

Artigo Original

Recebido em 17/12/97 e aceito em 15/08/99

**Um modelo do sistema
termorregulador do corpo
humano: exposição a
ambientes quentes**

*A thermoregulatory model
of the human body: exposure
to hot environment*

M.S. Ferreira

Aluno de Doutorado
Departamento de Engenharia Mecânica
Escola Politécnica da Universidade de São Paulo
São Paulo - SP

J.I. Yanagihara

Professor Associado
Departamento de Engenharia Mecânica
Escola Politécnica da Universidade de São Paulo
Av. Prof. Mello Moraes, 2231
Cep.: 05508-900, São Paulo -SP
E-mail: jiy@usp.br

Resumo

Desenvolveu-se um modelo matemático em regime transitório do sistema de transferência de calor do corpo humano. O modelo é baseado em um único cilindro, representando o corpo, formado por camadas anulares concêntricas: núcleo, músculo, gordura e pele. O modelo inclui geração de calor devido ao metabolismo, condução de calor nos tecidos, transferência de calor devido ao fluxo de sangue, convecção e evaporação na superfície, e perda de calor no trato respiratório. O sistema de controle possui duas entradas: as temperaturas médias da pele e do núcleo. As variáveis de saída são o fluxo de sangue para a pele (resposta vasomotriz) e o fluxo de suor (resposta "sudomotriz"). O modelo é capaz de calcular o perfil de temperatura do organismo para a condição de neutralidade térmica fisiológica. Esse perfil é usado como condição inicial da simulação transitória. O modelo pode ser usado na simulação da resposta do corpo humano a um súbito aumento na temperatura ambiente além de seu valor inicial ou então, a uma repentina exposição à radiação solar. Os resultados foram comparados com dados experimentais presentes na literatura revelando boa concordância. O modelo permite prever a resposta do corpo humano a exposição a ambientes quentes, mas é suficientemente flexível para ser modificado de modo a simular também a resposta a ambientes frios.

Palavras-chave: Regulação da Temperatura Corporal, Modelo Matemático, Conforto Térmico.

Abstract

A transient mathematical model for the human heat transfer system has been developed. It is based on a single cylinder, representing the body, with four concentric annular layers: core, muscle, fat and skin. It includes metabolic heat generation, conduction of heat in tissue, convection of heat by flowing blood, heat transfer by radiation, convection and evaporation at the surface and loss of heat through the respiratory tract. The control system has two inputs: the mean temperatures from the skin and core. The output variables are the skin blood flow (vasomotor response) and the sweat rate (sudomotor response). The model can only predict the human body response to hot environment, it is flexible enough to be modified enabling its use in a cold environment. The model is capable of predicting a thermally neutral body temperature profile that is used as initial condition for the transient simulation. It can be used to simulate the body's response to a rise in the ambient temperature beyond the initial value or to a sudden exposure to solar radiation. The relative humidity and the air velocity can be modified. The results were compared to data in the literature and showed good agreement.

Keywords: Temperature Regulation, Thermoregulation, Mathematical Model, Thermal Comfort.

Nomenclatura

A = área superficial do corpo
 $C_{p_{ar}}$ = calor específico do ar seco a pressão constante
 C_{p_i} = calor específico da camada i
 C_{p_s} = calor específico do sangue
 f = razão entre a área efetiva radiante e a área externa do corpo
 h_c = coeficiente de película
 h_e = coeficiente de transferência de calor por evaporação
 h_{lv} = entalpia de vaporização da água
 k_i = condutividade térmica da camada i
 $K_{n,1}$ = 197 W / (m².°C)
 $K_{p,2}$ = 23 W / (m².°C)
 K_p = ganho do controlador [m³_{sangue} / (kg_{tecido}.s.°C)]
 L = altura do cilindro
 M'' = calor produzido pelo metabolismo por unidade de área
 pg = porcentagem de gordura corporal
 p_p = pressão de saturação do vapor de água na pele
 p_{∞} = pressão parcial do vapor de água no ar
 q_c = calor transferido por convecção
 q_{dif} = calor perdido por evaporação devido à difusão de água através da pele
 q_e = calor perdido por evaporação
 q_i''' = metabolismo específico da camada i
 q_{max} = máximo calor perdido por evaporação
 q_r = calor transferido por radiação ou por condução com o elemento adjacente interno
 q_{r+dr} = calor transferido por condução com o elemento adjacente externo
 q_{resp}^T = calor perdido na respiração devido ao aumento da temperatura do ar
 q_{resp}^{ω} = calor perdido na respiração devido à evaporação
 q_{suor} = calor perdido pela evaporação do suor
 r_{ext_i} = raio externo da camada i
 r_{int_i} = raio interno da camada i
 T_{∞} = temperatura ambiente
 T_{exp} = temperatura do ar expirado
 T_i = temperatura na camada i
 \bar{T}_n = temperatura média do núcleo
 $\bar{T}_{n,o}$ = temperatura média de referência do núcleo
 T_p = temperatura da superfície da pele
 \bar{T}_p = temperatura média da pele
 $\bar{T}_{p,o}$ = temperatura média de referência da pele
 T_{re} = temperatura retal
 T_{RM} = temperatura radiante média
 T_s = temperatura do sangue arterial
 v = velocidade do ar

