ANDERSON MORIKAZU OSHIRO

Modelo Robusto do Sistema Térmico do Corpo Humano para Simulação
de Condições Ambientais Extremas

São Paulo
2014

ANDERSON MORIKAZU OSHIRO

Modelo Robusto do Sistema Térmico do Corpo Humano para Simulação
de Condições Ambientais Extremas

Dissertação apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em
Ciências

São Paulo
2014

ANDERSON MORIKAZU OSHIRO

Modelo Robusto do Sistema Térmico do Corpo Humano para Simulação
de Condições Ambientais Extremas

Dissertação apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em
Ciências

Área de Concentração: Energia e Fluidos

Orientador: Prof. Dr. Maurício Silva
Ferreira

São Paulo
2014

Este exemplar foi revisado e alterado em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, 30 de abril.....de 2014

Assinatura do autor Anderson M. Oshiro

Assinatura do orientador

FICHA CATALOGRÁFICA

Oshiro, Anderson Morikazu

**Modelo robusto do sistema térmico do corpo humano para
simulação de condições ambientais extremas / A.M. Oshiro.**

--versão corr. -- São Paulo, 2014.

101 p.

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

**1.Modelos matemáticos 2.Corpo humano 3.Termorregulação
4.Biotransferência de calor I.Universidade de São Paulo. Escola
Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II.t.**

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos que me orientaram e auxiliaram para que o trabalho fosse concluído.

RESUMO

O modelo do sistema térmico do corpo humano consegue representar as respostas térmicas e fisiológicas do corpo a diferentes condições ambientais. Diversos modelos foram propostos por pesquisadores durante algumas décadas. E mesmo os modelos mais utilizados e de pesquisadores conceituados não são robustos o suficiente para apresentar boas respostas para condições ambientais extremas. No presente trabalho, foram introduzidas melhorias no modelo disponível para que este possa melhor representar as reações do corpo em condições de climas tanto rigorosas quanto amenas. Dentre as principais modificações implementadas estão o detalhamento dos membros superiores do corpo, aplicação do efeito q_{10} e inclusão do modelo de duração da termogênese ativa. Deve-se ressaltar que o modelo é aplicável tanto para climas frios ou quentes. As melhorias devido às modificações aplicadas foram mais notáveis em condições de ambientes frios. As temperaturas das extremidades dos membros superiores tendem a se aproximar da temperatura ambiente. Esse comportamento térmico do corpo também é observado através dos dados experimentais disponíveis na literatura.

Palavras-chaves: Modelo do sistema térmico do corpo humano. Termorregulação. Biotransferência de calor.

Abstract

The thermal system model of human body is capable to estimate physical and physiological response of body at different environmental conditions. Several models were proposed by some researchers over the last 80 years. Most models are not robust, despite at current developments and studies in the area. In the present work, improvements were applied in the available model, this upgrade allows the human thermal system model respond better at both environmental conditions rigorous and moderate. Detailing the upper limbs vascular system, finger representation, q_{10} effect on metabolism rate and shivering endurance are among the major changes. The model works well for both environmental conditions, hot and cold. The difference between the proposed model and the available one is most notable at cold environmental condition. The temperature of fingers and hands tend to approach the environment temperature. This thermal behavior of human body is also observable in the experimental data of literature.

key-words: Human Thermal System Model. Termoregulation. Bioheat transfer.

LISTA DE SÍMBOLOS

a	semi-eixo menor da elipse
b	semi-eixo maior da elipse
c	calor específico
C	fluxo de calor transferido por convecção
d	diâmetro
E	perda de calor por evaporação
f_{cl}	relação entre a área superficial do corpo vestido e nu
h	coeficiente de transferência de calor
H	coeficiente de transferência de calor entre os reservatórios
J	jacobiano da transformação
k	condutividade térmica
L	comprimento
m	massa
P	pressão parcial
$\dot{q}$	taxa de calor por unidade de volume
$\dot{Q}$	vazão de sangue no vaso
R	fluxo de calor transferido por radiação
R_{cl}	resistência térmica da roupa
S	fator de forma de condução entre dois cilindros
t	tempo
T	temperatura
u	coeficiente global de transferência de calor por unidade de volume
V	volume
w	coeficiente de perfusão
z	distância entre os centros dos vasos
α	porcentagem do sangue venoso que volta pelas veias superficiais
λ	entalpia de vaporização da água
ρ	massa específica
φ	umidade relativa
ω	umidade absoluta
Gz	número de Graetz

Nu	número de Nusselt
Pr	número de Prandtl
Re	número de Reynolds
Sc	número de Schmidt

LISTA DE ABREVIATURAS

0	referência
a	ar
AAV	anastomose arteriovenosa
amb	ambiente
ar	artéria
arc-a	arco arterial
arc-v	arco venoso
art	artéria-tecido
av	artéria-veia
bl	sangue
by	fluxo de sangue desviados nas AAVs
by%	divisão de by por seu máximo valor
c	convecção
cl	vestimenta
cont	contato
cr	núcleo
end	final
FS	fluxo de sangue
hy	hipotálamo
HVAC	heating ventilation and air conditioning
i	elemento i
in	entrada
max	máximo
met	metabolismo
min	mínimo
o	operativa
out	saída
per	perfusão
r	radiação
sh	calafrio
sk	pele
sw	suor/sudorese

trc	tronco
ve	veia
vet	veia-tecido
vs	veia superficial
vsd	veia superficial no plexo dorsal
vsdt	veia superficial no plexo dorsal-tecido
vsp	veia superficial no plexo palmar
vspt	veia superficial no plexo palmar-tecido
vst	veia superficial-tecido
vt	vaso-tecido
w	água

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	11
2 OBJETIVO.....	14
3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	15
3.1 Modelos clássicos do sistema térmico do corpo humano.....	15
3.1.1 Stolwijk (1971).....	15
3.1.2 Wissler (1985).....	16
3.1.3 Fiala et al. (1999 e 2001).....	16
3.2 Desenvolvimento de modelos do sistema térmico a partir de 2000.....	17
3.2.1 Huizenga et al. (2001).....	17
3.2.2 Lyoho et al. (2004).....	18
3.2.3 Salloum et al. (2006).....	18
3.2.4 Al-Othamani et al. (2008).....	18
3.2.5 Ferreira e Yaginahara (2009 e 2012).....	19
3.3 Análise geral dos modelos.....	19
4 MODELO GEOMÉTRICO DO CORPO.....	21
5 SISTEMA CIRCULATÓRIO.....	24
5.1 Descrição do modelo disponível.....	24
5.2 Detalhamento do modelo vascular.....	28
5.3 Balanço mássico nos vasos dos membros superiores.....	36
6 MODELO DE CONDUÇÃO DE CALOR NO CORPO.....	39
7 MÉTODO DE SOLUÇÃO.....	41
8 CONDIÇÃO DE CONTORNO.....	43
8.1 Convecção, Radiação, Evaporação e Condução.....	43
8.1.1 Convecção.....	43
8.1.2 Radiação.....	44
8.1.3 Efeito da vestimenta	46
8.1.4 Evaporação.....	47
8.1.5 Respiração.....	48
8.1.6 Relação temperatura de fronteira e as condições de contorno na superfície do volume.....	51
8.1.7 Condução.....	52

8.2 Superfície adiabática.....	53
8.3 Condição cíclica.....	53
8.4 Condição particular das mãos.....	53
9 ALGORITMOS.....	54
9.1 Implementações.....	54
9.2 Malha.....	55
9.3 Euler implícito.....	56
10 SISTEMA ATIVO.....	57
10.1 Neutralidade térmica.....	57
10.2 Componentes do sistema ativo.....	57
10.2.1 Mecanismo vasomotor.....	58
10.2.2 Sudorese.....	59
10.2.3 Calafrio.....	60
10.3 Efeito Q10.....	62
10.4 Controle do valor de α e o comportamento da AAV.....	62
11 RESULTADOS.....	68
11.1 Variação de temperatura ambiente.....	68
11.2 Dispositivo de resfriamento (DR).....	74
11.2.1 DR no braço.....	75
11.2.2 DR na mão.....	76
11.3 Duração do calor gerado pelo calafrio.....	77
12 DISCUSSÃO.....	80
13 CONCLUSÃO.....	87
14 REFERÊNCIAS.....	89
ANEXO A.....	94
APÊNDICE A.....	99

1 INTRODUÇÃO

O organismo humano utiliza a sudorese, os calafrios, a vasoconstrição e a vasodilatação para regular a temperatura do corpo. Sem a atuação destes mecanismos termorreguladores o corpo não é capaz de adaptar-se em diferentes climas. O modelo do sistema térmico do corpo humano representa a transferência de calor nos tecidos e a ação dos termorreguladores. Essa ferramenta prediz a temperatura corporal a diferentes estímulos térmicos. As aplicações podem variar de projetar um ambiente termicamente confortável a estimar dano em tecido provocado pelo tratamento por hipertermia.

A evolução dos modelos do sistema térmico ocorreu em três aspectos: a modelagem do sistema regulador, da transferência de calor nos tecidos e do sistema circulatório. O desenvolvimento mais recente diz respeito ao detalhamento do sistema circulatório. Stolwijk (1971) se destacou por elaborar um modelo térmico que representasse o corpo por completo com sistema circulatório centralizado. A modelagem foi baseada em compartimentos para representar 4 camadas (pele, gordura, músculo e núcleo) em cada elemento do corpo (cabeça, tronco, braço, mão, perna e pé). Por adotar um sistema centralizado, a temperatura do sangue é uniforme no corpo. O seu modelo subestima a temperatura interna, pois há maior diferença de temperatura entre a pele e o ambiente, visto que o sangue entra nos elementos periféricos a um valor maior que o esperado.

Wissler (1985) desenvolveu um modelo circulatório na qual há um par de compartimentos de sangue em cada elemento do corpo com a finalidade de representar o sangue venoso e arterial. O compartimento arterial troca calor com o venoso de forma similar a um trocador de calor contra-corrente. Esta implementação trouxe mais realismo ao modelo, pois a temperatura do sangue não é homogênea por consequência da transferência de calor com o tecido.

Os modelos dos reguladores são baseados em trabalhos empíricos, grande parte deles estão limitados pela quantidade de dados analisados. Fiala et al. (2001) sobressaiu-se por uma análise com uma maior quantidade de dados, obtendo um modelo mais preciso.

Quando o corpo é exposto a longos períodos de estresse térmico os mecanismos termorreguladores param de atuar. Nesta condição, a variação metabólica do corpo será dependente da temperatura do tecido com o comportamento do efeito q_{10} . A modelagem deste fenômeno é necessária ao impor o modelo em condições rigorosas de temperatura.

Lyoho et al. (2004) seguidos por Kobayashi e Tanabe (2013) e Karaki et al. (2013) incluíram as anastomoses arteriovenosas (AAVs) no modelo do sistema circulatório. As anastomoses arteriovenosas são estruturas vasculares que permitem que parte do fluxo sanguíneo que fluem pelas arteríolas passem diretamente para as vênulas antes de chegar nos leitos capilares mais superficiais (vide fig. 1). Estas estruturas estão acompanhadas por sistema nervoso autônomo que regulam o fluxo de sangue nestas vias.

Figura 1 - Desvio do fluxo de sangue nas arteríolas através das anastomoses arteriovenosas

Fonte: applied sciences – the integumentary system

As anastomoses com diâmetro de cerca de 30 μm podem suportar um fluxo centenas de vezes maior do que capilares com 10 μm de diâmetro, este fato indica que AAVs influenciam no controle da pressão sanguínea e no padrão de circulação do sangue. Nagasaka et al. (1987) e Flouris et al. (2008) observaram que há respostas vasomotoras nas AAVs quando a temperatura do corpo alcança um certo valor e, portanto, eles concluíram que estes vasos possuem importância na termorregulação, principalmente, com a finalidade de rejeitar calor (FLOURIS et al., 2008).

O presente trabalho segue o desenvolvimento do modelo do sistema circulatório.

A representação de vasos com diâmetro maiores que 1 mm (FERREIRA; YANAGIHARA, 2012) deve ser aplicado no modelo do sistema térmico de Ferreira e Yanagihara (2009), um modelo tridimensional com geometria bastante detalhada. O resultado é um modelo com geometria do corpo e também com um sistema circulatório detalhados, características não encontradas nos modelos disponíveis na literatura até a presente data.

2 OBJETIVO

O objetivo do trabalho é desenvolver um modelo detalhado do sistema circulatório por meio da representação de vasos maiores que 1 mm de diâmetro. Além do destaque feito com os grandes vasos, um modelo das anastomoses arteriovenosas das mão será desenvolvido, visto a importância demonstrada na literatura. As implementações serão trabalhadas no modelo do sistema térmico disponível. A fim de compatibilizar o modelo circulatório detalhado ao modelo disponível, a geometria das mãos será modificada para um elemento com sete tipos de tecido. Os dedos deverão ser representados como elementos destacados da mão. O efeito q_{10} deverá ser incluso no modelo para as simulações de estresse térmico. A partir das modificações propostas, o novo modelo conseguirá responder com uma melhor estimativa o comportamento térmico do corpo para ambientes com uma temperatura compreendida na faixa de 10°C a 40°C.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A revisão da literatura se concentra nos modelos matemáticos mais conhecidos na área de modelamento do sistema térmico do corpo humano. Inicialmente serão descritos os modelos clássicos ou mais básicos desenvolvidos durante as últimas décadas e, posteriormente, apresentar-se-á os modelos mais recentes.

3.1 Modelos clássicos do sistema térmico do corpo humano

Os modelos de transferência de calor em sistemas biológicos vêm evoluindo desde o início do século XX. Inicialmente, havia modelos simples e aplicáveis somente a tecidos específicos e a condições restritas. Com passar do tempo, estes foram desenvolvidos e ganhando caráter mais abrangente e robusto. Os trabalhos mais recentes muitas vezes se baseiam nos modelos clássicos. O modelo de transferência de calor entre tecido e sangue de Pennes (1948) é um dos mais conhecidos por todos os pesquisadores na área de modelagem de sistemas biológicos. Existem outros pesquisadores consagrados como Eugene H. Wissler, Peter Tikuisis, A. P. Gagge e Jan A. J. Stolwijk cujos trabalhos de alguns deles serão brevemente descritos.

3.1.1 Stolwijk (1971)

O trabalho do referido pesquisador foi um dos primeiros a representar os fenômenos de transferência de calor no corpo todo. O modelo geométrico do corpo foi dividido em cabeça, tronco, braço, mão, perna e pé. Cada um destes elementos é um cilindro formado por quatro camadas concêntricas para representar o núcleo, o músculo, a gordura e a pele. Em cada camada, a temperatura é considerada uniforme, ou seja, aplica-se o conceito da análise concentrada. No total, o modelo é composto por 25 nós, quatro para cada um dos seis elementos mais um nó do reservatório central de sangue que se comunica diretamente com outros 24 nós de

tecidos de cada elemento do corpo.

3.1.2 Wissler (1985)

Diferentemente dos outros trabalhos da época, os vasos de sangue arterial e venoso em cada segmento foram considerados distintos do ponto de vista termodinâmico. O modelo geométrico do corpo também apresentou maior detalhamento (ao todo 15 elementos). A condução foi admitida somente na direção radial do elemento. No modelo ativo, a concentração de oxigênio, dióxido de carbono e o lactato foram considerados parâmetros que influenciam na termoregulação.

3.1.3 Fiala et al. (1999 e 2001)

A condução no interior do corpo foi admitida em duas dimensões, na direção radial e tangencial. Isso permite que as condições aplicadas no segmento possam ser assimétricas. Apesar destes autores terem considerado a condução bidimensional, não aplicaram nenhuma condição assimétrica. O metabolismo em cada segmento é ajustado conforme uma ponderação dependente da atividade física. Apesar do sistema passivo ter sido bem elaborado no artigo de 1999 não foi implementado nenhum sistema termorregulador, impossibilitando a comparação com os dados experimentais em variadas condições ambientais. Esta lacuna foi preenchida somente no artigo de 2001, na qual Fiala e outros pesquisadores propuseram as equações de controle da temperatura para o sistema passivo apresentado no seu artigo de 1999. Em Fiala et al. (2001), uma análise de regressão foi feita para elaborar as equações dos atuadores de termoregulação do corpo. O trabalho baseou-se em dados experimentais de vários outros trabalhos independentes.

