

ANDERSON MORIKAZU OSHIRO

ANÁLISE COMPUTACIONAL DA RESPOSTA DO SISTEMA TÉRMICO
HUMANO PARA DIFERENTES CONDIÇÕES AMBIENTAIS

São Paulo

2010

ANDERSON MORIKAZU OSHIRO

ANÁLISE COMPUTACIONAL DA RESPOSTA DO SISTEMA TÉRMICO
HUMANO PARA DIFERENTES CONDIÇÕES AMBIENTAIS

Trabalho de formatura apresentado à
Departamento de Engenharia Mecânica da Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo.

Área de concentração: Eng. Mecânica

Orientador: Prof. Dr. Jurandir Itizo Yanagihara

São Paulo

2010

FICHA CATALOGRÁFICA

Oshiro, Anderson Morikazu

Análise computacional da resposta do sistema térmico humano para diferentes condições ambientais / A.M. Oshiro. – São Paulo, 2010.

76 p.

Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.

1. Bioengenharia 2. Modelo matemático I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II. t.

RESUMO

O presente trabalho tem o objetivo de analisar computacionalmente as respostas do sistema térmico do corpo humano. Esta tarefa foi necessária para indicar em qual aspecto o modelo térmico pode ser otimizado. Adotou-se o modelo térmico desenvolvido por Ferreira e Yanagihara (2009). Este é um modelo com transferência de calor em três dimensões, possui uma divisão de 15 segmentos (cabeça, pescoço, braços, antebraços, mãos, tronco, coxas, pernas, pés), tem incluso o sistema circulatório e o sistema de controle de temperatura. Utiliza-se o conceito de volumes finitos para a determinação das equações de balanço de energia num volume infinitesimal no interior do corpo. Utilizou-se a linguagem C++ para se executar a solução dessas equações. O trabalho focou-se no sistema de controle de temperatura, propôs-se um modelo de calafrio um dos mecanismos de controle de temperatura e comparou-se as saídas deste modelo com o de Ferreira e Yanagihara (2009) e também com os dados experimentais de Tikuisis et al. (1987). As condições simuladas são: para ar de 15 °C a 40 °C, e para água a 10°C, 20 °C e 28 °C. As temperaturas da pele de cada segmento se aproximaram dos dados experimentais na simulação em ar e regime permanente. Para a simulação em regime transiente, as respostas do modelo térmico seguiram a tendência da curva de temperatura/metabolismo pelo tempo dos dados empíricos.

ABSTRACT

This present report aims analyze computationally a human's thermal system response. This task was necessary to guide in which aspects the thermal model must be optimized. The Ferreira and Yanagihara (2009) model was adopted. This model considers three dimensional heat transfer inside the human body, has 15 segments (head, neck, arms, forearms, hands, trunk, thighs, legs, feet), is included the circulatory system and the thermal control system. The finite volume method was used for define the energy balance equation and the C++ language was used to solve this equation. This research focused on the thermal control system, a shivering model was proposed, then, the outputs was compared with the model of Ferreira and Yanagihara (2009), as well as with Tikuisis et al. (1987) experimental data. The environmental conditions for numeric simulation are: air at 15 °C to 40 °C; and water at 10°C, 20 °C and 28 °C. For simulation with air and steady state, the mean skin temperature of each body's segment was approached the experimental data. For transient simulation of water immersion, the model response had a similar trend temperature/metabolism's curve of the experimental data.

SUMÁRIO

1.Introdução.....	7
2.Objetivo.....	9
3.Etapas.....	9
4.Explicação detalhada do modelo térmico do corpo humano.....	9
5.Recapitulação.....	25
6.Desenvolvimento das equações.....	27
7.Algoritmo e soluções para as equações diferenciais.....	29
8.Sistema de controle.....	41
9.Resultados e modificações impostas.....	52
10.Modificações do coeficiente de troca de calor contra corrente e da perfusão sanguínea.....	64
11.Outro modelo de vasodilatação e vasoconstrição.....	65
12.Análise.....	69
13.Conclusão.....	71
14.Referências.....	72
ANEXO A.....	74
ANEXO B.....	75
ANEXO C.....	76

1. Introdução

O corpo humano assim como as máquinas possui regularidade em seu funcionamento. Ele é composto por variados sistemas que trabalham de forma harmônica a fim de manter o ser humano vivo.

O sistema em estudo é a regulação térmica do corpo, e este particular sistema é capaz de regular a temperatura corpórea para um valor ideal, na qual os processos metabólicos funcionem normalmente. O equilíbrio térmico é de grande interesse, pois este aspecto é trabalhado em muitas áreas.

Na medicina preocupa-se com o estado do paciente durante uma operação e a temperatura do corpo deste é um parâmetro importante para que a ação seja bem sucedida. Na aeronáutica, os passageiros de um avião podem estar desconfortáveis com a temperatura ambiente. E ainda, no cotidiano, as vestimentas que usamos interferem no nosso conforto térmico. Enfim, este assunto estende-se para mais outras aplicações.

Então se percebe que eventualmente existe uma necessidade de atuação externa para o conforto térmico. Mas, surgem-se dúvidas de como e quando deve atuar ação de controle externo. Pois, ao conseguir prever reações do corpo o sistema de atuação será determinada. Por isso, este assunto torna-se interessante.

A termorregulação do corpo humano é um sistema de defesa que impede a temperatura corporal fique em níveis prejudiciais a reações metabólicas, garantindo assim a sobrevivência do homem. Devido ao seu grau de complexidade possibilitou ao ser humano adaptar-se a diferentes climas, dando maior liberdade para sobreviver em diversas regiões do planeta.

A primeira reação humana para o controle da temperatura corpórea é praticamente voluntária. Em situações em que o homem esteja desconfortável, o cérebro ordena ao corpo a corrigir a situação; um exemplo disso é quando o ambiente está muito frio e a tendência é de se procurar um agasalho ou então deslocar-se para uma região mais quente e agradável. Este fator, no entanto, não será estudado ou considerado no modelo que se apresenta neste trabalho.

Em variações razoáveis de temperatura ambiente, o corpo é capaz de regular a sua temperatura através dos atuadores naturais: calafrio e vasoconstrição (para

ambiente frios), sudorese e vasodilatação (para ambientes quentes).

Como qualquer sistema de controle, os elementos constituintes são sensor, controlador, atuador. Atualmente, acredita-se que os sensores de temperatura estão localizados na região pré-ótica do hipotálamo e algumas regiões da pele. Estes constantemente enviam sinais para o sistema nervoso central (controlador) que processa as informações e responde através do sistema nervoso simpático que é o responsável para comandar os atuadores. Estes são os músculos (calafrio), as glândulas sudoríparas (mecanismo sudomotor), e o sistema circulatório (mecanismo vasomotor). Esta pequena discussão pode ser resumida conforme se mostra na figura 1.

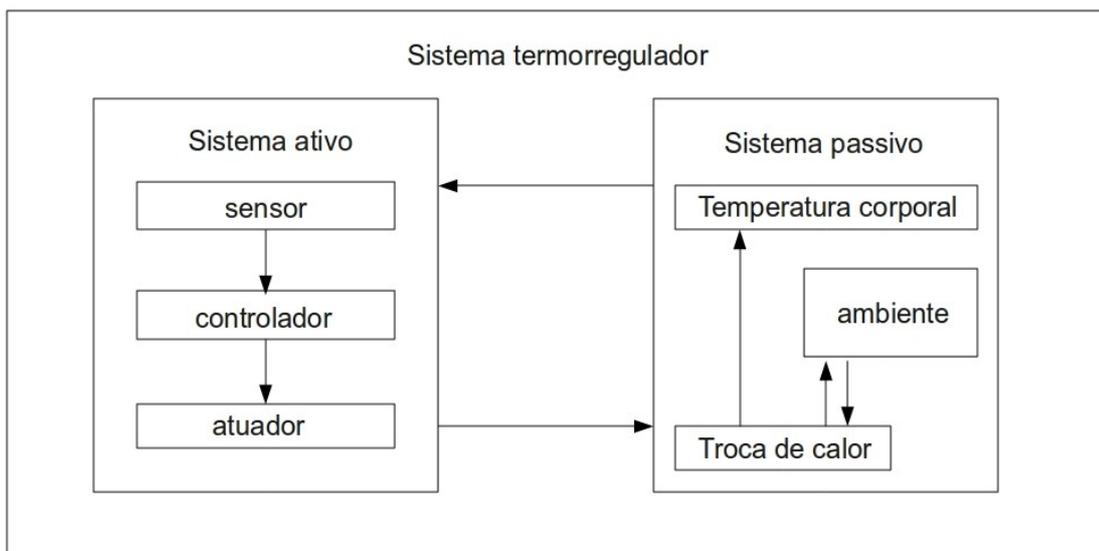


Figura 1: figura esquemática do sistema termorregulador

O sistema passivo constitui basicamente na capacidade de transferência de calor e massa. Os fenômenos envolvidos são a perfusão, condução, convecção, radiação, evaporação, respiração que serão discutidos nos tópicos a seguir. Este sistema interage com o ativo, formando o sistema completo da termorregulação do corpo humano.

As simulações serão apresentadas no fechamento nos últimos tópicos deste trabalho.

2. Objetivo

O principal objetivo do projeto é analisar o modelo térmico do corpo humano. Como discutido na introdução pode-se dividir o modelo em dois subsistemas, a parte passiva e a ativa. O foco deste trabalho é a parte ativa que são os mecanismos de regulação térmica através dos três mecanismos principais.

Um segundo objetivo é aplicar o modelo em alguma situação que permitisse o poder que o modelo possui. Pois, até então o modelo mais atual de Ferreira e Yanagihara (2009) não obteve resultados totalmente satisfatórios para todo intervalo de temperatura. E com isso, será possível concluir em qual aspecto o modelo deverá ser modificado de forma a torná-lo mais próximo do real.

3. Etapas

O relatório se divide em variadas partes. Inicialmente é apresentada a explicação dos modelos adotados que compõe o modelo térmico do corpo humano. Depois apresenta-se como as equações são resolvidas. E finalmente, terá uma discussão mais aprofundada da interferência do modelo passivo sobre sistema ativo. Serão apresentadas as modificações realizadas nos modelos de regulação de temperatura. E também, analisado o ganho que teve em função destas mudanças.

4. Explicação detalhada do modelo térmico do corpo humano

O item 9 está dividido em variados itens conforme os múltiplos modelos que compõe o modelo do sistema térmico. Como discutido na introdução este sistema térmico do corpo humano é dividido em dois subsistemas a parte passiva e a parte ativa. Nos itens 4.1. a 4.6., são abordados assuntos referentes ao sistema passivo; no item 8, ao sistema ativo.

O modelo passivo deve ser separados em variados aspectos para que se possa compreender melhor. Os parâmetros que são discutidos são modelo geométrico do corpo humano, modelo de circulação, modelo de condução, convecção, radiação, modelo de evaporação e modelo de vestimenta.

4.1. Modelo geométrico

A descrição da geometria do corpo é dado pela forma da seção de cada segmento do corpo. Neste trabalho adotou-se a mesma geometria desenvolvida por Ferreira (2001). O corpo é dividido em 15 segmentos: cabeça, pescoço, braço, antebraços, mãos, tronco, coxas, pernas, pés (vide figura 2).

Todos os segmentos são elementos cilíndricos de seção elipsoidal possuindo camadas concêntricas. Geralmente os segmentos do corpo são compostos por camadas que representam o osso, músculo, gordura e pele. Para a cabeça as camadas são cérebro, osso, músculo, gordura e pele. Para o tronco, a sua composição pode variar dependendo da posição da seção transversal no segmento.

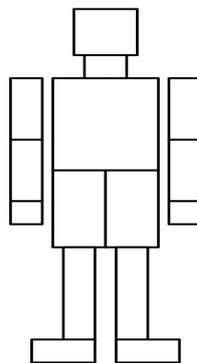


Figura 2: elementos do modelo geométrico

A escolha da geometria da seção transversal do segmento realmente é aceitável, pois de fato as seções se aproximam de elipses, isso pode ser verificado pelas imagens mostradas no trabalho de Ferreira (2001) apêndice II. Este possui imagens de variadas seções transversais do corpo humano real.

Este autor para construir o modelo geométrico seguiu os seguintes procedimentos:

- Coletou imagens das seções transversais do corpo humano real (sexo: masculino, peso do corpo: 64 Kg, altura: 176 cm).
- Mediu a excentricidade e o comprimento das partes.

–Impôs a igualdade entre o volume de cada parte (o que é conhecido) e o volume de um cilindro de secção elíptica, dado por:

$$V = \pi \cdot a \cdot b \cdot L \quad (4.1)$$

onde:

a é medida do semi-eixo x [cm]

b é medida do semi-eixo y [cm]

L é comprimento da parte [cm]

–Calculou a área superficial de cada parte, dado por:

$$A = P \cdot L \quad (4.2)$$

onde:

P é perímetro da elipse, dado por:

$$P = \pi(a+b) \left(1 + \frac{k^2}{4} + \frac{k^4}{64} + \dots \right) \quad (4.3)$$

$$k = \frac{a-b}{a+b} \quad (4.4)$$

L é comprimento da parte [cm]

–Comparou A e V com o trabalho de Takemori et al. (1995), e também verificou que o modelo é realmente realista.

Os parâmetros do modelo geométrico constam nas tabelas 1 e 2. As variáveis ξ , η e γ apresentadas nestas tabelas são os eixos do sistema de coordenadas que será apresentado no tópico de desenvolvimento das equações.

Tabela 1: características do modelo geométrico (modificado de: Ferreira (2001))

elemento	volume	área	2a	2b	e	L	tecido	volume	ξ	η	γ
	[cm ³]	[cm ²]	[cm]	[cm]		[cm]		[cm ³]		[°]	[cm]
cabeça	3542	1135	13,05	17,28	1,32	20	pele	12	1,000	0/360	19/20
							gordura	26	0,965		
							músculo	20	0,884		
							osso	118	0,819		
							pele	221	6,530	0/360	1/19
							gordura	476	0,965		
							músculo	353	0,884		
							osso	624	0,819		
							cérebro	1514	0,689		
							pele	12	1,000	0/360	0/1
							gordura	26	0,965		
							músculo	20	0,884		
osso	118	0,819									
pescoço	850	294	12,84	10,53	0,82	8	pele	32	1,000	0/360	0/8
							gordura	86	0,981		
							músculo	552	0,928		
							osso	180	0,460		
tronco	34758	5985	35,68	20,67	0,58	60	pele	174	1,000	0/360	50,7/60,0
							gordura	915	0,984		
							músculo	1882	0,893		
							osso	820	0,669		
							pulmão	1584	0,543		
							pele	131	1,000	0/360	43,7/50,7
							gordura	690	0,984		
							músculo	1420	0,893		
							osso	619	0,669		
							pulmão	897	0,543		
							coração	298	0,271		
							pele	821	1,000	0/360	0/43,7
							gordura	4312	0,984	0/360	
							músculo	8868	0,893	0/360	
							osso + músculo	3864	0,669	0/237/ 303/360	
vísceras	7463	0,543	0/360								

Tabela 2: características do modelo geométrico (continuação)

elemento	volume	área	2a	2b	e	L	tecido	volume	ξ	η	γ
	[cm ³]	[cm ²]	[cm]	[cm]		[cm]		[cm ³]		[°]	[cm]
braço	1766	831	8,10	8,95	1,11	31	pele	209	1,000	0/360	0/31
							gordura	340	0,939		
							músculo	904	0,830		
							osso	314	0,421		
antebraço	988	601	7,88	5,70	0,72	28	pele	117	1,000	0/360	0/28
							gordura	190	0,939	0/360	
							músculo	125	0,830	0/360	
							osso + músculo	434	0,750	0/180/ 253/360	
							músculo	121	0,350	0/360	
mão	500	450	10,89	3,08	0,28	19	pele	59	1,000	0/360	0/19
							gordura	96	0,939		
							músculo	256	0,830		
							osso	89	0,422		
coxa	5224	1701	11,88	12,73	1,07	44	pele	419	1,000	0/360	0/44
							gordura	881	0,959		
							músculo	2934	0,867		
							osso	990	0,435		
perna	2317	1080	8,32	8,86	1,07	40	pele	186	1,000	0/360	0/40
							gordura	391	0,959	0/360	
							osso + músculo	1482	0,867	0/45/ 135/360	
							músculo	257	0,333	0/360	
pé	980	630	10,21	4,71	0,46	26	pele	79	1,000	0/360	0/26
							gordura	165	0,959		
							músculo	551	0,867		
							osso +	186	0,435		

Outros detalhes como orelha, nariz, saliência do rosto, dedos, não foram considerados na geometria do modelo. Porém, deve-se notar que seria interessante detalhar a geometria, contudo este trabalho se tornaria muito extenso e não faz parte do escopo proposto inicialmente.

4.2. Modelo de circulação

O sangue é o principal meio pelo qual acontece o transporte de substâncias essenciais como o oxigênio, dióxido de carbono, produtos de reações metabólicas das células, entre outras. O sistema circulatório se encarrega pelo trânsito do sangue, mantendo o organismo vivo. A movimentação do sangue também tem um papel importante no sistema termorregulador, a transferência de calor pelo corpo.

O tronco é o elemento que possui a maior atividade metabólica comparado às outras partes do corpo. Isso se deve a quantidade de órgãos e vasos sanguíneos que se encontra neste segmento. Logo, a temperatura no centro deste é a mais alta, e por consequência, a temperatura do sangue arterial sai do coração com a mesma temperatura do centro do tronco.

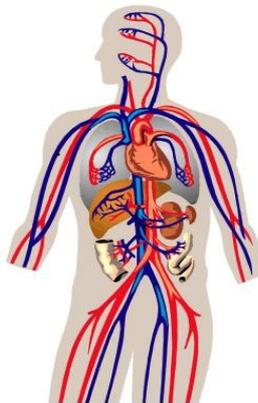


Figura 3: sistema circulatório sanguíneo

Observando a figura 3 nota-se que o sistema circulatório (circuito do sangue) é constituído pelos vasos, sangue e coração. Os vasos são classificados de acordo com seu tamanho como pelo sentido que transporta o sangue.

Nos grandes vasos, a troca de calor ocorre entre o sangue arterial e o venoso, pode-se dizer que a interação entre eles pode ser comparado ao um trocador de calor contra-corrente na qual o coeficiente de troca de calor H_{av} pode ser calculado, o desenvolvimento pode ser encontrado no trabalho de Chen (1985). Segundo este pesquisador o cálculo leva em consideração o tamanho do vaso

sanguíneo. A tabela 3 mostra os valores de H utilizados no modelo térmico, para maiores detalhes os dados podem ser encontrados no trabalho de Ferreira e Yanaguihara (2009).

