

**IZABELA BATISTA HENRIQUES**

**DESEMPENHO EXERGÉTICO DO CORPO HUMANO E DE SEU  
SISTEMA RESPIRATÓRIO EM FUNÇÃO DE PARÂMETROS  
AMBIENTAIS E DA INTENSIDADE DE ATIVIDADE FÍSICA**

São Paulo  
2013

**IZABELA BATISTA HENRIQUES**

**DESEMPENHO EXERGÉTICO DO CORPO HUMANO E DE SEU  
SISTEMA RESPIRATÓRIO EM FUNÇÃO DE PARÂMETROS  
AMBIENTAIS E DA INTENSIDADE DE ATIVIDADE FÍSICA**

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

São Paulo  
2013

**IZABELA BATISTA HENRIQUES**

**DESEMPENHO EXERGÉTICO DO CORPO HUMANO E DE SEU  
SISTEMA RESPIRATÓRIO EM FUNÇÃO DE PARÂMETROS  
AMBIENTAIS E DA INTENSIDADE DE ATIVIDADE FÍSICA**

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

Área de Concentração: Engenharia  
Mecânica de Energia e Fluidos

Orientador: Prof. Dr. Silvio de Oliveira  
Junior

São Paulo  
2013

**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 setembro de 2013.**

**Assinatura do autor** \_\_\_\_\_

**Assinatura do orientador** \_\_\_\_\_

## **FICHA CATALOGRÁFICA**

**Henriques, Izabela Batista**

**Desempenho exergético do corpo humano e de seu sistema respiratório em função de parâmetros ambientais e da intensidade de atividade física / I.B. Henriques. -- versão corr. -- São Paulo, 2013.**

**101 p.**

**Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.**

**1.Exergia (Análise) 2.Sistema respiratório 3.Atividade física 4.Temperatura corporal I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II.t.**

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Prof. Dr. Silvio de Oliveira Junior pela orientação e principalmente por ter confiado em mim e me recebido tão bem desde o primeiro contato.

Aos meus pais que, mesmo não compreendendo, apoiaram minha opção pela vida acadêmica.

Ao André, pelo apoio e companheirismo nos momentos de incertezas e mudanças.

Aos colegas do LETE, especialmente ao Cadu por toda a generosidade ao me indicar os caminhos dentro da linha de pesquisa.

Ao Cyro Albuquerque Neto por toda a ajuda com o modelo utilizado neste trabalho.

“Não reconheço qualquer diferença entre as máquinas feitas por artífices e os vários corpos que só a natureza é capaz de criar.”

(Descartes)

## RESUMO

A análise exergética é aplicada ao corpo humano a fim de determinar o comportamento exergético padrão do corpo e do seu sistema respiratório para um indivíduo saudável em diferentes condições ambientais e intensidades de atividade física. Para isso, são calculadas as taxas de exergia destruída e as eficiências exergéticas do pulmão e do corpo como um todo para diferentes altitudes, períodos de aclimação, temperaturas, umidades relativas e intensidades de atividade física. São utilizados modelos do corpo e do sistema respiratório disponíveis na literatura, assim como um modelo exergético do corpo. Para a análise exergética do sistema respiratório é proposto um modelo exergético baseado no modelo de transferência de calor e massa presente na literatura. A análise exergética é aplicada a dois volumes de controle: o corpo e o sistema respiratório, que compreende as vias aéreas e os pulmões. No primeiro volume de controle ocorre transferência de exergia para o ambiente através de convecção e radiação, assim como fluxos de exergia através da respiração e evaporação, além da geração de exergia pelo metabolismo exergético. No volume de controle relativo ao sistema respiratório, os fluxos de exergia estão associados ao ar inspirado e expirado e ao sangue venoso e arterial. A transferência de exergia ocorre através do calor gerado pelo metabolismo e do trabalho dos músculos respiratórios. Há também uma variação da exergia relativa ao metabolismo exergético do pulmão. Os resultados obtidos indicam que a eficiência exergética do pulmão diminui com a altitude e atividade física, enquanto a do corpo aumenta para ambos os parâmetros. Com relação à aclimação, o período no qual as eficiências exergéticas são máximas é a partir de vinte dias. No que diz respeito à variação da temperatura e da umidade relativa, observa-se que quanto maior a intensidade da atividade física, menor a temperatura próxima do conforto. Nota-se que as eficiências do corpo e do pulmão têm comportamentos distintos, sendo o corpo mais influenciado pela intensidade da atividade física, enquanto o sistema respiratório é mais suscetível a alterações das condições ambientais.

Palavras-chave: análise exergética, corpo humano, sistema respiratório, atividade física, parâmetros ambientais.

## ABSTRACT

Exergy analysis is applied to human body in order to determine the exergy behavior pattern of the body and its respiratory system for a healthy subject under different environmental conditions and physical activity intensities. In order to do so, destroyed exergy rate and exergy efficiencies are calculated for different altitudes, acclimatization periods, temperatures, relative humidities and exercise intensities. An integrated model of the body and its respiratory system and an exergy model of the body are utilized. To perform the exergy analysis of respiratory system, an exergy model based on that available in literature is proposed. Exergy analysis is applied to two control volumes: the human body as a whole and the respiratory system, which comprises the lungs and the airways. In the first control volume, the exergy rate transferred to the environment due to convection and radiation is considered, as well as the exergy flow rate associated with respiration and transpiration and the internal exergy generation caused by the exergy metabolism. In the second one, the exergy rates and flow rates are associated with the venous blood and the inspired air in the inlet and the arterial blood and expired air in the outlet. An internal exergy variation due to the exergy metabolism of the lung, an exergy transfer associated with the metabolism of the lung and the work performed by the respiratory muscles were also taken into account. The results indicate that the exergy efficiency of the lung decreases as the altitude and exercise intensity increase, while the exergy efficiency of the body increases for both parameters. Regarding acclimatization period, the greatest exergy efficiencies are obtained after twenty days. Concerning temperature and humidity variations, the higher the activity level, the lower the thermal comfort temperature. It is also possible to observe distinct behaviors between body and lung. The body is more influenced by the physical activity intensity, while the respiratory system is more affected by environmental parameters.

Keywords: exergy analysis, human body, respiratory system, physical activity, environmental parameters.

## LISTA DE SÍMBOLOS

A	altitude [m]
b	exergia específica [J/kg]
B	exergia [J]
$\dot{B}$	taxa/fluxo de exergia [W]
c	calor específico [J/(kg.K)] ou [J/(kg.°C)]
$c_p$	calor específico a pressão constante [J/(kg.K)] ou [J/(kg.K)]
C	concentração [mol/m <sup>3</sup> ]
D	coeficiente de difusão [mol/(Pa.s)]
E	energia [J]
f	fator de influência
$f_{cl}$	razão entre a área externa do corpo vestido e $n_u$
$f_r$	razão entre a área efetiva radiante e a área externa do elemento
g	aceleração da gravidade [m/s <sup>2</sup> ]; ganho de controlador
h	entalpia específica [J/kg]; coeficiente de transferência de calor [W/(m <sup>2</sup> .K)]
H	entalpia [J]; coeficiente de transferência de calor [W/K]
k	condutividade térmica [W/(m.K)]
K	constante de controlador
KE	energia cinética [J]
L	altura
m	massa [kg]
$\dot{m}$	vazão mássica [kg/s]
M	metabolismo [W]; massa molar [kg/kmol]
$\hat{M}$	metabolismo por unidade de volume [W/m <sup>3</sup> ]
$\dot{n}$	taxa de produção de gás pelo metabolismo [mol/s]
*	
$\dot{n}$	vazão de gás entre compartimentos [mol/s]

N	número de compartimentos
P	pressão [Pa]
PE	energia potencial gravitacional [J]
Q	calor [J]
$\dot{Q}$	taxa de transferência de calor [W]
R	constante universal dos gases [J/(mol.K)]
$R_{cl}$	resistência térmica da roupa à condução [(K.m <sup>2</sup> )/W]
s	entropia específica [J/(kg.K)]
S	entropia [J/K]
$\dot{S}$	fluxo de entropia [W/K]
t	tempo [s]
T	temperatura [°C] ou [K]
$\bar{T}$	temperatura média [°C] ou [K]
U	energia interna [J]
v	velocidade [m/s]
V	volume [m <sup>3</sup> ]
$\dot{V}$	vazão volumétrica [m <sup>3</sup> /s] ou [m <sup>3</sup> /(m <sup>3</sup> .s)]
w	coeficiente de saturação da pele
W	trabalho [J]
$\dot{W}$	potência [W]
y	fração mássica
z	altura [m]

### Letras gregas

$\beta$	fator de correção de mol para m <sup>3</sup>
$\epsilon$	emissividade
$\Phi$	umidade relativa [%]
$\eta$	rendimento exergético
$\theta$	fator de Carnot

$\psi$	efeito estático
$\rho$	massa específica [kg/m <sup>3</sup> ]
$\sigma$	constante de Stefan-Boltzmann [5,67x10 <sup>-8</sup> W/(m <sup>2</sup> .K <sup>4</sup> )]
$\omega$	umidade absoluta

### **Subscritos**

0	ambiente
00	pressão parcial no ambiente
1	estado inicial
2	estado final
A	alveolar
a	ar
ar	arterial
atv	atividade
av	artérias-veias
bar	barométrica
c	convecção
cl	roupa
ch	químico
corpo	corpo
CO <sub>2</sub>	dióxido de carbono
cp	capilar pulmonar
d	destruída
e	entrada
ev	evaporação
ex	expirado
g	gás
ger	gerado
hy	hipotálamo

in	inspirado
liq	líquido
lv	líquido-vapor
m	músculo
max	máximo
met	metabolismo
M	metabolismo
N	nitrogênio
N <sub>2</sub>	nitrogênio
o	operativa
O <sub>2</sub>	oxigênio
prod	produtos
pul	pulmão
Q	calor
reag	reagentes
ref	referência
res	respiração
rev	reversível
s	saída
sg	sangue
sh	calafrio
sk	pele
sv	pequenos vasos
t	tecido
tc	compartimentos teciduais
th	térmico
VC	volume de controle
ve	venoso
w	vapor

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Volume de controle com entrada e saída únicas. Adaptado de Oliveira Jr. (2013).....	7
Figura 2: Variação da temperatura corporal em função da temperatura do ar ambiente (FERREIRA, 1997).....	10
Figura 3: Representação elíptica do tronco no modelo de Ferreira (2001). ....	12
Figura 4: Representação do sistema termorregulador do corpo humano (Ferreira e Yanagihara, 1997).....	17
Figura 5: Taxa de geração de entropia em função da idade para peixes. Adaptado de Balmer (1982).....	20
Figura 6: Taxa de geração de entropia como função do nível de exercício. Adaptado de Aoki (1990).....	21
Figura 7: Representação dos fluxos entre corpo e ambiente proposta por Rahman (2007).....	22
Figura 8: Relação entre taxa de geração de entropia e idade para diferentes níveis de atividade física. Adaptado de Rahman (2007).....	22
Figura 9: Relação entre taxa de exergia destruída e sensação subjetiva de conforto térmico. Adaptado de Simone et al. (2011) .....	24
Figura 10: Representação do corpo humano por meio de volumes de controle. Adaptado de Mady et al. (2012b). ....	25
Figura 11: Anatomia do sistema respiratório (MORAES, 2012). ....	30
Figura 12: Representação do pulmão e sua vizinhança. Adaptado de CancerHelp UK (2012).....	31
Figura 13: Ação dos músculos respiratórios na inspiração e expiração (GUYTON; HALL, 2006). ....	32
Figura 14: Etapas mecânicas da respiração e as variáveis envolvidas. Adaptado de Mortola (2012).....	33
Figura 15: Diagrama Volume x Pressão do pulmão. Adaptado de Otis et al. (1950).	34
Figura 16: Difusão gasosa entre alvéolo e capilar pulmonar (GUYTON; HALL, 2006). .....	35

Figura 17: Variação das pressões parciais de oxigênio e dióxido de carbono em função da relação entre ventilação alveolar e perfusão sanguínea (GUYTON; HALL, 2006). .....	37
Figura 18: Representação macro do modelo de Albuquerque Neto (2005). .....	39
Figura 19: Fluxo de sangue entre segmentos (ALBUQUERQUE NETO, 2010).....	40
Figura 20: Esquematização da transferência de massa no pulmão (ALBUQUERQUE NETO, 2010) .....	44
Figura 21: Atuação do sistema de controle do modelo de Albuquerque Neto (2010). .....	46
Figura 22: Volume de controle adotado por Albuquerque-Neto et al. (2010). .....	52
Figura 23: Variação percentual da concentração de hemoglobina no sangue em função do tempo de aclimatação. Adaptado de Bärtsch e Saltin (2008). .....	57
Figura 24: Interações entre corpo e ambiente. Adaptado de Rahman (2007).....	59
Figura 25: Volume de controle adotado. ....	60
Figura 26: Taxas de exergia destruída no corpo ( $B_{d,corpo}$ ) (a, c, e) e no pulmão ( $B_{d,pul}$ ) (b, d, f) em função do período de aclimatação para diferentes altitudes. ....	68
Figura 27: Taxa de transferência de exergia por radiação e convecção ( $B_{rc}$ ) e metabolismo exergético do corpo ( $B_{M,corpo}$ ) em função da altitude. ....	69
Figura 28: Variação da perda total para o ambiente ( $E_{amb}$ ) e das parcelas de radiação e convecção ( $Q_{rc}$ ), respiração ( $H_{res}$ ) e evaporação ( $H_{ev}$ ) em função da altitude.....	70
Figura 29: Fator de Carnot ( $\theta$ ), taxa de transferência de calor por radiação e convecção ( $Q_{rc}$ ) e temperatura da pele ( $T_{sk}$ ) em função da altitude. ....	70
Figura 30: Variação das parcelas de exergia em função da altitude. ....	72
Figura 31: Razão entre exergia destruída no pulmão ( $B_{d,pul}$ ) e exergia destruída no corpo ( $B_{d,corpo}$ ) em função da altitude e do período de aclimatação para diferentes intensidades de atividade física.....	73
Figura 32: Eficiência exergética do corpo (a, c, e) e do pulmão (b, d, f) em função do período de aclimatação e da altitude em condições de repouso, caminhada e corrida. ....	74
Figura 33: Comparativo das eficiências exergéticas do corpo ( $\eta_{corpo}$ ) do pulmão ( $\eta_{pul}$ ) antes e após período de adaptação de 90 dias a 4500 m de altitude para repouso (a), caminhada (b) e corrida (c). ....	76

Figura 34: Taxa de exergia destruída do corpo ( $B_{d,corpo}$ ) e do pulmão ( $B_{d,pul}$ ) em função da temperatura, umidade relativa e atividade física. ....	78
Figura 35: Exergia destruída no corpo ( $B_{d,corpo}$ ) em função da temperatura para cada umidade simulada nas condições de repouso (a), caminhada (b) e corrida (c). ....	80
Figura 36: Relação entre temperatura e umidade relativa no ponto de mínima exergia destruída para diferentes níveis de atividade física. ....	82
Figura 37: Variação das taxas de exergia em função do ponto de mínima exergia destruída. ....	83
Figura 38: Temperaturas interna (a) e da pele (b) e taxa de transferência de calor por radiação e convecção para o ambiente (c) em função do ponto de mínima exergia destruída. ....	84
Figura 39: Razão entre $B_{d,pul}$ e $B_{d,corpo}$ em função da temperatura e da umidade relativa para diferentes níveis de atividade física. ....	85
Figura 40: Eficiência exérgica do corpo ( $\eta_{corpo}$ ) e do pulmão ( $\eta_{pul}$ ) em função da temperatura, umidade relativa e atividade física. ....	86

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Comparativo das composições do ar atmosférico e do ar alveolar. Adaptado de Souza e Elias (2006).....	36
Tabela 2: Classificação de altitude de Bärtsch e Saltin (2008).....	56
Tabela 3: Dados de pressão atmosférica para as altitudes avaliadas.....	64
Tabela 4: Simulações realizadas.....	65
Tabela 5: Detalhamento dos pontos onde a exergia destruída no corpo ( $B_{d,corpo}$ ) é mínima. ....	81

# SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO .....	1
2. OBJETIVOS .....	3
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	4
3.1 PRINCÍPIOS DE TERMODINÂMICA .....	4
3.1.1 1ª Lei da Termodinâmica .....	4
3.1.2 2ª Lei da Termodinâmica .....	5
3.1.3 Análise Exergética .....	6
3.2 TERMODINÂMICA E CORPO HUMANO .....	8
3.2.1 Modelo do sistema térmico .....	9
3.2.1.1 Transferência de calor e massa entre corpo e ambiente .....	12
3.2.1.2 Transferência de calor interna ao corpo.....	15
3.2.1.3 Sistema de controle .....	16
3.2.2 Conforto térmico .....	19
3.2.3 Entropia e corpo humano .....	19
3.2.4 Análise exergética do corpo humano.....	24
3.3 SISTEMA RESPIRATÓRIO .....	29
3.3.1 Anatomia do sistema respiratório .....	30
3.3.2 Mecânica da respiração.....	31
3.3.2.1 Ventilação pulmonar .....	31
3.3.2.2 Difusão gasosa .....	35
3.3.2.3 Transporte de gases .....	37
3.3.2.4 Controle da ventilação .....	37
3.3.3 Modelo do sistema respiratório.....	38
3.3.3.1 Compartimento arterial.....	40
3.3.3.2 Compartimento venoso .....	41

3.3.3.3	Compartimento pequenos vasos.....	42
3.3.3.4	Compartimento tecidual .....	43
3.3.3.5	Compartimentos alveolar e capilares pulmonares .....	44
3.3.3.6	Sistema de controle .....	45
3.3.3.7	Validação do modelo.....	51
3.3.4	Análise exergética do sistema respiratório .....	52
3.4	ALTITUDE.....	55
4.	MÉTODOS.....	59
4.1	MODELO EXERGÉTICO DO CORPO HUMANO.....	59
4.2	MODELO EXERGÉTICO DO SISTEMA RESPIRATÓRIO .....	60
4.3	SIMULAÇÕES.....	63
4.3.1	Altitude e aclimação.....	64
4.3.2	Temperatura e umidade relativa.....	66
5.	RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	67
5.1	ALTITUDE E ACLIMATAÇÃO.....	67
5.2	TEMPERATURA E UMIDADE RELATIVA.....	77
6.	CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES .....	87
	REFERÊNCIAS.....	90
	APÊNDICE A – Regressões polinomiais.....	96

## 1. INTRODUÇÃO

O conceito de exergia surgiu da combinação dos balanços de energia da 1ª Lei da Termodinâmica e de entropia da 2ª Lei a fim de avaliar a qualidade de diferentes processos de conversão de energia, identificando e quantificando as irreversibilidades que fazem com que a capacidade do sistema de realizar trabalho seja reduzida conforme este é submetido a processos irreversíveis. O uso da análise exergética está bem consolidado em aplicações industriais, como no setor petrolífero e sucroalcooleiro. Entretanto, conforme relatado por Szargut (2005), uma área potencial para a aplicação da análise exergética é o estudo de organismos vivos para estimar a eficiência dos processos de conversão de energia que acontecem em seus sistemas, órgãos e células.

Os primeiros passos para a utilização da análise exergética em organismos vivos foram dados pela aplicação da ideia de geração de entropia em seres vivos. Schrödinger (1944) foi um dos primeiros autores a relacionar os conceitos de vida e entropia, afirmando que o corpo gera entropia continuamente e extrai entropia negativa do ambiente para compensar essa geração. Seguindo a mesma linha, Prigogine e Wiame (1946) estabeleceram o princípio da mínima geração de entropia, que define que o corpo tende, ao longo de vida, a um estado de mínima geração de entropia. Este trabalho foi o propulsor de uma série de estudos que utilizaram a geração de entropia para analisar, dentre outros, o ciclo de vida de peixes (BALMER, 1982), a estimativa de vida de uma sociedade (AOKI, 1991), efeitos da atividade física (RAHMAN, 2007) e da composição da dieta (SILVA; ANNAMALAI, 2008). A utilização da ideia de geração de entropia evoluiu para o conceito de exergia destruída e, por fim, para a análise exergética completa do corpo humano (BATATO, 1990; PREAK; BUTALA, 2010; ALBUQUERQUE-NETO ET AL., 2010, MADY ET AL, 2012b).

A avaliação exergética do corpo humano permite indicar onde ocorrem as maiores irreversibilidades e como os sistemas respondem a variações nas condições externas ou internas, como altitude, temperatura ambiente, umidade relativa e intensidade de atividade física. Esta análise permite o melhor entendimento do funcionamento do corpo humano como um todo e de seus sistemas individualmente,

possibilitando, no futuro, a identificação de anomalias por meio de alterações no padrão de comportamento exergético do corpo. Além disso, a análise exergética do corpo pode se tornar uma ferramenta para identificar as condições de conforto térmico sem a necessidade de utilizar avaliações subjetivas.

Neste contexto, o sistema respiratório merece destaque, pois, além de estar em contato direto com o ambiente devido ao ar inspirado, é um sistema vital responsável por atender à demanda de oxigênio para a realização das reações metabólicas dos tecidos, a qual depende da intensidade da atividade do corpo. Conhecer seu comportamento exergético é fundamental para a avaliação do impacto das condições ambientais e da atividade física no corpo e a compreensão de sua relação com os outros sistemas do corpo.

No cenário de práticas esportivas em altitude, muito se discute sobre o papel do sistema respiratório no desempenho global do corpo e no desconforto sentido em altitude por pessoas que vivem ao nível do mar. Nesse sentido, a aplicação da análise exergética ao sistema respiratório e ao corpo em diferentes altitudes e intensidades de atividade física surge como uma ferramenta para avaliar as alterações nos processos de conversão de energia no corpo em altitude e determinar, a partir da exergia destruída e da eficiência exergética, onde estão as maiores irreversibilidades: no sistema respiratório ou nos tecidos.

## 2. OBJETIVOS

O presente trabalho tem como objetivo geral desenvolver e aplicar uma metodologia para determinar o desempenho exergético padrão do corpo humano e do seu sistema respiratório para um indivíduo saudável em diferentes condições ambientais e intensidades de atividade física.

Para tal, será analisado o efeito da altitude e da intensidade da atividade física na exergia destruída e na eficiência exergética do sistema respiratório e do corpo a fim de determinar onde estão localizadas as maiores irreversibilidades, atribuindo ao corpo ou ao sistema respiratório a sensação de desconforto relatada durante a prática de atividades físicas em altitude, bem como avaliar o modo como o sistema respiratório contribui para a eficiência global do corpo e o efeito de diferentes períodos de aclimatação na eficiência exergética. Adicionalmente, são avaliadas a exergia destruída e a eficiência exergética para diferentes temperaturas e umidades relativas durante a realização de atividades físicas, a fim de determinar, em função da intensidade do exercício, o ponto de mínima exergia destruída no corpo que, de acordo com a literatura, indicaria a condição ambiente mais próxima da sensação de conforto térmico. A partir da variação dos parâmetros de análise, é avaliado como o desempenho exergético do sistema respiratório influencia o desempenho global do corpo.

### 3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

#### 3.1 PRINCÍPIOS DE TERMODINÂMICA

##### 3.1.1 1ª Lei da Termodinâmica

A 1ª Lei da Termodinâmica, também conhecida como lei da conservação da energia, estabelece que energia pode ser transformada, mas não pode ser criada nem destruída. A 1ª Lei para um sistema é comumente expressa pela seguinte equação:

$$E_2 - E_1 = Q - W \quad (1)$$

Em que  $E$  representa a energia total armazenada no sistema, os índices 1 e 2 indicam, respectivamente, os estados inicial e final,  $Q$  o calor transferido e  $W$  o trabalho realizado/recebido. As duas últimas parcelas correspondem às únicas formas de transferência de energia entre sistema e vizinhança. Portanto, a variação da energia total de um sistema é igual à energia fornecida a ele pela vizinhança subtraída da energia transferida por ele para a vizinhança. Essa energia total é composta por diferentes formas de energia, principalmente potencial gravitacional ( $PE$ ), cinética ( $KE$ ) e interna ( $U$ ), o que fornece:

$$\Delta PE + \Delta KE + \Delta U = Q - W \quad (2)$$

A análise da 1ª Lei também pode ser aplicada a um volume de controle, onde a variação temporal da energia total ocorre por meio da transferência de energia em forma de calor ( $Q_{VC}$ ) e trabalho ( $W_{VC}$ ) e pelo fluxo de energia através da entrada e da saída  $s$ . Este fluxo é caracterizado pela vazão mássica ( $\dot{m}$ ), entalpia ( $h$ ), energia cinética ( $v^2/2$ ) e energia potencial gravitacional ( $gz$ ).

$$\frac{dE_{VC}}{dt} = \dot{Q}_{VC} - \dot{W}_{VC} + \sum_e \dot{m}_e \left( h_e + \frac{v_e^2}{2} + gz_e \right) - \sum_s \dot{m}_s \left( h_s + \frac{v_s^2}{2} + gz_s \right) \quad (3)$$

A 1ª Lei estabelece que, independente dos processos que ocorrem entre os estados final e inicial, a energia se conserva. Entretanto, ela não fornece nenhum indício

sobre quais as transformações de energia tem maior probabilidade de ocorrer e qual a quantidade máxima de trabalho útil pode ser obtida por um dado sistema.

### 3.1.2 2ª Lei da Termodinâmica

A 2ª Lei da Termodinâmica pode ser expressa pelos enunciados clássicos de Kelvin-Planck e Clausius (MORAN; SHAPIRO, 2006):

*“É impossível construir um dispositivo que opere num ciclo termodinâmico e que não produza outros efeitos além do levantamento de um peso e troca de calor de um único reservatório térmico” Kelvin-Planck.*

*“É impossível construir um dispositivo que opere segundo um ciclo e que não produza outros efeitos, além da transferência de calor de um corpo frio para um corpo quente” Clausius.*

A partir dos enunciados anteriores pode-se concluir que, em um ciclo termodinâmico, não é possível a conversão total de calor de uma fonte quente em trabalho, tampouco a transferência de calor espontânea de uma fonte fria para uma fonte quente. Ou seja, a 2ª Lei da Termodinâmica impõe restrições relativas à eficiência e ao sentido dos processos de conversão de energia.

As limitações impostas pela 2ª Lei estão associadas às irreversibilidades dos processos, que fazem com que o sistema e sua vizinhança não consigam retornar ao estado inicial sem nenhum efeito adicional no sistema e no meio. Irreversibilidades estão associadas à transferência de calor a diferença finita de temperatura, expansão livre, reações químicas, misturas e atrito, entre outros.

A desigualdade de Clausius é a representação matemática da 2ª Lei da Termodinâmica e permite compreender quantitativamente o conceito de entropia para um ciclo termodinâmico. Na Equação 4,  $\delta Q$  representa a transferência de calor na fronteira do sistema numa parte ciclo e  $T$  é a temperatura absoluta na fronteira.

$$\oint \frac{\delta Q}{T} \leq 0 \quad (4)$$

Na equação anterior, a igualdade prevalece para processos reversíveis e a desigualdade para processos irreversíveis. Em um processo internamente reversível, a integral cíclica anterior depende apenas dos estados inicial e final, portanto representa a mudança de alguma propriedade do sistema. A essa propriedade dá-se o nome de entropia ( $S$ ). Assim:

$$dS = \left( \frac{\delta Q}{T} \right)_{rev} \quad (5)$$

O balanço de entropia de um sistema fechado é mostrado na Equação 6, onde à esquerda da igualdade tem-se a variação da entropia, e à direita o primeiro termo representa a transferência de entropia pela fronteira do sistema e o segundo termo é a entropia gerada pelas irreversibilidades do processo.

$$S_2 - S_1 = \int_1^2 \left( \frac{\delta Q}{T} \right)_b + S_{ger} \quad (6)$$

Para um volume de controle, a variação temporal da entropia é dada por:

$$\frac{dS_{VC}}{dt} = \sum_e \dot{m}_e s_e - \sum_s \dot{m}_s s_s + \sum \frac{\dot{Q}_{VC}}{T} + \dot{S}_{ger} \quad (7)$$

Sendo  $s$  a entropia específica,  $\dot{Q}_{VC}$  a taxa de transferência de calor através da fronteira e  $\dot{S}_{ger}$  a taxa de entropia gerada, que é nula para processos reversíveis e maior que zero para processos irreversíveis. Por isso diz-se que a entropia gerada é a medida da irreversibilidade de um processo. Conforme o sistema é submetido a processos irreversíveis sua entropia aumenta. Esse aumento de entropia reduz a capacidade do sistema de transformar energia em trabalho útil.

### 3.1.3 Análise Exergética

Ao contrário da 1ª Lei da Termodinâmica, a 2ª Lei não tem caráter conservativo e sim restritivo. Essa é uma das razões que tornaram sua aplicação direta pouco difundida desde a sua formulação no século XIX. Com o advento das discussões

acerca de sustentabilidade e escassez de recursos energéticos, tornou-se imperativo o uso dos conceitos da 2ª Lei para melhor avaliar a qualidade das fontes e dos processos de conversão de energia. O conceito de exergia surgiu para suprir essa demanda a partir da combinação da 1ª e da 2ª Leis da Termodinâmica.

Segundo Szargut et al. (1988), exergia é a quantidade máxima de trabalho obtida quando um sistema é trazido a um estado termodinâmico de equilíbrio com os componentes do ambiente por meio de processos reversíveis e interagindo somente com esses componentes. A exergia depende, portanto, do estado em que o sistema se encontra e o estado no qual ele estará em equilíbrio com o meio.

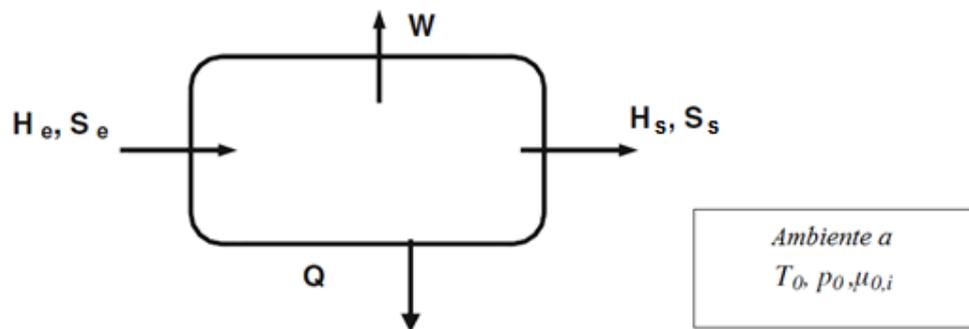


Figura 1: Volume de controle com entrada e saída únicas. Adaptado de Oliveira Jr. (2013).

Como mencionado anteriormente, o conceito de exergia é a combinação da 1ª e da 2ª Leis da Termodinâmica. Conforme demonstrado por Oliveira Jr. (2013), para condições de regime permanente e quando há apenas uma entrada e uma saída de massa do sistema, assim como mostrado na Figura 1, a soma do balanço de energia com a multiplicação do balanço de entropia por  $-T_0$  fornece:

$$[h_e - h_s - T_0(s_e - s_s)] = w - q \left[ 1 - \frac{T_0}{T_e} \int_{T_e}^{T_s} \left( \frac{\delta q}{T} \right) \right] + T_0 s_{ger} \quad (8)$$

O trabalho máximo é obtido no processo reversível, ou seja, quando a entropia gerada é nula. Assim:

$$w_{\max} = [h_e - h_s - T_0(s_e - s_s)] = w - q \left[ 1 - \frac{T_0}{T_e} \int_{T_e}^{T_s} \left( \frac{\delta Q}{T} \right) \right] \quad (9)$$

Este é o trabalho máximo que pode ser obtido entre os estados  $e$  e  $s$ . Como o conceito de exergia é relativo ao estado inicial e o ambiente, tem-se:

$$b = h_e - h_o - T_o(s_e - s_o) \quad (10)$$

Em que  $b$  é a exergia específica do fluxo. O balanço geral de exergia para um volume de controle é definido pela Equação 11. O termo à esquerda da igualdade é a taxa de variação da exergia do volume de controle. Os quatro termos à direita da igualdade equivalem, nessa ordem, a: taxa de transferência de exergia associada ao calor; trabalho efetivo realizado ou recebido pelo sistema; variação do fluxo de exergia entre a entrada e saída do volume de controle e a taxa de exergia destruída, representada alternativamente por  $B_d$ .

$$\frac{dB}{dt} = \sum_j \left(1 - \frac{T_o}{T_j}\right) \dot{Q}_j - \dot{W} + \left[ \sum_e \dot{m}_e (h_e - T_o s_e) - \sum_s \dot{m}_s (h_s - T_o s_s) \right] - T_o \dot{S}_{ger} \quad (11)$$

Para gases ideais e líquidos incompressíveis as expressões das exergias específicas são, respectivamente:

$$b_g = c_p \left[ T - T_o - T_o \ln \left( \frac{T}{T_o} \right) \right] + RT_o \ln \left( \frac{P}{P_{o0}} \right) \quad (12)$$

$$b_{liq} = c \left[ T - T_o - T_o \ln \left( \frac{T}{T_o} \right) \right] \quad (13)$$

Onde  $c_p$  é o calor específico a pressão constante e  $c$  é o calor específico.  $P_{o0}$  corresponde à pressão parcial do gás no ambiente.

### 3.2 TERMODINÂMICA E CORPO HUMANO

A analogia entre o corpo humano e uma máquina é recorrente na literatura filosófica e científica e é comumente utilizada para fins didáticos. O primeiro registro formal desse paralelo está presente na obra “Tratado do Homem” do filósofo francês René Descartes, datada do século XVII (OLIVEIRA, 2007). Segundo Descartes, a

fisiologia humana é baseada em mecanismos hidráulicos e a energia necessária para a manutenção das funções orgânicas é proveniente de uma caldeira interna, o coração. A concepção mecanicista do corpo humano foi reforçada no século seguinte pelo médico e filósofo francês La Mettrie em sua obra “O Homem-Máquina”, de 1747. As obras desses dois filósofos contribuíram para a consolidação da ideia filosófica de separação entre corpo e alma, sendo, para eles, o estudo do corpo uma atribuição da Física e o da alma uma atribuição da Teologia (GRISTELLI, 2009).

Sob o ponto de vista termodinâmico, pode-se observar uma série de processos de conversão de energia no corpo, destacando-se a conversão da energia química de um combustível em energia interna. O combustível do corpo são os alimentos ingeridos, que são metabolizados pelo organismo e fornecem energia para a manutenção das funções vitais do mesmo, execução de movimentos e manutenção da temperatura corporal (PREK; BUTALA, 2010).

