	0,0001	-0,0006	0,0003	-0,0219	-0,0017	0,0002
$u_c(K_{O_2}) = 0,022$									

Tabela 10-35 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Água - B6

$x_i$	$T_o$	$T_e$	$Q_{go}$	$P_B$	$\phi$	$P_{CO_2,ae}$	$P_{CO_2,as}$
$\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial x_i}$	0,0095	-0,176	-0,00039	0,0039	0,0724	0,2456	-0,3597
$u(x_i)$	0,58	0,06	29	0,3	0,01	0,7	0,3
$\left[ \frac{\partial K_{CO_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	0,0055	-0,0101	-0,0112	0,0011	0,0009	0,1833	-0,1038
$u_c(K_{CO_2}) = 0,124$							

**Oxigenador Biocor** $Q_a=9,0$  L/min**Tabela 10-36- Valores medidos – Água - B9**

	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$\phi$	$P_{CO_2,ae}$	$P_{O_2,ae}$	$P_{CO_2,as}$	$P_{O_2,as}$
	°C	°C	mmHg		mmHg	mmHg	mmHg	mmHg
Média	23,4	37,1	693,9	0,19	73,4	29,0	23,8	126,9
DPM	0,1	0,0	0,5	0,00	0,6	1,5	0,2	0,1
n	8	8	8	8	8	8	8	8

**Tabela 10-37 - Coeficientes de correlação – Água - B9**

$r(P_{CO_2,as}, P_{CO_2,ae}) =$	0,30
$r(P_{O_2,as}, P_{O_2,ae}) =$	-0,35

**Tabela 10-38 - Valores calculados: gás – Água - B9**

$Q_{ge}$	$P_{H_2O,e}$	$P_{O_2,ge}$	$P_{CO_2,gs}$	$P_{O_2,gs}$
ml/min	mmHg	mmHg	mmHg	mmHg
9923	4	144	27	130

**Tabela 10-39 - Valores calculados: oxigênio – Água - B9**

$\dot{V}_{O_2}$	$R_{O_2}$	$P_{O_2}$	$F$	$\Delta P_{O_2,1}$	$\Delta P_{O_2,2}$	$\Delta P_{O_2,LM}$	$K_{O_2}$
ml/min				mmHg	mmHg	mmHg	ml/min/mmHg/m <sup>2</sup>
34,6	0,15	0,85	0,93	-101	-17	-47	-0,43

Tabela 10-40- Valores calculados: dióxido de carbono – Água - B9

$\dot{V}_{CO_2}$	$R_{CO_2}$	$P_{CO_2}$	$F$	$\Delta P_{CO_2,1}$	$\Delta P_{CO_2,2}$	$\Delta P_{CO_2,LM}$	$K_{CO_2}$
ml/min				mmHg	mmHg	mmHg	ml/min/mmHg/m <sup>2</sup>
-422	1,9	0,36	0,89	47	24	34	7,78

Tabela 10-41 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Água - B9

$x_i$	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$Q_{go}$	$\phi$	$P_{O_2,ae}$	$P_{O_2,as}$	$P_{CO_2,ae}$	$P_{CO_2,as}$
$\frac{\partial K_{O_2}}{\partial x_i}$	-0,0004	0,0017	0,0026	0,0000	-0,0337	0,0015	-0,0144	-0,0027	0,0006
$u(x_i)$	0,58	0,06	0,3	29	0,01	0,3	1,3	0,7	0,3
$\left[ \frac{\partial K_{O_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	-0,0002	0,0001	0,0008	0,0001	-0,0004	0,0004	-0,0182	-0,0020	0,0002
$u_c(K_{O_2}) = 0,018$									

Tabela 10-42 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Água - B9

$x_i$	$T_o$	$T_e$	$Q_{go}$	$P_B$	$\phi$	$P_{CO_2,ae}$	$P_{CO_2,as}$
$\frac{\partial K_{CO_2}}{\partial x_i}$	0,0119	-0,213	-0,00033	0,0049	0,0909	0,3716	-0,4133
$u(x_i)$	0,58	0,06	29	0,3	0,01	0,7	0,3
$\left[ \frac{\partial K_{CO_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	0,0069	-0,0123	-0,0094	0,0014	0,0011	0,2727	-0,1193
$u_c(K_{CO_2}) = 0,264$							

