

MAURÍCIO SILVA FERREIRA

UM MODELO DO SISTEMA TÉRMICO DO CORPO HUMANO

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

**CONSULTA
FT-1637**

**São Paulo
2001**

MAURÍCIO SILVA FERREIRA

**UM MODELO DO SISTEMA TÉRMICO DO CORPO
HUMANO**

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

Área de Concentração:
Engenharia Mecânica

Orientador:
Prof. Dr. Jurandir Itizo Yanagihara

São Paulo
2001

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Dr. Jurandir Itizo Yanagihara pelo incentivo, confiança e amizade.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo suporte oferecido ao projeto (processo: 97/11357-2).

SUMÁRIO

LISTA DE SÍMBOLOS

RESUMO

ABSTRACT

1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Objetivos.....	3
1.2 Aplicações.....	4
2 CONCEITOS FISIOLÓGICOS BÁSICOS.....	7
2.1 Introdução.....	7
2.2 Temperatura corporal normal.....	8
2.3 Pele e os tecidos subcutâneos.....	13
2.4 Metabolismo.....	15
2.4.1 Conceito de metabolismo basal.....	15
2.4.2 Atividade física.....	19
2.4.3 Eficiência mecânica.....	19
2.5 Regulação da temperatura corporal.....	20
2.5.1 Mecanismos de defesa do corpo humano.....	22
2.5.2 Controle da temperatura.....	24
3 REVISÃO DA LITERATURA.....	30
3.1 Transferência de calor entre sangue e tecido.....	30
3.2 Modelos do sistema passivo.....	37
3.3 Modelos do sistema de controle da temperatura corporal.....	52

4	MODELAGEM DO SISTEMA TÉRMICO DO CORPO HUMANO.....	57
4.1	Seleção do modelo anatômico.....	60
4.2	Construção do modelo geométrico.....	61
4.2.1	Modelagem dos membros inferiores.....	67
4.2.2	Modelagem dos membros superiores.....	67
4.2.3	Modelagem da cabeça e do pescoço.....	68
4.2.4	Modelagem do tronco.....	69
4.2.5	Características do modelo geométrico.....	70
4.3	Propriedades e parâmetros dos tecidos.....	72
4.4	Condições de contorno do modelo.....	75
4.5	Transferência de calor no interior do corpo humano.....	85
4.5.1	Transformação de coordenadas.....	86
4.5.2	Transformação das equações diferenciais.....	88
4.6	Transferência de calor entre sangue e tecido.....	91
4.7	Sistema de Controle.....	100
4.8	Visão geral do modelo do sistema passivo do corpo humano.....	103
5	SOLUÇÃO DAS EQUAÇÕES DIFERENCIAIS.....	104
5.1	Aplicação do método dos volumes finitos.....	104
5.2	Transformação analítica de coordenadas.....	111
5.3	Condições de contorno.....	112
5.4	Solução das equações aproximadas.....	120
5.5	Solução das equações diferenciais ordinárias.....	123
5.6	Considerações sobre o programa de computador.....	124

6 RESULTADOS	126
6.1 Condição de neutralidade térmica.....	126
6.2 Simulações transitórias.....	135
7 DISCUSSÃO	138
7.1 Condição de neutralidade térmica.....	138
7.2 Simulações transitórias.....	146
8 CONSIDERAÇÕES FINAIS	156
8.1 Trabalhos futuros.....	159
9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	162

APÊNDICE I – MODELO ANATÔMICO

APÊNDICE II – MODELO GEOMÉTRICO

APÊNDICE III – SOLUÇÃO DOS SISTEMAS LINEARES

APÊNDICE IV – TESTE DO PROGRAMA DE COMPUTADOR

LISTA DE SÍMBOLOS

Variáveis físicas

Letras minúsculas

<i>Símbolo</i>	<i>Variável</i>	<i>Unidade</i>
<i>a</i>	Semi-eixo maior de uma elipse	m
<i>b</i>	Semi-eixo menor de uma elipse	m
<i>c</i>	Calor específico	J / (kg.°C)
<i>c</i>	Concentração	kmol / m ³
<i>d</i>	Diâmetro	m
<i>e</i>	Excentricidade de uma elipse	adimensional
<i>f</i>	Fator	adimensional
<i>h</i>	Coefficiente de transferência de calor	W / (m ² .°C)
<i>j</i>	Fator de Colburn (Eq. 4.27 ou 4.28)	adimensional
<i>k</i>	Condutividade térmica	W / (m.°C)
<i>m</i>	Massa	kg
<i>q</i>	Calor gerado ou transferido	J
<i>r</i>	Raio	m
<i>t</i>	Tempo	s
<i>v</i>	Velocidade	m / s
<i>w</i>	fração de superfície molhada (Eq. 4.94)	adimensional
<i>x</i>	Fração molar	adimensional
<i>x</i>	Coordenada espacial	m
<i>y</i>	Coordenada espacial	m
<i>z</i>	Coordenada espacial	m
<i>z</i>	Distância entre vasos (Eq. 4.88)	m