V_{pul} = ventilação pulmonar [kg / s]
 V_s = volume total de sangue
 w_{dif} = fração de superfície molhada devido à difusão de água através da pele
 w_i = vazão de sangue na camada i [m³ / (kg_{tecido}.s)]
 w_p = vazão de sangue para a pele [ml / (100g.min)]
 $w_{p,o}$ = vazão de sangue basal para pele [ml/(100g.min)]
 w_{suor} = fração de superfície molhada pelo suor
 ε_p = emissividade da pele
 ρ_i = massa específica da camada i
 ρ_s = massa específica do sangue
 σ = constante de Stefan-Boltzmann
 ϕ = umidade relativa do ar
 ω_{exp} = umidade absoluta do ar expirado
 ω_i = umidade absoluta do ar inspirado

Introdução

O corpo humano possui a capacidade de funcionar sob diversas condições ambientais graças ao seu mecanismo de regulação da temperatura corporal. Esse mecanismo ou, simplesmente, sistema termorregulador, tem sido objeto de vários estudos. Devido à sua complexidade algumas simplificações são necessárias ao desenvolvimento de um modelo matemático. A razão de se desenvolver tais modelos quantitativos nasce da necessidade de simulação do comportamento do sistema termorregulador sob certas situações, bem como para melhor entender a resposta do organismo à exposição a ambientes extremamente frios ou quentes. Alguns trabalhos, como por exemplo de Tikuisis et alii (1988), são voltados exclusivamente à previsão da resposta do corpo humano à exposição a baixas temperaturas além dos limites permissíveis. Um modelo semelhante, voltado à análise da resposta do organismo ao calor extremo não existe, mas poderia ser desenvolvido, sendo aplicável às regiões tropicais. Os modelos matemáticos são úteis em muitas outras situações. A redução da temperatura corporal bem abaixo dos níveis normais (hipotermia) é de fundamental importância em muitas cirurgias cardíacas e neurológicas, preservando tecidos que terão seu fluxo sanguíneo muito reduzido para que a cirurgia possa ser realizada. A introdução da hipotermia pode ser conseguida através da imersão em água fria ou resfriamento do sangue em um trocador de calor. O modelo térmico do corpo humano pode ser extremamente útil na determinação das características desse trocador de calor. A aplicação mais familiar ao engenheiro que lida com condicionamento de ar é a utilização de um modelo do sistema termor-

regulador humano para determinação de condições de conforto térmico. Os modelos atualmente disponíveis e utilizados permitem avaliar apenas condições globais de conforto térmico, entre eles: Fanger (1967) e Gagge et alii (1971). Modelos mais complexos que dividam o corpo humano em vários compartimentos permitem a avaliação de condições de conforto térmico nas várias regiões do corpo.

A maior parte dos trabalhos encontrados na literatura são voltados exclusivamente à aplicação em baixas temperaturas. O presente trabalho visa preencher esta lacuna, apresentando um modelo que permite a simulação das respostas do organismo à exposição a condições climáticas tropicais: altas temperaturas associadas à elevada umidade do ar. Além disso, o modelo permite simular as reações do corpo humano à exposição à radiação solar, fato inédito na literatura. Os principais objetivos do modelo são: melhor compreensão do processo de termorregulação, bem como o estabelecimento da influência relativa de alguns parâmetros ou propriedades sobre o resultado final do modelo.

Modelo do Corpo Humano

O corpo humano foi modelado por um único cilindro, composto por quatro camadas anulares e concêntricas, cada uma representando um diferente tipo de tecido: núcleo, músculo, gordura e pele, como ilustrado na Figura 1.

Cada camada apresenta geração uniforme de calor, devido às reações metabólicas, fluxo de sangue uniformemente distribuído e é considerada homogênea e isotrópica. O núcleo inclui o esqueleto, todos os órgãos e o tecido conjuntivo. Foi necessário determinar propriedades térmicas e fluxo de sangue médios para o núcleo. A massa e a dimensão de cada camada foram calculadas a partir do modelo anatômico usado em Werner e Buse (1988). Os dados globais do modelo anatômico disponível são: altura 1,76 m, massa 67 kg,

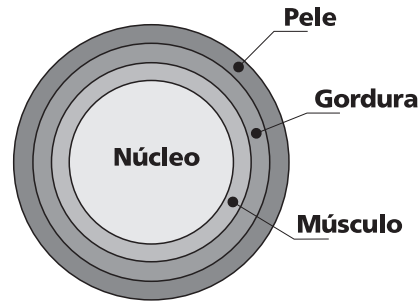


Figura 1. Modelo geométrico do corpo humano

superfície 1,8 m². A massa total de sangue, função da massa corporal, foi obtida a partir de Guyton (1992).

As propriedades térmicas, o metabolismo basal e o fluxo de sangue basal dos tecidos foram retirados de Werner e Buse (1988). Como discutido pelos referidos autores, todos os dados apresentam elevadas incertezas, devido aos seguintes fatores: distribuição espacial dentro de um órgão, instrumentos de medição inadequados, dificuldade de acesso aos vários órgãos e diferenças individuais. Alguns dados foram estimados até mesmo a partir de experimentos com animais.

O raio externo (r_e), massa (m), volume (V), condutividade térmica (k), calor específico (c_p), vazão de sangue basal (w) e metabolismo basal (q''') nas camadas estão apresentados na Tabela 1.