## ANEXO E

## RESULTADOS TESTES COM SANGUE

## Oxigenador Protótipo

 $Q_s=2,0$  L/min

Tabela 10-43- Valores medidos – Sangue - P2

	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$\phi$	$pH_e$	$P_{CO_2,e}$	$P_{O_2,e}$	$pH_s$	$P_{CO_2,s}$	$P_{O_2,s}$	$Hb$
	°C	°C	mmHg			mmHg	mmHg		mmHg	mmHg	g/dl
Média	21,7	37,0	692,2	0,20	7,35	45,5	38,6	7,42	35,1	468	11,4
DPM	0,2	0,0	0,4	0,00	0,01	0,3	0,3	0,01	0,7	10	0,1
n	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10

Tabela 10-44 - Coeficientes de correlação – Sangue - P2

$r(pH_e, pH_s)$	0,96
$r(P_{CO_2,s}, P_{CO_2,e}) =$	0,73
$r(P_{O_2,s}, P_{O_2,e}) =$	0,66

Tabela 10-45 - Valores calculados: gás – Sangue - P2

	$Q_{ge}$	$P_{H_2O,e}$	$P_{O_2,ge}$
	ml/min	mmHg	mmHg
Média	2107	4	688
DPM	21	0	0

Tabela 10-46 - Valores calculados:  $C_{HCO_3^-}$  e  $BE$  – Sangue - P2

	$C_{HCO_3^-,e}$	$BE_e$	$C_{HCO_3^-,s}$	$BE_s$
	mMol/l	mMol/l	mMol/l	mMol/l
Média	25,2	-0,4	22,9	-0,9
DPM	0,2	0,3	0,2	0,3

Tabela 10-47- Valores calculados: entrada – Sangue - P2

	$P_{50}$	$S_{O_2,e}$	$x_{O_2,e}$	$x_{CO_2,pl}$	$x_{CO_2,e}$
	mmHg				
Média	29,0	0,68	0,106	0,592	0,511
DPM	0,1	0,00	0,001	0,005	0,004

Tabela 10-48- Valores calculados: saída – Sangue - P2

	$P_{50}$	$S_{O_2,s}$	$x_{O_2,s}$	$x_{CO_2,pl}$	$x_{CO_2,s}$
	mmHg				
Média	30,9	1,00	0,167	0,534	0,450
DPM	0,3	0,00	0,001	0,006	0,004

Tabela 10-49 – Incerteza padrão combinada para a  $Ef_{O_2}$  – Sangue - P2

$x_i$	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$\phi$	$pH_e$	$P_{O_2,se}$	$pH_s$	$P_{O_2,ss}$	$Hb$
$\frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial x_i}$	0,0001	-0,004	-0,0004	0,008	0,1245	-0,0035	-0,0038	0,0005	0,006
$u(x_i)$	0,6	0,06	0,3	0,01	0,008	0,4	0,008	9,4	0,10
$\left[ \frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0010	-0,0013	0,0000	0,0043	0,0000
$u_c(Ef_{O_2}) = 0,0038$									

Tabela 10-50 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Sangue - P2

$x_i$	$Q_s$	$T_e$	$pH_e$	$P_{O_2,se}$	$pH_s$	$P_{O_2,ss}$	$Hb$
$\frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial x_i}$	0,062	-10	168	-4,7	-0,52	0,063	8,4
$u(x_i)$	24	0,06	0,008	0,4	0,008	9,4	0,10
$\left[ \frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	1,5	-0,6	1,3	-1,8	0,0	0,6	0,8
$u_c(\dot{V}_{O_2}) = 2,3$							

Tabela 10-51 – Incerteza padrão combinada para a  $Ef_{CO_2}$  – Sangue - P2

$x_i$	$Q_s$	$T_o$	$T_e$	$Q_{go}$	$P_B$	$pH_e$	$P_{CO_2,e}$	$pH_s$	$P_{CO_2,s}$
$\frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial x_i}$	-0,001	-0,0044	0,0133	0,0006	-0,0016	-15,30	-0,152	12,92	0,199
$u(x_i)$	24	0,58	0,06	29	0,2887	0,008	0,5	0,008	0,351
$\left[ \frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	-0,012	-0,003	0,000	0,018	0,000	-0,122	-0,069	0,103	0,070
$u_c(Ef_{CO_2}) = 0,067$									