Letras maiúsculas

<i>Símbolo</i>	<i>Variável</i>	<i>Unidade</i>
<i>A</i>	Área	m ²
<i>A</i>	Coefficiente da equação algébrica	W / °C
<i>A</i>	Matriz	adimensional
<i>A</i>	Vetor	adimensional
<i>B</i>	Vetor	adimensional
<i>Bi</i>	Número de Biot (Eq. AIV.18)	adimensional
<i>C</i>	Calor transferido por convecção	W / m ²
<i>C</i>	Vetor	adimensional
<i>D</i>	Débito cardíaco	L / min
<i>D</i>	Vetor	adimensional
<i>E</i>	Calor transferido por evaporação	W / m ²
<i>E</i>	Vetor	adimensional
<i>F</i>	Vetor	adimensional
<i>G</i>	Vetor	adimensional
<i>H</i>	Coefficiente de transferência de calor entre vasos	W / °C
<i>I</i>	Resistência térmica (Eq. 4.19)	clo
<i>J</i>	Função de Bessel	adimensional
<i>J</i>	Jacobiano da transformação (Eq. 4.67)	m ²
<i>K</i>	Constante	variável
<i>L</i>	Comprimento	m
<i>Le</i>	Relação de Lewis (Eq. 4.37)	°C / Pa
<i>M</i>	Massa molecular	kg / kmol
<i>M</i>	Metabolismo por unidade de área	W / m ²
<i>N</i>	Fluxo molar na interface	kmol / (m ² .s)
<i>N</i>	Número de tecidos	adimensional
<i>P</i>	Pressão de saturação	Pa
<i>PG</i>	Porcentagem de gordura	adimensional
<i>Pr</i>	Número de Prandtl	adimensional
<i>Q</i>	Calor total transferido na respiração	W
<i>R</i>	Calor transferido por radiação	W
<i>R</i>	Calor transferido por radiação	W / m ²
<i>R</i>	Resistência térmica	°C / W
<i>R</i>	Resistência térmica	(°C.m ²) / W

<i>Símbolo</i>	<i>Variável</i>	<i>Unidade</i>
<i>R</i>	Resistência térmica	Pa / W
<i>R</i>	Resistência térmica	(Pa.m ²) / W
<i>S</i>	Fator de forma (Eq. 4.86)	m
<i>S</i>	Termo fonte da equação diferencial	W / m ³
<i>Sc</i>	Número de Schmidt	adimensional
<i>T</i>	Temperatura	°C ou K
<i>Tc</i>	Temperatura interpolada	°C
<i>U</i>	Coefficiente global de transferência de calor	W / (m ² .°C)
<i>U</i>	Fluxo de calor na direção <i>x</i> (Eq. 4.69)	W / m ²
<i>V</i>	Fluxo de calor na direção <i>y</i> (Eq. 4.70)	W / m ²
<i>V</i>	Volume	m ³
<i>W</i>	Trabalho por unidade de área	W / m ²
<i>X</i>	Fluxo de calor na direção <i>z</i> (Eq. 4.71)	W / m ²

Letras gregas

<i>Símbolo</i>	<i>Variável</i>	<i>Unidade</i>
α	Coeficiente da equação diferencial (Eq. 5.1)	W / (m.°C)
α	Difusividade térmica	m ² / s
α	Raiz de uma função de Bessel	adimensional
β	Coeficiente da equação diferencial (Eq. 5.2)	W / (m.°C)
γ	Coordenada espacial no plano transformado	m
δ	Coeficiente da equação diferencial (Eq. 5.4)	J / (m.°C)
δ	Função (Eq. 5.65)	Pa
ε	Emissividade	adimensional
ζ	Função (Eq. 5.66)	Pa / °C
η	Coordenada espacial no plano transformado	adimensional
θ	Diferença de temperatura	°C
θ	Temperatura adimensional	adimensional
κ	Coeficiente de transferência de massa	kmol / (m ² .s)
κ	Condutividade térmica turbulenta	W / (m.°C)
λ	Entalpia de vaporização da água	J / kg
μ	Coeficiente da equação diferencial (Eq. 5.3)	W / (m.°C)
μ	Função (Eq. 5.70)	W / °C
ξ	Coordenada espacial no plano transformado	adimensional
ρ	Massa específica	kg / m ³
σ	Constante de Stefan-Boltzmann	W / (m ² .K ⁴)
τ	Número de Fourier (Eq. AIV.12)	adimensional
ϕ	Umidade relativa	adimensional
Φ	Vetor solução	adimensional
ψ	Fator de equilíbrio (Eq. 3.2)	adimensional
ψ	Função (Eq. 5.71)	W
ω	Umidade absoluta do ar	adimensional

Subscritos

Letras minúsculas

<i>Símbolo</i>	<i>Significado</i>
<i>0</i>	Referência
<i>a</i>	Ar
<i>ar</i>	Arterial
<i>av</i>	Entre artéria e veia
<i>b</i>	Corpo
<i>b</i>	No centro da face inferior do volume
<i>bl</i>	Sangue
<i>c</i>	Convecção
<i>ci</i>	Círculo
<i>cl</i>	Roupa
<i>cr</i>	Convecção e radiação
<i>e</i>	Evaporação
<i>e</i>	No centro da face leste do volume
<i>el</i>	Elipse
<i>eq</i>	Equilíbrio
<i>es</i>	Esofágico
<i>ex</i>	Ar expirado
<i>f</i>	Fronteira
<i>hy</i>	Hipotálamo
<i>i</i>	Elemento de um modelo
<i>i</i>	Índice
<i>in</i>	Inicial
<i>max</i>	Máximo
<i>n</i>	Enésimo
<i>n</i>	No centro da face norte do volume
<i>n</i>	Número de um volume
<i>no</i>	Não-ortogonal
<i>o</i>	Operativa
<i>o</i>	Externo
<i>r</i>	Radiação, radiativa ou radiante
<i>re</i>	Retal

