

Análise computacional da resposta do sistema térmico humano para diferentes condições ambientais

Anderson Morikazu Oshiro

andmoriohiro@gmail.com

Resumo. O principal objetivo do trabalho é verificar o potencial do modelo térmico de Ferreira e Yanagihara (2009). Simulações numéricas foram feitas para testá-lo em variadas condições ambientais. O manequim virtual foi exposto ao ar a 20 °C, 30 °C, 40 °C e comparou-se as respostas do modelo com os dados experimentais de Werner e Reents (1980). Na exposição a água (10 °C, 20 °C e 28 °C) as respostas foram confrontadas com o trabalho de Tikuisis (1989). Verificou-se que o modelo ainda não possui total aproximação com os dados experimentais mostrando que ainda necessita modificar o modelo.

Palavras chave: termorregulação, bioengenharia, modelo matemático, humano.

1. Introdução

O corpo humano necessita de regulação térmica constantemente a fim de manter a temperatura do corpo estável. Isso é um fato importante, pois para que as reações metabólicas ocorram normalmente a temperatura deve se manter em um determinado nível. O modelo do sistema térmico do corpo humano tem a principal função de prever a temperatura em função das condições ambientais e a condição física do indivíduo. Essa última está relacionada a idade do indivíduo, gênero, porcentagem de gordura, atividade metabólica.

O sistema térmico pode ser analisado em duas partes separadamente: o sistema passivo e o sistema ativo. O primeiro é a análise dos fenômenos de transporte que ocorre no interior do corpo e deste com relação ao ambiente. O segundo é o estudo do sistema de controle. Ou seja, este último atua no sistema passivo gerando respostas fisiológicas de forma a manter a temperatura do corpo em um patamar. A figura 1 apresenta as interações que ocorrem entre os sistemas e o ambiente.

Basicamente, o modelo adotado para a análise é de Ferreira e Yanagihara (2009), este trabalho resumirá os principais aspectos do modelo destes pesquisadores. E finalmente, será feita uma comparação com os resultados experimentais.

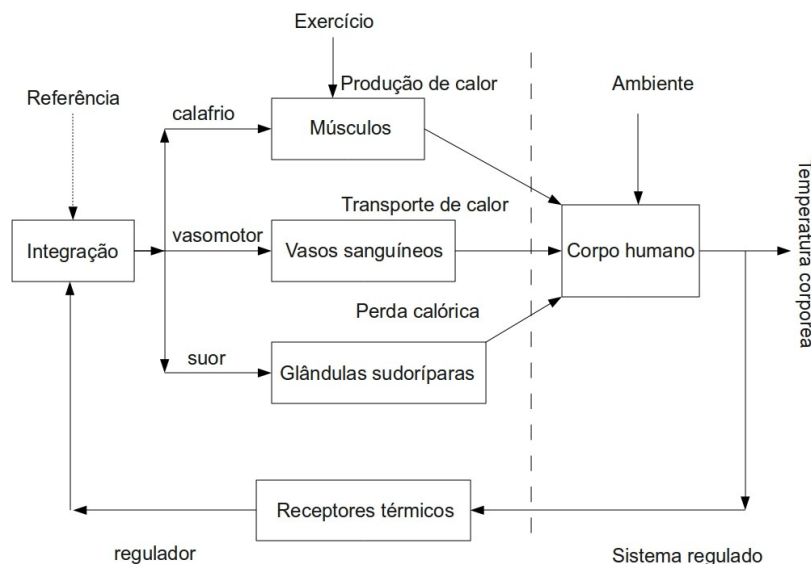


Figura 1: Diagrama de blocos do sistema térmico do corpo humano (modificado de Stolwijk (1971))

2. Sistema passivo

De acordo com a figura 1, o sistema passivo é basicamente o sistema controlado. A distribuição de temperatura no corpo são afetados por condições externas (ambiente) e por condições internas (estado físico do indivíduo). Para compreender melhor este item é necessário que se apresente os modelos envolvidos. São eles: modelo geométrico, circulação sanguínea, condução de calor, evaporação, radiação, convecção, vestimenta. Todas estas serão detalhadas nos tópicos seguintes.

2.1. Modelo geométrico

O corpo é dividido em 15 segmentos: cabeça, pescoço, braços, ante-braços, mãos, tronco, coxas, pernas, pés (conforme a figura 2). Cada um destes elementos são cilindros de seção elipsoidal, e divididos geralmente em camadas concêntricas, e a composição de material para cada segmento é característico.