Tabela 10-52 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Sangue - P2

$x_i$	$Q_s$	$T_e$	$pH_e$	$P_{CO_2,e}$	$P_{O_2,se}$	$pH_s$	$P_{CO_2,s}$	$P_{O_2,ss}$	$Hb$
$\frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial x_i}$	-0,061	0,397	-1960	-22	0,013	1666	26	-3,2E-06	0,54
$u(x_i)$	24	0,06	0,008	0,5	0,4	0,008	0,4	9,4	0,10
$\left[ \frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	-1,5	0,0	-15,7	-10,2	0,0	13,3	9,0	0,0	0,1
$u_c(\dot{V}_{CO_2}) = 8,8$									



### Oxigenador Protótipo

$Q_s=4,0$  L/min

**Tabela 10-53- Valores medidos – Sangue – P4**

	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$\phi$	$pH_e$	$P_{CO_2,e}$	$P_{O_2,e}$	$pH_s$	$P_{CO_2,s}$	$P_{O_2,s}$	$Hb$
	°C	°C	mmHg			mmHg	mmHg		mmHg	mmHg	g/dl
Média	21,7	37,0	692,2	0,20	7,34	45,5	40,7	7,43	33,6	433	11,4
DPM	0,2	0,0	0,4	0,00	0,01	0,5	0,6	0,01	0,3	12	0,1
n	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10

**Tabela 10-54 - Coeficientes de correlação – Sangue – P4**

$r(pH_e, pH_s)$	0,96
$r(P_{CO_2,s}, P_{CO_2,e}) =$	0,44
$r(P_{O_2,s}, P_{O_2,e}) =$	-0,70

**Tabela 10-55 - Valores calculados: gás – Sangue – P4**

	$Q_{ge}$	$P_{H_2O,e}$	$P_{O_2,ge}$
	ml/min	mmHg	mmHg
Média	4383	4	688
DPM	44	0	0

**Tabela 10-56 - Valores calculados:  $C_{HCO_3^-}$  e  $BE$  – Sangue – P4**

	$C_{HCO_3^-,e}$	$BE_e$	$C_{HCO_3^-,s}$	$BE_s$
	mMol/l	mMol/l	mMol/l	mMol/l
Média	24,9	-0,9	22,6	-1,1
DPM	0,6	0,8	0,6	0,7

Tabela 10-57- Valores calculados: entrada – Sangue – P4

	$P_{50}$	$S_{O_2,e}$	$x_{O_2,e}$	$x_{CO_2,pl}$	$x_{CO_2,e}$
	mmHg				
Média	28,8	0,72	0,111	0,585	0,505
DPM	0,2	0,01	0,002	0,014	0,012

Tabela 10-58- Valores calculados: saída – Sangue – P4

	$P_{50}$	$S_{O_2,s}$	$x_{O_2,s}$	$x_{CO_2,pl}$	$x_{CO_2,s}$
	mmHg				
Média	28,8	0,72	0,111	0,585	0,505
DPM	0,2	0,01	0,002	0,014	0,012

Tabela 10-59 – Incerteza padrão combinada para a  $Ef_{O_2}$  – Sangue – P4

$x_i$	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$\phi$	$pH_e$	$P_{O_2,se}$	$pH_s$	$P_{O_2,ss}$	$Hb$
$\frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial x_i}$	0,0001	-0,005	-0,0004	0,008	0,1612	-0,0042	-0,0052	0,0005	0,007
$u(x_i)$	0,6	0,06	0,3	0,01	0,008	0,4	0,008	8,7	0,10
$\left[ \frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0013	-0,0017	0,0000	0,0043	0,0000
$u_c(Ef_{O_2}) = 0,0058$									

Tabela 10-60 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Sangue – P4

$x_i$	$Q_s$	$T_e$	$pH_e$	$P_{O_2,se}$	$pH_s$	$P_{O_2,ss}$	$Hb$
$\frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial x_i}$	0,055	-19	317	-8,3	-1,33	0,127	15,2
$u(x_i)$	24	0,06	0,008	0,4	0,008	8,7	0,10
$\left[ \frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	1,3	-1,1	2,5	-3,4	0,0	1,1	1,5
$u_c(\dot{V}_{O_2}) = 4,7$							