<i>Símbolo</i>	<i>Significado</i>
<i>res</i>	Respiração
<i>s</i>	No centro da face sul do volume
<i>s</i>	Pele
<i>sh</i>	Calafrios
<i>su</i>	Superficial
<i>sw</i>	Suor
<i>t</i>	No centro da face superior do volume
<i>t</i>	Indica derivada em relação ao tempo
<i>ty</i>	Timpânico
<i>ve</i>	Venoso
<i>w</i>	No centro da face oeste do volume
<i>w</i>	Vapor d'água
<i>x</i>	Indica derivada em relação à coordenada x
<i>y</i>	Indica derivada em relação à coordenada y
<i>z</i>	Indica derivada em relação à coordenada z
γ	Indica derivada em relação à coordenada γ
η	Indica derivada em relação à coordenada η
ξ	Indica derivada em relação à coordenada ξ

Letras maiúsculas

<i>Símbolo</i>	<i>Significado</i>
<i>B</i>	Baixo
<i>D</i>	DU BOIS
<i>D</i>	Massa
<i>E</i>	Leste
<i>H</i>	Calor
<i>N</i>	Norte
<i>NE</i>	Nordeste
<i>NW</i>	Noroeste
<i>P</i>	Centro do volume
<i>S</i>	Sul
<i>SE</i>	Sudeste
<i>SW</i>	Sudoeste
<i>T</i>	Cima
<i>W</i>	Oeste

Sobrescrito

<i>Símbolo</i>	<i>Significado</i>
<i>in</i>	Que entra
<i>0</i>	Instante de tempo atual
<i>n</i>	Instante de tempo

Símbolos

<i>Símbolo</i>	<i>Significado</i>
—	Média
*	Da iteração anterior
*	Termicamente significativa
^	Por unidade de volume
→	Vetor
.	Por unidade de tempo
d	Diferencial de
Δ	Diferença de ou passo de
∇	Operador nabla
o	Por unidade de massa
∂	Diferencial parcial de

Nota: Procurou-se seguir os símbolos propostos pelo JOURNAL OF APPLIED PHYSIOLOGY (JAP) em 1969.

RESUMO

O presente trabalho apresenta o desenvolvimento de um modelo do sistema térmico do corpo humano. Modelos desse tipo possuem aplicações em várias áreas, incluindo: a avaliação do conforto térmico, o estudo das respostas do sistema de regulação da temperatura corporal e o desenvolvimento de equipamentos para a medicina, entre outras. O modelo é composto de duas partes: o sistema passivo, descrito por equações resultantes da aplicação de balanços de energia e massa nos tecidos, e o sistema de controle, responsável pela manutenção da temperatura corporal. O sistema passivo inclui condução de calor em três dimensões, transferência de calor entre sangue e tecido, entre grandes artérias e veias e no trato respiratório. O modelo é composto por 15 elementos cilíndricos representando os seguintes segmentos do corpo humano: cabeça, pescoço, tronco, braços, antebraços, mãos, coxas, pernas e pés. Os cilindros possuem seções transversais elípticas, fato inédito na literatura, constituindo-se em uma das importantes características do modelo. As equações diferenciais parciais que compõem o sistema passivo foram resolvidas pelo método dos volumes finitos, através de um procedimento numérico especialmente desenvolvido. O sistema de controle inclui o mecanismo vasomotor, o aumento da perda de calor por evaporação através do suor, ou mecanismo "sudomotor", e a geração de calor através dos calafrios. Além disso, o modelo é bastante flexível, o que permite sua utilização em várias aplicações. Isto é possível graças a implementação computacional do mesmo, que utiliza programação orientada a objeto. O trabalho apresenta uma simulação da condição de neutralidade térmica e várias simulações transitórias de bruscas exposições a ambientes frios e quentes, incluindo a comparação desses resultados com dados experimentais. Por fim, destaca a importância da modelagem do sistema térmico do corpo humano como ferramenta no estudo da regulação da temperatura corporal.

ABSTRACT

This research presents the development of a model of the human thermal system. Models of this type have applications in several areas, including: the evaluation of thermal comfort, the study of the body's temperature regulatory system behavior, and the development of medical equipment. The model can be divided in two parts: the passive system, which is described by the equations resultant from the application of energy and mass balances to the tissues, and the temperature control system, which is responsible for the maintenance of the human body's temperature. The passive system includes heat conduction in three dimensions, heat transfer between blood and tissue, heat transfer between large arteries and veins, and heat transfer in the respiratory tract. The model is composed by 15 cylindrical elements representing the body's segments: head, neck, trunk, arms, forearms, hands, thighs, legs and feet. The cylinders have elliptical cross sections. This has not been done before, and it is one of the distinguishing features of the model. The partial differential equations of the passive system were solved by the finite-volume method, using a numerical procedure especially developed. The control system includes the vasomotor and "sudomotor" responses, and the heat generation due to shivering. In addition, the model is very flexible, which allows its use in many applications. This is possible because of the model computer implementation, which uses object-oriented programming. The research presents a thermal neutrality simulation, several transient simulations of abrupt exposures to cold and hot environment, and the comparison of these results with experimental data. Finally, it brings out the importance of human thermal system modeling in the study of the body's temperature regulatory system behavior