Sistema passivo

O modelo troca calor com o ambiente através dos seguintes mecanismos de transporte: convecção, radiação, evaporação de água na superfície da pele na ausência de suor (difusão passiva de água através da epiderme); respiração e evaporação do suor. O calor transferido por convecção (q_c) é proporcional à diferença entre a temperatura da pele (T_p) e a temperatura ambiente (T_∞):

$$q_c = h_c \cdot A \cdot (T_p - T_\infty) \quad (1)$$

Tabela 1. Massa, dimensão e propriedades de cada uma das camadas

camada	r_e m	m g	V 10^{-6} m^3	k W/m.°C	c_p J/kg.°C	w ml / (100g.min)	q''' W / m ³
pele	0,1054	3246	3287	0,47	3680	2,20	368
gordura	0,1026	8508	10153	0,21	2300	0,55	368
músculo	0,0932	27360	27688	0,51	3800	3,30	684
núcleo	0,0607	20780	20426	0,50	2679	24,5	2653
sangue	—	5825	5500	0,47	3850	—	—

onde: h_c = coeficiente de película, A = área superficial do corpo.

No caso do fluxo de ar ser perpendicular ao eixo principal do corpo (como no caso de um indivíduo em pé) o coeficiente de película, dependente da velocidade do ar (v), pode ser calculado através da correlação apresentada em Colin e Houdas (1967):

$$h_c = 2,7 + 6,5 \cdot v^{0,67} \quad (2)$$

Considerando-se o caso de uma grande superfície isotérmica que envolva completamente o corpo humano, assumindo-se que este se comporta como uma superfície cinzenta de emissividade 0,95, o calor transferido por radiação (q_r) pode ser calculado pela lei de Stefan-Boltzmann:

$$q_r = \varepsilon_p \cdot \sigma \cdot f \cdot A \cdot (T_p^4 - T_\infty^4) \quad (3)$$

onde: ε_p = emissividade da pele, σ = constante de Stefan-Boltzmann, f = razão entre a área efetiva radiante e a área externa do corpo

Por simplicidade o valor da temperatura do ar ao longe (T_∞) e a temperatura radiante média (T_{RM}) foram assumidas iguais.

O calor perdido por evaporação é dividido em duas partes: uma devida à difusão de água através da pele (q_{dif}) e a outra devida à evaporação do suor necessário para manutenção da temperatura corporal (q_{suor}). A primeira parcela é proporcional ao máximo calor perdido por evaporação (q_{max}):

$$q_{max} = h_e \cdot A \cdot (p_p - p_\infty) \quad (4)$$

onde: h_e = coeficiente de transferência de calor por evaporação [$W / (Pa \cdot m^2)$], p_p = pressão de saturação

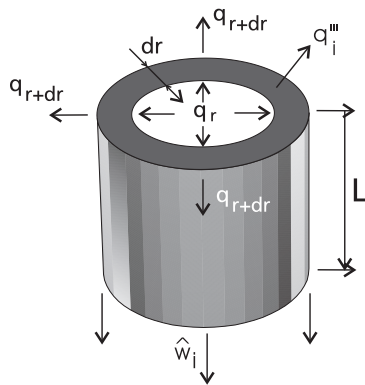


Figura 2. Volume de controle infinitesimal em coordenadas cilíndricas.

do vapor de água na pele [Pa], p_∞ = pressão parcial do vapor de água no ar [Pa]

O coeficiente de transferência de calor por evaporação pode ser calculado utilizando-se a analogia entre transferência de calor e massa (para revisão consulte Yang, 1989):

$$h_e = 0,0446 + 0,107 \cdot v^{0,67} \quad (5)$$

A exposição a ambientes quentes faz com que se inicie a secreção de suor formando um filme sobre a superfície do corpo. A proporção de área superficial sujeita a difusão de água através da pele diminui a medida que a sudorese aumenta. Os dois fenômenos, sudorese e difusão, não ocorrem simultaneamente na mesma região da pele. A fração de área superficial que deve estar molhada por suor (w_{suor}) é igual a: q_{suor} / q_{max} . Quando a superfície está totalmente molhada $w_{suor} = 1$. Quando $w_{suor} = 0$ só há difusão, sendo que $w_{dif} = 0,06$. Essa situação pode ser expressa matematicamente por:

$$q_e = (0,06 + 0,94 \cdot w_{suor}) \cdot q_{max} \quad (6)$$

A respiração é acompanhada por uma perda de calor devido ao aumento da umidade e temperatura do ar expirado em relação ao inspirado. A parcela devida à umidade pode ser calculada por:

$$q_{resp}^\omega = V_{pul} \cdot (\omega_{exp} - \omega_\infty) \cdot h_{lv} \quad (7)$$

onde: q_{resp}^ω = calor perdido na respiração devido à evaporação V_{pul} = ventilação pulmonar [kg / s], ω_{exp} = umidade absoluta do ar expirado, ω_∞ = umidade absoluta do ar inspirado, h_{lv} = entalpia de vaporização da água, no caso à 35 °C

Sob condições normais, de acordo com Fanger (1967), a ventilação pulmonar é função apenas do metabolismo. O calor perdido pela respiração devido à diferença de temperatura entre o ar expirado e o inspirado é dado por:

$$q_{resp}^T = V_{pul} \cdot c_{p,ar} \cdot (T_{exp} - T_\infty) \quad (8)$$

onde: q_{resp}^T = calor perdido na respiração devido ao aumento da temperatura do ar, $c_{p,ar}$ = calor específico do ar seco a pressão constante [1007 J / (kg.°C)], T_{exp} = temperatura do ar expirado, T_∞ = temperatura do ar inspirado

A diferença de umidade ou temperatura entre o ar expirado e o inspirado nas Equações (7) e (8), respectivamente, podem ser calculadas mediante o

uso de equações fornecidas em McCutchan e Taylor (1951).