Tabela 10-61 – Incerteza padrão combinada para a  $Ef_{CO_2}$  – Sangue – P4

$x_i$	$Q_s$	$T_o$	$T_e$	$Q_{go}$	$P_B$	$pH_e$	$P_{CO_2,e}$	$pH_s$	$P_{CO_2,s}$
$\frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial x_i}$	0,000	-0,0043	0,0122	0,0003	-0,0016	-14,34	-0,141	11,93	0,194
$u(x_i)$	24	0,58	0,06	29	0,2887	0,008	0,5	0,008	0,336
$\left[ \frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	-0,006	-0,003	0,000	0,009	0,000	-0,115	-0,064	0,095	0,065
$u_c(Ef_{CO_2}) = 0,078$									

Tabela 10-62 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Sangue – P4

$x_i$	$Q_s$	$T_e$	$pH_e$	$P_{CO_2,e}$	$P_{O_2,se}$	$pH_s$	$P_{CO_2,s}$	$P_{O_2,ss}$	$Hb$
$\frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial x_i}$	-0,064	0,740	-3868	-44	0,022	3237	53	-1,1E-05	1,43
$u(x_i)$	24	0,06	0,008	0,5	0,4	0,008	0,3	8,2	0,10
$\left[ \frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	-1,6	0,0	-30,9	-20,2	0,0	25,9	17,6	0,0	0,1
$u_c(\dot{V}_{CO_2}) = 22,5$									

### Oxigenador Protótipo

$Q_s=6,0$  L/min

**Tabela 10-63- Valores medidos – Sangue – P6**

	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$\phi$	$pH_e$	$P_{CO_2,e}$	$P_{O_2,e}$	$pH_s$	$P_{CO_2,s}$	$P_{O_2,s}$	$Hb$
	°C	°C	mmHg			mmHg	mmHg		mmHg	mmHg	g/dl
Média	21,7	37,0	692,2	0,20	7,35	44,9	41,5	7,43	33,3	388	11,4
DPM	0,2	0,0	0,4	0,00	0,01	0,4	0,5	0,01	0,3	20	0,1
n	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10

**Tabela 10-64 - Coeficientes de correlação – Sangue – P6**

$r(pH_e, pH_s)$	0,99
$r(P_{CO_2,s}, P_{CO_2,e}) =$	0,79
$r(P_{O_2,s}, P_{O_2,e}) =$	0,69

**Tabela 10-65 - Valores calculados: gás – Sangue – P6**

	$Q_{ge}$	$P_{H_2O,e}$	$P_{O_2,ge}$
	ml/min	mmHg	mmHg
Média	6659	4	688
DPM	67	0	0

**Tabela 10-66 - Valores calculados:  $C_{HCO_3^-}$  e  $BE$  – Sangue – P6**

	$C_{HCO_3^-,e}$	$BE_e$	$C_{HCO_3^-,s}$	$BE_s$
	mMol/l	mMol/l	mMol/l	mMol/l
Média	24,7	-0,9	22,3	-1,5
DPM	0,4	0,6	0,4	0,5

Tabela 10-67- Valores calculados: entrada – Sangue – P6

	$P_{50}$	$S_{O_2,e}$	$x_{O_2,e}$	$x_{CO_2,pl}$	$x_{CO_2,e}$
	mmHg				
Média	28,9	0,73	0,112	0,580	0,501
DPM	0,2	0,01	0,002	0,009	0,007

Tabela 10-68- Valores calculados: saída – Sangue – P6

	$P_{50}$	$S_{O_2,s}$	$x_{O_2,s}$	$x_{CO_2,pl}$	$x_{CO_2,s}$
	mmHg				
Média	31,2	1,00	0,165	0,518	0,436
DPM	0,3	0,00	0,002	0,009	0,007

Tabela 10-69 – Incerteza padrão combinada para a  $Ef_{O_2}$  – Sangue – P6

$x_i$	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$\phi$	$pH_e$	$P_{O_2,se}$	$pH_s$	$P_{O_2,ss}$	$Hb$
$\frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial x_i}$	0,0001	-0,007	-0,0004	0,008	0,1926	-0,0050	-0,0081	0,0005	0,009
$u(x_i)$	0,6	0,06	0,3	0,01	0,008	0,4	0,008	7,8	0,10
$\left[ \frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0015	-0,0021	-0,0001	0,0040	0,0000
$u_c(Ef_{O_2}) = 0,0035$									