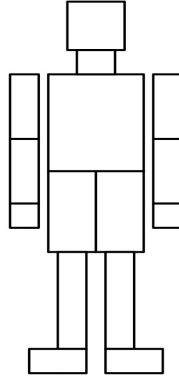


Figura 2: segmentos do corpo humano

2.2. Sistema circulatório

O sangue além de transportar substâncias oriundas das células também fornece energia para os tecidos. A transferência de calor para pequenos vasos ocorre do sangue para os tecidos por perfusão dada pela Eq. 1.

$$\hat{q}_{per} = w_{bl} \cdot \rho_{bl} \cdot c_{bl} (T_{ar,i} - T) \quad (1)$$

Onde:

w_{bl}	vazão de sangue nos tecidos	$[m^3/(m^3s)]$
c_{bl}	calor específico do sangue	$[J/(kg \cdot ^\circ C)]$
ρ_{bl}	massa específica do sangue	$[kg/m^3]$
$T_{ar,i}$	temperatura do sangue arterial no elemento i	$[^\circ C]$
T	temperatura no tecido	$[^\circ C]$

Para os grandes vasos as trocas ocorrem entre o sangue arterial e o venoso pela Eq. 2 e 3, segundo Chen (1985), são os balanços de energia de cada um.

$$m_{ar,i} \cdot c_{bl} \frac{dT_{ar,i}}{dt} = \rho_{bl} \cdot c_{bl} \cdot \hat{V}_{ar,i} (Tin_{ar,i} - T_{ar,i}) + H_{av,i} (T_{ve,i} - T_{ar,i}) \quad (2)$$

$$m_{ve,i} \cdot c_{bl} \frac{dT_{ve,i}}{dt} = \rho_{bl} \cdot c_{bl} \cdot \hat{V}_{ve,i} (Tin_{ve,i} - T_{ve,i}) + H_{av,i} (T_{ar,i} - T_{ve,i}) + \int \rho_{bl} \cdot c_{bl} \cdot \hat{V}_{bl} (T - T_{ve,i}) dV \quad (3)$$

Onde:

$m_{ar,i}$	massa de sangue no reservatório arterial do elemento i	$[kg]$
$\hat{V}_{ar,i}$	vazão total de sangue arterial que entra no elemento i	$[m^3/s]$
$Tin_{ar,i}$	temperatura do sangue arterial que entra no elemento i	$[^\circ C]$
$H_{av,i}$	coeficiente de transferência de calor entre as grandes artérias e veias no elemento i	$[W/^\circ C]$
$T_{ve,i}$	temperatura do sangue no reservatório venoso do elemento i	$[^\circ C]$
$m_{ve,i}$	massa de sangue no reservatório venoso do elemento i	$[kg]$

$\hat{V}_{ve,i}$	vazão total de sangue venoso que entra no elemento i	[m ³ /s]
$T_{in_{ve,i}}$	temperatura do sangue venoso que entra no elemento i	[°C]
$\hat{V}_{bl}$	vazão de sangue nos tecidos	[m ³ /(m ³ s)]
c	calor específico	[J/(kg.°C)]
ρ	massa específica	[kg/m ³]

2.3. Modelo de condução

A condução é bidimensional e fazendo um balanço de energia em um volume diferencial obtêm-se a Eq. 4.

$$\rho_i \cdot c_{p,i} \frac{dT_i}{dt} = k_i \cdot \left(\frac{\partial^2 T_i}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_i}{\partial y^2} \right) + \hat{q}_{per} + \hat{q}_{met} \quad (4)$$

Onde:

$c_{p,i}$	calor específico do elemento i	[J/(kg.°C)]
ρ_i	massa específica do elemento i	[kg/m ³]
T_i	temperatura do elemento i	[°C]
t	tempo	[s]
x	abscissa	[m]
y	ordenada	[m]
k_i	condutividade térmica do elemento i	[W/m °C]
$\hat{q}_{per}$	calor transmitido por perfusão	[W/m ³]
$\hat{q}_{met}$	calor gerado pelo metabolismo	[W/m ³]

2.4. Modelo de evaporação

As glândulas sudoríparas secretam suor na superfície da pele que devido a diferença de pressão parcial de vapor de água entre o ar e a pele provoca a evaporação desse suor. Gagge et al. (1971) considera que a perda de calor devido a evaporação dada pela Eq. 5:

$$E = w \frac{P_{w,s} - \phi_a P_{w,a}}{R_{e,cl} + \frac{1}{f_{cl} h_e}} \quad (5)$$

Onde:

0,06 ≤ w ≤ 1,00 é a fração de superfície molhada tal que vale 0,06 quando não há suor na pele, e 1 quando a superfície está toda molhada

$P_{w,s}$	pressão de saturação do vapor na superfície da pele	[Pa]
ϕ_a	umidade relativa do ar	
$P_{w,a}$	pressão de saturação da água no ar	[Pa]
$R_{e,cl}$	resistência à evaporação imposta pela roupa	[Pa.m ² /W]
h_e	coeficiente de transferência de calor por evaporação	[Pa.m ² /W]
f_{cl}	razão entre a área externa do corpo vestido e nu	

O coeficiente h_e pode ser calculado a partir do coeficiente convectivo com a correlação de Lewis.