Uma das conclusões que pode ser extraída do trabalho é que os atuadores para excitação ao calor (sudorese e vasodilatação) são mais sensíveis à variação da temperatura média da pele e do hipotálamo. Enquanto que para a excitação ao frio, as equações dependem da variação temporal da temperatura da pele e das

variações da temperatura média da pele e do hipotálamo.

3.2 Desenvolvimento de modelos do sistema térmico a partir de 2000

Os modelos mais antigos possuíam uma preocupação maior em elaborar um modelo que respondesse bem a condições uniformes. Consequentemente, os modelos eram simples comparados ao que se tem disponível até a presente data. Para o estudo em condições extremamente assimétricas foi necessário que o modelo considerasse pelo menos condução de calor em duas dimensões. Os modelos com pouco detalhamento do sistema circulatório têm a precisão comprometida, pois a perfusão em cada região do corpo é singular, principalmente em condição de ambiente frio.

3.2.1 Huizenga et al. (2001)

Os pesquisadores usaram como base o modelo de Stolwijk, desenvolvendo alguns aspectos para que o novo modelo pudesse responder melhor a condições ambientes transientes e assimétricas. O modelo passivo consiste em uma análise concentrada para representar 16 partes ou elementos do corpo. O sistema circulatório modela os grandes vasos do sangue arterial e venoso como um trocador de calor contra-corrente. A troca de calor entre o sangue e o tecido é baseada no modelo de Pennes (1948). São considerados quatro meios de troca de calor do corpo com o ambientes externo: condução pelo contato do corpo com objetos ou móveis, convecção, radiação e evaporação. O modelo de vestimenta foi considerado como uma resistência térmica. Os coeficientes de troca de calor por convecção utilizados no trabalho foram retirados de De Dear et al. (1997), enquanto que a radiação é calculada pela lei de Stefan-Boltzmann. Os fatores de forma foram estimados pelo modelo 3D de um manequim realista do corpo humano. O modelo de transferência de calor por radiação trata distintamente as ondas de comprimento curto e longo. O modelo segue bem o comportamento térmico do corpo. A maior diferença entre o modelo de Stolwijk (1971) e o apresentado por Huizenga et al. (2001) é o detalhamento do sistema circulatório.

3.2.2 Lyoho et al. (2004)

Os autores consideraram condução bidimensional em um cilindro para representar os elementos do corpo. Um diferencial deste artigo é inclusão de anastomoses arteriovenosas, cuja função na regulação térmica do corpo é significativa. Estas estruturas vasculares se localizam nas mãos, pés, orelhas e em algumas regiões da face. Quando totalmente aberta esta estrutura permite que fluxo de sangue passe da artéria diretamente para as veias sem atravessar os capilares.

3.2.3 Salloum et al. (2006)

No modelo do sistema passivo foram consideradas as duas camadas de tecido (núcleo e pele), vaso arterial e venoso em nós. O corpo é dividido em 15 elementos: cabeça, peito, abdômen, braços, antebraços, mãos, coxas, pernas, pés. Os vários vasos sanguíneos retratados no modelo possuem características e anatomia de acordo com a descrição feita em Avolio (1980). O fluxo de sangue é proporcional ao ritmo cardíaco que por sua vez é função da taxa metabólica. Nas artérias principais, o fluxo pulsante do sangue influencia em cerca de 10% na troca de calor do sangue para os tecidos. Contudo, para as arteríolas a pulsação do fluxo sanguíneo não traz nenhum efeito significativo à troca de calor com o tecido.

3.2.4 Al-Othamani et al. (2008)

O modelo em Al-Othamani et al. (2008) é uma sequência do trabalho de Salloum et al. (2006), sendo que o primeiro permite simulações em condições assimétricas. O modelo passivo consiste na divisão do corpo em 16 segmentos. Cada um dos elementos é constituído por dois tipos de tecido: núcleo e pele. O núcleo bem como a pele podem ser representados por nós. A pele é dividida em seis nós para representar as divisões de seis setores angulares do elemento. Todos os nós da pele estão conectados diretamente com o nó do núcleo. O sistema circulatório também pode ser representado por nó que se localiza no núcleo do elemento. A troca de

calor do vaso com o tecido adjacente ocorre ao longo de todo o comprimento do elemento. Os fatores de forma da radiação foram calculados baseados no trabalho de Ghaddar et al. (2006). O modelo de Al-Othmani et al. (2008) foi submetido a várias condições ambientais tanto simétricas quanto assimétricas. O modelo teve uma boa concordância com os resultados experimentais (diferença máxima de 0,5°C na temperatura média da pele) e conseguiu representar o comportamento térmico do corpo frente a excitações assimétricas com diferença de até 2°C em relação aos dados experimentais.

3.2.5 Ferreira e Yaginahara (2009 e 2012)

Em Ferreira e Yanagihara (2009) teve-se uma preocupação maior em representar mais fielmente a geometria do corpo humano. A condução é considerada tridimensional, a representação geométrica dos segmentos são cilindros com seção elíptica, utilizou-se o método dos volumes finitos para a solução das equações.

Ferreira e Yanagihara (2012) desenvolveram um modelo térmico detalhado dos membros superiores. Os grandes vasos sanguíneos, antes representados como trocadores de calor contra-corrente, neste artigo são detalhados. Os vasos de até 4 mm de diâmetros são representados com tamanho e posição relativa específica nos membros superiores. Com este detalhamento consegue-se uma melhor resposta a condições de ambientes frios.

3.3 Análise geral dos modelos

Mesmo até a presente data muitos modelos matemáticos ainda seguem uma abordagem mais simplificada do fenômeno da transferência de calor no corpo humano; consideram a condução unidimensional ou aplicam análise concentrada e entre outras simplificações. A grande vantagem de utilizar um modelo mais simples é a maior facilidade de analisar os fenômenos que ocorrem no sistema térmico. Por outro lado, um modelo mais detalhado pode captar comportamentos mais precisos dos fenômenos a custo de conhecer melhor outros parâmetros.

O modelo de Stolwijk (1971) foi um dos primeiros a separar o corpo em vários elementos, contudo considerou-se a temperatura do sangue igual para todos eles. Consequentemente a aplicação era limitada a ambientes quentes, uma vez que nestas condições a diferença de temperatura sanguínea entre os elementos é baixa. Já Wissler (1985) considerou o sangue arterial e venoso para cada elemento permitindo que o modelo seja aplicado para mais condições de temperatura. A partir de 2000, os trabalhos foram desenvolvidos para aplicação de condição assimétrica. Lyoho et al. (2004) e Ferreira e Yanagihara (2012) já destacaram a importância de representar particularmente alguns vasos no modelo para ambientes frios. Nos trabalhos de 1985 a 2012, desenvolveu-se principalmente o modelo do sistema vascular do corpo visto que a temperatura do sangue possui grande influência nos resultados.

Evidentemente, as simplificações consideradas na elaboração dos modelos afetam a acurácia dos resultados. O grau de realismo está vinculado à necessidade da aplicação prática e deve-se conhecer até que nível de detalhe é necessário para captar um efeito específico. A maior parte dos modelos estão restritos a aplicações de conforto térmico, mas no presente trabalho deseja-se que o modelo produza resultados consistentes para uma ampla faixa de temperatura do ambiente.

4 MODELO GEOMÉTRICO DO CORPO

O modelo geométrico do corpo humano é a representação geométrica de cada segmento do corpo. Como afirmado anteriormente na Introdução e Objetivo, o modelo é um aprimoramento do modelo de Ferreira e Yanagihara (2009). O modelo disponível é composto por 15 segmentos (cabeça, pescoço, tronco, braços, antebraços, mãos, coxas, pernas e pés). Todos os segmentos são elementos cilíndricos de seção elíptica subdivididos em camadas e setores. Os membros superiores e inferiores dos 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. No tronco, a composição pode variar dependendo da altura da seção transversal no segmento.

A geometria escolhida pelos pesquisadores realmente é adequada, pois de fato as seções se aproximam de elipses. Pode ser verificado pelas imagens mostradas no apêndice de Ferreira (2001) as várias seções transversais do corpo humano real. É importante reforçar que a distribuição de temperatura do segmento com seção elíptica é diferente com relação a de uma seção circular para um mesmo volume e área superficial sob as mesmas condições de contorno. Em Ferreira (2001), compara-se a área do segmento e o seu volume com os dados de Takemori et al. (1995) e prova-se que a geometria é válida considerando estes dois parâmetros.

Para o presente trabalho, foram feitas algumas modificações com relação à geometria do manequim numérico. A geometria do corpo foi mantida, com exceção das mãos e do acréscimo dos dedos. As mãos possuem formato de paralelepípedo e são compostos por sete camadas de tecido: pele da parte posterior da mão, gordura, tendão (considerou-se como músculo), osso, músculo, gordura, pele da palma da mão. A composição relativa por volume total está apresentada na tabela 1 e a geometria pode ser observada na fig. 2.

Figura 2 - Camadas teciduais da mão e dos dedos

Tabela 1 - Composição volumétrica dos tecidos das mãos e dedos

	tecido	Vol-rel	L [m]	C [m]	E [m]	R [m]
dedo	pele	17%	na	7,00E-02	1,13E-03	1,26E-02
	gordura	14%	na	7,00E-02	1,01E-03	1,15E-02
	músculo	23%	na	7,00E-02	1,89E-03	1,05E-02
	osso	46%	na	7,00E-02	8,57E-03	8,57E-03
mão	pele palmar	3%	6,00E-02	1,00E-01	1,00E-03	na
	gordura palmar	5%	6,00E-02	1,00E-01	1,50E-03	na
	músculo palmar	10%	6,00E-02	1,00E-01	3,00E-03	na
	osso	58%	6,00E-02	1,00E-01	1,75E-02	na
	músculo dorsal	15%	6,00E-02	1,00E-01	4,50E-03	na
	gordura dorsal	5%	6,00E-02	1,00E-01	1,50E-03	na
	pele dorsal	3%	6,00E-02	1,00E-01	1,00E-03	na
L=largura		C=comprimento	E=espessura		R=raio	
		Vol-rel=Volume relativo	na=não se aplica			

Fonte: Valores baseados em Fiala et al. (1999) e Ferreira e Yanagihara (2009, 2012)

Os dedos foram considerados como elementos discriminados das mãos. Todos os dedos possuem a mesma dimensão e formato (cilindro de seção circular). Os tecidos que compõe este segmento são pele, gordura, músculo, osso.

A separação do corpo em vários segmentos é positivo, pois permite alguns benefícios:

- impor diferentes condições de contorno;
- possibilitar a utilização de uma composição tecidual diferenciada e, consequentemente, traz mais confiabilidade para o modelo;
- possibilitar a criação de um sistema circulatório mais detalhado;
- permitir uma melhor disposição para comparar com dados experimentais da literatura e permitir, portanto, uma melhor avaliação.

No momento, o modelo geométrico considerado se caracteriza pela composição de 25 segmentos. A inclusão de dedos no modelo é necessária, pois estes elementos possuem relação área/volume elevada, consequentemente a sua temperatura média tenderá se aproximar da temperatura do ambiente.

5 SISTEMA CIRCULATÓRIO

O sangue, além de transportar substâncias pelo organismo, possui um papel importante na manutenção da temperatura do corpo. A temperatura do sangue arterial sai do coração a um valor próximo da temperatura média do centro do tronco. Conforme o sangue caminha para as extremidades a sua temperatura diminui devido à troca de calor com os tecidos.

O sistema circulatório é constituído por três tipos de vasos sanguíneos: artérias, veias e capilares. Os vasos são classificados de acordo com seu tamanho bem como pelo sentido do fluxo. O sangue, geralmente, fornece calor para os tecidos, as exceções ocorrem nos tecidos com alta taxa metabólica.

No trabalho de Chen e Holmes (1980), mostra-se a diferença na magnitude da transferência de calor para variados vasos sanguíneos. Ao admitir a temperatura do tecido constante, conclui-se que não há variação de temperatura nos grandes vasos. Ferreira e Yanagihara (2012) consideraram o efeito de troca de calor contra-corrente no par artéria-veia e apresentaram um resultado oposto de Chen e Holmes (1980). O presente trabalho adota um modelo tridimensional de condução de calor e os resultados poderão reforçar a conclusão de Ferreira e Yanagihara (2012).

A troca de calor entre o capilar e o tecido ocorre por meio da convecção, com base no modelo de Pennes (1948), os pequenos vasos podem ser considerados como parte de um contínuo e seu efeito térmico é similar ao de uma fonte de calor no sólido.

5.1 Descrição do modelo disponível

Neste item, faz-se uma apresentação do modelo do sistema circulatório apresentado em Ferreira e Yanagihara (2009), base para o desenvolvimento do presente trabalho.

A transferência de calor entre o sangue arterial e o venoso dos grandes vasos pode ser comparada a um trocador de calor contra-corrente na qual o coeficiente de troca de calor é designado H_{av} . O cálculo deste coeficientes é feito considerando a correlação do fator de forma de condução entre dois cilindros em um meio infinito,

segundo a equação 1:

$$S = \frac{2\pi L}{\operatorname{arc\,cosh}\left(\frac{4z^2 - d_{ve}^2 - d_{ar}^2}{2d_{ve}d_{ar}}\right)} \quad (1)$$

em que:

S é o fator de forma de condução entre os vasos [m];

L é o comprimento do segmento [m];

z é a distância entre os centros dos vasos [m];

d_{ve} é a diâmetro da veia [m];

d_{ar} é a diâmetro da artéria [m].

O valor de z pode ser calculado pela equação apresentada em Shitzer et al. (1997):

$$z = 2\sqrt{d_{ve}d_{ar}} \quad (2)$$

A tabela 2 mostra os valores de H_{av} utilizados no modelo térmico, mais detalhes podem ser encontrados no trabalho de Ferreira e Yanagihara (2009).

Tabela 2 - Coeficiente de troca de calor contracorrente entre sangue venoso e arterial

elemento	H_{av} $W.K^{-1}$
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 foram considerados como reservatórios. Aplicando balanço de energia a cada um, encontram-se as equações que descrevem a variação das temperatura do sangue arterial e venoso, dadas por 3 e 4, respectivamente:

$$m_{ar,i} c_{bl} \frac{dT_{ar,i}}{dt} = \rho_{bl} c_{bl} \dot{V}_{ar,i} (T_{in,ar,i} - T_{ar,i}) + H_{av,i} (T_{ve,i} - T_{ar,i}) \quad (3)$$

em que:

$m_{ar,i}$ é a massa de sangue no reservatório arterial do elemento i [kg];

$\dot{V}_{ar,i}$ é a vazão total de sangue arterial que entra no elemento i [m³/s];

$T_{in,ar,i}$ é a temperatura do sangue arterial que entra no elemento i [°C];

$T_{ar,i}$ é a temperatura arterial no elemento i [°C];

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

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

c_{bl} é o calor específico do sangue [J/(kg.°C)];

ρ_{bl} é a massa específica do sangue [kg/m³].

Na equação 3, o primeiro termo do segundo membro se refere a variação de entalpia devido ao fluxo de sangue que passa pelo elemento e o segundo termo se refere a troca de calor entre o sangue arterial e o venoso.

$$m_{ve,i} c_{bl} \frac{dT_{ve,i}}{dt} = \rho_{bl} c_{bl} \dot{V}_{ve,i} (T_{in,ve,i} - T_{ve,i}) + H_{av,i} (T_{ar,i} - T_{ve,i}) + \int \rho_{bl} c_{bl} \dot{V}_{bl} (T - T_{ve,i}) dV \quad (4)$$

em que:

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

$T_{ar,i}$ é a temperatura arterial no elemento i [°C];

$T_{in,ve,i}$ é a temperatura do sangue venoso que entra no elemento i [°C];

$m_{ve,i}$ é a massa de sangue que entra no reservatório venoso do elemento i [kg];

$\dot{V}_{ve,i}$ é a vazão total de sangue venoso que entra no elemento i [m³/s];

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

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

Na equação 4, os dois primeiros termos à direita da igualdade têm a mesma natureza que os fatores correspondentes da equação 3. O terceiro está relacionado à contribuição da entalpia do sangue proveniente dos capilares.

