

Escola Politécnica da Universidade de São Paulo

Departamento de Mecânica

Trabalho de Conclusão de Curso

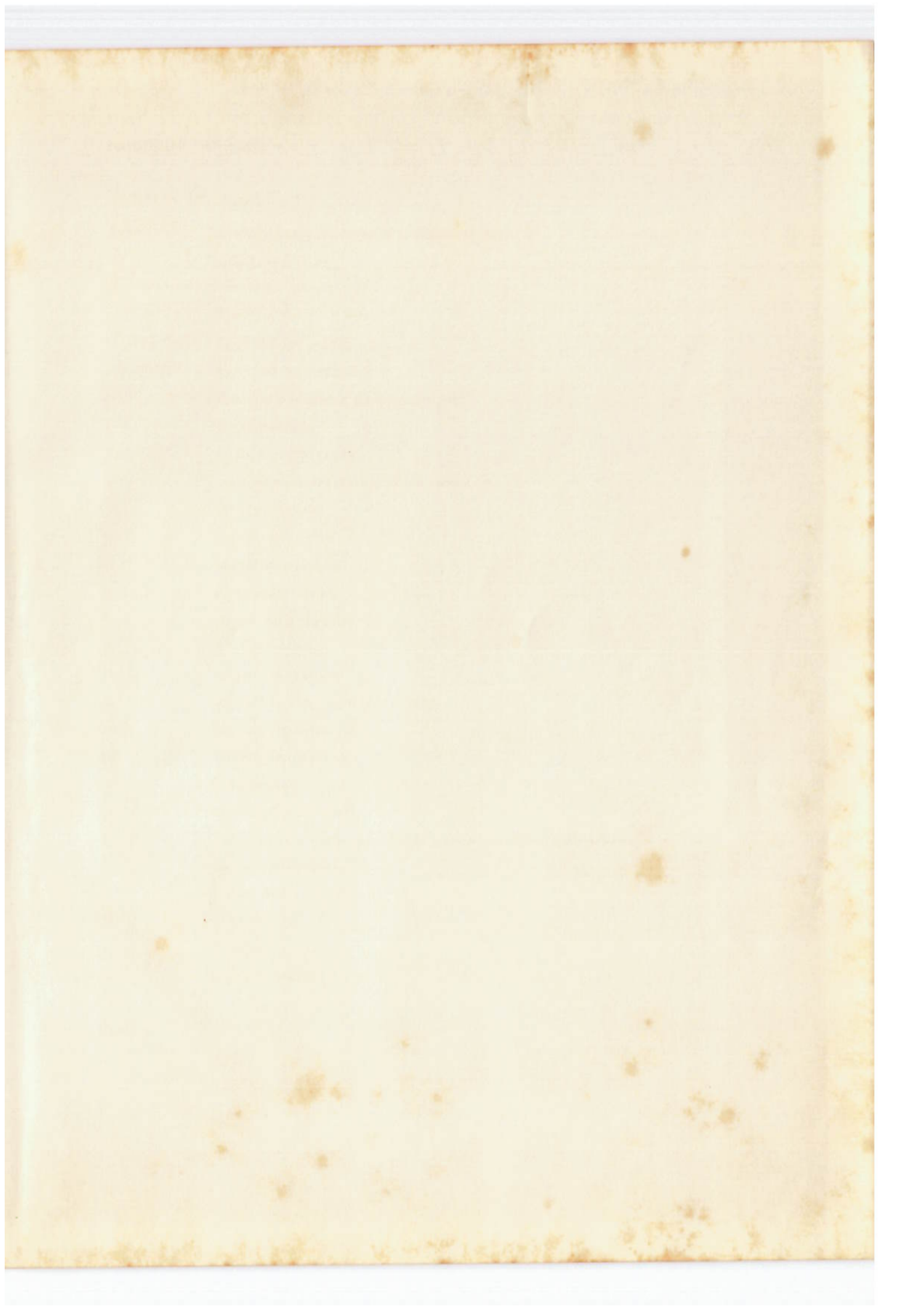
Aluno: Fábio Turri

Orientador: Euríale Zerbini

Tema: Oxigenador de Sangue

Sumário

Notação Utilizada	7
Objetivos	9
Introdução	9
Especificações Técnicas	14
Projeto do Trocador de Massa	16
Projeto do Trocador de Calor	26
Propriedades	29
Simulação do Trocador de Massa	31
Simulação do Trocador de Calor	32
Conclusão	34
Bibliografia	35



Notação Utilizada:

A	condutividade volumétrica, área.
Aext	área de troca baseada no diâmetro externo.
cp	calor específico.
D	diâmetro, difusidade.
f	coef. de atrito
h	coef. de convecção
Hb	conc. de hemoglobina.
j	fluxo de massa por unidade de área.
k	condutividade.
Kp	coeficiente de passo.
L	comprimento da câmara de oxigenação.
M	peso molecular.
m	vazão em massa.
Nu	número de Nussel.
n	número de fibras.
P	passo, pressão total
p	pressão parcial.
Pr	número de Prandtl.
Q	vazão em volume, fluxo de calor.
Re	número de Reynolds.
Sc	número de Schmidt.
T	temperatura.
U	coef. global de troca.
V	velocidade, volume do lado do sangue na câmara de oxigenação.
x	fração volumétrica.
y	fração molar no gás.
μ	viscosidade.
ρ	densidade.
ω	fração mássica.
índices	
a	água
e	externo, entrada.
f	fibra.

i	interno, elemento.
g	gás.
m	membrana, massa.
p	parede.
s	sangue, saída.
t	tubo.
x,y,z	coordenadas.
∞	ao longe.

Objetivos:

O presente trabalho tem como objetivo o projeto de um oxigenador de sangue para ser utilizado como suporte respiratório em cirurgias cardíacas. Será projetado um modelo tipo membrana, utilizando-se como base as especificações técnicas da membrana de polipropileno KPF-190 da Mitsubishi Rayon Co. Ltd.. Também será projetado o trocador de calor. Deseja-se obter um modelo com volume total trocador de calor e câmara de oxigenação ao redor de 300 ml.