Tabela 3: valores de troca de calor contra-corrente Hav para cada elemento

elemento	Hav W.K ⁻¹
cabeça	0
pescoço	1,55
tronco	0
braço	2,55
antebraço	1,43
mão	0,72
coxa	8,26
perna	3,67
pé	1,55

Em cada segmento, os grandes vasos podem ser considerados como reservatórios. Fazendo balanço de energia em cada reservatório, encontram-se as equações das temperatura do sangue arterial e venoso dado por 4.5 e 4.6, respectivamente:

$$m_{ar,i} \cdot c_{bl} \frac{dT_{ar,i}}{dt} = \rho_{bl} \cdot c_{bl} \cdot \hat{V}_{ar,i} (Tin_{ar,i} - T_{ar,i}) + H_{av,i} (T_{ve,i} - T_{ar,i}) \quad (4.5)$$

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	[°C]
$T_{ar,i}$	temperatura arterial no elemento i	[°C]
$T_{ve,i}$	temperatura do sangue no reservatório venoso do elemento i	[°C]
$H_{av,i}$	coeficiente de transferência de calor entre as grandes artérias e veias no elemento i	[W/°C]
c	calor específico	[J/(kg.°C)]

ρ massa específica [kg/m³]

Nesta equação 4.5 o primeiro termo se refere a energia devido ao fluxo de sangue que passa pelo elemento; já o segundo termo se refere a troca de calor entre o sangue arterial e o venoso.

$$m_{ve,i} \cdot c_{bl} \frac{dT_{ve,i}}{dt} = \rho_{bl} \cdot c_{bl} \cdot \hat{V}_{ve,i} (Tin_{ve,i} - T_{ve,i}) + H_{av,i} (T_{ar,i} - T_{ve,i}) + \int \rho_{bl} \cdot c_{bl} \cdot \hat{V}_{bl} (T - T_{ve,i}) dV \quad (4.6)$$

onde:

$T_{ve,i}$ temperatura do sangue no reservatório venoso do elemento i [°C]

$T_{ar,i}$ temperatura arterial no elemento i [°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 [m³/s]

$Tin_{ve,i}$ temperatura do sangue venoso que entra no elemento i [°C]

\hat{V}_{bl} vazão de sangue nos tecidos (varia conforme a camada, função da posição, dependente do tempo) [m³/(m³s)]

$H_{av,i}$ coeficiente de transferência de calor entre as grandes artérias e veias no elemento i [W/°C]

c calor específico [J/(kg.°C)]

ρ massa específica [kg/m³]

Na equação 4.6, os dois primeiros termos a direita da igualdade tem a mesma natureza que na equação 4.5. O terceiro termo da equação 4.6 a direita da igualdade está relacionado a energia do sangue venoso proveniente dos pequenos vasos.

Para a circulação sanguínea no tronco:

$$m_{bl} \cdot c_{bl} \frac{dT_{bl}}{dt} = \sum_i \rho_{bl} \cdot c_{bl} \cdot \hat{V}_{ve,i} (T_{ve,i} - T_{bl}) + \int \rho_{bl} \cdot c_{bl} \cdot \hat{V}_{bl} (T - T_{bl}) dV \quad (4.7)$$

onde:

m_{bl}	massa de sangue no reservatório	[kg]
T_{bl}	temperatura do sangue no reservatório do tronco	[°C]
$T_{ve,i}$	temperatura do sangue no reservatório venoso do elemento i	[°C]
$\hat{V}_{ve,i}$	vazão total de sangue venoso que entra no elemento i	[m³/s]
\hat{V}_{bl}	vazão de sangue nos tecidos (varia conforme a camada, função da posição, dependente do tempo)	[m³/(m³s)]
c	calor específico	[J/(kg.°C)]
ρ	massa específica	[kg/m³]

No tronco, diferentemente dos outros elementos como a mão, cabeça, pernas, entre outros, não possui dois reservatórios. Existe somente um único reservatório onde ocorre mistura dos sangues venosos provenientes dos membros inferiores e superiores e da cabeça.

Por isso, o primeiro termo a direita da igualdade é a parcela da entalpia devido a um balanço de energia devido ao sangue venoso e o sangue arterial que sai deste reservatório. O segundo termo é a energia proveniente dos pequenos vasos no tronco.

A troca de calor do sangue para as camadas do segmento acontece de fato através de pequenos vasos, denominada como perfusão. Na região onde este fenômeno ocorre, a troca de substâncias e calor são intensas. O modelo da troca de calor do sangue para os tecidos celulares pode ser descrito pela equação:

$$\hat{q}_{per} = w_{bl} \cdot \rho_{bl} \cdot c_{bl} (T_{ar,i} - T) \quad (4.8)$$

onde:

w_{bl}	vazão de sangue nos tecidos	[m³/(m³s)]
c_{bl}	calor específico do sangue	[J/(kg.°C)]
ρ_{bl}	massa específica do sangue	[kg/m³]
$T_{ar,i}$	temperatura do sangue arterial que no elemento i	[°C]

T temperatura no tecido [°C]

4.3. Modelo de condução de calor

Outro meio por qual o calor é transmitido é a condução entre as camadas do segmento. No modelo desenvolvido neste trabalho foi considerado somente condução bidimensional, especificamente na direção radial e angular. Apesar da condução de calor ser um fenômeno tridimensional (fato físico) a hipótese é razoável, pois o gradiente de temperatura é maior entre o meio externo e o corpo.

Para mapear a temperatura de cada segmento, a equação (bioheat equation) utilizada é dada por:

$$\rho_i \cdot c_{p,i} \frac{dT_i}{dt} = k_i \cdot \left(\frac{\partial^2 T_i}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_i}{\partial y^2} \right) + \hat{q}_{per} + \hat{q}_{met} \quad (4.9)$$

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]

O metabolismo é um dos termos desta equação (\hat{q}_{met}), seu papel é muito importante para manter a temperatura do corpo, pois ele é o responsável por gerar calor. Seu valor pode mudar dependendo do estado de atividade física do corpo.

A equação (4.9) é válida para as camadas dos segmentos no interior, mas para a camada mais superficial deve-se considerar outros fenômenos, como a troca de calor por radiação, evaporação, convecção. Isto será discutido nos tópicos a

seguir (item 7.2).

No item 12, será mostrado que a diferença de resultados é pouca entre um modelo de condução de duas dimensões e de três dimensões para algumas condições. Principalmente, para temperaturas entre 35 a 20 °C e velocidade do ar menor do que $v < 0,1$ m/s. Deve-se ressaltar que apesar disto o modelo 3D é o mais vantajoso, pois, além de poder simular condições simétrica, este pode simular também condições assimétrica.

Um exemplo possível é o resfriamento de um lado da cabeça, situação comum para um passageiro ou motorista que se situa em um automóvel com a janela aberta. Ou seja, para um modelo 2D este tipo de caso não é possível simular, pois a condições de contorno seriam ignoradas e a distribuição de temperatura na direção axial do elemento não serão fiéis à realidade.

4.4. Modelo de perda de calor por evaporação

Na derme, estão localizadas as glândulas sudoríparas que são responsáveis pela produção de suor. O nível de produção é controlado pelo sistema nervoso simpático, e esta resposta fisiológica é um dos mecanismos de controle de temperatura (sudorese). O suor composto basicamente por uma solução de água com sais que se acumulam na pele e pode evaporar, e a sua taxa depende da condição ambiente.

A seguinte equação extraído de Gagge et al. (1971) descreve a perda por evaporação:

$$E = w \frac{P_{w,s} - \phi_a P_{w,a}}{R_{e,cl} + \frac{1}{f_{cl} h_e}} \quad (4.10)$$

onde:

$0,06 \leq w \leq 1,00$ 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, para pressão local de 1 atm (ASHRAE, 2005):

$$\frac{h_e}{h_c} = 16,5 \quad [\text{K/kPa}] \quad (4.11)$$

onde h_c é coeficiente de troca de calor convectivo [W/m².K]

A equação 4.10 permite calcular a perda de calor devido a evaporação na pele conhecendo-se o estado do ar ambiente, a vestimenta e a atividade física exercida pelo sujeito.

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

$$Q = \dot{m} \cdot \lambda (\omega_{ex} - \omega_a) + \dot{m} \cdot c_a (T_{ex} - T_a) \quad (4.12)$$

onde:

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

$$\dot{m}=1,433 \cdot 10^{-6} M \cdot A_D \quad (4.13)$$

onde:

M é calor gerado pelo metabolismo [W/m²]

A_D é a área superficial da pele [m²]

Segundo ASHRAE (2005), é comum adotar $A_D=1,8$ [m²] e $M=49$ [W], sendo que este último é o valor metabolismo basal. Logo, nestas condições $\dot{m}=1,26 \cdot 10^{-4}$ [kg/s].

Na verdade, a ventilação pulmonar é dependente de outras variáveis como a pressão parcial do oxigênio e dióxido de carbono, temperatura do corpo, porém para esse trabalho utilizou-se a equação 4.13 para o cálculo da ventilação.

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

$$\omega_{ex}-\omega_a=0,0277 \cdot +6,5 \cdot 10^{-5} T_a-0,8 \omega_a \quad (4.14)$$

$$T_{ex}=32,6+0,066 T_a+32 \omega_a \quad (4.15)$$

Sendo que a temperatura do ar inspirado é adotado como $T_a=35$ [°C]. E a umidade absoluta do ar pode ser calculada por:

$$\omega_a=0,622 \cdot \frac{P_{w,a}}{P_a-P_{w,a}} \quad (4.16)$$

A equação 4.10 se refere a perda total de calor por respiração, ou seja, isso implica não somente na perda de calor por respiração no tronco, mas também há perdas nos elementos cabeça e pescoço. Segundo Ferreira (2001) a cabeça tem a

perda de 45% do valor calculado pela equação 4.10, o pescoço 25% e o tronco 30%. Isso ocorre, pois, o ar que é inspirado até chegar para o pulmão passa pela boca e pela faringe.

4.5. Modelo de convecção e radiação

Segundo Guyton (2006), a radiação junto com a convecção são as trocas de calor para o meio externo responsáveis por 75% da troca total que um corpo pode sofrer (60% radiação, 15% convecção, 5% condução, 20% evaporação). Porém, essa proporção se aproxima somente para um ambiente que não tenha grandes velocidades do ar e o sujeito deve estar em repouso.

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

$$C = f_{cl} \cdot h_c (T_{cl} - T_a) \quad (4.17)$$

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:

$$h_c = 2,7 + 6,5 \cdot v^{0,67} \quad (4.18)$$

$$h_c = 2,7 + 7,4 \cdot v^{0,67} \quad (4.19)$$

onde:

v é a velocidade do ar [m/s]

Outras correlações podem ser encontradas em ASHRAE (2005) e que constam no anexo deste trabalho.

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

$$R = f_{cl} \cdot h_r (T_{cl} - \bar{T}_r) \quad (4.20)$$

onde:

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

Pode-se adotar o valor de $h_r = 4,7$ [W/m².°C], segundo ASHRAE (2005).

Estes valores de coeficiente de troca de calor são válidos para o corpo inteiro, portanto, estes não conseguem se adequar ao atual modelo, pois necessita-se de que estes coeficientes tenham valores específicos para cada segmento. No entanto, De Dear (1997) executou um experimento para calcular os coeficientes de troca de calor por radiação e por convecção para cada elemento do corpo humano. Os valores são correspondentes aos pés, pernas, coxas, região pélvica, costas, peito, cabeça, braços, antebraços, mãos. Os valores utilizados constam na tabela 4, para duas situações sentado e de pé.

Tabela 4: coeficiente de troca de calor por radiação e convecção (modificado de de Dear (1997))

elemento	sentado		elemento	em pé	
	radiação hr [W/m²K]	convecção hc [W/m²K]		radiação hr [W/m²K]	convecção hc [W/m²K]
pé	4,2	4,2	pé	3,9	5,1
perna	5,4	4	perna	5,3	4,1
coxa	4,6	3,7	coxa	4,3	4,1
região pélvica	4,8	2,8	região pélvica	4,2	3,4
cabeça	4,8	3,7	cabeça	4,1	3,6
mão	3,9	4,5	mão	4,1	4,1
antebraço	5,2	3,8	antebraço	4,9	3,7
braço	4,8	3,4	braço	5,2	2,9
peito	3,4	3	peito	4,5	3
costas	4,6	2,6	costas	4,4	2,9

Para o presente modelo não se separa em região pélvica, nem costas e peito. Todos estes estão englobados em um único elemento denominado tronco. O valor do coeficiente de troca de calor por radiação e convecção do tronco é a média dos coeficientes dos três elementos tabelados. Para o pescoço adotou-se que o seu coeficiente seria o mesmo que o da cabeça.

Os coeficiente de troca de calor por radiação e convecção no caso de imersão em água constam no anexo C do trabalho. Estes foram calculados considerando que o calafrio do indivíduo na água fria induziria uma movimentação da água provocando uma velocidade próximo a 0,01 m/s.

4.6. Modelo de vestimenta

A vestimenta adiciona uma resistência na condução de calor do corpo, este tipo de hipótese é frequentemente adotado, isto se deve 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:

$$C + R = \frac{T_s - T_{cl}}{R_{cl}} \quad (4.21)$$

onde:

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

O seu valor pode ser encontrado para vários tipos de vestimentas; uma tabela em anexo apresenta os valores das propriedades térmicas destas. Para todas as simulações que serão apresentadas nos itens 9.2 e 9.3 será considerado que o indivíduo está completamente nú.

5. Recapitulação

Antes de iniciar o desenvolvimento das equações que descrevem o sistema térmico do corpo humano (por enquanto, somente o sistema passivo), será feito um resumo dos conceitos envolvidos no fenômeno de transferência de calor no corpo e para o meio externo.

O corpo humano foi dividido em 15 segmentos (ou partes), estes foram citados no item 9 E para cada segmento, a transferência de calor ocorre do sangue para o tecido por perfusão; e de uma camada para outra através da condução. Já na superfície da pele, além da condução e perfusão, outros tipos de transferência de calor ocorrem: a convecção, a radiação, e evaporação. A figura 4 pode ajudar na compreensão, onde se observa a secção transversal de um braço e o circuito que o calor percorre.

Para o tronco, pescoço e cabeça, a respiração também contribui para a perda de calor no corpo, seu valor é diretamente relacionado ao metabolismo, e também às condições ambientais (umidade e temperatura do ar).

O sangue é um fluido que além de transportar substâncias essenciais à saúde, auxilia na distribuição de calor pelo corpo. Os vasos arteriais são, geralmente, mais quentes que os tecidos. Os venosos são os arteriais que já terminaram de trocaram calor e massa com os tecidos e o seu destino é voltar para o coração.

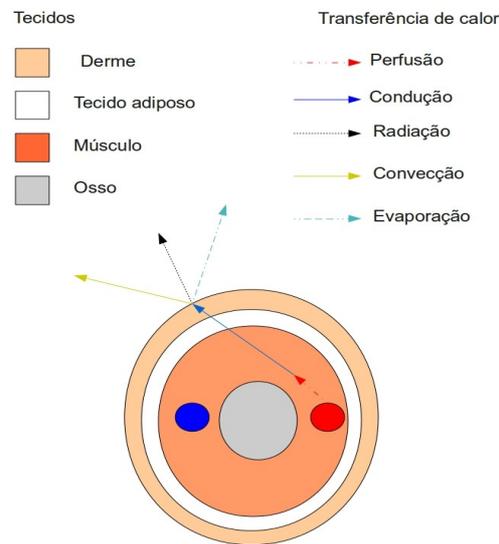


Figura 4: transmissão de calor no interior do corpo humano

A temperatura do sangue venoso é ligeiramente mais baixa que a arterial, por isso deve haver uma troca de calor entre estes. Modelou-se a troca de calor entre os vasos sanguíneos, como trocador de calor contra-corrente. A figura 5 mostra a relação entre os vasos arteriais e o tecido de cada segmento, o esquema a direita da igualdade é um reservatório central, onde ocorre troca de calor entre os vasos. A esquerda é o conceito utilizado sobre os reservatórios de sangue.

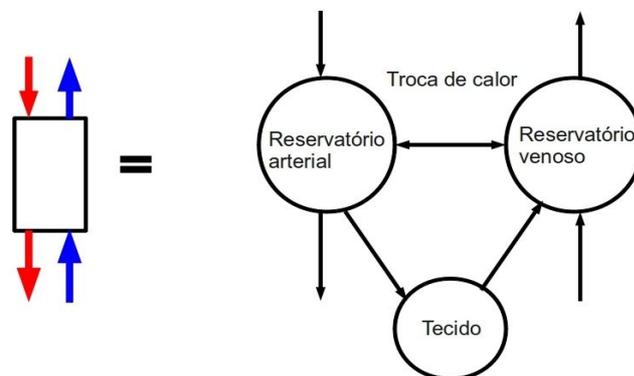


Figura 5: reservatório de sangue (modificado de Ferreira (2001))

Por último, a condução de calor ocorre em duas direções, radial e angular. Entre os segmentos não ocorre transferência de calor por condução; o circuito do sangue (vide figura 6) ligará um segmento com o outro. Ou seja, conforme o sangue vai circulando para segmentos mais periféricos, sua temperatura diminui.

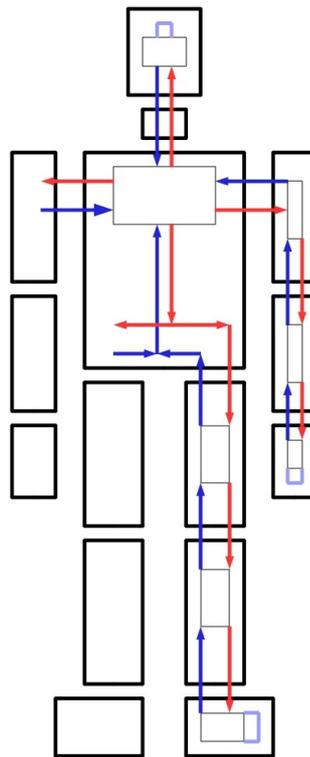


Figura 6: modelo de circulação sanguínea

6. Desenvolvimento das equações

Até o momento foi apresentado o sistema passivo do modelo térmico do corpo humano. Apesar do sistema ativo estar relacionado ao passivo ainda não é necessário apresentá-lo. Pois, para se poder ter uma compreensão maior será encaminhado primeiramente o método de solução para as equações diferenciais apresentados até então.

6.1. Transformação de coordenadas

A transferência de calor no interior dos segmentos (entre os tecidos) ocorre de acordo com a equação 6.1:

$$\rho_i \cdot c_{p,i} \frac{dT_i}{dt} = k_i \cdot \left(\frac{\partial^2 T_i}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_i}{\partial y^2} \right) + \hat{q}_{per} + \hat{q}_{met} \quad (6.1)$$

Esta equação está de acordo com o sistema cartesiano de coordenadas, porém o modelo geométrico escolhido das partes são cilindros de seção elíptica, portanto haverá dificuldade para resolvê-la numericamente.