Para a circulação sanguínea no tronco:

$$m_{trc,bl} c_{bl} \frac{dT_{trc,bl}}{dt} = \sum_i \rho_{bl} c_{bl} \dot{V}_{ve,i} (T_{ve,i} - T_{trc,bl}) + \int \rho_{bl} c_{bl} \dot{V}_{bl} (T_{trc} - T_{trc,bl}) dV \quad (5)$$

em que:

$m_{trc,bl}$ é a massa de sangue no reservatório [kg];

$T_{trc,bl}$ é a temperatura do sangue no reservatório do tronco [°C];

T_{trc} é a temperatura do tecido do tronco [°C];

$T_{ve,i}$ é a temperatura do sangue venoso do elemento i [°C];

$\dot{V}_{ve,i}$ é a vazão total de sangue venoso do elemento i que entra no reservatório de sangue do tronco [m³/s];

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

No tronco, diferentemente dos outros elementos, existe somente um único reservatório onde ocorre mistura das correntes de sangue venoso provenientes da cabeça e dos membros inferiores e superiores.

O primeiro termo à direita da igualdade é a variação de entalpia devido ao retorno do sangue venoso dos outros elementos do corpo para o reservatório central. O segundo termo é a variação da entalpia do sangue proveniente dos capilares do tronco.

O modelo da troca de calor entre o sangue dos capilares e o tecido é baseado na equação de Pennes (1948). Ferreira e Yanagihara (2009), assim como o presente trabalho, utilizam a equação 6:

$$\dot{q}_{per} = w_{bl} \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar,i} - T) \quad (6)$$

em que:

w_{bl} é perfusão de sangue nos tecidos [$m^3/(m^3s)$];

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

T temperatura no tecido [$^{\circ}C$].

5.2 Detalhamento do modelo vascular

No item 5.1, apresentou-se o modelo do sistema circulatório utilizado por Ferreira e Yanagihara (2009). Naquele trabalho, admitiu-se um efeito combinado dos grandes vasos presentes no segmento sobre a transferência de calor. Contudo, não se representou os vasos especializados em intensificar a transferência de calor como os plexos venosos e as anastomoses arteriovenosas. Alguns vasos em particular como os plexos venosos estão menos isolados termicamente como discutido em Grahn e Heller (1997). As regiões do corpo onde se encontram estes vasos são locais estratégicos para se regular a temperatura interna.

O posicionamento dos vasos está esquematizado nas figuras 5 e 6. Na fig. 5, estão representadas as artérias, a artéria braquial percorre toda a extensão do braço até chegar ao antebraço e então é ramificada em artéria radial e ulnar. Na fig. 6, estão representadas as veias superficiais, a veia cefálica, basílica, braquial, radial e ulnar. Na fig. 5, está representado a posição dos vasos nas seções transversais de cada elemento dos membros superiores. A posição dos vasos foram escolhidas conforme a posição relativa observada nas seções transversais reais dos braços, antebraços e dedos (fig. 3).

Figura 3 - Cortes transversais do braço, antebraço e dedo (da esquerda para direita)

Fonte: VH Dissector.

Os vasos da mão, diferentemente dos demais, não foram representados como cilindros no modelo. A estrutura é mais difusa e sua geometria não é simples. Os plexos venosos e os arcos foram considerados como sendo parte do contínuo, na qual os arcos permanecem nas camadas dos músculos e os plexos localizam-se na pele. As anastomoses arteriovenosas foram consideradas somente na mão. Parte do fluxo de sangue da arteríola pode passar para o fluxo das vênulas através das anastomoses antes de atingir o leito capilar como está esquematizado na fig. 4.

Figura 4 - Anastomose arteriovenosa

AAV = anastomose arteriovenosa

Fonte: modificado de Hirata et al. (1993)

Os vasos dos membros inferiores possuem uma estrutura bastante similar ao que se encontra nos superiores. Porém, não foi desenvolvido um modelo detalhado

como foi feito para os membros superiores. A cabeça, tronco, coxas, pernas e pés continuam com o mesmo modelo do sistema circulatório proposto por Ferreira e Yanagihara (2009), brevemente descrito no item 5.1.

Figura 5 - À esquerda, canal arterial no membro superior; à direita, geometria dos elementos e a posição dos vasos

Fonte: VH Dissector; modificado de Ferreira e Yanagihara (2009)

Figura 6 - Veias internas na fig.à esquerda e veias superficiais na fig. à direita

Fonte: VH Dissector

A tabela 3 contém as posições dos vasos na seção transversal dos segmentos. Estes dados foram determinados com base nas imagens da fig. 3.

Tabela 3 - Posição dos vasos representados no modelo

vaso	Posição radial r/R	Posição angular θ (°)
artéria digital 1	0,75	90
artéria digital 2	0,75	270
veia digital 1	0,85	45
veia digital 2	0,85	135
veia digital 3	0,85	225
veia digital 4	0,85	315
artéria radial	0,51	0
artéria ulnar	0,51	180
veia radial 1	0,45	0
veia radial 2	0,45	315
veia ulnar 1	0,45	180
veia ulnar 2	0,45	225
veia superficial 1	0,88	60
veia superficial 2	0,88	90
veia superficial 3	0,88	120
veia superficial 4	0,88	240
veia superficial 5	0,88	270
veia superficial 6	0,88	300
artéria braquial	0,56	0
veia braquial 1	0,49	0
veia braquial 2	0,49	90
veia cefálica	0,81	0
veia basílica	0,81	90

Basicamente, para o sistema circulatório apresentado neste trabalho, fez-se um modelo híbrido do modelo do sistema circulatório apresentado em Ferreira e Yanagihara (2009) e o outro modelo apresentado em Ferreira e Yanagihara (2012). É importante ressaltar que neste último, somente os membros superiores foram modelados e a análise foi feita em regime permanente, além da geometria dos membros ser mais simples.

Fazendo-se um balanço de energia no volume de controle em torno de um segmento da artéria de comprimento Δx . Desprezando a condução térmica axial e considerando as propriedades constantes, tem-se a equação 7:

$$m_{ar,i} c_{bl} \frac{dT_{ar,i}}{dt} = \dot{Q}_{ar,i} \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar,in} - T_{ar,i}) - h_{art} \pi D_{ar} (T_{ar,i} - T) \Delta x \quad (7)$$

O termo do primeiro membro representa a variação temporal da energia interna no volume de controle. O primeiro termo do segundo membro é a variação entálpica entre a entrada e a saída de fluxo. O segundo termo é a troca de calor entre o sangue e o tecido adjacente ao vaso sanguíneo.

Procedendo da mesma forma para as veias, obtém-se a equação 8:

$$m_{ve,i} c_{bl} \frac{dT_{ve,i}}{dt} = \dot{Q}_{ve,i} \rho_{bl} c_{bl} (T_{ve,in} - T_{ve,i}) - h_{vet} \pi D_{ve} (T_{ve,i} - T) \Delta x + \int_{V_i} \rho_{bl} c_{bl} w_{bl} (T_{ve,i} - T) dV_i \quad (8)$$

A equação 8 possui a forma similar à equação 7, porém existe um termo extra que é a contribuição entálpica dos sangue proveniente dos pequenos vasos que retornam à veia.

Para as veias superficiais, tem-se a equação 9:

$$m_{vs,i} c_{bl} \frac{dT_{vs,i}}{dt} = \dot{Q}_{vs,i} \rho_{bl} c_{bl} (T_{vs,in} - T_{vs,i}) - h_{vst} \pi D_{vs} (T_{vs,i} - T) \Delta x \quad (9)$$

O coeficiente de troca de calor entre sangue dos grandes vasos e tecido é dado pela equação de Charny (1992):

$$Nu_D = 4 + 0,155 e^{(1,58 \log Gz)} \quad (10)$$

somente para $Gz_l < 1000$. O número de Graetz é definido segundo a equação 11:

$$Gz = \frac{d}{L} Re Pr \quad (11)$$

em que:

d é o diâmetro do vaso sanguíneo;

L é o comprimento do vaso.

O número de Reynolds nos vasos sanguíneos analisados está abaixo da ordem de 10^3 , logo pode-se admitir que é um escoamento laminar. O máximo valor do número de Nusselt calculado a partir da equação 10 foi de 6,169 (vide tabela 4).

Tabela 4 - Dimensões do vaso, Nusselt e coeficiente de convecção em cada vaso na condição de neutralidade.

Vaso sanguíneo	D [m]	Q[cm³/h]	Re	L[m]	Gz	Nu	h[W/m²K]
artéria braquial	4,00E-3	9000	788	0,310	46,765	6,169	940,7
artéria ulnar	2,60E-3	3000	404	0,280	17,259	5,094	1195,2
artéria radial	2,60E-3	3000	404	0,280	17,259	5,094	1195,2
artéria digital	1,00E-3	120	42	0,080	2,416	4,284	2613,2
veia braquial	2,90E-3	4000	483	0,310	20,785	5,243	1102,9
veia radial	2,00E-3	1300	228	0,280	7,479	4,617	1408,0
veia ulnar	2,00E-3	1300	228	0,280	7,479	4,617	1408,0
veia cefálica	3,30E-3	235	25	0,310	1,221	4,178	772,3
veia basilíca	3,30E-3	235	25	0,310	1,221	4,178	772,3
veia superficial	1,80E-3	78	15	0,280	0,450	4,090	1385,9
veia digital	1,00E-3	30	11	0,080	0,604	4,110	2506,9

Pela tabela 4, nota-se que os maiores valores de coeficiente de convecção são encontradas nos vasos situados nos dedos. Logo, a consideração dos dedos no modelo de fato é necessária, pois a troca de calor entre o sangue e o tecido será intensa neste elemento.

Nas mãos, deve ser aplicado um procedimento diferenciado devido às estruturas dos vasos nelas presentes. A troca de calor entre núcleo e arco arterial é dada pela equação 12:

$$m_{ar,arc-a} \cdot c_{bl} \frac{dT_{ar}}{dt} = \dot{Q}_{ar} \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar,in} - T_{ar}) - h_{art} A (T_{ar} - T_{cr}) \quad (12)$$

em que:

T_{cr} é a temperatura do músculo da mão;

h_{art} é a transferência de calor entre sangue do arco arterial e tecido.

Para arco venoso, procede-se de forma semelhante ao arco arterial, mas existem dois termos extras. O terceiro termo a direita da igualdade representa a variação de entalpia do sangue oriundo da microcirculação dos músculos e gordura, o quarto termo é a variação de entalpia de entrada do sangue arterial na veia pelas AAV:

$$m_{ve,arc-v} c_{bl} \frac{dT_{ve}}{dt} = \dot{Q}_{ve} \rho_{bl} c_{bl} (T_{ve,in} - T_{ve}) - (hA)_{vet} (T_{ve} - T_{cr}) + \int_{V_0}^V \rho_{bl} c_{bl} w_{bl} (T - T_{ve}) dV + by (1 - \alpha) \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar} - T_{ve}) \quad (13)$$

Em que:

by é o fluxo de sangue desviados nas AAVs;

α é a porcentagem do sangue venoso que volta pelas veias superficiais.

Os plexos venosos localizam-se na pele das palmas e das costas das mãos. Considerou-se que o fluxo de sangue dos plexos venosos é composto pela parcela do fluxo nas anastomoses e o sangue proveniente da pele dos dedos e da mão. A equação 14 é obtida pelo balanço de energia no plexo venoso palmar; analogamente para o plexo venoso dorsal tem-se a equação 15:

$$m_{vsp} c_{bl} \frac{dT_{vsp}}{dt} = \delta \dot{Q}_{vsp} \rho_{bl} c_{bl} (T_{vsp,in} - T_{vsp}) - (hA)_{vspt} (T_{vsp} - T_{sk}) + \int_{V_0}^V \rho_{bl} c_{bl} w_{bl} (T_{sk} - T_{vsp}) dV + \delta by \alpha \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar} - T_{vsp}) \quad (14)$$

$$\begin{aligned}
m_{vsd} c_{bl} \frac{dT_{vsd}}{dt} = & (\delta - 1) \dot{Q}_{vsd} \rho_{bl} c_{bl} (T_{vsd,in} - T_{vsd}) - (hA)_{vsdt} (T_v - T_{sk}) \\
& + \int_{V_0}^V \rho_{bl} c_{bl} w_{bl} (T_{sk} - T_{vsd}) dV + (\delta - 1) by \alpha \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar} - T_{vsd})
\end{aligned} \tag{15}$$

δ representa a proporção do fluxo sanguíneo que passa pelo plexo palmar e $1-\delta$ é a parcela do plexo dorsal. A fig. 7 apresenta o circuito dos vasos no membro superior, nota-se que o sangue venoso ao passar da mão para o antebraço, uma parte do fluxo pode entrar pelas veias profundas e a outra parte pelas veias superficiais. O valor dessa parcela está relacionado com o valor de α .

Os coeficientes de troca de calor entre sangue e tecido das mãos são calculados pelo Nu da equação 10, o vaso é considerado como cilindro e a área de troca é multiplicada pelo número específico de vasos que se encontra no trabalho de Ferreira e Yanagihara (2012).

$$(FS_{artéria\ ulnar})_{ent} = (FS_{artéria\ radial})_{ent} = (FS_{artéria\ braquial})_{sai} / 2 \quad (18)$$

$$(FS_{artéria\ ulnar})_{sai} = (FS_{artéria\ radial})_{sai} = (FS_{mão} + 5.FS_{dedo} + by) / 2 \quad (19)$$

$$(FS_{arco\ arterial})_{ent} = FS_{mão} + 5.FS_{dedo} + by \quad (20)$$

$$(FS_{arco\ arterial})_{sai} = 5.FS_{dedo} \quad (21)$$

$$(FS_{artéria\ digital})_{ent} = [FS_{dedo}] / 2 \quad (22)$$

$$(FS_{artéria\ digital})_{sai} = 0 \quad (23)$$

$$(FS_{veia\ braquial})_{ent} = (FS_{antebraço} + FS_{mão} + 5.FS_{dedo}) / 2 - \alpha \cdot (FS_{pele\ da\ mão} + FS_{pele\ do\ dedo}) / 2 + by \cdot (1 - \alpha) / 2 \quad (24)$$

$$(FS_{veia\ braquial})_{sai} = (FS_{braço} + FS_{antebraço} + FS_{mão} + 5.FS_{dedo}) / 2 - \alpha \cdot (FS_{pele\ da\ mão} + FS_{pele\ do\ dedo}) / 2 + by \cdot (1 - \alpha) / 2 \quad (25)$$

$$(FS_{veia\ ulnar})_{ent} = (FS_{veia\ radial})_{ent} = (FS_{mão} + 5.FS_{dedo}) / 4 - \alpha \cdot (FS_{pele\ da\ mão} + FS_{pele\ do\ dedo}) / 4 + by \cdot (1 - \alpha) / 4 \quad (26)$$

$$(FS_{veia\ ulnar})_{sai} = (FS_{veia\ radial})_{sai} \quad (27)$$

$$(FS_{veia\ radial})_{sai} = (FS_{antebraço} + FS_{mão} + 5.FS_{dedo}) / 4 - \alpha \cdot (FS_{pele\ da\ mão} + FS_{pele\ do\ dedo}) / 4 + by \cdot (1 - \alpha) / 4 \quad (28)$$

$$(FS_{arco\ venoso})_{ent} = 5.FS_{dedo} - \alpha \cdot 5.FS_{pele\ do\ dedo} \quad (29)$$

$$(FS_{arco\ venoso})_{sai} = FS_{mão} + 5.FS_{dedo} - \alpha \cdot (5.FS_{pele\ do\ dedo} + FS_{pele\ da\ mão}) + by \cdot (1 - \alpha) \quad (30)$$

$$(FS_{veia\ cefálica})_{ent} = (FS_{veia\ basílica})_{ent} \quad (31)$$

$$(FS_{veia\ basílica})_{ent} = (FS_{pele\ da\ mão} + 5.FS_{pele\ do\ dedo} + by) \cdot \alpha / 2 \quad (32)$$

$$(FS_{veia\ cefálica})_{sai} = (FS_{veia\ basílica})_{sai} = (FS_{veia\ cefálica})_{ent} \quad (33)$$

$$(FS_{veia\ cefálica})_{ent} = (FS_{veia\ basílica})_{ent} \quad (34)$$

$$(FS_{veia\ bas\acute{il}ica})_{ent} = (FS_{pele\ da\ m\~{a}o} + 5.FS_{pele\ do\ dedo} + by) \cdot \alpha / 2 \quad (35)$$

$$(FS_{veia\ cef\acute{a}lica})_{sai} = (FS_{veia\ bas\acute{il}ica})_{sai} = (FS_{veia\ cef\acute{a}lica})_{ent} \quad (36)$$

$$(FS_{veia\ superficial})_{ent} = (FS_{pele\ da\ m\~{a}o} + 5.FS_{pele\ do\ dedo} + by) \cdot \alpha / 6 \quad (37)$$

$$(FS_{veia\ superficial})_{ent} = (FS_{veia\ superficial})_{sai} \quad (38)$$

$$(FS_{plexo\ venoso\ palmar})_{ent} = (5.FS_{pele\ do\ dedo} + by) \cdot \delta \cdot \alpha \quad (39)$$

$$(FS_{plexo\ venoso\ palmar})_{ent} = (FS_{plexo\ venoso\ palmar})_{sai} \quad (40)$$

$$(FS_{plexo\ venoso\ dorsal})_{ent} = (5.FS_{pele\ do\ dedo} + by) \cdot (1 - \delta) \cdot \alpha \quad (41)$$

$$(FS_{plexo\ venoso\ dorsal})_{ent} = (FS_{plexo\ venoso\ dorsal})_{sai} \quad (42)$$

$$(FS_{veia\ digital})_{ent} = 0 \quad (43)$$

$$(FS_{veia\ digital})_{sai} = FS_{dedo} / 4 \quad (44)$$

em que:

α é a porcentagem do sangue venoso que volta pelas veias superficiais;

by é o fluxo de sangue que é desviado nas anastomoses arteriovenosas.