Introdução:

Os oxigenadores de sangue são dispositivos utilizados na prática médica desde o início da década de 60, para suprir a função do pulmão durante intervenções cirúrgicas no coração. 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 básicas: o oxigenador tipo bolhas e o oxigenador tipo membrana. O primeiro é um trocador de massa gás-líquido, no qual oxigênio na forma gasosa é borbulhado na fase líquida, ou seja, no sangue. No oxigenador tipo membrana, o contato entre as fases não ocorre, pois entre elas temos uma membrana de polipropileno porosa permeável apenas a gases. O oxigenador tipo bolhas é em nosso meio mais utilizado que o tipo membrana, uma vez que esta é importada, sendo pois o oxigenador tipo membrana mais caro. No entanto, o oxigenador tipo membrana possui uma maior biocompatibilidade, uma vez que o contato gás-sangue possui efeitos deletérios sobre as células presentes no sangue, como as hemáceas, leucócitos e plaquetas. Desta forma, dá-se preferência aos oxigenadores tipo membrana nas cirurgias cardíacas de maior duração ou ainda, estes possuem outras aplicações na área médica onde são indicação exclusiva como as chamadas ECMO - "Extra-corporeal membrane oxygenation", na qual se mantém suporte respiratório por períodos que podem chegar a até duas semanas. Existe uma terceira concepção 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 afinidade pelo 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 possui alto custo, bem

como o inconveniente de produzir efeitos indesejáveis como a produção de micro-êmbolos de perfluorcarbono para o paciente, conforme o observado em alguns estudos com animais.

Devido as 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 a temperatura normal de 37 °C. Geralmente estes valores são 28 ou 32 °C, mas em algumas cirurgias pode-se resfriar o paciente para até 16 °C. Desta forma, os oxigenadores possuem também a função de troca térmica. Os trocadores de calor normalmente utilizados possuem diversas concepções sendo muitos do tipo casco-tubo ou serpentina, porém mais recentemente surgiram alguns de placa plana com baixo relevo.

A circulação extra-corpórea

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 atrio direito, canulando-se as veias cavas superior e inferior. Este sangue poderia ser bombeado para os pulmões, estabelecendo-se uma ponte por sobre átrio e ventrículo direito 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 por 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 extra-corpórea (CEC), fazendo com que esta se torne um circuito aberto.

Nas figuras 1 e 2 são apresentados os circuitos para oxigenador tipo bolhas e para oxigenador tipo membrana.

Durante a CEC o oxigenador é acoplado à máquina de circulação extra-corpórea a qual contém basicamente 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 a 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.

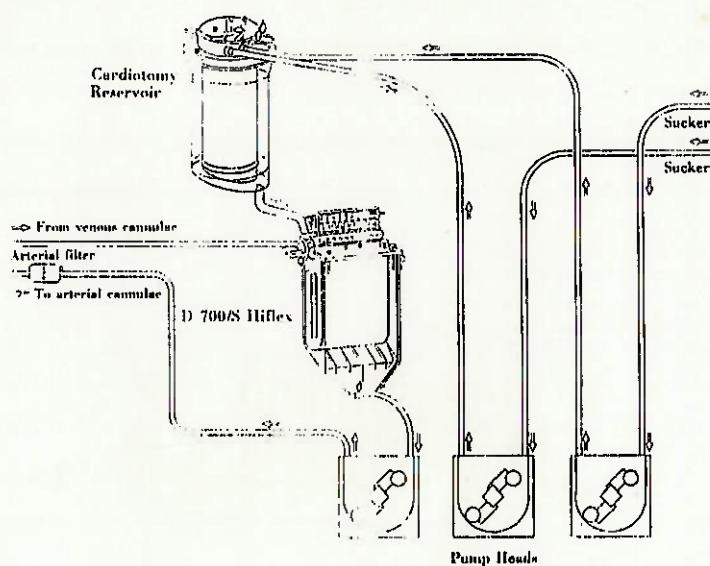


Fig. 1 - CEC com oxig. de bolhas.

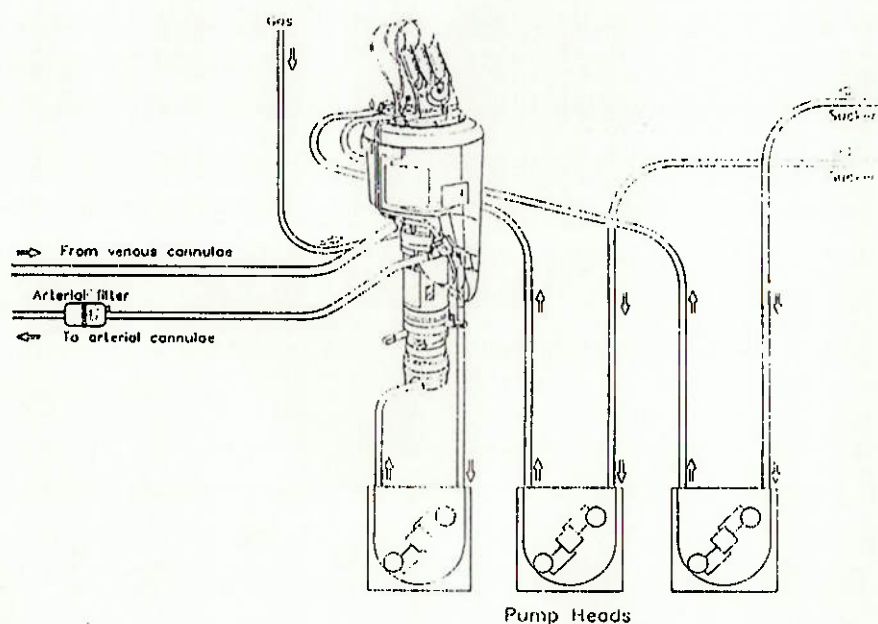


Fig. 2 - CEC com oxigenador de membrana.

No oxigenador tipo bolhas o escoamento do corpo para o mesmo se dá por gravidade, devendo este 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 com que a bomba seja instalada antes do mesmo. O escoamento do sangue proveniente do corpo é feito por gravidade até o reservatório, passando em seguida pela bomba de roletes e daí para os trocadores de calor e massa em seguida retornando para o organismo.