O entendimento dos princípios físicos de funcionamento do corpo como um todo pode ser feito a partir da compreensão dos processos realizados separadamente pelos órgãos vitais. O coração, por exemplo, pode ser analisado como uma bomba, assim como o sistema respiratório pode ser modelado como um trocador de massa e um conjunto cilindro-pistão, onde o pulmão é o cilindro e os músculos respiratórios são o pistão, exercendo uma força para variação do volume do cilindro.

Partindo desse princípio, assim como ocorre com os equipamentos e processos mecânicos, o rendimento do corpo humano e de seus sistemas também pode ser avaliado a partir das leis e conceitos da termodinâmica.

### **3.2.1 Modelo do sistema térmico**

Os seres humanos, como animais homeotérmicos, mantêm a sua temperatura corporal interna constante em torno dos 37°C para uma faixa abrangente de temperaturas do ar externo, conforme mostrado na Figura 2.

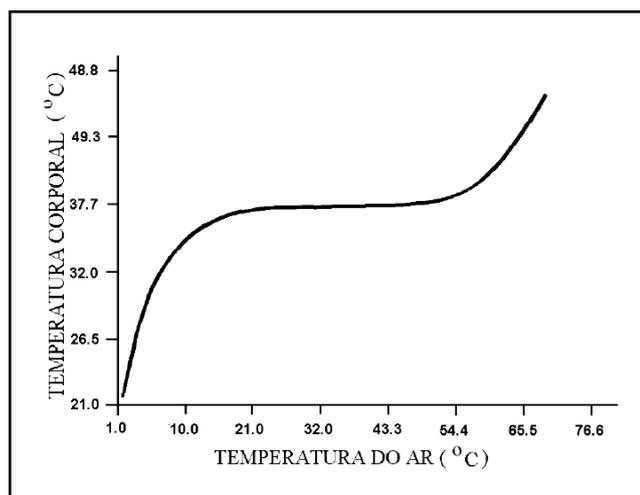


Figura 2: Variação da temperatura corporal em função da temperatura do ar ambiente (FERREIRA, 1997).

Essa manutenção da temperatura está associada ao sistema térmico do corpo, composto por outros dois sistemas: passivo e termorregulador. O primeiro está relacionado com as trocas de calor e os fluxos de entalpia entre o corpo e o ambiente, ao passo que o segundo é o sistema de controle que coordena a atuação dos mecanismos responsáveis pela manutenção da temperatura interna.

O sistema térmico do corpo humano é bastante complexo e seu funcionamento ainda não foi totalmente esclarecido. Diversos modelos foram desenvolvidos, com diferentes graus de complexidade, a fim de melhor compreender a operação desse sistema. Wissler (1961) foi o pioneiro nessa área, criando um modelo dividido em seis cilindros homogêneos onde o sangue e a variação da energia interna devido ao metabolismo são uniformemente distribuídos. Objetivando aplicações na área de Conforto Térmico, Fanger (1967) desenvolveu um modelo que representa o corpo como um cilindro uniforme, admitindo regime permanente, fluxo de calor uniforme, sem variação da energia interna e neutralidade térmica. Posteriormente, surgiu o modelo de Gagge (1972), também constituído por um cilindro, porém apresentando algumas evoluções com relação ao modelo de Fanger (1967). Gagge (1972) dividiu o cilindro em duas camadas, núcleo e pele, acrescentando ao balanço de energia do corpo parcelas referentes à convecção sanguínea e a condução entre as camadas. Além disso, seu modelo permite a análise do sistema térmico em regime transiente. Posteriormente, Wissler (1985) aprimorou seu modelo anterior, dividindo o corpo em dezesseis cilindros que, por sua vez, foram divididos em quatro camadas (núcleo,

músculo, gordura e pele) com propriedades térmicas variáveis. Cada segmento possui seu próprio reservatório sanguíneo e a transferência de calor entre veias e artérias adjacentes também foi considerada.

Evoluindo na questão da divisão em camadas, Fiala (1999) apresentou um modelo dividido em sete camadas: cérebro, pulmão, osso, músculo, víscera, gordura e pele. Cada um dos quinze segmentos era dividido em três setores anulares cuja combinação das camadas era variável. Ferreira (2001) apresentou um modelo composto também por quinze segmentos, porém de seções transversais elípticas, para melhor adequação à geometria real de cada segmento. Às sete camadas apresentadas por Fiala (1999), somou-se o coração. Além disso, a composição de cada segmento também é variável. Pela sua complexidade e abrangência, o modelo de Ferreira (2001) será mais bem detalhado a seguir.

O modelo foi elaborado considerando um indivíduo padrão de 67kg, 14% de gordura, 1,76m de altura, 1,8 m<sup>2</sup> de área superficial e 47W/m<sup>2</sup> de metabolismo basal. A partir de imagens reais dos segmentos do corpo e utilizando um editor de imagens, foi determinada a excentricidade da elipse representativa de cada segmento, sendo alguns segmentos divididos em mais de uma seção para representar a variação da composição das camadas, conforme mostrado na Figura 3 para o caso do tronco. Cada uma das oito camadas é caracterizada de acordo com seu volume, condutividade térmica, calor específico, vazão de sangue, massa específica e metabolismo basal.

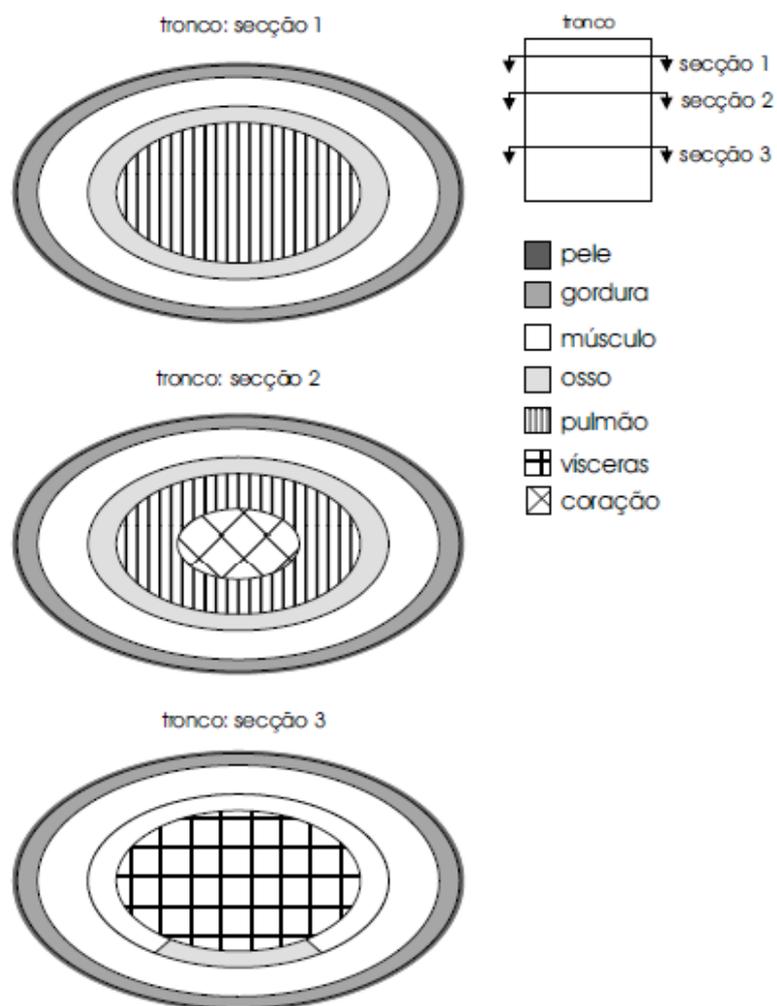


Figura 3: Representação elíptica do tronco no modelo de Ferreira (2001).

As equações utilizadas no modelo, bem como os princípios do sistema de controle, serão detalhadas nas próximas seções.

### 3.2.1.1 Transferência de calor e massa entre corpo e ambiente

As interações entre o corpo e o ambiente se dão pela transferência de calor por convecção e radiação e pelos fluxos de entalpia da evaporação e respiração. O valor da parcela relativa à convecção é obtido por:

$$\dot{Q}_c = f_{cl} h_c (T_{cl} - T_a) \quad (14)$$

sendo:  $\dot{Q}_c$  = taxa de calor transferido por convecção [W/m<sup>2</sup>];

$f_{cl}$  = razão entre a área externa do corpo vestido e nu;

$h_c$  = coeficiente de transferência de calor por convecção [W/(m<sup>2</sup>.K)];

$T_{cl}$  = temperatura da superfície externa da roupa [K];

$T_a$  = temperatura do ar ambiente [K].

O calor transferido por radiação é:

$$\dot{Q}_r = f_{cl} h_r (T_{cl} - \bar{T}_r) \quad (15)$$

sendo:  $\dot{Q}_r$  = taxa de calor transferido por radiação [W/m<sup>2</sup>];

$h_r$  = coeficiente linearizado de transferência de calor por radiação [W/(m<sup>2</sup>.K)];

$\bar{T}_r$  = temperatura radiante média [K].

O coeficiente linearizado de transferência de calor por radiação é determinado pela Equação 16.

$$h_r = \varepsilon \sigma f_r (T_{cl} + \bar{T}_r) (T_{cl}^2 + \bar{T}_r^2) \quad (16)$$

sendo:  $\varepsilon$  = emissividade da pele;

$\sigma$  = constante de Stefan – Boltzmann [5,67 x 10<sup>-8</sup> W/(m<sup>2</sup>.K<sup>4</sup>)];

$f_r$  = razão entre a área efetiva radiante e a área externa do elemento.

A temperatura da roupa ( $T_{cl}$ ) é uma incógnita das equações. Assumindo a roupa como uma resistência térmica e aplicando o balanço de energia e manipulações algébricas tem-se:

$$T_{cl} = \frac{T_{sk} + R_{cl} f_{cl} h T_o}{1 + R_{cl} f_{cl} h} \quad (17)$$

sendo:  $T_{sk}$  = temperatura da superfície da pele [K];

$R_{cl}$  = resistência térmica da roupa à condução [(K.m<sup>2</sup>)/W];

$h$  = coeficiente combinado de transferência de calor [W/(m<sup>2</sup>.K)] Equação 18;

$T_o$  = temperatura operativa [K] Equação 19.

$$h = h_c + h_r \quad (18)$$

$$T_o = \frac{h_c T_a + h_r \bar{T}_r}{h_c + h_r} \quad (19)$$

O cálculo da entalpia transferida do corpo para o ambiente por evaporação é constituída de uma parcela referente à difusão de água para a pele e de outra referente à evaporação do suor, conforme a Equação 20. O coeficiente  $w$  indica a saturação da pele, variando de 0,06, quando só há difusão, a 1, quando a pele está coberta de suor.

$$H_{ev} = w \frac{P_{w,sk} - \phi_a P_{w,0}}{R_{ev,cl} + \frac{1}{f_{cl} h_{ev}}} \quad (20)$$

sendo:  $H_{ev}$  = fluxo de entalpia associado à evaporação [W/m<sup>2</sup>]

$w$  = coeficiente de saturação da pele;

$P_{w,sk}$  – pressão de saturação do vapor na superfície da pele [Pa];

$\phi_a$  = umidade relativa do ar;

$P_{w,0}$  = pressão parcial do vapor no ar [Pa];

$R_{ev,cl}$  = resistência à evaporação imposta pela roupa [(Pa.m<sup>2</sup>)/W]

$h_{ev}$  = coeficiente evaporativo [°C/Pa] Equação 21

$$h_{ev} = 1,74 \times 10^{-2} h \quad (21)$$

O fluxo de entalpia através da respiração ocorre pela variação da umidade e da temperatura do ar inspirado e expirado e é dado por:

$$H_{res} = \dot{m}_a h_{lv} (\omega_{ex} - \omega_{in}) + \dot{m}_a c_{p,a} (T_{ex} - T_{in}) \quad (22)$$

sendo:  $H_{res}$  = fluxo de entalpia associado à respiração [W];

$\dot{m}_a$  = ventilação pulmonar [kg/s];

$h_{lv}$  = entalpia de vaporização da água [J/kg];

$\omega_{ex}$  = umidade absoluta do ar expirado;

$\omega_{in}$  = umidade absoluta do ar inspirado;

$T_{ex}$  = temperatura do ar expirado [°C] ou [K];

$T_{in}$  = temperatura do ar inspirado [°C] ou [K].

Para situações fora do nível do mar, os coeficientes evaporativo ( $h_{ev}$ ) e de transferência de calor por convecção ( $h_c$ ) devem ser corrigidos por meio da multiplicação pelo fator  $(P_0/101325)^a$ , onde  $P_0$  é a pressão barométrica em Pa e o fator  $a$  é 0,45 para evaporação e 0,55 para convecção. (ALBUQUERQUE NETO, 2010).

### 3.2.1.2 Transferência de calor interna ao corpo

Internamente ao corpo ocorre transferência de calor por condução tridimensional nas camadas, além da condução entre sangue e tecido. A variação da temperatura do tecido é dada aplicando-se o balanço de energia, conforme indicado na Equação 23. Os termos à direita da igualdade representam, respectivamente, a condução de calor nas três direções cartesianas, a troca de calor por convecção entre sangue e tecido e o metabolismo.

$$\rho_t c_t \frac{dT_t}{dt} = k_t \frac{\partial T_t}{\partial x} + k_t \frac{\partial T_t}{\partial y} + k_t \frac{\partial T_t}{\partial z} + \dot{V}_{sg} \rho_{sg} c_{sg} (T_{ar,i} - T_t) + \dot{M} \quad (23)$$

sendo:  $\rho_t$  = massa específica do tecido [kg/m<sup>3</sup>];

$c_t$  = calor específico do tecido [J/(kg.K)];

$T_t$  = temperatura do tecido [K];

$t$  = tempo [s];

$k_t$  = condutividade térmica do tecido [W/(m.K)];

$x$  = coordenada cartesiana [m];

$y$  = coordenada cartesiana [m];

$z$  = coordenada cartesiana [m];

$\dot{V}_{sg}$  = vazão de sangue no tecido [m<sup>3</sup>/(m<sup>3</sup>.s)];

$\rho_{sg}$  = massa específica do sangue [kg/m<sup>3</sup>];

$c_{sg}$  = calor específico do sangue [J/(kg.K)];

$T_{ar,i}$  = temperatura do sangue arterial dos pequenos vasos do elemento  $i$  [K];

$\overset{\Delta}{M}$  = metabolismo por unidade de volume [W/m<sup>3</sup>].

A variação das temperaturas dos reservatórios arterial e venoso devido à transferência de calor entre artérias e veias é dada, respectivamente, por:

$$m_{ar,j} c_{sg} \frac{dT_{ar,j}}{dt} = \rho_{sg} c_{sg} \dot{V}_{ar,j} (T_{ar,j}^i - T_{ar,j}) + H_{av,j} (T_{ve,j} - T_{ar,j}) \quad (24)$$

$$m_{ve,j} c_{sg} \frac{dT_{ve,j}}{dt} = \rho_{sg} c_{sg} \dot{V}_{ve,j} (T_{ve,j}^i - T_{ve,j}) + H_{av,j} (T_{ar,j} - T_{ve,j}) + \int_V \rho_{sg} c_{sg} \dot{V}_{sg} (T_t - T_{ve,j}) dV \quad (25)$$

sendo:  $m_{ar,j}$  = massa de sangue no reservatório arterial do elemento  $j$  [kg];

$V_{ar,j}$  = vazão total de sangue arterial que entra no elemento  $j$  [m<sup>3</sup>/s];

$T_{ar,j}^i$  = temperatura do sangue arterial que entra no elemento  $j$  [K];

$H_{av,j}$  = coeficiente de transferência de calor entre grandes artérias e veias no elemento  $j$  [W/K];

$T_{ve,j}$  = temperatura do sangue no reservatório venoso do elemento  $j$  [K];

$m_{ve,i}$  = massa de sangue no reservatório venoso do elemento  $i$  [kg];

$V_{ve,j}$  = vazão total de sangue venoso que entra no elemento  $j$  [m<sup>3</sup>/s];

$T_{ve,j}^i$  = temperatura do sangue venoso que entra no elemento  $j$  [K];

$\dot{V}_{sg}$  = vazão de sangue nos tecidos [m<sup>3</sup>/s].

$V$  = volume do reservatório venoso [m<sup>3</sup>].

### 3.2.1.3 Sistema de controle

O sistema de controle da temperatura corporal do modelo é acionado a partir dos valores de temperatura medidos pelos sensores térmicos localizados na pele e no hipotálamo. Os atuadores na regulação da temperatura são a vazão de sangue na

pele, a sudorese e os calafrios. A Figura 4 mostra o diagrama de blocos do sistema de controle.

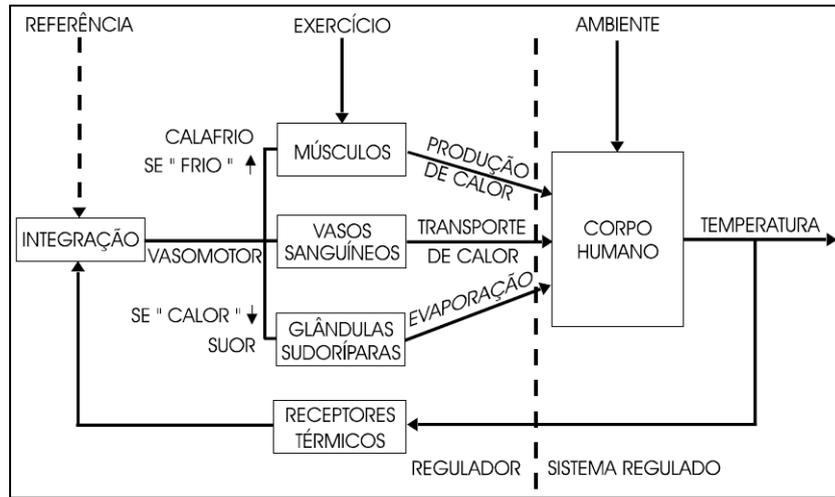


Figura 4: Representação do sistema termorregulador do corpo humano (Ferreira e Yanagihara, 1997).

A variação da vazão de sangue na pele é fornecida pela Equação 26 e seus valores mínimo e máximo são, respectivamente, 0,5 ml/(100g.min) e 20 ml/(100g.min).

$$\Delta \dot{V}_{sg,j} = K_1 (T_{hy} - T_{hy,ref}) + K_2 (\bar{T}_{sk} - \bar{T}_{sk,ref}) \quad (26)$$

sendo:  $\Delta \dot{V}_{sg,j}$  = variação da vazão de sangue na pele do elemento  $j$  [ml/(100g.min)];

$K_1$  = constante [10 ml/(100g.min)];

$T_{hy}$  = temperatura do hipotálamo [°C];

$T_{hy,ref}$  = temperatura de referência do hipotálamo [°C];

$K_2$  = constante [1 ml/(100g.min)];

$\bar{T}_{sk}$  = temperatura média da superfície da pele [°C];

$\bar{T}_{sk,ref}$  = temperatura média de referência da pele [°C].

O controle da sudorese inclui o efeito da temperatura local da pele e é expresso pela Equação 27.

$$H_{ev,j} = \left[ K_3 (T_{hy} - T_{hy,ref}) + K_4 (\bar{T}_{sk} - \bar{T}_{sk,ref}) \right] \exp \left[ \frac{(\bar{T}_{sk,j} - \bar{T}_{sk,ref})}{10} \right] \quad (27)$$

sendo:  $H_{ev,j}$  = fluxo de entalpia associado ao suor no elemento  $j$  [W/m<sup>2</sup>];

$\bar{T}_{sk,j}$  = temperatura média da superfície da pele no elemento  $j$  [°C];

$K_3$  = constante [197 W/(m<sup>2</sup>.°C)];

$K_4$  = constante [23 W/(m<sup>2</sup>.°C)].

A variação do metabolismo devido à geração de calafrios é dada por:

$$\Delta M_{sh} A_D = K_5 (T_{hy,ref} - T_{hy}) (\bar{T}_{sk,ref} - \bar{T}_{sk}) + K_6 (\bar{T}_{sk,ref} - \bar{T}_{sk}) \quad (28)$$

$$A_D = 0,007184 m_{corpo}^{0,425} L_{corpo}^{0,725} \quad (29)$$

sendo:  $\Delta M_{sh}$  = variação do metabolismo devido aos calafrios [W/m<sup>2</sup>];

$K_5$  = constante [41,9 W/°C<sup>2</sup>];

$K_6$  = constante [8,1 W/°C];

$A_D$  = área superficial da pele ou área de Du Bois [m<sup>2</sup>];

$m_{corpo}$  = massa corporal [kg];

$L_{corpo}$  = altura corporal [cm].

### 3.2.2 Conforto térmico

A modelagem do corpo humano é parte integrante da análise de conforto térmico, que é definido pela norma ASHRAE 55 (2004) como sendo um estado de espírito que reflete satisfação com o ambiente térmico que envolve a pessoa. Pela própria definição de conforto térmico pode-se concluir que sua análise inclui, além de modelos das trocas térmicas entre corpo e ambiente e da termorregulação do corpo, a análise subjetiva da sensação térmica psicológica com relação ao ambiente. Essa análise padrão completa é extensivamente aplicada em ambientes onde são desempenhadas atividades leves. Entretanto, para a prática de atividades físicas, há poucos trabalhos desenvolvidos, sendo o estudo de Gagge et al. (1969) o mais relevante. Em seu procedimento experimental, quatro indivíduos portando roupas leves se exercitaram em uma bicicleta ergométrica a três intensidades diferentes,

medidas com relação ao máximo consumo de oxigênio (25%, 50% e 75%), sendo mantida a umidade relativa na faixa de 40%. Para cada intensidade de exercício foram testadas três temperaturas (10°C, 20°C e 30°C) e os indivíduos foram questionados sobre o conforto e a sensação térmica proporcionados por combinação de temperatura e nível de atividade. Os resultados desse experimento mostram que, para a condição de repouso, a faixa de conforto térmico está próxima dos 32°C. Com relação à atividade física, os registros de sensações de conforto dos indivíduos, para as três intensidades, estão concentrados próximo aos 20°C, havendo algumas ocorrências a 10°C. O estudo de Gagge et al. (1969) demonstra a complexidade da avaliação da sensação de conforto térmico durante a prática de atividades físicas.

### 3.2.3 Entropia e corpo humano

O livro *What's life* de Schrödinger (1944) apresenta uma das primeiras tentativas de relacionar o funcionamento do corpo à sua variação de entropia. Segundo ele, o corpo, assim como todos os outros sistemas biológicos, tende a um estado de equilíbrio com o ambiente, estado este que é de máxima entropia. A fim de evitar este estado, que equivale à morte, o corpo alimenta-se de entropia negativa do ambiente. Esse fluxo de entropia negativa, denominada por Schrödinger de *negentropy*, não contraria a 2ª Lei da Termodinâmica, uma vez que o corpo não é um sistema fechado.

Ilya Prigogine, autor do princípio de mínima geração de entropia para sistemas estacionários de não-equilíbrio, aplicou inicialmente seus conceitos a sistemas biológicos durante o desenvolvimento de sua teoria que lhe rendeu em 1977 o Prêmio Nobel de Química. Relacionando a maior parte da entropia gerada ao metabolismo, ele concluiu que os organismos vivos tendem a um estado de geração mínima de entropia (PRIGOGINE; WIAME, 1946).

Zotin e Zotina (1967) testaram a validade do princípio de mínima geração de entropia a partir de dados experimentais relativos à taxa metabólica de diferentes espécies animais desde o desenvolvimento embrionário até a fase adulta. Segundo

eles, na fase de desenvolvimento embrionário, na qual o embrião é considerado um sistema fechado, e na presença de células cancerígenas e regeneração tecidual, há um aumento da taxa de geração de entropia. Entretanto, durante o desenvolvimento e envelhecimento, essa taxa é progressivamente reduzida, comprovando o princípio de Prigogine.

Outro autor que também trabalhou no sentido de comprovar esse princípio foi Balmer (1982). A fim de estudar experimentalmente o ciclo de vida completo de um animal, ele escolheu como objeto de estudo um peixe cujo ciclo de vida dura cerca de doze meses. Seus resultados, além de comprovar o princípio de Prigogine para o desenvolvimento e envelhecimento, também estão de acordo com Zotin e Zotina (1967) com relação ao desenvolvimento embrionário. Outra conclusão relevante é que, para animais cuja temperatura corporal varia com a temperatura ambiente, denominados pecilotérmicos, o metabolismo é função da temperatura.

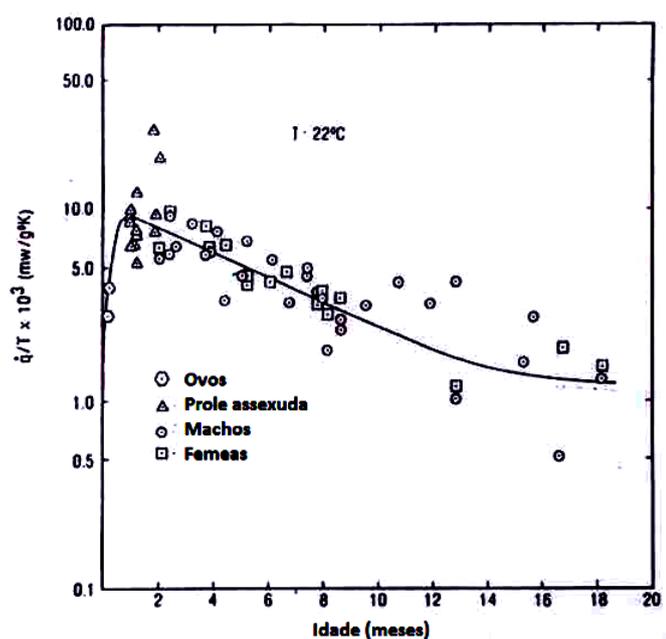


Figura 5: Taxa de geração de entropia em função da idade para peixes. Adaptado de Balmer (1982).

Aoki (1987, 1989, 1990, 1991) desenvolveu uma série de estudos relacionados à geração de entropia em seres vivos. Além de comprovar o princípio da mínima geração de entropia para humanos, Aoki (1990) estudou os efeitos da atividade física na geração de entropia do corpo a partir de dados experimentais de Hardy e Du Bois (1938), concluindo que, com relação à entropia gerada em condição basal,

há um aumento de 1,5 a 2,4 vezes para exercício leve e de 6 a 8 vezes para exercício pesado. Dados referentes à entropia gerada em condição basal, exercício pesado e repouso pós-atividade são descritos na Figura 6. Outra informação relevante obtida por Aoki (1991) indica que, para seres humanos, não há influência significativa da temperatura ambiente na geração de entropia. Juntamente com o estudo de Balmer (1982), pode-se concluir que a geração de entropia em animais homeotérmicos não é significativamente influenciada pela temperatura externa.

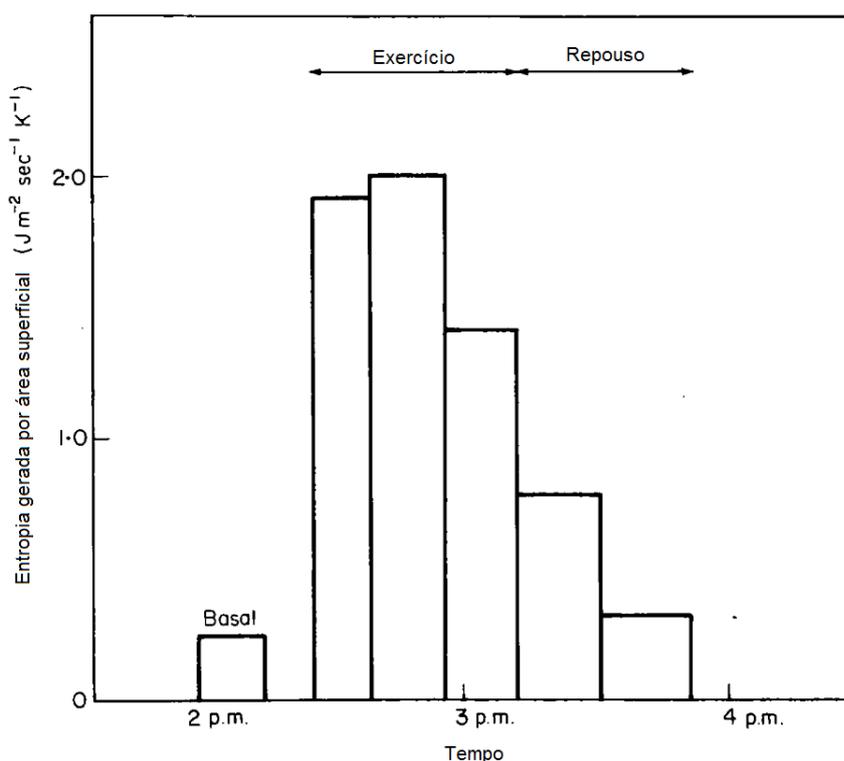


Figura 6: Taxa de geração de entropia como função do nível de exercício. Adaptado de Aoki (1990).

A primeira aplicação de análise exérgica ao corpo foi feita por Batato et al. (1990). Seu principal resultado indica que o metabolismo exérgico é muito próximo do energético e que a eficiência exérgica do corpo, para condições basais, é próxima de zero. Um modelo completo do corpo baseado na 2ª Lei da Termodinâmica foi proposto por Rahman (2007). Os fluxos de entropia são mostrados na Figura 7. A partir de seu modelo, ele calculou os valores de entropia gerada para diferentes níveis de atividade física. Assim como em Aoki (1990), os dados obtidos por Rahman (2007) indicam uma relação direta entre atividade física e geração de

entropia, conforme mostrado na Figura 8. Porém, o aumento da entropia gerada devido à atividade obtido pelo último não foi tão significativo quanto o primeiro.

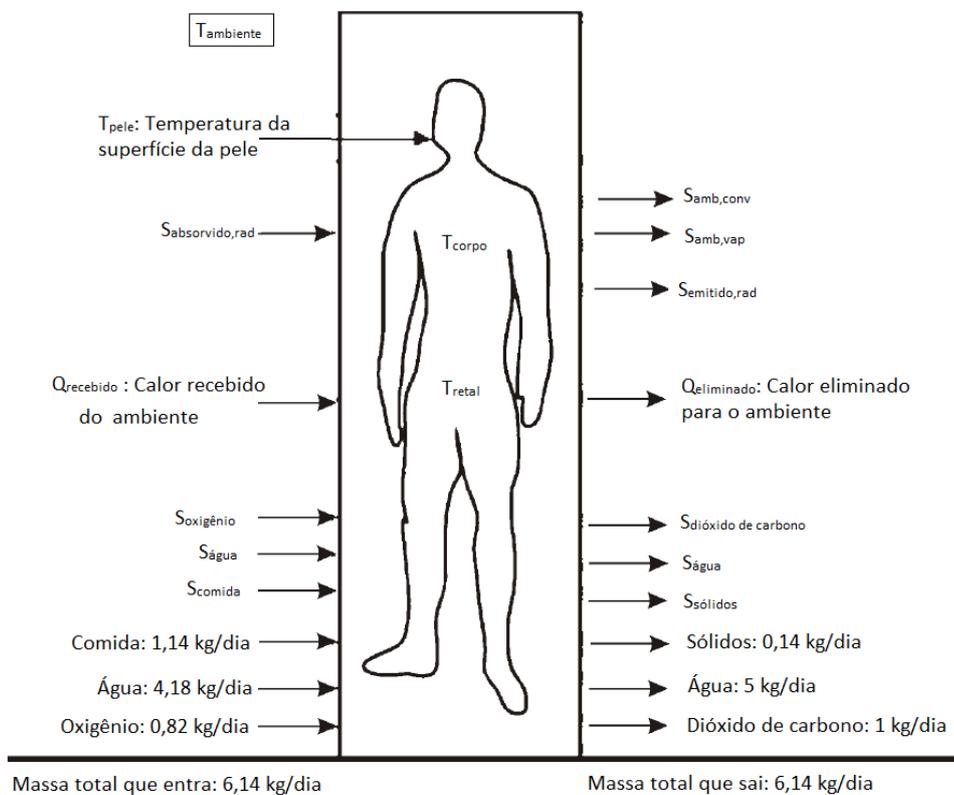


Figura 7: Representação dos fluxos entre corpo e ambiente proposta por Rahman (2007).

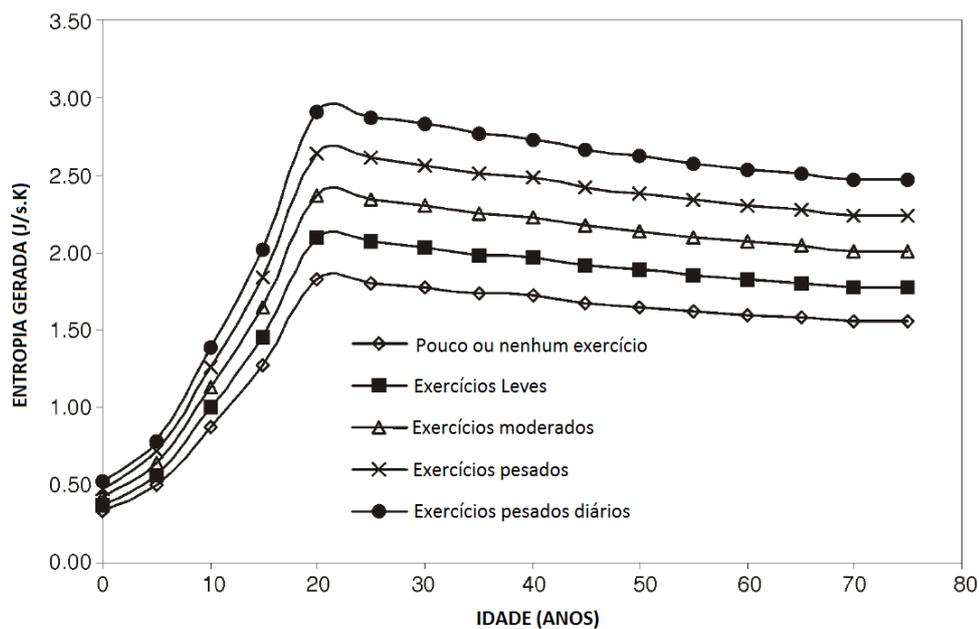


Figura 8: Relação entre taxa de geração de entropia e idade para diferentes níveis de atividade física. Adaptado de Rahman (2007).

O aumento da entropia gerada devido ao exercício físico também foi comprovado por Silva e Annamalai (2008). Adicionalmente, esses autores estudaram o efeito da composição da dieta na expectativa de vida a partir dos dados de entropia gerada e concluíram que apenas a ingestão de proteínas tem efeito direto na expectativa de vida (SILVA; ANNAMALAI, 2009). Em uma dieta onde a ingestão de proteína segue o mínimo recomendado por nutricionistas, a expectativa de vida aumenta em pouco mais de três anos. Além disso, eles calcularam a expectativa de vida para a sociedade americana e obtiveram valores próximos aos estatísticos.

