

Determinação de parâmetros do sistema respiratório durante exercício físico com modelo e dados experimentais

Guilherme Feliscino Menegati¹, Cyro Albuquerque Neto²

^{1,2} Engenharia Mecânica, Centro Universitário FEI

g_menegati@hotmail.com; cyroalb@fei.edu.br

Resumo: A partir de modelos pré-estabelecidos, o projeto tem como objetivo analisar os fenômenos físicos decorrentes da respiração humana em situações de stress físico como uma atividade física. Para tal objetivo, pretende-se utilizar equações empíricas e modelagens para a determinação de alguns valores como volume corrente, alveolar e o coeficiente de difusão pulmonar.

1. Introdução

A determinação da influência de fatores externos como a exposição aos gases de ambiente urbano na atmosfera é primordial para que se possa analisar o funcionamento da fisiologia respiratória humana. É a partir de valores numéricos provenientes desses modelos que a medicina moderna consegue embasamento para comparações de entre um indivíduo doente ou não.

2. Metodologia

Para a análise dos parâmetros respiratórios, primeiro é importante termos definidos os valores de volume corrente, morto e alveolar.

O volume corrente (V_c) é o volume dado pelo fluxo de ar que entra e sai do trato respiratório naturalmente, ou seja, sem qualquer outro esforço externo ou interno. Durante uma atividade física, sabe-se que o volume corrente aumenta devido à necessidade do corpo de um volume maior de O_2 . Como é possível ver na Tabela 1, os valores de volume corrente literário [1] e experimental [2] de um indivíduo em repouso possuem uma diferença de 69% (provável diferença pelo parâmetro usado como indivíduo em repouso). Neste teste experimental, 15 atletas foram submetidos a uma atividade física que, a cada 2 minutos, aumentava-se a velocidade em 1,2km/h durante uma média de 15 minutos.

Tabela 1: Valores comparativos literários e experimentais

Fonte	Valor em litros
Comroe et al [1]	0,5
Igarashi [2]	0,84
Média de V_c sob capacidade máxima [2]	1,3

Pode-se notar que V_c aumentou em 153%. Esse aumento volumétrico é decorrente também do aumento da frequência respiratória que o corpo exige para uma ventilação mais eficiente do corpo. Admitindo-se o valor de 150mL para volume morto (V_d) [2], ou seja, volume de ar enclausurado e não utilizado nas trocas gasosas pelos alvéolos, obtém-se o volume alveolar V_a dado pela equação (1) para um indivíduo em sua capacidade física máxima.

$$V_a = V_c - V_d \quad (1)$$

O volume alveolar V_a , também variável pela frequência respiratória, é o volume eficaz de troca gasosa. Em outras palavras, é o volume de ar onde essencialmente há troca de gás O_2 inspirado para CO_2 expirado).

Na figura (1) está representado a evolução do volume corrente com o aumento de intensidade de atividade física. Estipulou-se uma linha tendência e agora é possível termos uma análise mais linear sobre o fenômeno.

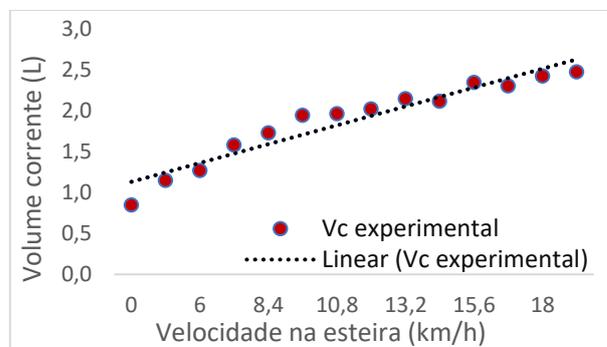


Figura 1: Gráfico de volume corrente (litros) por velocidade de corrida em uma esteira (km/h).

Para a reta da Figura (1), foi adotado o volume corrente de Igarashi [2]. Com os valores obtidos pelo espirômetro em cada atleta analisado, foi possível estabelecer uma equação que relaciona o volume corrente em um instante para uma determinada velocidade de esteira, possibilitando chegar na equação (2):

$$V_c = 0,115v + 1,01 \quad (2)$$

Onde V_c é volume corrente e v é velocidade da esteira em determinado instante de tempo.