1 INTRODUÇÃO

Todos os animais estão sujeitos à transferência de calor com o meio ambiente. Aqueles que ainda assim mantêm sua temperatura corporal interna aproximadamente constante, apesar das variações na temperatura ambiente, são chamados de homeotermos. Os seres humanos estão incluídos nesta categoria. A manutenção da temperatura interna é de extrema importância para a vida destes animais. Pequenas modificações alteram profundamente o funcionamento de suas células e órgãos, podendo levá-los à morte. Portanto, diante do exposto, é necessário compreender bem como os homeotermos respondem a estímulos térmicos provenientes do ambiente ou de origem interior. Sua temperatura interna é mantida estável graças a um sofisticado sistema de controle, cujo funcionamento ainda não é plenamente compreendido, restando vários pontos a serem esclarecidos. Uma série de ferramentas pode ser utilizada com o intuito de desvendar como funciona o sistema de controle. O método empírico pode ser utilizado, mas sofre de sérias limitações quando aplicado a seres vivos. A modelagem, amplamente utilizada na engenharia, também vem sendo empregada com sucesso na biologia, particularmente no que se refere ao estudo do sistema de controle da temperatura corporal. Ela não sofre com as limitações impostas ao método empírico, mas depende, em parte, de alguns resultados deste último. A modelagem envolve a aplicação de princípios da teoria de controle e da transferência de calor na construção do sistema regulador e regulado. Este último é freqüentemente chamado de sistema passivo. O conjunto, sistema passivo mais sistema de controle, é conhecido como sistema térmico. O modelo resultante é expresso matematicamente por uma série de equações diferenciais parciais e ordinárias, as quais são resolvidas por métodos numéricos cabíveis.

Vários modelos do sistema térmico do corpo humano podem ser encontrados na literatura. Um dos primeiros que se tem conhecimento é aquele elaborado por WISSLER (1961). Através dele é possível apresentar algumas características comuns a todos os demais. O referido autor aproximou a complexa geometria do corpo humano por seis cilindros: dois deles representando os membros superiores, dois os membros

inferiores, um o tronco e o outro a cabeça. Outros pesquisadores, GORDON et al. (1976), TIKUISIS et al. (1988), TIKUISIS (1989), TAKEMORI et al. (1995) e FIALA et al. (1999), adotaram procedimento semelhante, mas consideraram mais cilindros, representando as mãos, os antebraços, os braços, os pés, as pernas, as coxas e o pescoço, ou outras figuras geométricas, como esferas, representando a cabeça. Alguns modelos como os de FANGER (1967,1970), GAGGE et al. (1971) e FERREIRA (1997), são compostos por um único cilindro representando o corpo humano. O número de segmentos considerados depende da aplicação para a qual o modelo se destina. O interior dos elementos é dividido em camadas, representando os vários tecidos do corpo humano: pele, gordura, músculo, osso, etc. A equação da condução de calor em coordenadas cilíndricas ou esféricas pode então ser aplicada a cada um dos elementos considerados. PENNES (1948), em seu clássico trabalho, demonstrou, através de medições de temperatura tanto na superfície quanto no interior do antebraço, que os gradientes de temperatura são maiores na direção radial do que nas demais direções, longitudinal e tangencial. Por essa razão, vários pesquisadores, WISSLER (1961), GAGGE et al. (1971), GORDON et al. (1976), WISSLER (1985), TIKUISIS et al. (1988), TIKUISIS (1989) e FERREIRA; YANAGIHARA (1997,1999), consideraram condução de calor apenas na direção radial, desprezando os fluxos de calor nas demais direções. Em contrapartida, os modelos de WERNER; BUSE (1988) e TAKEMORI et al. (1995) consideraram a condução de calor em três dimensões. Todos os pesquisadores citados anteriormente incluíram em seus modelos o calor transferido no interior do corpo humano através do sangue. Na literatura, há vários modelos que representam a transferência de calor entre sangue e tecido, para uma revisão consulte CHARNY (1992) e ARKIN et al. (1994). Ainda assim, o modelo proposto por PENNES (1948) é utilizado em quase todos os modelos do sistema térmico. Isto ocorre pois ele é de simples aplicação e fornece excelentes resultados. O referido modelo aplica-se apenas aos capilares. Os grandes vasos do corpo humano devem ser tratados separadamente, sendo que apenas alguns pesquisadores, como TAKEMORI et al. (1995) e FIALA et al. (1999), os consideram em seus modelos. A descrição do sistema passivo completa-se com o equacionamento da transferência de calor na superfície da pele, a qual inclui condução, convecção, radiação e evaporação; e da transferência de calor na respiração. O modelo térmico do corpo humano requer um sistema de controle. Normalmente, este é modelado de forma simplificada, como em GAGGE et al. (1971), GORDON et al.

(1976), FERREIRA (1997) entre outros, sendo baseado em resultados experimentais. Considera-se, no presente trabalho, o sistema passivo como o elemento principal do modelo térmico, pois uma vez construído, vários sistemas de controle podem ser testados.