Ainda com relação à influência da atividade física, Albuquerque Neto et al. (2010) aplicaram a análise exergética ao corpo humano, separando-o em sistema respiratório e tecidos. Eles concluíram que durante a realização de atividades físicas, a maior parte da exergia destruída no corpo ocorre nos pulmões.

Mady et al. (2012b) desenvolveram um modelo completo para análise exergética do corpo, que foi aplicado posteriormente à condição de atividade física (MADY ET AL., 2012a), concluindo que a eficiência exergética do corpo aumenta de acordo com o nível de atividade física. A análise exergética também foi aplicada ao corpo por Mady et al. (2011) a fim de melhor compreender o comportamento do sistema termorregulador adotado no modelo de Ferreira (2001). A exergia destruída e a eficiência exergética do corpo foram calculadas em função das constantes do sistema de controle, cujos valores validados para o modelo a partir de dados experimentais corresponderam aos pontos de mínima exergia destruída e máxima eficiência exergética.

Outras aplicações dos conceitos de exergia destruída foram realizadas na área de conforto térmico. Baseado no modelo térmico de Gagge (1972), Prek (2006) aplicou a análise exergética ao modelo para diferentes temperaturas do ar e radiante média. Ele observou que, para uma dada condição fisiológica, há apenas uma combinação de variáveis que resulta uma destruição mínima de exergia e que há uma relação entre esse valor e o nível de conforto térmico do indivíduo com relação ao ambiente.

Simone et al. (2011) relacionaram a exergia destruída com a sensação subjetiva de conforto térmico a partir de dados de estudos anteriores para diferentes temperaturas do ar e radiante média. Confrontando os cálculos de exergia destruída pelo corpo dos indivíduos com seus votos relativos à sensação térmica, conforme

exposto na Figura 9, indicou-se que o ponto de mínima exergia destruída corresponderia às condições ambientais que proporcionam sensação próxima do conforto térmico, ou seja, o nível mínimo de exergia destruída indicaria a condição na qual a satisfação do indivíduo com relação ao ambiente ocupado é máxima.

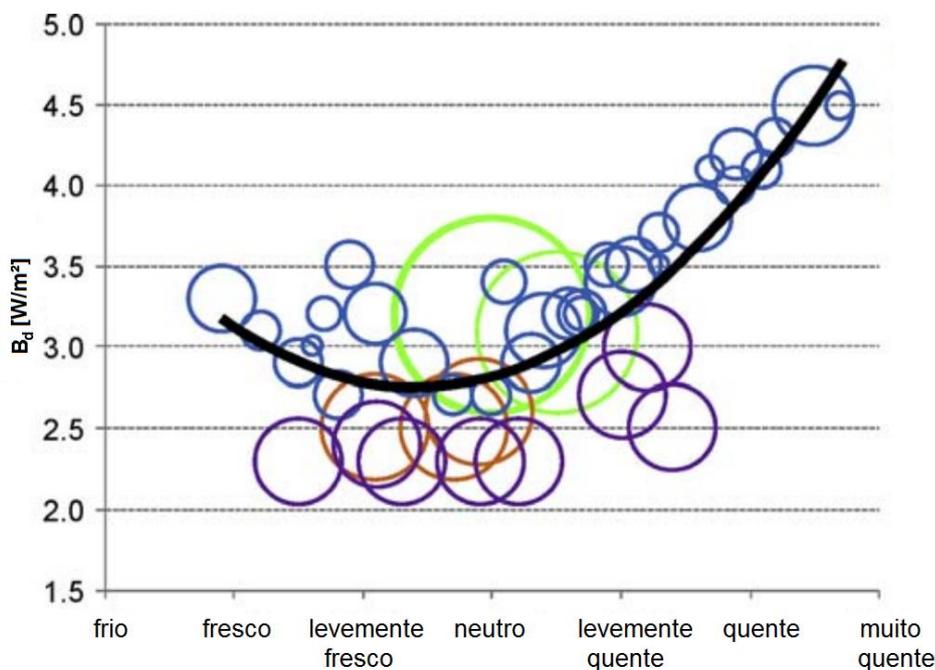


Figura 9: Relação entre taxa de exergia destruída e sensação subjetiva de conforto térmico. Adaptado de Simone et al. (2011)

### 3.2.4 Análise exérgica do corpo humano

O modelo exérgico do corpo humano desenvolvido por Mady et al. (2012b) será apresentado com mais detalhes por ser o mais completo com relação aos fluxos de calor, entalpia e massa entre corpo e ambiente e a interação com o metabolismo celular. Esses fluxos são mostrados na Figura 10. O corpo foi dividido em dois volumes de controle, a saber: sistema térmico, circulatório e respiratório, denominado VC1, e metabolismo celular, chamado de VC2. No primeiro volume de controle são considerados a transferência de calor por radiação ( $Q_r$ ), convecção ( $Q_c$ ) e calor metabólico ( $Q_{M,corpo}$ ) e os fluxos de entalpia da evaporação ( $H_{ev}$ ), do ar inspirado ( $H_{in}$ ) e do expirado ( $H_{ex}$ ). Já no segundo volume de controle, onde ocorrem as reações metabólicas, há a entrada de oxigênio e nutrientes e saída de dióxido de carbono e do calor liberado pelas reações metabólicas ( $Q_{M,corpo}$ ) para VC1. Para

intervalos de tempo iguais ou superiores a um dia, a variação da massa do corpo devido ao fluxo e acúmulo de substâncias é negligenciado.

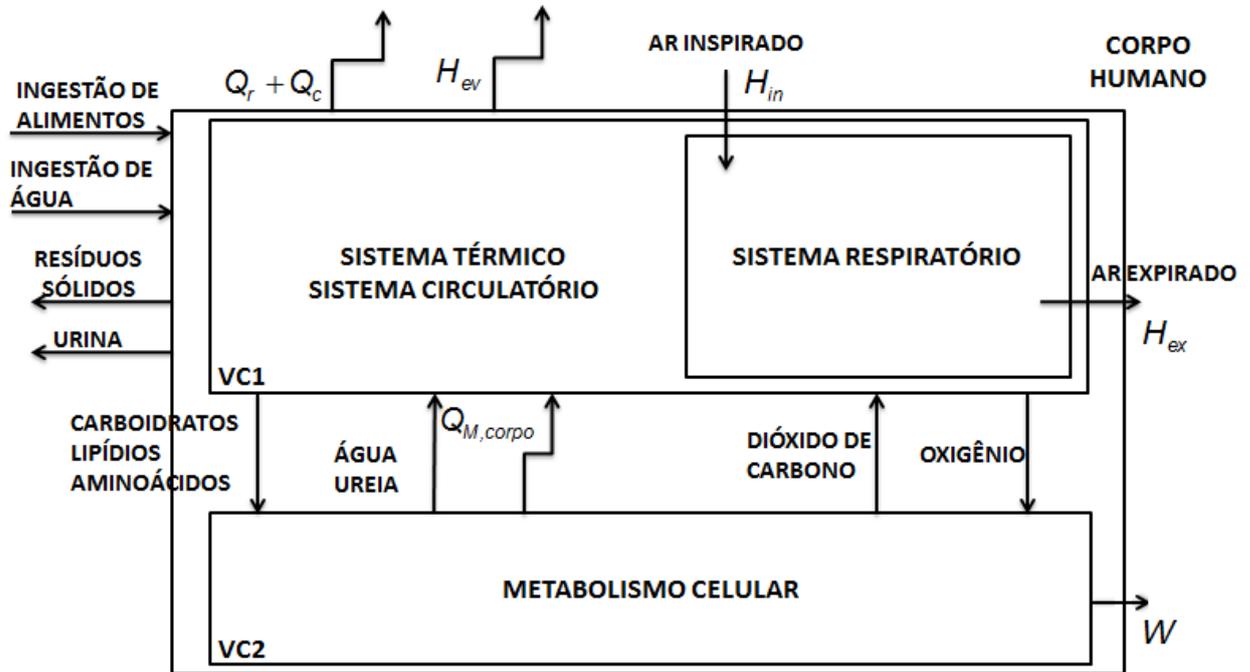


Figura 10: Representação do corpo humano por meio de volumes de controle. Adaptado de Mady et al. (2012b).

A soma da taxa de variação da energia interna metabólica ( $M_{corpo}$ ) e da taxa de variação da energia interna do corpo devido a variações da temperatura ambiente  $\left(\frac{dU_{corpo}}{dt}\right)_{\Delta T}$  corresponde à variação total da energia interna do corpo, conforme explicitado na Equação 30.

$$\frac{dU_{corpo}}{dt} = -M_{corpo} + \left.\frac{dU_{corpo}}{dt}\right|_{\Delta T} \quad (30)$$

Analogamente para a variação de exergia do corpo, desconsiderando variações de volume:

$$\frac{dB_{corpo}}{dt} = -\dot{B}_{M,corpo} + \left.\frac{dB_{corpo}}{dt}\right|_{\Delta T} = -\dot{B}_{M,corpo} + \left(\left.\frac{dU_{corpo}}{dt}\right|_{\Delta T} - T_0 \left.\frac{dS_{corpo}}{dt}\right|_{\Delta T}\right) \quad (31)$$

sendo:  $B_{corpo}$  = exergia do corpo [J];

$\dot{B}_{M,corpo}$  = taxa metabólica em base exérgica [W];

$S_{corpo}$  = entropia do corpo [J/K].

Aplicando-se o balanço de energia ao VC1 e assumindo que a variação da energia interna do corpo devido a variações de temperatura ocorre totalmente em VC1, tem-se:

$$\left. \frac{dU_{VC1}}{dt} \right|_{\Delta T} = \left. \frac{dU_{corpo}}{dt} \right|_{\Delta T} = \dot{Q}_{M,corpo} - \left( \dot{Q}_c + \dot{Q}_r + \dot{H}_{ev} + \dot{H}_{ex} - \dot{H}_{in} \right) - \dot{W} \quad (32)$$

No segundo volume de controle ocorrem as reações metabólicas celulares, que consistem em reações de oxidação onde os reagentes, cuja entalpia é representada por  $H_{reag}$ , são oxigênio e nutrientes (carboidratos, lipídios e aminoácidos) e os produtos ( $H_{prod}$ ) são dióxido de carbono, água e ureia. Como parte da energia proveniente das reações metabólicas é convertida em ATP (adenosina trifosfato) e posteriormente em trabalho, o balanço de energia de VC2 corresponde a:

$$\left. \frac{dU_{VC2}}{dt} \right|_{\Delta T} = \dot{H}_{reag} - \dot{H}_{prod} - \dot{Q}_{M,corpo} - \dot{W} \quad (33)$$

Como, por hipótese, os efeitos da variação da temperatura ambiente na energia interna do corpo acontecem apenas em VC1:

$$\dot{H}_{reag} - \dot{H}_{prod} - \dot{Q}_{M,corpo} - \dot{W} = 0 \quad (34)$$

$$\dot{Q}_{M,corpo} = \dot{H}_{reag} - \dot{H}_{prod} - \dot{W} \quad (35)$$

Uma vez que o metabolismo ( $M_{corpo}$ ) é definido como a diferença entre as entalpias dos reagentes e dos produtos, conclui-se que, em condições basais,  $M_{corpo}$  é igual a  $\dot{Q}_{M,corpo}$ . Seu cálculo é realizado a partir da Equação 36 em função das vazões de oxigênio consumido, dióxido de carbono produzido e nitrogênio excretado por meio da urina (MADY; OLIVEIRA-JUNIOR, 2012).

$$M_{corpo} = \dot{Q}_{M,corpo} = 1179 \dot{m}_{O_2,corpo} + 2502 \dot{m}_{CO_2,corpo} - 129 \dot{m}_{N,corpo} \quad (36)$$

Portanto:

$$\left. \frac{dU_{corpo}}{dt} \right|_{\Delta T} = M_{corpo} - \left( \dot{Q}_c + \dot{Q}_r + \dot{H}_{ev} + \dot{H}_{ex} - \dot{H}_{in} \right) - \dot{W} \quad (37)$$

Aplicando a análise exergética ao primeiro volume de controle, tem-se

$$\left. \frac{dB_{VC1}}{dt} \right|_{\Delta T} = \left. \frac{dB_{corpo}}{dt} \right|_{\Delta T} = \dot{B}_{Q_{M,corpo}} - \left( \dot{B}_c + \dot{B}_r + \dot{B}_{ev} + \dot{B}_{ex} - \dot{B}_{in} \right) - \dot{B}_{d,VC1} \quad (38)$$

sendo:  $B_{VC1}$  = exergia do volume de controle 1 [J];

$\dot{B}_{Q_{M,corpo}}$  = taxa de exergia liberada para VC1 devido às reações metabólicas de VC2 [W];

$\dot{B}_c$  = taxa de exergia transferida por condução [W];

$\dot{B}_r$  = taxa de exergia transferida por radiação [W];

$\dot{B}_{ex}$  = fluxo de exergia pelo ar expirado [W];

$\dot{B}_{ev}$  = fluxo de exergia pela evaporação [W];

$\dot{B}_{in}$  = fluxo de exergia pelo ar inspirado [W];

$\dot{B}_{d,VC1}$  = taxa de exergia destruída no volume de controle 1 [W].

As parcelas relativas às exergias transferidas por convecção e radiação são calculadas através das Equações 39 e 40, onde  $T_{sk}$  é a temperatura da pele.

$$\dot{B}_c = \left( 1 - \frac{T_0}{T_{sk}} \right) \dot{Q}_c \quad (39)$$

$$\dot{B}_r = \left( 1 - \frac{T_0}{T_{sk}} \right) \dot{Q}_r \quad (40)$$

O fluxo de exergia pela evaporação é dado por:

$$\dot{B}_{ev} = \dot{m}_{ev} \left[ h_{lv} - T_0 s_{lv} + R_w T_0 \ln \frac{P_{w,s}}{P_{w,0}} \right] \quad (41)$$

onde  $\dot{m}_{ev}$  é a vazão mássica de suor,  $h_{lv}$  a entalpia de vaporização da água e  $R_w$  a constante dos gases para o vapor.

Os fluxos de exergia do ar inspirado e expirado, representados, respectivamente, pelos índices *in* e *ex*, são calculados por meio das seguintes equações:

$$\dot{B}_{in} = \sum_g \dot{m}_{g,in} \left[ y_{g,in} c_{p,g} \left( T_{in} - T_0 - T_0 \ln \frac{T_{in}}{T_0} \right) + y_{g,in} T_0 R_g \ln \frac{P_{g,in}}{P_{g,0}} \right] \quad (42)$$

$$\dot{B}_{ex} = \sum_g \dot{m}_{g,ex} \left[ y_{g,ex} c_{p,g} \left( T_{ex} - T_0 - T_0 \ln \frac{T_{ex}}{T_0} \right) + y_{g,ex} T_0 R_g \ln \frac{P_{g,ex}}{P_{g,0}} \right] \quad (43)$$

sendo:  $\dot{m}_g$  = vazão mássica do gás  $g$  [kg/s];

$y_g$  = fração mássica do gás  $g$ ;

$c_{p,g}$  = calor específico do gás  $g$  [J/(kg.K)];

$R_g$  = constante do gás  $g$  [J/(kg.K)];

$P_{g,0}$  = pressão parcial do gás  $g$  no ambiente [Pa].

A análise exérgica do segundo volume de controle fornece:

$$\left. \frac{dB_{VC2}}{dt} \right|_{\Delta T} = \dot{B}_{reag} - \dot{B}_{prod} - \dot{B}_{Q_{M,corpo}} - \dot{W} - \dot{B}_{d,VC2} \quad (44)$$

Assim como para a energia interna, a variação da exergia de VC2 devido a variações de temperatura também é nula. Portanto:

$$\dot{B}_{d,VC2} = \dot{B}_{reag} - \dot{B}_{prod} - \dot{B}_{Q_{M,corpo}} - \dot{W} \quad (45)$$

O metabolismo exérgico ( $B_{M,corpo}$ ) é definido como a diferença entre as exergias químicas dos reagentes e dos produtos ao passo que  $B_{Q_{M,corpo}}$  é calculado a partir das temperaturas de referência ( $T_0$ ) e do corpo ( $T_{corpo}$ ), conforme Equações 46 e 47. Isto posto, conclui-se que, em base exérgica, a igualdade entre o metabolismo e o calor gerado pelo mesmo não é válida.

$$\dot{B}_{M,corpo} = \dot{B}_{reag} - \dot{B}_{prod} \quad (46)$$

$$\dot{B}_{Q_{M,corpo}} = \dot{Q}_{M,corpo} \left( 1 - \frac{T_0}{T_{corpo}} \right) \quad (47)$$

Substituindo a Equação 46 em 45:

$$\dot{B}_{d,VC2} = \dot{B}_{M,corpo} - \dot{B}_{Q_{M,corpo}} - \dot{W} \quad (48)$$

A fim de definir uma expressão para o cálculo do metabolismo exergético, Mady e Oliveira-Junior (2012) assumiram que os nutrientes utilizados pelo corpo são glucose, ácido palmítico e um aminoácido médio, representando, respectivamente, os carboidratos, lipídeos e proteínas. A partir dos valores de exergia química desses componentes e dos coeficientes estequiométricos das reações de oxidação, foi definida uma expressão para o metabolismo exergético em função do oxigênio consumido, do dióxido de carbono produzido e do nitrogênio excretado.

$$\dot{B}_{M,corpo} = 9558 \dot{m}_{O_2,corpo} + 3928 \dot{m}_{CO_2,corpo} + 456 \dot{m}_{N,corpo} \quad (49)$$

A exergia destruída pelo corpo é a soma das exergias destruídas em cada volume de controle. Assim:

$$\dot{B}_{d,corpo} = \dot{B}_{M,corpo} - \left. \frac{d\dot{B}_{corpo}}{dt} \right|_{\Delta T} - \left( \dot{B}_c + \dot{B}_r + \dot{B}_{ev} + \dot{B}_{ex} - \dot{B}_{in} \right) - \dot{W} \quad (50)$$

A eficiência exergética do corpo é definida como:

$$\eta_{corpo} = 1 - \frac{\dot{B}_{d,corpo}}{\dot{B}_{M,corpo} - \left. \frac{d\dot{B}_{corpo}}{dt} \right|_{\Delta T}} = \frac{\dot{B}_{M,corpo} - \left. \frac{d\dot{B}_{corpo}}{dt} \right|_{\Delta T} - \dot{B}_{d,corpo}}{\dot{B}_{M,corpo} - \left. \frac{d\dot{B}_{corpo}}{dt} \right|_{\Delta T}} \quad (51)$$

### 3.3 SISTEMA RESPIRATÓRIO

A respiração é uma função vital para a manutenção do funcionamento do corpo humano. Seu objetivo primordial é fornecer oxigênio aos tecidos e remover o dióxido de carbono presente nos mesmos, sendo o primeiro o comburente e o último um dos produtos das reações metabólicas celulares. Os órgãos responsáveis por essa troca gasosa entre o corpo e o ambiente compõem o sistema respiratório. Os conceitos detalhados nas sessões seguintes foram extraídos majoritariamente de Guyton e Hall (2006) e Souza e Elias (2006).

### 3.3.1 Anatomia do sistema respiratório

O processo de respiração tem início nas fossas nasais, que aquecem e filtram o ar que entra no organismo, processo este denominado condicionamento do ar. Assumindo uma atmosfera padrão, o ar atmosférico é composto por nitrogênio (78,09%), oxigênio (20,94%), dióxido de carbônico (0,03%) e outros gases (0,94%). Os valores das concentrações desses gases são definidos em base volumétrica. A entrada de ar também pode ser realizada pela cavidade bucal. Na faringe, que é um órgão comum aos sistemas respiratório e digestivo, os fluxos de ar inspirado e alimentos ingeridos são divididos, seguindo o ar para a laringe e os alimentos para o esôfago. A condução do ar prossegue na laringe, que também comporta as cordas vocais. O ar segue para a traqueia, entrando assim na região torácica, e é dividido através dos brônquios, chegando finalmente aos pulmões. Os brônquios se ramificam em bronquíolos que abrigam os alvéolos, que são as estruturas responsáveis pelas trocas gasosas com o sangue. Na caixa torácica externamente aos pulmões, localizam-se o diafragma e os músculos intercostais, que são responsáveis pela contração e expansão dos pulmões, gerando os gradientes de pressão necessários para provocar o fluxo de ar de inspiração e expiração. A anatomia do sistema respiratório é ilustrada na Figura 11.

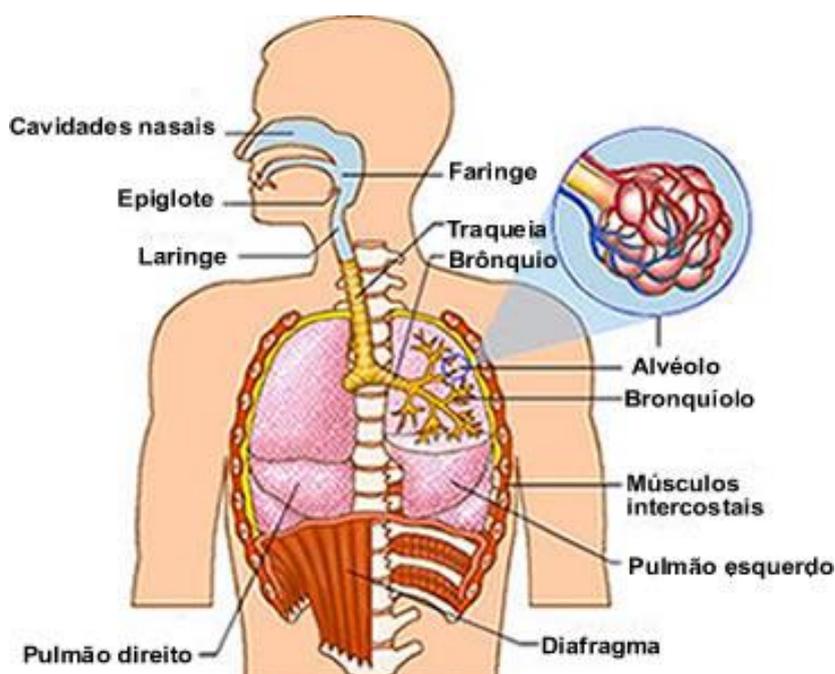


Figura 11: Anatomia do sistema respiratório (MORAES, 2012).

Os pulmões são envolvidos individualmente por uma membrana denominada pleura visceral, enquanto a caixa torácica é envolta pela pleura parietal. Entre as duas membranas forma-se o espaço pleural, conforme indicado na Figura 12. Este espaço é preenchido por um fluido, conhecido como fluido pleural, que lubrifica os movimentos dos pulmões dentro da cavidade.

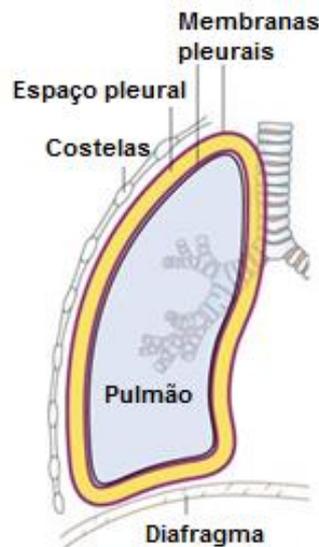


Figura 12: Representação do pulmão e sua vizinhança. Adaptado de CancerHelp UK (2012).

### 3.3.2 Mecânica da respiração

A respiração pode ser dividida em quatro etapas principais: ventilação pulmonar; difusão gasosa entre alvéolos e sangue; transporte de gases entre sangue e células e a regulação da ventilação.

#### 3.3.2.1 Ventilação pulmonar

A ventilação pulmonar compreende os processos de entrada e saída de ar dos pulmões. O fluxo de ar através dos pulmões ocorre devido aos gradientes de pressão impostos por variações do volume pulmonar. O pulmão é uma estrutura elástica que sofre compressão e expansão durante a respiração devido à ação dos

músculos respiratórios. Em condições de repouso desses músculos, há um gradiente de pressão ligeiramente negativo, de cerca de  $-5\text{cmH}_2\text{O}$  ( $-0,5\text{ kPa}$ ), suficiente para manter os pulmões abertos. Esse gradiente deve-se à pressão exercida pelo líquido pleural. A pressão pleural representa a tensão aplicada na superfície externa do pulmão.

Em um ciclo respiratório padrão de repouso, a inspiração é consequência da ação do diafragma e a expiração é um processo passivo. Durante a inspiração, o diafragma se contrai, fazendo com que as superfícies inferiores dos pulmões sejam tracionadas para baixo, aumentando assim seu volume e gerando uma pressão pleural negativa de cerca de  $-7,5\text{ cmH}_2\text{O}$  ( $-0,7\text{ kPa}$ ), que provoca a entrada de ar nos pulmões. A expiração é um processo passivo no qual o pulmão se contrai devido ao relaxamento do diafragma e também às suas propriedades elásticas, que fazem com que os pulmões, na ausência de forças externas, voltem à sua posição de repouso. O movimento dos músculos respiratórios é mostrado na Figura 13.

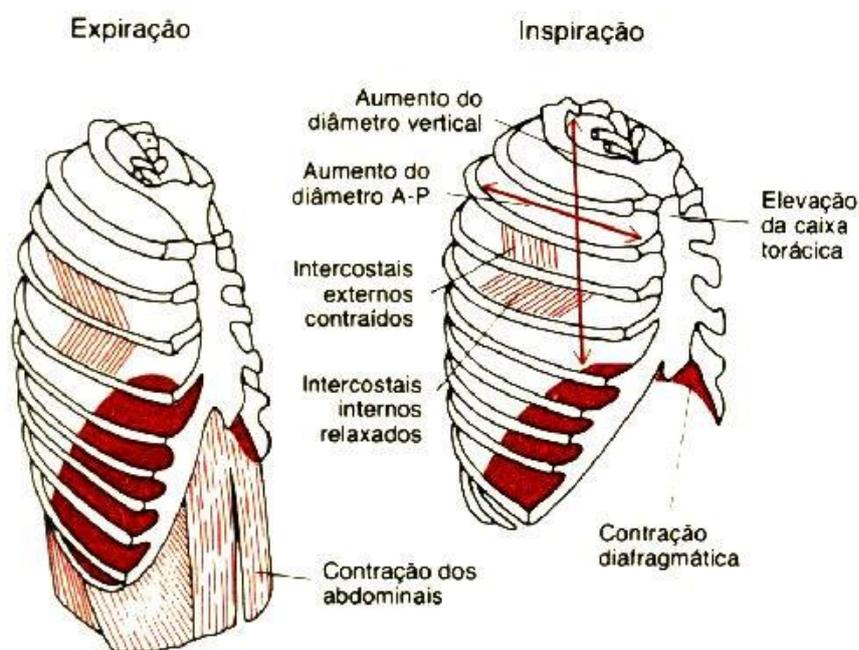


Figura 13: Ação dos músculos respiratórios na inspiração e expiração (GUYTON; HALL, 2006).

Quando um maior volume de ar é necessário, devido à atividade física ou presença de patologia, outros grupos musculares são acionados. Na inspiração, há a atuação dos músculos intercostais externos que provocam a expansão da caixa torácica

aumentando o volume do pulmão a um valor superior ao obtido pela contração exclusiva do diafragma. Na etapa da expiração, quando as forças elásticas exercidas pelo pulmão não são suficientes para remover o ar, há também ação dos músculos abdominais e dos intercostais internos para contrair os pulmões e expulsar o ar para o ambiente. O trabalho líquido executado pelos músculos respiratórios em um ciclo inspiração-expiração é denominado trabalho de respiração.

Um importante estudo relativo ao trabalho de respiração foi desenvolvido por Fritts et al. (1959). A partir de um experimento com pessoas saudáveis, obesas e com enfisema, foi determinado o diagrama P-V para diferentes ventilações pulmonares, obtidas por meio de diversos estímulos, como exercício, inalação de ar com conteúdo de 12% de oxigênio e variação voluntária da frequência respiratória. O trabalho de respiração foi determinado a partir das áreas desses diagramas. Chegou-se à conclusão que, para uma mesma ventilação, o trabalho de respiração é maior em pessoas com enfisema e obesidade.

A relação entre a ação dos músculos respiratórios e a ventilação pulmonar efetivamente gerada depende das propriedades mecânicas do sistema respiratório, como esquematizado na Figura 14. Dentre essas propriedades, pode-se destacar a complacência e a resistência.



Figura 14: Etapas mecânicas da respiração e as variáveis envolvidas. Adaptado de Mortola (2012).

A complacência é a propriedade representativa da elasticidade dos pulmões e é obtida a partir da inclinação do diagrama Volume Pulmonar X Pressão Transpulmonar, representando, portanto, a variação do volume pulmonar para cada unidade de pressão. Esta propriedade é análoga à constante elástica dos materiais calculada através do diagrama Tensão X Deformação resultante do ensaio de tração, porém a relação das grandezas é inversa.

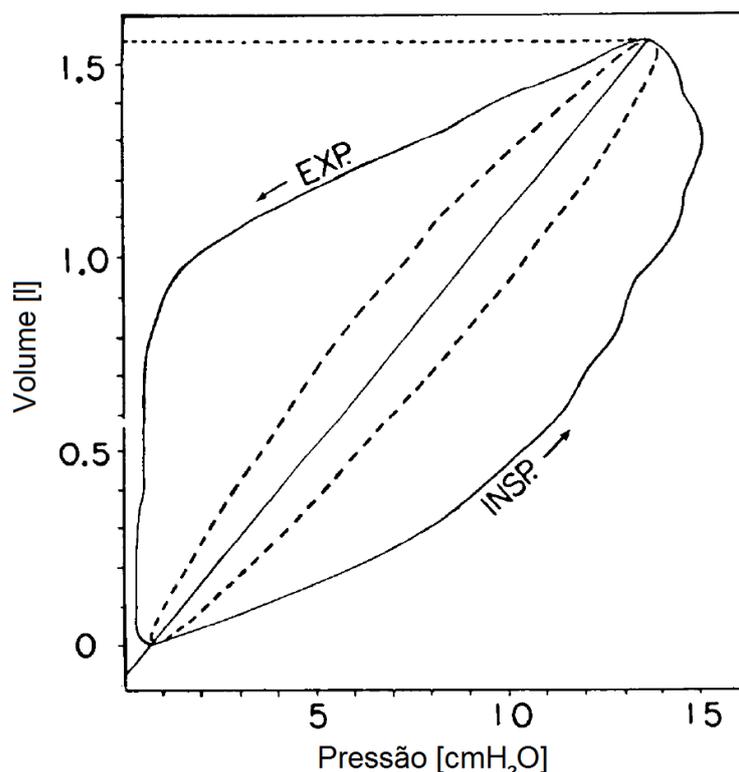


Figura 15: Diagrama Volume x Pressão do pulmão. Adaptado de Otis et al. (1950).

Conforme pode ser observado na Figura 15, o diagrama Volume X Pressão do ciclo respiratório é representado por duas curvas, uma da inspiração e outra da expiração, e não por uma única reta. Portanto a complacência não é constante durante o processo. A diferença entre as curvas dos processos de inspiração e expiração é denominada histerese.

A complacência do pulmão tem origem em duas forças elásticas distintas: do tecido pulmonar e da tensão superficial do líquido que reveste os espaços aéreos dos pulmões, sendo esta última responsável por dois terços das forças elásticas presentes nos pulmões de um indivíduo saudável. Já a resistência está relacionada

ao fluxo de ar através das vias aéreas e também à viscosidade do pulmão e das estruturas da parede torácica.

### 3.3.2.2 Difusão gasosa

O processo de difusão gasosa na respiração, cujo princípio básico é o equilíbrio químico, consiste no fluxo de oxigênio e dióxido de carbono através da membrana respiratória (ou alvéolo-capilar) a fim de igualar as pressões parciais desses gases no sangue e nos alvéolos. Esses fluxos são ilustrados na Figura 16. A capacidade de difusão dos gases respiratórios através das membranas celulares está relacionada à sua alta solubilidade em gorduras, que são importantes constituintes dessas membranas.

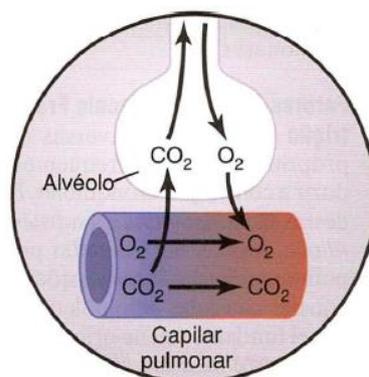


Figura 16: Difusão gasosa entre alvéolo e capilar pulmonar (GUYTON; HALL, 2006).

A cada ciclo respiratório, o ar presente nos alvéolos não é totalmente renovado, além de haver um fluxo permanente de  $O_2$  e  $CO_2$  através da membrana respiratória e a umidificação do ar nas vias aéreas superiores. Isso faz com que a composição do ar alveolar seja diferente do ar atmosférico, como mostrado na Tabela 1. Além da concentração dos gases no ar atmosférico, a taxa de renovação promovida pela ventilação pulmonar, a capacidade de absorção de oxigênio pelo sangue e de eliminação de gás carbônico para os alvéolos também são determinantes para a concentração do ar alveolar.

Tabela 1: Comparativo das composições do ar atmosférico e do ar alveolar. Adaptado de Souza e Elias (2006).

Gases	Ar atmosférico		Ar alveolar	
	Pressão parcial [kPa]	Concentração [%]	Pressão parcial [kPa]	Concentração [%]
N <sub>2</sub>	79,1	78,09	75,7	74,9
O <sub>2</sub>	21,2	20,94	13,9	13,6
CO <sub>2</sub>	0,03	0,03	5,4	5,3
Vapor	1,0	0,94	6,3	6,2
Total	101,3	100	101,3	100

A velocidade de difusão de um gás através da membrana respiratória está relacionada à espessura e área superficial da membrana, coeficiente de difusão do gás e gradiente de pressão através da membrana. A capacidade de difusão da membrana é definida como o volume de gás difundido por minuto para uma diferença de pressão de 1 mmHg ou 0,13 kPa. No caso do oxigênio, para um adulto jovem em repouso, a capacidade de difusão equivale a 21ml/(min.mmHg) ou  $2,7 \times 10^{-6} \text{ m}^3/(\text{s.kPa})$ . Este valor pode aumentar em até três vezes durante a realização de exercícios físicos. Devido a limitações tecnológicas e à sua alta velocidade de difusão, a capacidade de difusão do dióxido de carbono é de difícil mensuração. Entretanto, seu valor é estimado em 400ml/(min.mmHg) ou  $5,1 \times 10^{-5} \text{ m}^3/(\text{s.kPa})$  para condições de repouso.