Tabela 10-70 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Sangue – P6

$x_i$	$Q_s$	$T_e$	$pH_e$	$P_{O_2,se}$	$pH_s$	$P_{O_2,ss}$	$Hb$
$\frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial x_i}$	0,052	-28	464	-11,9	-3,00	0,192	21,9
$u(x_i)$	24	0,06	0,008	0,4	0,008	7,8	0,10
$\left[ \frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	1,3	-1,6	3,7	-5,0	0,0	1,5	2,2
$u_c(\dot{V}_{O_2}) = 5,0$							

Tabela 10-71 – Incerteza padrão combinada para a  $Ef_{CO_2}$  – Sangue – P6

$x_i$	$Q_s$	$T_o$	$T_e$	$Q_{go}$	$P_B$	$pH_e$	$P_{CO_2,e}$	$pH_s$	$P_{CO_2,s}$
$\frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial x_i}$	0,000	-0,0044	0,012	0,0002	-0,0016	-14,16	-0,141	11,76	0,192
$u(x_i)$	24	0,58	0,06	29	0,2887	0,008	0,4	0,008	0,333
$\left[ \frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	-0,004	-0,003	0,000	0,006	0,000	-0,113	-0,063	0,094	0,064
$u_c(Ef_{CO_2}) = 0,047$									

Tabela 10-72 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Sangue – P6

$x_i$	$Q_s$	$T_e$	$pH_e$	$P_{CO_2,e}$	$P_{O_2,se}$	$pH_s$	$P_{CO_2,s}$	$P_{O_2,ss}$	$Hb$
$\frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial x_i}$	-0,065	1,077	-5727	-67	0,032	4785	78	-2,4E-05	1,57
$u(x_i)$	24	0,06	0,008	0,4	0,4	0,008	0,3	7,3	0,10
$\left[ \frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	-1,6	0,1	-45,8	-29,9	0,0	38,3	26,0	0,0	0,2
$u_c(\dot{V}_{CO_2}) = 20,4$									

**Oxigenador Biocor** $Q_s=2,0$  L/min**Tabela 10-73- Valores medidos – Sangue – B2**

	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$\phi$	$pH_e$	$P_{CO_2,e}$	$P_{O_2,e}$	$pH_s$	$P_{CO_2,s}$	$P_{O_2,s}$	$Hb$
	°C	°C	mmHg			mmHg	mmHg		mmHg	mmHg	g/dl
Média	21,5	37,0	693,0	0,20	7,37	46,3	38,6	7,41	37,9	499	11,5
DPM	0,3	0,0	0,8	0,00	0,01	0,6	0,5	0,01	0,4	11	0,1
n	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8

**Tabela 10-74 - Coeficientes de correlação – Sangue – B2**

$r(pH_e, pH_s)$	0,97
$r(P_{CO_2,s}, P_{CO_2,e}) =$	0,45
$r(P_{O_2,s}, P_{O_2,e}) =$	0,65

**Tabela 10-75 - Valores calculados: gás – Sangue – B2**

	$Q_{ge}$	$P_{H_2O,e}$	$P_{O_2,ge}$
	ml/min	mmHg	mmHg
Média	2109	4	689
DPM	21	0	1

**Tabela 10-76 - Valores calculados:  $C_{HCO_3^-}$  e  $BE$  – Sangue – B2**

	$C_{HCO_3^-,e}$	$BE_e$	$C_{HCO_3^-,s}$	$BE_s$
	mMol/l	mMol/l	mMol/l	mMol/l
Média	27,0	1,7	24,5	0,6
DPM	0,5	0,6	0,3	0,4

Tabela 10-77- Valores calculados: entrada – Sangue – B2

	$P_{50}$	$S_{O_2,e}$	$x_{O_2,e}$	$x_{CO_2,pl}$	$x_{CO_2,e}$
	mmHg				
Média	29,6	0,67	0,105	0,632	0,543
DPM	0,2	0,01	0,001	0,011	0,009

Tabela 10-78- Valores calculados: saída – Sangue – B2

	$P_{50}$	$S_{O_2,s}$	$x_{O_2,s}$	$x_{CO_2,pl}$	$x_{CO_2,s}$
	mmHg				
Média	30,8	1,00	0,170	0,571	0,481
DPM	0,2	0,00	0,001	0,007	0,005