1.1 Objetivos

O objetivo principal deste trabalho é desenvolver um modelo do sistema térmico do corpo humano. A princípio, ele não será destinado a uma aplicação específica. Por essa razão, pretende-se desenvolvê-lo de modo a ser flexível, permitindo futuras expansões. Isto pode ser considerado como um objetivo secundário desta pesquisa. O modelo deve representar todos os segmentos do corpo humano: cabeça, pescoço, tronco, braços, antebraços, mãos, coxas, pernas e pés por cilindros compostos de camadas representativas de tecidos e órgãos, entre eles: a pele, a gordura, os músculos, os ossos, o cérebro, o coração, o pulmão e as vísceras. Pretende-se utilizar cilindros de seção elíptica, os quais permitem uma adequada representação geométrica dessas partes. Este procedimento é inédito, já que na literatura utilizam-se cilindros de seção circular ou esferas. Considera-se de suma importância que o modelo inclua condução de calor em três dimensões. Vale destacar que na maioria dos modelos pesquisados a condução de calor unidimensional foi empregada. Outra característica importante que o modelo deve incluir é a transferência de calor contra-corrente entre grandes artérias e veias. Parte da modelagem completa-se com a consideração dos processos de transferência de calor entre a superfície da pele e o ambiente (convecção, radiação e evaporação) e da transferência de calor e massa entre o corpo humano e o ambiente que ocorre através da respiração. O sistema de regulação da temperatura corporal deve responder à exposição a ambientes quentes e frios. Assim sendo, o mecanismo vasomotor (vasodilatação e vasoconstrição), o aumento da perda de calor por evaporação através do suor, ou mecanismo “sudomotor”, e a geração de calor através dos calafrios devem ser modelados.

Considerando-se a complexidade do sistema, que será definido por várias equações diferenciais parciais e ordinárias e por uma série de propriedades térmicas e

parâmetros fisiológicos, é necessário garantir que o modelo, uma vez pronto, foi corretamente implementado no computador. Com esse propósito, pretende-se, primeiramente, submeter o programa de computador a vários testes, começando pela validação do procedimento de cálculo da transferência de calor por condução, através da comparação dos resultados numéricos com soluções analíticas em regime permanente e transitório para cilindros de seção elíptica e circular (caso particular do primeiro). Em uma segunda etapa, devem ser realizados balanços de energia considerando-se o modelo e suas partes como volumes de controle. Por último, pretende-se implementar o modelo utilizando-se programação orientada a objeto, o que diminui a possibilidade de ocorrência de erros. Os segmentos do corpo humano são semelhantes entre si, diferindo apenas nas dimensões, parâmetros fisiológicos e distribuição de tecidos e órgãos, portanto podem ser considerados um objeto genérico, composto por funções e variáveis responsáveis pelo seu funcionamento. O código do objeto necessita ser testado apenas uma vez, e não para cada segmento. Além disso, o programa assim obtido é mais curto e legível, facilitando sua depuração e otimização. As características do modelo do sistema térmico descritas anteriormente somadas a implementação computacional lhe conferirão a flexibilidade desejada.

1.2 Aplicações

As aplicações para um modelo deste tipo são muitas, uma delas é a sua utilização no teste de hipóteses sobre o funcionamento do sistema de controle da temperatura corporal. Outra aplicação, familiar ao engenheiro, consiste em se utilizar o modelo no estudo do conforto térmico do ser humano. Com as características pretendidas, o modelo pode simular condições térmicas ambiente assimétricas. Por exemplo, o efeito de uma janela ou de gradientes de temperatura do ar sobre o conforto térmico de um indivíduo poderá ser avaliado. Existem, também, várias aplicações na medicina. Entretanto, para que se possa apresentá-las, é necessário descrever quais os principais problemas que ocorrem com o corpo humano quando sua temperatura interna encontra-se excessivamente elevada ou baixa. As informações a seguir foram retiradas de KNOCHEL (1993) e PETERSDORF (1994). Inicialmente, serão apresentadas as principais síndromes associadas à exposição a ambientes quentes:

- **exaustão por calor** - conhecida também como colapso térmico, é a síndrome mais comum. Ocorre após um estresse térmico prolongado, capaz de causar depleção de água e sal. A exaustão provoca fraqueza, vertigem, náuseas, etc. É observada com maior frequência entre indivíduos idosos ou muito jovens, enfermos ou em pessoas fisicamente ativas. O tratamento desse distúrbio, normalmente, é simples. Consiste na ingestão de líquidos levemente salgados, repouso e eliminação do estresse térmico. A melhor forma de prevenção da exaustão por calor em hospitais e asilos é, além da ingestão de líquidos, um adequado condicionamento do ar ambiente.
- **intermação** - ocorre quando o sistema de controle da temperatura corporal não consegue mais dissipar calor na quantidade necessária. Nesse caso, a temperatura corporal eleva-se excessivamente. Isto resulta em falência de múltiplos sistemas orgânicos. A intermação pode ser dividida em duas categorias, a de esforço e a clássica. A primeira é mais comum em operários, fazendeiros, recrutas militares, atletas e em indivíduos que trabalham com caldeiras e em fundições. A intermação clássica ocorre sobretudo entre indivíduos pobres, lactentes, cronicamente enfermos, alcoólatras, cardiopatas graves, obesos e idosos. Ela ocorre de forma epidêmica durante as ondas de calor. Nesse período há um aumento do número de mortes, sendo as doenças cardiovasculares as grandes responsáveis. A intermação é considerada uma emergência médica. Em locais de clima quente as ambulâncias deverão ter ar condicionado. O tratamento inclui resfriar o paciente banhando-o em água fria, borrifando água sobre a superfície de sua pele ou usando um ventilador. Alguns parâmetros, como por exemplo, a temperatura da água do banho ou a velocidade de resfriamento devem ser observados de modo a evitar vasoconstrição cutânea, calafrios, convulsões ou então um resfriamento excessivo do organismo.