Nas figuras 3 e 4 são apresentados um modelo de oxigenador tipo bolhas e tipo membrana respectivamente.

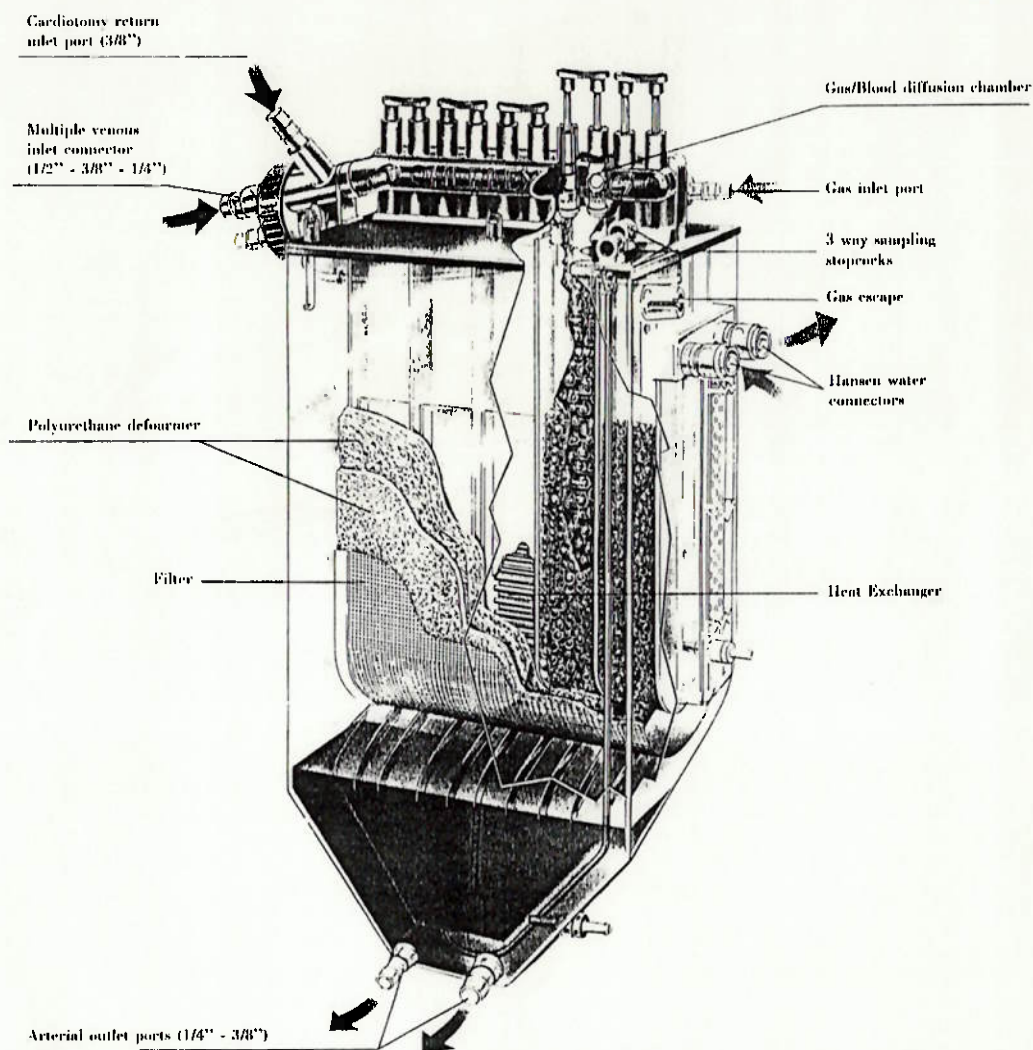


Fig 3 - Oxigenador de bolhas.

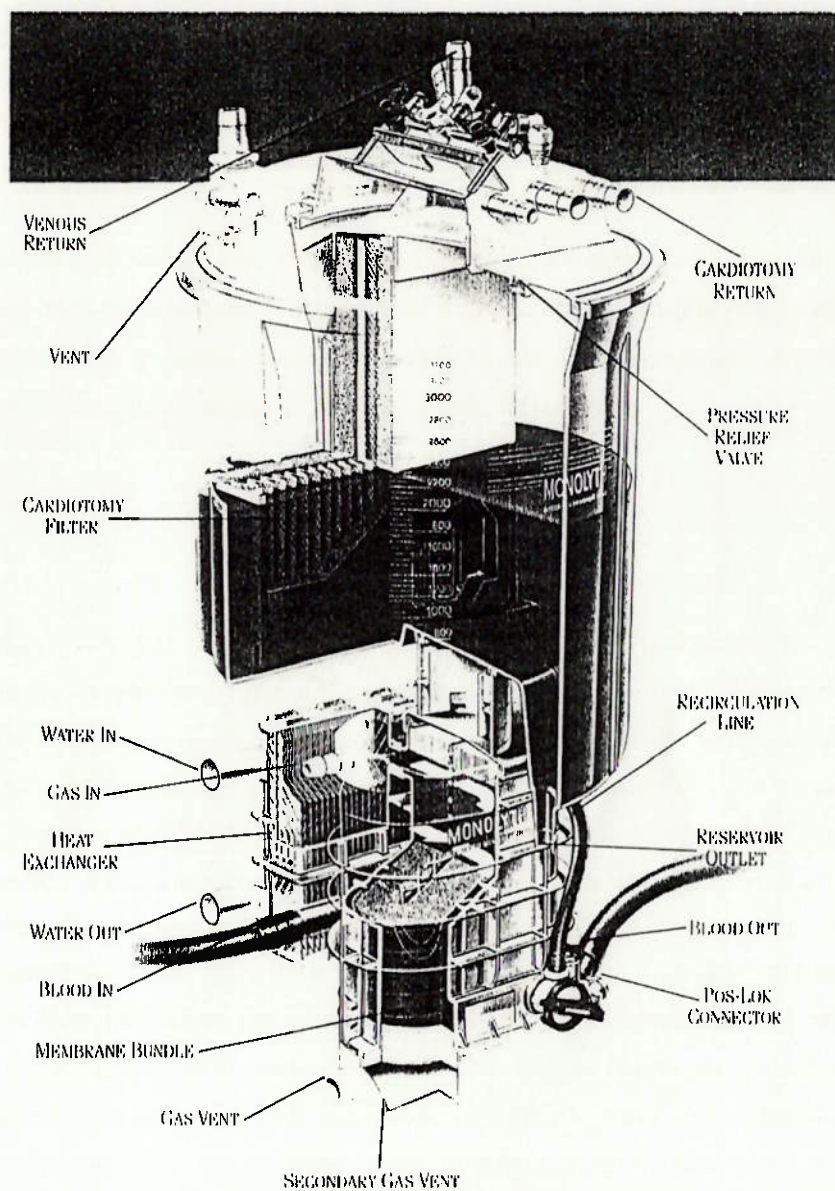


Fig 4 - Oxigenador de membrana.