Tabela 10-79 – Incerteza padrão combinada para a  $Ef_{O_2}$  – Sangue – B2

$x_i$	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$\phi$	$pH_e$	$P_{O_2,se}$	$pH_s$	$P_{O_2,ss}$	$Hb$
$\frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial x_i}$	0,0001	-0,002	-0,0004	0,008	0,1038	-0,0029	-0,0031	0,0004	0,005
$u(x_i)$	0,6	0,06	0,3	0,01	0,008	0,4	0,008	10,0	0,10
$\left[ \frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0008	-0,0011	0,0000	0,0044	0,0000
$u_c(Ef_{O_2}) = 0,0039$									

Tabela 10-80 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Sangue – B2

$x_i$	$Q_s$	$T_e$	$pH_e$	$P_{O_2,se}$	$pH_s$	$P_{O_2,ss}$	$Hb$
$\frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial x_i}$	0,065	-10	173	-4,8	-0,43	0,063	8,8
$u(x_i)$	24	0,06	0,008	0,4	0,008	10,0	0,10
$\left[ \frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	1,6	-0,6	1,4	-1,9	0,0	0,6	0,9
$u_c(\dot{V}_{O_2}) = 2,4$							



Tabela 10-81 – Incerteza padrão combinada para a  $Ef_{CO_2}$  – Sangue – B2

$x_i$	$Q_s$	$T_o$	$T_e$	$Q_{go}$	$P_B$	$pH_e$	$P_{CO_2,e}$	$pH_s$	$P_{CO_2,s}$
$\frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial x_i}$	-0,001	-0,0043	0,0136	0,0006	-0,0016	-15,81	-0,157	13,52	0,193
$u(x_i)$	24	0,58	0,06	29	0,29	0,008	0,5	0,008	0,379
$\left[ \frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	-0,012	-0,002	0,000	0,018	0,000	-0,126	-0,072	0,108	0,073
$u_c(Ef_{CO_2}) = 0,086$									

Tabela 10-82 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Sangue – B2

$x_i$	$Q_s$	$T_e$	$pH_e$	$P_{CO_2,e}$	$P_{O_2,se}$	$pH_s$	$P_{CO_2,s}$	$P_{O_2,ss}$	$Hb$
$\frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial x_i}$	-0,061	0,447	-2067	-23	0,014	1779	25	-3,4E-06	0,11
$u(x_i)$	24	0,06	0,008	0,5	0,4	0,008	0,4	9,4	0,10
$\left[ \frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	-1,5	0,0	-16,5	-10,9	0,0	14,2	9,6	0,0	0,0
$u_c(\dot{V}_{CO_2}) = 11,7$									

### Oxigenador Biocor

$Q_s=4,0$  L/min

Tabela 10-83- Valores medidos – Sangue – B4

	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$\phi$	$pH_e$	$P_{CO_2,e}$	$P_{O_2,e}$	$pH_s$	$P_{CO_2,s}$	$P_{O_2,s}$	Hb
	°C	°C	mmHg			mmHg	mmHg		mmHg	mmHg	g/dl
Média	21,5	37,0	693,0	0,20	7,38	45,3	39,5	7,44	36,6	404	11,5
DPM	0,3	0,0	0,8	0,00	0,01	0,7	0,7	0,01	0,8	7	0,1
n	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8

Tabela 10-84 - Coeficientes de correlação – Sangue – B4

$r(pH_e, pH_s)$	0,82
$r(P_{CO_2,s}, P_{CO_2,e}) =$	0,71
$r(P_{O_2,s}, P_{O_2,e}) =$	0,39

Tabela 10-85 - Valores calculados: gás – Sangue – B4

	$Q_{ge}$	$P_{H_2O,e}$	$P_{O_2,ge}$
	ml/min	mmHg	mmHg
Média	4428	4	689
DPM	44	0	1

Tabela 10-86 - Valores calculados:  $C_{HCO_3^-}$  e BE – Sangue – B4

	$C_{HCO_3^-,e}$	$BE_e$	$C_{HCO_3^-,s}$	$BE_s$
	mMol/l	mMol/l	mMol/l	mMol/l
Média	27,1	2,1	25,0	1,4
DPM	0,4	0,5	0,4	0,4