Considere o volume de controle apresentado na Figura 2, que a princípio pode ser constituído pelo material de qualquer uma das camadas. O volume de controle possui espessura dr e altura L , geração interna de calor (metabolismo) e fluxo sanguíneo uniformes. Considerou-se que todo o sangue arterial possui a mesma temperatura (T_s). Não há transferência de calor entre artérias e veias. A transferência de calor entre o sangue e o tecido ocorre apenas nos capilares, sendo que a transferência é completa, isto é, a temperatura do sangue venoso que deixa um elemento infinitesimal é igual à deste elemento. O volume de controle possui temperatura uniforme (T_i), recebe calor por condução do elemento diferencial adjacente interno (q_r) e perde calor para o elemento adjacente externo (q_{r+dr}). Se a camada em questão for o núcleo, deve se considerar a perda de calor devido à respiração, modelada como um sorvedouro uniforme de calor.

Aplicando-se um balanço de energia ao volume de controle e fazendo-se as simplificações algébricas necessárias chega-se à Equação (9). O primeiro termo dessa equação representa a variação da energia interna do tecido, o segundo refere-se a calor conduzido no tecido, o terceiro representa o calor transferido entre o sangue e o tecido no leito capilar, enquanto que o quarto diz respeito ao calor gerado internamente. A equação obtida é similar àquela apresentada em Pennes (1948). Modelos mais complexos, disponíveis na literatura, requerem o conhecimento da geometria vascular local, portanto, não se enquadram na natureza do modelo desenvolvido (para revisão consulte ARKIN et alii, 1994).

$$\rho_i \cdot c_{p_i} \cdot \frac{dT_i}{dt} = k_i \cdot \frac{1}{r} \cdot \frac{\partial}{\partial r} \left(r \cdot \frac{\partial T_i}{\partial r} \right) + (\rho \cdot c_p)_s \cdot w_i \cdot \rho_i \cdot (T_s - T_i) + q_i''' \quad (9)$$

onde: ρ_i = massa específica da camada i , c_{p_i} = calor específico da camada i , k_i = condutividade térmica da camada i ; T_i = temperatura na camada i ; ρ_s = massa específica do sangue; c_{p_s} = calor específico do sangue; w_i = vazão de sangue na camada i ; q_i''' = metabolismo específico da camada i .

A vazão de sangue para a pele está associada ao mecanismo vasomotor e será calculada a partir de uma equação de controle. A Equação (9) deve ser aplicada para cada camada, resultando em um total de apenas quatro equações e cinco variáveis princi-

pais: as temperaturas das camadas (4) e do sangue (1). É necessário mais uma equação que pode ser obtida aplicando-se um balanço de energia ao volume total de sangue:

$$V_s \cdot \frac{dT_s}{dt} = 2 \cdot \pi \cdot L \cdot \sum_i \rho_i \cdot w_i \cdot \int_{r_{int_i}}^{r_{ext_i}} r \cdot (T_i - T_s) \cdot dr \quad (10)$$

onde: V_s = volume total de sangue; r_{ext_i} = raio externo da camada i ; r_{int_i} = raio interno da camada i .

A integral no segundo membro da Equação (10) representa a soma da contribuição de cada elemento infinitesimal na transferência de calor entre o sangue e cada camada. O somatório considera o calor total transferido entre o sangue e todas as camadas.

Para resolução da Equação (9) é necessário o conhecimento da temperatura inicial de cada uma das camadas, além das condições de contorno: condução de calor na fronteira entre as camadas e transferência de calor com o meio ambiente (convecção, radiação e evaporação) na superfície da pele. A solução da Equação (10) requer apenas o conhecimento da temperatura inicial do sangue. O sistema de equações diferenciais foi resolvido pela técnica de diferenças finitas usando-se um método explícito. Utilizou-se um total de 70 nós, assim distribuídos: 10 na pele, 25 na gordura, 25 no músculo e 10 no núcleo.

Sistema de controle

Para que o sistema de equações fique completo, o sistema de controle deve fornecer a vazão de sangue para a pele (w_p) e a fração de superfície molhada pelo suor (w_{suor}) em função do tempo. Adotou-se o mesmo modelo usado por Gagge et alii (1971) para a vasodilatação:

$$w_p = w_{p,o} + K_p \cdot (\bar{T}_n - \bar{T}_{n,o}) \quad (11)$$

onde: w_p = vazão de sangue para a pele [valor máximo é $12,3 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3 / (\text{kg} \cdot \text{s})$]; $w_{p,o}$ = vazão de sangue basal para pele [$0,367 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3 / (\text{kg} \cdot \text{s} \cdot ^\circ\text{C}) = 2,2 \text{ ml} / (100\text{g} \cdot \text{min})$]; K_p = ganho do controlador [$30,2 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3 / (\text{kg} \cdot \text{s} \cdot ^\circ\text{C})$]; \bar{T}_n = temperatura média do núcleo; $\bar{T}_{n,o}$ = temperatura média de referência do núcleo.

Esses valores estão em função da massa líquida da pele (sem sangue), sendo que w_p e K_p foram obtidos de ASHRAE (1993), e $w_{p,o}$ de Werner e Buse (1988).