Não somente na pele, mas também no pulmão ocorre a evaporação, perda de calor por respiração. O calor perdido segundo Fanger (1967) é dado por:

$$Q = \dot{m} \cdot \lambda (\omega_{ex} - \omega_a) + \dot{m} \cdot c_a (T_{ex} - T_a) \quad (6)$$

Onde:

$\dot{m}$	ventilação pulmonar	[kg/s]
λ	entalpia de vaporização da água	[J/kg]
ω_{ex}	umidade do ar expirado	

ω_a	umidade do ar inspirado	
c_a	calor específico do ar	[J/kg.°C]
T_{ex}	temperatura do ar expirado	[°C]
T_a	temperatura do ar inspirado	[°C]

A ventilação pulmonar $\dot{m}$ é diretamente relacionado com o metabolismo, que por sua vez está ligado ao consumo de oxigênio. Fanger (1967), determinou a equação para $\dot{m}$, dado por:

$$\dot{m} = 1,433 \cdot 10^{-6} M A_D \quad (7)$$

Onde:

M	é calor gerado pelo metabolismo	[W/m²]
A_D	é a área superficial da pele	[m²]

Segundo ASHRAE (2005), é comum adotar $A_D = 1,8 \text{ m}^2$ e $M = 49 \text{ W}$, sendo que este último é o valor metabolismo basal.

Mccutchan; Taylor (1951), através de experimentos conseguiram as relações de umidade e temperatura que faltam para calcular Q :

$$\omega_{ex} - \omega_a = 0,0277 + 6,5 \cdot 10^{-5} T_a - 0,8 \omega_a \quad (8)$$

$$T_{ex} = 32,6 + 0,066 T_a + 32 \omega_a \quad (9)$$

Sendo que a temperatura do ar inspirado é adotado como $T_a = 35^\circ \text{C}$. E a umidade absoluta do ar pode ser calculada por:

$$\omega_a = 0,622 \cdot \frac{P_{w,a}}{P_a - P_{w,a}} \quad (10)$$

2.5. Modelo de radiação e convecção

A troca de calor por convecção da superfície da roupa para o ambiente pode ser calculado, segundo ASHRAE (2005), por:

$$C = f_{cl} \cdot h_c (T_{cl} - T_a) \quad (11)$$

Onde:

C	é o calor transferido por convecção	[W/m²]
f_{cl}	é a relação entre a área externa do corpo vestido e nu	
h_c	coeficiente de transferência de calor por convecção	[W/m².°C]
T_a	temperatura do ar ambiente	[°C]
T_{cl}	temperatura externa da roupa	[°C]

O valor de h_c pode ser calculado através de correlações de Coulin; Houdas (1967), para o corpo em pé e sentado, respectivamente:

$$h_c = 2,7 + 6,5 \cdot v^{0,67} \quad (12)$$

$$h_c = 2,7 + 7,4 \cdot v^{0,67} \quad (13)$$

Onde:

v	é a velocidade do ar	[m/s]
-----	----------------------	-------

A troca de calor por radiação da superfície da roupa para o ambiente pode ser calculada pela equação:

$$R = f_{cl} \cdot h_r (T_{cl} - \bar{T}_r) \quad (14)$$

Onde:

R	calor transferido por radiação	$[W/m^2]$
h_r	é coeficiente de troca de calor por radiação	$[W/m^2 \cdot ^\circ C]$
$\bar{T}_r$	é a temperatura radiante média	$[^\circ C]$

2.6. Modelo de vestimenta

A vestimenta adiciona uma resistência na condução de calor do corpo, adotar-se-á este modelo devido a sua simplicidade. Na superfície da roupa a transferência de calor para o meio acontece por convecção e radiação, assim como na superfície da pele. A relação entre a temperatura da pele T_s e da roupa T_{cl} é dado por:

$$C + R = \frac{T_s - T_{cl}}{R_{cl}} \quad (15)$$

Onde:

R_{cl} é a resistência térmica da roupa [clo]

3. Sistema ativo

O sistema termorregulador atua através da comparação entre a temperatura de referência e a temperatura em que o corpo se encontra. Tanto a temperatura do hipotálamo quanto a temperatura média da pele são utilizadas para regular a temperatura.

Existem basicamente três mecanismos que ajudam na termorregulação: mecanismo vasomotor (vasoconstrição, vasodilatação), calafrio, sudorese.

3.1. Mecanismo vasomotor

Este sistema engloba tanto a vasoconstrição quanto a vasodilatação, define-se como sendo o movimento dos vasos sanguíneos de forma a variar a área de fluxo do sangue.