A solução apresentada é a desenvolvida por Ferreira (2001), este autor usa uma transformação de coordenadas que leva um cilindro de seção elíptica no espaço cartesiano (x,y,z) para um paralelepípedo num sistema de coordenadas cujos eixos são dados por ξ , η e γ :

$$\xi = \sqrt{\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2}} \quad (6.2)$$

$$\eta = \arctan\left(\frac{a}{b} \frac{y}{x}\right) \quad (6.3)$$

$$\gamma = z \quad (6.4)$$

onde:

a é o semi-eixo da elipse na direção x [m]

b é o semi-eixo da elipse na direção y [m]

As linhas de ξ constantes são os contornos das elipses concêntricas, e as linhas de η constantes são retas que passam pelo centro, e γ continua tendo o mesmo significado da função de z. A transformada inversa é dada por:

$$x = \xi \cdot a \cdot \cos \eta \quad (6.5)$$

$$y = \xi \cdot b \cdot \sin \eta \quad (6.6)$$

$$z = \gamma \quad (6.7)$$

A equação 6.1 no novo sistema de coordenadas fica da forma:

$$J \cdot \rho_i \cdot c_{p,i} T_i = \left[k \frac{(x_\eta^2 + y_\eta^2)}{J} T_\xi - k \frac{(x_\xi x_\eta + y_\xi y_\eta)}{J} T_\eta \right]_\xi + \left[k \frac{(x_\xi^2 + y_\xi^2)}{J} T_\eta - k \frac{(x_\xi x_\eta + y_\xi y_\eta)}{J} T_\xi \right]_\eta + J \cdot \hat{q}_{per} + J \cdot \hat{q}_{met} \quad (6.8)$$

onde:

X_y significa derivada parcial de X em y

J é o jacobiano da transformação, pode ser obtida através do determinante da matriz T_j , e lembrando que o fenômeno é bidimensional, tem-se:

$$J = \det T_j = \begin{vmatrix} x_\xi & y_\xi & 0 \\ x_\eta & y_\eta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} = x_\xi \cdot y_\eta - x_\eta \cdot y_\xi \quad (6.9)$$

T_j é tal que:

$$\begin{bmatrix} \partial/\partial \xi \\ \partial/\partial \eta \\ \partial/\partial \gamma \end{bmatrix} = T_j \begin{bmatrix} \partial/\partial x \\ \partial/\partial y \\ \partial/\partial z \end{bmatrix} \quad (6.10)$$

No item 29, será demonstrada a solução para as equações diferenciais tanto para o sistema circulação sanguínea como para a equação de transferência de calor no interior do corpo humano.

7. Algoritmos e solução das equações diferenciais

Muitos fenômenos físicos podem ser modelados através de equações diferenciais e elas podem ser resolvidas por variados métodos. E uma pequena parte destas equações podem ser solucionadas com algumas ferramentas da matemática. No entanto, as outras requerem métodos mais elaborados, e no caso das equações 6.8 e 4.5 a 4.7 apresentadas nos itens anteriores, necessitam de métodos numéricos para a sua solução.

7.1. equações diferenciais parciais

A equação 6.8 que descreve a transferência de calor no interior do corpo pertence ao conjunto de equações diferenciais parciais. O método de volumes finitos foi aplicado, e seu uso se justifica pelo sistema de coordenadas coincidir com a fronteira dos volumes. Mas o mais importante é que o método confere o balanço das propriedades físicas.

Como se está analisando o fenômeno em duas dimensões, as variáveis que importam são referentes a direção x e y . Logo, a malha fisicamente é semelhante a da figura 7.

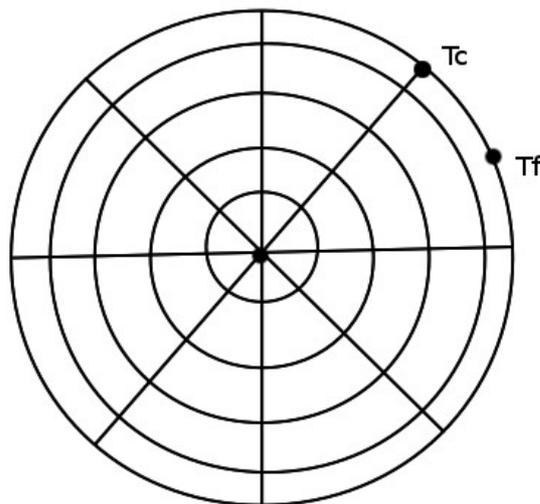


Figura 7: Malha de uma seção do elemento do corpo

No entanto, para que permitisse a aplicação computacional o sistema de coordenadas foi transformada para uma que se ajuste a geometria do modelo físico. No item 28 deste relatório esta transformação foi realizada, e a equação 6.1 toma uma nova forma dada pela equação 6.8. Fisicamente, esta manipulação matemática faz um domínio do cilindro passar a ser um paralelepípedo. A figura 8 apresenta para o caso de duas dimensões como fisicamente se apresenta esta transformada.

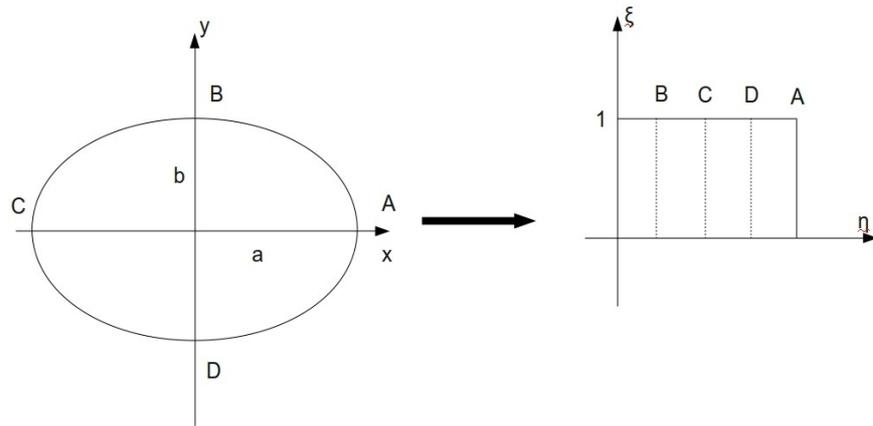


Figura 8: Transformação de coordenadas (Ferreira (2001))

A variável η é a componente tangencial e a variável ξ é radial. Para simplificar a equação pode-se juntar alguns termos para que fique na forma da equação 7.1:

$$\delta T_t = [\alpha \cdot T_\xi - \beta \cdot T_\eta]_\xi + [\mu \cdot T_\eta - \beta \cdot T_\xi]_\eta + J \cdot k \cdot T_y + J \cdot \hat{S} \quad (7.1)$$

Onde:

$$\alpha = \frac{k \cdot (x_\eta^2 - y_\eta^2)}{J}$$

$$\beta = \frac{k \cdot (x_\xi \cdot x_\eta + y_\xi \cdot y_\eta)}{J}$$

$$\mu = \frac{k \cdot (x_\xi^2 - y_\xi^2)}{J}$$

$$\delta = J \cdot \rho \cdot c$$

$$\hat{S} = \hat{V}_{bl} \cdot \rho_{bl} \cdot c_{bl} \cdot (T_{ar} - T) + \hat{q}_{met}$$

Se integrar os termos da equação 7.1, então:

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_s^n \int_w^e \delta \cdot T_t d\eta d\xi dt = \delta \cdot (T_p - T_p^0) \cdot \Delta\eta \cdot \Delta\xi \quad (7.2)$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_s^n \int_w^e [\alpha \cdot T_\xi]_\xi d\eta d\xi dt = ([\alpha \cdot T_\xi]_n - [\alpha \cdot T_\xi]_s) \cdot \Delta\eta \cdot \Delta t \quad (7.3)$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_s^n \int_w^e [\beta \cdot T_\eta]_\eta d\eta d\xi dt = ([\beta \cdot T_\eta]_n - [\beta \cdot T_\eta]_s) \cdot \Delta\eta \cdot \Delta t \quad (7.4)$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_s^n \int_w^e [\mu \cdot T_\eta]_\eta d\eta d\xi dt = ([\mu \cdot T_\eta]_e - [\mu \cdot T_\eta]_w) \cdot \Delta\xi \cdot \Delta t \quad (7.5)$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_s^n \int_w^e [\beta \cdot T_\xi]_\eta d\eta d\xi dt = ([\beta \cdot T_\xi]_e - [\beta \cdot T_\xi]_w) \cdot \Delta\xi \cdot \Delta t \quad (7.6)$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_s^n \int_w^e \hat{S} \cdot J d\eta d\xi dt = \hat{S} \cdot J \cdot \Delta\xi \cdot \Delta\eta \cdot \Delta t \quad (7.7)$$

Nota-se que as derivadas das equações 7.3 a 7.6 podem ser aproximadas por:

$$[T_\xi]_n = \frac{T_N - T_P}{\Delta\xi_n}$$

$$[T_\xi]_s = \frac{T_P - T_S}{\Delta\xi_s}$$

$$[T_\xi]_e = \frac{T_{cNE} - T_{cSE}}{\Delta\xi}$$

$$[T_\xi]_w = \frac{T_{cNW} - T_{cSW}}{\Delta\xi}$$

$$[T_\eta]_n = \frac{T_{cNE} - T_{cNW}}{\Delta\eta}$$

$$[T_\eta]_s = \frac{T_{cSE} - T_{cSW}}{\Delta\eta}$$

$$[T_\eta]_e = \frac{T_E - T_P}{\Delta\eta_e}$$

$$[T_\eta]_w = \frac{T_P - T_W}{\Delta\eta_w}$$

Logo, a equação 7.1 fica na forma:

$$A_t \cdot T_P = A_N \cdot (T_N - T_P) + A_S \cdot (T_S - T_P) + A_E \cdot (T_E - T_P) + A_W \cdot (T_W - T_P) + S^0 \quad (7.8)$$

Onde:

$$S^0 = A_{no,S} \cdot (T_{cSE} - T_{cSW}) + A_{no,N} \cdot (T_{cNW} - T_{cNE}) + A_{no,E} \cdot (T_{cNE} - T_{cSE}) + A_{no,W} \cdot (T_{cSW} - T_{cNW}) + J \cdot \hat{S} \cdot \Delta \xi \cdot \Delta \eta + A_t \cdot T_P$$

$$A_t = \frac{\delta \cdot \Delta \xi \cdot \Delta \eta}{\Delta t}$$

$$A_N = \frac{\alpha_n \cdot \Delta \eta}{\Delta \xi_n}$$

$$A_S = \frac{\alpha_s \cdot \Delta \eta}{\Delta \xi_s}$$

$$A_E = \frac{\mu_s \cdot \Delta \xi}{\Delta \eta_e}$$

$$A_W = \frac{\mu_w \cdot \Delta \xi}{\Delta \eta_w}$$

$$A_{no} = \frac{k \cdot (x_\xi \cdot x_\eta + y_\xi \cdot y_\eta)}{J}$$

Deseja-se que os coeficientes fiquem em função das variáveis de η e ξ .

Logo, os coeficientes A_x ficam na seguinte forma:

$$A_N = \left[\frac{k \cdot \xi \cdot (a^2 \sin^2 \eta + b^2 \cos^2 \eta)}{a b \Delta \xi} \right]_n \Delta \eta$$

$$A_S = \left[\frac{k \cdot \xi \cdot (a^2 \sin^2 \eta + b^2 \cos^2 \eta)}{a b \Delta \xi} \right]_s \Delta \eta$$

$$A_E = \left[\frac{k \cdot (a^2 \cos^2 \eta + b^2 \sin^2 \eta)}{a b \Delta \eta} \right]_e \Delta \xi$$

$$A_W = \left[\frac{k \cdot (a^2 \cos^2 \eta + b^2 \sin^2 \eta)}{a b \Delta \eta} \right]_w \Delta \xi$$

$$A_{no} = \frac{k \cdot \sin \eta \cdot \cos \eta \cdot (b^2 - a^2)}{a b}$$

A equação 7.8 é válida para a transferência de calor no interior do corpo, mas para conhecer a temperatura da superfície da pele os termos de convecção, radiação e evaporação devem ser incluídos como condições de contorno.

Os termos $[T_\xi]_e$, $[T_\xi]_w$, $[T_\eta]_n$, $[T_\eta]_s$ são as derivadas na direção não ortogonal, segundo Gao (1999), as temperaturas do tipo T_c podem ser calculadas pela média ponderada das temperaturas dos volumes vizinhos. E portanto, obedece a equação 7.9:

$$T_c = \frac{\sum_{n=a}^m m_n c_n T_n}{\sum_{n=a}^m m_n c_n} \quad (7.9)$$

Onde:

m_n é a massa do volume n	[kg]
c_n é o calor específico do material n	[J/(kg.°C)]
T_n é a temperatura do volume n	[°C]

7.2. As condições de contorno

Anterior a este item (item 7.1) foi demonstrada a equação relativa a transferência de calor dentro da malha, agora deve-se impor algumas condições de contorno para que algumas hipóteses do modelo sejam seguidas.

A primeira abordagem será os pontos relativos a superfície da pele, onde há fenômenos de convecção, de radiação, de evaporação. A segunda são os pontos na qual não há troca de calor, ou seja, a superfície da malha onde existe o contato entre um elemento do corpo e outro não ocorre troca de calor entre si. Essa hipótese é razoável, pois a condução de calor é menos significativo comparado a troca de calor pelo sangue ou a interação da superfície da pele e ambiente. A terceira abordagem será sobre condição de contorno cíclica, pois os pontos da fronteira início e fim da malha devem possuir as mesmas temperaturas. Este último caso complica um pouco o problema devido ao método de solução numérica ter que ser

condicionalmente estável segundo Ferreira (2001).

7.2.1. Primeira condição de contorno

Os volumes em contato com o plano $\xi=1$ possuem faces que estão fisicamente em interação direta com o ambiente. Então o fluxo de calor por condução deve ser o mesmo que as trocas feitas por convecção, radiação e evaporação para o ambiente.

A equação 7.1 possui o termo não-ortogonal, e desconsiderar o fluxo não-ortogonal é uma simplificação que Ferreira (2001) adotou, esta hipótese é aceitável segundo este pesquisador, pois o fluxo de calor na direção ortogonal é mais significativo do que a não ortogonal. Logo, o fluxo de calor por condução na face do volume norte é dado por:

$$\dot{q} = [\alpha T_{\xi}]_n \Delta \eta \quad (7.10)$$

Mas, lembrando que:

$$[T_{\xi}]_n = \frac{T_f - T_p}{\Delta \xi / 2}$$

Então:

$$\dot{q} = A_N (T_f - T_p)$$

Onde :

$$A_N = 2 \cdot \left[\frac{k(x_n^2 + y_n^2)}{J} \right]_n \frac{\Delta \eta}{\Delta \xi}$$

Os termos convectivos, radioativos:

$$(\dot{q}_{conv} + \dot{q}_{rad}) A_D = \frac{T_f - T_o}{R_{cr}} \quad (7.11)$$

Onde:

$$R_{cr} = \frac{R_{cl} + \frac{1}{f_{cl} h}}{A_D} \quad \text{é a resistência do termo radioativo e convectivo}$$

$$T_o = \frac{\bar{T}_r \cdot h_r + T_{amb} \cdot h}{h_r + h} \quad \text{é a temperatura operativa}$$

O termo de evaporação:

$$E A_D = w A_D \frac{P_{w,s} - \phi_a P_{w,a}}{R_{e,cl} + \frac{1}{f_{cl} h_e}} \quad (7.12)$$

Utilizando da linearização, na qual o termo com asterisco representa os valores da iteração anterior:

$$P_w = P_w^* + \left(\frac{dP_w}{dT} \right)^* (T - T^*)$$

Portanto, a equação 7.12 modificada:

$$E A_D = w \frac{\delta^* + \zeta^* T_f}{R_e}$$

Onde:

$$\delta^*(T_f^*) = p_{w,f}^* - \left(\frac{dP_w}{dT} \right)_f^* T_f^* - p_{w,a}$$

$$\zeta^*(T_f^*) = \left(\frac{dp_w}{dT} \right)_f^*$$

$$R_e = \frac{R_{e,cl} + \frac{1}{f_{cl} h_e}}{A_D}$$

E para obedecer a condição de contorno:

$$A_N(T_f - T_p) = (q_{conv} + q_{rad} - E) A_D \quad (7.13)$$

E finalmente, com algumas manipulações algébricas, a temperatura da superfície da pele é definido conforme a equação 7.14:

$$T_f = \frac{\psi}{\mu} + \frac{A_N}{\mu} T_p \quad (7.14)$$

Onde:

$$\psi = \frac{T_o}{R_{cr}} - \frac{w \delta^*}{R_e}$$

$$\mu = A_N + \frac{1}{R_{cr}} + \frac{w \zeta^*}{R_e}$$

Logo, a temperatura na fronteira T_f , ou seja, na superfície da pele pode calculado pela equação 5.14, e o efeito da convecção, radiação e evaporação entra no modelo como os coeficientes fórmula ψ e fórmula μ .

7.2.2. Segunda condição de contorno

Novamente, os pontos adiabáticos são os pontos localizados na face de topo ou base, que fisicamente no modelo é a junta de um elemento com outro (por exemplo: entre a perna e a coxa). Por isso, na equação 7.8 a parcela referente à transferência de calor para o topo ou base é nula.

7.2.3. terceira condição de contorno

Essa terceira condição é de extrema importância para manter a consistência do modelo. Quando se faz a transformação de coordenada gera uma condição de contorno cíclica. Ou seja, no plano computacional visualmente a face oeste não tem nenhuma relação direta com a face leste, porém fisicamente elas estão ligadas diretamente.

As equações relativas a transferência de calor geram um sistema linear de formato de uma matriz tridiagonal. A solução para este sistema fica limitado ao algoritmo de Thomas (TDMA – tridiagonal matrix algorithm), segundo PATANKAR (1980). Para a variável sujeito a condições de contorno cíclica, o sistema linear encontrado pode sofrer uma variação e o algoritmo usado foi de Douglas. Esses citados algoritmos serão detalhados no item 7.3 a 7.5.

7.3. Resolução das equações diferenciais ordinárias

Ferreira (2001) utilizou o método de Euler para a solução das equações 4.5 a 4.8, pois apesar da existência de outros métodos como Runge-Kutta de quarta ordem e método de Euler responde com os mesmos resultados, mas com uma grande vantagem de Euler possuir um código computacional mais simples.