O fluxo de sangue (FS) é calculado pela perfusão total do elemento. O fluxo de sangue que circula pelas AAVs possui a função de regulação térmica e a regulação deste fluxo é estimada no item 10.4.

6 MODELO DE CONDUÇÃO DE CALOR NO CORPO

O calor é transferido pelos tecidos do corpo através da condução e pela convecção do sangue. No modelo de Ferreira e Yanagihara (2009), a condução considerada é tridimensional, a equação utilizada é dada por:

$$\rho_i c_{p,i} \frac{dT_i}{dt} = \nabla \cdot (k_i \nabla T_i) + \dot{q}_{per} + \dot{q}_{met} \quad (45)$$

em que:

$c_{p,i}$ é o calor específico do elemento i [J/(kg.°C)];

ρ_i é a massa específica do elemento i [kg/m³];

T_i é a temperatura do elemento i [°C];

t é o tempo [s];

k_i é a condutividade térmica do elemento i [W/m °C];

$\dot{q}_{per}$ é o calor transmitido por perfusão [W/m³];

$\dot{q}_{met}$ é o calor gerado pelo metabolismo [W/m³].

O metabolismo $\dot{q}_{met}$ é um dos termos desta equação, seu papel é crucial para manter a temperatura do corpo. Seu valor é dependente principalmente da atividade física e condição térmica do ambiente.

A equação 45 é válida em todo domínio, mas para a camada superficial deve-se impor as condições de contornos de radiação, evaporação, convecção e condução discutidas no item 8.

Deve-se ressaltar que neste trabalho a equação 45 é aplicada na cabeça, peçoço, tronco e membros inferiores. Para os membros superiores (braços, antebraços, mãos, dedos) a equação de condução de calor é diferenciada e dada pela equação 46:

$$\rho c_p \frac{dT}{dt} = \nabla \cdot (k_i \nabla T_i) + \dot{q}_{per} + \dot{q}_{met} + u_{at}(T_{ar} - T) + u_{vt}(T_{ve} - T) + u_{st}(T_{vs} - T) \quad (46)$$

em que:

u_{at} é o coeficiente de troca de calor entre tecido e artéria $[W/m^3\text{°C}]$;

u_{vt} é o coeficiente de troca de calor entre tecido e veia $[W/m^3\text{°C}]$;

u_{st} é o coeficiente de troca de calor entre tecido e veia superficial $[W/m^3\text{°C}]$;

T_{at} é a temperatura do sangue arterial $[^\circ\text{C}]$;

T_{ve} é a temperatura do sangue venoso $[^\circ\text{C}]$;

T_{vs} é a temperatura do sangue na veia superficial $[^\circ\text{C}]$;

T é a temperatura do tecido $[^\circ\text{C}]$.

A equação 46 é similar à equação 45, porém se diferencia pela contribuição direta da transferência de calor dos grandes vasos. Nas mãos, os arcos arterial e venoso troca calor somente com o músculo e a transferência de calor do plexo venoso ocorre somente com a pele.

O coeficiente de troca de calor entre o tecido e o vaso para a mão foi calculado segundo a equação 47:

$$u = h_{vt} \frac{A_x}{V_t} \quad (47)$$

em que:

u é o coeficiente de troca de calor entre o tecido e o vaso por unidade de volume $[W/m^3\text{°C}]$;

h_{vt} é o coeficiente de troca de calor por convecção entre o vaso e o tecido $[W/m^2\text{°C}]$;

A_x é a área de troca de calor entre o tecido e o vaso $[m^2]$;

V_t é o volume total dos elementos da malha no domínio do vaso $[m^3]$.

7 MÉTODO DE SOLUÇÃO

Para cada segmento do corpo humano tem-se uma equação de condução de calor apresentada no item 6. O resumo da aplicação do método dos volumes finitos nessas equações estão apresentas no ANEXO A. A equação de transferência de calor na forma da solução do método dos volumes finitos é dada pela equação 48:

$$A_t T_P = A_N(T_N - T_P) + A_S(T_S - T_P) + A_E(T_E - T_P) + A_W(T_W - T_P) + A_D(T_D - T_P) + A_U(T_U - T_P) + S^0 \quad (48)$$

em que:

t é o tempo [s];

T é a temperatura [°C];

P é o centro do volume;

N é o centro do volume a norte de P;

S é o centro do volume a sul de P;

E é o centro do volume a leste de P;

W é o centro do volume a oeste de P;

U é o centro do volume a topo de P;

D é centro do volume a base de P;

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

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

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

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

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

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

$$A_D = \frac{J \cdot k \cdot \Delta \xi \cdot \Delta \eta}{\Delta \gamma_d} ;$$

$$A_U = \frac{J \cdot k \cdot \Delta \xi \Delta \eta}{\Delta \gamma_u};$$

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

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

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

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

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

ξ é o componente radial do elemento;

η é o componente tangencial do elemento;

γ é o componente axial do elemento;

ρ é massa específica;

c é o calor específico;

J é a jacobiana da transformação;

k é a condutividade térmica.

8 CONDIÇÃO DE CONTORNO

As condições de contorno do modelo são:

- No topo e base do segmento do corpo, não há troca de calor com o meio externo (superfície adiabática);
- Somente na superfície lateral da geometria cilíndrica dos segmentos há troca de calor por convecção, radiação e evaporação (fluxo de calor prescrito);
- Condição cíclica em η devido à transformação de coordenadas.

8.1 Convecção, Radiação, Evaporação e Condução

Os volumes em contato com a superfície possuem faces que estão fisicamente em interação direta com o ambiente e, portanto, estão sujeitas à condução, convecção, radiação e evaporação. As equações do cálculo de cada parcela são apresentadas do item 8.1.1 a 8.1.7. O desenvolvimento detalhado destas equações está disponível em Ferreira (2001).

8.1.1 Convecção

A troca de calor por convecção da superfície da roupa para o ambiente pode ser calculada por:

$$C = f_{cl} h_c (T_{cl} - T_a) \quad (49)$$

em que:

C é o fluxo de calor transferido por convecção [W/m^2];

f_{cl} é a relação entre a área externa do corpo vestido e nu;

h_c é o coeficiente de transferência de calor por convecção [$\text{W/m}^2 \cdot ^\circ\text{C}$];

T_a é a temperatura do ar ambiente [$^\circ\text{C}$];

T_{cl} é a temperatura externa da roupa [°C].

8.1.2 Radiação

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

$$R = f_{cl} h_r (T_{cl} - \bar{T}_r) \quad (50)$$

em que:

R é o fluxo de calor transferido por radiação [W/m²];

h_r é coeficiente de transferência de calor por radiação [W/m².°C];

$\bar{T}_r$ é a temperatura radiante média [°C].

De Dear et al. (1997) executaram um experimento para encontrar as correlações dos coeficientes de troca de calor por radiação e por convecção para cada região do corpo humano. Foram determinados os valores para os pés, pernas, coxas, região pélvica, costas, peito, cabeça, braços, antebraços, mãos. Utilizaram um túnel de vento para correlatar o coeficiente de troca de calor em função da velocidade do ar (faixa de 0,1 a 5,0 m/s). Os coeficientes utilizados no presente trabalho, correspondente para convecção natural ($v_{ar} < 0,1$ m/s) e para posturas sentada e ereta, estão na tabela 5.

Tabela 5 - Coeficiente de troca de calor por convecção e radiação

sentado			em pé		
elemento	radiação hr [W/m ² K]	convecção hc [W/m ² K]	elemento	radiação hr [W/	convecção hc [W/m ² K]
pé	4,2	4,2	pé	3,9	5,1
perna	5,4	4,0	perna	5,3	4,1
coxa	4,6	3,7	coxa	4,3	4,1
região pélvica	4,8	2,8	região	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	3,0	peito	4,5	3,0
costas	4,6	2,6	costas	4,4	2,9

Fonte: De Dear et al. (1997)

Para o presente trabalho não há discretização do corpo em região pélvica, costas e peito. Todas estas partes estão agregadas 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 das três regiões ponderada pela área. Para o pescoço considerou-se que o seu coeficiente seria o mesmo da cabeça. O coeficiente de troca de calor (convecção+radiação) para os dedos segundo Ferreira e Yanagihara (2012) pode ser considerado igual a $11 \text{ W/m}^2\text{K}$, calculado a partir da correlação para escoamento cruzado em torno do cilindro.

Os coeficientes oferecidos por De Dear et al. (1997) não são recomendados para situações na qual a pessoa está correndo ou se movimentando, pois a dinâmica do fluido é diferente com relação às condições encontradas no trabalho destes pesquisadores. Em Nishi e Gagge (1970), os valores dos coeficientes de troca de calor para atividades físicas foram estimados e seus valores podem ser observados na tabela 6.

Tabela 6 - Coeficiente de troca de calor por convecção por atividade física

Região do corpo		cabeça	peito	costas	braço	antebraço	mão	coxa	perna	total	média
área %		7	17,5	17,5	7	7	5	19	20	100	hc [W/m ² K]
manequim	ereto	2,7	2,5	2,6	3,2	3,1	3,5	2,9	4,5		3,2
atividade leve	sentado	3,2	2,5	2,4	4	3,9	4,6	2,8	3,7		3,1
	0,9 m/s	4,2	3,6	3,2	6,4	6,6	7,2	5	10,5		5,8
	1,35 m/s	4,6	3,8	3,6	7,3	9,3	10,3	6,6	12,7		7,2
	1,8 m/s	5,4	4,5	4,3	8,3	10,8	15,4	7,7	14,4		8,4
caminhada	0,9 m/s	7,2	4,8	4,7	6	11,2	11,6	8,7	11,8		8,4
	1,35 m/s	7,5	5,3	5,1	13,3	12,5	13,2	10	13,4		9,4
	1,8 m/s	9,5	6,7	6,7	17	16,3	17,2	12,5	17		12
bicicleta ergométrica	sentado	3,5	2,9	3	4,9	5,1	4,7	4,7	5,2		4
	50 rpm	3,6	3,2	2,9	5	4,8	4,6	4,6	10		5,4
	60 rpm	4,4	3,3	3,2	5,3	5,2	4,7	4,7	11,1		6

Fonte: Nishi e Gagge (1970)

Calculando-se estes coeficientes pelas correlações de De Dear et al. (1997) para o caso de atividade física de Nishi e Gagge (1970) obtém-se a tabela 7. Tanto para postura ereta e sentada, a velocidade considerada foi de 0,1 m/s.

Tabela 7 - Coeficiente de troca de calor por convecção pelas correlações de De Dear et al. (1997)

Região do corpo		cabeça	peito	costas	braço	antebraço	mão	coxa	perna	total	média
área %		6,80	15,99	15,24	9,93	7,07	5,17	21,77	18,02	100	hc [W/m²K]
manequim	ereto	3,6	3,2	3,1	2,9	3,7	4,1	4,1	4,4		3,7
esteira	sentado	3,7	2,9	2,7	3,4	3,8	4,5	3,7	4,1		3,5
	0,9 m/s	4,5	8,1	8,0	10,8	11,1	11,8	8,4	12,6		9,4
	1,35 m/s	6,1	10,4	10,4	14,1	14,4	15,1	10,7	16,0		12,1
	1,8 m/s	7,5	12,4	12,5	17,1	17,2	17,9	12,7	19,6		14,5
caminhada	0,9 m/s	2,9	7,6	7,7	9,5	11,7	12,6	9,6	12,4		9,3
	1,35 m/s	4,3	9,8	9,9	12,4	14,6	16,0	11,8	15,3		11,8
	1,8 m/s	5,7	11,8	11,8	14,9	17,1	19,1	13,7	17,7		13,9
bicicleta ergométrica	sentado	3,7	2,9	2,7	3,4	3,8	4,5	3,7	4,1		3,5
	50 rpm	3,7	2,9	2,7	3,4	3,8	4,5	5,1	11,6		5,2
	60 rpm	3,7	2,9	2,7	3,4	3,8	4,5	5,7	12,9		5,5

Nota-se que há uma grande discrepância entre os valores obtidos no trabalho de Nishi e Gagge (1970) e os valores obtidos pelas equações de De Dear et al.(1997) para os casos de atividade física moderada. As menores diferenças entre os valores do coeficiente de convecção estão nas posturas sentada e ereta.

8.1.3 Efeito da vestimenta

Quando um segmento do corpo está coberto por vestimenta, adiciona-se uma resistência térmica. A relação entre a temperatura da pele T_s e da roupa T_{cl} é dada por:

$$C + R = \frac{T_s - T_{cl}}{R_{cl}} \quad (51)$$

em que:

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

8.1.4 Evaporação

Na derme, estão localizadas as glândulas sudoríparas que são responsáveis pela produção de suor. O suor é composto basicamente por uma solução de água com sais que se acumula na pele e evapora, a sua produção depende da condição ambiente e excitação no sistema nervoso. Esta resposta fisiológica é um dos mecanismos de controle de temperatura (sudorese) e seu modelo é apresentado no item 10.

A equação 52 descreve a perda de calor por evaporação:

$$E = w \frac{P_{w,s} - \varphi_a P_{w,a}}{R_{e,cl} + \frac{1}{f_{cl} h_e}} \quad (52)$$

em que:

$0,06 \leq w \leq 1,00$ é a fração de superfície molhada tal que vale 0,06 quando há pouco suor na pele, e 1 quando a superfície está totalmente molhada;

$P_{w,s}$ é a pressão de saturação do vapor na superfície da pele [Pa];

φ_a é a umidade relativa do ar;

$P_{w,a}$ é a pressão de saturação da água no ar [Pa];

$R_{e,cl}$ é a resistência à evaporação imposta pela roupa [Pa.m²/W];

h_e é o coeficiente de transferência de calor por evaporação [Pa.m²/W];

f_{cl} é a razão entre a área externa do corpo vestido e nu.

A relação 53 é mais ampla do que a relação de Lewis:

$$\frac{h_e}{h_c} = \frac{1}{1 - x_{w,s}} \frac{M_w}{M_a} \frac{\lambda}{P_a c_p} \left(\frac{Pr}{Sc} \right)^{2/3} \quad (53)$$

em que:

$x_{w,s}$ é fração molar de vapor d'água na superfície;

M_w é a massa molecular da água [kg/kmol];

M_a é massa molecular do ar [kg/kmol];

P_a é pressão estática [kPa];

c_p é o calor específico a pressão constante do ar [kJ/kg.K];

λ é a entalpia de vaporização da água [kJ/kg].

8.1.5 Respiração

No pulmão, ocorre transferência de calor por evaporação e convecção. O calor trocado entre o ar inspirado e o pulmão, segundo Fanger (1967), é dado por:

$$Q = \dot{m} \lambda (\omega_{ex} - \omega_a) + \dot{m} c_a (T_{ex} - T_a) \quad (54)$$

em que:

$\dot{m}$ 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 primeira parcela à direita da igualdade é o calor perdido por evaporação no pulmão e a segunda parcela representa o aquecimento do ar inspirado.

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

$$\dot{m} = 1,433 \cdot 10^{-6} M A_D \quad (55)$$

em que:

M é calor gerado pelo metabolismo [W/m²];

A_D é a área superficial da pele [m²].