A quantidade de calor que deve evaporar para fins de regulação, ou em outras palavras a vazão mássica de suor determinada pelo sistema de controle,

pode ser calculada através do modelo de Nadel et alii (1971). O modelo pode ser simplificado considerando-se que a pele sofre apenas aquecimento. Além disso, não se está interessado na produção local de suor e sim na global. De acordo com Nadel et alii (1971), o fluxo global de calor perdido por evaporação é dado por:

$$q_e = A \cdot \left[K_1 \cdot (\bar{T}_n - \bar{T}_{n,o}) + K_2 \cdot (\bar{T}_p - \bar{T}_{p,o}) \right] \quad (12)$$

onde: $K_{n,1} = 197 \text{ W} / (\text{m}^2 \cdot ^\circ\text{C})$; $K_{p,2} = 23 \text{ W} / (\text{m}^2 \cdot ^\circ\text{C})$; \bar{T}_p = temperatura média da pele; $\bar{T}_{p,o}$ = temperatura média de referência da pele.

A fração de superfície molhada pelo suor é determinada pela seguinte equação:

$$w_{suor} = \frac{q_e}{q_{max}} \quad (13)$$

Determinada a fração de superfície molhada, o calor perdido por evaporação pode ser calculado usando-se a Equação (6).

É preciso determinar as temperaturas de referência das camadas pele e núcleo, que no caso coincidem com as condições iniciais para a simulação transitória. Os valores de referência são determinados impondo-se a condição de neutralidade térmica ao modelo, definida como a situação na qual o mecanismo termorregulador está inativo.

Resultados e Discussão

A base do trabalho consiste na determinação do perfil de temperatura para a condição de neutralidade térmica, que fornecerá os valores de referência para o controlador e as condições iniciais para a simulação transitória. Portanto, é extremamente importante a adoção de uma temperatura ambiente e umidade relativa adequadas para obtenção desse perfil. O perfil de temperatura do modelo, na condição de neutralidade térmica ($T_\infty = 29,6 \text{ }^\circ\text{C}$, umidade relativa de 50% e convecção natural), está apresentado na Figura 3.

Observa-se, no perfil da Figura 3, um elevado gradiente de temperatura na gordura, pois esta apresenta uma baixa condutividade térmica em comparação com as demais camadas. Em contrapartida, a temperatura do núcleo possui uma variação inferior a $0,2 \text{ }^\circ\text{C}$ apesar de ser a mais espessa das camadas. A uniformidade de temperatura no núcleo é devida ao seu alto fluxo de sangue. Essa homogeneidade da temperatura do núcleo é similar aos resultados obtidos em Wissler (1961) e Werner e Buse (1988), considerando-

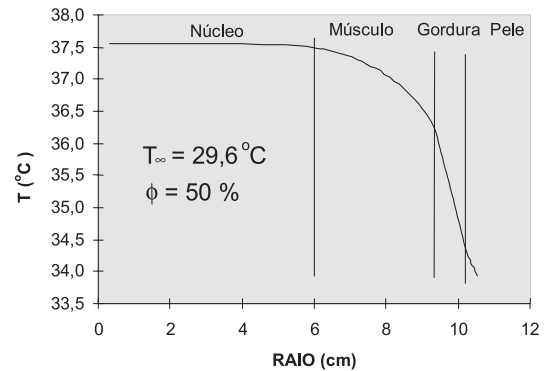


Figura 3. Perfil de temperatura do modelo

se a temperatura interna do tronco para efeito de comparação. Nesses trabalhos também pode-se observar a uniformidade da temperatura interna do tronco.

A escolha de uma umidade relativa de 50% baseia-se nos trabalhos de Wissler (1961), Gagge et alii (1971) que adotam esse valor como referência. Uma vez fixada a umidade relativa, deve-se, segundo ASHRAE (1993), selecionar um valor para a temperatura ambiente dentro da zona de temperatura operativa, entre $29 \text{ }^\circ\text{C}$ a $31 \text{ }^\circ\text{C}$ (no caso, a temperatura operativa é igual à ambiente) para pessoas nuas e normais. De todos os modelos encontrados na literatura, o de Tikuisis et alii (1988) é o que apresenta o melhor procedimento para a determinação das temperaturas do modelo para a condição de neutralidade térmica. Tratando-se de um trabalho que visa a verificação experimental do modelo por eles desenvolvido, as condições iniciais da simulação devem ser semelhantes às dos indivíduos que participam do experimento. Considerando-se que os últimos encontram-se inicialmente em um estado de neutralidade térmica e tomando a temperatura interna do tronco como representativa da retal, ou vice versa, a última pode ser medida em cada indivíduo e imposta como condição inicial ao modelo de Tikuisis et alii (1988). Impondo-se o regime permanente, determina-se a temperatura ambiente (umidade relativa fixada) e os perfis de temperatura no modelo que satisfazem as condições acima.

Os autores dividiram os indivíduos, que participaram do experimento em categorias, de acordo com a porcentagem em massa de gordura corporal e a razão entre metabolismo basal e a área superficial. Para cada uma das categorias determinou-se o valor médio da temperatura retal medida e a temperatura ambiente média correspondente para os indivíduos de um mesmo grupo. É conveniente, para efeito de comparação, expressar o modelo anatômico dispo-

nível em termos dos parâmetros porcentagem em massa de gordura corporal e razão entre o metabolismo e a área superficial, o que resulta, respectivamente, em: 14,1 % e 43,4 W / m². A categoria, apresentada em Tikuisis et alii (1988), em que melhor se enquadra o modelo anatômico apresenta os seguintes parâmetros médios: 17,6 ± 4,1 % e 42,5 ± 6,0 W / m². Desse modo, procurou-se obter, por tentativa e erro, a temperatura do ar que fornecesse valores seme-