Portanto, as equações encontradas ficam como se pode ver adiante:

$$T^{n+1}_{ar,i} = \frac{\Delta t}{m_{ar,i} c_{bl}} [\rho_{bl} c_{bl} V_{ar,i}^{\hat{h}} (T^{in,n}_{ar,i} - T^n_{ar,i}) + H_{av,i} (T^n_{ve,i} - T^n_{ar,i})] + T^n_{ar,i} \quad (7.15)$$

$$T^{n+1}_{ve,i} = \frac{\Delta t}{m_{ve,i} c_{bl}} [\rho_{bl} c_{bl} V_{ve,i}^{\hat{h}} (T^{in,n}_{ve,i} - T^n_{ve,i}) + H_{av,i} (T^n_{ar,i} - T^n_{ve,i})] + \frac{\Delta t}{m_{ve,i} c_{bl}} [\int \rho_{bl} c_{bl} V_{ve,i}^{\hat{h}} (T^n - T^n_{ve,i}) dV] + T^n_{ve,i} \quad (7.16)$$

$$T^{n+1}_{bl} = \frac{\Delta t}{m_{bl} c_{bl}} [\sum_i \rho_{bl} c_{bl} V_{ve,i}^{\hat{h}} (T^n_{ve,i} - T^n_{bl})] + \frac{\Delta t}{m_{bl} c_{bl}} [\int_V \rho_{bl} c_{bl} V_{bl}^{\hat{h}} (T^n - T^n_{bl}) dV] + T^n_{bl} \quad (7.17)$$

Para a equação 5.8 utiliza-se o método das alternância de direções. Este método (para caso, de duas dimensões) consiste em dividir a iteração em dois passos (cada metade gasta $\Delta t/2$); no primeiro, a derivada na direção de ξ é tratada implicitamente e na direção de η explicitamente. Logo, para a primeira etapa, a equação 7.8 tem a forma da equação 7.18:

$$(A_N + A_S + A_t) T_P^{n+1/2} = A_N T_N^{n+1/2} + A_S T_S^{n+1/2} + S^n \quad (7.18)$$

onde:

$$S^n = A_E(T_E^n - T_P^n) + A_W(T_W^n - T_P^n) + A_t T_P^n + \hat{V}_{bl}^n \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar,i}^n - T^n) \Delta \eta \Delta \xi + \hat{q} \Delta \eta \Delta \xi + S_{no}^n$$

$$S_{no} = A_{no,S} \cdot (T_{cSE} - T_{cSW}) + A_{no,N} \cdot (T_{cNW} - T_{cNE}) + A_{no,E} \cdot (T_{cNE} - T_{cSE}) + A_{no,W} \cdot (T_{cSW} - T_{cNW})$$

Na segunda etapa, a derivada na direção de η é tratada implicitamente e na direção ξ explicitamente.

$$(A_E + A_W + A_t) T_P^{n+1} = A_E T_E^{n+1} + A_W T_W^{n+1} + S^{n+1/2} \quad (7.19)$$

onde:

$$S^{n+1/2} = A_N(T_N^{n+1/2} - T_P^{n+1/2}) + A_S(T_S^{n+1/2} - T_P^{n+1/2}) + A_t T_P^{n+1/2} + \hat{V}_{bl}^{n+1/2} \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar,i}^{n+1/2} - T^{n+1/2}) \Delta \eta \Delta \xi + \hat{q}^{n+1/2} \Delta \eta \Delta \xi + S_{no}^{n+1/2}$$

Devido a condições de contorno, a primeira etapa deve ser resolvida pelo algoritmo de Thomas, e a segunda pelo algoritmo de Douglas.

7.4. TDMA ou algoritmo de Thomas

O algoritmo é destinado para as matrizes tridiagonais, sua apresentação é simples e não tomará grandes descrições.

A equação deve ser do tipo:

$$A_i \cdot \Phi_i = B_i \cdot \Phi_{i+1} + C_i \cdot \Phi_{i-1} + D_i$$

para $i = 1, 2, \dots, N$

com $C_1 = 0$ e $B_N = 0$

As variáveis podem ser calculadas pela equação:

$$\Phi_i = E_i \cdot \Phi_{i+1} + G_i$$

Onde:

$$E_i = \frac{B_i}{A_i - C_i \cdot E_{i-1}}$$

$$G_i = \frac{D_i + C_i \cdot G_{i-1}}{A_i - C_i \cdot E_{i-1}}$$

7.5. CTDA ou algoritmo de Douglas

Esta é uma variação do algoritmo de Thomas, ele tem a finalidade de resolver sistemas lineares com condição de contorno cíclica. Isso implica que:

$$\text{para } i=1 \quad \Phi_{i-1} = \Phi_N$$

$$\text{para } i=N \quad \Phi_{i+1} = \Phi_1$$

E segundo Patankar et al. (1977):

$$\Phi_i = E_i \cdot \Phi_{i+1} + F_i \cdot \Phi_{i-1} + G_i$$

Onde:

$$E_i = \frac{B_i}{A_i - C_i \cdot E_{i-1}}$$

$$F_i = \frac{C_i \cdot F_{i-1}}{A_i - C_i \cdot E_{i-1}}$$

$$G_i = \frac{D_i + C_i \cdot G_{i-1}}{A_i - C_i \cdot E_{i-1}}$$

Para o termo Φ_N é calculado por:

$$\Phi_N = \frac{(Q_{N-1} + C_N) \cdot G_{N-1} + R_{N-1}}{P_{N-1} - (Q_{N-1} + C_N) \cdot (E_{N-1} + F_{N-1})}$$

Onde:

$$P_i = P_{i-1} - Q_{i-1} \cdot F_{i-1}$$

$$Q_i = Q_{i-1} \cdot E_{i-1}$$

$$R_i = R_{i-1} - Q_{i-1} \cdot G_{i-1}$$

Com:

$$P_1 = A_N$$

$$Q_1 = B_N$$

$$R_1 = D_N$$

8. Sistema de controle

A figura 9 representa o funcionamento do sistema termorregulador e as principais influências que atuam sobre o sistema. Observa-se que o sistema de controle é composta por três mecanismos de controle de temperatura: calafrio (ambientes frios), sudorese (ambientes quentes), sistema vasomotor (ambos). Estes agem diretamente no organismo de tal forma a melhorar a troca de calor com o meio ou a dificultar, ou então produzir calor.

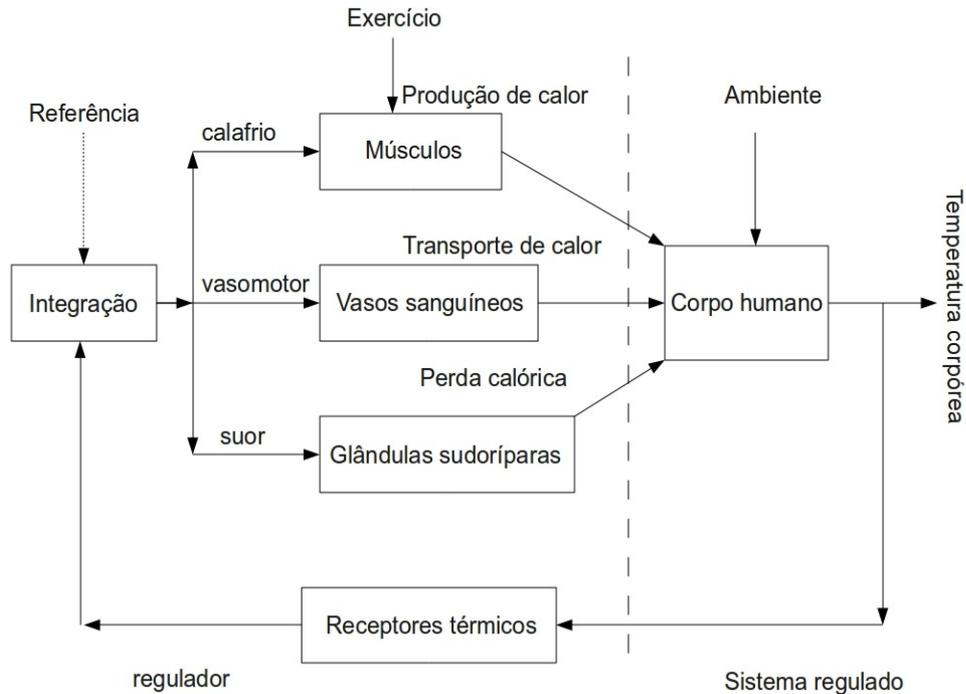


Figura 9: diagrama de blocos do sistema térmico do corpo humano (modificado de Stolwijk (1971))

As condições ambientais (umidade, temperatura radiante, temperatura do ar, e velocidade do ar) são variáveis de perturbação do sistema térmico do corpo humano. Então o conjunto de ações desses sub-sistemas resultam em uma temperatura do corpo que será avaliada pelo controlador natural do corpo e, por fim, através da comparação de uma temperatura de referência ativa-se o sistema de termorregulador.

8.1. Mecanismos da termorregulação, sistema ativo

O sistema ativo da termorregulação é composto por sensores, controladores e atuadores, ou seja, é um sistema de controle segundo a definição que se conhece em engenharia. De forma sucinta, os nervos localizados na região pré-ótica do hipotálamo e os situados na pele são os sensores; o controlador é o sistema nervoso central e os atuadores são os músculos, glândulas sudoríparas e o sistema circulatório.

Basicamente, este item 8 apresenta os modelos do sistema ativo e descreve o seu funcionamento. Mas, antes de apresentar o modelo, deve-se conhecer o ponto de neutralidade térmica, um conceito que é ponto chave que envolve o conceito dos modelos da termorregulação utilizados neste trabalho.

8.2. Neutralidade térmica

O organismo humano regula a temperatura corporal através da comparação da temperatura real (a que o corpo apresenta) e a temperatura ideal (valor de referência estabelecido pela natureza do organismo). Ou seja, dissipa energia térmica ou aumenta a energia térmica do corpo conforme esse ponto, para que o organismo trabalhe em condições corretas.

Logo, existem condições ambientais tais que o organismo não necessita de regulação térmica, e este é conhecido como o ponto de neutralidade térmica. Por isso, o corpo sujeito as condições de neutralidade, não apresentará controle por sudorese, nem por calafrio, e nem por vasodilatação ou vasoconstrição.

Temperaturas ambientes de 29 °C a 31 °C e o corpo permanecendo em estado basal, a termorregulação não é necessária. Cada organismo possui um ponto de neutralidade térmica, não se sabe ao certo o que determina este ponto. No caso deste trabalho, adota-se a temperatura ambiente de 30 °C como temperatura de neutralidade térmica.

Como já foi citado, o corpo necessita de duas temperaturas de referências para controlar a temperatura do corpo, a do hipotálamo e a da pele. As respostas físicas e fisiológicas em regime permanente, na condição de neutralidade, fornecerá meios para calcular essas temperaturas de referências; estes por sua vez são utilizadas nos modelos descritos no item 8.3.

8.3. Os modelos do sistema ativo

O principal objetivo é melhorar as resposta do modelo do sistema térmica do corpo humano, tomando como base o modelo desenvolvido por Ferreira (2001). A hipótese inicial para a otimização deste seria a modificação do modelo de controle

de temperatura.

Para alcançar a meta foi adotada uma metodologia que se resume a seguir. Inicialmente, adotou-se os seguintes modelos: Savage e Brengelmann (1996) para vasomotor; Nadel et al. (1971) para a sudorese; Gordon et al. (1976) para o calafrio. No segundo momento, comparou-se as respostas dadas pelo modelo composto por estes com as respostas dos dados experimentais. Verificou-se que não havia total coerência com os resultados empíricos, e portanto, modificou-se os parâmetros de controle do modelo até que as saídas melhorassem. Por final, substituiu-se o modelo de calafrio de Gordon et al. (1976) por de Xu et al. (2004), ajustou-se o modelo para melhorar a resposta do modelo.

Serão apresentados os modelos do sistema ativo da termorregulação neste presente item. No total, são três mecanismos de termorregulação: sudorese, sistema vasomotor e calafrio.

O modelo de cada mecanismo foi criado por diferentes pesquisadores, e este item 8 apresenta seus modelos de forma a resumir cada trabalho feito por esses autores. Esses modelos são adotados para integrar o modelo térmico do sistema ativo desenvolvido nesse trabalho.

8.3.1. Sistema 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, este foi discutido no item 14 Resumidamente, a perfusão é responsável pela intensidade de troca de calor do sangue para o tecido adjacente aos vasos e veias do sistema circulatório. A perfusão é um fenômeno similar a convecção, sua diferenciação deve-se ao fluido escoar num meio poroso e o fluido particularmente é o sangue. No entanto, na perfusão assim como na convecção quanto maior a vazão do fluido maior será a troca de calor com o meio.

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:

$$\Delta \omega_{sk} = K_1 \cdot (T_{hy} - T_{hy0}) + K_2 \cdot (T_{sk} - T_{sk0}) \quad (8.1)$$

Onde:

$\Delta \omega_{sk}$ é a variação da perfusão sanguínea	[m ³ . m ⁻³ . s ⁻¹]
K_1 é uma constante cujo valor é 1810 . 10 ⁻⁶	[m ³ . m ⁻³ . s ⁻¹ . K ⁻¹]
K_2 é uma constante cujo valor é 181 . 10 ⁻⁶	[m ³ . m ⁻³ . s ⁻¹ . 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]

As constantes K_1 e K_2 foram estabelecidos experimentalmente pelo correspondente autor, de forma ajustar convenientemente o comportamento da perfusão. Já as temperaturas de referências foram ajustadas conforme as respostas obtidas no regime permanente, conceito citado no item 43 deste relatório.

Outro fator importante a se citar é o intervalo de atuação da perfusão, pois como qualquer mecanismo sempre há o limite de funcionamento. A vazão de sangue possui limites superior e inferior seu intervalo correspondente é dado por:

$$0,5 \frac{ml}{100g \cdot min} \leq \Delta \omega_{sk} \leq 20 \frac{ml}{100g \cdot min}$$

Na unidade utilizada neste citado intervalo, o ml é referente ao volume de sangue, g é a massa do tecido e min como unidade de tempo. Apesar disso é possível transformar essas unidades em m³ . m⁻³ . s⁻¹, estes compatíveis com as unidades das constantes e no SI.

Em estado de neutralidade térmica cada tecido do corpo humano mantém um valor típico de perfusão de sangue. Os valores para cada tecido são apresentados na tabela 5 segundo Fiala et al. (1999).

Observa-se que os maiores valores de perfusão são apresentados pelos tecidos do cérebro e vísceras. Isso se deve a estas partes do corpo terem atividades de trocas gasosas e químicas intensas. A pele da região da cabeça e do rosto também possuem um valor razoável de perfusão isso explica o fato de que uma rajada de vento gelado nestes locais provoca um grande desconforto em pessoas.

Tabela 5: perfusão do sangue no estado basal

Elemento	Material	Perfusão (l.s⁻¹.m⁻³)
Cabeça	cérebro	10,132
	osso	0,000
	gordura	0,004
	pele	5,480
Rosto	músculo	0,538
	osso	0,000
	gordura	0,004
	pele	11,170
pescoço	osso	0,000
	músculo	0,538
	gordura	0,004
	pele	6,800
ombros	osso	0,000
	músculo	0,538
	gordura	0,004
	pele	1,010
tórax	osso	0,000
	músculo	0,538
	gordura	0,004
	pele	1,580
abdômen	víscera	4,310
	osso	0,000
	músculo	0,538
	gordura	0,004
	pele	1,440
braços	osso	0,000
	músculo	0,538
	gordura	0,004
	pele	1,100
mãos	osso	0,000
	músculo	0,538
	gordura	0,004
	pele	4,540
pernas	osso	0,000
	músculo	0,538
	gordura	0,004
	pele	1,050
pés	osso	0,000
	músculo	0,538
	gordura	0,004
	pele	1,500

8.3.2. 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.

Há um volume de suor máximo que pode ficar sobre a pele, a partir da qual o fluido se aglomera e então escorre pela superfície. Portanto, há um limite de perda de calor por este mecanismo.

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 Savage e Brengelmann (1996) o controle é dependente das temperaturas de referências da pele e do hipotálamo. A equação do modelo é dada por:

$$E_{swi} = [K_3 \cdot (T_{hy} - T_{hy0}) + K_4 \cdot (T_{sk} - T_{sk0})] \cdot e^{\frac{T_{ski} - T_{sk0}}{10}} \quad (8.2)$$

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 [$\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$]

As constantes foram encontradas através de um processo iterativo para que as respostas em determinadas condições sejam compatíveis com os resultantes da experimentação em mesmas condições.

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:

$$w = 0,06 + 0,94 \cdot \frac{E_{sw}}{E_{max}} \quad (8.3)$$

Lembrando que E_{sw} é calculado pela equação 8.3, e E_{max} é a máxima troca de calor por evaporação dado em $W \cdot m^{-2}$. Quando a pele se encontra saturada de suor significa que é a situação de máxima evaporação, caso haja mais produção de suor, o excesso escorre pela superfície da pele. Essa situação corresponde a $w=1$, logo o intervalo de w é dado por:

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

Uma possível explicação da parcela exponencial na equação 8.2 é devido ao atraso de sinal nervoso.

8.3.3. 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:

$$\Delta M_{sh} \cdot A_D = K_5 \cdot (T_{hy0} - T_{hy}) + K_6 \cdot (T_{sk0} - T_{sk}) + K_7 \cdot \Delta Q \quad (8.4)$$

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]

Como nos outros modelos de controle da temperatura, as constantes foram encontradas por um processo iterativo que se ajustasse aos resultados de

experimentos.

O intervalo de calor que o calafrio pode gerar está no intervalo, segundo Hayward et al. (1977):

$$0 \leq \Delta M_{sh} \cdot A_D \leq 6,4 \frac{W}{kg}$$

O modelo de Gordon et al. (1976) se limita a um determinado intervalo de metabolismo como se mostra acima. Já o modelo de Xu et al. (2005) considera para situações em exposição ao frio por longo período de tempo, logo abrange um maior intervalo de valores do calor gerado por calafrio. Este presente trabalho tem o interesse de confrontar os resultados adquiridos pelas simulações utilizando estes distintos modelos de calafrio. As equações 8.5 a 8.9 se referem ao modelo de Xu et al.:

A equação 8.5 é a intensidade de calafrio:

$$M_{sh,1} = \frac{155,5 \cdot (37 - T_c) + 47,0 \cdot (33 - T_s) - 1,56 \cdot (33 - T_s)^2}{\sqrt{\%BF}} \quad (8.5)$$

Onde:

T_c é a temperatura do núcleo [°C]

T_s é a temperatura da superfície da pele [°C]

$\%BF$ é a porcentagem de gordura no corpo do indivíduo

A equação 8.6 representa máximo valor que se pode obter por calafrio para esta primeira etapa:

$$M_{sh,max} = 30,5 + 0,348 \cdot V_{O_2,max} - 0,909 \cdot BMI - 0,233 \cdot Age \quad (8.6)$$

Onde:

$V_{O_2,max}$ é o máximo consumo de oxigênio [ml O₂ / min. kg]

BMI é o índice de massa corpórea [kg/m²]

Age é a idade do indivíduo em questão [anos]

Em segundo instante, quando a temperatura do núcleo atinge um valor menor do que 32 °C, a equação 8.7 será válida:

$$M_{sh,2} = M_{sh,1} \cdot sech\{2 \cdot (32 - T_c)^{1,4}\} \quad (8.7)$$

Onde:

sech é o secante hiperbólico

O tempo máximo da duração do calafrio em condições severas é dada pela equação 8.8:

$$t_{end} = \frac{\alpha}{L_r} \cdot e^{-4,0 \cdot L_r} \quad (8.8)$$

Onde:

α é fator de calibração cujo valor é 18

L_r é a relação entre a intensidade do calafrio com o máximo valor, definido como:

$$L_r = \frac{M_{sh,1}}{M_{sh,max}}$$

Ao término do tempo máximo de duração do calafrio o metabolismo mantido segue segundo a equação 8.9:

$$M_{sh,2} = M_{sh,1} \cdot sech\left\{\frac{\sum \Delta t - 1}{\beta} \cdot t_{end}\right\} \quad (8.9)$$

Onde:

Δt é o incremento temporal [horas]

β é uma constante de ajuste cujo valor é 0,38

A figura 10 apresenta o comportamento da intensidade de calafrio em função de segundo Xu et al. (2005). Na qual a curva (A) é a representação do metabolismo basal, (B) é o metabolismo inicial, (C) é máximo teórico de metabolismo, (D) é o metabolismo observado quando $T_s < 20^\circ\text{C}$, (E) é o metabolismo observado quando T_s é próximo de 20°C , (F) é o metabolismo quando $T_c < 32^\circ\text{C}$, (G) é o metabolismo quando o calafrio perde a sua duração.