A área adotada é 1,8 m² para sujeito de estatura mediana e peso regular, o

metabolismo basal está em torno de 58 W/m² (1 met).

A ventilação pulmonar é dependente de outras variáveis como a pressão parcial do oxigênio e dióxido de carbono do ar respirado, temperatura do corpo, porém no presente trabalho utilizou-se a equação 55 para o cálculo da ventilação.

Mccutchan e Taylor (1951), através de experimentos obtiveram relações para determinar a umidade (equação 56) e temperatura (equação 57) do ar expirado.

$$\omega_{ex} - \omega_a = 0,0277 + 6,5 \cdot 10^{-5} T_a - 0,8 \omega_a \quad (56)$$

$$T_{ex} = 32,6 + 0,066 T_a + 32 \omega_a \quad (57)$$

em que:

ω_{ex} é a umidade do ar expirado [kg/kg de ar seco];

ω_a é a umidade do ar inspirado [kg/kg de ar seco];

T_{ex} é a temperatura do ar expirado [°C];

T_a é a temperatura do ar inspirado [°C].

As variáveis de entrada controladas foram a umidade e a temperatura do ar inspirado. A temperatura do ar inspirado variou de 40 °C a 12 °C, a umidade manteve-se na faixa de 0,0035-0,0279 g/g de ar seco.

Em Cain et al. (1990), apresentam-se estimativas para a perda de calor por respiração em ambientes frios, na qual a temperatura do ambiente estava entre -40 a 20 °C. No entanto, somente os resultados para temperatura do ar a -40, -20 e 0 °C foram apresentados naquele trabalho e que estão disponíveis na tabela 8. O seus valores são comparados com os resultados aplicando-se a equação de Mccutchan e Taylor (1951).

Tabela 8 - Comparação entre a correlação de Cain et al. (1990) e Mccutchan e Taylor (1951)

temperatura [°C]	Perda de calor por respiração [W]		diferença [%]	metabolismo [W]
	Cain et al.(1990)	Mccutchan e Taylor (1951)		
ereto				
0	28	28,7	-2,4	112
-20	19,5	22,8	-17,0	77
-40	25	28,3	-13,0	84
correndo a 3 km/h plano horizontal				
0	46	58,6	-27,5	229
-20	43	68,7	-59,8	232
-40	53	81,1	-53,0	241
correndo a 3 km/h plano inclinado (5%)				
0	61	81,9	-34,3	320
-20	54	89,2	-65,1	301
-40	72	113,7	-57,9	338

Nota-se que a menor diferença entre os resultados está na condição na qual o sujeito está parado com postura ereta em um ambiente a 0 °C. Observa-se que conforme a temperatura do ar se afasta de 0 °C as estimativas da temperatura e umidade expirada se distanciam.

Conclui-se que as estimativas de Mccutchan e Taylor (1951) são válidas para temperaturas baixas (até -40 °C), no entanto, não se recomenda a aplicação para taxas metabólicas muito acima de 120 W. Este fato pode ser atribuído à estimativa da ventilação pulmonar apenas pela taxa metabólica (eq. 55).

A umidade absoluta do ar pode ser calculada por:

$$\omega_a = 0,622 \cdot \frac{P_{w,a}}{P_a - P_{w,a}} \quad (58)$$

em que:

ω_a é a umidade absoluta do ar inspirado [g/g de ar seco];

$P_{w,a}$ é a pressão parcial do vapor d' água [Pa];

P_a é a pressão do ar ambiente [Pa].

A equação 54 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 outros elementos como a cabeça e o pescoço. No presente modelo, a distribuição adotada é a mesma adotada por outros modelos disponíveis na literatura (FERREIRA;YANAGIHARA, 2012 e FIALA et al., 1999), a cabeça tem a perda de 45% do valor calculado pela equação 54, o pescoço 25% e o tronco 30%.

8.1.6 Relação temperatura de fronteira e as condições de contorno na superfície do volume

O calor transmitido através da face do volume pode ser escrito por:

$$\dot{q} = [\alpha T_{\xi}]_n \Delta \eta \Delta \gamma \quad (59)$$

Mas, lembrando que:

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

Portanto:

$$\dot{q} = 2 A_N (T_f - T_p)$$

A_N foi definido no item 7. E para obedecer a condição de contorno:

$$2 A_N (T_f - T_p) = (q_{conv} + q_{rad} - E) A_D$$

E com algumas manipulações algébricas, a temperatura da superfície da pele é definida conforme a equação 60:

$$T_f = \frac{\psi}{\mu} + \frac{2 A_N}{\mu} T_p \quad (60)$$

em que:

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

$$\mu = A_N + \frac{A_D}{R_{cr}} + \frac{A_D w \xi^*}{R_e}$$

$$T_o = \frac{T_r \cdot h_r + T_{amb} \cdot h}{h_r + h}$$

$$R_{cr} = R_{cl} + \frac{1}{f_{cl} h}$$

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

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

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

8.1.7 Condução

Os volumes em contato com outras superfícies externas possuem uma condição de contorno cuja equação (61) é similar a que se encontra para os volumes sujeitos a transferência de calor por convecção e radiação.

$$T_f = AA + BB T_p \quad (61)$$

em que:

$$AA = \frac{S_{cont} T_{cont}}{2 R_{cont} A_N + S_{cont}} ;$$

$$BB = \frac{2 A_N R_{cont}}{2 A_N R_{cont} + S_{cont}} ;$$

A_N definido no item 7 [W/°C];

R_{cont} é a resistência de contato [m²°C/W];

S_{cont} é a área de contato [m²];

T_{cont} é a temperatura da superfície em que o volume está em contato [°C].

8.2 Superfície adiabática

Os pontos localizados na face do topo ou base do volume (fisicamente

representam as superfícies das juntas de um elemento com outro) obedecem a condição de fluxo prescrito. A transferência de calor no topo ou base é nula. Esta hipótese é razoável, pois transferência de calor por convecção entre o sangue e tecido tem maior influência que a condução de calor entre os segmentos do corpo.

8.3 Condição cíclica

Ao se aplicar a transformação de coordenada, o cilindro torna-se um paralelepípedo nessa nova base. Visualmente, a face oeste e leste ficam separadas, mas numericamente, estas faces deverão estar ligadas diretamente. Em particular, a condição cíclica impõe uma comunicação entre os volumes oeste e leste do paralelepípedo.

8.4 Condição particular das mãos

A geometria da mão é um paralelepípedo e, portanto, algumas condições de contorno descritas para o cilindro não são válidas para a mesma. As superfícies laterais das mãos são adiabáticas e a troca de calor ocorre somente na palma e no dorso das mãos. O cálculo da temperatura de fronteira pela eq. 60 também é válido para estas superfícies.

9 ALGORITMOS

Uma variação do método de alternância de direção foi aplicada para resolver a equação 48. Este método consiste em separar a resolução em várias etapas. Na primeira etapa uma das variáveis é tratada implicitamente enquanto que as outras são consideradas explicitamente; nas etapas seguintes, uma outra variável é tratada implicitamente e as restantes explicitamente, continuando da mesma forma para outras variáveis até que todas sejam resolvidas. Para cada passo no método da alternância de direção, um sistema linear na forma de uma matriz tridiagonal é resolvida, geralmente, utilizando-se o algoritmo de Thomas. Quando a variável é sujeita à condição de contorno cíclica utiliza-se o algoritmo proposto em Patankar et al. (1977). As equações do sistema circulatório são equações diferenciais ordinárias e a resolução foi obtida por Euler explícito e Euler implícito. O Euler implícito foi resolvido com aproximação do ponto fixo (detalhes no item 9.3). Este último método foi utilizado nos membros superiores com detalhamento do sistema circulatório, pois oferece estabilidade para a simulação.

9.1 Implementações

O código computacional desenvolvido por Ferreira e Yanagihara (2009) para a resolução numérica das equações diferenciais foi utilizado também para o presente trabalho. Contudo foram feitas otimizações e mudanças no modelo, incrementando-se novos recursos para o código computacional disponível. Duas implementações foram feitas, além da modificação do modelo:

- Paralelização do código para que mais de duas equações diferenciais parciais sejam resolvidas simultaneamente. Por conseguinte, o tempo gasto para a simulação foi reduzido em 50%;
- A porcentagem de gordura do corpo é um dado de entrada e o programa adapta a malha e o tamanho dos segmentos com base na malha padrão do programa. O refinamento da malha se mantém, contudo o volume dos

elementos aumenta em proporção da mudança da gordura corporal.

Todo o código foi trabalhado em C++, o compilador utilizado foi GCC 4.3 com OpenMP para utilizar o recurso multiprocesso.

9.2 Malha

A malha consiste em uma composição de cerca de 70000 elementos prismáticos em detalhe na tabela 9.

Tabela 9 - Números de elementos da malha para cada coordenada; xi é a direção radial do elemento; eta é a direção tangencial; gama é a direção axial

elemento	xi	eta	gama	total
cabeça	24	20	14	6720
percoço	20	20	3	1200
tronco	24	20	15	7200
braço	24	80	10	19200
antebraço	38	48	10	18240
mão	10	5	20	1000
dedo	28	36	10	10080
coxa	20	20	3	1200
perna	20	20	3	1200
pé	20	20	3	1200
total				67240

O estudo de independência de malha foi realizado somente modificando os membros superiores e a melhor alternativa foi alcançada com 70.000 elementos. A temperatura dos vasos foram comparadas para a escolha da melhor malha através do cálculo da diferença relativa média da eq. 62:

$$DRM = \frac{\sum_{i=1}^n |(T_{i,m+1} - T_{i,m})|}{n \cdot T_{i,m}} \quad (62)$$

em que:

T_i é a temperatura do vaso i ;

i é o índice do vaso;

n é o número total de vasos;

m é a malha;

m+1 é a malha mais refinada.

Pela tabela 10, a malha mais refinada (Malha 3) com mais de 120.000 elementos possui uma diferença média de menos de 0,2% com relação a Malha 2, que por sua vez tem uma diferença média de até 0,61% com relação a Malha 1. Optou-se pela Malha 2, pois o tempo de simulação é 50% menor que com a Malha 3 e a diferença média é menor que 0,2%.

Tabela 10 - Diferença relativa média entre as malhas, comparou-se as temperaturas dos vasos para o cálculo das diferenças

	Nº elementos	diferença relativa média
Malha 1	30000	-
Malha 2	70000	0,61%
Malha 3	120000	0,17%

9.3 Euler implícito

Para as equações diferenciais ordinárias dos vasos do membro superior, o método de Euler implícito com o método do ponto fixo foram aplicados na forma da eq. 63.

$$T_{i+1}^{k+1} = T_i + \Delta t f(t_{i+1}, T_{i+1}^k) \quad (63)$$

Em que:

T_i é a temperatura em um passo “i” da integração;

k é o passo da iteração;

Δt é o passo em tempo;

$f(t_i, T_i)$ é a derivada de T no tempo.

A temperatura do tecido das equações diferenciais foram avaliadas explicitamente e o maior passo de tempo utilizado foi de 0,1s. A primeira estimativa de T_{i+1}^{k+1} é estimada por Euler explícito e para as seguintes iterações a eq. 63 foi utilizada.

10 SISTEMA ATIVO

O sistema de controle clássico da temperatura do corpo é composto por três mecanismos fisiológicos: calafrio, sudorese, mecanismo vasomotor. Os nervos localizados na região pré-ótica do hipotálamo e alguns situados na pele são os sensores deste sistema. O controle é feito basicamente pelo sistema nervoso central que possui domínio sobre as reações fisiológicas do corpo. A atuação dos termorreguladores é feita através das reações químicas e transporte de substâncias, contudo, no presente trabalho, não se utilizou este tipo de abordagem. Na maior parte dos trabalhos presentes na literatura, as respostas fisiológicas às excitações térmicas são previstas por equações semelhantes ao modelo clássico de controle (PID). As condições ambientais (umidade, temperatura radiante média, temperatura do ar e velocidade do ar) são variáveis de perturbação do sistema térmico do corpo humano.

10.1 Neutralidade térmica

O organismo humano regula a temperatura corporal através da comparação entre a temperatura do corpo e a temperatura de referência. Quando a diferença entre estes dois valores é nula, atinge-se a condição de neutralidade térmica, na qual a ação do sistema termorregulador é mínima. A temperatura do ambiente considerada de neutralidade térmica foi de 30 °C. As duas temperaturas de referências (hipotálamo e pele) são obtidas quando o modelo é submetido à condição de neutralidade.

10.2 Componentes do sistema ativo

Os componentes do sistema ativo utilizados no presente trabalho foram baseados nos seguintes modelos disponíveis na literatura: Savage e Brengelmann (1996) para o controle vasomotor; Nadel et al. (1971) para a sudorese; Xu et al. (2005) para o calafrio. Estes três modelos representam a parte ativa do modelo do sistema térmico do corpo.

10.2.1 Mecanismo vasomotor

A ação termorreguladora da microcirculação ocorre normalmente antes da sudorese e do calafrio devido ao menor custo energético. O modelo utilizado estima somente a variação de sangue nos pequenos vasos da pele. Baseou-se no modelo de Savage e Brengelmann (1996) para o cálculo da variação de perfusão na pele dada pela equação 64.

$$\Delta \omega_{sk} = K_1 (T_{hy} - T_{hy0}) + K_2 (T_{sk} - T_{sk0}) \quad (64)$$

em que:

$\Delta \omega_{sk}$ é a variação da perfusão na pele [$m^3 \cdot m^{-3} \cdot s^{-1}$];

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

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

T_{hy} é a temperatura do hipotálamo [K];

T_{sk} é a temperatura da pele [K];

T_{hy0} é a temperatura de referência do hipotálamo [K];

T_{sk0} é a temperatura de referência da pele [K].

A perfusão calculada pelo uso da equação 64 deve estar no seguinte intervalo:

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

Em estado de neutralidade térmica, cada tecido do corpo humano mantém um valor típico de perfusão de sangue. Os valores da perfusão no estado basal utilizados no modelo são apresentados na tabela 11. Adotou-se valores específicos da perfusão da pele para cada elemento do corpo, os resultados em neutralidade térmica foram melhores do que em relação ao se admitir uma perfusão uniforme da pele (MUNIR et al., 2009).

Tabela 11 - Perfusão dos tecidos no estado basal

Elemento	Tecido	Perfusão [l.s⁻¹.m⁻³]
Cabeça	cérebro	9,0000
	músculo	0,5430
	osso	0,0000
	gordura	0,0033
	pele	5,4940
tronco	coração	14,4000
	pulmão	41,3010
	víscera	5,5000
	osso	0,0000
	músculo	0,5430
	gordura	0,0033
	pele	1,0830
braço	osso	0,0000
	músculo	0,5430
	gordura	0,0033
	pele	0,3840
antebraço	osso	0,0000
	músculo	0,5430
	gordura	0,0033
	pele	1,2100
mão	osso	0,0000
	músculo	0,5430
	gordura	0,0033
	pele	1,4940
dedo	osso	0,0000
	músculo	0,5430
	gordura	0,0033
	pele	0,5230
coxa	osso	0,0000
	músculo	0,5430
	gordura	0,0033
	pele	0,9650
perna	osso	0,0000
	músculo	0,5425
	gordura	0,0033
	pele	0,1200
pé	osso	0,0000
	músculo	0,5430
	gordura	0,0033
	pele	0,1020

Fonte: modificado de Ferreira e Yanagihara (2009)

Os maiores valores de perfusão pertencem a regiões vitais do corpo como o cérebro e os tecidos que compõem o tronco. Nestes tecidos, a atividade metabólica é intensa, motivo pela qual a perfusão é alta.

10.2.2 Sudorese

O modelo utilizado é baseado em Nadel et al. (1971) e sua equação é dada pela

expressão 65.

$$E_{swi} = [K_3(T_{hy} - T_{hy0}) + K_4(T_{sk} - T_{sk0})] e^{\frac{T_{ski} - T_{sk0}}{10}} \quad (65)$$

em que:

K_3 é uma constante cujo valor é 100 [W. m⁻². °C⁻¹];

K_4 é uma constante cujo valor é 11 [W. m⁻². °C⁻¹];

T_{ski} é a temperatura superficial da pele do elemento i [°C];

E_{ski} é o calor perdido por sudorese no elemento i [W. m⁻²].