Tabela 10-87- Valores calculados: entrada – Sangue – B4

	$P_{50}$	$S_{O_2,e}$	$x_{O_2,e}$	$x_{CO_2,pl}$	$x_{CO_2,e}$
	mmHg				
Média	29,9	0,68	0,106	0,635	0,544
DPM	0,2	0,01	0,002	0,008	0,007

Tabela 10-88- Valores calculados: saída – Sangue – B4

	$P_{50}$	$S_{O_2,s}$	$x_{O_2,s}$	$x_{CO_2,pl}$	$x_{CO_2,s}$
	mmHg				
Média	31,5	1,00	0,167	0,581	0,487
DPM	0,2	0,00	0,001	0,010	0,008

Tabela 10-89 – Incerteza padrão combinada para a  $Ef_{O_2}$  – Sangue – B4

$x_i$	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$\phi$	$pH_e$	$P_{O_2,se}$	$pH_s$	$P_{O_2,ss}$	$Hb$
$\frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial x_i}$	0,0001	-0,005	-0,0004	0,007	0,1596	-0,0043	-0,0058	0,0005	0,008
$u(x_i)$	0,6	0,06	0,3	0,01	0,008	0,4	0,008	8,1	0,10
$\left[ \frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0013	-0,0017	0,0000	0,0037	0,0000
$u_c(Ef_{O_2}) = 0,0037$									

Tabela 10-90 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Sangue – B4

$x_i$	$Q_s$	$T_e$	$pH_e$	$P_{O_2,se}$	$pH_s$	$P_{O_2,ss}$	$Hb$
$\frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial x_i}$	0,061	-20	344	-9,3	-1,61	0,128	17,2
$u(x_i)$	24	0,06	0,008	0,4	0,008	8,1	0,10
$\left[ \frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	1,5	-1,2	2,7	-3,7	0,0	1,0	1,7
$u_c(\dot{V}_{O_2}) = 4,4$							

Tabela 10-91 – Incerteza padrão combinada para a  $Ef_{CO_2}$  – Sangue – B4

$x_i$	$Q_s$	$T_o$	$T_e$	$Q_{go}$	$P_B$	$pH_e$	$P_{CO_2,e}$	$pH_s$	$P_{CO_2,s}$
$\frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial x_i}$	0,000	-0,0040	0,0124	0,0003	-0,0014	-15,67	-0,161	13,47	0,201
$u(x_i)$	24	0,58	0,06	29	0,29	0,008	0,5	0,008	0,366
$\left[ \frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	-0,006	-0,002	0,000	0,008	0,000	-0,125	-0,073	0,108	0,073
$u_c(Ef_{CO_2}) = 0,092$									

Tabela 10-92 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Sangue – B4

$x_i$	$Q_s$	$T_e$	$pH_e$	$P_{CO_2,e}$	$P_{O_2,se}$	$pH_s$	$P_{CO_2,s}$	$P_{O_2,ss}$	$Hb$
$\frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial x_i}$	-0,057	0,904	-4130	-48	0,027	3569	53	-1,3E-05	1,10
$u(x_i)$	24	0,06	0,008	0,5	0,4	0,008	0,4	8,1	0,10
$\left[ \frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	-1,4	0,1	-33,0	-21,7	0,0	28,6	19,5	0,0	0,1
$u_c(\dot{V}_{CO_2}) = 24,8$									

**Oxigenador Biocor** $Q_s=6,0$  L/min**Tabela 10-93- Valores medidos – Sangue – B6**

	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$\phi$	$pH_e$	$P_{CO_2,e}$	$P_{O_2,e}$	$pH_s$	$P_{CO_2,s}$	$P_{O_2,s}$	$Hb$
	°C	°C	mmHg			mmHg	mmHg		mmHg	mmHg	g/dl
Média	21,5	37,0	693,0	0,20	7,38	44,9	39,6	7,43	37,1	269	11,5
DPM	0,3	0,0	0,8	0,00	0,01	0,6	0,9	0,00	0,6	15	0,1
n	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8	8

**Tabela 10-94 - Coeficientes de correlação – Sangue – B6**

$r(pH_e, pH_s)$	0,77
$r(P_{CO_2,s}, P_{CO_2,e}) =$	0,76
$r(P_{O_2,s}, P_{O_2,e}) =$	0,87