Um fator primordial para a difusão de gases através da membrana respiratória é a relação ventilação alveolar e a perfusão sanguínea. A ventilação alveolar corresponde à vazão de ar úmido renovado próximo aos capilares ao passo que a perfusão interfere na irrigação dos capilares. A redução da concentração de dióxido de carbono e o aumento da concentração de oxigênio do sangue apenas são feitos de maneira eficaz quando a proporção entre os gases, de um lado da membrana respiratória, e o fluxo sanguíneo, do outro lado da mesma membrana, é mantida. A Figura 17 mostra as alterações das pressões parciais de oxigênio ( $P_{O_2}$ ) e dióxido de carbono ( $P_{CO_2}$ ) no sangue em função da relação ventilação alveolar ( $V_A$ ) e perfusão ( $Q$ ).

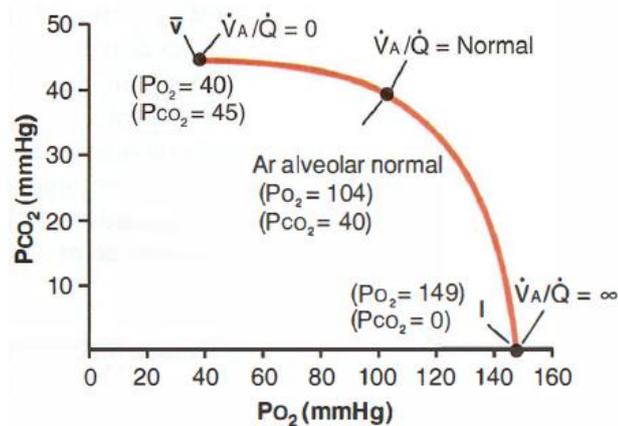


Figura 17: Variação das pressões parciais de oxigênio e dióxido de carbono em função da relação entre ventilação alveolar e perfusão sanguínea (GUYTON; HALL, 2006).

### 3.3.2.3 Transporte de gases

Após a troca gasosa realizada através da membrana respiratória, o sangue rico em oxigênio, denominado sangue arterial, deve transportar esse oxigênio até os tecidos para a realização das reações metabólicas celulares. O produto dessas reações é o dióxido de carbono, que migra para a corrente sanguínea, constituindo o sangue venoso. O processo de troca gasosa entre sangue e tecidos acontece de maneira análoga à difusão pulmonar.

Cerca de 97% do oxigênio presente no sangue arterial é transportado combinado com a hemoglobina, uma proteína que possui o íon ferroso, enquanto os 3% restantes estão dissolvidos no plasma sanguíneo. A ligação reversível com a hemoglobina das hemácias permite ao sangue transportar de 30 a 100 vezes mais oxigênio do que seria transportado caso este fosse apenas dissolvido no plasma. O dióxido de carbono é transportado de maneira semelhante, porém 7% de sua concentração está dissolvida no plasma, 70% é transportada através da formação, com a água das hemácias, do íon bicarbonato e os 23% restantes também se ligam à hemoglobina.

### 3.3.2.4 Controle da ventilação

Sendo uma função vital, a respiração é controlada pelo sistema nervoso de modo a evitar variações bruscas nas concentrações de oxigênio e dióxido de carbono no sangue, mesmo a condições fora da operação padrão do corpo, como durante atividade física. Essa função é desempenhada pelo conjunto de neurônios do centro respiratório.

O centro respiratório recebe as informações referentes às concentrações de oxigênio e dióxido de carbono e atua nos músculos respiratórios, variando a frequência respiratória e, conseqüentemente, a ventilação alveolar. A variação da ventilação alveolar ocorre de modo a reestabelecer as concentrações gasosas aos seus valores padrão.

### 3.3.3 Modelo do sistema respiratório

Desde o fim do século XIX, vários pesquisadores têm tentado modelar o comportamento do sistema respiratório e suas interações com o corpo, tendo evoluído, desde então, de análises empíricas simplificadas a modelos compartimentais complexos. Um dos modelos mais completos foi desenvolvido por Albuquerque Neto (2005), sendo posteriormente integrado, por Albuquerque Neto (2010), ao modelo do sistema térmico de Ferreira (2001), simplificando apenas a geometria da seção transversal, que foi assumida como circular em vez de elíptica.

No modelo de Albuquerque Neto (2005) o corpo humano foi dividido em seis grandes compartimentos, a saber: arterial, tecidual, capilar tecidual, venoso, alveolar e capilar pulmonar. Este último foi dividido em compartimentos menores para representar a difusão gasosa de forma gradativa ao longo dos capilares e mais próxima da realidade. O modelo também leva em consideração o pequeno desvio, cerca de 2%, do sangue venoso que não troca gases com o alvéolo e se mistura posteriormente ao sangue arterial no compartimento arterial. O modelo é esquematizado na Figura 18.

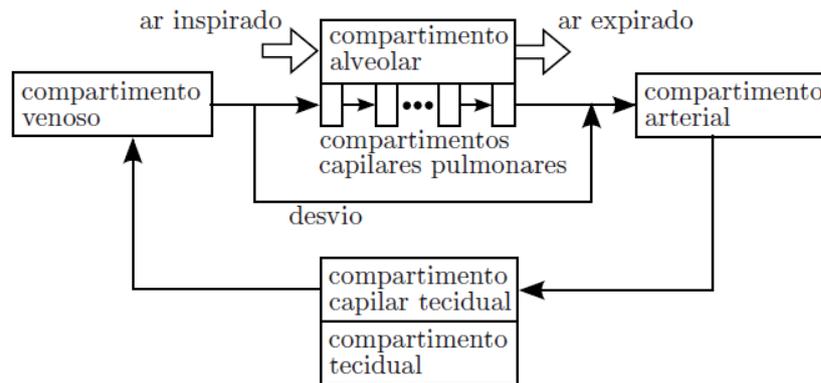


Figura 18: Representação macro do modelo de Albuquerque Neto (2005).

O modelo integrado de Albuquerque Neto (2010) trata não apenas da transferência de massa, mas também da transferência de calor entre os compartimentos e os segmentos do corpo. Para melhor avaliar esses processos, cada segmento do corpo foi dividido em compartimento tecidual, pequenos e grandes vasos, sendo este último dividido ainda em compartimento arterial e venoso. A circulação sanguínea entre compartimentos ocorre conforme mostrado na Figura 19. O sangue arterial proveniente do compartimento arterial do segmento anterior chega ao compartimento arterial do segmento atual. Parte desse sangue é direcionado para o compartimento pequenos vasos, sendo convertido em sangue venoso após a difusão de oxigênio e remoção de dióxido de carbono do compartimento tecidual, enquanto a parcela restante flui para o próximo segmento. O sangue venoso segue para o compartimento venoso, se juntando ao sangue proveniente dos segmentos posteriores e fluindo para os seguintes.

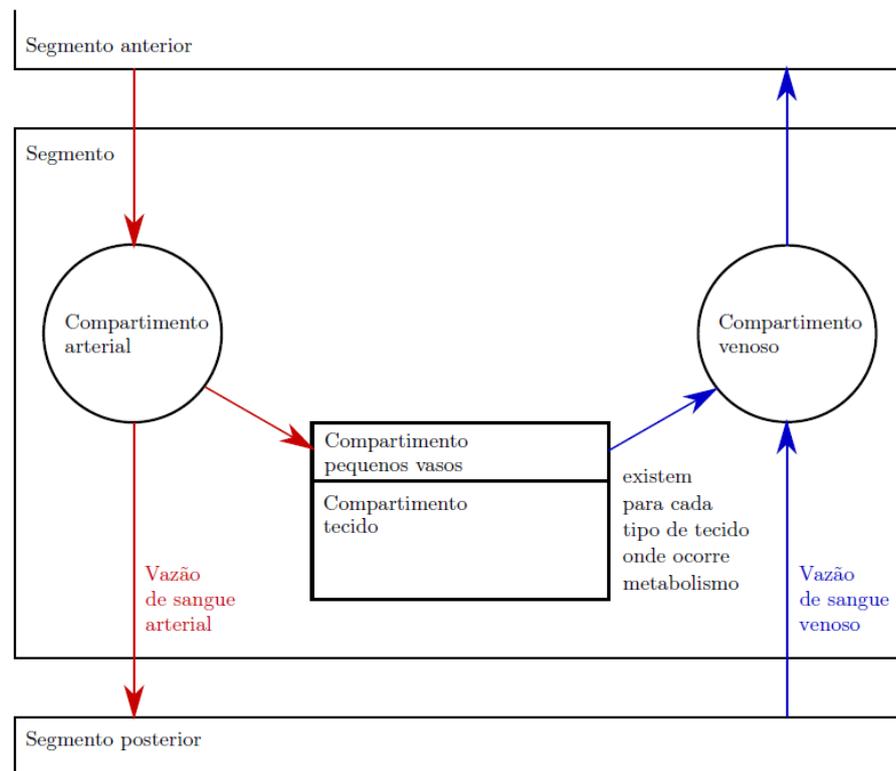


Figura 19: Fluxo de sangue entre segmentos (ALBUQUERQUE NETO, 2010).

Cada compartimento possui características próprias com relação à transferência de calor e de massa. Por isso, cada um possui uma equação diferencial ordinária característica para representar a variação da concentração de cada gás com o tempo, bem como a variação de temperatura. Para a solução completa do modelo é necessário fornecer como dados de entrada os valores de: temperatura, umidade relativa, pressão atmosférica, composição do ar atmosférico, taxa metabólica, velocidade de deslocamento do indivíduo e velocidade do ar. As equações utilizadas para cálculo das concentrações e temperaturas para cada tipo de compartimento são mostradas a seguir.

### 3.3.3.1 Compartimento arterial

A variação da concentração de um gás no compartimento arterial é consequência somente da passagem do sangue e é determinada pela Equação 52.

$$V_{ar} \frac{dC_{g,ar}}{dt} = \dot{V}_{ar} (C_{g,ar}^i - C_{g,ar}) \quad (52)$$

sendo:  $V_{ar}$  = volume do compartimento arterial [ $m^3$ ];

$g$  = gás [ $O_2$  ou  $CO_2$ ];

$C_{g,ar}$  = concentração de  $g$  no sangue do compartimento arterial [ $mol/m^3$ ];

$t$  = tempo [s];

$\dot{V}_{ar}$  = vazão de sangue que entra no compartimento arterial [ $m^3/s$ ];

$C_{g,ar}^i$  = concentração de  $g$  no sangue que entra no compartimento arterial [ $mol/m^3$ ].

A variação da temperatura do sangue no compartimento arterial ocorre devido à passagem de sangue e a transferência de calor com o compartimento venoso. Para todos os compartimentos, a temperatura do fluido (gás ou sangue) é admitida como igual à do compartimento.

$$V_{ar} \rho_{sg} c_{bl} \frac{dT_{ar}}{dt} = \dot{V}_{ar} \rho_{sg} c_{sg} (T_{ar}^i - T_{ar}) + H_{av} (T_{ve} - T_{ar}) \quad (53)$$

sendo:  $\rho_{sg}$  = massa específica do sangue [ $kg/m^3$ ];

$c_{sg}$  = calor específico do sangue [ $J/(kg \cdot ^\circ C)$ ];

$T_{ar}$  = temperatura do sangue no compartimento arterial [ $^\circ C$ ];

$T_{ar}^i$  = temperatura do sangue que entra no compartimento arterial [ $^\circ C$ ];

$H_{av}$  = coeficiente de transferência de calor entre os compartimentos arterial e venoso [ $W/^\circ C$ ];

$T_{ve}$  = temperatura do sangue no compartimento venoso [ $^\circ C$ ].

### 3.3.3.2 Compartimento venoso

Assim como no compartimento arterial, a transferência de massa ocorre apenas pela passagem de sangue, nesse caso o sangue venoso oriundo dos pequenos vasos e dos segmentos posteriores.

$$V_{ve} \frac{dC_{g,ve}}{dt} = \dot{V}_{sv} C_{g,sv} + \dot{V}_{ve}^i C_{g,ve}^i - \dot{V}_{ve} C_{g,ve} \quad (54)$$

sendo:  $C_{g,ve}$  = concentração de  $g$  no sangue do compartimento venoso [mol/m<sup>3</sup>];

$C_{g,sv}$  = concentração de  $g$  no sangue que sai dos pequenos vasos [mol/m<sup>3</sup>];

$\dot{V}_{ve}^i$  = vazão de sangue que entra no compartimento venoso [m<sup>3</sup>/s];

$C_{g,ve}^i$  = concentração de  $g$  no sangue que entra no compartimento venoso [mol/m<sup>3</sup>];

$\dot{V}_{ve}$  = vazão de sangue que sai do compartimento venoso [m<sup>3</sup>/s].

A transferência de calor no compartimento venoso também é análoga à do arterial, acrescentando as parcelas referentes ao sangue proveniente dos pequenos vasos e dos segmentos anteriores.

$$V_{ve} \rho_{sg} c_{sg} \frac{dT_{ve}}{dt} = \rho_{sg} c_{sg} \left( \sum_{j=1}^{N_{tc}} \dot{V}_{sv(j)} \bar{T}_{t(j)} + \dot{V}_{ve}^i T_{ve}^i - \dot{V}_{ve} T_{ve} \right) + H_{av} (T_{ar} - T_{ve}) \quad (55)$$

sendo:  $V_{ve}$  = volume do compartimento venoso [m<sup>3</sup>];

$N_{tc}$  = quantidade de compartimentos teciduais em um segmento;

$\dot{V}_{sv(j)}$  = vazão de sangue que passa pelo compartimento pequeno vaso  $j$  [m<sup>3</sup>/s];

$\bar{T}_{t(j)}$  = temperatura média do compartimento pequeno vaso e tecidual  $j$  [°C];

$T_{ve}^i$  = temperatura do sangue que vem dos segmentos posteriores [°C].

### 3.3.3.3 Compartimento pequenos vasos

No compartimento pequenos vasos, apenas a transferência de massa é avaliada, pois, na transferência de calor, o sangue dos pequenos vasos é considerado parte dos tecidos. A variação da concentração de um gás no compartimento pequenos vasos se dá pela passagem do sangue e pela troca gasosa com o compartimento tecidual.

$$V_{sv(j)} \frac{dC_{g,sv(j)}}{dt} = \dot{V}_{sv(j)} (C_{g,ar} - C_{g,sv(j)}) + \dot{n}_{g,t}^* \quad (56)$$

em que  $\dot{n}_{g,t}^*$  representa a vazão do gás  $g$  entre os compartimentos tecidual e pequeno vaso.

### 3.3.3.4 Compartimento tecidual

No compartimento tecidual há a particularidade da realização das reações metabólicas, que contribuem para a variação da concentração dos gases por consumirem oxigênio e produzirem dióxido de carbono.

$$V_{t(i)} \frac{dC_{g,t(i)}}{dt} = \dot{n}_{g,t} + \dot{n}_{g,t}^* \quad (57)$$

sendo:  $V_{t(i)}$  = volume do compartimento tecidual  $i$  [m<sup>3</sup>];

$C_{g,t(i)}$  = concentração do gás  $g$  no compartimento tecidual  $i$  [mol/m<sup>3</sup>];

$\dot{n}_{g,t}$  = taxa de metabolismo do gás  $g$  no compartimento tecidual  $i$  [mol/s].

A variação da temperatura do compartimento tecidual ocorre devido à condução com os compartimentos vizinhos, a perfusão sanguínea e o metabolismo. Em coordenadas cilíndricas:

$$\rho_t c_t \frac{dT_t}{dt} = k_t \left[ \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left( r \frac{\partial T_t}{\partial r} \right) + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 T_t}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2 T_t}{\partial z^2} \right] + \dot{V}_{sv,t} \rho_{sg} c_{sg} (T_{ar} - T_t) + \dot{M} \quad (58)$$

sendo:  $\rho_t$  = massa específica do tecido [kg/m<sup>3</sup>];

$c_t$  = calor específico do tecido [J/(kg.°C)];

$T_t$  = temperatura do tecido [°C];

$k_t$  = condutividade térmica do tecido [W/(m.°C)];

$r$  = coordenada cilíndrica [m];

$z$  = coordenada cilíndrica [m];

$\theta$  = coordenada cilíndrica [rad];

$\dot{V}_{sv,t}$  = vazão de sangue no tecido [m<sup>3</sup>/(m<sup>3</sup>.s)];

$\dot{M}$  = metabolismo por unidade de volume [W/m<sup>3</sup>].

### 3.3.3.5 Compartimentos alveolar e capilares pulmonares

O compartimento alveolar está em contato com o ar externo e com o compartimento capilares pulmonares, que foi dividido para melhor representar a variação da concentração dos gases no tempo. Na modelagem do pulmão, também foram considerados seus compartimentos teciduais.

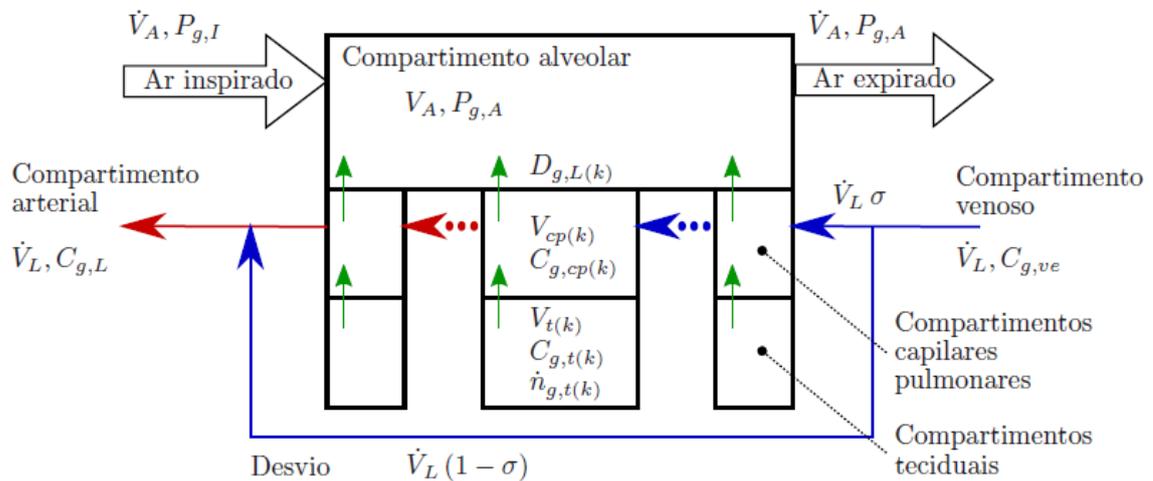


Figura 20: Esquemática da transferência de massa no pulmão (ALBUQUERQUE NETO, 2010)

A variação da concentração do compartimento alveolar é avaliada em termos da pressão parcial. Para essa conversão utilizou-se o padrão STPD (*standard temperature and pressure dry*) (ALBUQUERQUE NETO, 2010).

$$V_A \frac{dP_{g,A}}{dt} = \dot{V}_A \frac{P_{bar}}{P_{bar,0}} (P_{g,in} - P_{g,A}) + \beta_g P_{bar} \sum_{k=1}^{N_{cp}} D_{g,L(k)} (P_{g,cp(k)} - P_{g,A}) \quad (59)$$

sendo:  $V_A$  = volume do compartimento alveolar [m<sup>3</sup>, STPD];

$P_{g,A}$  = pressão parcial do gás  $g$  alveolar [Pa];

$\dot{V}_A$  = ventilação alveolar [m<sup>3</sup>/s, STPD];

$P_{g,in}$  = pressão parcial do gás  $g$  inspirada [Pa];

$\beta_g$  = conversão do gás  $g$  de número de mols para volume (STPD),

$$\beta_{O_2} = 0,0224 \text{ m}^3/\text{mol} \text{ e } \beta_{CO_2} = 0,02226 \text{ m}^3/\text{mol};$$

$P_{bar}$  = pressão barométrica [Pa];

$P_{bar,0}$  = pressão barométrica ao nível do mar [Pa]

$k$  = número do compartimento pulmonar;

$N_{cp}$  = quantidade de compartimentos capilares pulmonares;

$D_{g,L(k)}$  = coeficiente de difusão do gás  $g$  pela membrana respiratória no compartimento capilar pulmonar  $k$  [mol/(Pa.s)];

$P_{g,cp(k)}$  = pressão parcial do gás  $g$  no compartimento capilar pulmonar  $k$  [Pa].

A transferência de massa nos capilares pulmonares acontece pela passagem do sangue, difusão pela membrana respiratória e difusão com o compartimento tecidual do pulmão.

$$\left( V_{cp(k)} \frac{dC_{g,cp(k)}}{dP_{cp(k)}} + V_{t(k)} \frac{dC_{g,t(k)}}{dP_{cp(k)}} \right) \frac{dP_{cp(k)}}{dt} = \dot{V}_{pul} \sigma (C_{g,cp(k-1)} - C_{g,cp(k)}) + D_{g,L(k)} (P_{g,A} - P_{cp(k)}) + \dot{n}_{g,t(k)} \quad (60)$$

sendo:  $C_{g,cp(k)}$  = concentração do gás  $g$  no compartimento capilar pulmonar  $k$  [mol/m<sup>3</sup>];

$P_{g,cp(k)}$  = pressão parcial do gás  $g$  no compartimento capilar pulmonar  $k$  [Pa];

$C_{g,t(k)}$  = concentração do gás  $g$  no compartimento tecidual  $k$  [mol/m<sup>3</sup>];

$\dot{V}_{pul}$  = vazão de sangue no pulmão [m<sup>3</sup>/s];

$\sigma$  = fração de sangue que passa pelo pulmão;

$\dot{n}_{g,t(k)}$  = taxa de metabolismo do gás  $g$  no compartimento tecidual  $k$  [mol/s].

### 3.3.3.6 Sistema de controle

No modelo integrado de Albuquerque Neto (2010), o sistema regulador abrange o controle tanto da temperatura quanto das concentrações de oxigênio e dióxido de carbono. Metabolismo, circulação, ventilação e sudorese assumem a função de

agentes reguladores, admitidos como controladores proporcionais, e atividade física e condição ambiente como variáveis de entrada.

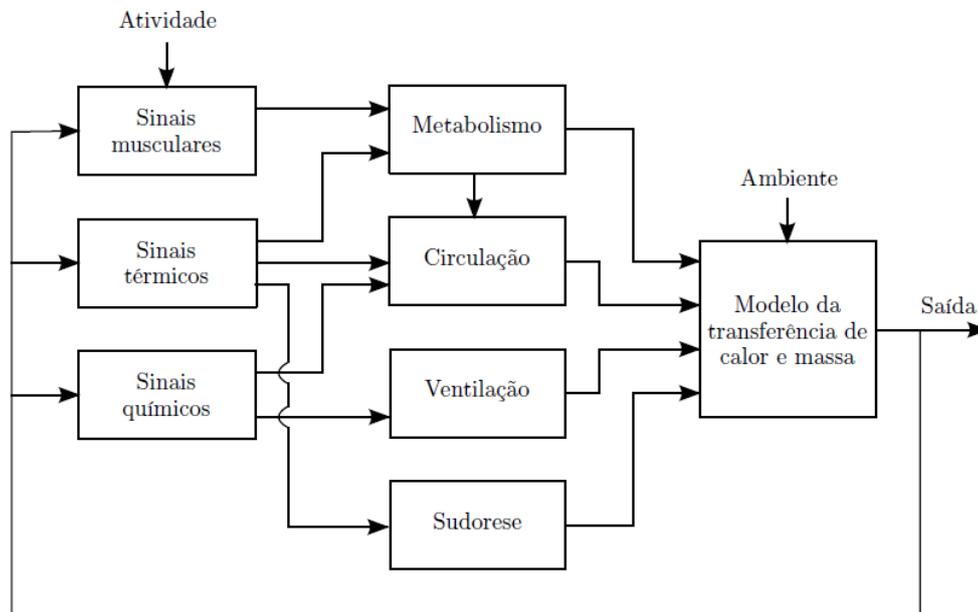


Figura 21: Atuação do sistema de controle do modelo de Albuquerque Neto (2010).

A variação do metabolismo nos músculos ocorre devido à variação da temperatura do tecido ( $\hat{M}_{Q10}$ ), geração de calafrios ( $\Delta \hat{M}_{sh}$ ) e atividade física ( $\Delta \hat{M}_{atv}$ ), e seu valor é a combinação desses três fatores, conforme mostrado na Equação 61. Em tecidos não musculares ocorre apenas o efeito da temperatura.

$$\hat{M} = \hat{M}_{Q10} + \Delta \hat{M}_{sh} + \Delta \hat{M}_{atv} \quad (61)$$

O efeito da variação da temperatura do tecido no metabolismo é denominado efeito Q10, pois se admite que a taxa de metabolismo dobra para um aumento de 10°C na temperatura e é reduzido pela metade quando a temperatura diminui 10°C. O efeito Q10 é equacionado como:

$$\hat{M}_{Q10} = \hat{M}_{ref} 2^{(T_t - T_{t,ref})/10} \quad (62)$$

sendo:  $\hat{M}_{ref}$  = metabolismo de referência [W];

$T_{t,ref}$  = temperatura basal do tecido [°C].

A variação do metabolismo devido à geração de calafrios é definida de forma diferente da apresentada na Equação 28 para o modelo de Ferreira (2001), mas as referências permanecem como as temperaturas do hipotálamo e da pele.

$$\Delta \dot{M}_{sh} = g_1 (T_{hy,ref} - T_{hy}) + g_2 (\bar{T}_{sk,ref} - \bar{T}_{sk}) + g_3 (\bar{T}_{sk,ref} - \bar{T}_{sk})^2 \quad (63)$$

em que os ganhos dos controladores  $g_1$ ,  $g_2$  e  $g_3$  correspondem, respectivamente, a 41,56 e 12,56 W/(m<sup>3</sup>.K) e 0,42 W/(m<sup>3</sup>.K<sup>2</sup>).

A variação do metabolismo durante a atividade física não é instantânea. Por isso, optou-se por modelar seu controle por meio de uma função na forma degrau, cujo atraso ( $\tau_{atv}$ ) é igual a 40 s, conforme mostrado na Equação 64. O trabalho realizado é indicado por  $W$ .

$$\frac{dM_{atv}}{dt} = \frac{1}{\tau_{atv}} (W - M_{atv}) \quad (64)$$

Assim como o metabolismo, a circulação é controlada por diferentes fatores, sendo eles as concentrações de oxigênio e dióxido de carbono (fator químico), a temperatura da pele (fator térmico) e o metabolismo. A combinação desses elementos é mostrada na Equação 65.

$$\dot{V}_{sv} = \dot{V}_{sv,ref} f_{ch} f_{th} + \dot{V}_{sv,met} \quad (65)$$

sendo:  $\dot{V}_{sv}$  = vazão de sangue nos pequenos vasos [m<sup>3</sup>/(m<sup>3</sup>.s)];

$\dot{V}_{sv,ref}$  = vazão de sangue basal nos pequenos vasos [m<sup>3</sup>/(m<sup>3</sup>.s)];

$f_{ch}$  = fator do efeito químico na circulação;

$f_{th}$  = fator do efeito térmico na circulação;

$\dot{V}_{sv,met}$  = acréscimo na vazão de sangue devido ao metabolismo [m<sup>3</sup>/(m<sup>3</sup>.s)].

Os efeitos químicos do oxigênio e do dióxido de carbono são função de suas concentrações parciais no sangue arterial e são expressos a partir de equações diferentes. O efeito estático do oxigênio é:

$$\psi_{O_2,stat} = c_{fc(1)} \left[ e^{(-P_{O_2,ar} / c_{fc(2)})} - e^{(-P_{O_2,ar\_ref} / c_{fc(2)})} \right] \quad (66)$$

sendo:  $\psi_{O_2,stat}$  = efeito estático do  $O_2$  na circulação;

$$c_{fc(1)} = 17;$$

$P_{O_2,ar}$  = pressão parcial de  $O_2$  no sangue arterial [Pa];

$$c_{fc(2)} = 1470 \text{ [Pa]};$$

$P_{O_2,ar\_ref}$  = pressão parcial de  $O_2$  no sangue arterial basal [Pa].

O efeito estático do dióxido de carbono é:

$$\psi_{CO_2,stat} = \frac{c_{fc(3)} + c_{fc(4)} / \left( 1 + c_{fc(5)} e^{c_{fc(6)} \log(P_{CO_2,ar})} \right)}{c_{fc(3)} + c_{fc(4)} / \left( 1 + c_{fc(5)} e^{c_{fc(6)} \log(P_{CO_2,ar\_ref})} \right)} - 1 \quad (67)$$

sendo:  $\psi_{CO_2,stat}$  = efeito estático do  $O_2$  na circulação;

$$c_{fc(3)} = 20,9;$$

$$c_{fc(4)} = 92,8;$$

$$c_{fc(5)} = 10570;$$

$$c_{fc(6)} = -5,251;$$

$P_{CO_2,ar}$  = pressão parcial de  $CO_2$  no sangue arterial [Pa];

$P_{CO_2,ar\_ref}$  = pressão parcial de  $CO_2$  no sangue arterial basal [Pa].

Os efeitos dinâmicos do oxigênio ( $\psi_{O_2}$ ) e do dióxido de carbono ( $\psi_{CO_2}$ ) na circulação são representados por funções degrau cujos atrasos  $\tau_{fc,O_2}$  e  $\tau_{fc,CO_2}$  são, respectivamente, 10 e 20s.

$$\frac{d\psi_{O_2}}{dt} = \frac{1}{\tau_{fc,O_2}} (\psi_{O_2,stat} - \psi_{O_2}) \quad (68)$$

$$\frac{d\psi_{CO_2}}{dt} = \frac{1}{\tau_{fc,CO_2}} (\psi_{CO_2,stat} - \psi_{CO_2}) \quad (69)$$

O fator químico apresentado depende do tipo de tecido e é igual a:

$$f_{ch} = \begin{cases} 1 & \text{se tecido = \u00f3scera} \\ 1 + \psi_{O_2} + \psi_{CO_2} & \text{se tecido = c\u00e9rebro} \\ 1 + \psi_{O_2} & \text{se tecido \u2260 \u00f3scera e tecido \u2260 c\u00e9rebro} \end{cases} \quad (70)$$

O fator t\u00e9rmico resulta da combina\u00e7\u00e3o de diferentes efeitos relativos \u00e0 temperatura, a saber: temperatura interna ( $f_i$ ), temperatura m\u00e9dia da pele ( $f_{\bar{s}k}$ ), temperatura local da pele ( $f_{sk}$ ) e atividade f\u00edsica ( $f_{at}$ ), conforme mostrado na Equa\u00e7\u00e3o 71.

$$f_{th} = f_i f_{\bar{s}k} f_{sk} f_{at} \quad (71)$$

O efeito da temperatura interna \u00e9 calculado pela Equa\u00e7\u00e3o 72. Assumindo a temperatura interna como igual \u00e0 do hipot\u00e1lamo, sua influ\u00eancia na circula\u00e7\u00e3o s\u00f3 existir\u00e1 quando seu valor for maior que o valor de refer\u00eancia.

$$f_i = \begin{cases} 1 & \text{se } T_{hy} \leq T_{hy,ref} + \Delta T_{hy,ref} \\ 1 + g_{th} [T_{hy} - (T_{hy,ref} + \Delta T_{hy,ref})] & \text{se } T_{hy} > T_{hy,ref} + \Delta T_{hy,ref} \end{cases} \quad (72)$$

sendo:  $g_{th} = 4,6 \text{ [}^\circ\text{C}^{-1}\text{]}$ ;

$\Delta T_{hy,ref}$  = varia\u00e7\u00e3o da temperatura do hipot\u00e1lamo de refer\u00eancia [ $^\circ\text{C}$ ].

Os fatores que representam os efeitos das temperaturas m\u00e9dia e local da pele s\u00e3o determinados, respectivamente, pelas Equa\u00e7\u00f5es 73 e 74.

$$f_{\bar{s}k} = \frac{1,422 + \tanh[0,275(\bar{T}_{sk} - 32)]}{2,018} \quad (73)$$

$$f_{sk} = \begin{cases} 0,03857T_{sk} - 0,3 & \text{se } T_{sk} \leq 35 \\ 0,56T_{sk} - 18,55 & \text{se } 35 < T_{sk} \leq 37 \\ 1,4525T_{sk} - 51,5725 & \text{se } T_{sk} > 37 \end{cases} \quad (74)$$

O fator da atividade \u00e9 fun\u00e7\u00e3o da varia\u00e7\u00e3o do metabolismo devido \u00e0 realiza\u00e7\u00e3o de trabalho pelo corpo humano.

$$f_{at} = 1 - \frac{0,071}{110} M_{atv} \quad (75)$$

A variação da vazão de sangue devido ao metabolismo é calculada conforme Equação 76 e foi considerada como sendo proporcional à variação do metabolismo nos músculos ( $\Delta M_m^{\Delta}$ ). A constante  $c_{met}$  é igual a  $2,914 \times 10^{-7} \text{ m}^3/\text{J}$ .

$$\dot{V}_{sv,met} = c_{met} \Delta M_m^{\Delta} \quad (76)$$

A ventilação ( $\dot{V}_E$ ) resulta da contribuição das ventilações central ( $\dot{V}_C$ ) e periférica ( $\dot{V}_P$ ), sendo a primeira sensível à pressão parcial de dióxido de carbono no cérebro e a segunda sensível à saturação de oxigênio e à pressão parcial de dióxido de carbono no sangue arterial.

$$\dot{V}_E = \dot{V}_C + \dot{V}_P \quad (77)$$

O valor estático da contribuição da ventilação central é determinado pela Equação 78.

$$\dot{V}_{C,stat} = \begin{cases} g_C (P_{CO_2,br} - P_{CO_2,br\_ref}) & \text{se } P_{CO_2,br} \geq P_{CO_2,br\_l} \\ g_C (P_{CO_2,br\_l} - P_{CO_2,br\_ref}) \frac{P_{CO_2,br}}{P_{CO_2,br\_l}} & \text{se } P_{CO_2,br} < P_{CO_2,br\_l} \end{cases} \quad (78)$$

em que:  $\dot{V}_{C,stat}$  = contribuição estática da parte central na ventilação [L/min, BTPS];

$g_C = 1,573 \text{ [L/(min.mmHg)]}$ ;

$P_{CO_2,br}$  = pressão parcial de  $\text{CO}_2$  no cérebro [mmHg];

$P_{CO_2,br\_ref}$  = pressão parcial de  $\text{CO}_2$  no cérebro de referência [mmHg];

$P_{CO_2,br\_l}$  = limite da pressão parcial de  $\text{CO}_2$  no cérebro [mmHg].