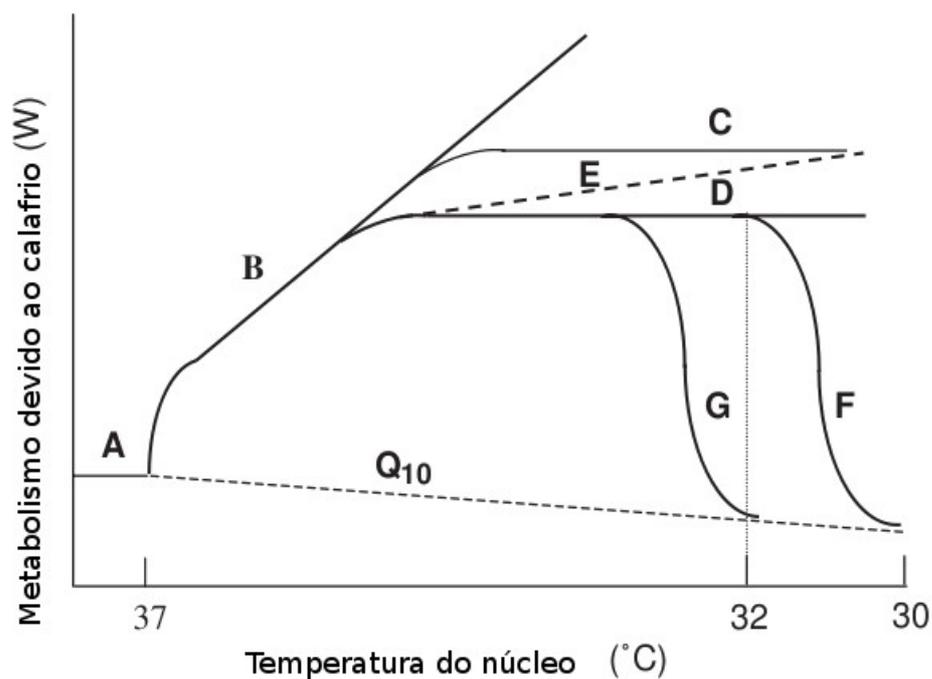


Figura 10: intensidade do calafrio em função da temperatura do núcleo

8.4. Atuação do sistema ativo no passivo

Pelo o que foi apresentado do modelo do sistema ativo, nota-se que todos eles agem através da produção ou da dissipação de calor. A equação 8.10 que se apresenta a seguir representa a transferência de calor no interior do corpo:

$$\rho_i \cdot c_{p,i} \frac{dT_i}{dt} = k_i \cdot \left(\frac{\partial^2 T_i}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_i}{\partial y^2} \right) + \hat{q}_{per} + \hat{q}_{met} \quad (8.10)$$

O incremento de calor devido ao calafrio atua no termo q_{met} , já a sudorese entra como condição de contorno na pele (este assunto será abordado detalhadamente no próximo relatório). Já os efeitos do mecanismo vasomotor atuam no termo q_{per} , o calor transferido por perfusão.

9. Resultados e as modificações impostas

Primeiramente, neste item 9, será mostradas as modificações feitas nos modelos do sistema. As manipulações foram necessárias para que pudesse aproximar os resultados numéricos com os dados experimentais.

9.1. Modelo de Savage e Brengelmann (1996)

No item 9.1. serão apresentados os resultados com a modificação somente dos modelos de Savage e Brengelmann (1996) que é relacionado ao fenômeno de vasoconstrição e vasodilatação.

O controle do mecanismo vasomotor é dado por um controle proporcional com duas entradas. E as constantes de proporcionalidade foram encontradas pelos autores de forma experimental. Como estes autores não utilizaram uma amostra adequada da população, os resultados encontrados nos trabalhos executados por outros pesquisadores podem não ser coerentes dos apresentados por este modelo, pois o mesmo utiliza de um fenótipo padrão da população.

Para sanar este problema ajustou-se estes parâmetros iterativamente e as novas constantes para o modelo encontradas são:

$$K_{1,novo} = 27150 \cdot 10^{-6} \quad [\text{m}^3 \cdot \text{m}^{-3} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}]$$

$$K_{2,novo} = 2715 \cdot 10^{-6} \quad [\text{m}^3 \cdot \text{m}^{-3} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}]$$

Lembrando que a equação do modelo é dado por 9.1.

$$\Delta \omega_{sk} = K_1 \cdot (T_{hy} - T_{hy0}) + K_2 \cdot (T_{sk} - T_{sk0}) \quad (9.1)$$

Onde:

$$\Delta \omega_{sk} \text{ é a variação da perfusão sanguínea} \quad [\text{m}^3 \cdot \text{m}^{-3} \cdot \text{s}^{-1}]$$

$$K_1 \text{ é uma constante cujo valor é } 1810 \cdot 10^{-6} \quad [\text{m}^3 \cdot \text{m}^{-3} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}]$$

$$K_2 \text{ é uma constante cujo valor é } 181 \cdot 10^{-6} \quad [\text{m}^3 \cdot \text{m}^{-3} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}]$$

$$T_{hy} \text{ é a temperatura do hipotálamo} \quad [\text{K}]$$

$$T_{sk} \text{ é a temperatura da pele} \quad [\text{K}]$$

$$T_{hy0} \text{ é a temperatura de referência do hipotálamo} \quad [\text{K}]$$

$$T_{sk0} \text{ é a temperatura de referência da pele} \quad [\text{K}]$$

9.2. Modelo de Nadel et al. (1971)

Outro modelo modificado neste projeto é o de Nadel et al. (1971). Assim como no modelo vasomotor Savage e Brengelmann (1996) o controle é similar a um controlador proporcional. A equação do modelo é dada por:

$$E_{swi} = [K_3 \cdot (T_{hy} - T_{hy0}) + K_4 \cdot (T_{sk} - T_{sk0})] \cdot e^{\frac{T_{ski} - T_{sk0}}{10}} \quad (9.2)$$

Onde:

$$K_3 \text{ é uma constante cujo valor é } 100 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{°C}^{-1}$$

$$K_4 \text{ é uma constante cujo valor é } 11 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{°C}^{-1}$$

$$T_{ski} \text{ é a temperatura superficial da pele do elemento } i \quad [\text{°C}]$$

$$E_{ski} \text{ é o calor perdido por sudorese no elemento } i \quad [\text{W} \cdot \text{m}^{-2}]$$

As constantes K_3 e K_4 foram modificadas para os seguintes valores:

$$K_{3,novo} = 25$$

$$K_{4,novo} = 11/4$$

Foram simulados nas seguintes temperaturas ambiente: 15 °C, 20 °C, 30 °C e 40 °C, os gráficos resultantes são dados respectivamente por gráfico 1, 2, 3, 4. Para ambos casos (experimental e numérico) o fluido em contato é o ar com umidade relativa de 50% e velocidade menor que $v < 0,1$ m/s.

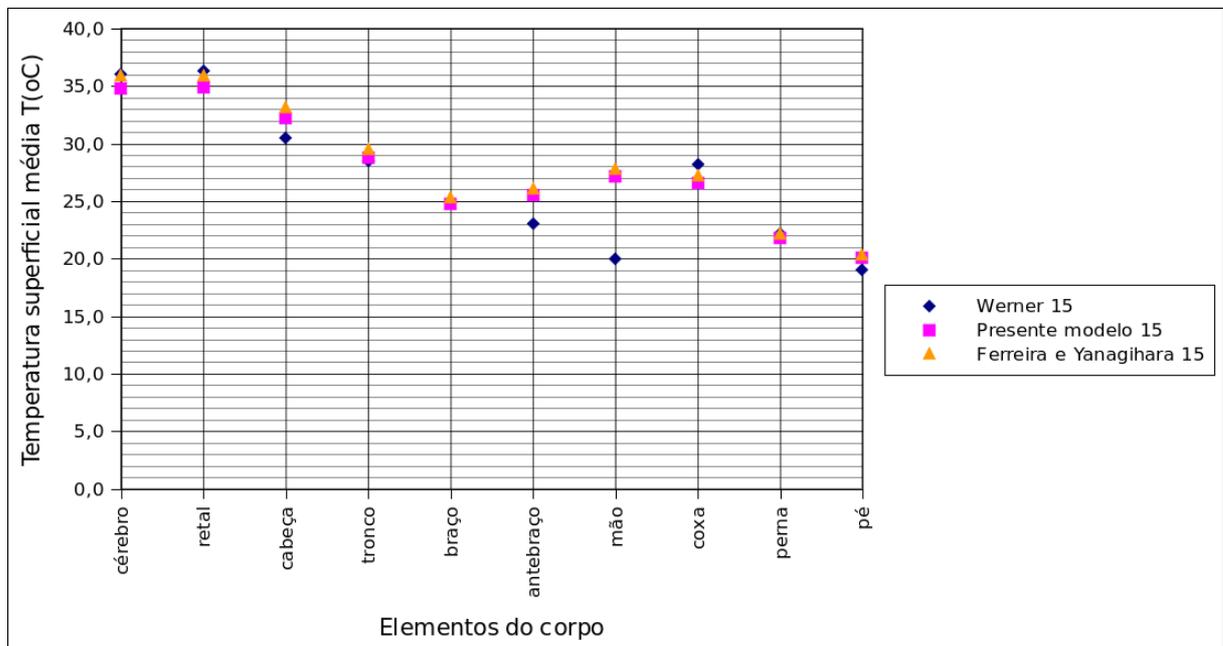


Gráfico 1: gráfico da temperatura média de cada segmento para temperatura a 15 °C

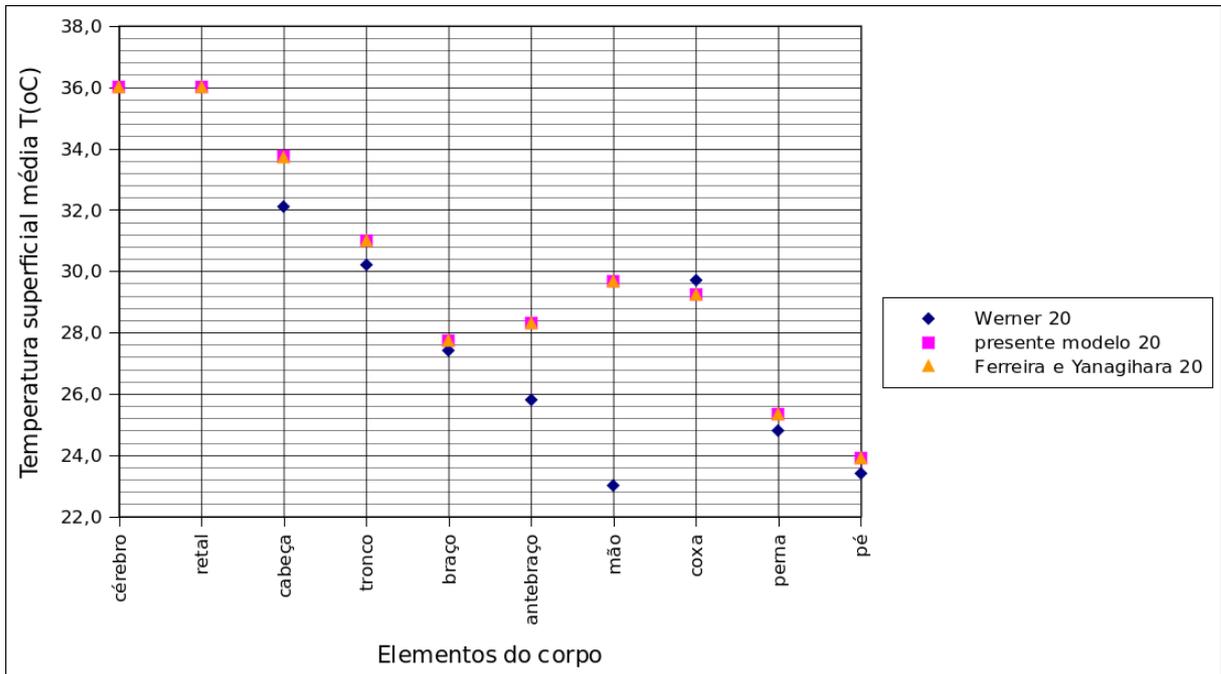


Gráfico 2: gráfico da temperatura média de cada segmento para temperatura a 20 °C

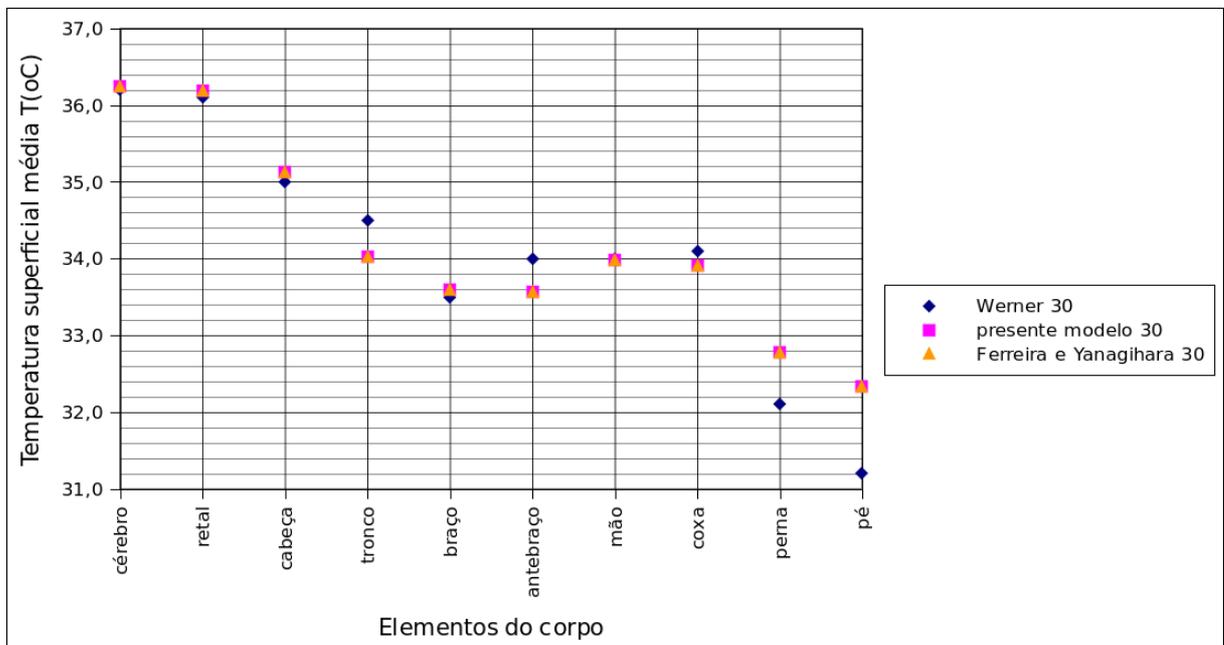


Gráfico 3: gráfico da temperatura média de cada segmento para temperatura a 30 °C

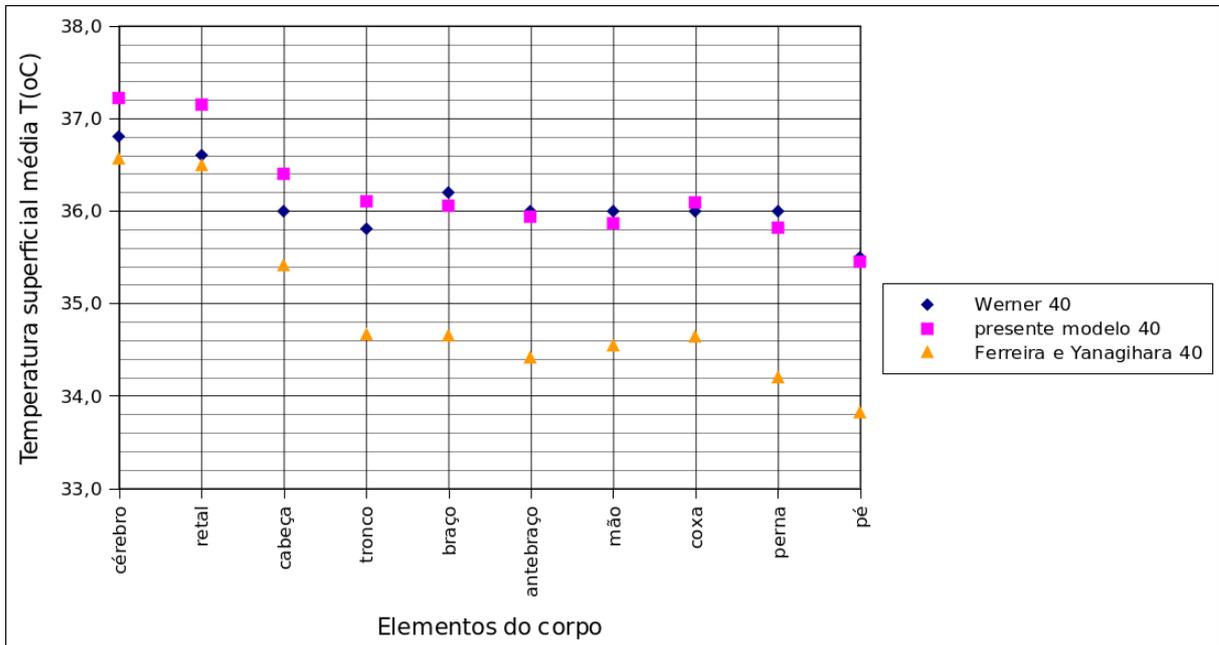


Gráfico 4: gráfico da temperatura média de cada segmento para temperatura a 40 °C

Na legenda, dados relativos a Werner 40 são dados experimentais a temperatura 40. Dados relativos ao presente modelo 40 são os dados resultantes da modificação apresentada nos itens 9.1. e 9.2. a temperatura 40. Ferreira e Yanagihara se refere aos resultados com os modelos de regulação apresentados na sua forma não modificada.

Pode-se verificar que o ganho com a modificação foi significativo para a temperatura ambiente a 40 °C. Já para a temperatura de neutralidade térmica (30 °C na qual o sistema termorregulador não atua). Os resultados são satisfatórios tanto para o modelo de Ferreira, mas como também este mesmo com as modificações demonstradas no item 9.1 e 9.2. Observa-se pelos gráficos 1 a 3 que o ganho devido as mudanças feitas nos modelos não foram significativas.