Na Tabela 3 o valor de referência da pele, aproximadamente 34,1 °C, é igual ao obtido pelo modelo, enquanto que o valor de referência do núcleo, 36,7 °C, é menor que o obtido, que vale 37,5°C. Não se sabe ao certo qual a razão desta discrepância. Possivelmente a causa reside no valor da vazão basal de sangue para a pele. Como apresentado em Werner e Buse (1988), na literatura esse parâmetro apresenta uma grande variação, pois está associado ao

Tabela 2. Comparação entre as condições de neutralidade térmica dos modelos

	Tikuisis et alii (1988)	Presente modelo
pg (%)	17,6 ± 4,1	14,1
M'' (W / m ²)	42,5 ± 6,0	43,4
T _{re} ou \bar{T}_n (°C)	37,52 ± 0,29	37,5
T _∞ (°C)	29,8	29,6
T _s (°C)	37,32	37,4

lhantes à temperatura retal medida e à temperatura do sangue calculada pelo modelo de Tikuisis et alii (1988). Os resultados deste procedimento estão apresentados na Tabela 2.

Observando-se a Tabela 2, conclui-se que os resultados dos modelos são plenamente compatíveis. A temperatura média do núcleo (\bar{T}_n) calculada para a condição de neutralidade térmica foi de 37,5 °C (admitida como representativa da temperatura retal). Este valor está dentro do intervalo de incertezas dos resultados de Tikuisis et alii (1988), 37,52 ± 0,29 °C. As temperaturas do sangue calculadas pelos dois modelos são equivalentes, 37,32 °C e 37,4 °C. A temperatura ambiente empregada na simulação foi de 29,6 °C, enquanto que a calculada pelo modelo de comparação foi 29,8 °C, com uma diferença de apenas 0,2 °C, demonstrando plena equivalência entre os resultados.

As temperaturas médias da pele e do núcleo, na condição de neutralidade térmica, servirão de referência para o controlador. Há que se comparar com outros valores de referência presentes na literatura. Na Tabela 3 estão apresentados as referências utilizadas em diferentes estudos.

mecanismo vasomotor. Possivelmente, nos trabalhos onde a vazão basal de sangue para a pele foi medida, os indivíduos não estavam em condições de neutralidade térmica. Para efeito de comparação com as condições de neutralidade térmica obtidas em Gagge et alii (1971) e averiguação da influência da vazão basal de sangue para a pele sobre os resultados, deve-se empregar o mesmo valor utilizado por Gagge et alii (1971), que é de 5,8 ml / (min.100g). O perfil resultante pode ser encontrado na Figura 4, juntamente com o perfil da Figura 3.

Pode-se observar, a partir da Figura 4, que para a nova vazão de sangue não há alteração significativa no perfil de temperatura da pele, ao contrário do que ocorre nas demais camadas onde há uma redução de temperatura. O maior fluxo de sangue faz com que uma maior quantidade de calor seja transferida das camadas mais internas para a superfície. A temperatura da pele não aumenta pois, apesar de receber mais calor através do sangue, menos calor lhe é transferida por condução, uma vez que o gradiente de temperatura na gordura é menor.

A Figura 5 mostra a comparação entre as tempe-

Tabela 3. Temperaturas de referência encontradas na literatura

Estudos	Pele (°C)	Núcleo (°C)
Gagge et alii (1971)	34,1	36,6
Nadel et alii (1971)	34,0	36,7
Werner e Heising (1987)	34,3	36,7

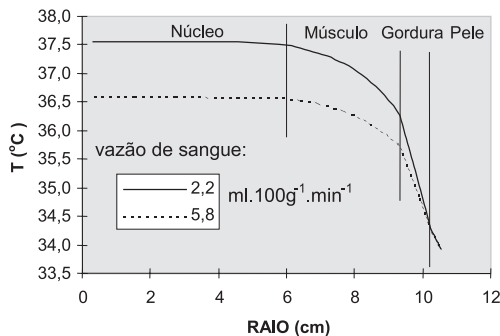


Figura 4. Perfis de temperatura na condição de neutralidade térmica para duas vazões basais de sangue diferentes para a pele

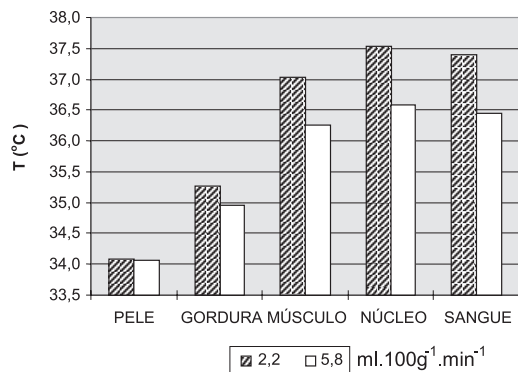


Figura 5. Comparação entre temperaturas médias na condição de neutralidade térmica para duas vazões basais de sangue diferentes para a pele

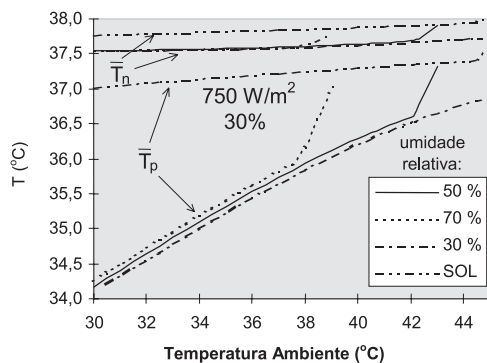


Figura 6. Temperatura média da pele e do núcleo em regime permanente para várias condições ambientais.

raturas médias das camadas e do sangue para os dois valores de vazão de sangue para a pele. Pode-se observar que, utilizando-se a mesma vazão de sangue empregada em Gagge et alii (1971), a temperatura média da pele mantém-se em 34,1°C, enquanto que a do núcleo passa de 37,5 °C para 36,6 °C, de acordo com os dados apresentados na Tabela 3. Nota-se que a variação da vazão de sangue para a pele altera significativamente as temperaturas médias das demais camadas sugerindo uma possível causa para as discrepâncias no valor de referência relativo ao núcleo encontradas na literatura.