O cálculo da contribuição da parte periférica inclui o efeito do oxigênio, conforme mostrado na Equação 79.

$$\dot{V}_{P,stat} = \begin{cases} g_P (S_{O_2,ar\_ref} - S_{O_2,ar}) (P_{CO_2,ar} - P_{CO_2,br\_ref}) - c_P & \text{se } P_{CO_2,br} \geq P_{CO_2,br\_l} \\ \left[ g_P (S_{O_2,ar\_ref} - S_{O_2,ar}) (P_{CO_2,ar\_l} - P_{CO_2,br\_ref}) - c_P \right] \frac{P_{CO_2,ar}}{P_{CO_2,ar\_l}} & \text{se } P_{CO_2,br} < P_{CO_2,br\_l} \end{cases} \quad (79)$$

sendo:  $\dot{V}_{P,stat}$  = contribuição estática da parte periférica na ventilação [L/min, BTPS];

$g_p = 12,4$  [L/(min.mmHg)];

$S_{O_2,ar\_ref}$  = saturação de  $O_2$  arterial de referência [%];

$S_{O_2,ar}$  = saturação de  $O_2$  arterial [%];

$P_{CO_2,ar}$  = pressão parcial de  $CO_2$  arterial [mmHg];

$P_{CO_2,ar\_ref}$  = pressão parcial de  $CO_2$  arterial de referência [mmHg];

$P_{CO_2,ar\_l}$  = limite da pressão parcial de  $CO_2$  arterial [mmHg].

Os valores dinâmicos das contribuições das ventilações central e periférica são determinados, respectivamente, pelas Equações 80 e 81. As constantes de tempo  $\tau_C$  e  $\tau_P$  são iguais a 60 e 7 s, respectivamente.

$$\frac{d\dot{V}_C}{dt} = \frac{1}{\tau_C} \left( \dot{V}_{C,stat} - \dot{V}_C \right) \quad (80)$$

$$\frac{d\dot{V}_P}{dt} = \frac{1}{\tau_P} \left( \dot{V}_{P,stat} - \dot{V}_P \right) \quad (81)$$

O cálculo da contribuição da sudorese é equivalente ao feito por Ferreira (2001), explicitado na Equação 27 da seção 3.2.1.3.

### 3.3.3.7 Validação do modelo

O modelo integrado de Albuquerque Neto (2010) foi utilizado para simular o comportamento do corpo e do sistema respiratório em diferentes cenários, dentre eles variações da temperatura ambiente, exposição a ambientes frio e quente, bem como altitudes de até 6700m e acidentes de descompressão. Os resultados das simulações foram comparados a dados experimentais disponíveis na literatura, sendo observada boa convergência do modelo, validando-o para essas aplicações.

### 3.3.4 Análise exérgica do sistema respiratório

A primeira aplicação da análise exérgica ao sistema respiratório foi desenvolvida por Albuquerque-Neto et al. (2010) com o objetivo de avaliar a exergia destruída pelos tecidos e pelos pulmões durante a realização de atividades físicas utilizando uma versão simplificada do modelo térmico de Ferreira (2001) e o modelo do sistema respiratório de Albuquerque Neto (2005).

No trabalho em questão, o corpo foi dividido internamente em dois volumes de controle, como esquematizado na Figura 22. O primeiro volume de controle, denominado VC1, abrange os pulmões e os compartimentos venoso e arterial. Suas entradas são o ar inspirado do ambiente e o sangue venoso e as saídas são o ar expirado e o sangue arterial. O segundo volume de controle, VC2, é composto pelos tecidos, onde entra sangue arterial e sai sangue venoso. Além disso, há um fluxo de oxigênio e gás carbônico através da fronteira representando as reações metabólicas. Essa simplificação foi feita para evitar o cálculo da variação da exergia das reações metabólicas.

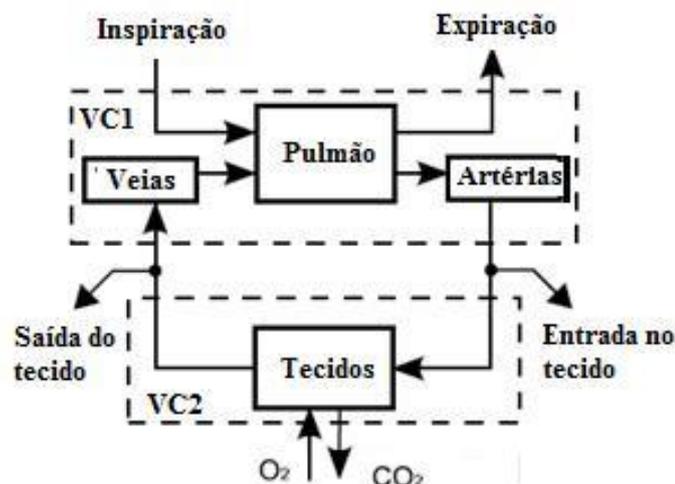


Figura 22: Volume de controle adotado por Albuquerque-Neto et al. (2010).

O estado de referência escolhido por Albuquerque-Neto et al. (2010) é a entrada dos tecidos, e não o estado do ambiente padrão. Aplicando a análise exérgica a VC1, têm-se fluxos de exergia associados ao ar inspirado e ao sangue venoso na entrada, e ao ar expirado e ao sangue arterial na saída. O ar inspirado é admitido como

composto apenas por oxigênio, enquanto o ar expirado é uma mistura de oxigênio e dióxido de carbono, não considerando o nitrogênio e o vapor d'água. A taxa de exergia de um gás ideal é definida como:

$$\dot{B}_g = \dot{m}_g \left[ c_{p,g} \left( T_g - T_0 - T_0 \ln \frac{T_g}{T_0} \right) + T_0 R_g \ln \frac{P_g}{P_{g,0}} \right] \quad (82)$$

onde:  $\dot{B}_g$  = fluxo de exergia do gás  $g$  [W];

$\dot{m}_g$  = vazão mássica do gás  $g$  [kg/s];

$c_{p,g}$  = calor específico do gás  $g$  [J/(kg.K)];

$T_g$  = temperatura do gás  $g$  no fluxo [K];

$T_0$  = temperatura do gás  $g$  no estado de referência [K];

$R_g$  = constante do gás  $g$  [J/K];

$P_g$  = pressão parcial do gás  $g$  no fluxo [Pa];

$P_{g,0}$  = pressão parcial do gás  $g$  no estado de referência [Pa];

Para o ar inspirado:

$$\dot{B}_{a,in} = \dot{B}_{O_2,in} = \dot{m}_{O_2,in} \left[ c_{p,O_2} \left( T_{in} - T_0 - T_0 \ln \frac{T_{in}}{T_0} \right) + T_0 R_{O_2} \ln \frac{P_{O_2,in}}{P_{O_2,0}} \right] \quad (83)$$

No caso do ar expirado:

$$\dot{B}_{a,ex} = \dot{B}_{O_2,ex} + \dot{B}_{CO_2,ex} \quad (84)$$

sendo:

$$\dot{B}_{O_2,ex} = \dot{m}_{O_2,ex} \left[ c_{p,O_2} \left( T_{ex} - T_0 - T_0 \ln \frac{T_{ex}}{T_0} \right) + T_0 R_{O_2} \ln \frac{P_{O_2,ex}}{P_{O_2,0}} \right] \quad (85)$$

$$\dot{B}_{CO_2,ex} = \dot{m}_{CO_2,ex} \left[ c_{p,CO_2} \left( T_{ex} - T_0 - T_0 \ln \frac{T_{ex}}{T_0} \right) + T_0 R_{CO_2} \ln \frac{P_{CO_2,ex}}{P_{CO_2,0}} \right] \quad (86)$$

Os subscritos  $in$  e  $ex$  se referem aos estados do ar inspirado e expirado, respectivamente.

O sangue é definido como uma mistura ideal composta por uma parte líquida incompressível e dois gases ideais, desconsiderando a maneira como os gases estão quimicamente combinados no sangue. A exergia do líquido sanguíneo é:

$$\dot{B}_{liq} = \dot{m}_{liq} c_{liq} \left( T_t - T_0 - T_0 \ln \frac{T_t}{T_0} \right) \quad (87)$$

sendo:  $\dot{B}_{liq}$  = fluxo de exergia do líquido sanguíneo [W];

$\dot{m}_{liq}$  = vazão mássica do líquido sanguíneo [kg/s];

$c_{liq}$  = calor específico do líquido sanguíneo [J/(kg.K)]

$T_t$  = temperatura do tecido [K].

A taxa de exergia total do sangue é:

$$\dot{B}_{sg} = \dot{B}_{liq} + \dot{B}_{O_2,sg} + \dot{B}_{CO_2,sg} \quad (88)$$

Como o estado no qual o sangue arterial que deixa VC1 se encontra é o estado de referência, sua exergia é nula, enquanto fluxo de exergia do sangue venoso na entrada do volume de controle é:

$$\dot{B}_{sg,ve} = \dot{B}_{liq,ve} + \dot{B}_{O_2,ve} + \dot{B}_{CO_2,ve} \quad (89)$$

sendo:

$$\dot{B}_{O_2,ve} = \dot{m}_{O_2,ve} \left[ c_{p,O_2} \left( T_t - T_0 - T_0 \ln \frac{T_t}{T_0} \right) + T_0 R_{O_2} \ln \frac{P_{O_2,t}}{P_{O_2,0}} \right] \quad (90)$$

$$\dot{B}_{CO_2,ve} = \dot{m}_{CO_2,ve} \left[ c_{p,CO_2} \left( T_t - T_0 - T_0 \ln \frac{T_t}{T_0} \right) + T_0 R_{CO_2} \ln \frac{P_{CO_2,t}}{P_{CO_2,0}} \right] \quad (91)$$

O subscrito ve se refere ao estado do sangue venoso e  $t$  ao do tecido. A taxa de exergia destruída ( $B_d$ ) em VC1, que representa os pulmões, é:

$$\dot{B}_{d,VC1} = \dot{B}_{O_2,in} + \dot{B}_{sg,ve} - \dot{B}_{O_2,ex} - \dot{B}_{CO_2,ex} \quad (92)$$

No volume de controle VC2, além dos fluxos de exergia do sangue arterial e venoso, há também os fluxos de gases do metabolismo, sendo oxigênio na entrada e dióxido de carbono na saída.

$$\dot{B}_{O_2,met} = \dot{m}_{O_2,met} \left[ c_{p,O_2} \left( T_t - T_0 - T_0 \ln \frac{T_t}{T_0} \right) + T_0 R_{O_2} \ln \frac{P_{O_2,t}}{P_{O_2,0}} \right] \quad (93)$$

$$\dot{B}_{CO_2,met} = \dot{m}_{CO_2,met} \left[ c_{p,CO_2} \left( T_t - T_0 - T_0 \ln \frac{T_t}{T_0} \right) + T_0 R_{CO_2} \ln \frac{P_{CO_2,t}}{P_{CO_2,0}} \right] \quad (94)$$

Para VC2, a taxa de exergia destruída é:

$$\dot{B}_{d,VC2} = \dot{B}_{O_2,met} - \dot{B}_{CO_2,met} - \dot{B}_{sg,ve} \quad (95)$$

Albuquerque-Neto et al. (2010) determinaram as taxas de exergia destruídas pelo pulmão e pelos tecidos durante a realização de atividade física, e concluíram que, durante atividade física, o maior destruidor de exergia é o sistema respiratório.

### 3.4 ALTITUDE

O aumento da altitude tem efeito direto nos processos vitais do corpo humano. O aumento da intensidade da radiação solar e a redução da temperatura são algumas das condições adversas encontradas a altas altitudes. Entretanto, o que mais afeta o funcionamento do organismo é a baixa disponibilidade de oxigênio no ar. Apesar da composição do ar atmosférico ser constante até aproximadamente 25000 m acima do nível do mar (PIDWIRNY, 2010), a pressão atmosférica é reduzida, levando à redução da pressão parcial de oxigênio no ar e, conseqüentemente, no ar alveolar, afetando os processos de difusão gasosa no organismo. À baixa disponibilidade de oxigênio para o corpo dá-se o nome de hipoxia. O valor da pressão atmosférica, em kPa, em função da altitude, em m, é obtido pela Equação 96 (ASCE, 2005).

$$P_0 = 101,3 \left( \frac{288 - 0,0065 \cdot A}{288} \right)^{5,257} \quad (96)$$

Os efeitos negativos no corpo provocados pela hipoxia hipobárica são conhecidos como doença da altitude, ou mal da montanha. A intensidade de seus sintomas depende das altitudes nas quais o indivíduo vive normalmente e se encontra no momento. Bärtsch e Saltin (2008) propuseram uma classificação de altitude baseada na ocorrência dos sintomas da doença de altitude em indivíduos que habitam ao nível do mar. Essa classificação é detalhada na Tabela 2.

Tabela 2: Classificação de altitude de Bärtsch e Saltin (2008).

<b>Classificação</b>	<b>Altitude [m]</b>	<b>Sintomas</b>
Nível do mar	0 – 500	Nenhum
Baixa	500 – 2000	Nenhum efeito no bem estar do indivíduo. Entretanto, o desempenho em atividade física é reduzido.
Moderada	2000 – 3000	Ocorrência de distúrbios do sono, náuseas e atordoamento. Redução significativa do desempenho em atividade física.
Alta	3000 – 5500	Possibilidade de desenvolvimento de edemas pulmonar e cerebral. Desempenho em atividade física reduzido mesmo após aclimação.
Extrema	> 5500	Altitude limite para vida humana.

De acordo com a classificação anterior, o desempenho do corpo na realização de exercícios físicos é prejudicado mesmo a altitudes consideradas baixas. Parte desse desempenho pode ser recuperada após um período de aclimação. A capacidade de adaptação do corpo humano é o que permite a existência de povoados a altas altitudes, como nos Andes e no Tibet. As alterações fisiológicas do organismo podem ser genéticas tendo, portanto, caráter evolutivo, ou baseadas na exposição ao longo do tempo. O primeiro cenário é denominado adaptação, ao passo que o segundo é conhecido como aclimação (MOORE ET AL., 1998).

As informações contidas nos trabalhos mais relevantes relacionados à aclimação forma sintetizados por Bärtsch e Saltin (2008). A aclimação ocorre para garantir o fornecimento adequado de oxigênio para os tecidos. Para tal, os principais recursos

que o corpo utiliza são o acionamento do sistema de controle e a alteração da composição do sangue. O sistema de controle, a partir da indicação de baixa concentração de oxigênio através dos sensores quimiorreceptores, aumenta a ventilação e a frequência cardíaca a fim de aumentar a troca gasosa através da membrana respiratória. Para aumentar a captação do oxigênio e garantir seu transporte até os tecidos, a concentração de hemoglobina no sangue é aumentada. Nos primeiros dois dias de aclimatação ocorre uma leve redução da concentração de hemoglobina. Do segundo até o vigésimo dia ocorre um aumento contínuo dessa concentração, cuja taxa varia conforme a altitude. Para altitudes inferiores a 2000m, esse valor se estabiliza no vigésimo dia, enquanto continua aumentando, porém a uma taxa inferior, para altitudes mais elevadas, conforme mostrado na Figura 23.

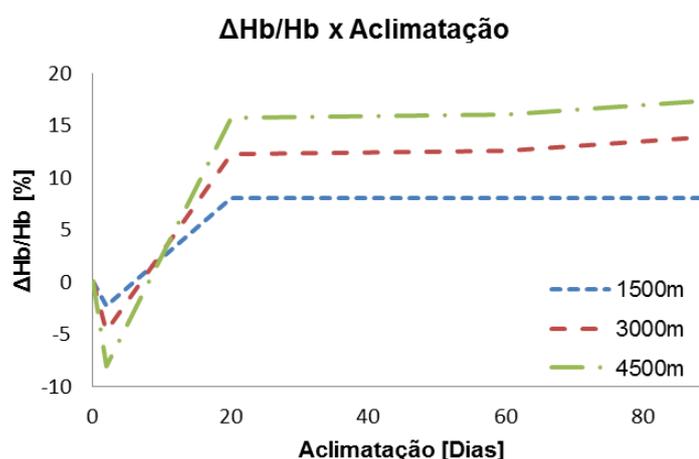


Figura 23: Variação percentual da concentração de hemoglobina no sangue em função do tempo de aclimatação. Adaptado de Bärtsch e Saltin (2008).

A variação da concentração de hemoglobina no sangue até um período de dezoito semanas está mais relacionada à alteração do volume do plasma sanguíneo do que à produção de hemoglobina, que predomina somente após esse período (WEST ET AL., 2007). Se por um lado, o aumento da concentração de hemoglobina com a aclimatação é vantajoso por elevar a captação de oxigênio, por outro ele acarreta um incremento na viscosidade do sangue. De acordo com Snyder (1977), o valor do débito cardíaco é inversamente proporcional à viscosidade sanguínea, onde a constante de proporcionalidade está associada às dimensões dos vasos sanguíneos e à pressão arterial. Portanto, para um dado valor da constante de proporcionalidade, o aumento da concentração de hemoglobina no sangue provoca

uma redução do débito cardíaco. Para a manutenção do valor do débito cardíaco, seria necessário um incremento da pressão arterial e, conseqüentemente, do metabolismo do coração. A relação entre o aumento da concentração de hemoglobina e o incremento do metabolismo cardíaco, entretanto, ainda não está diretamente estabelecida na literatura. Esse efeito adverso do aumento da concentração de hemoglobina é mais evidente em situações onde seu valor é superior a 18 g/(100ml) (WEST ET AL., 2007).

## 4. MÉTODOS

A avaliação do comportamento exergetico do corpo e do sistema respiratório é realizada a partir da definição de dois volumes de controle distintos, denominados como VC1 e VC2. O primeiro abrange o corpo como um todo e avalia sua interação com o ambiente enquanto o segundo delimita os pulmões e as vias aéreas e interage com o ambiente e o restante do corpo.

### 4.1 MODELO EXERGÉTICO DO CORPO HUMANO

O modelo exergetico de Mady et al. (2012b), que foi detalhado na seção 3.2.4, é utilizado para realizar a análise exergetica do primeiro volume de controle. Assume-se a presença de fluxos de entalpia entre corpo e ambiente pela evaporação de suor e pelo ar inspirado e expirado na respiração. A transferência de calor com o ambiente ocorre por convecção e radiação. Além disso, há realização de trabalho e variação da energia interna devido às reações metabólicas.

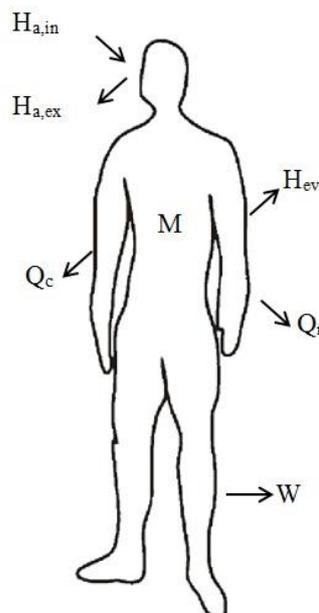


Figura 24: Interações entre corpo e ambiente. Adaptado de Rahman (2007).

No balanço exergetico, as parcelas citadas anteriormente correspondem a fluxos de exergia relativos a evaporação e respiração, transferências de exergia associadas a convecção e radiação, e variação de exergia devido ao metabolismo exergetico. Há também transferência de exergia associada ao trabalho externo, que é calculada pela expressão definida por Cavagna (1977).

#### 4.2 MODELO EXERGETICO DO SISTEMA RESPIRATORIO

A análise exergetica baseou-se no modelo do sistema respiratorio de Albuquerque Neto (2010). Com relação à análise exergetica desenvolvida por Albuquerque-Neto et al. (2010), o presente modelo apresenta algumas evoluções, destacando-se a definição do volume de controle, a adição do trabalho de respiração, o cálculo do metabolismo exergetico dos pulmões, a composição do ar e a definição do ambiente como estado de referência. O volume de controle foi definido em torno dos pulmões e das vias aéreas, conforme indicado na Figura 25. Em termos de fluxos de entalpia, no volume de controle ocorrem a entrada de ar inspirado e sangue venoso e a saída de ar expirado e sangue arterial. A variação da energia interna devido ao metabolismo dos tecidos pulmonares e a transferência do calor gerado por esse metabolismo para o resto do corpo também são consideradas. Além disso, o trabalho realizado pelos músculos respiratorios na contração e expansão dos pulmões também é adicionado ao volume de controle.

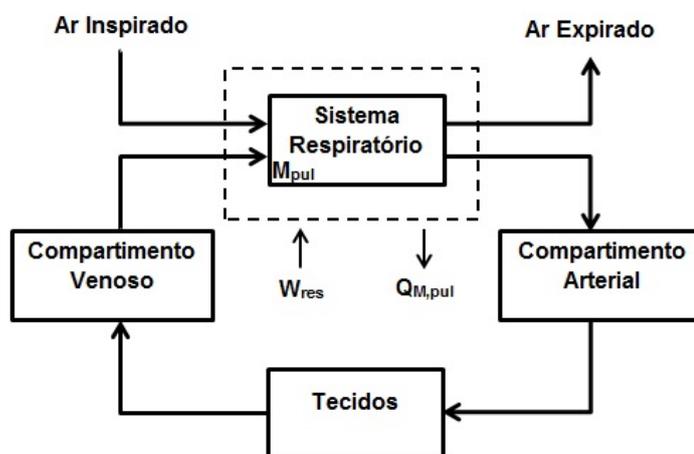


Figura 25: Volume de controle adotado.

Em base exérgica, as componentes do balanço correspondem aos fluxos de exergia associados ao sangue venoso e ao ar inspirado na entrada, ao sangue arterial e ar expirado na saída, à taxa de variação da exergia do sistema devido ao metabolismo exérgico do pulmão, a uma taxa de transferência de exergia devido ao metabolismo energético e à potência de respiração, que é aplicada ao sistema pela vizinhança. Portanto:

$$\dot{B}_{d,pul} = \dot{B}_{M,pul} + \dot{B}_{sg,ve} + \dot{B}_{a,in} + \dot{W}_{res} - \dot{B}_{sg,ar} - \dot{B}_{a,ex} - \dot{Q}_{M,pul} \left( 1 - \frac{T_0}{T_{pul}} \right) - \frac{dB_{pul}}{dt} \Big|_{\Delta T} \quad (97)$$

A diferença entre os fluxos de exergia do ar expirado e inspirado é denotada por  $\dot{B}_{res}$ . A partir das vazões de oxigênio consumido, dióxido de carbono produzido e nitrogênio excretado é possível calcular as taxas de metabolismo exérgico e energético, conforme equações 32 e 45, que reescritas para o pulmão tornam-se:

$$M_{pul} = 1179 \dot{m}_{O_2,pul} + 2502 \dot{m}_{CO_2,pul} - 129 \dot{m}_{N,pul} \quad (98)$$

$$\dot{B}_{M,pul} = 9558 \dot{m}_{O_2,pul} + 3928 \dot{m}_{CO_2,pul} - 456 \dot{m}_{N,pul} \quad (99)$$

No caso do pulmão, a taxa de calor liberado pelo metabolismo é o metabolismo energético somado à potência de respiração, uma vez que esta é aplicada ao sistema respiratório pelos músculos respiratórios.

$$\dot{Q}_{M,pul} = M_{pul} + \dot{W}_{res} \quad (100)$$

O ar é considerado um gás ideal composto por oxigênio, dióxido de carbono, nitrogênio e vapor d'água. Portanto, sua exergia é a soma das exergias de seus componentes.

$$\dot{B}_a = \dot{B}_{O_2} + \dot{B}_{CO_2} + \dot{B}_{N_2} + \dot{B}_w \quad (101)$$

Conforme descrito na sessão 3.1.3, a exergia de um gás ideal é função de seu calor específico, temperatura, constante universal e pressão parcial, bem como o estado de referência. Na Equação 102, o índice *g* refere-se a cada gás que compõe o ar.

$$\dot{B}_g = \dot{m}_g \left[ c_{p,g} \left( T_a - T_0 - T_0 \ln \frac{T_a}{T_0} \right) + R_g T_0 \ln \frac{P_{g,a}}{P_{g,0}} \right] \quad (102)$$

Tendo em vista que o estado de referência é o ambiente, as características do ar inspirado são iguais ao ar de referência. Assim sendo:

$$\dot{B}_{a,in} = 0$$

Portanto,  $\dot{B}_{res}$  é igual a  $\dot{B}_{a,ex}$ . Para o ar expirado:

$$\dot{B}_{a,ex} = \dot{B}_{O_2,ex} + \dot{B}_{CO_2,ex} + \dot{B}_{N_2,ex} + \dot{B}_{W,ex} \quad (103)$$

$$\dot{B}_{g,ex} = \dot{m}_{g,ex} \left[ c_{p,g} \left( T_{ex} - T_0 - T_0 \ln \frac{T_{ex}}{T_0} \right) + R_g T_0 \ln \frac{P_{g,ex}}{P_{g,0}} \right] \quad (104)$$

O sangue é analisado como uma mistura ideal de líquido incompressível e gases ideais, nesse caso oxigênio e dióxido de carbono, uma vez que o nitrogênio inspirado não é difundido através dos capilares para a corrente sanguínea. Assim:

$$\dot{B}_{sg} = \dot{B}_{liq} + \dot{B}_{O_2} + \dot{B}_{CO_2} \quad (105)$$

onde

$$\dot{B}_{liq} = \dot{m}_{sg} \left[ c_{sg} \left( T_{sg} - T_0 - T_0 \ln \frac{T_{sg}}{T_0} \right) \right] \quad (106)$$

O fluxo de exergia do sangue venoso é:

$$\dot{B}_{sg,ve} = \dot{B}_{liq,ve} + \dot{B}_{O_2,ve} + \dot{B}_{CO_2,ve} \quad (107)$$

$$\dot{B}_{liq,ve} = \dot{m}_{sg,ve} \left[ c_{sg} \left( T_{sg,ve} - T_0 - T_0 \ln \frac{T_{sg,ve}}{T_0} \right) \right] \quad (108)$$

$$\dot{B}_{g,ve} = \dot{m}_{g,ve} \left[ c_{p,g} \left( T_{sg,ve} - T_0 - T_0 \ln \frac{T_{sg,ve}}{T_0} \right) + R_g T_0 \ln \frac{P_{g,ve}}{P_{g,0}} \right] \quad (109)$$

Analogamente, para o sangue arterial tem-se:

$$\dot{B}_{sg,ar} = \dot{B}_{liq,ar} + \dot{B}_{O_2,ar} + \dot{B}_{CO_2,ar} \quad (110)$$

$$\dot{B}_{liq,ar} = \dot{m}_{sg,ar} \left[ c_{sg} \left( T_{sg,ar} - T_0 - T_0 \ln \frac{T_{sg,ar}}{T_0} \right) \right] \quad (111)$$

$$\dot{B}_{g,ar} = \dot{m}_{g,ar} \left[ c_{p,g} \left( T_{bl,ar} - T_0 - T_0 \ln \frac{T_{bl,ar}}{T_0} \right) + R_g T_0 \ln \frac{P_{g,ar}}{P_{g,0}} \right] \quad (112)$$

A partir dos dados obtidos por Fritts et al. (1959) em seu estudo sobre a influência da ventilação no trabalho de respiração foi feita uma regressão a fim de obter a função que melhor relaciona a potência de respiração com a ventilação, obtendo-se:

$$\dot{W}_{res} = 0,0288 \exp \left( 5596,1 \dot{V}_E \right) \quad (113)$$

Assim como para o corpo, a eficiência exérgica do sistema respiratório (Equação 114) é calculada como a razão entre a exergia destruída e a exergia fornecida subtraída da unidade. O principal processo da respiração é a difusão gasosa que ocorre devido à diferença de concentração dos gases da respiração no sangue e no ar. Em termos exérgicos, a difusão gasosa é induzida pelas exergias do sangue venoso e do ar inspirado. Adicionalmente, o trabalho de respiração, o metabolismo exérgico do pulmão e a variação da exergia do pulmão devido a variações da temperatura ambiente também alimentam o sistema. Portanto,

$$\eta_{pul} = 1 - \frac{\dot{B}_{d,pul}}{\dot{B}_{M,pul} - \left. \frac{d\dot{B}_{pul}}{dt} \right|_{\Delta T} + \dot{W}_{res} + \dot{B}_{sg,ve} + \dot{B}_{a,in}} \quad (114)$$

Em casos onde a temperatura é constante e substituindo  $\dot{B}_{d,pul}$  pela Equação 97:

$$\eta_{pul} = \frac{\dot{B}_{sg,ar} + \dot{B}_{a,ex} + \dot{B}_{Q_M,pul}}{\dot{B}_{M,pul} + \dot{W}_{res} + \dot{B}_{sg,ve} + \dot{B}_{a,in}} \quad (115)$$

#### 4.3 SIMULAÇÕES

Os dados necessários para alimentar os balanços exergéticos do corpo e do sistema respiratório são fornecidos pelo modelo integrado de Albuquerque Neto (2010). O modelo foi elaborado em linguagem C++ e as variáveis de entrada são: resistência da roupa, temperatura ambiente, umidade relativa, pressão atmosférica, composição do ar atmosférico, metabolismo, velocidades de deslocamento e do ar. Todas as simulações foram realizadas para o modelo nu, assumindo concentrações de oxigênio e dióxido de carbono de 20,94% e 0,03%, respectivamente, e velocidade do ar nula. Também é possível alterar nas linhas de comando propriedades anatômicas e fisiológicas do indivíduo padrão. A intensidade da atividade física é ajustada pelo valor do metabolismo, que é obtido a partir das normas da ASHRAE (2005).

As simulações são executadas em regime transiente. Entretanto, como todos os parâmetros são mantidos constantes para cada simulação, os cálculos dos balanços de exergia são realizados com os valores obtidos quando o regime permanente é atingido.

#### 4.3.1 Altitude e aclimação

A avaliação da influência da altitude é feita por meio da variação do valor da pressão atmosférica, calculada, em função da altitude, pela Equação 96. Quatro níveis de altitude são avaliados: 0m, 1500m, 3000m e 4500m. Os respectivos valores de pressão atmosférica são expressos na Tabela 3. A fim de enfatizar o papel da altitude no comportamento exergético do corpo e do sistema respiratório, a temperatura ambiente e a umidade relativa são mantidas constantes a 20°C e 50%, respectivamente.

Tabela 3: Dados de pressão atmosférica para as altitudes avaliadas.

<b>Altitude [m]</b>	<b>Pressão atmosférica [kPa]</b>
0	101,3
1500	84,5
3000	70,1
4500	57,7

A fim de estudar o efeito da aclimação, realizou-se uma análise conjunta do estudo de Bärtsch e Saltin (2008) e do modelo integrado de Albuquerque Neto (2010), concluindo que o único parâmetro do modelo que é afetado pela aclimação é a concentração de hemoglobina no sangue. A partir dos dados da Figura 23, optou-se por avaliar cinco períodos diferentes de aclimação, além da situação na qual o sujeito aclimatado à altitude mais elevada (4500 m) retorna a cada uma das outras altitudes inferiores, de acordo com a Tabela 4.

Tabela 4: Simulações realizadas.

<b>Altitude [m]</b>	<b>Período [dias]</b>	<b>Hemoglobina [g/100 ml]</b>
0	0	14,5
	2	14,5
	20	14,5
	60	14,5
	90	14,5
	0 após retorno de 4500m	17,03
1500	0	14,5
	2	14,17
	20	15,66
	60	15,66
	90	15,66
	0 após retorno de 4500m	17,03
3000	0	14,5
	2	13,82
	20	16,28
	60	16,33
	90	16,53
	0 após retorno de 4500m	17,03
4500	0	14,5
	2	13,32
	20	16,78
	60	16,83
	90	17,03

#### 4.3.2 Temperatura e umidade relativa

Os efeitos das condições do ambiente no comportamento exergético do corpo são avaliados por meio da variação da temperatura e da umidade relativa mantendo-se a pressão atmosférica constante em 91 kPa, tendo como referência a cidade de São Paulo. Os valores de temperatura variam de 5°C a 45°C com intervalos de 5°C ao passo que a umidade relativa é avaliada de 10% a 90% com intervalos de 10%. Assim como nas simulações relativas à pressão, também são testados três níveis de atividade física, resultando em duzentas e quarenta e três simulações.

## 5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 5.1 ALTITUDE E ACLIMATAÇÃO

A partir dos resultados das simulações, foram calculados os valores referentes às taxas de exergia destruída e eficiências exergeticas do corpo e do pulmão para quatro altitudes, período de aclimatação de zero a noventa dias e três níveis de atividade física. Os resultados são apresentados nas Figuras 26 a 33.

A Figura 26 apresenta um comparativo entre as taxas de exergia destruída pelo corpo e pelo pulmão a partir da variação dos parâmetros de análise. Pode-se observar que tanto  $B_{d,corpo}$  quanto  $B_{d,pul}$  aumentam com o incremento da intensidade da atividade física. Para uma mesma altitude,  $B_{d,corpo}$  e  $B_{d,pul}$  sofreram um aumento de, respectivamente, 122,8% e 158,5% entre o estado de repouso e a caminhada enquanto entre a caminhada e a corrida este aumento foi de 25,5% e 50,0%. Apesar de ambos os valores de exergia destruída aumentarem com a intensidade da atividade física, os comportamentos de  $B_{d,corpo}$  e  $B_{d,pul}$  com relação à altitude são distintos. Com relação à exergia destruída no corpo, percebe-se que seu valor é diretamente relacionado à altitude, comportamento que é mais evidente em atividade física que em repouso. Durante a realização de exercício físico, quanto maior a altitude, menor a exergia destruída pelo corpo, ao passo que o inverso acontece com a exergia destruída pelo pulmão, também para condição de repouso. Com relação à aclimatação, seus efeitos são mais evidentes em  $B_{d,pul}$  que  $B_{d,corpo}$ . Durante os primeiros dois dias de exposição à altitude, observa-se um leve aumento, cerca de 2%, da exergia destruída pelo pulmão. A partir de então, há uma queda de 4,8% no valor de  $B_{d,pul}$  até o vigésimo dia, quando este valor é estabilizado.