Pelo gráfico 3, nota-se que as temperaturas obtidas por método numérico aproximam-se dos valores das correspondentes temperaturas extraídas por meios experimentais. Isso pode ser atribuído à temperatura e ao modelo térmico em questão. Pois, o ambiente a 30 °C é uma temperatura de neutralidade térmica, ou seja, os sistemas ativos não agem. Logo, os resultados são dependentes somente do modelo passivo do sistema térmico do corpo humano, mostrando que este se apresenta adequado a essa condição de temperatura.

Por outro lado, os gráficos 1 e 2 demonstram que o modelo térmico deve ser ainda mais aprimorado. Para temperaturas altas (acima de 30 °C) os resultados são satisfatórios, pois as diferenças entre os dados numéricos e experimentais estão no máximo da ordem de 1 °C. Já para as temperaturas mais baixas (abaixo de 25 °C) os resultados numéricos não condizem com os resultados experimentais. Pois, a diferença de temperaturas entre esses dois métodos chega a ser mais de 2 °C.

Outro fato importante a se notar é a tendência dos pontos do gráfico 2 que seguem de forma coerente em geral, porém para a mão e antebraço isso não ocorre. Também deve-se observar que o experimento ocorre de forma não totalmente fiel às condições imposta no modelo numérico.

No experimento de Werner (1980), as pessoas estavam em repouso sobre uma rede na posição horizontal. Já no numérico, o sujeito estava sentado. Logo, os coeficientes de troca de calor por convecção e radiação são diferentes de um método para outro.

9.3. Regime transitório

Os gráficos 5 a 9 retratam as simulações transientes em diversas temperaturas. O manequim numérico está no ar, completamente nu, numa posição ereta (posição anatômica), exposto à umidade relativa de 50% e a velocidade do ar menor que 0,1 m/s.

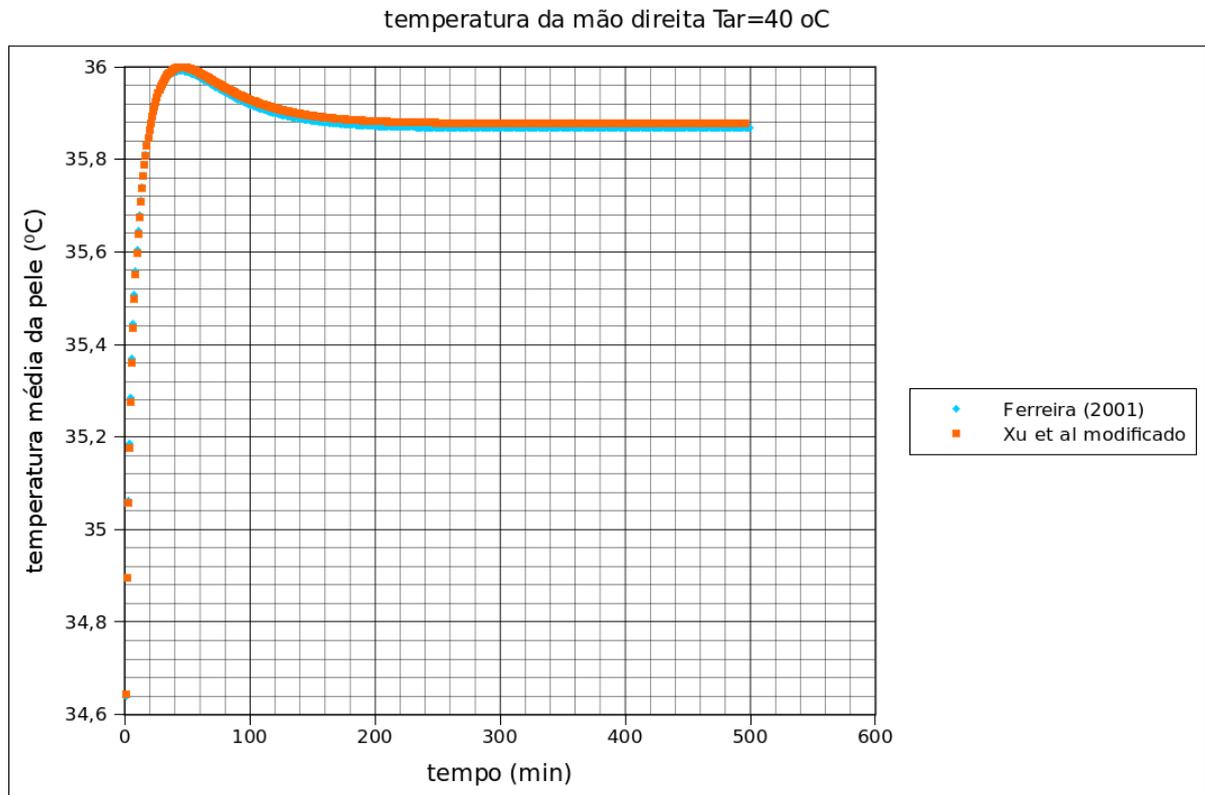


Gráfico 5: temperatura da mão direita a temperatura do ar a $40\text{ }^{\circ}\text{C}$

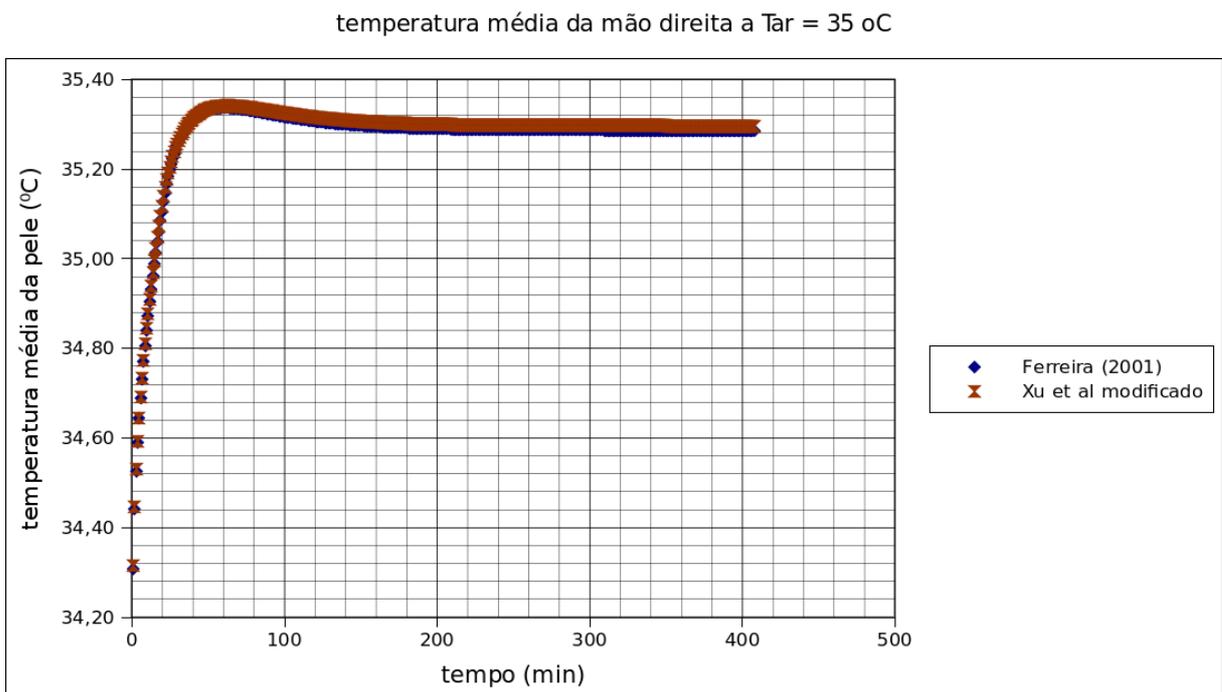


Gráfico 6: temperatura da mão direita a temperatura do ar a $35\text{ }^{\circ}\text{C}$

temperatura da mão direita a $T_{ar}=25\text{ oC}$

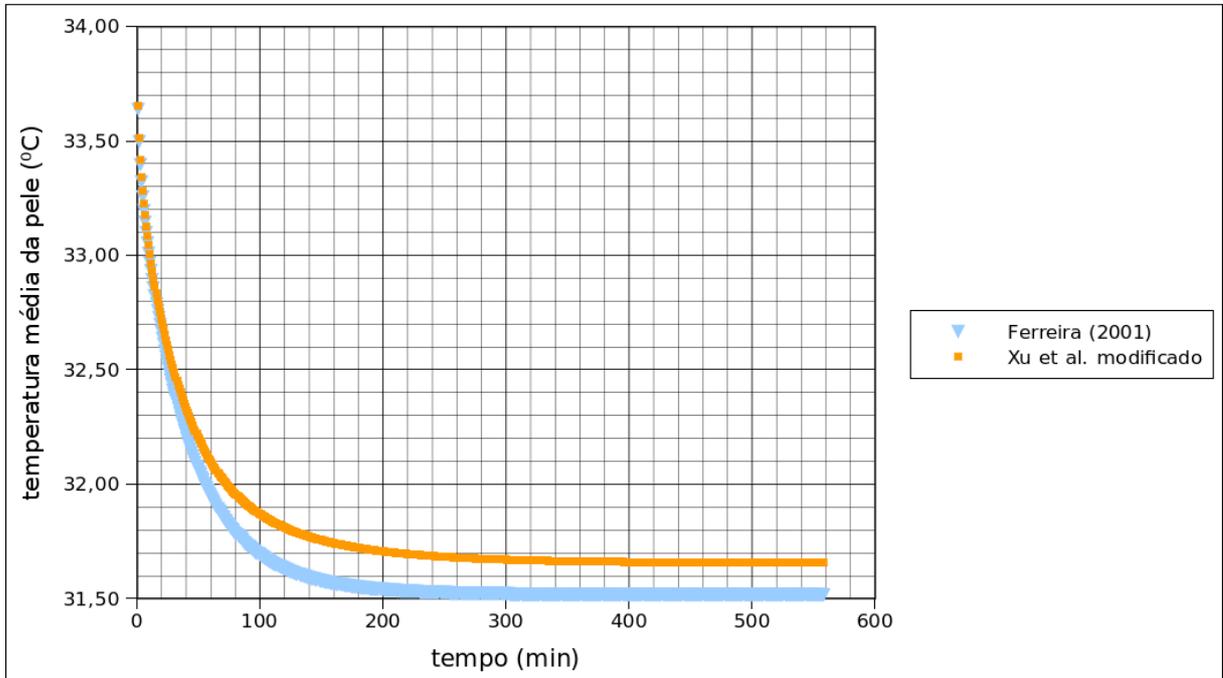


Gráfico 7: temperatura da mão direita a temperatura do ar a 25 °C

temperatura da mão direita a $T_{ar}=20\text{ oC}$

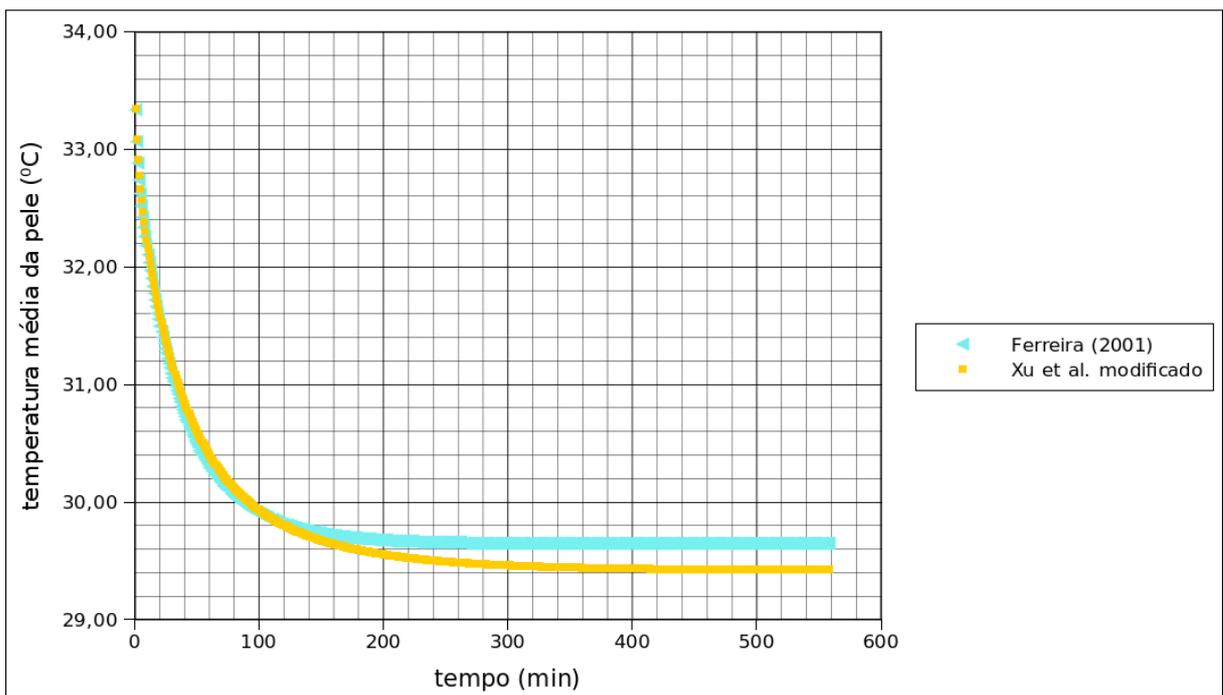


Gráfico 8: temperatura da mão direita a temperatura do ar a 20 °C

temperatura da mão direita a $T_{ar}=15\text{ }^{\circ}\text{C}$

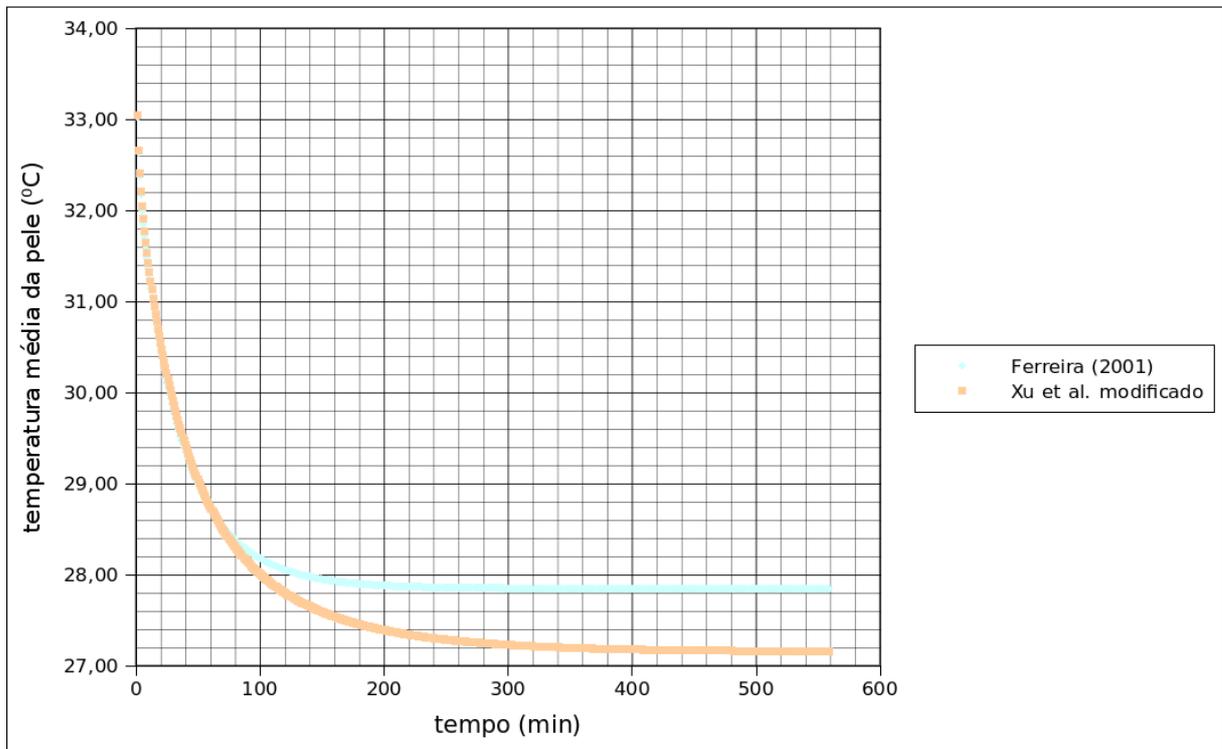


Gráfico 9: temperatura da mão direita a temperatura do ar a $15\text{ }^{\circ}\text{C}$

No gráfico 5 e 6, nota-se que a diferença entre as respostas dos modelos de Ferreira (2001) e Xu et al. (2004) em temperaturas superiores a $30\text{ }^{\circ}\text{C}$ não são significativas. Isso é esperado, pois a diferença entre os modelos é o modelo de calafrio.

Já para as simulações do gráfico 7 a 9, as temperaturas médias superficiais para a mão direita usando modelo de Xu et al. (2004) é menor do que as do modelo de Ferreira (2001). Apesar disso, ambas respostas não são coerentes com os resultados experimentais, pois nota-se que no gráfico 8 e 9 a temperatura se estabiliza num valor acima do encontrado no resultado experimental de Werner (1980).

9.4. Comparação de resultados em regime transiente

O item 9.4. é destinado a mostrar os resultados numéricos dos vários modelos do sistema termorregulador. No experimento, os indivíduos sentados estão

imersos na água até a altura do peito e seus braços estavam completamente fora da água.