Especificações Técnicas

A) trocador de massa

Um ser humano padrão possui 70 Kg de peso, com um débito cardíaco (vazão de sangue bombeada pelo coração) ao redor de 4 l/min. Isto nos fornece os seguintes valores de troca mínima que o nosso oxigenador deverá fornecer conforme recomenda a AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation)¹:

$$Q_{O_2} = 180 \text{ ml / min}$$

$$Q_{CO_2} = 152 \text{ ml / min.}$$

Um segundo aspecto importante é o volume de sangue contido em nosso aparelho para que se obtenha os valores acima. É fácil entender que quanto maior for o tamanho de nosso trocador mais facilmente serão obtidos os valores acima. No entanto, este volume extra terá que ser preenchido artificialmente, uma vez que o paciente possui um volume de sangue adequado para o seu sistema circulatório. Se o volume do oxigenador não for muito grande, este, bem como o circuito de circulação extra-corpórea poderão ser preenchidos com algum tipo de solução cristalóide. A hemodiluição obtida ficará dentro de valores aceitáveis se necessitarmos um volume total ao redor de 1,5 l. Este volume é adequado para um volume de câmara de troca gasosa mais trocador de calor ao redor de 500 ml. Caso tenhamos uma câmara maior será necessário o preenchimento de parte do volume com sangue obtido por transfusão, o que possui as habituais desvantagens de uma transfusão sanguínea, como por exemplo, o risco de se adquirir doenças graves. Os modelos mais modernos de oxigenadores possuem volume incluindo câmara de troca gasosa e câmara do trocador de calor ao redor de 300 ml.

B) trocador de calor:

As máquinas de circulação extra-corpórea possuem dois reservatórios. Um dos reservatórios recebe gelo fundente no início da cirurgia. O circuito de água contém uma bomba que quando acionada faz com que a água fria circule pelo trocador de calor do oxigenador e retorne para o reservatório que contém o gelo. Este é dimensionado de forma que normalmente é possível se resfriar o paciente sem que seja necessário se esvaziar o reservatório e se adicionar gelo. O resfriamento do paciente não é crítico uma vez que temos um grande gradiente térmico entre o sangue e a água de resfriamento. Já no aquecimento, evita-se, na

prática, um gradiente térmico entre água de aquecimento e sangue maior que 10 °C. Desta forma o aquecimento passa a ser crítico, sendo então, os trocadores projetados para essa condição operacional. Considera-se adequado elevar-se a temperatura do sangue de 1 °C a cada 2 min quando se possui um gradiente ao redor de 10 °C. Da prática tem-se que isto é possível para um paciente de 70 Kg com um trocador com 0.6 de efetividade.

Projeto do trocador de massa:

O trocador de massa será composto por uma série de filamentos vazados de polipropileno com diâmetro externo de $250 \mu\text{m}$ e diâmetro interno de $200 \mu\text{m}$. No interior destes filamentos teremos o escoamento de gás que poderá ser composto de O_2 puro ou uma mistura deste com ar ambiente. O projeto será feito para a condição de se utilizar O_2 puro. Serão utilizadas as especificações técnicas da fibra da Mitsubishi Rayon Company Ltd. que são dadas a seguir:

Diâmetro interno:	$200 \mu\text{m}$
Diâmetro externo:	$250 \mu\text{m}$
Porosidade:	47.9 %
Fluxo de gás:	$169000 \text{ l / m}^2\cdot\text{h}\cdot\text{atm}$

Do catálogo da Mitsubishi temos que o fluxo de gás varia linearmente com o inverso da raiz quadrada do peso molecular. Neste sentido obtemos os seguintes fluxos para O_2 e CO_2 :

$$A_{\text{O}_2} = 150000 \text{ l / h}\cdot\text{m}^2\cdot\text{atm}.$$

$$A_{\text{CO}_2} = 138800 \text{ l / h}\cdot\text{m}^2\cdot\text{atm}.$$

A geometria a ser utilizada será a de feixes de tubos paralelos com escoamento de sangue cruzado externamente aos tubos, conforme mostra a figura 5. Dispondo-se as fibras orientadas na direção z teremos um passo em x e em y. Será adotado mesmo passo em x e y e igual a 1,5 vezes o diâmetro externo.

$$P_x = P_y = K_p \cdot D_e \quad (1)$$

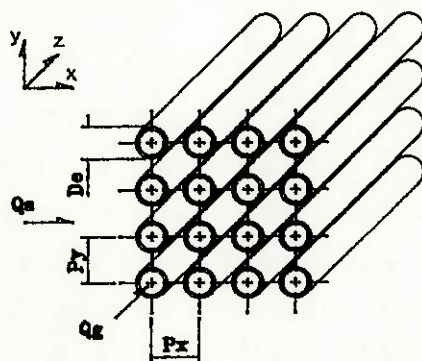


Fig 5 - Geometria do trocador de massa.