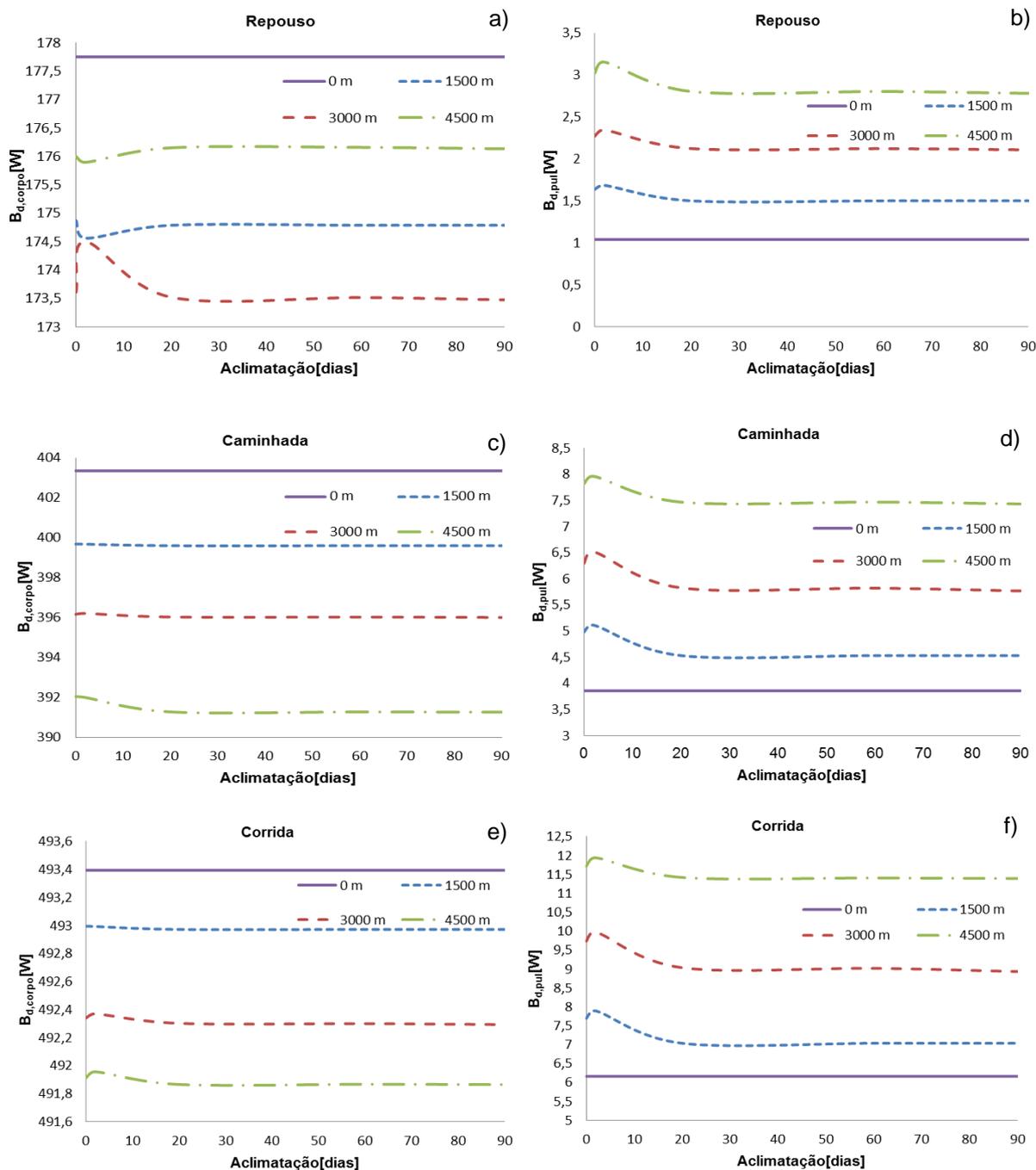


Figura 26: Taxas de exergia destruída no corpo ( $B_{d,corpo}$ ) (a, c, e) e no pulmão ( $B_{d,pul}$ ) (b, d, f) em função do período de aclimatação para diferentes altitudes.

Analisando as parcelas individuais de exergia que compõem  $B_{d,corpo}$  em repouso, a fim de compreender a diferença de comportamento com relação à atividade física, nota-se que a 4500 m de altitude a única taxa de transferência ou fluxo de exergia para o ambiente que não segue o padrão observado de 0 m a 3000 m é aquela associada a convecção e radiação, assumindo valores superiores ao nível anterior

enquanto a tendência era de redução, conforme indicado na Figura 27. Outro fato a ser observado, que também é contabilizado no cálculo de  $B_{d,corpo}$ , é o aumento do metabolismo exergético do corpo ( $B_{M,corpo}$ ) a partir de 3000 m. Esse aumento de  $B_{M,corpo}$  está relacionado à ativação do mecanismo de geração de calafrios pelo sistema de controle. De acordo com a Equação 63, a atuação desse mecanismo é desencadeada pela redução da temperatura interna do corpo, que ocorre devido ao aumento da circulação sanguínea. O controle da circulação sanguínea, conforme detalhado na seção 3.3.3.6, está relacionado à pressão parcial de oxigênio no sangue arterial e à temperatura da pele. A redução da primeira devido à diminuição da pressão parcial de oxigênio no ar e o aumento da segunda, que será detalhado mais adiante, levam ao aumento da circulação e à consequente redução da temperatura interna do corpo e geração de calafrios.

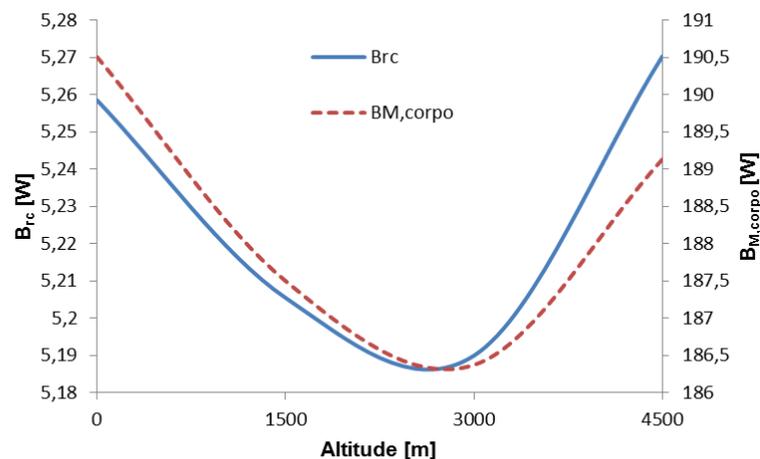


Figura 27: Taxa de transferência de exergia por radiação e convecção ( $B_{rc}$ ) e metabolismo exergético do corpo ( $B_{M,corpo}$ ) em função da altitude.

A Figura 28 indica, em base energética, a variação da transferência de calor por convecção e radiação ( $Q_{rc}$ ), dos fluxos de entalpia por evaporação ( $H_{ev}$ ) e respiração ( $H_{res}$ ) e a perda total para o ambiente ( $E_{amb}$ ). Observa-se que todas as parcelas individuais mantêm uma tendência com o aumento da altitude. Porém, uma vez que  $Q_{rc}$  e  $H_{ev}$  diminuem com a altitude, devido à redução dos coeficientes de transferência de calor por convecção e evaporativo, que são proporcionais à pressão barométrica, enquanto  $H_{res}$  aumenta, devido ao aumento da ventilação, em certo ponto, nesse caso a partir de 3000 m, a soma das parcelas ( $E_{amb}$ ), seguirá a tendência de aumento de  $H_{res}$ .

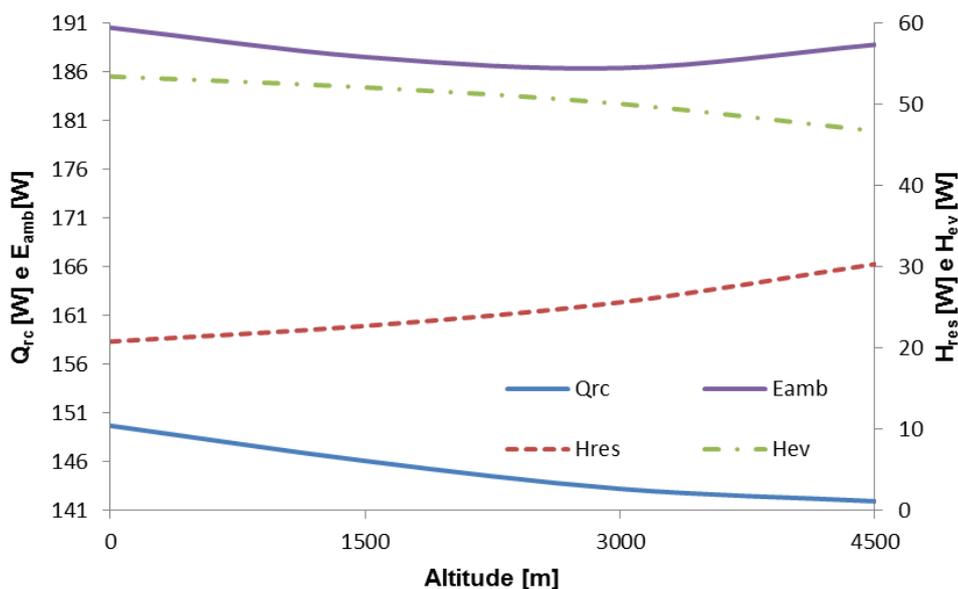


Figura 28: Variação da perda total para o ambiente ( $E_{amb}$ ) e das parcelas de radiação e convecção ( $Q_{rc}$ ), respiração ( $H_{res}$ ) e evaporação ( $H_{ev}$ ) em função da altitude.

Conforme observado nas Figuras 27 e 28, a taxa de transferência de exergia por convecção e radiação aumenta a partir de 3000 m de altitude enquanto a taxa de transferência de calor devido a esses mecanismos diminui.  $B_{rc}$  é determinado pela multiplicação de  $Q_{rc}$  por  $\theta$ , que por sua vez é função das temperaturas de referência e da pele. Na Figura 29a observa-se um aumento de  $\theta$  em oposição a uma redução de  $Q_{rc}$ , que, a partir de 3000 m, resultará num aumento de  $B_{rc}$ . O aumento do valor de  $\theta$  está diretamente relacionado ao aumento da temperatura da pele com a altitude, indicado na Figura 29b. Esse aumento deve-se à redução do coeficiente de transferência de calor por convecção com o aumento da altitude.

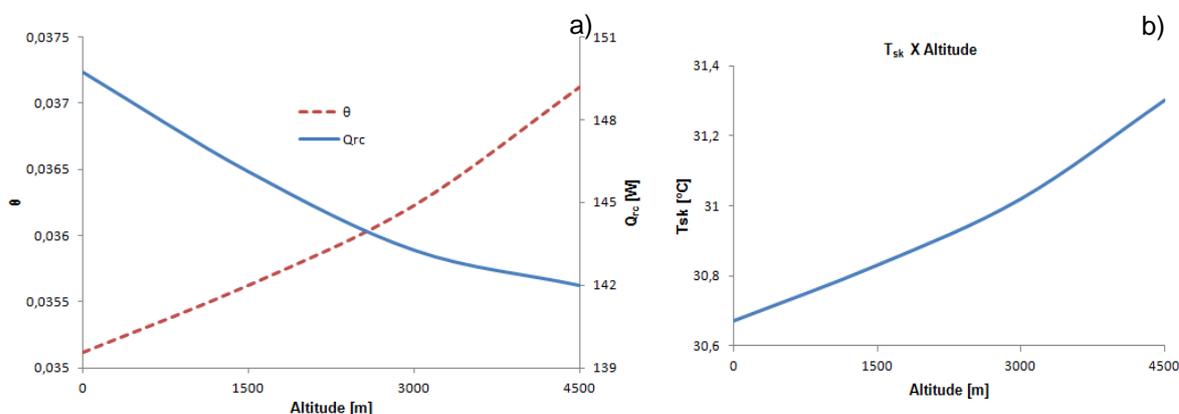


Figura 29: Fator de Carnot ( $\theta$ ), taxa de transferência de calor por radiação e convecção ( $Q_{rc}$ ) e temperatura da pele ( $T_{sk}$ ) em função da altitude.

As variações dos fluxos de exergia que compõem o cálculo de  $B_{d,pul}$  para todos os cenários simulados em função da altitude são mostradas na Figura 30. Optou-se por não mostrar a variação de  $B_{QM,pul}$ , uma vez que seus valores são da ordem de grandeza de  $10^{-2}$ . É possível observar que todas as parcelas aumentam tanto com a atividade física quanto com a altitude, exceto o metabolismo exergético do pulmão ( $B_{M,pul}$ ), que diminui com a altitude para a condição de repouso, como indicado na Figura 30f. Os fluxos de exergia associados ao sangue arterial e ao sangue venoso, indicados nas Figuras 30a e 30b, sofrem um aumento de cerca de 5% entre 0m e 4500m para todos os níveis de exercício. Entretanto, se o valor da diferença entre as exergias dos fluxos ( $\Delta B_{sg}$ ) for analisado, observa-se um aumento de 16,8%, para o caso da corrida, conforme observado da Figura 30c. O aumento mais significativo é observado na potência de respiração no cenário de corrida, conforme indicado na Figura 30e. O cálculo de  $W_{res}$  é efetuado a partir do valor da ventilação, que é aumentada pelo sistema de controle para condições tanto de baixa concentração de oxigênio quanto de atividade física. Durante a corrida, ocorre um aumento de 58,7% entre o nível do mar e 4500m. Analisando o sistema respiratório de uma forma análoga a uma estação de tratamento, o fluxo de exergia devido à respiração ( $B_{res}$ ), corresponderia ao rejeito do processo de tratamento do sangue. Conforme observado na Figura 30d, o valor de  $B_{res}$  não se altera com a altitude, mesmo com a variação das pressões parciais dos gases no ar expirado e no ar ambiente, que é o estado de referência. O comportamento de  $B_{res}$  indica que a exergia total do rejeito do processo respiratório é mantida constante independente da disponibilidade de oxigênio no meio, podendo indicar que os mecanismos de controle do corpo associados à respiração são atuados baseados em respostas exergéticas de modo que, para uma dada intensidade de exercício, a diferença entre as exergias do ar expirado e inspirado seja mantida constante, garantindo a captação do oxigênio disponível no ar e remoção do dióxido de carbono no sangue. Este fato, aliado ao estudo de Mady et al. (2011) a respeito da relação entre mínima exergia destruída, máxima eficiência exergética e os valores das constantes dos sistemas de controle, bem como à relação entre a transferência de exergia associada a radiação e convecção ( $B_{rc}$ ) e a ativação do mecanismo de calafrios em repouso observada na Figura 27, pode ser um indício de que os sistemas de controle do corpo humano estejam associados a parâmetros exergéticos e que a aplicação da análise

exérgica pode ser uma ferramenta para esclarecer alguns pontos da atuação desses sistemas que ainda carecem de melhor compreensão fisiológica.

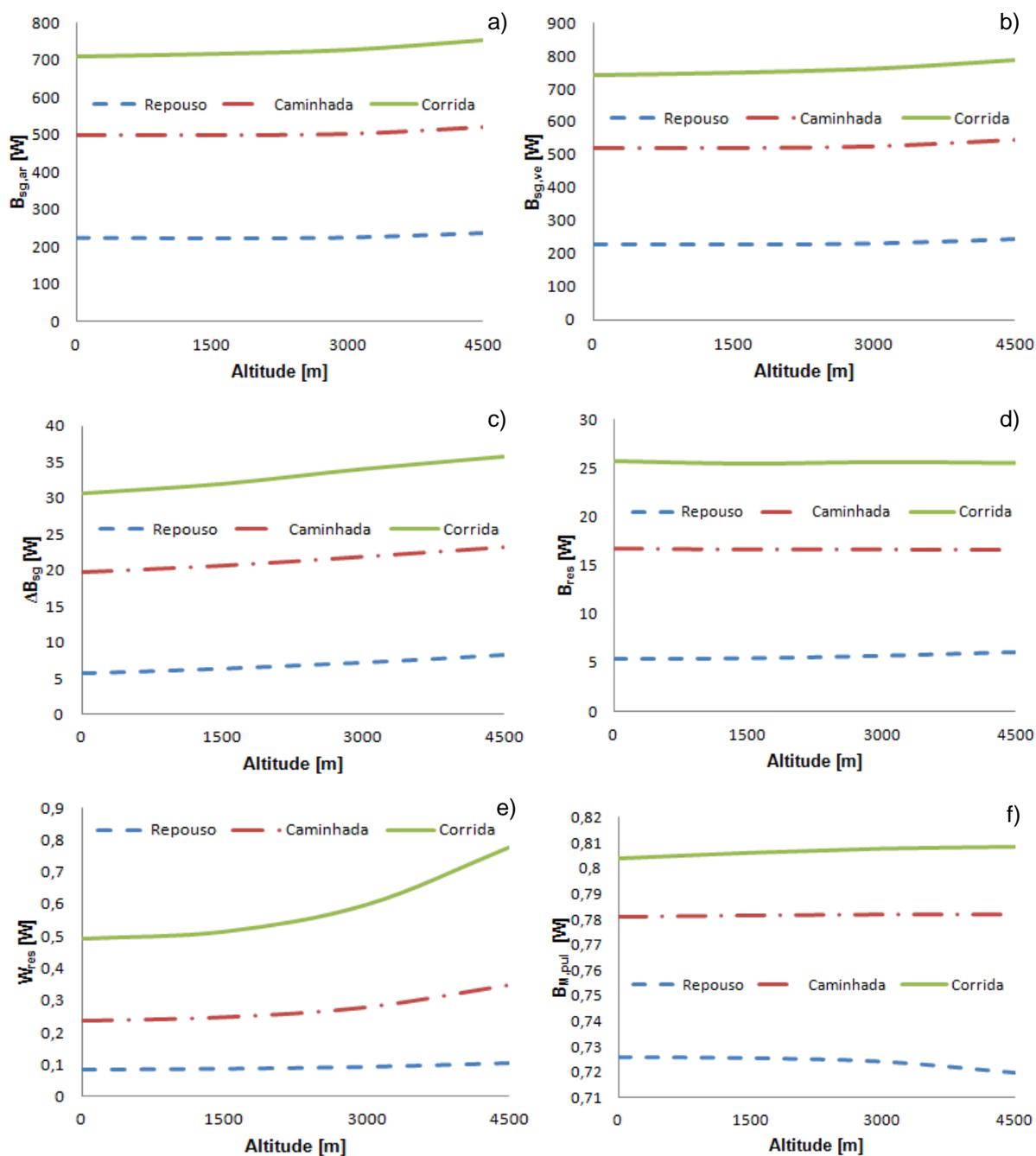


Figura 30: Variação das parcelas de exergia em função da altitude.

Adicionalmente, a fim de melhor observar o impacto de exergia destruída no pulmão na exergia destruída pelo corpo para os diferentes cenários analisados, determinou-se a razão entre  $B_{d,pul}$  e  $B_{d,corpo}$  e os resultados são apresentados na Figura 31. Os gráficos evidenciam que a altas altitudes e intensidades de atividade física a

contribuição de  $B_{d,pul}$  para  $B_{d,corpo}$  aumenta. Dados relativos às eficiências exérgicas do sistema respiratório e do corpo são apresentados na Figura 32.

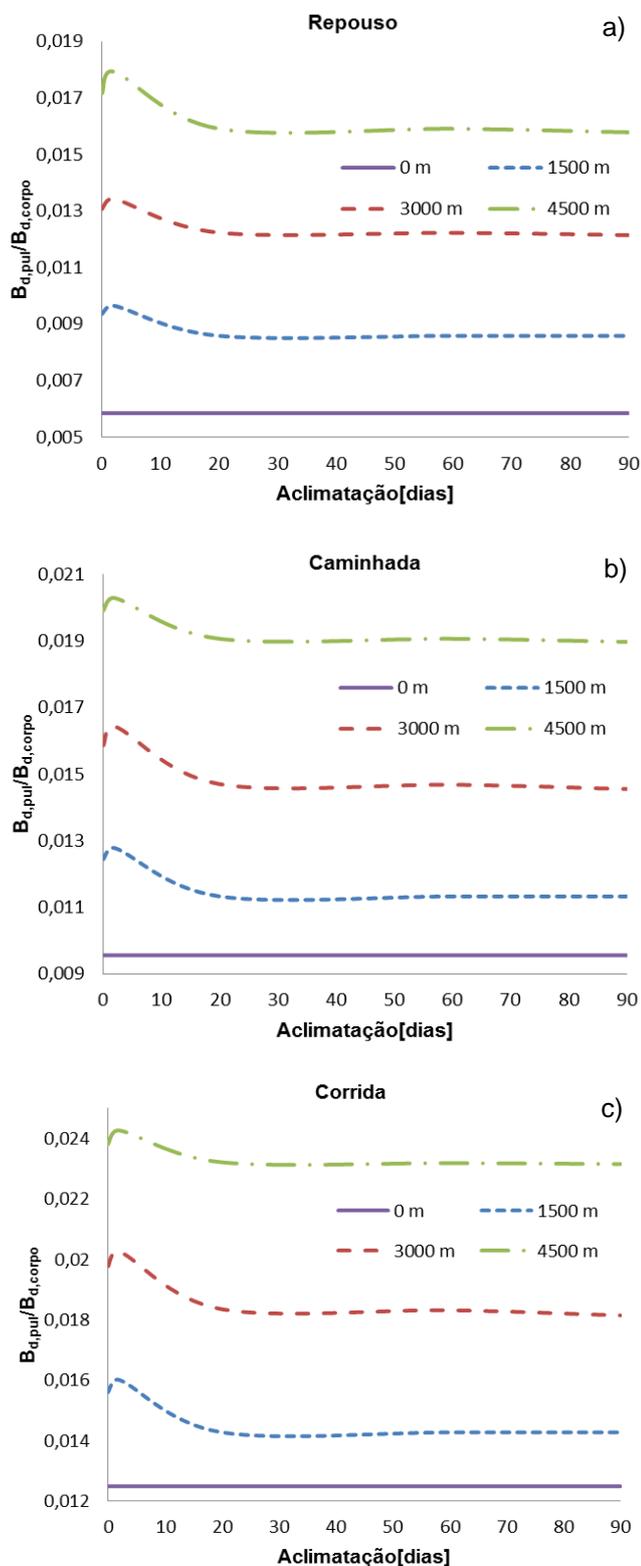


Figura 31: Razão entre exergia destruída no pulmão ( $B_{d,pul}$ ) e exergia destruída no corpo ( $B_{d,corpo}$ ) em função da altitude e do período de aclimação para diferentes intensidades de atividade física.

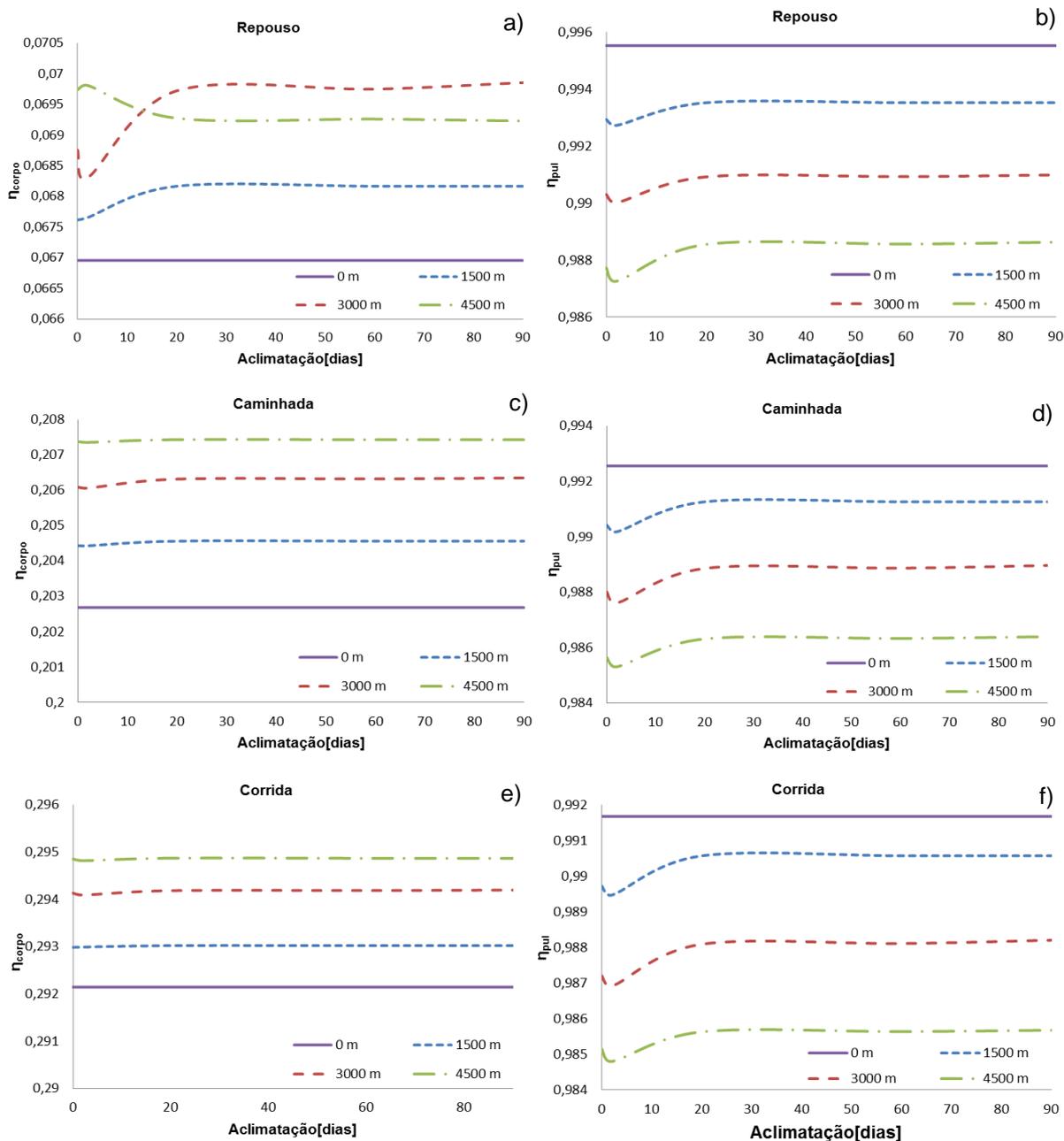


Figura 32: Eficiência exergética do corpo (a, c, e) e do pulmão (b, d, f) em função do período de aclimatação e da altitude em condições de repouso, caminhada e corrida.

No que se refere à eficiência exergética, pode-se observar a partir da Figura 32 que seu comportamento é coerente com aquele apresentado pela exergia destruída. Conforme a altitude é incrementada,  $\eta_{pul}$  diminui, enquanto  $\eta_{corpo}$  tem uma tendência de aumento, exceto a 4500 m em repouso, em conformidade com os resultados obtidos para  $B_{d,corpo}$  e  $B_M$ . Esse resultado indica que, em altitude, há um aumento da eficiência exergética dos outros sistemas do corpo, compensando a queda da

eficiência exergética do pulmão. Por outro lado, o aumento de  $B_{d,corpo}$  com a intensidade da atividade física é seguida por um aumento também de  $\eta_{corpo}$ , cujos valores aumentam 197,4 e 42,2% entre os estados de repouso e caminhada e de caminhada e corrida, respectivamente. Esses dados demonstram que, durante a realização de atividades físicas, o aumento do metabolismo exergético do corpo sobrepõe-se ao aumento da exergia destruída. Consequentemente, maiores eficiências exergéticas são obtidas. Com relação ao pulmão, a eficiência exergética é reduzida tanto em altitude quanto na realização de exercícios, seguindo o aumento de  $B_{d,pul}$ , mas em porcentagens significativamente inferiores. A redução da eficiência exergética do pulmão gira em torno de 0,2% entre cada altitude avaliada. Com relação à atividade física,  $\eta_{pul}$  diminui 0,25% do repouso a caminhada. A redução observada entre caminhada e corrida é apenas 0,07%. Essas pequenas reduções, bem como os altos valores de  $\eta_{pul}$ , estão relacionados à natureza dos processos que ocorrem no sistema respiratório, que é, essencialmente, um trocador de massa. De acordo com Mady e Oliveira-Junior (2012), maior parte das irreversibilidades geradas no corpo estão associadas ao metabolismo. No caso do pulmão, o metabolismo exergético corresponde a apenas 0,3% da exergia total fornecida, enquanto representa 70% da exergia destruída, o que também explica sua alta eficiência exergética. Assim como nos resultados referentes à exergia destruída, também é possível observar uma influência mais acentuada do período de aclimação no sistema respiratório que no corpo como um todo.

Por fim, também foi testado o cenário no qual, após noventa dias de aclimação à altitude de 4500 m, o indivíduo retorna aos outros três níveis inferiores de altitude. Os resultados relativos às eficiências exergéticas do indivíduo aclimatado e não-aclimatado estão representados na Figura 33. A partir dos resultados, constata-se que a aclimação aumenta tanto  $\eta_{pul}$  quanto  $\eta_{corpo}$ . Entretanto, conforme a intensidade da atividade física aumenta, a diferença entre a eficiência exergética do corpo aclimatado e não-aclimatado diminui, ao passo que aumenta para o pulmão. Adicionalmente, é possível observar que o efeito da aclimação é mais notório quando o indivíduo retorna a altitudes mais baixas.

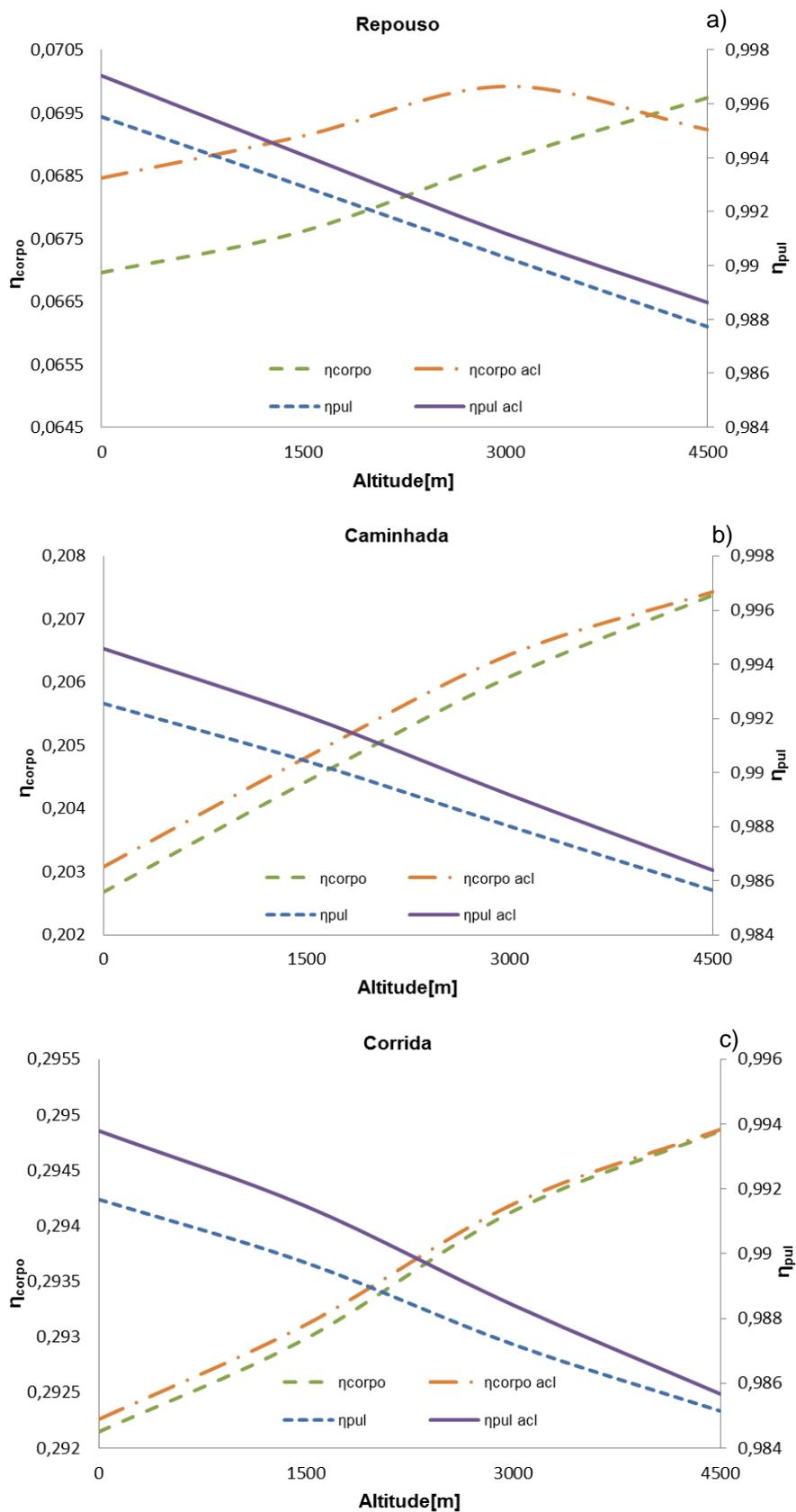


Figura 33: Comparativo das eficiências exerérgicas do corpo ( $\eta_{corpo}$ ) do pulmão ( $\eta_{pul}$ ) antes e após período de adaptação de 90 dias a 4500 m de altitude para repouso (a), caminhada (b) e corrida (c).

Vale destacar que o modelo de Albuquerque Neto (2010) não leva em consideração as alterações de viscosidade do sangue, metabolismo e débito cardíaco em função da variação da concentração de hemoglobina. Uma vez que os efeitos da variação da viscosidade do sangue podem ser negligenciados para concentrações de hemoglobina no sangue inferiores a 18 g/(100ml) (WEST ET AL., 2007), e esse valor é maior do que a faixa utilizada nas simulações, conforme explicitado na Tabela 4, essa limitação do modelo não compromete a validade dos resultados obtidos nas simulações.

## 5.2 TEMPERATURA E UMIDADE RELATIVA

Paralelamente, a fim de avaliar os efeitos das condições ambientais na performance exergética do corpo, foram simulados diferentes cenários de temperatura e umidade relativa, bem como três níveis de intensidade de atividade física. A Figura 34 representa os resultados obtidos com relação às taxas de exergia destruída no corpo e no pulmão.