Há um volume de suor máximo que se mantém sobre a pele a partir da qual o fluido se aglomera e escorre pela superfície. Portanto, há um limite de perda de calor por este mecanismo. A fração da superfície molhada é a fração de suor que efetivamente está contribuindo na perda de calor evaporação. O cálculo é feito pela equação 66:

$$w = 0,06 + 0,94 \frac{E_{sw}}{E_{max}} \quad (66)$$

Lembrando que E_{sw} é calculado pela equação 65 e E_{max} é a máxima troca de calor por evaporação dado em W. m⁻². Quando a pele está completamente saturada por suor a fração da superfície molhada é unitária. Em contraposição, o mínimo valor alcançado por w é 0,06.

10.2.3 Calafrio

O calafrio é um reflexo do corpo para manter a temperatura corpórea através da movimentação de um grupo especial de músculos. O aumento da atividade muscular implica na elevação do metabolismo, consequentemente, mais calor é gerado devido à ineficiência do uso da energia liberada na quebra do ATP. Esta energia é proporcional à alteração do metabolismo, podendo este último ocorrer por respiração aeróbica ou anaeróbica. O calor gerado por calafrio está limitado no intervalo de,

segundo Hayward et al. (1977):

$$0 \leq M_{sh} A \leq 6,4 \frac{W}{kg}.$$

Pela equação 67, pode-se calcular o calor gerado pelo calafrio com base no trabalho de Tikuisis e Giesbrecht (1999).

$$M_{sh} = \frac{K_5(T_{hy0} - T_{hy}) + K_6(T_{sk0} - T_{sk})}{\sqrt{BF}} \quad (67)$$

em que:

M_{sh} é o calor gerado devido ao calafrio [W];

K_5 é uma constante cujo valor é 233,25 [W/°C];

K_6 é uma constante cujo valor é 70,5 [W/°C];

T_{hy0} é a temperatura de referência do hipotálamo [°C];

T_{sk0} é a temperatura de referência da pele [°C];

BF é porcentagem de gordura corpórea.

O tempo máximo da duração do calafrio em condições severas é dada pela equação 68 de Tikuisis et al. (2002):

$$t_{end} = \frac{\alpha_c}{L_r} e^{-4L_r} \quad (68)$$

em que:

α_c é um fator de calibração cujo valor é 18 [s];

L_r é a relação entre a intensidade do calafrio e o máximo valor, definido na equação 69.

$$L_r = \frac{M_{sh,1}}{M_{sh,max}} \quad (69)$$

Ao término da duração máxima do calafrio, o calor produzido decai na forma da

equação 70 de Xu et al. (2005) até atingir o valor nulo. Ao cessar o calor gerado pelo calafrio, o metabolismo será dependente da temperatura e o seu comportamento é baseado no efeito Q10.

$$M_{sh,2} = M_{sh,1} \operatorname{sech} \left[\frac{\sum \Delta t}{\frac{t_{end}}{\beta} - 1} \right] \quad (70)$$

em que:

Δt é o incremento temporal [s];

β é uma constante cujo valor é 0,38.

10.3 Efeito Q10

A velocidade das reações químicas é dependente da temperatura na qual se encontra a reação. O metabolismo não é diferente por se tratar de um conjunto de reações químicas que ocorrem nas células do organismo. O efeito q10 representa o aumento ou a redução do metabolismo devido à temperatura segundo a equação 71.

$$M_2 = M_1 q_{10}^{\left(\frac{t_2 - t_1}{10}\right)} \quad (71)$$

em que:

M_i é o metabolismo na temperatura t_i [W];

q_{10} é razão de aumento e que para sistemas biológicos o seu valor pertence a faixa de 2 – 3 (CHAUI-BERLINCK et al., 2002).

10.4 Controle do valor de α e o comportamento da AAV

No presente trabalho, a hipótese adotada no controle de α (parcela de sangue venoso que volta pelas veias superficiais) e β (fluxo de sangue que passa nas AAVs) é tomada a partir das evidências demonstradas nos trabalhos de Hirata et al.

(1993) e Vanggaard et al. (2012).

O fluxo de sangue na AAV além de interferir na temperatura da pele, o controle do mesmo é essencial para regulação da temperatura interna. O experimento de Vanggaard et al. (2012) consistia em resfriar o sujeito com pouca vestimenta e uma das mãos ficava confinada em uma caixa com isolamento térmico. Uma queda brusca na temperatura dos dedos de ambos os lados do corpo foi observado. Portanto, este fato indica que há uma abrupta ação termorreguladora ativada por um sistema central.

É proposto um modelo simples de controle dos valores de α e by . Testou-se o modelo do sistema térmico do corpo com variados valores de α e by para seis condições de temperatura ambiente (40 °C, 35 °C, 30 °C, 25 °C, 20 °C, 10 °C). Comparou-se os resultados numéricos obtidos com os dados experimentais de Werner e Reents (1980). O par α e by escolhido para cada condição foi aquele que apresentou o menor desvio quadrático médio da temperatura superficial e interna (gráficos no APÊNDICE A).

Para ambientes quentes (35-40°C), o fluxo de sangue na AAV é máximo bem como a parcela do sangue venoso que retorna pelas vias superficiais ($\alpha=1$, $by\%=1$). Já para ambientes mais frios (20-10°C) estes parâmetros são mínimos ($\alpha=0$, $by\%=0$). Para temperatura de 25°C que pertence a faixa de temperatura de conforto térmico, o modelo indicou que há uma forte vasoconstrição da AAV da mão, ou seja, $by=0,1$. Este fato é coerente, pois as anastomoses são vasos que tem a função de aumentar a rejeição de calor (FLOURIS et al., 2008).

As figuras 8, 9 e 10 são gráficos de α e $by\%$ escolhidos pelo critério de menor desvio quadrático médio entre a temperatura calculada pelo modelo e os dados experimentais de Werner e Reents (1980). Pela fig. 8, tanto α quanto by em relação ao $\Delta T_{sk,hand} = T_{sk,hand} - T_{sk,hand,0}$, diferença entre a temperatura superficial da mão e o valor do set-point da mão, possuem um comportamento de uma função sigmoidal. Este padrão não é observado com relação ao $\Delta T_{hy} = T_{hy} - T_{hy,0}$ da fig. 9, diferença entre a temperatura do hipotálamo e o valor do set-point do hipotálamo.

Figura 8 - α e by em função da variação da temperatura superficial da mão

Figura 9 - α e by pela variação da temperatura do hipotálamo

Isolando os resultados das simulações de ambiente com temperatura entre 30°C

e 20 °C, o comportamento de α e by% em relação ao ΔT_{hy} da fig. 10 é melhor compreendido.

Figura 10 - α em relação a variação da temperatura do hipotálamo na faixa entre 0 e 0,17 °C

A regressão linear múltipla de α , na qual os parâmetros considerados são $\Delta T_{hy} = T_{hy} - T_{hy,0}$ e $\Delta T_{sk,hand} = T_{sk,hand} - T_{sk,hand,0}$, resulta na equação 72:

$$\alpha = k_7 + k_8 \cdot \Delta T_{sk} + k_9 \cdot \Delta T_{hy} \quad (72)$$

na qual:

$$0 \leq \alpha \leq 1;$$

T_{hy} é a temperatura do hipotálamo [°C];

$T_{hy,0}$ é o set-point da temperatura do hipotálamo [°C];

$T_{sk,hand}$ é a temperatura superficial da mão [°C];

$T_{sk,hand,0}$ é o set-point da temperatura superficial da mão [°C];

k_7 é uma constante cujo valor é $8,8 \cdot 10^{-1}$;

k_8 é uma constante cujo valor é $1,0 \cdot 10^{-1}$ [°C⁻¹];

k_9 é uma constante cujo valor é $-2,1$ [°C⁻¹].

O comportamento observado no modelo é coerente, pois de acordo com Hirata et al. (1993), a tendência do corpo em ambientes quentes é fazer o sangue passar pelas veias mais superficiais para facilitar a transferência de calor com o ambiente. O cálculo do valor de by é expressa na equação 73 que tem o mesmo comportamento da equação 72:

$$by = by_{max} (k_7 + k_8 \cdot \Delta T_{sk} + k_9 \cdot \Delta T_{hy}) \quad (73)$$

na qual:

by_{max} é o fluxo de sangue máximo que passa pelas anastomoses da mão [cm^3/h];

T_{hy} é a temperatura do hipotálamo [$^{\circ}\text{C}$];

$T_{hy,0}$ é o set-point da temperatura do hipotálamo [$^{\circ}\text{C}$];

$T_{sk,hand}$ é a temperatura superficial da mão [$^{\circ}\text{C}$];

$T_{sk,hand,0}$ é o set-point da temperatura superficial da mão [$^{\circ}\text{C}$];

k_7 é uma constante cujo valor é $8,8 \cdot 10^{-1}$;

k_8 é uma constante cujo valor é $1,0 \cdot 10^{-1} [^{\circ}\text{C}^{-1}]$;

k_9 é uma constante cujo valor é $-2,1 [^{\circ}\text{C}^{-1}]$.

O máximo valor de by utilizado no presente trabalho é de $700 \text{ cm}^3/\text{h}$ que é cerca de 80% do fluxo total máximo de sangue arterial da mão. O fluxo nutricional de sangue dos dedos representa 20% do total de sangue arterial que passa por esse elemento (RUBINSTEIN; SESSLER, 1990).

As equações 72 e 73 são válidas se obedecerem às duas seguintes condições:

- $0 \leq \Delta T_{hy} \leq 0,3 [^{\circ}\text{C}]$;
- $\Delta T_{sk,hand} < 0$.

Em casos em que estas duas condições não sejam cumpridas, o comportamento tanto de α quanto de by é dado por:

- se $\Delta T_{hy} < 0 \rightarrow \alpha = 0$ ou $by = 0$;
- se $\Delta T_{hy} \geq 0,3 \rightarrow \alpha = 1$ ou $by = 700 \text{ cm}^3/h$.

As condições apresentadas indicam que o controle do fluxo de sangue nas anastomoses é dependente da temperatura da pele da mão somente se a temperatura interna estiver próximo ao valor do set-point. O sistema termorregulador priorizará a preservação da temperatura interna quando as condições estiverem longe do set-point; portanto, ignorar a temperatura da mão é coerente.

11 RESULTADOS

O indivíduo (com altura de 1,75 m, peso 64kg e 16% de gordura corporal) foi simulado sentado em repouso e sem vestimenta. Admitiu-se baixa velocidade do ar ($v < 0,05$ m/s), umidade relativa de 40% e temperatura uniforme do ambiente. Estas condições são próximas às encontradas no trabalho de Werner e Reents (1980).

11.1 Variação de temperatura ambiente

Nas legendas das figuras 11 a 14, Ferreira e Yanagihara (2009) refere-se aos dados obtidos utilizando esse modelo, Werner e Reents (1980) são dados do trabalho experimental. A temperatura do ar e a temperatura radiante foram admitidas com o mesmo módulo e os valores utilizados foram 40°C, 30°C, 20°C e 10°C.

Figura 11 - Temperatura da pele de cada elemento para temperatura ambiente de 40°C.

Pela fig. 11, nota-se que os valores experimentais são maiores que dos dados

da simulação, pois a perda de calor calculada está superestimada, uma vez que existe uma diferença significativa entre o fluxo de calor perdido por evaporação calculado e o experimental. Em média, o fluxo de calor perdido por evaporação no experimental é de 75 W/m^2 e o valor obtido na simulação é cerca de 17% maior (88 W/m^2). Se considerar um sujeito de $1,8 \text{ m}^2$ de área superficial, a diferença representa uma perda extra de $23,4 \text{ W}$ que é cerca de 20% do metabolismo basal.

Na condição de ambiente quente ($T_{\text{amb}}=40^\circ\text{C}$) da fig. 11, pelo dado experimental, nota-se que a temperatura do dedo é maior que a temperatura da mão. Isso ocorre devido a presença de anastomoses arteriovenosas e o modelo não apresentou este mesmo comportamento por falta da implementação destes vasos nos dedos.

Figura 12 - Temperatura da pele de cada elemento para temperatura ambiente de 30°C

Somente nos membros superiores o sistema circulatório foi modificado, mas é notável que há um impacto na temperatura dos membros inferiores também, consequência da nova estimativa da temperatura interna (fig. 15). Considerar uma perfusão com valor dedicado para cada segmento do corpo (tabela 11) ajudou o modelo a aproximar dos resultados experimentais na condição de neutralidade térmica (fig. 12).

Figura 13 - Temperatura da pele de cada elemento para temperatura ambiente de 20°C

Em frio moderado e frio, resultados nas figs. 13 e 14, o presente trabalho apresentou um desvio médio de 4% e 6% na temperatura superficial. Na mesma condição, utilizando o modelo de Ferreira e Yanagihara (2009), o desvio é de 6% e 8%, respectivamente.

Figura 14 - Temperatura da pele de cada elemento para temperatura ambiente de 10°C

As temperaturas internas também apresentaram melhor estimativa fig. 15. No

ambiente a 10°C, a diferença entre a temperatura calculada pelo novo modelo e o valor experimental (WERNER;REENTS, 1980) é menor que 0,5%.

Figura 15 - Temperatura rectal e hipotalâmica para ambientes a 10°C, 20°C, 30°C ou 40°C. Na legenda, Tre refere-se a temperatura retal e Thy significa temperatura do hipotálamo.

As temperaturas dos vasos modelados ao longo do comprimento do membro superior são apresentadas nas figuras 16 a 18. A fig. 16 representa a temperatura do sangue na condição de neutralidade térmica, enquanto as figuras 17 e 18 em condições de ambiente quente ($T_a = T_r = 40^\circ\text{C}$) e frio ($T_a = T_r = 10^\circ\text{C}$), respectivamente. A maior variação de temperatura do sangue ocorre nos vasos digitais, 8°C para o frio. Na mão, tanto a temperatura do sangue arterial quanto venoso permanece constante ao longo do comprimento devido ao modelo adotado para este elemento.

Vasos de mesmo diâmetro contidos no mesmo elemento do corpo podem apresentar diferenças de temperatura. A temperatura da veia basílica é cerca de 1°C maior que a veia cefálica por aquela estar mais próxima da artéria braquial. O mesmo ocorre com o par de veias no antebraço, ulnar e radial.

No frio (fig. 18), há uma diferença de mais de 5°C entre as temperaturas do sangue venoso e arterial do braço e antebraço o que demonstra a importância de representá-los como elementos distintos. Por outro lado, em condição mais quente (fig. 17), a diferença é de até 1°C .

Figura 16 - Temperatura do sangue ao longo do comprimento do membro superior na condição de neutralidade térmica

Figura 17 - Temperatura do sangue ao longo do comprimento do membro superior em ambiente quente (40°C)

Figura 18 - Temperatura do sangue ao longo do comprimento do membro superior em ambiente frio (10°C)

Os vasos da mão estão menos protegidos pelo tecido, ou seja, as mãos bem como os dedos são mais sensíveis à variação da temperatura externa. Esta característica é importante na dissipação do calor em ambientes quentes, mas torna-se inconveniente em ambiente frios. No frio, o sangue arterial entra na mão a 26°C e sai a 22°C; enquanto na neutralidade térmica e no calor, a diferença é de no máximo 2°C comparativamente menor que no frio (vide fig. 19).

Figura 19: Temperatura do sangue nas condições de temperatura ambiente a 40°C, 30°C e 10°C

* Tamb=temperatura do ar=temperatura radiante média

11.2 Dispositivo de resfriamento (DR)

Dois tipos de dispositivo de resfriamento foram simulados, um deles é posicionado no braço e o outro na mão. Em ambos, a troca de calor entre o dispositivo e o corpo ocorre pelo contato de uma superfície fria. O dispositivo fixado na mão permite o aumento do fluxo sanguíneo pela distensão dos vasos, seu funcionamento é apresentado por Grahn et al. (2005) em que o princípio é baseado na despressurização da câmara que envolve totalmente a mão.

Para o efeito de simulação, a resistência de contato considerada é $5 \cdot 10^{-3} \text{ W/m}^2 \text{ } ^\circ\text{C}$ e a temperatura da superfície fria de $20 \text{ } ^\circ\text{C}$. A temperatura do ar e a temperatura radiante média foram consideradas iguais a $40 \text{ } ^\circ\text{C}$. O indivíduo foi simulado em repouso e sem vestimenta.