Escolhendo-se uma superfície de troca ao redor de 2 m² este passo nos fornece um volume final de 233 ml. A relação entre passo, diâmetro externo e área externa de troca é dada pela eq. (2):

$$V = \left(K_p^2 - \frac{\pi}{4}\right) \cdot \frac{D_e}{\pi} \cdot A_{ext} \quad (2)$$

Uma vez fixados o volume, o passo e os comprimentos em y e z, temos que fica determinado o comprimento em x:

$$L_x = \frac{K_p^2 \cdot V}{\left(K_p^2 - \frac{\pi}{4}\right) \cdot L_y \cdot L_z} \quad (3)$$

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

$$n_x = \frac{L_x}{K_p \cdot D_e} + 1 \quad (4)$$

$$n_y = \frac{L_y}{K_p \cdot D_e} + 1$$

Escoamento do sangue

Uma das primeiras dificuldades em se analisar o escoamento do lado do sangue está no fato do sangue ser um fluido não-newtoniano. Isto significa que a viscosidade do sangue varia conforme a taxa de deformação ao qual está submetido. Felizmente existem trabalhos que fornecem um valor aparente de viscosidade quando se conhece a taxa de deformação (Fig 6).

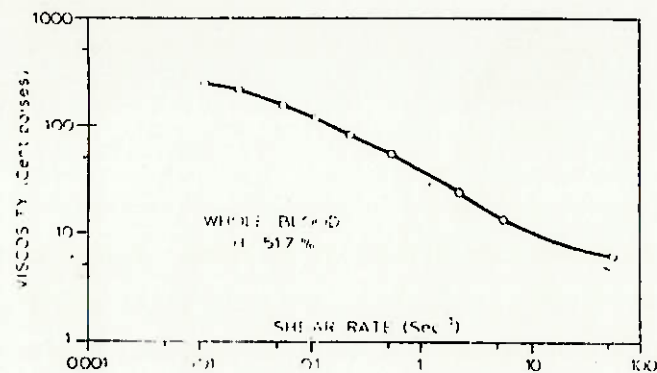


Fig. 6 - Viscosidade aparente do sangue.

A taxa de deformação num escoamento sobre feixes de tubos paralelos é obtida calculando-se a velocidade na menor seção transversal ao escoamento e em seguida dividindo-a pela metade do menor comprimento que define esta seção. Este valor de velocidade é máximo e será também utilizado no cálculo do número de Reynolds. Desta forma temos que:

$$V_{m\acute{a}x} = \frac{Q_s}{A_{min}} \quad (5)$$

$$A_{min} = (P_y - D_o) \cdot (n_y - 1) \cdot L_z \quad (6)$$

Substituindo a eq. 1 na 6 e esta em 5 obtemos a expressão da velocidade máxima como função de K_p , L_y , L_z e Q_s .

$$V_{m\acute{a}x} = \frac{Q_s}{\frac{(K_p - 1)}{K_p} \cdot L_y \cdot L_z} \quad (7)$$

A taxa de deformação é dada então por:

$$\frac{dV}{dr} = \frac{V_{m\acute{a}x}}{\frac{(K_p - 1)}{2} \cdot D_o} \quad (8)$$

A viscosidade aparente pode ser então obtida:

$$\mu_s = \mu_s a p \left(\frac{dV}{dr} \right) \quad (9)$$

Uma análise preliminar do número de Reynolds no escoamento de sangue sugere um escoamento na região laminar. Desta forma, para o cálculo da perda de carga no escoamento vamos utilizar a eq. sugerida por *Bergelin, Colburn e Hult*². Esta equação é válida para Reynolds menor que 100. O número de Reynolds deve ser calculado baseando-se no diâmetro hidráulico volumétrico [(4 x volume, descontando-se o volume dos tubos)/(área da superfície exposta dos tubos)]. Da equação 2 e da definição do número de Reynolds obtemos:

$$Re_v = \frac{4 \cdot D_e}{\pi} \cdot \left(K_p^2 - \frac{\pi}{4} \right) \cdot V_{máx} \cdot \frac{\rho_s}{\mu_s} \quad (10)$$

A perda de carga por número de fileiras de tubos é dada por:

$$\frac{\Delta P}{n_x} = \frac{280}{Re_v} \cdot \left(\frac{1}{K_p} \right)^{1.6} \cdot (\rho_s \cdot V_{máx})^2 \quad (11)$$

a qual é válida para Kp igual a 1.25 e 1.5.

Para o cálculo do número de Nusselt vamos nos basear na expressão convencional do número de Reynolds:

$$Re_s = \frac{\rho_s \cdot V_{máx} \cdot D_e}{\mu_s} \quad (12)$$

Os números de Schmidt para o O₂ e o CO₂ são obtidos das equações abaixo:

$$Sc_{O_2} = \frac{\mu_s}{D_{O_2,s}} \cdot \frac{1}{\rho_s} \quad (13)$$

$$Sc_{CO_2} = \frac{\mu_s}{D_{CO_2,s}} \cdot \frac{1}{\rho_s}$$

O número de Prandtl para o sangue é dado por:

$$Pr_s = \frac{\mu_s \cdot cp_s}{K_s} \quad (14)$$

Da fig 7 obtemos o valor de Jh^3 para o valor do número de Reynolds calculado em 12.