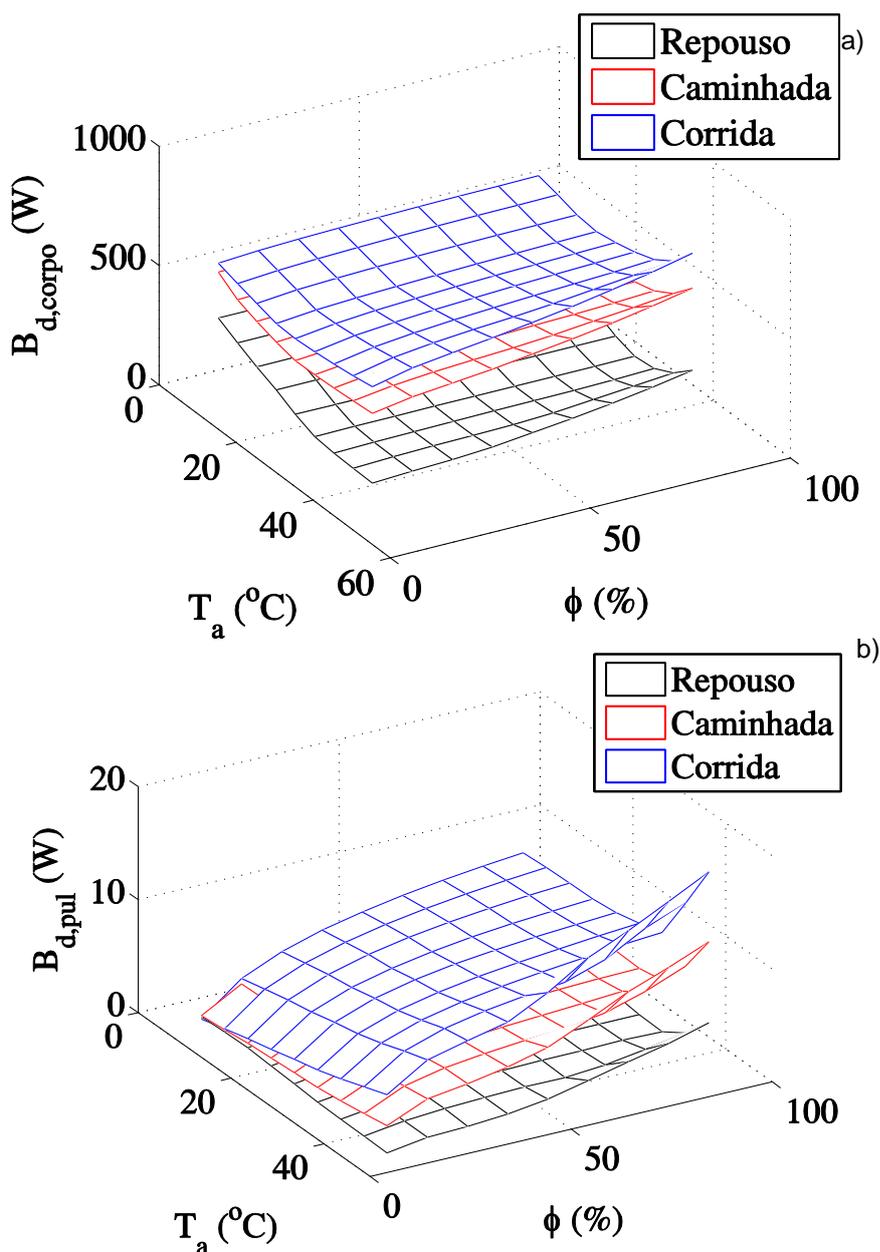


Figura 34: Taxa de exergia destruída do corpo ( $B_{d,corpo}$ ) e do pulmão ( $B_{d,pul}$ ) em função da temperatura, umidade relativa e atividade física.

A partir dos gráficos apresentados da Figura 34 é possível observar que, apesar de suas curvas terem formatos diferentes, os valores mínimos relativos de  $B_{d,corpo}$  e  $B_{d,pul}$  ocorrem às mesmas temperatura e umidade relativa. Nota-se a partir da Figura 34a que a variação da exergia destruída no corpo é mais expressiva entre o estado de repouso e caminhada do que entre caminhada e corrida. Tomando como referência a temperatura de  $20^{\circ}\text{C}$  e a umidade relativa de 50%, tem-se um aumento de 127,8% do primeiro para o segundo nível de exercício e de 23% do segundo para o terceiro.

No caso do sistema respiratório, o efeito da atividade física é mais evidente a altas temperaturas e umidades, conforme observado na Figura 34b.

De acordo com Prek (2006) e Simone et al. (2011), os valores mínimos da exergia destruída no corpo corresponderiam às combinações de parâmetros ambientais que indicam a condição mais próxima da sensação de conforto térmico. Para cada intensidade de exercício e valor de umidade relativa simulada, determinou-se a variação de  $B_{d,corpo}$  com a temperatura, conforme indicado na Figura 35. Tendo em vista que os valores de temperatura foram simulados em intervalos de 5°C, a partir dos dados de  $B_{d,corpo}$  é possível apenas determinar a faixa de temperatura onde seu valor mínimo está localizado, informação contida na Tabela 5. A fim de obter um valor aproximado da temperatura de conforto para cada umidade relativa e nível de exercício, realizou-se uma regressão polinomial para cada uma das curvas apresentadas na Figura 35. Os resultados das regressões são detalhados no Apêndice A. A partir das curvas obtidas, foi determinado o ponto de mínima exergia destruída e o valor estimado de temperatura referente a esse ponto, para cada umidade. As combinações de umidade relativa e temperatura que proporcionariam sensação mais próxima do conforto térmico para cada intensidade de atividade física, bem como o coeficiente de determinação das regressões, estão expressas na Tabela 5. Na Figura 35a, representativa do estado de repouso, observa-se que, para condições de baixas umidades relativas (de 10% a 30%) e altas temperaturas (acima de 30°C) não há influência da temperatura ambiente na exergia destruída no corpo. Para essas condições ambientais extremas, onde a mínima exergia destruída não ocorre a uma temperatura fixa e sim dentro de uma faixa de temperatura, pode-se dizer com base na literatura de conforto térmico (ASHRAE, 2005) que a sensação mais próxima de conforto térmico será proporcionada na temperatura mais inferior dentro deste intervalo. Entretanto, optou-se por utilizar nos gráficos e tabela desta seção os valores de temperatura obtidos através das regressões polinomiais.

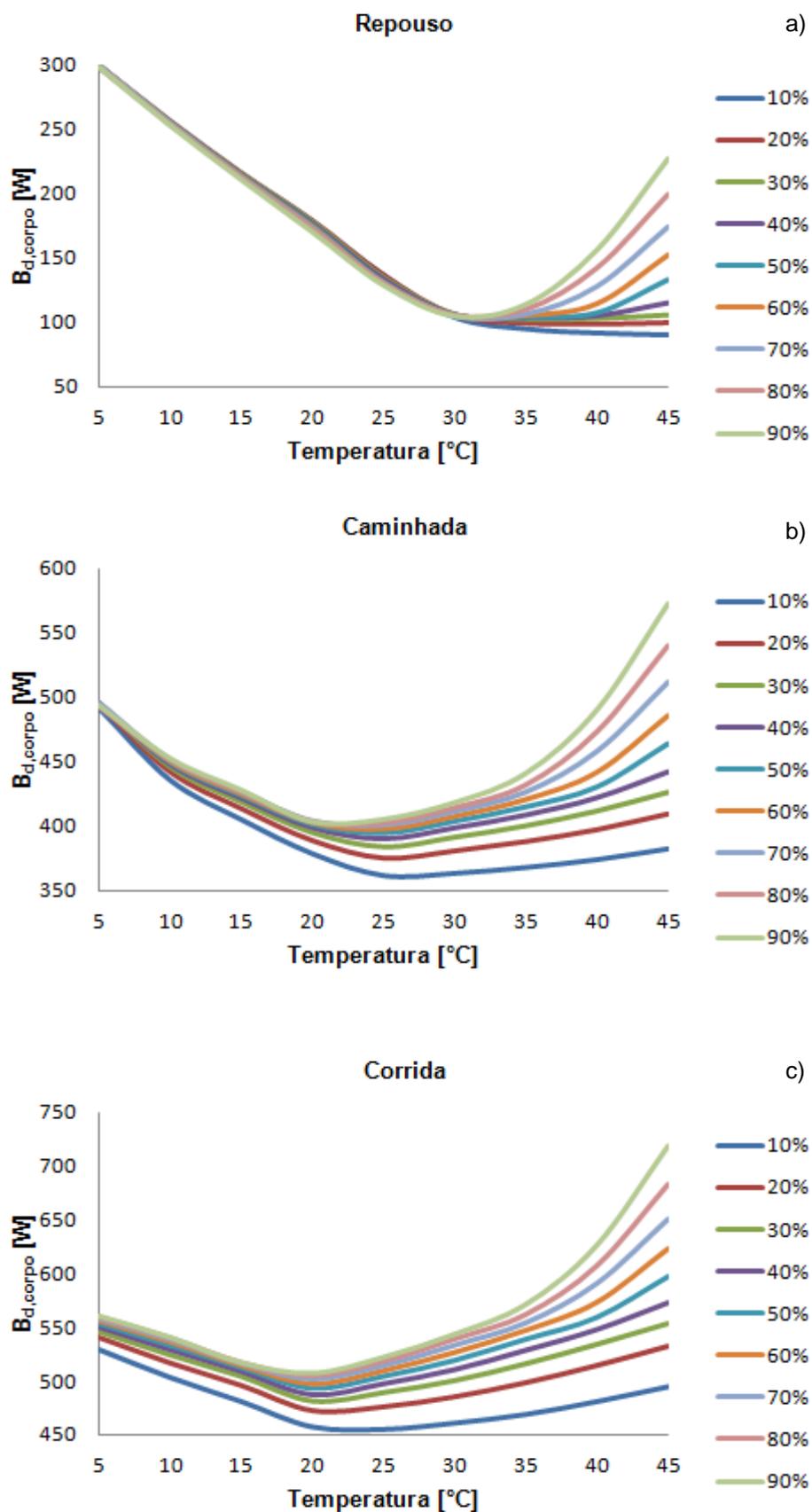


Figura 35: Exergia destruída no corpo ( $B_{d,corpo}$ ) em função da temperatura para cada umidade simulada nas condições de repouso (a), caminhada (b) e corrida (c).

Tabela 5: Detalhamento dos pontos onde a exergia destruída no corpo ( $B_{d,corpo}$ ) é mínima.

Ponto	Atividade	Umidade relativa [%]	Faixa de temperatura [°C]	Temperatura estimada [°C]	Coefic. de determinação $R^2$
1	Repouso	10	$T > 45$	45	0,9928
	Caminhada	10	$20 < T < 30$	31,5	0,9816
	Corrida	10	$20 < T < 30$	27,5	0,9718
2	Repouso	20	$35 < T < 45$	43,5	0,9917
	Caminhada	20	$20 < T < 30$	29	0,9763
	Corrida	20	$15 < T < 25$	25	0,9567
3	Repouso	30	$30 < T < 40$	42	0,9908
	Caminhada	30	$20 < T < 30$	29	0,9734
	Corrida	30	$15 < T < 25$	24	0,9484
4	Repouso	40	$30 < T < 40$	39	0,9892
	Caminhada	40	$20 < T < 30$	28	0,9777
	Corrida	40	$15 < T < 25$	23	0,958
5	Repouso	50	$30 < T < 40$	36,5	0,9833
	Caminhada	50	$20 < T < 30$	26,5	0,9887
	Corrida	50	$15 < T < 25$	23	0,9772
6	Repouso	60	$25 < T < 35$	34,5	0,9746
	Caminhada	60	$20 < T < 30$	25,5	0,9935
	Corrida	60	$15 < T < 25$	21	0,9862
7	Repouso	70	$25 < T < 35$	32,5	0,9633
	Caminhada	70	$20 < T < 30$	24,5	0,995
	Corrida	70	$15 < T < 25$	20,5	0,9904
8	Repouso	80	$25 < T < 35$	30,5	0,9476
	Caminhada	80	$20 < T < 30$	23,5	0,9892
	Corrida	80	$15 < T < 25$	20	0,9878
9	Repouso	90	$25 < T < 35$	29	0,9308
	Caminhada	90	$15 < T < 25$	22,5	0,984
	Corrida	90	$15 < T < 25$	20	0,9853

A Figura 36 indica a variação das temperaturas e umidades relativas onde ocorre a mínima destruição de exergia para cada intensidade de atividade física. Pode-se observar que, para uma mesma umidade relativa, quanto maior a intensidade do exercício, menor a temperatura de conforto. Além disso, nota-se que a influência da umidade relativa na temperatura de conforto é mais acentuada em repouso do que em atividade. Comparando os resultados obtidos com os apresentados por Gagge et al. (1969), nota-se que as temperaturas de conforto apresentadas na Tabela 5 e no gráfico 36 para a umidade relativa de 40% são superiores às apresentadas na referência. Enquanto, no presente trabalho, as temperaturas de conforto para repouso, caminhada e corrida são, respectivamente, 39°C, 28°C e 23°C, Gagge et

al. obtiveram, para condição de repouso e atividade, temperaturas de 32°C e 20°C. Essa discrepância pode ser explicada pelas diferenças entre o protocolo experimental e os parâmetros do modelo. No procedimento experimental, os indivíduos trajavam roupas leves e estavam sentados em uma bicicleta ergométrica, o que aumenta a resistência térmica entre o corpo e o ambiente, comparado ao modelo nu e em pé. Além disso, no experimento foram testadas apenas três temperaturas, o que reduz a acuidade dos resultados. Essas diferenças entre o experimento e a modelagem tornam os valores de temperaturas de conforto obtidas por meio do modelo superiores às aquelas obtidas por Gagge et al. (1969).

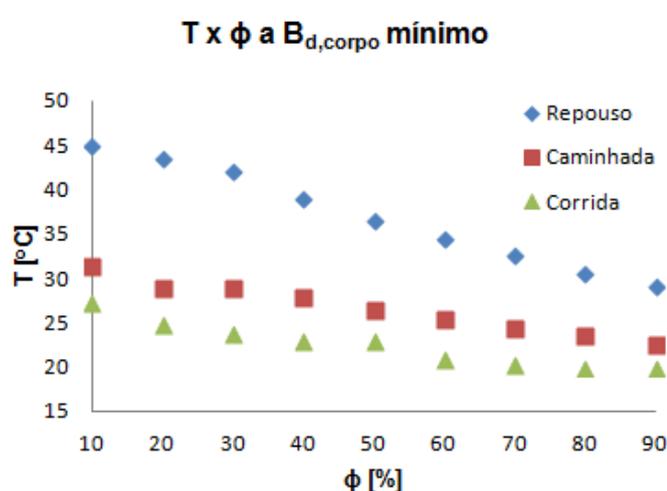


Figura 36: Relação entre temperatura e umidade relativa no ponto de mínima exergia destruída para diferentes níveis de atividade física.

O comportamento diferenciado observado na condição de repouso é esclarecido por meio da análise dos gráficos relativos às parcelas de taxas e fluxos de exergia devido ao metabolismo exergético ( $B_{M,corpo}$ ), respiração ( $B_{res}$ ), evaporação ( $B_{ev}$ ), convecção e radiação ( $B_{rc}$ ) em função do ponto de mínima exergia destruída. Na Figura 37 observa-se que todas as parcelas de exergia aumentam com o incremento da intensidade da atividade física. Outra informação que pode ser extraída da análise dos gráficos diz respeito à influência da atividade física na variação das parcelas de exergia. Nota-se que  $B_{res}$  varia mais durante atividade do que em repouso, ao passo que o oposto ocorre com  $B_{rc}$ . A variação de  $B_{res}$  está relacionada à atuação do sistema de controle da ventilação durante atividade física. Em repouso, com a redução do fluxo de exergia por evaporação e a invariabilidade do fluxo por

meio da respiração, o mecanismo de transferência dominante para a obtenção da condição de conforto térmico do corpo passa a ser radiação e convecção.

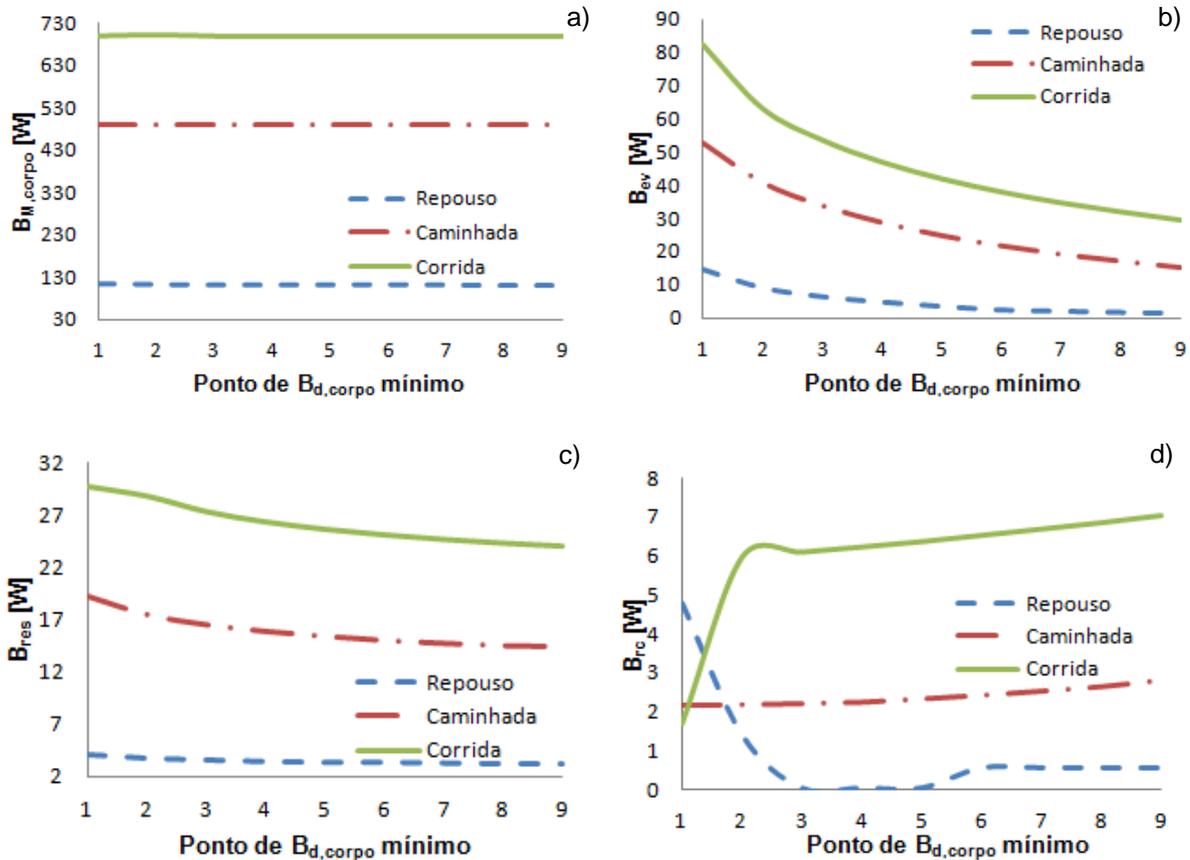


Figura 37: Variação das taxas de exergia em função do ponto de mínima exergia destruída.

Nas Figuras 38a e 38b, observa-se que a temperatura interna do corpo aumenta com o incremento da atividade física enquanto a temperatura da pele diminui, em consequência da ativação do mecanismo vasomotor. Nota-se também que a tendência de  $T_{in}$  e  $T_{sk}$  para a condição de repouso é diferente da observada em atividade. Ambas as temperaturas aumentam em atividade enquanto diminuem em repouso com a variação do ponto de conforto, detalhado Tabela 5. Essa redução em repouso é acompanhada de um aumento na parcela de troca de calor por convecção e radiação ( $Q_{rc}$ ), como indicado na Figura 38c. No primeiro ponto avaliado a umidade relativa é 10%, o que resulta em elevado fluxo de entalpia para o ambiente através da evaporação. Para proporcionar a condição de conforto em baixas umidades, até o ponto 3, equivalente à umidade relativa de 30% e temperatura de 42°C, o ambiente fornece calor para o corpo por radiação e convecção. Do ponto 5

em diante a situação se inverte, conforme o fluxo por evaporação é reduzido devido ao aumento da umidade. Como não é observada variação significativa do metabolismo, pode-se concluir que o mecanismo de controle atuante nesta condição é o vasomotor. Através da vasoconstrição, a vazão de sangue na pele é reduzida, levando à redução da temperatura da pele e consequente aumento de  $Q_{rc}$ , tendo em vista o pronunciado aumento da temperatura de conforto nessa condição. A dominância da radiação e convecção faz com que a temperatura externa na qual a condição de conforto ocorre varie mais em função da umidade em repouso do que em atividade, pois são mecanismos de interação com o ambiente diretamente relacionados às temperaturas. A análise de  $Q_{rc}$  torna-se necessária devido à sua faixa de valores, que torna a avaliação exclusiva da parcela  $B_{rc}$  pouco esclarecedora.

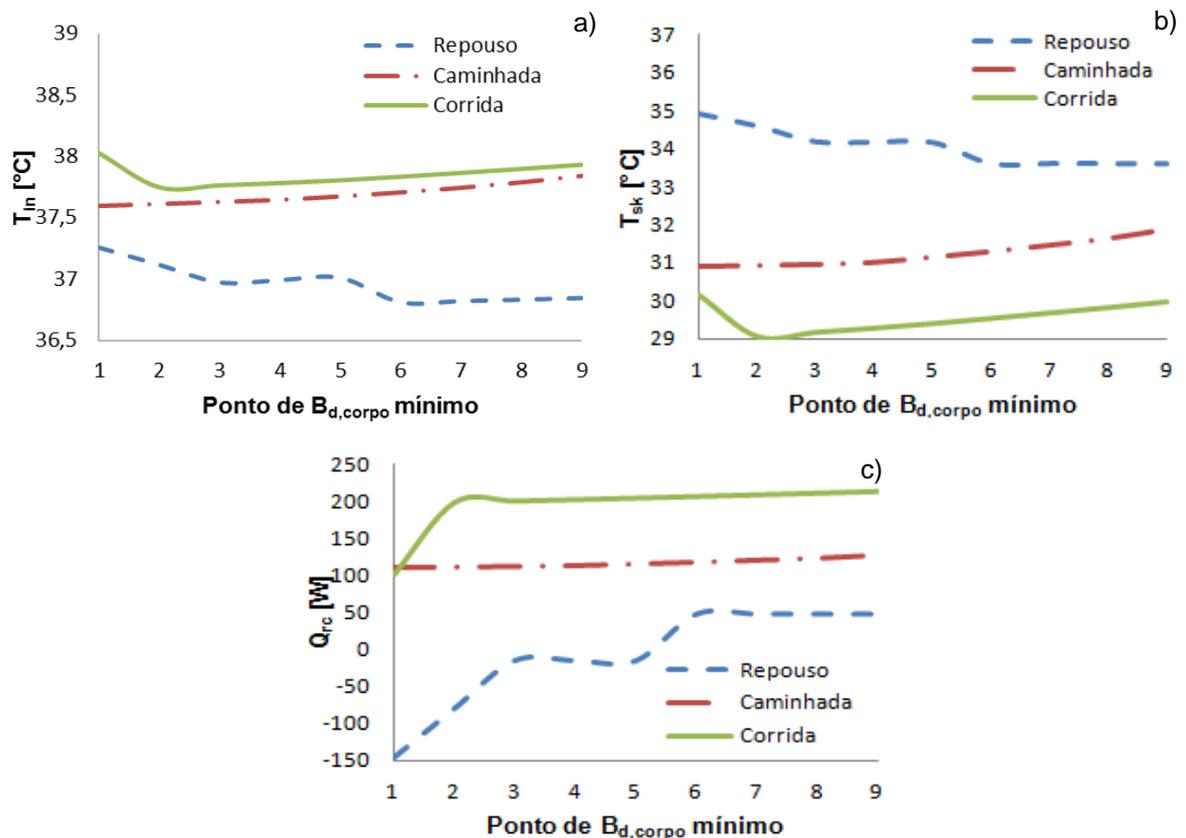


Figura 38: Temperaturas interna (a) e da pele (b) e taxa de transferência de calor por radiação e convecção para o ambiente (c) em função do ponto de mínima exergia destruída.

A fim de evidenciar a contribuição da exergia destruída no pulmão para a exergia total destruída no corpo, a relação entre  $B_{d,pul}$  e  $B_{d,corpo}$  é determinada e apresentada

na Figura 39. Uma informação importante que pode ser extraída do gráfico em questão é o aumento do impacto de  $B_{d,pul}$  sobre  $B_{d,corpo}$  com o incremento da intensidade da atividade física e da temperatura.

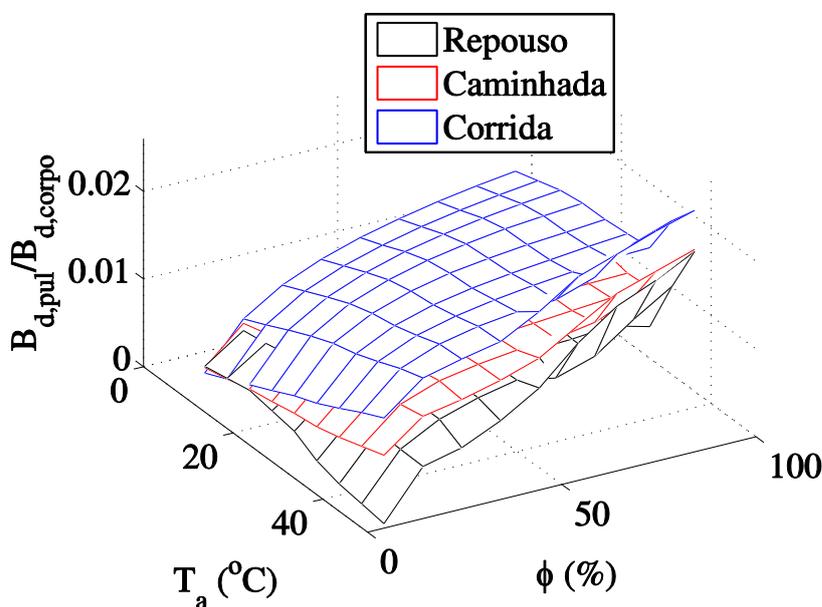


Figura 39: Razão entre  $B_{d,pul}$  e  $B_{d,corpo}$  em função da temperatura e da umidade relativa para diferentes níveis de atividade física.

Os resultados referentes às eficiências exergéticas são mostrados na Figura 40. Quanto às eficiências exergéticas, a condição ambiente onde a maior  $\eta_{pul}$  é obtida, não é a mesma que  $\eta_{corpo}$ . Conforme mostrado na Figura 40a, a eficiência do corpo aumenta de acordo com a intensidade do exercício, sendo 203,0% maior na caminhada que no repouso e 43,6% maior na corrida que na caminhada, para a temperatura de 20°C e umidade relativa de 50%. Em repouso, as maiores eficiências são obtidas a altas temperaturas e baixas umidades, o que difere das condições de caminhada e corrida. Com relação ao sistema respiratório, os resultados exibidos na Figura 40b indicam que quanto mais elevado o nível de atividade, menor a eficiência exergética, mas esse comportamento é evidente somente a altas temperaturas. Assumindo também umidade igual a 50%, para a temperatura de 20°C, há uma redução de 0,3% em  $\eta_{pul}$  do repouso para a caminhada e de 0,1% da caminhada para a corrida, ao passo que, à temperatura de 45°C esses valores são 5,1% e 2,0%. Esses resultados indicam uma forte influência da atividade física na eficiência

exergética do corpo, enquanto a eficiência exergética do sistema respiratório é mais afetada pelas condições ambientais.

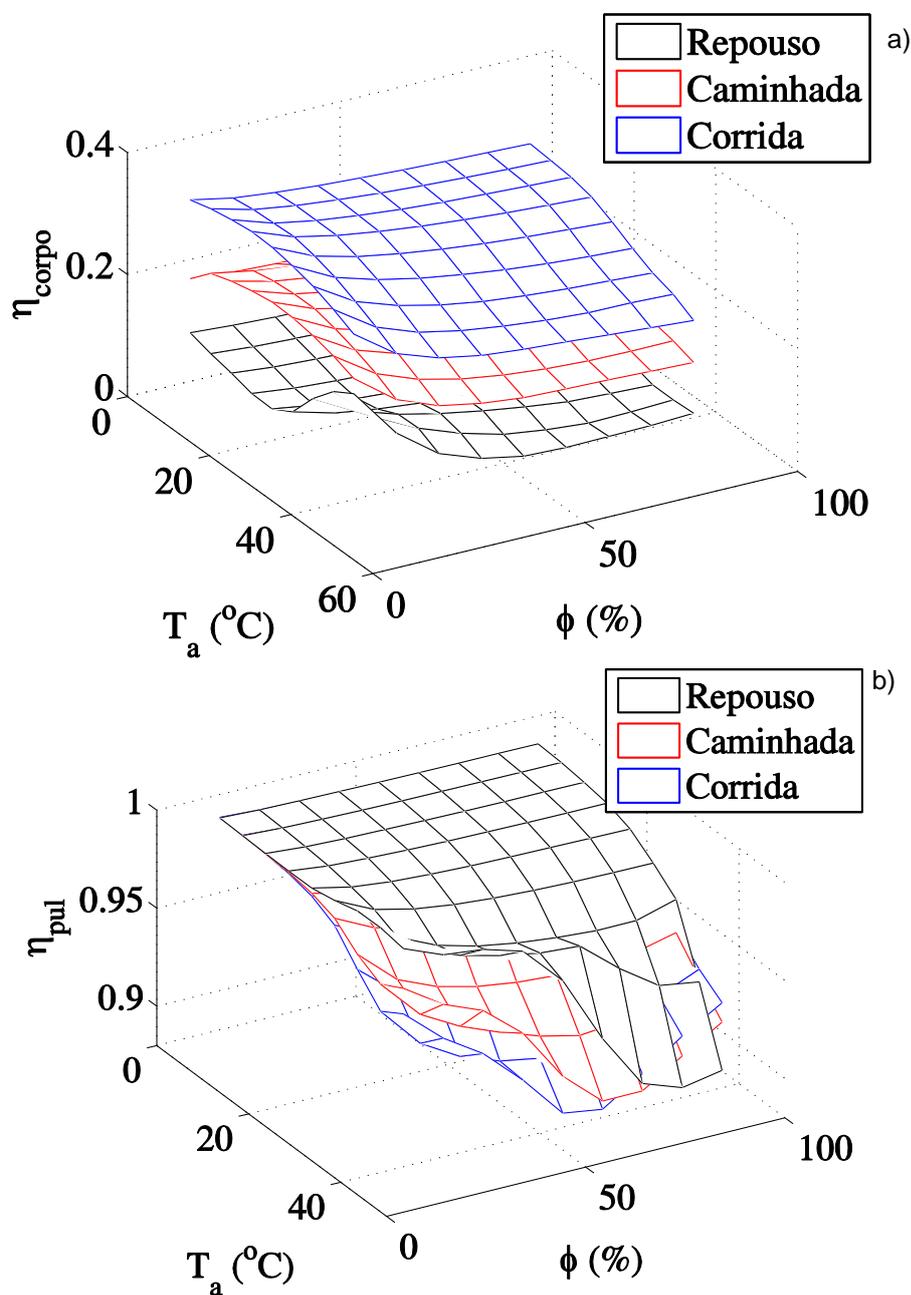


Figura 40: Eficiência exergética do corpo ( $\eta_{\text{corpo}}$ ) e do pulmão ( $\eta_{\text{pul}}$ ) em função da temperatura, umidade relativa e atividade física.

## 6. CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES

Primeiramente, as taxas de exergia destruída e a eficiência exérgica do corpo e do pulmão foram determinadas a diferentes altitudes, intensidades de atividade física e períodos de aclimação. A partir dos resultados obtidos, pode-se observar diferenças entre os padrões de comportamento do corpo e do pulmão com relação às variações da altitude e da atividade física. Tanto  $B_{d,corpo}$  quanto  $B_{d,pul}$  aumentam conforme o nível de exercício físico aumenta. Entretanto, com relação à altitude, a exergia destruída no corpo diminui com o seu aumento, ao passo que a exergia destruída no sistema respiratório aumenta. Com relação ao corpo em condição de repouso, observa-se um comportamento diferenciado a 4500 m de altitude, onde o valor da exergia destruída é superior ao esperado. Este comportamento está relacionado à redução do coeficiente de transferência de calor por convecção e consequente aumento da temperatura da pele e do fator de Carnot, que provoca o aumento da transferência de exergia associada a convecção e radiação e ativa o mecanismo de geração de calafrios, incrementando o metabolismo exérgico. Analisando as parcelas que compõem  $B_{d,pul}$ , nota-se que as componentes mais influenciadas pela variação da altitude são a potência de respiração e a diferença entre os fluxos de exergia do sangue venoso e arterial. Outro ponto relevante é a invariabilidade da exergia total associada à respiração com a variação da altitude. Além disso, observa-se também que quanto maiores a intensidade da atividade e a altitude, maior a contribuição de  $B_{d,pul}$  para  $B_{d,corpo}$ .

De forma coerente com os resultados relativos às taxas de exergia destruída, conforme a altitude é aumentada, a eficiência exérgica do corpo aumenta, enquanto a eficiência exérgica do pulmão diminui. Entretanto, devido ao aumento substancial do metabolismo exérgico do corpo com a atividade física,  $\eta_{corpo}$  segue o aumento da intensidade do exercício, apesar do aumento de  $B_{d,corpo}$ . Contudo,  $\eta_{pul}$  é afetada negativamente pelo aumento da intensidade da atividade física, em conformidade com o aumento da exergia destruída.

Com relação à aclimação, os maiores valores de eficiência exérgica, tanto do corpo quanto do pulmão, são obtidos após vinte dias de aclimação. Além disso,

tanto  $\eta_{corpo}$  como  $\eta_{pul}$  aumentam a baixas altitudes para o indivíduo aclimatado a 4500m.

Pode-se dizer que o desconforto durante a prática de atividades físicas a altas altitudes está associado ao sistema respiratório, uma vez que a eficiência exergética do corpo aumenta tanto com a altitude como com a intensidade do exercício, enquanto o contrário acontece com o pulmão, indicando que o desempenho exergético de outros órgãos e sistemas melhora sob essas mesmas condições.

Posteriormente, a análise exergética foi aplicada ao corpo e ao sistema respiratório para diferentes temperaturas, umidades relativas e também intensidades de atividade física. A partir dos dados obtidos, pode-se concluir que os pontos de mínimo relativos dos gráficos da exergia destruída do corpo e do pulmão ocorrem às mesmas condições ambientais. Com o aumento da atividade, nota-se, para uma mesma umidade relativa, uma redução da temperatura onde a exergia destruída é mínima. Observa-se também que o efeito da umidade nessa temperatura é mais evidente em repouso que em atividade, o que se deve à dominância dos mecanismos de transferência de calor por convecção e radiação em repouso conforme a umidade aumenta, ao passo que em atividade física a contribuição da respiração é mais expressiva. Comparando os resultados de conforto térmico do modelo com os da literatura, pode-se concluir que o cálculo da mínima exergia destruída no corpo consiste em uma boa ferramenta para avaliação de conforto em diferentes ambientes e níveis de atividade física, uma vez que há limitações na realização da avaliação subjetiva de conforto durante a prática de exercício.