11.2.1 DR no braço

O dispositivo fixado no braço é uma solução proposta no presente trabalho para se comparar com o dispositivo aplicada à mão que é uma invenção existente. O DR no braço mantém a temperatura interna cerca de 0,1 °C acima do valor alcançado quando se utiliza o DEC na mão. O DR no braço foi posicionado na parte distal ou proximal. Nas legendas das figs. 20 a 23, DR-by=700 são os resultados de quando o dispositivo é posicionado na mão e o fluxo de sangue que passa nas AAVs é 700 cm³/h; da mesma forma, DR-by=7000 representa um fluxo de 7000 cm³/h que passa nas anastomoses da mão.

Figura 20 - Temperatura do hipotálamo para variadas condições de operação de DR. Na legenda, (distal) DR no braço na região distal; (proximal) DR no braço na região proximal; (DR-by=700) DR na mão com 700 cm³/h de fluxo passando na AAVs; (DR-by=7000) DR na mão com 7000 cm³/h de fluxo passando na AAVs; (sem dispositivo) sem uso de qualquer dos dispositivos; (proximal – sud.red.) DR no braço com redução da sudorese.

Mesmo utilizando qualquer tipo de DR, a sudorese possui uma boa influência na temperatura da pele. Caso seja reduzida em 15% a perda de calor por sudorese (na legenda proximal - sud. red.), a temperatura da pele aumenta mesmo com o uso do DEC no braço (fig. 21). No entanto, quando há atuação normal da sudorese e do dispositivo de extração de calor, pode-se estabilizar a temperatura do corpo em menores níveis.

Figura 21 - Temperatura média da pele para variadas condições de operação de DR

Figura 22 - Perda de calor por sudorese para variadas condições de DR

11.2.2 DR na mão

Com o DR na mão é possível diminuir a temperatura interna em até (0,1 °C) em relação à condição livre de qualquer equipamento. O rápido resfriamento da

temperatura interna (primeiros 3 min da linha tracejada da fig. 20) pode provocar um breve aumento do calor gerado pelo calafrio (fig. 23). O aumento do fluxo de sangue nas AAVs ($DR-by=7000$), implica em uma pele com uma temperatura mais elevada (fig. 21).

A diferença entre o DEC do braço e da mão só é evidente quando há um grande aumento do fluxo de sangue que passa pelas AAVs das mãos. Na condição em que não há despressurização da câmara do DR ($by=700 \text{ cm}^3/h$) os resultados são equivalentes aos resultados do DEC no braço.

Figura 23 - Metabolismo para variadas condições de DR

11.3 Duração do calor gerado pelo calafrio

O modelo de calafrio adotado necessita do valor da gordura corporal além das temperaturas do hipotálamo e da pele, portanto, é possível verificar a diferença da termogênese entre indivíduos. Quatro sujeitos na simulação de sobrevivência foram comparados, dois casos pertencem ao modelo de Tikuisis (1995) que considera um sujeito padrão com gordura corporal de 18% e um outro com 28%. No presente trabalho, simulou-se um indivíduo com 16% de gordura e outro com 24%. As simulações consistem em submergir o corpo sem isolamento térmico na água até a altura do peito, a temperatura do meio varia de 0°C a 15°C . O tempo de

sobrevivência é alcançado quando a temperatura retal ou a do hipotálamo atinge um valor menor que 3°C da temperatura de set-point. Os resultados são apresentados na fig. 24. Os coeficientes de transferência de calor (tab. 12) foram calculados pela correlação de Hilpert (1933) apud Incropera et al. (2008) para os membros submersos em água.

Tabela 12: Coeficiente de transferência de calor na água. Corpo submerso em água até a altura dos ombros. Velocidade do fluido a 0,01 m/s.

Elemento	$hc+hr$ [W/m ² °C]
Dedo	396
Mão	290
Antebraço	235
Braço	207
Pé	230
Perna	207
Coxa	170
Tronco	112
Pescoço	8
Cabeça	8

Figura 24: Tempo de sobrevivência, comparação entre quatro porcentagens de gordura corporal (16%, 18%, 24% e 28%)

¹ BF = porcentagem de gordura corporal

A diferença entre os resultados dos modelos é evidente visto que o modelo de Tikuisis (1995) representa o corpo com apenas um cilindro. Portanto, este modelo

superestima a troca de calor entre o corpo e a água, conseqüentemente, um menor tempo de sobrevivência. O presente modelo estimou o tempo de sobrevivência dentro da faixa de estimativa de Tikuisis (1995). O sujeito com 24% de gordura corporal resiste 10% a mais do tempo que o indivíduo com 16% de gordura corporal demora para que o seu hipotálamo alcance 34°C.

12 DISCUSSÃO

A inclusão do dedo e o detalhamento do sistema circulatório no modelo proporcionou melhores respostas em regime permanente. A tendência da temperatura do modelo se aproximou da curva de tendência dos dados experimentais como se observa na fig. 25. Na condição de ambiente frio ($T_a = T_r = 10^\circ\text{C}$), a diferença média da temperatura superficial entre o numérico e o experimental é 6%. A mais notável diferença está na melhor predição da temperatura interna em que a diferença chega até 1%. Os vasos do dedo e da mão são pouco protegidos pelo tecido, conseqüentemente, as suas temperaturas são próximas à temperatura do ambiente.

Figura 25: Temperatura superficial dos elementos nas condições de temperatura ambiente de 40°C , 30°C , 20°C e 10°C

¹ experimental de Werner e Reents (1980)

² T_{amb} = temperatura do ar = temperatura radiante média

Na condição de ambiente quente ($T_a=T_r=40^{\circ}\text{C}$), a diferença entre o valor calculado e o dado experimental é 4% em média. Nesta condição, pelo dado experimental, a temperatura do dedo é superior que a temperatura da mão (fig. 26). Este fato está relacionado a anastomoses presentes nas pontas dos dedos. Um comportamento similar foi observado nas mãos nos resultados do presente trabalho, em que a temperatura da mão é maior que a temperatura do antebraço. O efeito do fluxo de sangue nas AAVs sobre a temperatura dos segmentos periféricos é notável; ao se admitir um fluxo nulo pelas anastomoses, a temperatura estimada da mão é menor que o valor esperado como por ser observado na fig. 26.

Figura 26 - Impacto do fluxo nulo nas anastomoses das mãos sobre a temperatura do segmentos periféricos, ambiente a 40°C e 40% de umidade relativa

O fluxo de calor transferido por evaporação calculado pelo modelo é cerca de 17% maior que o valor estimado empiricamente visto no item 11.1. No ambiente a 40°C , a maior diferença entre o valor estimado pelo modelo e o dado experimental está na mão; pela tabela 13, neste segmento o valor calculado é 20 W/m^2 maior que o esperado. Se reduzir as constantes do modelo de sudorese (eq. 65) em 50%, obtém-se resultados com diferenças que chegam até 12 W/m^2 . Nota-se o impacto desta redução nas temperatura superficiais pela fig. 27.

Tabela 13 - Diferença entre os fluxos de calor perdido por evaporação experimental e numérico. (num.) → numérico obtido no presente trabalho; (exp.) → experimental de Werner e Reents (1980); (50%) → com redução das constantes do modelo de controle da sudorese em 50%.

elemento	Q _{ev} [W/m ²]			diferença entre experimental e numérico	
	Werner e Reents (1980)	presente trabalho	redução de 50%	Q _{ev} (exp.) - Q _{ev} (num.)	Q _{ev} (exp.) - Q _{ev} (50%)
cabeça	82	95	83	-13	-1
tronco	71	87	79	-16	-8
braço	74	87	79	-13	-5
antebraço	-	88	80	-	-
mão	70	90	81	-20	-11
coxa	-	89	80	-	-
perna	77	85	78	-8	-1
pé	87	82	75	5	12

Figura 27 - Efeito da redução das constantes do modelo de sudorese em 50% na temperatura

Os vasos foram posicionado nos segmentos de forma a seguir a posição anatomicamente correta como visto no item 5.2. Na tabela 14, os resultados de dois casos simulados em um ambiente a 10°C são exibidos; no primeiro, considera-se a veia superficial próximo ao centro do elemento (Tskp); no segundo, a veia é posicionada próxima a pele (Tsks) na posição anatomicamente correta.

Tabela 14 - Temperatura da pele em ambiente a 10°C, diferenças nos resultados devido a posição radial da veia superficial

Elemento	Tskp	Tsks	Tskp – Tsks
Cabeça	32,79	32,79	0,00
Pescoço	30,60	30,59	0,00
Tronco	28,56	28,56	0,00
Braço D.	23,79	23,91	-0,13
Braço E.	23,79	23,91	-0,13
Antebraço D.	23,53	24,11	-0,59
Antebraço E.	23,53	24,11	-0,59
Mão D.	18,02	18,07	-0,05
Mão E.	18,02	18,07	-0,05
Dedo D.	12,19	12,20	-0,01
Dedo E.	12,19	12,20	-0,01
Coxa D.	25,96	25,96	0,00
Coxa E.	25,96	25,96	0,00
Perna D.	20,68	20,68	0,00
Perna E.	20,68	20,68	0,00
Pé D.	18,99	18,99	0,00
Pé E.	18,99	18,99	0,00

A veia superficial mantém a temperatura da pele mais elevada como se observa na tabela 14. A maior diferença de temperatura entre os dois casos ocorre no antebraço cujo valor é 0,6°C. Portanto, existe um efeito considerável no posicionamento dos vasos sanguíneos, pois esta diferença significa 0,3 W taxa de transferência de calor do antebraço para o ambiente.

O valor de α possui um efeito interessante na temperatura superficial da pele dos membros superiores. Na fig. 28, observa-se a influência de α no gradiente de temperatura na seção transversal do antebraço. Se o fluxo de sangue retorna integralmente pelas veias mais profundas, aumenta-se a diferença entre a temperatura do sangue arterial e venoso. Consequentemente, a temperatura arterial das mãos e dedos será menor (figs. 29 e 30, respectivamente), minimizando a diferença de temperatura entre o ambiente e a superfície da pele.

Figura 28 - Influência de α no gradiente de temperatura do antebraço, seção transversal proximal do antebraço. Com $\alpha=1$ o sangue proveniente dos capilares da pele retornam integralmente pelas veias superficiais

Figura 29 - Influência de α no gradiente de temperatura da mão

Figura 30 - Influência de α no gradiente de temperatura do dedo, seção transversal proximal do dedo

Na condição de calor ($T_{amb}=40^{\circ}\text{C}$), com $\alpha=1$, as temperaturas superficiais das mãos e dos dedos são mais elevadas que na condição de $\alpha=0$. Desse modo, o calor recebido do ambiente, nestes elementos é 1,5% menor que na condição de $\alpha=0$. Na neutralidade térmica, se $\alpha=1$, rejeita-se até 2% a mais de calor para o ambiente. No frio ($T_{amb}=10^{\circ}\text{C}$), a rejeição de calor na mão e dedos chega a ser 5% maior que na situação em que $\alpha=0$.

O dispositivo de resfriamento foi simulado e o seu efeito apresentado no item 11.2. Acoplar este equipamento no braço é equivalente ao procedimento médico utilizado para resfriar o corpo do paciente que tenha sofrido parada cardíaca. Bolsas de gelos são posicionadas nas axilas para diminuir a temperatura corporal e, conseqüentemente, o consumo de oxigênio. Usar este procedimento minimiza o dano causado pela parada cardíaca uma vez que a exigência do corpo em respirar é diminuída através da regulação do metabolismo em níveis mais baixos. Contudo, o método não tem um controle preciso da temperatura do paciente (MERCHANT et al., 2006). No ambiente a 40°C , o DR posicionado no braço na região distal rejeita 95% mais calor que na situação sem uso de nenhum dispositivo de resfriamento, mas se posicionar na região proximal rejeita-se 116% de calor. A diferença ocorre pelo

reaquecimento do sangue após passar pela região do tecido em que o DR está fixado.

O DR na mão sem despressurização, ou seja, com o fluxo de sangue que passa pelas anastomoses igual a $700 \text{ cm}^3/\text{h}$, consegue rejeitar 109% mais de calor que na condição de exposição livre. Valor muito próximo do DR na posição proximal, contudo a área de troca de calor necessária para a mão é cerca de 190 cm^2 e para o braço cerca de 414 cm^2 , área 115% maior que a necessária para a mão. Além disso, com o aumento em 10 vezes do fluxo de sangue nas AAVs ($7000 \text{ cm}^3/\text{h}$), a rejeição chega a ser 140% a mais que na condição sem nenhuma tipo de dispositivo de resfriamento.

13 CONCLUSÃO

No presente trabalho, analisou-se o efeito da inclusão dos dedos e o detalhamento do sistema vascular na resposta do modelo térmico do corpo humano em condições simétricas de temperatura. O modelo proposto é baseado no trabalho de Ferreira e Yanagihara (2009 e 2012), as modificações propostas permitem que o novo modelo possa responder melhor às condições de ambiente frio e quente.

Dois parâmetros importantes α e β foram implementados no modelo. α é a porcentagem do sangue venoso dos dedos e mãos que volta pelas veias superficiais. β é o fluxo de sangue que passa pelas anastomoses arteriovenosas das mãos. O comportamento de α e β no presente trabalho é dependente da temperatura do hipotálamo e da temperatura média da pele da mão. A elevação da temperatura interna do corpo provoca vasodilatação das AAVs e, portanto, aumento do fluxo de sangue por estas vias. Em ambiente quente, o sangue venoso tende a voltar pelas veias superficiais para melhorar a troca de calor para o ambiente. No frio, o corpo tende a preservar a temperatura interna do corpo, dando preferência ao fluxo nas veias mais profundas. Observou-se também que o sangue ao retornar preferencialmente pelas veias profundas provoca um aumento da troca de calor entre os vasos arteriais e venosos do antebraço. Consequentemente, o sangue arterial entra nos elementos posteriores (mãos e dedos) com uma temperatura menor. Portanto, diminui-se a diferença entre a temperatura do meio e a temperatura local da pele, minimizando a troca de calor com o ambiente.

O dispositivo de resfriamento das mãos (sem máxima distensão dos vasos sanguíneos) consegue um efeito de resfriamento próximo ao observado quando fixado na parte proximal do braço. Contudo a área de contato necessária para a mão é cerca de 190 cm², enquanto que para o braço é cerca de 115% maior (414 cm²). Simulando a superfície de contato com temperatura de 20°C e utilizando-se o DEC no braço, conseguiu-se diminuir em cerca de 0,05 °C a temperatura do hipotálamo comparativamente à situação sem uso de qualquer dispositivo. Por outro lado, utilizando o dispositivo na mão e aumentando-se o fluxo de sangue em 10 vezes do

valor nominal, diminui-se cerca de 0,1 °C. Devido à presença das anastomoses arteriovenosas nas mãos e pelas estruturas vasculares serem menos protegidas pelo tecido, pode-se resfriar ou aquecer o corpo mais rapidamente pelas mãos.

14 REFERÊNCIAS

- AL-OTHMANI, M.; GHADDAR, N.; GHALI, K. A multi-segmented human bioheat model for transient and asymmetric radiative environments. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, v. 51, p. 5522-5533, 2008.
- APPLIED SCIENCES – THE INTEGUMENTARY SYSTEM. Disponível em: <<http://www.qmu.ac.uk/hn/appliedscience/C%20Tissue%20Level/introskin.htm>>. Acesso em: 15 jan. 2014.
- AVOLIO, A. P. Multi-branched model of the human arterial system. *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 18, p. 709–718, 1980.
- CAIN, J. B.; LIVINGSTONE, S. D.; NOLAN, R. W.; KEEFE, A. A. Respiratory heat loss during work at various ambient temperatures. *Respiration physiology*, v. 79, p. 145-150, 1990.
- CHARNY, C. K. Mathematical Models of bioheat transfer, in: Cho, Y. I. *Advances in heat transfer*. Academic Press, San Diego, v. 22, p. 19-155, 1992.
- CHAUI-BERLINCK, J. G.; MONTEIRO, L. H. A.; NAVAS, C. A.; BICUDO, J. E. P. W. Temperature effects on energy metabolism: a dynamic system analysis. *Royal Society*, v. 269, p. 15-19, 2002.
- CHEN, M. M.; HOLMES, K. R. Microvascular contributions in tissue heat transfer. 1980.
- DE DEAR R. J.; ARENS, E.; HUI, Z.; OGURO, M. Convective and radiative heat transfer coefficients for individual human body segments. *International Journal of Biometeorology*, v. 40, p. 141-156, 1997.
- FANGER, P. O. Calculation of thermal comfort: introduction to a basic comfort equation. *ASHRAE Transactions*, v. 73, 1967.
- FERREIRA, M. S. Um Modelo do Sistema Térmico do Corpo Humano. 2001. 167 f. Tese de Doutorado. Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.
- FERREIRA, M. S.; YANAGIHARA, J. I. A transient three-dimensional heat transfer model of human body. *Heat and Mass Transfer*, v. 36, p. 718-724, 2009.