Discutida a condição de neutralidade térmica é interessante passar a observar as temperaturas em regime permanente fornecidas pelo modelo para várias condições ambientais. A Figura 6 apresenta as temperaturas médias, em regime permanente, da pele e do núcleo em resposta a um súbito aumento da temperatura do ambiente para valores acima de 29,6 °C. A condição inicial do modelo coincide com a de neutralidade térmica. Os pontos onde a inclinação das curvas de temperatura média da pele ou do núcleo muda abruptamente estão associados à perda da capacidade do organismo em regular a temperatura corporal. Pode-se observar a partir da Figura 6 que a influência da umidade relativa do ar sobre os valores das temperatura médias da pele e do núcleo é bem pequena. Sua maior influência está ligada a redução da temperatura crítica do ar, isto é, diminuição da temperatura do ar para a qual o organismo não é mais capaz de manter a temperatura corporal. Considerando-se uma umidade relativa de 50 %, a temperatura crítica vale 42 °C, aumentando-se a umidade para 70 %, a temperatura crítica cai para 37,5°C.

A Figura 6 apresenta também o resultado da simulação a uma súbita exposição à radiação solar. Considerou-se uma irradiância de 750 W / m², uma área efetiva exposta ao sol de 30 % da área superficial (0,54 m²), uma umidade relativa do ar de 30 %, uma temperatura do solo de 35 °C e a do céu -10 °C. Apesar do alto fluxo de calor recebido por radiação, o organismo consegue, segundo o modelo, regular a temperatura corporal até uma temperatura crítica do ar de aproximadamente 44,2°C. Isso ocorre porque o fluxo de calor por radiação contribui para uma grande elevação da temperatura superficial da pele (da ordem de 37 °C), quando comparada com o caso onde não há radiação solar presente (da ordem de 35 °C), o que por sua vez provoca um aumento do máximo calor perdido por evaporação (q_{max}). Apesar do aumento da capacidade de perder calor, a temperatura média do

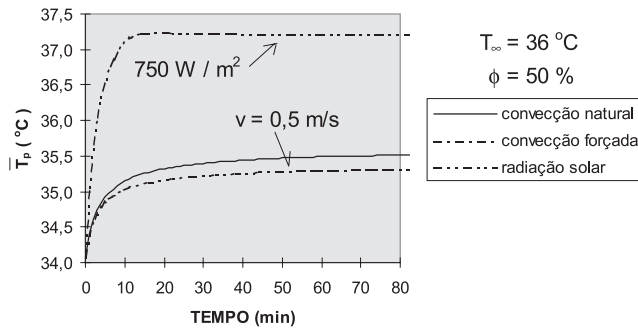


Figura 7. Variação transitória da temperatura média da pele em resposta a um degrau de temperatura ambiente, para três casos: convecção natural, forçada e radiação solar.

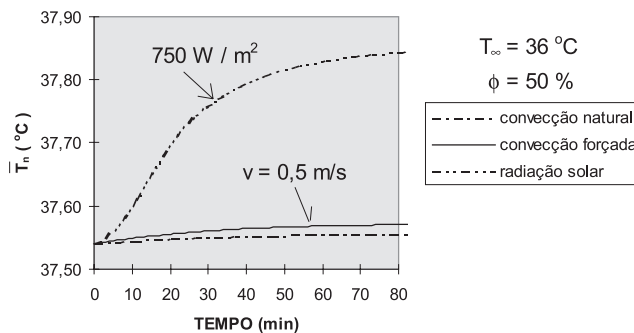


Figura 8. Variação transitória da temperatura média do núcleo em resposta a um degrau de temperatura ambiente, para três casos: convecção natural, forçada e radiação solar

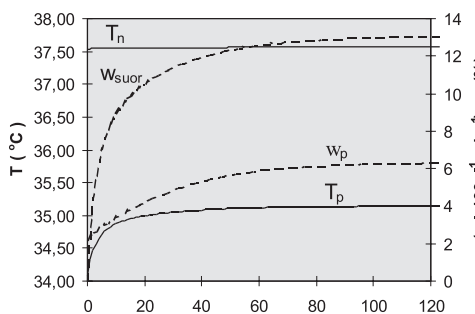


Figura 9. Temperatura da pele (\bar{T}_p), do núcleo (\bar{T}_n), vazão de sangue para a pele (w_p) e fração de superfície molhada pelo suor (w_{suor}) em resposta a um degrau de temperatura ambiente ($35^\circ\text{C}; 0,2 \text{ m/s}$)

núcleo sobe para níveis próximos a $37,8^\circ\text{C}$. Além disso, como se pode observar na Figura 6, a radiação solar diminui a influência da variação da temperatura do ar sobre a da pele, o mesmo não ocorrendo para o núcleo. Apresentadas as simulações em regime permanente pode-se passar para a simulação transitória. É interessante observar qual a resposta transitória do modelo a um degrau de temperatura ambiente para três casos diferentes: convecção natural, forçada e radiação solar (Figuras 7 e 8).