Agora, para determinar o valor do coeficiente de difusão respiratória será utilizado a equação (3) que é a equação fundamental da difusão dos gases em tecidos.

$$V_{gas} = \frac{A}{T} D(P_1 - P_2) \quad (3)$$

Como visto na equação (3), V_{gas} é o fluxo de gás que pode ser difundido no tecido, D é a constante de difusão do material, A é a área transversal ao sentido do fluxo gasoso, T é a espessura da membrana e $(P_1 - P_2)$ a diferença das pressões parciais (entre o gás e o fluido). Mas numa estrutura complexa como o pulmão, é muito difícil estabelecer um valor fixo para espessura e área,

portanto adota-se D_L [5], simplificando a equação (3) para o novo formato (4):

$$V_{gas} = D_L(P_1 - P_2) \quad (4)$$

O objetivo desta análise é a estimativa de um valor para D_L . Para isso, é importante ter os valores das pressões parciais dos gases que compõe o ar atmosférico nos alvéolos [1] como mostrados na tabela (2).

Tabela 2: Pressões parciais de gases atmosféricos

Gases	Pressão Parcial
Nitrogênio	573mmHg
Oxigênio	100mmHg
Dióxido de Carbono	40mmHg
Vapor de água	47mmHg
Total (ar atmosférico)	760mmHg

Para haver a troca gasosa, os alvéolos são envoltos por vasos capilares (vasos cujo diâmetro é extremamente pequeno). Nesses vasos por sua espessura de parede ser muito fina, facilita a velocidade de troca gasosa por difusão. O fenômeno da difusão se dará por meio da diferença das pressões parciais entre alvéolos e vaso capilar. Estima-se que a pressão parcial de O_2 nesses vasos é de aproximadamente 7mmHg [4].

Com o volume alveolar obtido, é possível estimar uma vazão de gás oxigênio absorvido através da equação (5).

$$\frac{P_{pgas}}{P_T} = \frac{V_{gas}}{V_a} = \frac{100}{760} = \frac{V_{gas}}{1,15} = \frac{V_i - V_e}{1,15} \quad (5)$$

$$\therefore V_{gas} = V_i - V_e = 0,151L$$

Onde P_{pgas} é a pressão parcial do gás, P_T é pressão total, V_{gas} é diferença entre o volume parcial de gás inspirado (V_i) e o expirado (V_e). Assumindo regime permanente e que todo O_2 armazenado no alvéolo seja transportado para o sangue, agora é possível estimar um valor de D_L através da equação de difusão:

$$0,151 = D_L(100 - 7) \therefore D_L = 1,62 \times 10^{-3} \frac{L}{mmHg}$$

4. Conclusões

Para o estabelecimento de valores exatos de volume corrente, alveolar e de difusão respiratória, é necessário examinar a umidade do ambiente, temperatura, peso e dimensões corporais. Como há uma vasta gama de variáveis a serem analisadas, torna-se essencial elaborar uma modelagem computacional mais sofisticada que dê resultados ou aproximações numéricas mais precisas de cada um destes elementos.

5. Referências

- [1] West, J.B. Respiratory Physiology, Lippincott William & Wilkins, 2006.
- [2] Igarashi, T.L. Balanço térmico do corpo humano em teste de corrida e ciclismo a partir de termografia e ergoespirometria, Mestrado, FEI, 2018.

- [3] Albuquerque Neto, C. Modelo integrado dos sistemas térmicos e respiratórios do corpo humano, Doutorado, USP, 2010.
- [4] Guyton & Hall. Tratado de fisiologia médica, Saunders Elsevier, 2011.

6. Agradecimentos

A Érika Saori Kunieda, estudante de medicina pela Universidade Anhembi Morumbi que disponibilizou seu tempo para oferecer material e apoio para este artigo.

¹ Aluno de IC do Centro Universitário FEI (ou FAPESP, CNPq ou outra). Projeto com vigência de 03/19 a 03/20.