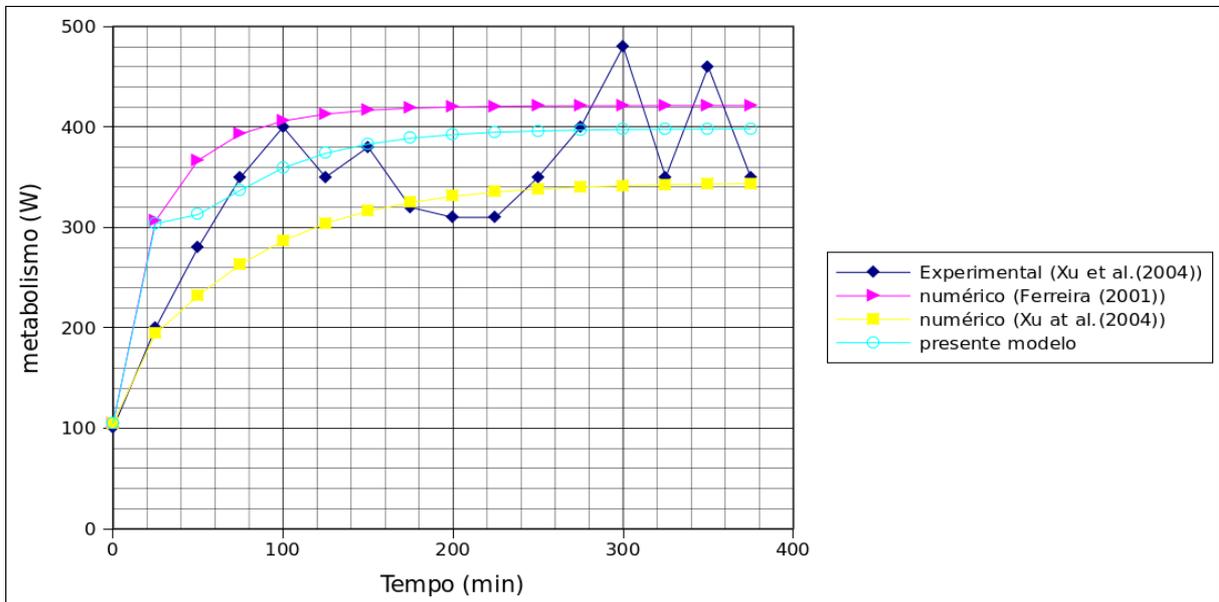


Gráfico 10: metabolismo por tempo, temperatura da água a 10 °C

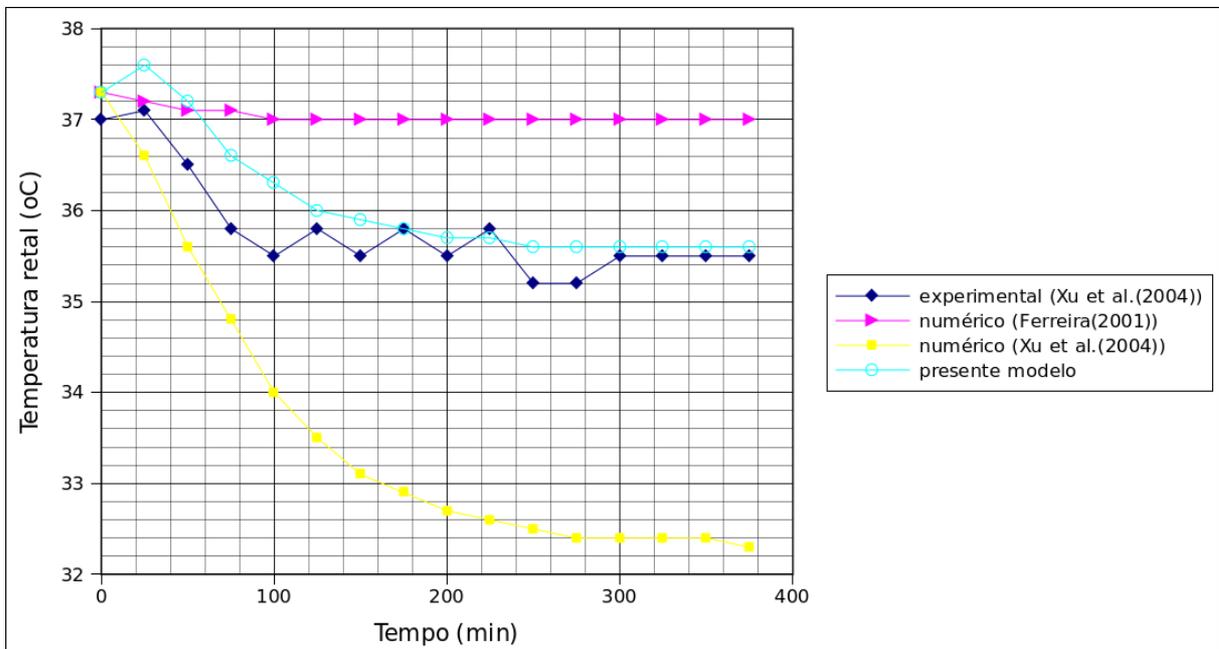


Gráfico 11: temperatura retal por tempo, temperatura da água a 10 °C

Deve-se ressaltar que para produzir os resultados utilizou-se do modelo do sistema térmico de Ferreira e Yangihara (2009), porém para os resultados numéricos de Xu et al. (2005) ao invés de utilizar o modelo de calafrio de Gordon et al. (1976)

foi utilizado o modelo daquele autor.

O modelo proposto utiliza a equação modificada do modelo de Xu et al. (2004) é dada por:

$$m = \frac{233,25 \cdot (37 - T_{hip}) + 70,5 \cdot (33 - T_{sk})}{\sqrt{BodyF}} \quad (9.3)$$

Onde:

m é o metabolismo [W]

T_{hip} é a temperatura no hipotálamo [°C]

$T_{sk, núcleo}$ é a temperatura na pele [°C]

$BodyF$ é a porcentagem de gordura de um dado organismo

Os gráficos 12 a 15 são compostos pelos resultados experimentais de Tikuisis et al.(1987) e simulações numéricas. As condições são similares a do experimental de Xu et al. (2004), porém os indivíduos foram imersos na água a 20 °C (gráfico 12 e 13) ou água 28 °C(gráfico 14 e 15).

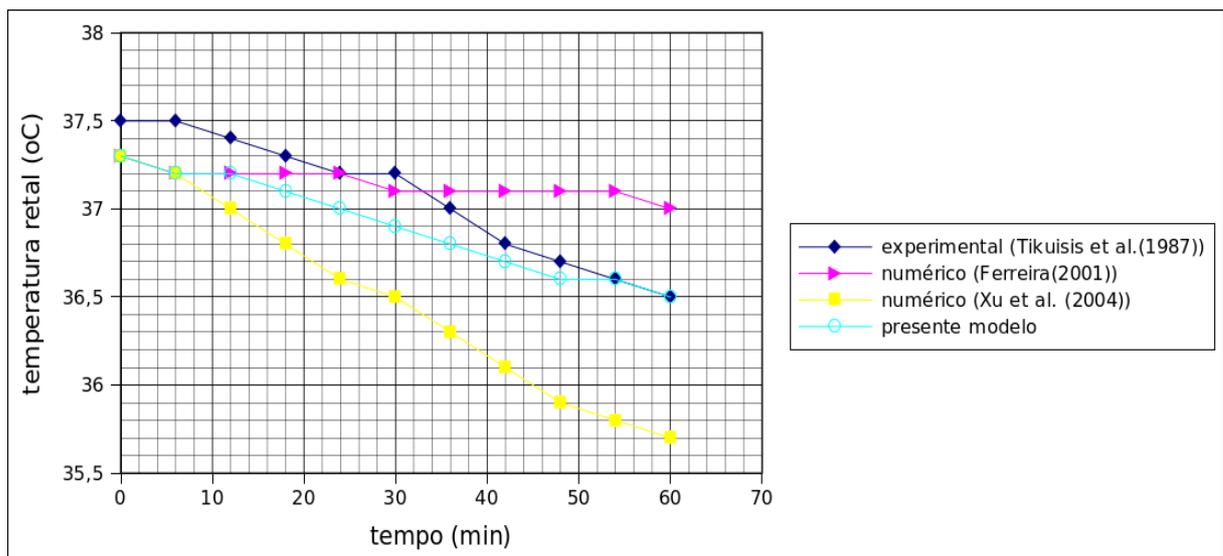


Gráfico 12: temperatura retal por tempo, temperatura da água a 20 °C

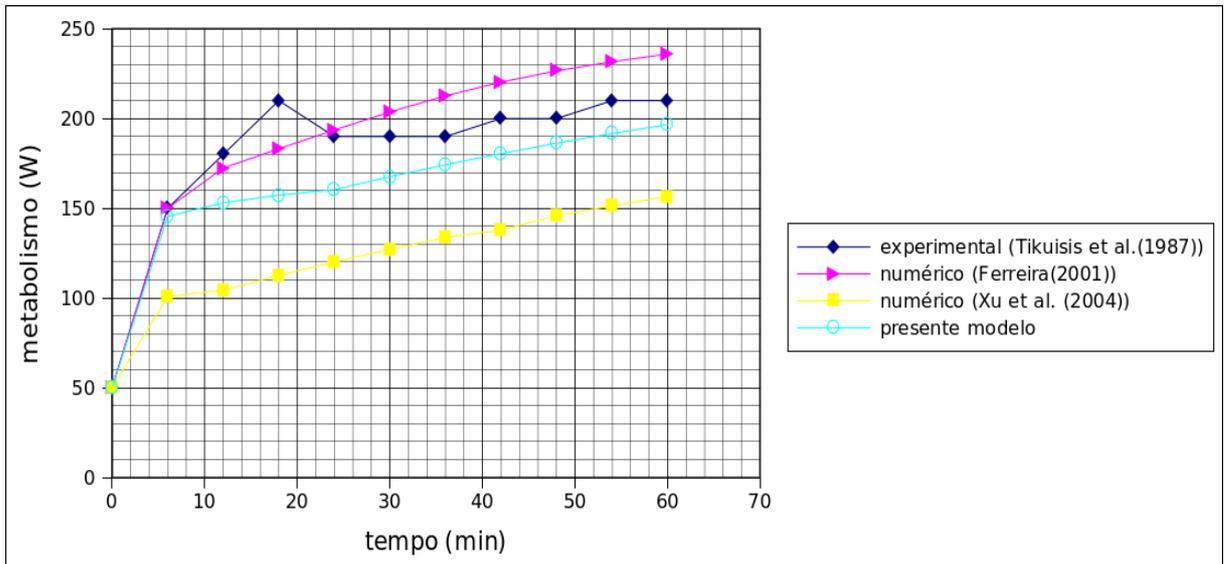


Gráfico 13: metabolismo por tempo, a água a temperatura de 20 °C

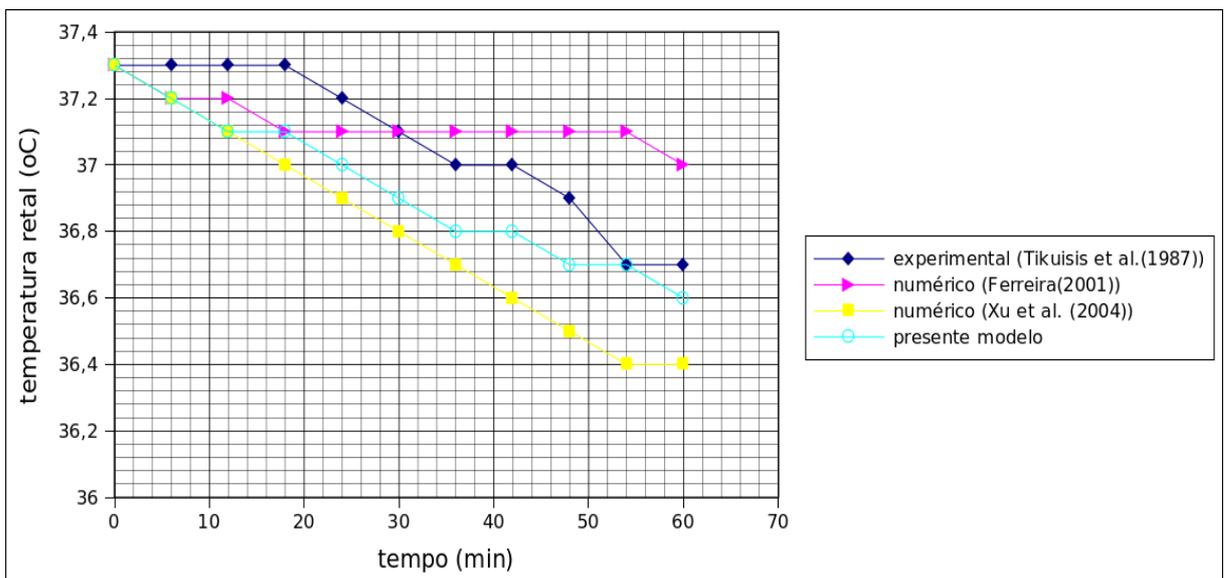


Gráfico 14: temperatura por tempo, temperatura da água a 28 °C

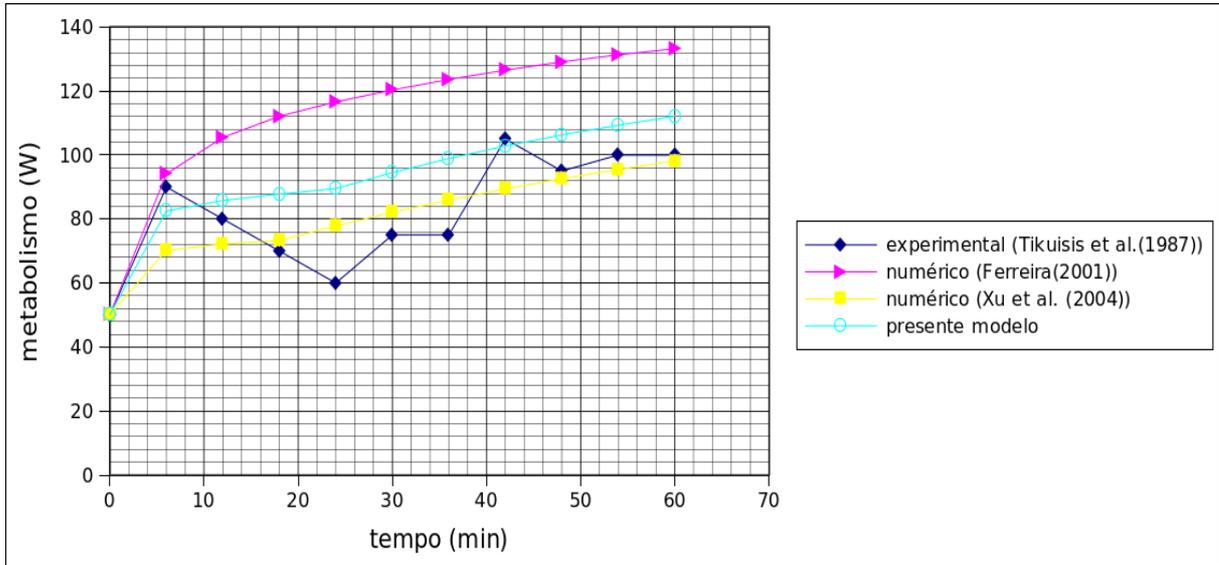


Gráfico 15: metabolismo por tempo, temperatura da água a 28 °C

10. Modificações do coeficiente de troca de calor contra corrente e modificações da perfusão

Notou-se que para uma variação de nove décimos do valor do coeficiente Hav do pé há uma variação de somente um décimo da variação da temperatura superficial média neste elemento. Uma análise mais profunda deste parâmetro ainda é necessário.

A fim de aproximar os dados numéricos do experimental nas mesmas condições dos gráficos 1 a 4, modificou-se os valores da perfusão dos membros e do tronco. Para a temperatura a 30 °C este objetivo foi alcançado (vide gráfico 16), no entanto, a custo de uso de valores não reais fisiologicamente da perfusão.

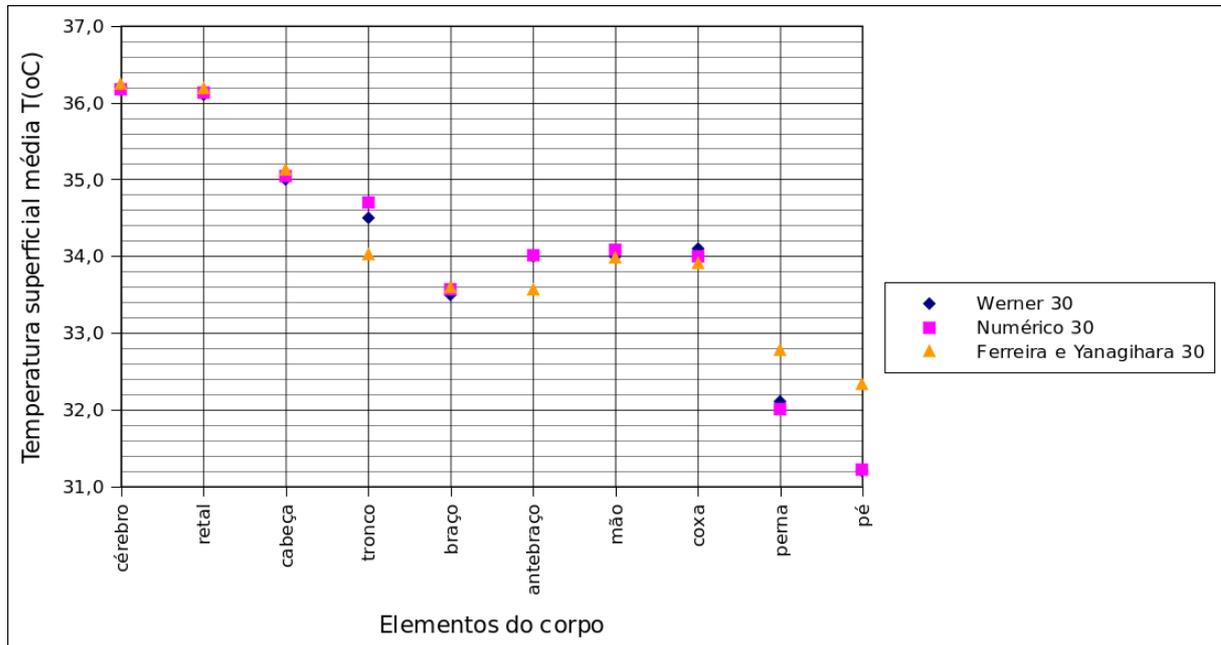


Gráfico 16: ajuste dos dados pela alteração da perfusão sanguínea

11. Outro modelo para vasodilatação e vasoconstrição

Um outro modelo para vasoconstrição e vasodilatação foi analisado. Este foi estudado por Wissler (2008), este pesquisador fez algumas observações:

- Existem dois ramos de nervos que transmitem os sinais uma para ativação da vasodilatação e a outra para vasoconstrição.
- A variação de fluxo sanguíneo na pele é devido ao estresse por frio, ao moderado estresse por calor.
- O exercício físico pode afetar o tônus da vasoconstrição.
- A ativação da vasoconstrição é um reflexo da temperatura média da pele.
- A temperatura média local da pele pode afetar a vasoconstrição.
- A vasodilatação aumenta linearmente com o aumento da temperatura do núcleo quando acima do seu valor limite.
- O limite da temperatura do núcleo é função da temperatura média da pele, exercício e postura do corpo.

Apesar de todas essas observações, neste presente trabalho utilizou-se somente dois fatores principais:

- A perfusão depende de um coeficiente de ativação da vasodilatação que funciona quando a temperatura do núcleo supera um valor limite.
- A vaso constricção é dependente da temperatura média da pele.