O fenômeno é ligado a perfusão do sangue pelo tecido, fenômeno citado no item 2.2. O controle vasomotor age no fluxo do sangue, a equação escolhida que modela matematicamente a perfusão é de Savage e Brengelmann (1996), ela é dependente da temperatura da pele e do hipotálamo, a seguir:

$$\Delta \omega_{sk} = K_1 \cdot (T_{hy} - T_{hy0}) + K_2 \cdot (T_{sk} - T_{sk0}) \quad (16)$$

Onde:

$\Delta \omega_{sk}$	é a variação da perfusão sanguínea	$[m^3 \cdot m^{-3} \cdot s^{-1}]$
K_1	é uma constante cujo valor é $1810 \cdot 10^{-6}$	$[m^3 \cdot m^{-3} \cdot s^{-1} \cdot K^{-1}]$
K_2	é uma constante cujo valor é $181 \cdot 10^{-6}$	$[m^3 \cdot m^{-3} \cdot s^{-1} \cdot K^{-1}]$
T_{hy}	é a temperatura do hipotálamo	$[K]$
T_{sk}	é a temperatura da pele	$[K]$
T_{hy0}	é a temperatura de referência do hipotálamo	$[K]$
T_{sk0}	é a temperatura de referência da pele	$[K]$

3.2. Sudorese

A sudorese é uma parcela de evaporação que ocorre no corpo devido ao suor, este mecanismo atua por meio das glândulas sudoríparas. O suor que é uma secreção composta por água e sais minerais acumula sobre a superfície da pele de forma a intensificar a troca de calor do corpo para o meio.

O modelo utilizado é o de Nadel et al. (1971), apesar do trabalho deste pesquisador ser relativamente antiga, mesmo assim apresenta bons resultados. Como no modelo vasomotor o controle é dependente das temperaturas de referências. A equação do modelo é dada por:

$$E_{swi} = [K_3 \cdot (T_{hy} - T_{hy0}) + K_4 \cdot (T_{sk} - T_{sk0})] \cdot e^{\frac{T_{sk} - T_{sk0}}{10}} \quad (17)$$

Onde:

- K_3 é uma constante cujo valor é $100 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$
 K_4 é uma constante cujo valor é $11 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$
 T_{ski} é a temperatura superficial da pele do elemento i [$^\circ\text{C}$]
 E_{ski} é o calor perdido por sudorese no elemento i [$\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$]

A fração da superfície molhada é a fração de suor que efetivamente está gerando uma perda de calor por sudorese. O cálculo do seu valor pode ser feito pela equação:

$$w = 0,06 + 0,94 \cdot \frac{E_{sw}}{E_{max}} \quad (18)$$

Sendo que:

$$0,06 \leq w \leq 1$$

3.3. Calafrio

A terceira ação de controle praticamente exclusiva para ambientes frios. O calafrio é a movimentação rápida dos músculos, e a sua causa pode ser patológica como por excitação a ambientes frios. Essa agitação da musculatura provoca o consumo de energia química juntamente com a geração de calor.

Por isso, a energia liberada pelo calafrio também pode significar o aumento do metabolismo. E o modelo de Gordon et al. (1976) para modelar o incremento de calor pelo calafrio apresentada pela equação:

$$\Delta M_{sh} \cdot A_D = K_5 \cdot (T_{hy0} - T_{hy}) + K_6 \cdot (T_{sk0} - T_{sk}) + K_7 \cdot \Delta Q \quad (19)$$

Onde:

- K_5 é uma constante cujo valor é $250 \text{ W} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$
 K_6 é uma constante cujo valor é $40 \text{ W} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$
 K_7 é uma constante cujo valor é $0,06$
 ΔQ é a diferença de entre calor perdido na superfície em um instante qualquer e aquele obtido na condição de neutralidade [W]

4. Métodos computacionais

As equações diferenciais devem ser resolvidas para que se possa prever as respostas fisiológicas do corpo. Para isso o método de volumes finitos foi utilizado para a equação de transferência de calor no interior do corpo. O problema considerado é bidimensional, logo não há variação da temperatura na direção axial dos elemento.

Este tipo de método produz um sistema linear na forma de uma matriz tridiagonal. No entanto, devido às condições de contorno cíclica a equação referente a variável na direção tangencial forma uma matriz tridiagonal, porém com elementos nas extremidades da diagonal inversa. Para a matriz tridiagonal usa-se o método de Thomas, segundo Patankar (1980), e para a matriz com condição cíclica utiliza-se o método de Douglas (Patankar, 1977).

5. Resultados

Comparou-se os resultados do modelo de Ferreira e Yanagihara (2009) com os dados experimentais de Werner e Reents (1980) e de Tikuisis (1989).