Tendo como base o que foi exposto, pode-se observar as possíveis aplicações do modelo na prevenção da exaustão por calor e da intermação. Estabelecendo-se, por exemplo, recomendações sobre as condições ambiente, temperatura e umidade, adequadas a hospitais, asilos, lares de pessoas idosas ou doentes, e locais de trabalho. Além disso, o modelo poderia ser empregado no tratamento da intermação, determinando o melhor método de tratamento.

A principal síndrome associada à exposição a ambientes frios é:

- **hipotermia** - é definida como a condição do corpo humano quando sua temperatura interna é inferior a 35 °C. A hipotermia pode ocorrer devido a uma série de doenças, associadas à exposição prolongada a baixas temperaturas. Se não tratada adequadamente, a hipotermia pode levar à morte. Da mesma maneira que a intermação, é considerada uma emergência médica. O tratamento inclui a colocação do paciente em um ambiente quente ou reaquecimento feito por meio de um aquecedor. Nos casos mais graves é necessário o reaquecimento central do organismo, através do aumento da temperatura do ar inspirado, diálise peritoneal ou lavagem gástrica com líquido aquecido e aquecimento do sangue em um trocador de calor. Recomenda-se uma taxa de aquecimento de 0,5 a 1,0 °C por hora. Além disso, é de suma importância a escolha do local do corpo humano onde será iniciado o reaquecimento. A combinação desses dois parâmetros é que determinará o sucesso do tratamento. A hipotermia é utilizada em cirurgias cardíacas e neurológicas, preservando tecidos que terão seu fluxo sanguíneo reduzido para realização da cirurgia. A hipotermia pode ser alcançada através da imersão do paciente em água fria ou gelo, e através do resfriamento do sangue por meio de um pulmão - coração artificial.

Mais uma vez, o modelo do sistema térmico humano apresenta inúmeras aplicações, como no estudo do melhor modo de se atingir a hipotermia ou no retorno à temperatura normal partindo da mesma.

2 CONCEITOS FISIOLÓGICOS BÁSICOS

2.1 Introdução

O principal objetivo desse trabalho, como apresentado anteriormente, é desenvolver um modelo do sistema térmico do corpo humano. As ferramentas básicas necessárias à modelagem são: princípios de conservação de energia e massa, conceitos de transferência de calor e teoria de controle. No entanto, apenas esses conhecimentos não são suficientes. Informações sobre aspectos fisiológicos e anatômicos da regulação da temperatura corporal são também imprescindíveis. O objetivo deste capítulo é fornecê-las. Os seguintes tópicos serão abordados:

- qual a faixa normal de variação da temperatura corporal;
- onde estão localizados o centro de controle e os sensores térmicos, e como estes funcionam;
- quais são os atuadores do sistema de controle, isto é, quais são as ações do organismo no sentido de manter a temperatura corporal;
- como se dá a interação do sistema de controle de temperatura com outros sistemas, como por exemplo o cardiorrespiratório;
- como se processa a circulação de sangue no organismo, que além do transporte de oxigênio e nutrientes, também transporta calor;
- qual a influência do metabolismo, que age como uma fonte de calor.

Os conceitos fisiológicos apresentados neste capítulo baseiam-se, em sua grande parte, nos livros de fisiologia de MOUNTCASTLE (1980) e GUYTON (1992). No primeiro livro encontra-se o equacionamento dos diversos processos de transferência de calor no corpo humano e um modelo do sistema térmico. O capítulo de regulação da temperatura corporal foi escrito por HARDY, J.D., consagrado pesquisador da área. GUYTON (1992) apresenta uma detalhada análise da regulação da temperatura corporal, concentrando-se nos aspectos fisiológicos da mesma. Este livro é referência em diversos trabalhos sobre o assunto, como por exemplo: HWANG; KONZ (1977),

WERNER; BUSE (1988), entre outros. Por estas razões, este texto de fisiologia foi utilizado como principal fonte de consulta de aspectos fisiológicos. Outro livro utilizado foi o de SHITZER; EBERHART (1985), o qual possui cinco capítulos dedicados exclusivamente à regulação da temperatura corporal.

A elaboração de novos modelos e a compreensão daqueles encontrados na literatura, como dito anteriormente, torna necessária a introdução de conceitos fisiológicos e anatômicos. Com o intuito de não sobrecarregar o leitor com esses conceitos, optou-se por apresentá-los de forma resumida. Procurou-se fazer um resumo voltado à modelagem a ser desenvolvida, evitando ao máximo o uso de nomenclatura fisiológica específica para facilitar o entendimento, mantendo-se, entretanto, o rigor necessário.

2.2 Temperatura corporal normal

Os tecidos e órgãos do corpo humano funcionam melhor quando mantidos em uma temperatura constante próxima de 37 °C. Na prática, observa-se que a temperatura central ou do interior do corpo, para pessoas em condições de saúde normais, mantém-se praticamente constante e uniforme dentro de uma variação de mais ou menos 0,6 °C. A temperatura dos tecidos periféricos, como a pele, tecidos subcutâneos e músculos, são, em geral, inferiores àquela das vísceras e estão sujeitas a maiores variações. No caso da pele, já que exposta ao ambiente, sua temperatura pode variar entre 20 °C e 40°C. A temperatura interna não é perfeitamente uniforme, órgãos com elevado metabolismo, como o fígado, o cérebro e o rim possuem temperaturas maiores que aquela do sangue arterial que os alimenta.