FERREIRA, M. S.; YANAGIHARA, J. I. A heat transfer of the human upper limbs. *Heat and Mass Transfer*, v. 39, p. 196-203, 2012.

FIALA, D.; LOMAS, K. J.; STOHRER, M. A computer model of human thermoregulation for a wide range of environmental conditions: passive system. *Journal of applied physiology*, v. 87, p. 1957-1972, 1999.

FIALA, D.; LOMAS, K. J.; STOHRER, M. Computer prediction of human thermoregulatory and temperature responses to a wide range of environmental conditions. *International Journal of Biometeorology*, v. 45, p. 143-159, 2001.

FLOURIS, A. D.; WESTWOOD, D. A.; MEKJAVIC, I. B.; CHEUNG, S. S. Effect of body temperature on cold induced vasodilation. *European Journal of Applied Physiology*, v. 104, p. 491-499, 2008.

GAGGE, A. P.; NISHI, Y. Heat exchange between human skin surface and thermal environment. *Handbook of physiology-reactions to environmental agents*, Cap. 5, p. 69-92.

GAO, D. Numerical solution for a heat conduction problem. *International Communications in Heat and Mass Transfer*, v. 26, n. 2, p. 209-217, 1999.

GHADDAR, N.; SALAM, M.; GHALI, K. Steady thermal comfort by radiant heat transfer: impact of heater position. *Heat Transfer Engineering*, p. 29-40, 2006.

GRAHN, D.; HELLER, H. C. The physiology of mammalian temperature homeostasis. In *Seminar Hypothermia in Trauma Deliberate or Accidental*, v. 10, 1997.

GRAHN, D. A.; CAO, V. H.; HELLER, H. C. Heat extraction through the palm of one hand improves aerobic exercise endurance in a hot environment. *Journal of Applied Physiology*, v. 99, p. 972-978, 2005.

HAYWARD, J. S.; ECKERSON, J. D.; COLLIS, M. L. Thermoregulatory heat production in man: prediction equation based on skin and core temperatures. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, v. 24, n. 3, p. 377-384, 1977.

HILPERT, R. Wärmeabgabe von geheizten Drähten und Rohren im Luftstrom. In:

INCROPERA, F.; DEWITT, D. P.; BERGMAN, T. L.; LAVINE, A. S. Fundamentos de transferência de calor e de massa. Sexta edição. Rio de Janeiro: LTC, 2008. Cap. 7, p. 254-306.

HIRATA, K.; YUTANI, M.; NAGASAKA, T. Increased hand blood flow limits other skin vasodilation. *Journal of Thermal Biology*, v. 18, p. 325-327, 1993.

HUIZENGA, C.; HUI, Z.; ARENS, E. A model of human physiology and comfort for assessing complex thermal environments. *Building and Environment*, v. 36, p. 691-699, 2001.

KOBAYASHI, Y.; TANABE, S. Development of JOS-2 human thermoregulation model with detailed vascular system. *Building and Environment*, v. 66, p.1-10, 2013.

KARAKI, W.; GHADDAR, N.; GHALI, K.; KUKLANE, K. HOLMÉR, I.; VANGGAARD, L. Human thermal response with improved AVA modeling of the digits. *International Journal of Thermal Sciences*, v. 67, p. 41-52, 2013.

LYOHO, A. E.; JANG, T. S.; NAIR, S. S. Human thermal model with extremities for asymmetric environments. *American Control Conference*, Boston, Massachusetts, 2004.

MCCUTCHAN, J. W.; TAYLOR, C. L. Respiratory heat exchange with varying temperature and humidity of inspired air. *Journal of Applied Physiology*, v. 4, n. 2, p.121-135, 1951.

MERCHANT, R. M. et al. Therapeutic hypothermia after cardiac arrest: Unintentional overcooling is common using ice packs and conventional cooling blankets. *Critical Care Medicine*, v. 34, n. 12, p. 490-494, 2006.

MUNIR, A.; TAKADA, S.; MATSUSHITA, T. Re-evaluation of Stolwijk's 25-node human thermal model under thermal-transient conditions: Prediction of skin temperature in low-activity conditions. *Building and Environment*, v. 44, p. 1777-1787, 2009.

NADEL, E. R.; BULLARD, R. W.; STOLWIJK, J. A. J. Importance of skin temperature in the regulation of sweating. *Journal of Applied Physiology*, v. 31, n. 1, p. 80-87, 1971.

NAGASAKA, T.; HIRATA, K.; NUNOMURA, T. Contribution of arteriovenous

anastomoses to vasoconstriction induced by local heating of the human finger. Japanese Journal of Physiology, v. 37, p. 425-433, 1987.

NISHI, Y.; GAGGE, A. P. Mean skin temperature for man weighted by regional heat transfer coefficients. 1970.

PATANKAR, S. V.; LIU, C. H.; SPARROW, E. M. Fully developed flow and heat transfer in ducts having streamwise periodic variation of cross sectional area. Journal of Heat Transfer, v. 99, p. 180-186, 1977.

PENNES, H. H. Analysis of tissue and arterial blood temperature in the resting human forearm. Journal of applied physiology, v. 1, p. 93-122, 1948.

RUBINSTEIN, E. H.; SESSLER, D. J. Skin surface gradients correlate with fingertip blood flow in humans. Anesthesiology, v.73, p. 541-545, 1990.

SALLOUM, M.; GHADDAR, N.; GHALI, K. A new transient bioheat model of the human body and its integration to clothing models. International Journal of Thermal Sciences, v. 46, p. 371-384, 2007.

SAVAGE, M. V.; BRENGELMANN, G. L. Control of skin blood flow in the neutral zone of human body temperature regulation. Journal of Applied Physiology, v. 80, n. 4, p. 1249-1257, 1996.

SHITZER, A.; STROSCHEIN, L. A.; VITAL, P.; GONZALEZ, R. R.; PANDOLF, K. B. Numerical analysis of an extremity in a cold environment including countercurrent arterio-venous heat exchange. ASME Transactions, Journal of Biomechanical Engineering, v. 119, n. 2, p. 179-186, 1997.

STOLWIJK, J. A. J. A mathematical model of physiological temperature regulation in man. NASA-Langley. CR-1855, 1971.

TAKEMORI, T.; NAKAJIMA, T.; SHOJI, Y. A fundamental model of human thermal system for prediction of thermal comfort. Transactions of Japan Society of Mechanical Engineers, p. 1513-1520, 1995.

TIKUISIS, P. Predicting survival time for cold exposure. International Journal of Biometeorology, v. 39, p. 94-102, 1995.

TIKUISIS, P.; GIESBRECHT, G. G. Prediction of shivering heat production from core and skin temperatures. *Eur. J. Appl. Physiol*, v. 79, p. 221-229, 1999.

TIKUISIS, P.; EYOLFSON, D. A.; GIESBRECHT, G. G. Shivering endurance and fatigue during cold water immersion in humans. *Eur. J. Appl. Physiol*, v. 87, p. 50-58, 2002.

VANGGAARD, L.; KUKLANE, K.; HOLMER, I.; SMOLANDER, J. Thermal responses to whole-body cooling in air with special reference to arteriovenous anastomoses in fingers. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, v. 32, p. 464-469, 2012.

VH DISSECTOR PRO for Windows XP. ToLTech. 1 DVD-ROM.

WERNER, J.; REENTS, T. A contribution to the topography of temperature regulation in man. *European journal of applied physiology*, v. 45, p. 87-94, 1980.

WISSLER, E. H. Mathematical simulation of human thermal behavior using whole body models. *Heat and Mass Transfer in Medicine and Biology*, p. 325-373, 1985.

XU, X.; TIKUISIS, P.; GONZALEZ, R.; GIEBRECHT, G. Thermoregulatory model for prediction of long-term cold exposure. *Computers in Biology and Medicine*, v. 35, p. 287-298, 2005.

ANEXO A – Método de resolução resumido

Na coordenada cartesiana, a geometria dos segmentos na sua maioria são cilindros com seção elíptica. Ferreira (2001) utilizou uma transformação de coordenadas para tornar um cilindro de seção elíptica no cartesiano, para um paralelepípedo na nova coordenada (esquema da transformação em uma seção, fig. 31). As equações serão apresentadas, porém não será feito muito detalhamento com relação ao desenvolvimento destas.

Figura 31 - Mudança de coordenadas

Fonte: modificado de Ferreira (2001)

As coordenadas do novo sistema relaciona-se com o antigo pelas equações 74 a 76:

$$\xi = \sqrt{\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2}} \quad (74)$$

$$\eta = \arctan\left(\frac{a}{b} \frac{y}{x}\right) \quad (75)$$

$$\gamma = z \quad (76)$$

em que:

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 η constantes são os contornos das elipses concêntricas, e as linhas de ξ constantes são retas que passam pelo centro, e γ continua tendo o mesmo significado da variável z , ou seja, coordenada que acompanha o comprimento do segmento. A equação 77 é a equação de condução no novo sistema aplicável nos membros inferiores, tronco, pescoço e cabeça. Enquanto para os membros superiores tem-se a equação 78.

$$J \rho_i c_{p,i} T_t = \left[k \frac{(x_\eta^2 + y_\eta^2)}{J} T_\xi - k \frac{(x_\xi x_\eta + y_\xi y_\eta)}{J} T_\eta \right]_\xi + \left[k \frac{(x_\xi^2 + y_\xi^2)}{J} T_\eta - k \frac{(x_\xi x_\eta + y_\xi y_\eta)}{J} T_\xi \right]_\eta + J [k T_\gamma]_\gamma + J q_{per} + J q_{met} \quad (77)$$

$$J \rho_i c_{p,i} T_t = \left[k \frac{(x_\eta^2 + y_\eta^2)}{J} T_\xi - k \frac{(x_\xi x_\eta + y_\xi y_\eta)}{J} T_\eta \right]_\xi + \left[k \frac{(x_\xi^2 + y_\xi^2)}{J} T_\eta - k \frac{(x_\xi x_\eta + y_\xi y_\eta)}{J} T_\xi \right]_\eta + J [k T_\gamma]_\gamma + J q_{per} + J q_{met} + J q_{at} + J q_{vt} + J q_{vst} \quad (78)$$

em que:

X_y denota derivada parcial de X com relação a y ;

J é o jacobiano da transformação cujo valor é dado por $J = \begin{vmatrix} x_\xi & y_\xi & 0 \\ x_\eta & y_\eta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} = x_\xi y_\eta - x_\eta y_\xi$.

A equação 79 é a forma resumida da 77, o mesmo pode ser feito para a equação 78:

$$\delta T_t = [\alpha T_\xi - \beta T_\eta]_\xi + [\mu T_\eta - \beta T_\xi]_\eta + J k [T_\gamma]_\gamma + J \hat{S} \quad (79)$$

em que:

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

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

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

$$\delta = J \rho c$$

o termo fonte é dado por:

$$S = \dot{V}_{bl} \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar} - T) + \dot{q}_{met} \quad (80)$$

termo fonte para a equação 78 :

$$S = \dot{V}_{bl} \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar} - T) + \dot{q}_{met} + \dot{q}_{at} + \dot{q}_{vt} + \dot{q}_{vst} \quad (81)$$

Aplica-se o método dos volumes finitos, integrando-se os termos da equação 79, então:

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_s^n \int_w^e \int_d^u \delta T_t d\eta d\xi d\gamma dt = \delta (T_p - T_p^0) \Delta \eta \Delta \xi \Delta \gamma \quad (82)$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_s^n \int_w^e \int_d^u [\alpha T_{\xi}]_{\xi} d\eta d\xi d\gamma dt = [\alpha T_{\xi}]_n - [\alpha T_{\xi}]_s \Delta \eta \Delta t \Delta \gamma \quad (83)$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_s^n \int_w^e \int_d^u [\beta T_{\eta}]_{\eta} d\eta d\xi d\gamma dt = [\beta T_{\eta}]_n - [\beta T_{\eta}]_s \Delta \eta \Delta t \Delta \gamma \quad (84)$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_s^n \int_w^e \int_d^u [\mu T_{\eta}]_{\eta} d\eta d\xi d\gamma dt = [\mu T_{\eta}]_e - [\mu T_{\eta}]_w \Delta \xi \Delta t \Delta \gamma \quad (85)$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_s^n \int_w^e \int_d^u [\beta T_{\xi}]_{\xi} d\eta d\xi d\gamma dt = [\beta T_{\xi}]_e - [\beta T_{\xi}]_w \Delta \xi \Delta t \Delta \gamma \quad (86)$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_s^n \int_w^e \int_d^u J k [T_{\gamma}]_{\gamma} d\eta d\xi d\gamma dt = [J k [T_{\gamma}]_u - [T_{\gamma}]_d] \Delta \xi \Delta t \Delta \eta \quad (87)$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_s^n \int_w^e \int_d^u \hat{S} J d\eta d\xi d\gamma dt = \hat{S} J \Delta \xi \Delta \eta \Delta t \Delta \gamma \quad (88)$$

As denominações s, n, w, e, d, u são as faces sul, norte, oeste, leste, base e topo, respectivamente, do volume infinitesimal.

As derivadas contidas nas equações 82 a 88 podem ser aproximadas

linearmente por:

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

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

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

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

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

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

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

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

$$[T_{\gamma}]_d = \frac{T_P - T_D}{\Delta \gamma_d}$$

$$[T_{\gamma}]_u = \frac{T_U - T_P}{\Delta \gamma_u}$$

Logo, a equação 79 fica na forma da equação 89:

$$A_t T_P = A_N (T_N - T_P) + A_S (T_S - T_P) + A_E (T_E - T_P) + A_W (T_W - T_P) + A_D (T_D - T_P) + A_U (T_U - T_P) + S^o \quad (89)$$

em que:

$$\begin{aligned} S^o &= A_{no,S} (T_{cSE} - T_{cSW}) + A_{no,N} (T_{cNW} - T_{cNE}) \\ &+ A_{no,E} (T_{cNE} - T_{cSE}) + A_{no,W} (T_{cSW} - T_{cNW}) + J \hat{S} \Delta \xi \Delta \eta + A_t T_P \\ A_t &= \frac{\delta \Delta \xi \Delta \eta \Delta \gamma}{\Delta t} \\ A_N &= \frac{\alpha_n \Delta \eta \Delta \gamma}{\Delta \xi_n} \end{aligned}$$

$$A_s = \frac{\alpha_s \Delta \eta \Delta y}{\Delta \xi_s}$$

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

$$A_w = \frac{\mu_w \Delta \xi \Delta y}{\Delta \eta_w}$$

$$A_D = \frac{J k \Delta \xi \Delta \eta}{\Delta y_d}$$

$$A_U = \frac{J k \Delta \xi \Delta \eta}{\Delta y_u}$$

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

Os fluxos não ortogonais no termo fonte como os termos $[T_\xi]_e$, $[T_\xi]_w$ e $[T_\eta]_n$ podem ser calculadas pela média ponderada das temperaturas dos volumes vizinhos, segundo Gao (1999).

APÊNDICE A – Erro quadrático médio

As figuras apresentadas neste APÊNDICE A referem-se às simulações feitas para alguns valores de α e by. Os dados experimentais de Werner e Reents (1980) foram utilizados como os valores esperados. Nas figuras 32 a 35, estão representados os valores dos desvios quadráticos médios em quatro condições de temperatura 40, 30, 20 e 10 °C.

Figura 32 - Desvio quadrático médio, $t_{amb}=40^{\circ}\text{C}$ e UR=40%

na qual:

T_{ar} é a temperatura do ar [$^{\circ}\text{C}$];

T_r é a temperatura radiante média [$^{\circ}\text{C}$];

by% é a relação entre o valor de by e o seu valor máximo;

dqm-pele é o desvio quadrático médio da temperatura superficial da pele;

dqm-interna é o desvio quadrático médio da temperatura interna.

Figura 33 - Desvio quadrático médio, $t_{amb}=30^{\circ}\text{C}$ e UR=40%

Figura 34 - Desvio quadrático médio, $t_{amb}=20^{\circ}\text{C}$ e UR=40%

Figura 35 - Desvio quadrático médio, $t_{amb}=10^{\circ}\text{C}$ e $UR=40\%$