Os gráficos representados na figura 3 a 5 são comparações entre os dados obtidos computacionalmente e experimentalmente. Na legenda, Werner Y, sendo Y a temperatura ambiente em $^\circ\text{C}$. O numérico original significa os resultados obtidos utilizando o modelo de Ferreira e Yanagihara (2009), enquanto que o numérico representa o mesmo modelo, porém com algumas modificações nas constantes de controle. Nota-se que somente na temperatura de 40°C a modificação imposta foi significativa.

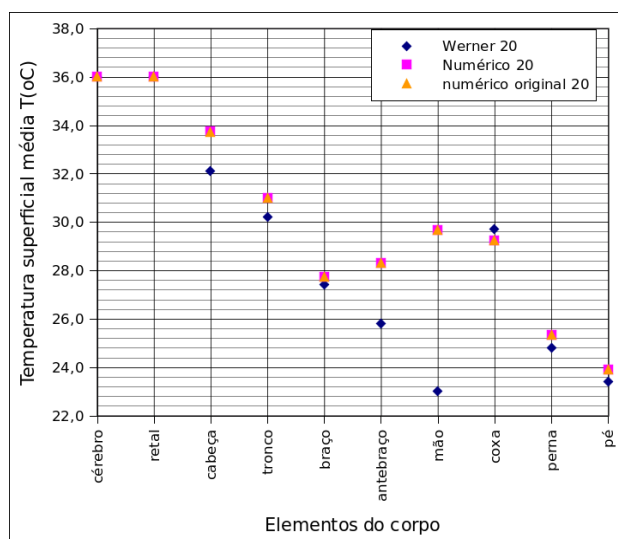


Figura 3: comparação temperatura obtida numericamente e experimentalmente (ar a 20 °C)

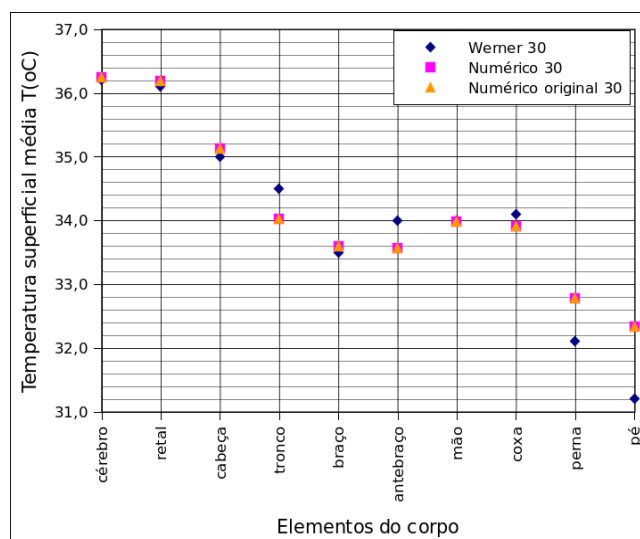


Figura 4: comparação temperatura obtida numericamente e experimentalmente (ar a 30 °C)

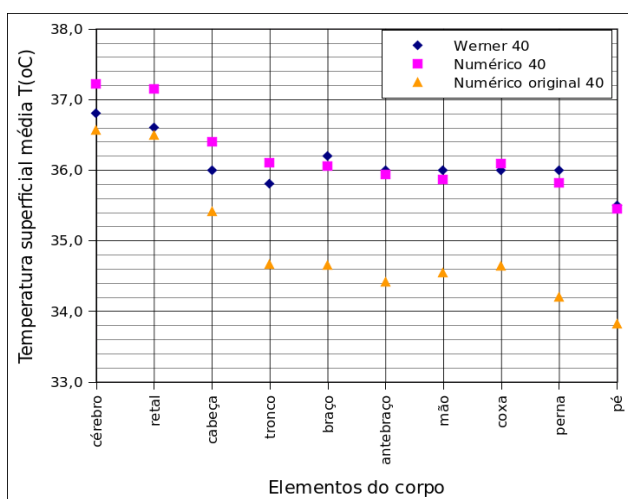


Figura 5: comparação temperatura obtida numericamente e experimentalmente (ar a 40 °C)

Deve-se ressaltar que no experimento de Werner e Reents (1980) os indivíduos estavam nus repousando sobre uma rede numa sala onde a velocidade do ar no máximo era de 0,1 m/s.

As figuras 6 a 11 são gráficos comparativos que confrontam dados experimentais de Tikuisis (1989) e o dados numéricos utilizando o modelo de Ferreira e Yangihara (2009) ou de Xu et al. (2004). Os dados empíricos foram coletados para indivíduos imersos na água até a altura do peito. Estes se encontravam sentados em repouso vestindo somente uma roupa de banho.