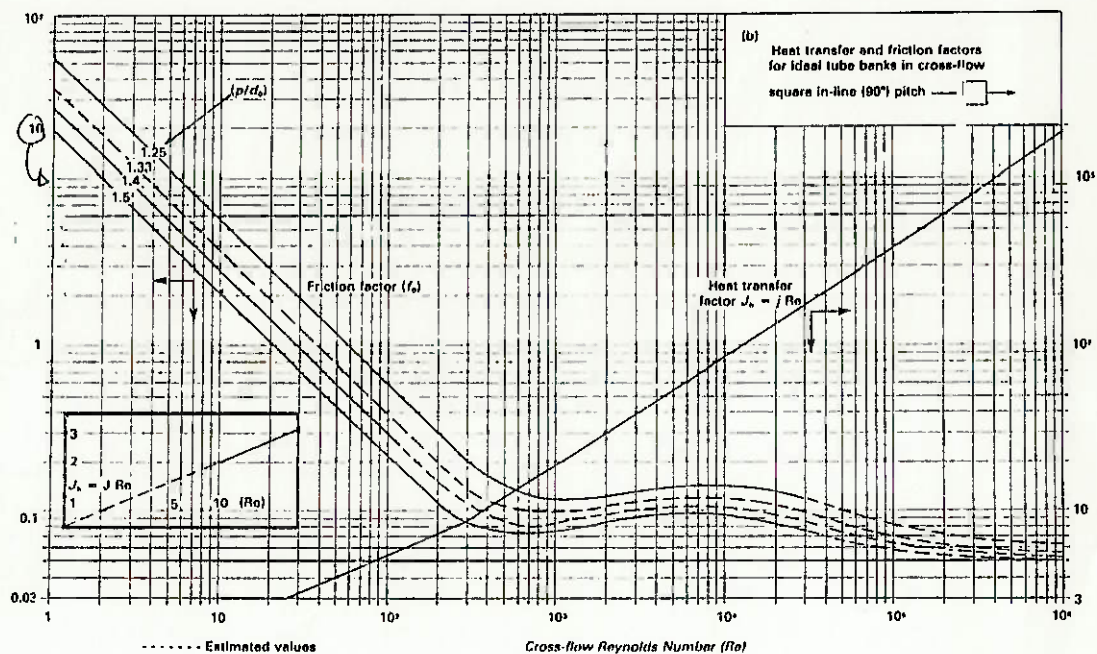


Fig 7 - Gráfico $Jh \times Re$

Os números de Nusselt para o CO₂ e para o O₂ são obtidos por:

$$\begin{aligned} \text{Nu}_{\text{o}_2} &= J_h \cdot (\text{Sc}_{\text{o}_2})^{0.33} \\ \text{Nu}_{\text{co}_2} &= J_h \cdot (\text{Sc}_{\text{co}_2})^{0.33} \end{aligned} \quad (15)$$

Escoamento de gás

No escoamento de gás temos que a área normal ao escoamento é dada por:

$$A = n_x \cdot n_y \cdot \frac{\pi \cdot D_i^2}{4} \quad (16)$$

A área externa de troca é dada por:

$$A_{\text{ext}} = n_x \cdot n_y \cdot \pi \cdot D_e \cdot L_z \quad (17)$$

Isolando-se o produto $n_x \cdot n_y$ na eq. 17 e substituindo na eq. 16 temos a área normal expressa em função de D_e , D_i , L_z e A_{ext} . A velocidade é dada então por:

$$V = \frac{4 \cdot Q \cdot L_z \cdot D_e}{A_{\text{ext}} \cdot D_i^2} \quad (18)$$

O número de Reynolds é dado por:

$$\text{Re}_g = \frac{\rho_g \cdot V \cdot D_i}{\mu_g} \quad (19)$$

A pressão na entrada das fibras é igual a soma da perda de carga no escoamento na fibra mais a pressão na saída que é igual a pressão atmosférica.

$$P_{ge} = \frac{64}{\text{Re}_g} \cdot \frac{L_z}{D_i} \cdot \frac{V^2}{2} \cdot \rho_g + P_{\text{atm}} \quad (20)$$

Sendo o escoamento laminar, o número de Nussel é constante e igual a 3.66.

Equações de fluxo de massa

A troca de massa entre a concentração ao longe no sangue e a concentração ao longe no gás envolve duas convecções e uma difusão. Desta forma temos uma convecção no sangue, em seguida uma difusão na membrana e novamente uma convecção no gás.

Da definição do número de Nussel de massa podemos obter o coef. de convecção de massa, com o qual é possível se obter os valores de fluxo de massa por unidade de área para uma dada diferença de frações mássicas na parede e ao longe.

$$h_m = \frac{Nu_m \cdot \rho \cdot D_{ab}}{D} \quad (21)$$

Quando se trabalha com frações molares, é necessário fazer a correção entre fração molar e fração mássica.

Na eq. 21 temos o fluxo mássico por unidade de área como função de uma diferença de frações mássicas. Na eq. 22 temos o mesmo fluxo de massa expresso em termos de diferença de frações molares. A correlação entre fração mássica e fração molar é dada logo abaixo.

$$j_i = h_m \cdot (\omega_{i,m} - \omega_{i,p}) \quad (22)$$

$$j_i = h_m \cdot (x_{i,m} - x_{i,p}) \cdot \frac{M_i}{M} \quad (23)$$

$$x_i = \omega_i \cdot \frac{M}{M_i}$$

Troca de massa de CO₂

O fluxo de massa de CO₂ ocorre do sangue para o gás. A quantidade de CO₂ dissolvida no sangue não varia linearmente com a pressão parcial do mesmo em equilíbrio com a fase sanguínea. Desta forma, é necessário se determinar a pressão parcial do CO₂ na camada de

sangue adjacente à fibra. Isto deve ser obtido de forma iterativa de forma que o fluxo de massa de CO₂ por convecção no sangue num incremento dz deva ser igual ao fluxo entre a camada de sangue adjacente a fibra e o valor de pCO₂ ao longe no gás no mesmo incremento dz. Desta forma, temos:

$$\frac{dmCO_2}{dz} = h_m \cdot \pi \cdot D_c \cdot (xCO_{2s,\infty} - xCO_{2s,p}) \cdot \frac{\rho CO_2}{\rho_s} \quad (24)$$

que é a expressão para a convecção de massa no sangue. A difusão na membrana associada a convecção no gás é dada por:

$$\frac{dmCO_2}{dz} = \frac{l}{\frac{P \cdot (M / M_{CO_2})}{3.66 \cdot \rho_g \cdot D_{CO_2,g} \cdot \pi} + \frac{1}{\pi \cdot D_l \cdot A_{CO_2} \cdot \rho CO_2}} \cdot (pCO_{2s,p} - pCO_{2g,\infty}) \quad (25)$$

Uma vez obtido o valor de pCO_{2s,p} podemos obter o coeficiente global de troca de massa por:

$$U = \frac{\frac{dmCO_2}{dz}}{pCO_{2s,\infty} - pCO_{2g,\infty}} \quad (26)$$

O balanço de massa no gás é dado por:

$$dmCO_2 = m_{gf} \cdot d\omega CO_{2g,\infty} = H \cdot dpCO_{2g,\infty} \quad (27)$$

onde H é igual a:

$$H = \frac{M_{CO_2}}{M} \cdot \frac{1}{P} \quad (28)$$

e m_{gf} é a vazão em massa de gás por fibra.