Nota-se que o aspecto das curvas de temperatura tanto da pele quanto do núcleo (Figuras 7 e 8) são similares para os casos de convecção natural e forçada. No entanto, a curva resultante da exposição à radiação solar é totalmente diferente. A exposição à radiação térmica é utilizada na literatura como forma de variar a temperatura da pele sem que haja variações significativas na temperatura interna. Um exemplo desse procedimento pode ser encontrado em Nadel et alii (1971). É claro que mantendo-se o indivíduo exposto à radiação térmica por um certo tempo a temperatura interna aumentará. O máximo tempo utilizado por Nadel et alii (1971) foi de 4 minutos. Durante os primeiros 4 minutos, pode-se observar nas Figuras 7 e 8 que a temperatura da pele aumenta aproximadamente $2,3^\circ\text{C}$, enquanto que a do núcleo varia menos que $0,01^\circ\text{C}$. Esse acréscimo de temperatura provoca um aumento de apenas 4 W sobre o calor perdido por evaporação. Desse modo pode-se concluir que, de acordo com o modelo, o emprego dos 4 minutos como máximo tempo de exposição à radiação térmica é justificável.

Uma questão que surge naturalmente a essa altura é como determinar quando o regime permanente é atingido. Observando-se apenas a temperatura da pele e do núcleo na Figura 9 conclui-se que este é atingido por volta de 95 minutos após a introdução do

degrau de temperatura ambiente. Apesar disso a vazão de sangue para a pele e a fração de superfície molhada pelo suor continuam a subir. Isso ocorre porque o controlador de temperatura apresenta um ganho elevado, vide Equações (11) e (12). Pequenas alterações nas temperaturas da pele e do núcleo provocam variações significativas no calor perdido por evaporação e na vazão de sangue para a pele.

Conclusões

Os objetivos principais deste trabalho foram a melhor compreensão do processo de termorregulação e o estabelecimento da influência relativa dos principais parâmetros ou propriedades sobre o resultado final do modelo.

Os dois objetivos foram satisfeitos, destacando-se os seguintes aspectos:

- estabeleceu-se a importância em se determinar adequadamente a condição de neutralidade térmica;
- estabeleceu-se a importância em se determinar o fluxo de sangue basal obedecendo a condição de neutralidade térmica já que, como discutido, esse parâmetro influi sensivelmente nos resultados do modelo.
- determinou-se a influência da umidade relativa do ar sobre os resultados em regime permanente do modelo, influência que consiste na redução da temperatura ambiente para qual o organismo não é mais capaz de manter a temperatura corporal dentro de limites toleráveis;
- analisou-se, de forma geral e comparativa, a resposta transitória do organismo aos vários processos de transferência de calor, convecção natural ou forçada ou, o que é inédito na literatura pesquisada, exposição à radiação solar.

Finalmente, vale destacar que o modelo pode ser facilmente modificado de modo a considerar a atividade física. Isso só não foi feito porque não faz sentido estender a aplicabilidade do modelo sem a presença de dados experimentais para validação. Poderia se acrescentar ao modelo um controlador que permitisse simular a resposta do organismo à exposição ao frio, mas já há na literatura vários trabalhos que tratam do assunto.

Referências

- Arkin, H., Xu, L.X. and Holmes, K.R. (1994). "Recent Developments in Modeling Heat Transfer in Blood Perfused Tissues". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. v. 41, n. 2, p. 97-107.
- Ashrae (1993). "Physiological Principles for Comfort and Health". In: *ASHRAE Handbook – Fundamentals*,

- Atlanta: American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers, p. 8.1-8.29.
- Colin, J. and Houdas, Y. (1967). "Experimental Determination of Coefficient of Heat Exchanges by Convection of Human Body". *Journal of Applied Physiology*. v. 22, p. 31-38.
- Fanger, P.O. (1967). "Calculation of Thermal Comfort: Introduction of a Basic Comfort Equation". *Transactions of ASHRAE*. v. 73, n. 2, p. III.4.1-III.4.20.
- Gagge, A.P., Stolwijk, J.A.J. and Nishi, Y. (1971). "An Effective Temperature Scale Based on a Simple Model of Human Physiological Regulatory Response". *Transactions of ASHRAE*. v. 77, n. 1, p. 247-262.
- Guyton, A.C. (1992). *Tratado de Fisiologia Médica*. 8. ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- Mccutchan, J.W. and Taylor, C.L. (1951). "Respiratory Heat Exchange with Varying Temperature and Humidity of Inspired Air". *Journal of Applied Physiology*. v. 4, p. 121-135.
- Nadel, E.R., Bullard, R.W. and Stolwijk, J.A.J. (1971). "Importance of Skin Temperature in the Regulation of Sweating". *Journal of Applied Physiology*. v. 31, p. 80-87.
- Pennes, H.H. (1948). "Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm". *Journal of Applied Physiology*. v. 1, p. 93-122.
- Tikuissis, P., Gonzalez, R.R. and Pandolf, K.B. (1988). "Thermoregulatory Model for Immersion of Humans in Cold Water". *Journal of Applied Physiology*. v. 64, p. 719-727.
- Werner, J. and Buse, M. (1988). "Temperature Profiles with Respect to Inhomogeneity and Geometry of the Human Body". *Journal of Applied Physiology*. v. 65, p. 1110-1118.
- Wissler, E.H. (1961). "Steady-State Temperature Distribution in Man". *Journal of Applied Physiology*. v. 16, p. 734-740.
- Yang, W.J. (1989). *Biothermal-Fluid Sciences Principles and Applications*. New York: Hemisphere, 1989.