Com isso a taxa de perfusão é dada por:

$$w = w_r \cdot VD \cdot VC \quad (11.1)$$

Onde:

w é a taxa de perfusão sanguínea

w_r é a taxa de perfusão de referência

VD é o coeficiente de ativação da vasodilatação

VC é o coeficiente de ativação da vasoconstricção

VD pode ser calculado por:

$$VD = 1 \quad \text{para} \quad T_c < T_{c,o} + \Delta T_{c,th}$$

$$VD = 1 + \alpha \cdot [T_c - (T_{c,o} + \Delta T_{c,th})] \quad \text{para} \quad T_c > T_{c,o} + \Delta T_{c,th}$$

Onde:

α é uma constante cujo valor adotado é de 0,5

T_c é a temperatura central em um determinado instante [°C]

$T_{c,o}$ é a temperatura central quando em repouso [°C]

$\Delta T_{c,th}$ é a variação do limite de temperatura central [°C]

A equação 11.2 define o valor da variação do limite de temperatura central:

$$\Delta T_{c,th} = 1,41 \cdot \Delta V^2 - 0,194 \cdot \Delta V + 0,01 \quad (11.2)$$

Sendo:

$$\Delta V = \frac{V_{o_2,r} - V_{o_2,c}}{1 - V_{o_2,c}} \quad (11.3)$$

Onde:

$V_{o_2,r}$ é a relação entre o consumo de oxigênio e seu valor máximo

$$\dot{V}_{o_2} = 1,92 \cdot \dot{M} \quad \text{sendo } \dot{M} \text{ o metabolismo} \quad [\text{ml de O}_2/\text{min}]$$

$$\dot{V}_{o_2,max} = 2925 \quad [\text{ml de O}_2/\text{min}]$$

$$\dot{V}_{o_2,c} \text{ é o valor crítico de consumo de oxigênio} \quad [\text{ml de O}_2/\text{min}]$$

Sendo:

$$\dot{V}_{o_2,c} = 0,5 \quad \text{se } \bar{T}_s \leq 33$$

$$\dot{V}_{o_2,c} = 0,5 - 0,1 \cdot (\bar{T}_s - 33) \quad \text{se } 33 \leq \bar{T}_s \leq 38$$

$$\dot{V}_{o_2,c} = 0 \quad \text{se } 38 \leq \bar{T}_s$$

\bar{T}_s é a temperatura média da pele

VC pode ser calculado pela equação:

$$VC = \frac{1,422 + \tanh[0,275 \cdot (\bar{T}_s - 32)]}{2,018} \quad (11.4)$$

Os gráficos 17 a 18 mostra a diferença entre utilizar este modelo de Wissler (2008) e utilizar o modelo de Ferreira e Yanagihara (2009), porém com modificações descritos no item 9.

Numérico A é o grupo de dados referentes à utilização do modelo de Wissler (2008), o numérico B é o grupo de dados referentes ao modelo de Ferreira e Yanagihara (2009).

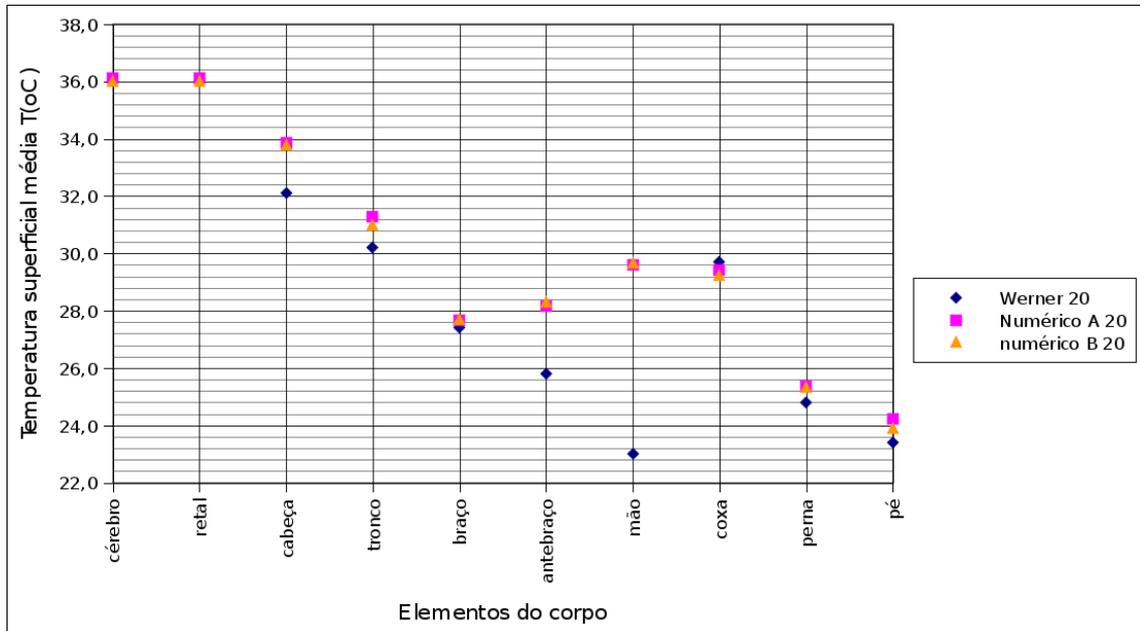


Gráfico 17: comparação modelo de Wissler (2008) e Ferreira e Yanagihara (2009) para temperatura do ar a 20 °C

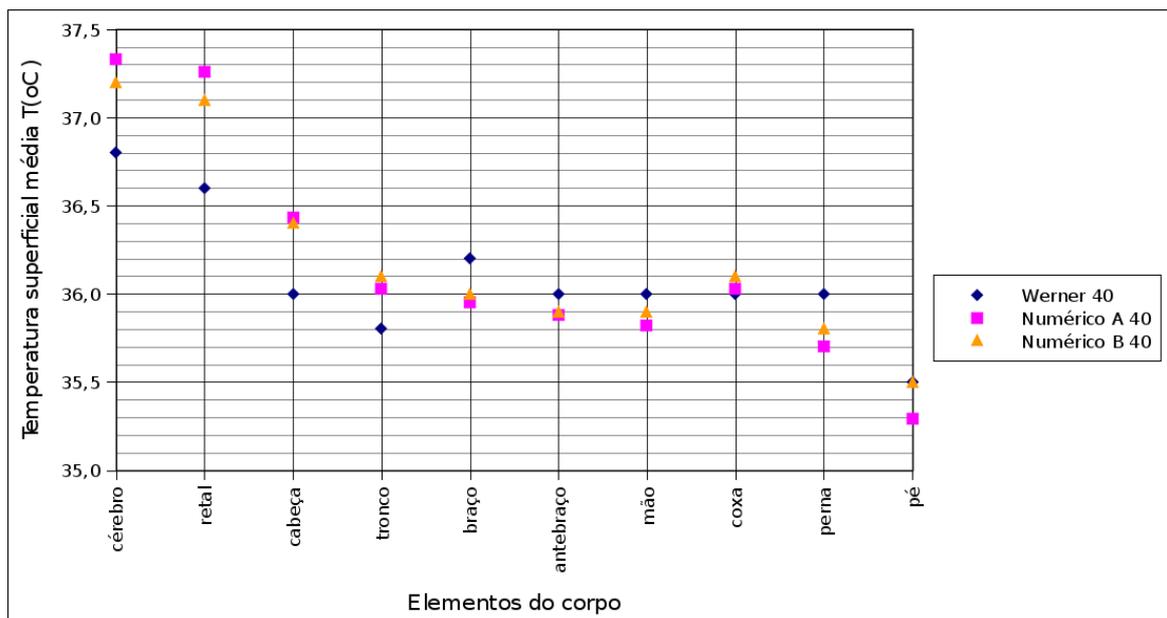


Gráfico 18: comparação modelo de Wissler (2008) e Ferreira e Yanagihara (2009) para temperatura do ar a 40 °C

12. Análise

Para um intervalo de temperatura de 25 a 35 °C a diferença é pouca (vide tabela 6) entre os resultados de um modelo com condução de duas dimensões e de três dimensões. Isso se deve a condição simulada ser simétrica.

Tabela 6: comparação entre o modelo de condução 2D e 3D

elemento	3D			2D		
	T=25 oC	T=30 oC	T=35 oC	T=25 oC	T=30 oC	T=35 oC
cabeça	34,4	35,1	35,8	34,4	35,1	35,8
pescoço	32,7	33,4	35,0	32,7	33,4	35,0
tronco	32,4	34,0	35,5	32,4	34,0	35,5
braço	30,3	33,6	35,5	30,2	33,6	35,5
antebraço	30,6	33,6	35,3	30,5	33,6	35,3
mão	31,5	34,0	35,3	31,5	34,0	35,3
coxa	31,3	33,9	35,5	31,3	33,9	35,5
perna	28,6	32,8	35,1	28,5	32,8	35,1
pé	27,5	32,3	34,7	27,5	32,3	34,7
média	31,1	33,7	35,4	31,1	33,7	35,4
cérebro	36,1	36,2	36,6	36,1	36,2	36,6
retal	36,1	36,2	36,5	36,1	36,2	36,5

	diferenças		
	T=25 oC	T=30 oC	T=35 oC
cabeça	0,007	0,012	0,005
pescoço	-0,001	0,000	0,000
tronco	-0,001	0,000	0,001
braço	0,068	-0,001	0,000
antebraço	0,080	0,000	0,000
mão	0,036	0,001	0,000
coxa	0,025	0,000	0,001
perna	0,083	-0,001	-0,001
pé	0,047	0,000	-0,003
média	0,033	0,000	0,001
cérebro	-0,007	0,000	0,002
retal	-0,004	0,002	0,003

Observando os gráficos 1 a 4, notou-se que os valores numéricos dos membros (principalmente as mãos e os pés) não se aproximam dos valores experimentais. Esse fato, pode ser atribuído ao modelo de troca de calor entre o sistema circulatório e o tecido.

Porém, para condição ambiental mais frio (temperatura do ar abaixo de 20 °C) notou-se que a redução da perfusão de sangue na pele não é suficiente para os dados numéricos coincidirem com os dados reais. Muitos pesquisadores afirmam que é necessário reduzir também o sangue nos músculos dos membros. E essa hipótese é razoável, pois este tecido possui maior volume de sangue comparado ao

da pele.

Alguns testes foram executados para confirmar essa informação. No caso, impôs-se a seguinte condição: caso a perfusão tenha um valor negativo, somente para os pés e as mãos, a redução de sangue na musculatura ocorreria após a diferença de temperatura de neutralidade térmica da pele e da temperatura da pele real fosse de 4 °C. Então, observou-se que a temperatura destes membros abaixou cerca de 1 a 1,5 °C a mais do caso que não se coloca essa condição.

Apesar deste resultado, uma conclusão definitiva ainda é prematura. Talvez o desenvolvimento de um modelo de redução de sangue na musculatura seja necessário.

Os fatores do controle de perfusão de Wissler (2008) não se mostrou tão expressivo, pois comparado ao modelo utilizado por Ferreira e Yanagihara (2009) ambos resultam em temperaturas média da pele muito semelhantes.

13. Conclusão

Neste presente trabalho foi possível observar que utilizando o modelo térmico de Ferreira e Yanagihara (2009) as respostas fisiológicas se aproximam dos valores experimentais (estes coletado por Tikuisis (1987)). Como pode ser observado no gráficos 10 a 15.

O modelo de Xu et al. (2004) também possui um resultado bem similar ao de Ferreira e Yanagihara (2009), porém o primeiro alcança um patamar de metabolismo inferior a este segundo. Para o experimento com imersão do corpo em água a 28 °C a aplicação do primeiro modelo se mostrou deficiente, pois a queda de temperatura retal nestas condições não possui um comportamento similar ao experimental. Portanto, pode-se afirmar que para experimentos em água a 10 °C e a 20 °C ambos modelos (Ferreira e Yanagihara (2009) e Xu et al.(2004)) possuem um comportamento bom frente ao experimental. Pelas simulações executadas o modelo que melhor se comportou foi o proposto neste presente trabalho.

A principal conclusão é que ainda é necessário modificar o modelo de troca de calor entre os vasos sanguíneos e o tecido para que se possa melhorar os resultados numéricos. Pois, no modelo térmico apresentado neste trabalho utiliza um fator único de troca de calor entre dois vasos, sendo que fisicamente para cada elemento existem mais do que um par. Além disso, a posição em que estes vasos se encontram interfere diretamente na distribuição de temperatura do corpo.

Por último, ainda é necessário esclarecer se realmente a redução da vazão sanguínea nos membros em caso de estresse térmico (frio) ocorre e se este é a razão pela qual os extremos dos membros (mãos e pés) possuem uma temperatura bem inferior com relação a temperatura do tronco para ambientes frios. Ou seja, ainda é necessário um modelo mais adequado para este fenômeno.

14. Referências

- Chen, M.M.; Shitzer, A.; Eberhart, R.C., The tissue energy balance equation, Heat transfer in medicine and biology, vol. 1, New York, 1985, pp 153-164.
- Colin, J., Houdas, Y., Experimental determination of coefficient of heat exchanger by convection of human body, Applied Physiology, v. 22, 1967, pp 31-38.
- De Dear, R. J. et al., Convective and radiative heat transfer coefficients for individual human body segments, International J. Biometeorol., v. 40, 1997, pp 141-156.
- Fanger, P. O., Calculation of thermal comfort: introduction a basic confort equation, ASHRAE Transactions, 1967.
- Ferreira, M.S., Um Modelo do Sistema Térmico do Corpo Humano. São Paulo, 2001. 167p. Tese de Doutorado. Escola Politécnica – USP.
- 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.
- Fiala, D.; Lomas, K. J.; Stoherer, M., A computer modelo of human thermoregulation for a wide range of environmental conditions: the passive system, 1999.
- Gagge, A. P. et al., An effective temperature scale based on simple model of human physiological regulatory responses, ASHRAE Transaction, 1971, pp 246-262.
- Gao, D., Numerical solution for a heat conduction problem. International Communications in Heat and Mass Transfer, v. 26, n. 2, p. 209-217, 1999.
- 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.
- Guyton A. C.; Hall, J. E., Textbook of medical physiology, 11nd ed. Elsevier saunders.
- Hayward, J. S.; Eckerson, J.D.; Collis, M. L., 1977, Thermoregulatory heat production in man: prediction equation based on skin and core temperatures. Journal of Applied Physiology, v. 42, p. 377-84.
- Mccutchan, J. W., Taylor, C. L., Respiratory heat exchange with varying temperature and humidity of inspired air, Applied Physiology, v. 4, 1995, 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, p. 80-87.

Patankar, S.V.; Liu, C. H.; Sparrow, E. M. Fully developed flow and heat transfer in ducts having streamwise – periodic variations of cross sectional area. *Journal of Heat Transfer*, v.99, p.180, 1977.

Patankar, S.V. *Numerical heat transfer and fluid flow*. s.1., Hemisphere Publishing Corporation, 1980.

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.

Stolwijk, J. A. J. A mathematical model of physiological temperature regulation in man. Washington, DC: National Aeronautics and Space Administration, 1971. (NASA contractor report, NASA CR-1855).

Takemori, T., Nakajima, T., Shoji, Y., A fundamental model of human thermal system for prediction of thermal comfort, *Transactions of Japan Society os Mechanical Engineers*, 1995, pp 1513-1520.

Xu, X. et al., 2005, Thermoregulatory model for prediction of long-term cold exposure, *Computers in biology and medicine*, v. 35, p. 287-298.

Wissler, E. H., 2008, A quantitative assessment of skin blood flow in humans, *J. Applied Physiology*, p. 145-157.

ANEXO A

Ensemble Description ^a	I_{cl} (clo)	I_t^b (clo)	f_{cl}	i_{cl}	i_m^b
Walking shorts, short-sleeved shirt	0.36	1.02	1.10	0.34	0.42
Trousers, short-sleeved shirt	0.57	1.20	1.15	0.36	0.43
Trousers, long-sleeved shirt	0.61	1.21	1.20	0.41	0.45
Same as above, plus suit jacket	0.96	1.54	1.23		
Same as above, plus vest and T-shirt	1.14	1.69	1.32	0.32	0.37
Trousers, long-sleeved shirt, long-sleeved sweater, T-shirt	1.01	1.56	1.28		
Same as above, plus suit jacket and long underwear bottoms	1.30	1.83	1.33		
Sweat pants, sweat shirt	0.74	1.35	1.19	0.41	0.45
Long-sleeved pajama top, long pajama trousers, short 3/4 sleeved robe, slippers (no socks)	0.96	1.50	1.32	0.37	0.41
Knee-length skirt, short-sleeved shirt, panty hose, sandals	0.54	1.10	1.26		
Knee-length skirt, long-sleeved shirt, full slip, panty hose	0.67	1.22	1.29		
Knee-length skirt, long-sleeved shirt, half slip, panty hose, long-sleeved sweater	1.10	1.59	1.46		
Same as above, replace sweater with suit jacket	1.04	1.60	1.30	0.35	0.40
Ankle-length skirt, long-sleeved shirt, suit jacket, panty hose	1.10	1.59	1.46		
Long-sleeved coveralls, T-shirt	0.72	1.30	1.23		
Overalls, long-sleeved shirt, T-shirt	0.89	1.46	1.27	0.35	0.40
Insulated coveralls, long-sleeved thermal underwear, long underwear bottoms	1.37	1.94	1.26	0.35	0.39

Source: From McCullough and Jones (1984) and McCullough et al. (1989).

^aAll ensembles include shoes and briefs or panties. All ensembles except those with panty hose include socks unless otherwise noted.

^bFor $T_r = t_a$ and air velocity less than 0.2 m/s ($I_a = 0.72$ clo and $i_m = 0.48$ when nude).
1 clo = 0.155 (m²·K)/W.

ANEXO B

Equation	Limits	Condition	Remarks/Sources
$h_c = 8.3V^{0.6}$ $h_c = 3.1$	$0.2 < V < 4.0$ $0 < V < 0.2$	Seated with moving air	Mitchell (1974)
$h_c = 2.7 + 8.7V^{0.67}$ $h_c = 5.1$	$0.15 < V < 1.5$ $0 < V < 0.15$	Reclining with moving air	Colin and Houdas (1967)
$h_c = 8.6V^{0.53}$	$0.5 < V < 2.0$	Walking in still air	V is walking speed (Nishi and Gagge 1970)
$h_c = 5.7(M - 0.8)^{0.39}$	$1.1 < M < 3.0$	Active in still air	Gagge et al. (1976)
$h_c = 6.5V^{0.39}$	$0.5 < V < 2.0$	Walking on treadmill in still air	V is treadmill speed (Nishi and Gagge 1970)
$h_c = 14.8V^{0.69}$ $h_c = 4.0$	$0.15 < V < 1.5$ $0 < V < 0.15$	Standing person in moving air	Developed from data presented by Seppanen et al. (1972)

Note: h_c in $W/(m^2 \cdot K)$, V in m/s, and M in mets, where 1 met = 58.1 W/m^2 .

ANEXO C

segmento	T [°C]	hc [W/m ² .K]	hr [W/m ² .K]
braço	28	3,4	4,8
antebraço		293	0
mão		361	0
coxa		217,3	0
perna		260	0
pé		305	0
cabeça		3,7	3,9
pescoço		3,7	3,9
tronco		150	0
abdómen		150	0

segmento	T [°C]	hc [W/m ² .K]	hr [W/m ² .K]
braço	20	3,4	4,8
antebraço		286,2	0
mão		352,4	0
coxa		212,1	0
perna		253,8	0
pé		297,8	0
cabeça		3,7	3,9
pescoço		3,7	3,9
tronco		146,5	0
abdómen		146,5	0

segmento	T [°C]	hc [W/m ² .K]	hr [W/m ² .K]
braço	10	3,4	4,8
antebraço		280,3	0
mão		341	0
coxa		204,9	0
perna		245,3	0
pé		287,9	0
cabeça		3,7	3,9
pescoço		3,7	3,9
tronco		141,2	0
abdómen		141,2	0