O fluxo de massa através da fibra é dado por:

$$dmCO_2 = U \cdot dz \cdot (pCO_{2s,\infty} - pCO_{2g,\infty}) \quad (29)$$

Igualando-se 26 e 28 obtemos a seguinte equação diferencial:

$$\frac{dpCO_2}{dz} = \frac{U}{m_{gf} \cdot H} \cdot pCO_{2s,\infty} - \frac{U}{m_{gf} \cdot H} \cdot pCO_{2g,\infty} \quad (30)$$

Utilizando-se o valor de U obtido em 25 integra-se a eq. 29 para se obter o valor de pCO_{2g} em z+dz. Com este novo valor de pCO_{2g} obtemos o fluxo de massa de CO₂ no incremento dz:

$$mCO_2 = m_{gf} \cdot H \cdot (pCO_{2p,\infty}^* - pCO_{2p,\infty}) \quad (31)$$

O fluxo de massa no gás é igual ao fluxo de massa no sangue com sinal invertido:

$$mCO_{2s} = -mCO_{2g} \quad (32)$$

Através do balanço de massa no sangue obtemos o valor de fração volumétrica de CO₂ em x+dx. Desta forma podemos obter o valor de pCO_{2s} em x+dx.

$$mCO_{2s} = m_{sz} \cdot (xCO_{2s,\infty}^* - xCO_{2s,\infty}) \cdot \frac{\rho CO_2}{\rho_s} \quad (33)$$

Na eq. 32 msz significa a vazão em massa do sangue por fibra no incremento dz.

Troca de massa de O₂

A troca de massa de O₂ ocorre de forma análoga a de CO₂ só que em sentido contrário, isto é, do gás para o sangue. Aqui também temos não linearidade entre a concentração de O₂ no sangue e a pressão parcial do mesmo em equilíbrio com a fase sanguínea. Desta forma, para se obter o coeficiente global de troca de O₂ é necessário se obter o valor de pO₂ na camada de sangue em contato com a fibra de forma iterativa. A concentração de O₂ no sangue é dada por:

$$x_{O_2} = \frac{1.34 \cdot Hb \cdot H}{100} + 0.003105 \cdot \frac{p_{O_2}}{100} \quad (34)$$

O primeiro termo corresponde à quantidade de O₂ ligado a hemoglobina e o segundo termo à quantidade de O₂ dissolvida no sangue. H representa a porcentagem de hemoglobina saturada de O₂ e o seu cálculo é apresentado no item de propriedades.

Projeto do trocador de calor

Para o projeto do trocador de calor optou-se também pela geometria escoamento cruzado por sobre feixe de tubos. Desta forma, foi possível se utilizar praticamente a mesma metodologia usada no cálculo do trocador de massa. No entanto se achou mais adequado trabalhar-se com K_p igual a 1.25. Escolheu-se para o projeto tubos de alumínio com diâmetro externo igual a 3 mm e interno igual a 2.5 mm.

O fator de atrito f e o fator J_h foram obtidos a partir da fig. 7. O cálculo da perda de carga por fileira de tubos para estes dados bem como do coef. de convecção de calor é dado por :

$$\frac{dP}{n_x} = \rho_s \cdot 2 \cdot f \cdot V_{max}^2 \quad (35)$$

$$h_s = J_h \cdot (Pr_s)^{0.33} \cdot \frac{k_s}{D_c} \quad (36)$$

No escoamento de água calculamos o número de Reynolds do escoamento pela eq. 19. Para o cálculo da perda de carga no tubo se utilizou a eq. 36.

$$\Delta P_a = f \cdot \frac{L_z}{D_i} \cdot \frac{V^2}{2} \cdot \rho_a \quad (37)$$

O valor de f da eq. 36 é dado por:

Se $Re < 1311$, então:

$$f = \frac{64}{Re_a} \quad (38)$$

Se $Re > 1311$ e $Re < 2100$:

$$f = 0.0488 \quad (39)$$

Se $Re > 2100$:

$$f = 4 \cdot \left(0.0014 + \frac{0.125}{Re_a^{0.32}} \right) \quad (40)$$

O coeficiente de convecção na água foi obtido por:

Se $Re < 2000$:

$$h_a = 3.66 \cdot \frac{k_a}{D_i} \quad (41)$$

Se $Re > 2000$ e $Re < 10000$:

$$h_a = 0.1 \cdot \frac{k_a}{D_i} \cdot (Re_a^{2/3} - 125) \cdot Pr^{0.495} \cdot \exp(-0.0225 \cdot [\ln Pr]^2) \cdot \left(1 + \frac{D_i}{L_z} \right)^{2/3} \quad (42)$$

Se $Re > 10000$:

$$h_a = 0.0225 \cdot \frac{k_a}{D_i} \cdot Re_a^{0.795} \cdot Pr^{0.495} \cdot \exp(-0.0225 \cdot [\ln Pr]^2) \quad (43)$$

Desta forma podemos calcular o coef. global de transferência de calor por:

$$U = \frac{1}{\frac{1}{h_n \cdot \pi \cdot D_i} + \frac{\ln(D_e / D_i)}{2 \cdot \pi \cdot k_t} + \frac{1}{h_s \cdot \pi \cdot D_e}} \quad (44)$$

Com um raciocínio análogo ao que foi feito para se obter a equação diferencial para a troca de massa de CO₂ obtemos a seguinte equação para a troca de calor:

$$\frac{dT_a}{dz} = \frac{U}{m_{at} \cdot cp_g} \cdot T_{s,co} - \frac{U}{m_{at} \cdot cp_a} \cdot T_{a,co} \quad (45)$$

Integrando-se no passo dz obtem-se o valor da temperatura da água em $z + dz$. Com o balanço de energia na água se obtém o calor trocado.

$$Q = m_{at} \cdot cp_a \cdot (T_{a,co}^* - T_{a,co}) \quad (46)$$

A temperatura no sangue em $x+dx$ pode ser obtida fazendo-se o balanço de energia no sangue:

$$T_{s,co}^* = \frac{-Q}{m_{sz} \cdot cp_s} + T_{s,co} \quad (47)$$

Propriedades:

Serão apresentadas apenas as propriedades relativas ao sangue e aquelas de uso menos frequente, uma vez que dados como densidade, viscosidade, calor específico e condutividade térmica do O₂, CO₂ e água são facilmente encontrados em manuais.