Ao contrário do que acontece com  $B_{d,pul}$  e  $B_{d,corpo}$ , as eficiências exergéticas do pulmão e do corpo tem comportamentos notoriamente diferenciados. Com relação a  $\eta_{corpo}$ , em repouso, seus maiores valores são obtidos a altas temperaturas e baixas umidades, contrariamente ao que ocorre durante atividade física. Já  $\eta_{pul}$  não apresenta grandes variações com o nível de atividade física, sendo mais suscetível a variações das condições ambientais.

Portanto, a eficiência exergética do corpo é mais afetada pela intensidade do exercício, ao passo que a eficiência exergética do pulmão é mais influenciada por condições ambientais, o que pode indicar que o desempenho geral do corpo durante atividade física é mais influenciado por outros sistemas do que pelo respiratório.

Ademais, os resultados obtidos, tanto na primeira parte do trabalho quanto na segunda, indicam que há uma relação entre o comportamento exergético do corpo humano e a atuação de seus sistemas de regulação, o que torna a aplicação da análise exergética um instrumento para melhor compreender mecanismos fisiológicos cujo funcionamento ainda carece de esclarecimentos.

O modelo proposto para a análise exergética do sistema respiratório permite outras aplicações além das mostradas neste trabalho, como, por exemplo, o estudo da influência do tabagismo e da poluição ambiental no desempenho exergético desse sistema. Com relação ao cálculo dos fluxos e transferências de exergia, a exergia química associada à reação de ligação do oxigênio com a hemoglobina no sangue pode ser analisada e incorporada ao modelo. A relação entre a atuação dos sistemas de controle e a mínima exergia destruída também pode ser aplicada em estudos de conforto térmico para projetos de instalações nas quais sejam desenvolvidas atividades de diferentes intensidades, bem como na análise de alterações nos mecanismos de controle do sistema respiratório no caso de patologias como enfisema pulmonar.

## REFERÊNCIAS

ALBUQUERQUE NETO, C. **Um modelo do transporte de monóxido de carbono no sistema respiratório do corpo humano**. Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo. São Paulo, 2005.

ALBUQUERQUE NETO, C. **Modelo integrado dos sistemas térmico e respiratório do corpo humano**. Tese (Doutorado) - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo. São Paulo, 2010.

ALBUQUERQUE-NETO, C.; PELLEGRINI, L.F.; FERREIRA, M.S.; JR, S. de Oliveira; YANAGIHARA, J.I. Exergy Analysis of Human Respiration Under Physical Activity. **International Journal of Thermodynamics**, v. 13, n. 3, p. 105-109, 2010.

AOKI, I. Entropy balance of white-tailed deer during a winter night. **Bulletin of mathematical biology**, v. 49, n. 3, p. 321-327, 1987.

AOKI, I. Entropy flow and entropy production in the human body in basal conditions. **Journal of theoretical biology**, v. 141, n. 1, p. 11-21, 1989.

AOKI, I. Effects of exercise and chills on entropy production in human body. **Journal of theoretical biology**, v. 145, n. 3, p. 421-428, 1990.

AOKI, I. Entropy principle for human development, growth and aging. **Journal of theoretical biology**, v. 150, n. 2, p. 215-223, 1991.

ASCE: American Society of Civil Engineers. The ASCE Standardized reference evapotranspiration equation. In: **Final Report of Environmental and Water Resources Institute of The American Society of Civil Engineers**, 2005.

ASHRAE 55. **Thermal Environmental Conditions for Human Occupancy**, American Society of Heating, Refrigerating and Air Conditioning Engineers Inc. New York, 2004

ASHRAE, F. **Handbook of fundamentals**. [S.l.]: American Society of Heating, Refrigerating and Air Conditioning Engineers Inc. ASHRAE. Atlanta, 2005.

BALMER, R.T. Entropy and aging in biological systems. **Chemical Engineering Communications**, v. 17, n. 1, p. 171-181, 1982.

BATATO, M.; DERIAZ, O.; BOREL, L.; JEQUIER, E. Analyse exergétique, théorique et expérimentale, du corps humain. **Entropie**, v. 26, p. 120-130, 1990.

BÄRTSCH P., SALTIN B., General introduction to altitude adaptation and mountain sickness. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 18, n. 1, p. 1-10, 2008.

CANCERHELP UK, **What mesothelioma is**. Disponível em: <<http://cancerhelp.cancerresearchuk.org/type/mesothelioma/about/what-mesothelioma-is>>. Acesso em 29 nov. 2012.

CAVAGNA, G.A.; KANEKO, M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. **The Journal of physiology, Physiological Soc**, v. 268, n. 2, p. 467, 1977.

DE DEAR, R.; BRAGER, G.S. Developing an adaptive model of thermal comfort and preference. **ASHRAE Transactions**, v. 104, n. 1, p. 1-12, 1998.

FANGER, P.O. Calculation of thermal comfort: introduction of a basic comfort equation. **ASHRAE Transactions**, v. 73, n. 2, p. III.4.1-20, 1967.

FERREIRA, M. S. **Um modelo do sistema termorregulador do corpo humano: exposição a ambientes quentes**. Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo. São Paulo, 1997.

FERREIRA, M. S. **Um modelo do sistema térmico do corpo humano**. Tese (Doutorado) - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo. São Paulo, 2001.

FIALA, D.; LOMAS, K.J.; STOHRER, M. A computer model of human thermoregulation for a wide range of environmental conditions: the passive system. **Journal of Applied Physiology**, v. 87, p. 1957-72, 1999.

FRITTS H. W.; FILLER JR. J.; FISHMAN A. P.; COURNAD A.; The efficiency of ventilation during voluntary hyperpnea: studies in normal subjects and in dyspneic patients with either chronic pulmonary emphysema or obesity. **Journal of Clinical Investigation**, v. 38, n. 8, p. 1339-1348, 1959.

GAGGE, A.P.; STOLWIJK, J.A.J.; NISHI, Y. An Effective Temperature Scale Based on a Simple Model of Human Physiological Regularity Response. **Memoirs of the Faculty of Engineering, Hokkaido University**, v. 13, p. 21-36, 1972.

GAGGE, A.P.; STOLWIJK, J.A.J.; SALTIN, B. Comfort and thermal sensations and associated physiological responses during exercise at various ambient temperatures. **Environmental Research**, v. 2, p. 209-229, 1969.

GRISTELLI, J. O paradoxo do Homem-máquina: La Mettrie foi cartesiano? **Integração (USJT)**, v. 56, p. 81-90, 2009.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Textbook of medical physiology**. 11 ed. Philadelphia: Saunders, 2006.

HARDY, J.D.; DU BOIS, E.F. The Technic of Measuring Radiation and Convection: One Figure. **Journal of Nutrition**, v. 15, n. 5, p. 461, 1938.

MADY, C. E. K.; FERREIRA, M. S.; YANAGIHARA, J. I.; SALDIVA, P. H. N.; OLIVEIRA JUNIOR, S. Second law of thermodynamics and human body. **Engenharia Térmica (Thermal Engineering)**, v. 10, n. 01-02, p. 88-95, 2011.

MADY, C. E. K.; ALBUQUERQUE NETO, C.; FERNANDES, T. L.; HERNANDEZ, A. J.; SALDIVA, P. H. N.; YANAGIHARA, J. I.; OLIVEIRA-JUNIOR, S. Exergy based indicators for cardiopulmonary exercise test evaluation. In: **ECOS, 2012, Perugia. Proceedings of the 25th International Conference of Efficiency, Cost, Optimization, Simulation and Environmental Impact of Energy Systems**, 2012a.

MADY, C. E. K.; FERREIRA, M. S.; YANAGIHARA, J. I.; SALDIVA, P. H. N.; OLIVEIRA JUNIOR, S. Modeling the exergy behavior of human body. **Energy**, v. 4, n. 1, p. 546-553, 2012b.

MADY, C. E. K.; OLIVEIRA-JUNIOR, S. Human body exergy metabolism. In: **ECOS, 2012, Perugia. Proceedings of the 25th International Conference of Efficiency, Cost, Optimization, Simulation and Environmental Impact of Energy Systems, 2012.**

MOORE, L. G.; NIERMEYER, S.; ZAMUDIO, S. Human adaptation to high altitude: regional and life-cycle perspectives. **Yearbook of Physical Anthropology**. v. 41, p. 25-64, 1998.

MORAES, P.L.; **Sistema respiratório.** Disponível em: <<http://www.alunosonline.com.br/biologia/sistema-respiratorio.html>> acessado 29/11/2012>. Acesso em 29 nov. 2001.

MORAN, M.J.; SHAPIRO, H.N. **Fundamentals of Engineering Thermodynamics**. 5.ed. England: John Wiley & Sons, Inc, 2006.

MORTOLA, J. P.; **Mechanical aspects of breathing.** Disponível em: <<http://www.medicine.mcgill.ca/physio/resp-web/TEXT3.htm>>. Acesso em 30 ago. 2012.

OLIVEIRA, C. M. O homem-máquina: notas sobre o corpo na era da informação. In: **Segundo Congresso Internacional de Ciências do Esporte**. Pernambuco, 2007.

OLIVEIRA JR., S. **Exergy: production, cost and renewability**. London: Springer, 2013.

OTIS, A. B.; FENN, W. O.; RAHN, H. Mechanics of breathing in man. **Journal of Applied Physiology**, v. 2, p. 592-607, 1950.

PIDWIRNY, M.; BUDIKOVA, D.; VRANES, K. Atmospheric composition. In: **Encyclopedia of Earth**, 2010. Disponível em: <<http://www.eoearth.org/article/Atmospheric-composition>>. Acesso em: 6 Fev. 2013.

PREK, M. Thermodynamical analysis of human thermal comfort. **Energy**, v. 31, n. 5, p. 732-743, 2006.

PREK, M.; BUTALA, V. Principles of exergy analysis of human heat and mass exchange with the indoor environment. **International Journal of Heat and Mass Transfer**, v. 53, p. 5806-5814, 2010.

PRIGOGINE, I.; WIAME, J.M. Biologie et thermodynamique des phénomènes irréversibles. **Cellular and Molecular Life Sciences**, v. 2, n. 11, p. 451-453, 1946.

RAHMAN, A. A novel method for estimating the entropy generation rate in a human body. **Thermal Science**, v. 11, n. 1, p. 75-92, 2007.

SCHRÖDINGER, E. **What is life?: the physical aspect of the living cell; with, Mind and matter; & Autobiographical sketches**. Cambridge: Cambridge University Press, 1944.

SILVA, C.; ANNAMALAI, K. Entropy generation and human aging: lifespan entropy and effect of physical activity level. **Entropy**, v. 10, n. 2, p. 100-123, 2008.

SILVA, C.; ANNAMALAI, K. Entropy generation and human aging: lifespan entropy and effect of diet composition and caloric restriction diets. **Journal of Thermodynamics**, v. 2009, p. 1-10, 2009.

SIMONE, A.; KOLARIK, J.; IWAMATSU, T.; ASADA, H.; DOVJAK, M.; SCHELLEN, L.; SHUKUYA, M.; OLESEN, B.W. A relation between calculated human body exergy consumption rate and subjectively assessed thermal sensation. **Energy and Buildings**, v. 43, n. 1, p. 1-9, 2011.

SNYDER, G. K., Blood corpuscles and blood hemoglobins: a possible example of coevolution. **Science**. v. 195, n. 4276, p. 412-413. 1977.

SOUZA, M. H.; ELIAS, D. O. **Fundamentos de Circulação Extracorpórea**. 2 ed. Rio de Janeiro: Centro Editorial Alfa Rio, 2006.

SZARGUT, J. Exergy Analysis. **Research in Progress Thermodynamics**, v. 7, n. 3, p. 31-33, 2005.

SZARGUT, J.; MORRIS, D.R.; STEWARD, F.R. **Energy analysis of thermal, chemical, and metallurgical processes**. Nova York: Hemisphere Publishing Corporation, 1988.

WEST, J.B.; SCHOENE, R.B.; MILLEDGE, J.S. **High altitude medicine and physiology**. 4 ed. Londres: Hodder Arnold, 2007.

WISSLER, E.H. Steady-state temperature distribution in man. **Journal of Applied Physiology**. v.16, n. 4, p. 734, 1961.

WISSLER, E.H. Mathematical simulation of human thermal behavior using whole body models. **Heat transfer in medicine and biology. Analysis and applications**, v. 1, p. 325-74, 1985.

ZOTIN, A.I.; ZOTINA, R.S. Thermodynamic aspects of developmental biology. **Journal of Theoretical Biology**, v. 17, n. 1, p. 57-75, 1967.

## APÊNDICE A – Regressões polinomiais

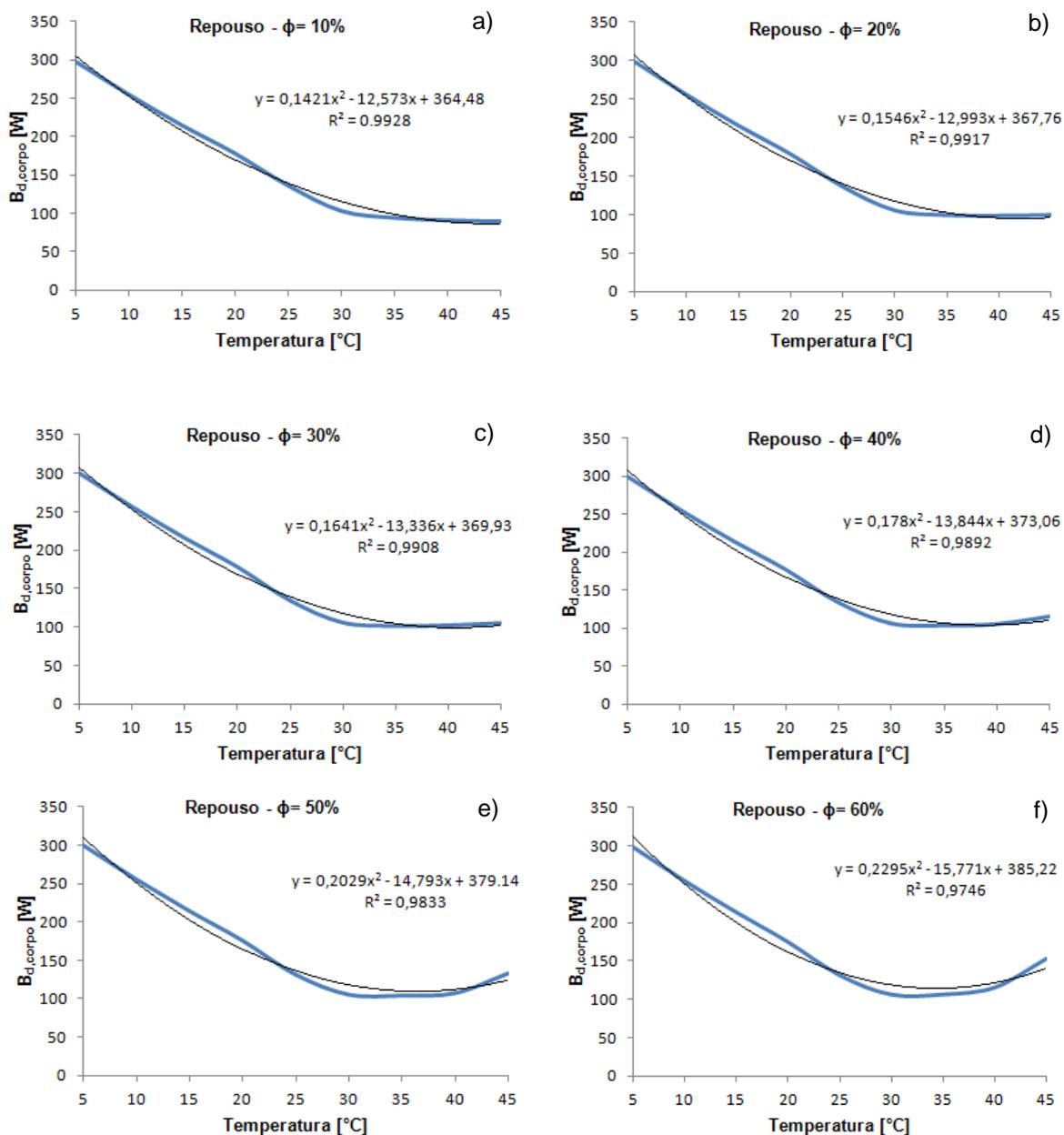


Figura A.1 – Regressões polinomiais da exergia destruída pelo corpo ( $B_{d,corpo}$ ) em função da temperatura para a condição de repouso e umidades de 10% a 60%.

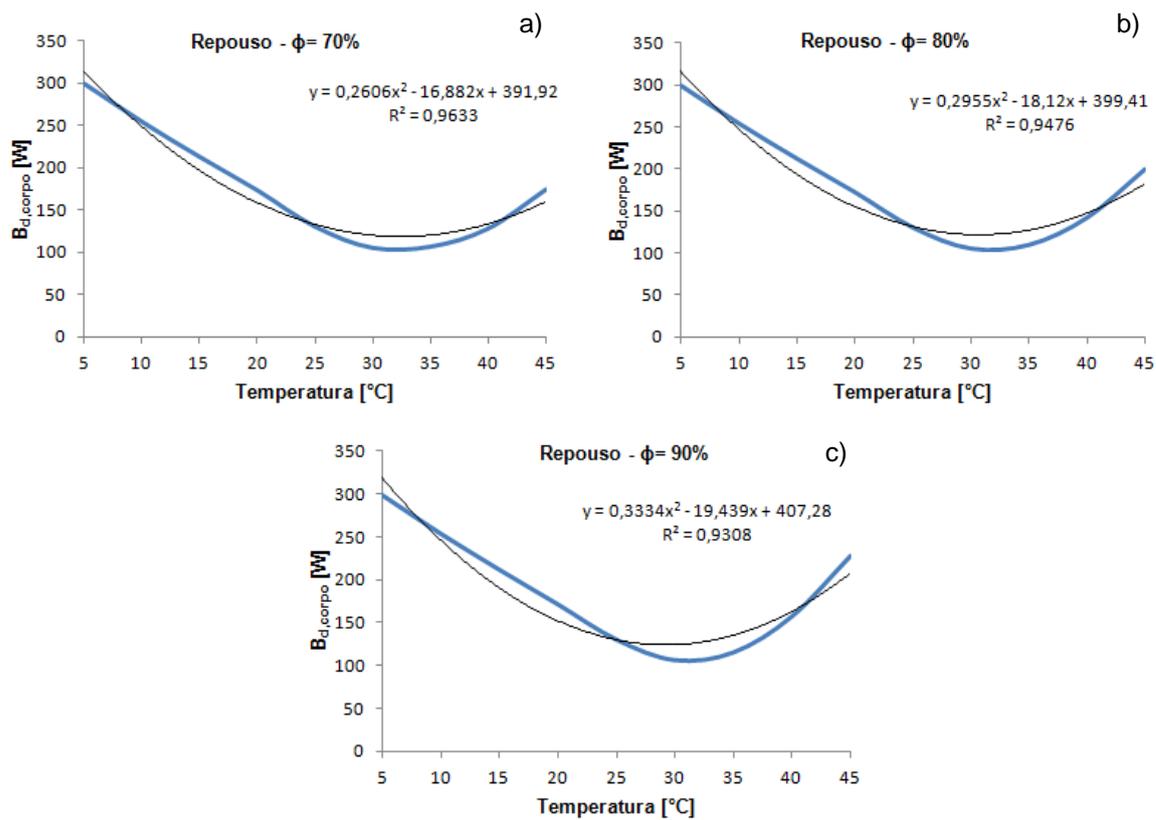


Figura A.2 – Regressões polinomiais da exergia destruída pelo corpo ( $B_{d,corpo}$ ) em função da temperatura para a condição de repouso e umidades de 70% a 90%.

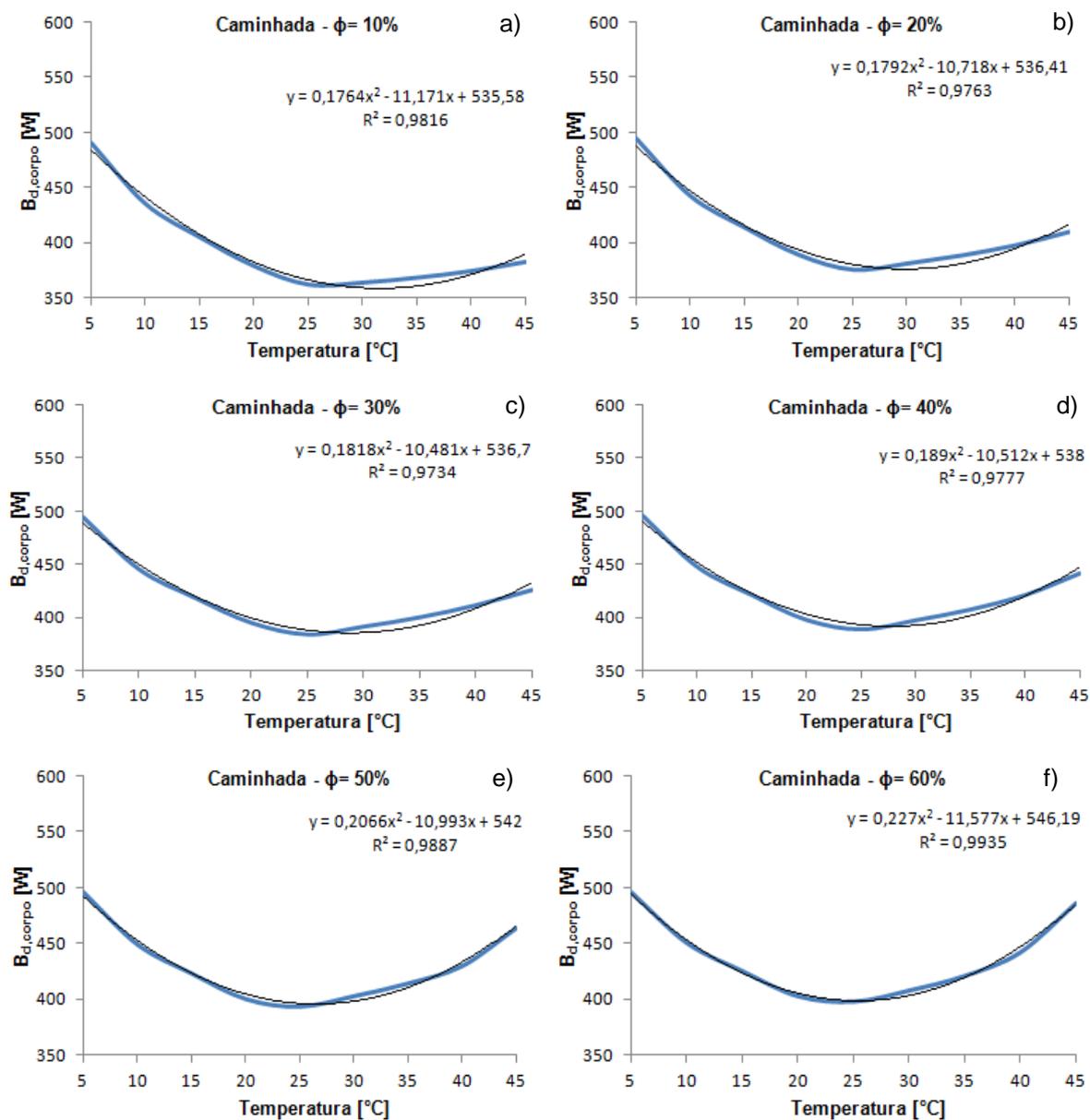


Figura A.3 – Regressões polinomiais da exergia destruída pelo corpo ( $B_{d,corpo}$ ) em função da temperatura para a condição de caminhada e umidades de 10% a 60%.

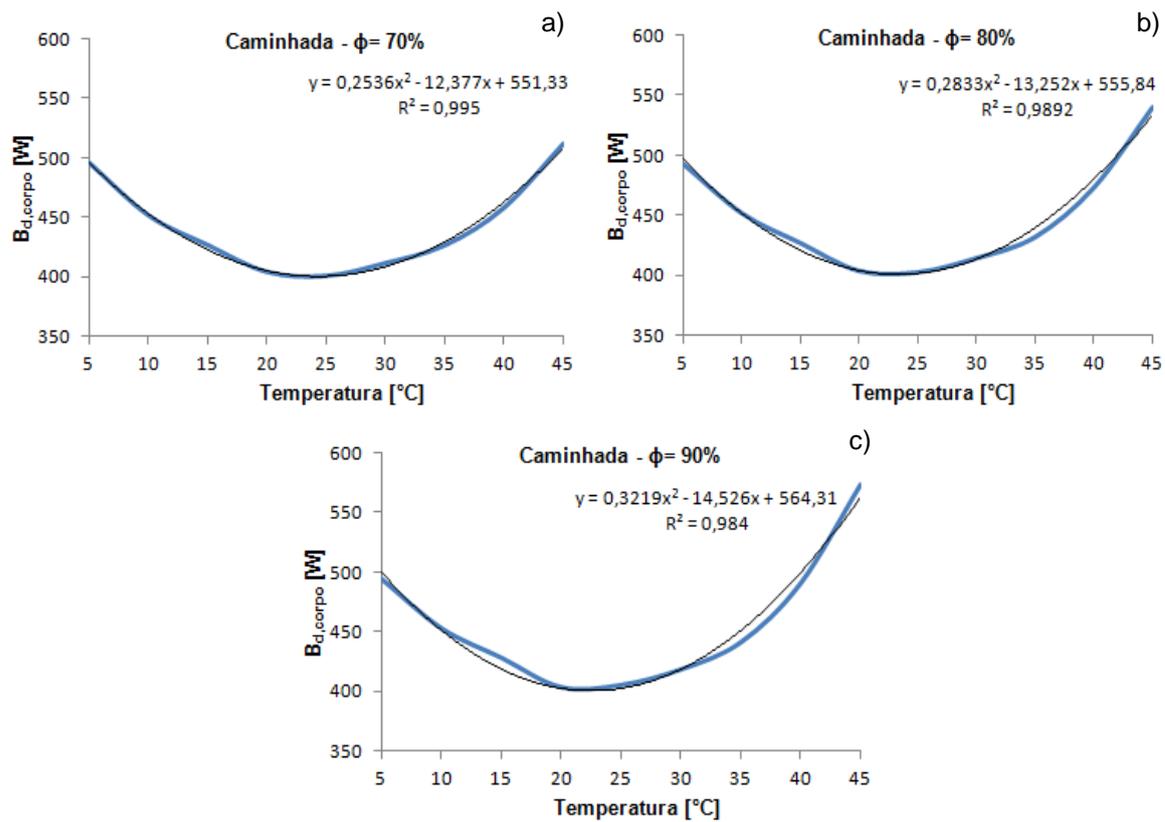


Figura A.4 – Regressões polinomiais da exergia destruída pelo corpo ( $B_{d,corpo}$ ) em função da temperatura para a condição de caminhada e umidades de 70% a 90%.

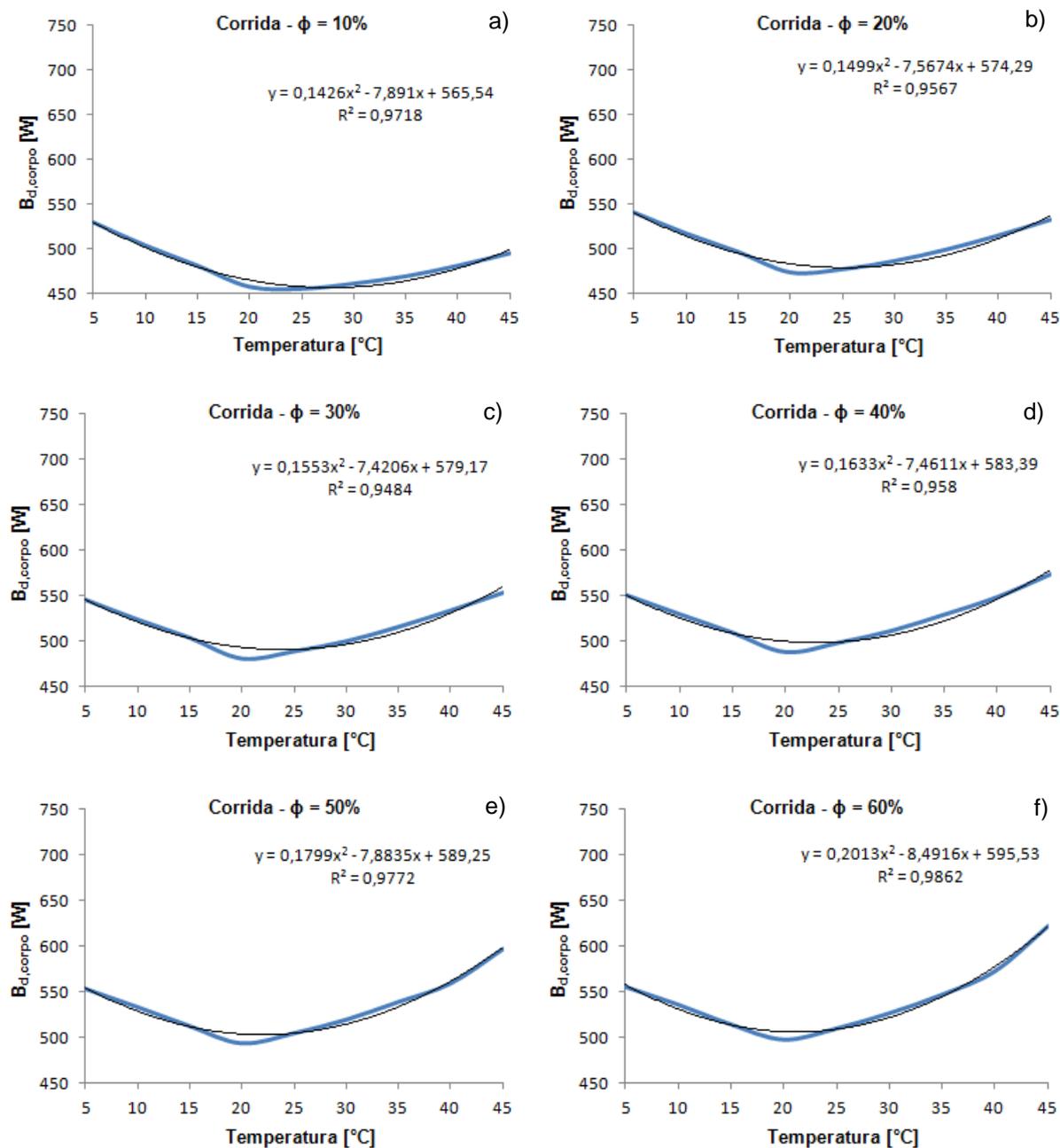


Figura A.5 – Regressões polinomiais da exergia destruída pelo corpo ( $B_{d,corpo}$ ) em função da temperatura para a condição de corrida e umidades de 10% a 60%.

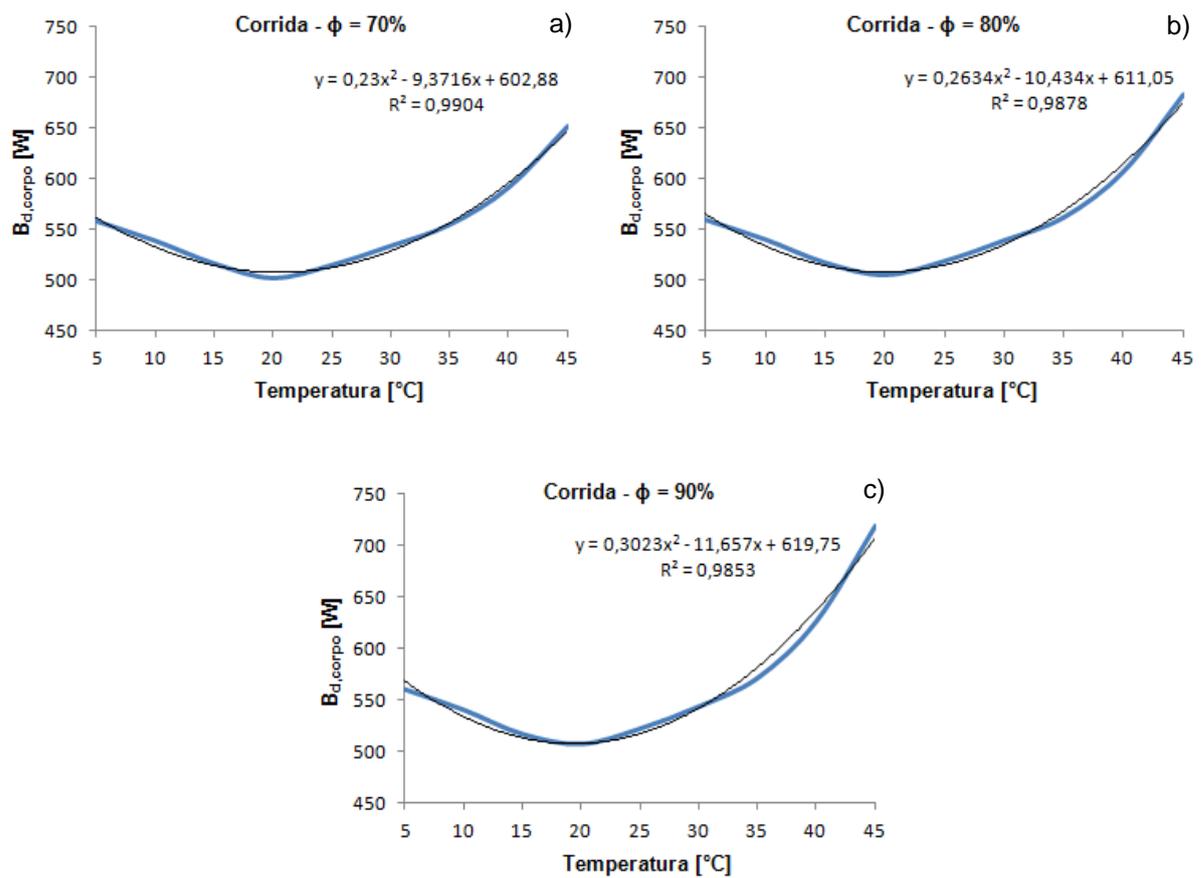


Figura A.6 – Regressões polinomiais da exergia destruída pelo corpo ( $B_{d,corpo}$ ) em função da temperatura para a condição de corrida e umidades de 70% a 90%.