Os dados referentes ao Xu et al. (2004) foram obtidos utilizando-se o modelo de Ferreira e Yanagihara (2009), porém ao invés de utilizar o modelo de calafrio de Gordon et al. (1976), substitui-se pelo modelo de calafrio do primeiro.

Como se pode notar pelas figuras 6 a 11, os resultados utilizando-se o modelo de Xu et al. (2004) não se comporta muito bem comparativamente ao modelo de Ferreira e Yanagihara (2009), ou então, do próprio com algumas modificações. O único diferencial daquele modelo seria a inclusão da porcentagem de gordura e a idade do indivíduo como um parâmetro de cálculo da intensidade do calafrio.

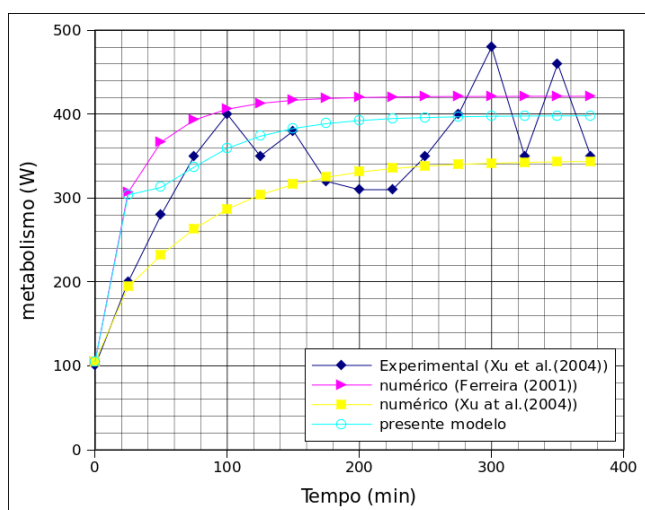


Figura 6: metabolismo x tempo (água a 10 °C)

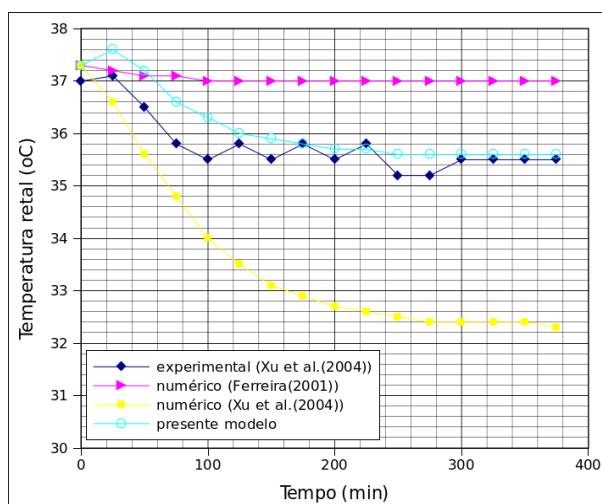


Figura 7: temperatura x tempo (água a 10 °C)

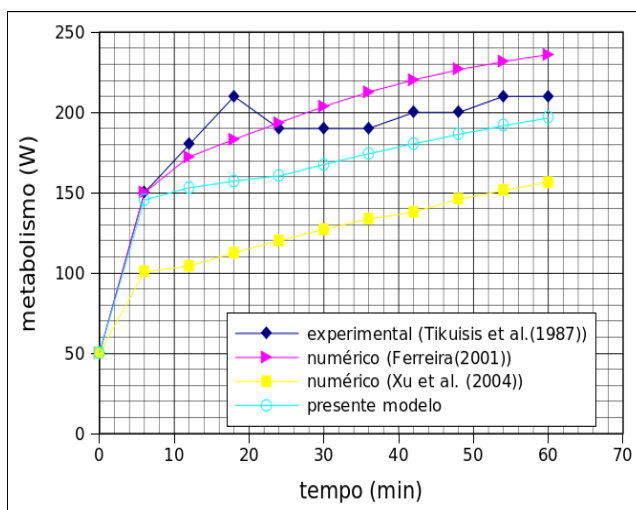


Figura 8: metabolismo x tempo (água a 20 °C)