Uma questão que surge neste momento é: onde se deve medir a temperatura interna? Medidas não invasivas da temperatura interna só podem ser realizadas em alguns locais, como: a axila, a cavidade oral, o reto, a vagina, o esôfago, o tímpano, a nasofaringe e a bexiga urinária. Normalmente, em aplicações clínicas e experimentais, a temperatura é medida no reto, na boca ou na axila. A temperatura retal, freqüentemente, é 0,65 °C maior que a oral ou axilar.

Como discutido por OGAWA (1997), a temperatura esofágica tem sido preferencialmente medida no laboratório, pois é a que mais se aproxima da temperatura do sangue na artéria pulmonar ou na aorta, onde, respectivamente, o sangue retorna e é distribuído aos órgãos e tecidos. Além disso, a temperatura esofágica acompanha rápidas mudanças na temperatura do sangue. A temperatura retal também é utilizada em laboratórios, pois fornece medidas estáveis, principalmente, em medições prolongadas. A temperatura retal é mais elevada que aquela medida em outros locais, sendo 0,23 °C maior que a da arterial pulmonar, 0,22 °C maior que a ventricular e 0,24 °C maior que a temperatura esofágica, em indivíduos em condições normais. No entanto, de acordo com OGAWA (1997), demonstrou-se que a temperatura retal é incapaz de acompanhar mudanças rápidas na temperatura do sangue. Segundo o referido autor, vários pesquisadores relutaram em utilizar a temperatura retal como indicadora da interna em experimentos onde são esperadas rápidas mudanças na última, decorrentes de alterações bruscas na carga térmica ou nas atividades físicas. No entanto, no regime permanente, a temperatura retal representa adequadamente a interna. Ainda, de acordo com o referido autor, a temperatura oral aproxima-se da esofágica se medida com cuidado. A temperatura oral varia, aproximadamente, em paralelo com a esofágica em resposta a variações na temperatura do ar. Mas, durante a atividade física, a temperatura oral acompanha a retal.

Até o momento, discutiu-se apenas quais temperaturas melhor representam a central. É importante determinar qual temperatura se correlaciona melhor com as respostas do sistema de controle da temperatura corporal. De acordo com OGAWA (1997), a temperatura timpânica é utilizada como representativa da cerebral, especialmente do hipotálamo, considerado como o centro do sistema de controle. No entanto, esta temperatura não acompanha tão rapidamente mudanças na temperatura do sangue quanto a esofágica, estando sujeita a interferências provenientes do ambiente e da pele da cabeça. A temperatura timpânica mantém-se 0,1 °C acima da esofágica durante o repouso em condições normais, não variando com temperaturas ambientes de até 0 °C.

A medição da temperatura retal, esofágica ou timpânica envolve uma série de problemas técnicos. De acordo com MOUNTCASTLE (1980), a temperatura retal

apresenta variações de até 0,9 °C, dependendo da profundidade de colocação do instrumento de medida, enquanto que OGAWA (1997) assinala uma variação de 0,8 °C. De um modo geral, pode-se afirmar que a temperatura local depende da atividade metabólica, da temperatura, da quantidade de sangue fluindo na região e do gradiente de temperatura nas redondezas. Uma sonda para medição da temperatura pode ser inserida no esôfago sem maiores dificuldades, mas freqüentemente requer anestesia superficial da nasofaringe (OGAWA, 1997). Assim como ocorre no reto, a temperatura não é uniforme ao longo do esôfago, sendo influenciada em sua parte superior pelo ar que passa na traquéia. Segundo OGAWA (1997) e SALTIN et al. (1970), a sonda deve ser colocada na altura do coração. A medição da temperatura timpânica envolve riscos, como provocar dor ou perfurar o tímpano. Outra técnica empregada foi utilizar um termômetro de radiação, de modo a evitar o contato com o tímpano. No entanto, como discutido por OGAWA (1997), os resultados não são satisfatórios. Quanto à temperatura corporal normal, não há um valor isolado. As medidas realizadas em pessoas normais demonstraram a existência de uma faixa de variação da temperatura, como é possível notar na tabela 2.1 e na figura 2.1.

Tabela 2.1 – Limites estimados da variação da temperatura retal em pessoas normais. Fonte: GUYTON (1992).

Condição	Temperatura retal [°C]
Exercício intenso	38,3 a 40,0
Esforço intenso, fortes emoções, crianças ativas	37,8 a 38,5
Variação habitual do normal	36,0 a 37,8
Clima frio	menos 36,0

Observa-se a partir da figura 2.1 que o pico da curva, para homens e mulheres, ocorre para uma temperatura retal de 36,9 °C, com um faixa de variação que vai desde 36,2 °C até 37,6 °C. De acordo com DU BOIS (1963), os principais fatores que afetam a temperatura corporal, aproximadamente em ordem de importância, são:

1. Doenças febris;
2. Exercício muscular;
3. Período do dia;
4. Idade;

5. Temperatura ambiente;
6. Variação individual, especialmente em crianças;
7. Sono;
8. Menstruação;
9. Emoção.

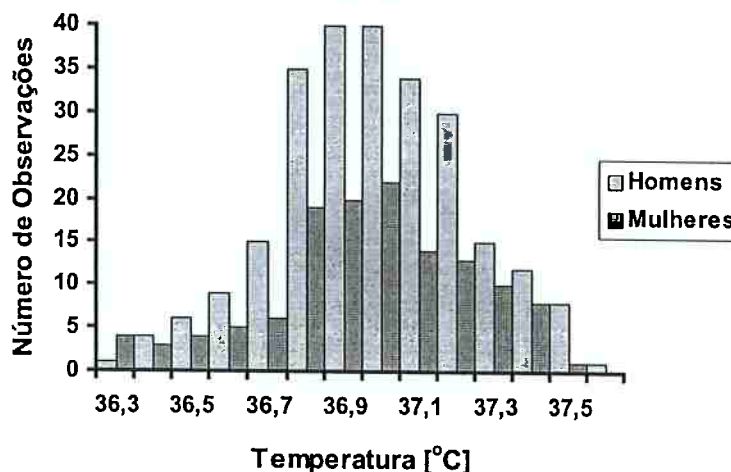


Fig. 2.1 – Distribuição da temperatura retal em homens e mulheres normais. Fonte: DU BOIS (1963).