A) Sangue:

- densidade: 1050 Kg/m³.
- cp: 3.8 KJ / Kg.K .
- viscosidade:

$$\mu_s = 14.16 - 6.659 \log\left(\frac{dV}{dr}\right) + 0.498 \log\left(\frac{dV}{dr}\right)^2 + 0.211 \log\left(\frac{dV}{dr}\right)^3 \quad (48)$$

- k: 0.544 W / °C.m .
- Saturação da hemoglobina:

$$H = \frac{N^4 - 15N^3 + 2045N^2 + 2000N}{N^4 - 15N^3 + 2000N^2 - 31100N + 2.4e6} \quad (49)$$

onde N é a pressão parcial de O₂.

B) O₂:

- Difusidade no sangue: 1.866e-5 cm² / s.

C) CO₂:

- Difusidade no sangue: este é um dado praticamente inexistente na literatura. Desta forma, neste trabalho adotou-se uma difusidade de CO₂ cinco vezes maior que a de O₂.
- Difusidade no O₂: 0.139 cm² / s .
- Solubilidade no sangue:

pCO ₂	xCO ₂
20	0.36
30	0.43
40	0.48
50	0.53

D) alumínio:

- k: 202 W / m.°C .

Simulação do trocador de massa:

Um algoritmo de cálculo foi desenvolvido utilizando-se as equações apresentadas anteriormente. As iterações foram realizadas utilizando-se o método da falsa posição. A integração das equações diferenciais foram obtidas utilizando-se método de Runge-Kutta de 4a. ordem. O valor médio de xO_2 e xCO_2 na saída do trocador foram obtidos por integração pelo método de Simpson. Desta forma foi possível medir-se as quantidades de O_2 e CO_2 trocados, as quais são apresentadas na forma de vazão em volume. Assim temos:

$$QCO_2 = (xCO_{2s,s} - xCO_{2s,e}) \cdot Q_s \quad (50)$$

$$QO_2 = (xO_{2s,s} - xO_{2s,e}) \cdot Q_s \quad (51)$$

Utilizou-se vazão de gás igual a 4.0 l /min. A temperatura de entrada do sangue e do gás foram 37 °C. Variou-se o valor de L_y e L_z mantendo-se constantes a área externa. Desta forma, o comprimento em x ficou determinado. Das diversas combinações L_y , L_z possíveis, apresentamos abaixo as que deram melhores resultados, quando se manteve $L_y = 0.1$ m.

L_z m	QO_2 ml/min	QCO_2 ml/min	ΔP_s mmHg	ΔP_g mmHg	dV_{dr} s^{-1}
0.1	279	278	9	1	320
0.2	281	266	2	3	160
0.4	281	260	1	14	80

Simulação do trocador de calor

De forma análoga ao trocador de massa, um algoritmo foi implementado buscando uma otimização. Utilizou-se Runge-Kutta de 4a. ordem para a integração da eq. 44. A vazão de água foi obtida de forma iterativa confrontando-se uma curva de vazão de uma bomba normalmente utilizada para este fim. A temperatura média do sangue na saída do trocador foi obtida por integração pelo método de Simpson. A temperatura de entrada do sangue foi 28 °C e a da água 38 °C. Com a temperatura do sangue na saída calculou-se a efetividade do trocador. Três volumes de sangue no trocador foram simulados. Os resultados obtidos são apresentados a seguir:

Vs=50 ml					
	Lz	0.06	0.08	0.1	0.12
Ly					
0.02		0.48	0.50	0.51	0.51
0.03		0.47	0.50	0.44	0.49
0.05		0.41	0.43	0.40	0.43
Vs=70 ml					
	Lz	0.06	0.08	0.1	0.12
Ly					
0.02		0.51	0.55	0.57	0.59
0.03		0.55	0.55	0.55	0.57
0.05		0.46	0.51	0.51	0.53
Vs=100 ml					
	Lz	0.06	0.08	0.1	0.12
Ly					
0.02		0.45	0.60	0.64	0.68
0.03		0.46	0.60	0.57	0.64
0.05		0.43	0.55	0.52	0.57

A nossa especificação é um trocador com efetividade ao redor de 0.6 . Desta forma, escolheu-se a condição $Ly=0.02$ e $Lz=0.12$ no volume de 70 ml como a melhor solução, pois temos a efetividade desejada no menor volume. Para esta condição apresentamos alguns resultados:

- $Kp=1.25$
- $De=3\text{ mm}$
- $Di=2.5\text{ mm}$
- Volume lado sangue=70 ml
- Area de troca=943 cm²
- Escoamento do sangue:
 - $dVdr=370\text{ s}^{-1}$
 - $Re=111$
 - $h=3055\text{ W/m}^2\cdot^{\circ}\text{C}$
- Escoamento da água:
 - $Re=5645$
 - $h=10295\text{ W/m}^2\cdot^{\circ}\text{C}$
- $U=21\text{ W/m}^2\cdot^{\circ}\text{C}$.

Conclusão

O modelo obtido ficou dentro das especificações e com volume final total de 300 ml. Com a modelagem foi possível também analisar a influência de cada variável geométrica. Embora não seja possível se afirmar que os resultados obtidos sejam fiéis à prática, estes podem ser usados para a confecção de um protótipo, através do qual o modelo de troca de massa como também o modelo de troca de calor possam ser refinados.

Bibliografia

1. AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation), **Standard for Blood/Gas Exchange Devices (Oxygenators)**, 1982.
2. R. H. Perry, **Manual de Engenharia Química**, 5a. ed., Guanabara Dois, 1973.
3. E. A. D. Saunders, **Heat Exchangers Selection, Design and Construction**, Longman Scientific and Technical, 1988.
4. A. C. Guyton, **Tratado de Fisiologia Médica**, 5a. ed. , Interamericana, 1976.
5. R. Skalak, S. Chien, **Handbook of Bioengineering**, McGraw-Hill Book Company, 1987.