**Tabela 10-95 - Valores calculados: gás – Sangue – B6**

	$Q_{ge}$	$P_{H_2O,e}$	$P_{O_2,ge}$
	ml/min	mmHg	mmHg
Média	6643	4	689
DPM	66	0	1

**Tabela 10-96 - Valores calculados:  $C_{HCO_3^-}$  e  $BE$  – Sangue – B6**

	$C_{HCO_3^-,e}$	$BE_e$	$C_{HCO_3^-,s}$	$BE_s$
	mMol/l	mMol/l	mMol/l	mMol/l
Média	26,5	1,4	24,7	0,9
DPM	0,3	0,4	0,3	0,4

Tabela 10-97- Valores calculados: entrada – Sangue – B6

	$P_{50}$	$S_{O_2,e}$	$x_{O_2,e}$	$x_{CO_2,pl}$	$x_{CO_2,e}$
	mmHg				
Média	29,7	0,68	0,106	0,621	0,532
DPM	0,2	0,01	0,002	0,008	0,006

Tabela 10-98- Valores calculados: saída – Sangue – B6

	$P_{50}$	$S_{O_2,s}$	$x_{O_2,s}$	$x_{CO_2,pl}$	$x_{CO_2,s}$
	mmHg				
Média	31,1	1,00	0,162	0,574	0,482
DPM	0,1	0,00	0,001	0,008	0,007

Tabela 10-99 – Incerteza padrão combinada para a  $Ef_{O_2}$  – Sangue – B6

$x_i$	$T_o$	$T_e$	$P_B$	$\phi$	$pH_e$	$P_{O_2,se}$	$pH_s$	$P_{O_2,ss}$	$Hb$
$\frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial x_i}$	0,0001	-0,009	-0,0004	0,007	0,2417	-0,0065	-0,0188	0,0005	0,011
$u(x_i)$	0,6	0,06	0,3	0,01	0,008	0,4	0,008	5,4	0,10
$\left[ \frac{\partial Ef_{O_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0019	-0,0026	-0,0002	0,0028	0,0000
$u_c(Ef_{O_2}) = 0,0026$									

Tabela 10-100 – Incerteza padrão combinada para o transporte de oxigênio – Sangue – B6

$x_i$	$Q_s$	$T_e$	$pH_e$	$P_{O_2,se}$	$pH_s$	$P_{O_2,ss}$	$Hb$
$\frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial x_i}$	0,056	-30	512	-13,7	-7,80	0,213	25,3
$u(x_i)$	24	0,06	0,008	0,4	0,008	5,4	0,10
$\left[ \frac{\partial \dot{V}_{O_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	1,3	-1,7	4,1	-5,4	-0,1	1,2	2,5
$u_c(\dot{V}_{O_2}) = 6,2$							

Tabela 10-101 – Incerteza padrão combinada para a  $Ef_{CO_2}$  – Sangue – B6

$x_i$	$Q_s$	$T_o$	$T_e$	$Q_{go}$	$P_B$	$pH_e$	$P_{CO_2,e}$	$pH_s$	$P_{CO_2,s}$
$\frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial x_i}$	0,000	-0,0035	0,0112	0,0002	-0,0013	-15,70	-0,165	13,71	0,200
$u(x_i)$	24	0,58	0,06	29	0,29	0,008	0,4	0,008	0,371
$\left[ \frac{\partial Ef_{CO_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	-0,003	-0,002	0,000	0,005	0,000	-0,126	-0,074	0,110	0,074
$u_c(Ef_{CO_2}) = 0,097$									

Tabela 10-102 – Incerteza padrão combinada para o transporte de dióxido de carbono – Sangue – B6

$x_i$	$Q_s$	$T_e$	$pH_e$	$P_{CO_2,e}$	$P_{O_2,se}$	$pH_s$	$P_{CO_2,s}$	$P_{O_2,ss}$	$Hb$
$\frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial x_i}$	-0,050	1,291	-6075	-71	0,039	5332	78	-8,2E-05	1,68
$u(x_i)$	24	0,06	0,008	0,4	0,4	0,008	0,4	5,4	0,10
$\left[ \frac{\partial \dot{V}_{CO_2}}{\partial x_i} \right] u(x_i)$	-1,2	0,1	-48,6	-31,9	0,0	42,7	28,9	0,0	0,2
$u_c(\dot{V}_{CO_2}) = 38,2$									