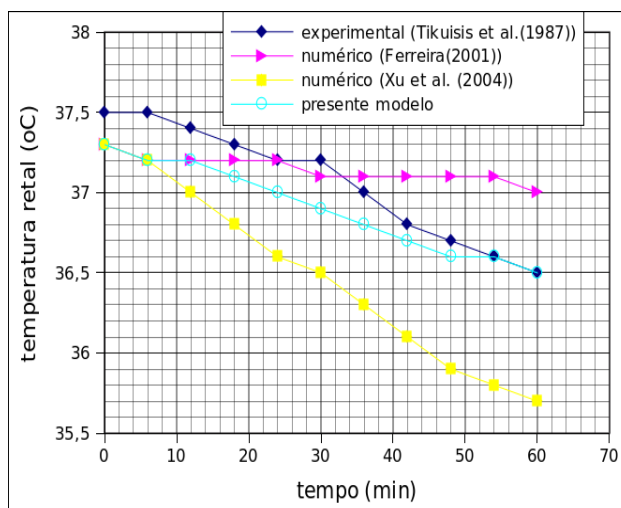


Figura 9: temperatura x tempo (água a 20 °C)

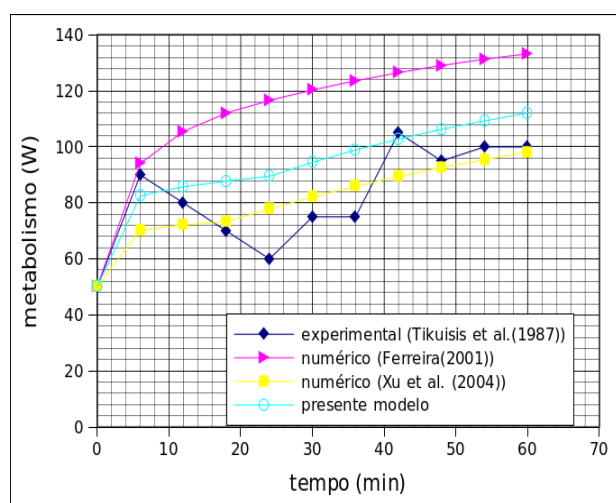


Figura 10: metabolismo x tempo (água a 28 °C)

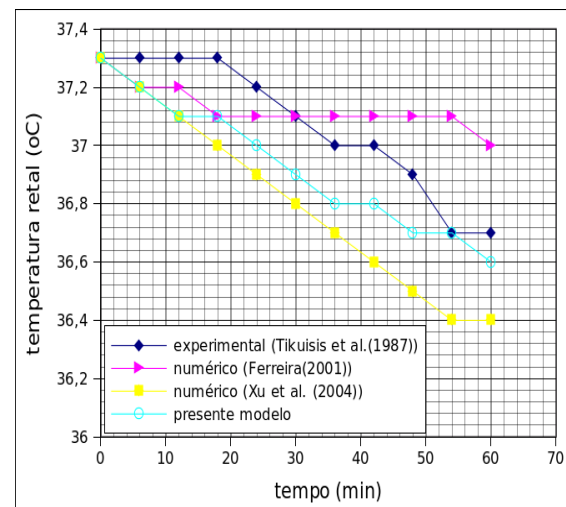


Figura 11: temperatura x tempo (água a 28 °C)

6. Discussão

Pela figura 3 e 4 notou-se que os dados numéricos para alguns elementos como as mãos, antebraços, pés e pernas possuem temperaturas superficiais não coincidentes com os dados coletados experimentalmente. Isso se atribui ao modelo do sistema passivo, pois a figura 4 representa um ensaio realizado em ar a 30 °C e este valor é uma temperatura de neutralidade térmica. Ou seja, o sistema de controle não atua, e portanto, não interfere no resultado numérico mostrado no gráfico. Logo, é necessário fazer um refinamento da parte passiva do modelo.

Os vasos sanguíneos dos elementos trocam calor entre si, e o modelo adotado considera que para cada um existe um par destes vasos que engloba o efeito de vários vasos presentes na estrutura. Logo, devido a esta simplificação existente a diferença entre a temperatura obtida computacionalmente e experimentalmente notado na figura 3 e 4. Este tipo de problema não ocorre para as temperaturas mais elevadas, pois a tendência é a equalização das temperaturas entre os segmentos do corpo.

No entanto, para temperaturas mais baixas o efeito é o inverso; pés, pernas, mãos e antebraços tendem a temperaturas bem inferiores comparados à temperatura do tronco, braços e coxas. Ou seja, existe uma tendência do corpo abandonar os membros e proteger o núcleo. Notou-se que somente a redução da perfusão sanguínea na pele não é suficiente para que a temperatura encontrada numericamente seja compatível com aquela encontrada experimentalmente. Pois, mesmo reduzindo para um valor mínimo não se consegue chegar em tais níveis. Observou-se que a redução do volume de sangue nas musculaturas tem um maior efeito frete a vasoconstrição na pele. Isso é um fato esperado, pois o volume de sangue naqueles tecidos é muito maior comparado a da pele.

Apesar desta observação não há nada concluído em relação a esse efeito. Um maior estudo ainda é necessário para que realmente comprove que o sangue na musculatura reduza (e em até qual magnitude) quando o corpo humano é exposto a níveis severos de frio.

Para as comparações dos experimentos realizados na água a única condição na qual o modelo numérico de Ferreira e Yanagihara (2009) foi falho é para a imersão a 28 °C. Nota-se pelas figuras 10 e 11, os níveis de metabolismo da solução computacional são maiores do que a proposta experimentalmente, e mesmo assim, a temperatura retal para o experimental continua inferior ao numérico.

Para as outras situações (imersão em água a 10 °C e 20 °C) pode-se afirmar que os dados obtidos computacionalmente estão compatíveis com a realidade, pois apesar da diferença entre seus valores, o comportamento das curvas são praticamente o mesmo. A diferença se atribui aos valores iniciais (metabolismo e temperatura retal) impostas pelo método.

7. Conclusão

Conseguiu-se verificar que o modelo térmico analisado para algumas condições ambientais ainda não é totalmente válido. Pois, as temperaturas médias superficiais das mãos e dos pés diferem bastante do encontrado pelo método experimental principalmente para condição de frio. Esse fato pode ser atribuído primeiramente pelo modelo de troca de calor entre os vasos sanguíneos. Em segundo, pelo modelo de redução de fluxo sanguíneo na musculatura durante uma condição mais intensa de frio. Deve-se ressaltar que a redução da perfusão até alcançar o valor nutritivo não é fato suficiente para que a temperatura das superfícies dos membros fiquem do mesmo nível que as encontradas nos experimentos. Logo, possivelmente esta correção está relacionada a redução de vazão sanguínea na musculatura.

Apesar de algumas diferenças entre as respostas do modelo proposto e dos dados experimentais, para as condições mais frias na simulação com a imersão em água o modelo tem a tendência de seguir o mesmo comportamento dos dados experimentais.

8. Referências bibliográficas

- Chen, M.M.; Shitzer, A.; Eberhart, R.C., 1985, The tissue energy balance equation, Heat transfer in medicine and biology, Vol. 1, New York, pp. 153-164.
- Fanger, P. O., 1967, Calculation of thermal comfort: introduction a basic confort equation, ASHRAE Transactions.
- Ferreira, M. S., Yanagihara, J. I., 2009, A transient three-dimensional heat transfer model of human body, Heat and Mass Transfer, v. 36, pp. 718-724.
- Gagge, A. P. et al., 1971, An effective temperature scale based on simple model of human physiological regulatory responses, ASHRAE Transaction, pp. 246-262.
- Gordon, R. G.; Roemer, R. B.; Horvath, S. M., 1976, A mathematical model of human temperature regulatory system – transient cold exposure response, IEEE Transaction of biomedical engineering, v. 23, p. 434-444.
- Mccutchan, J. W., Taylor, C. L., 1995, Respiratory heat exchange with varying temperature and humidity of inspired air, Applied Physiology, v. 4, pp. 121-135.
- Nadel, E. R.; Bullard, R.W.; Stolwijk, J.A.J., 1971, Importance of skin temperature in the regulation of sweating, v. 31, pp. 80-87.

- Patankar, S.V.; Liu, C. H.; Sparrow, E. M., 1977, Fully developed flow and heat transfer in ducts having streamwise – periodic variations of cross sectional area. *Journal of Heat Transfer*, v.99, p.180.
- Patankar, S.V., 1980, *Numerical heat transfer and fluid flow*. s.l., Hemisphere Publishing Corporation.
- Savage, M. S.; Brengelmann, G. L., 1996, Control of skin blood flow in the neutral zone of human body temperature regulation, *Journal of applied physiology*, v. 80, p. 1249-1257.
- Tikuisis, P., 1989, Prediction of the thermoregulatory response for clothed immersion in cold water, *European journal of applied physiology*, v.59, pp. 334-341.
- Werner, J., Reents, T., 1980, A contribution to the topography of temperature regulation in man. *European journal of applied physiology*, v.45, pp. 87-94.
- Xu, X. et al., 2005, Thermoregulatory model for prediction of long-term cold exposure, *Computers in biology and medicine*, v. 35, p. 287-298.

9. Direitos autorais

Computational analysis of human thermal system's response for several environment conditions

Anderson Morikazu Oshiro
andmorioshiro@gmail.com

Abstract. The primary goal of this present research is to check the potential of human thermal model developed by Ferreira e Yanagihara (2009). Numeric simulation was performed to test it in several environmental conditions. The virtual manikin was exposed to air at 20 °C, 30 °C and 40 °C, then the model response was compared with the experimental data collected by Werner and Reents (1980). For exposure in water (10 °C, 20 °C, 28 °C) the responses was confronted with Tikuisis's (1980) experimental data. The mean surface temperature for some segments like hands and feet does not approach with experimental data.

Keywords. thermoregulation, bioengineering, mathematical model, human.