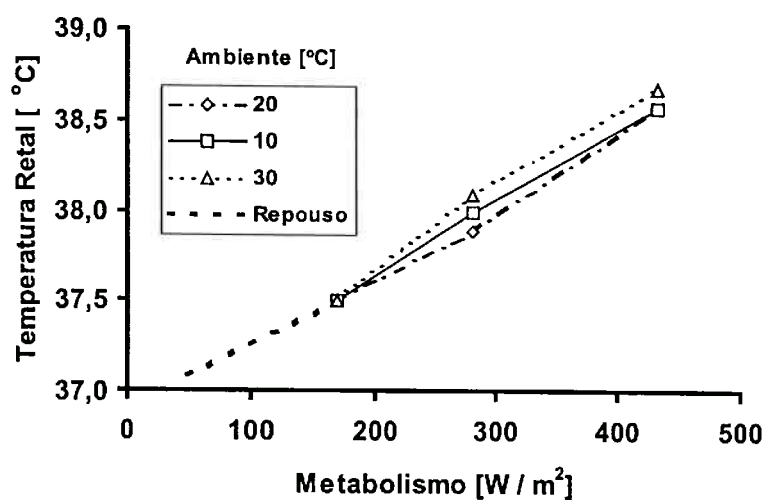


Fig. 2.2 – Efeito da atividade na temperatura corporal de homens saudáveis e jovens. Fonte: MOUNTCASTLE (1980).

A atividade física e os extremos na temperatura ambiental são responsáveis pela variação da temperatura corporal. Um exercício extenuante acarreta uma produção

elevada de calor. A temperatura retal pode atingir valores entre 39 °C a 40 °C. Isso ocorre mesmo quando a temperatura ambiente é baixa. A partir da figura 2.2, pode-se observar que a temperatura retal depende apenas do nível de atividade do indivíduo.

Observando-se a figura 2.3, nota-se que, durante o repouso, a temperatura interna oscila 0,5 °C acima e abaixo do nível médio, o qual ocorre durante a tarde. Esse ritmo circadiano, segundo MOUNTCASTLE (1980), está fortemente associado ao nível de metabolismo mas possui também um componente independente da atividade, provavelmente ligado a influência hormonal.

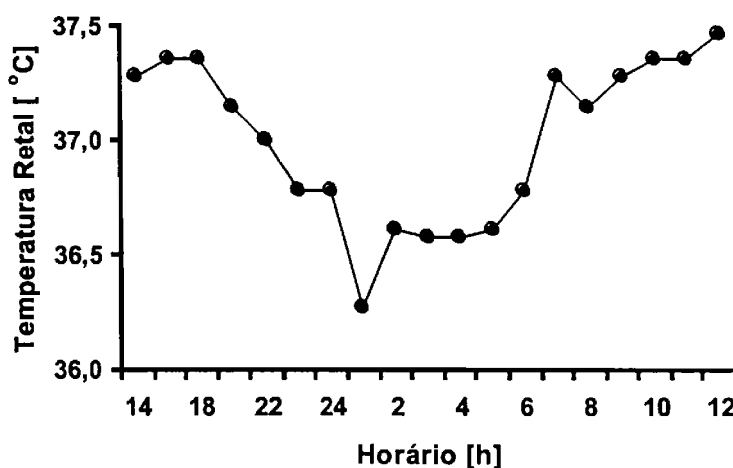


Fig. 2.3 – Variação da temperatura de um indivíduo normal durante o repouso em uma cama (média de 7 dias). Fonte: MOUNTCASTLE (1980).

Resultados semelhantes aos da figura 2.2 foram obtidos por SALTIN et al. (1970), sendo dados na forma da equação 2.1.

$$T_{re} = 0,00408 M + 36,9 \quad (2.1)$$

onde: T_{re} = temperatura retal [°C];

M = calor produzido pelo metabolismo por unidade de área [W / m^2].

Até o momento, comentou-se mais sobre a temperatura interna. Quanto a pele, sua temperatura normal e de conforto varia entre 32 a 34 °C. Esta é função da temperatura ambiente, segundo a equação obtida por SALTIN et al. (1970):

$$\bar{T}_s = 0,391 T_a + 22,2 \quad (2.2)$$

onde: \bar{T}_s = temperatura média da superfície da pele [°C];

T_a = temperatura de bulbo seco do ar ambiente [°C].

As equações 2.1 e 2.2 são válidas em regime permanente e transitório.

2.3 Pele e os tecidos subcutâneos

De início, convém analisar alguns aspectos anatômicos da pele. Esta recobre a superfície do corpo e é formada por duas porções: a epiderme e a derme. Entre suas diversas funções, destaca-se a proteção do organismo contra a perda excessiva de água por difusão. Através de suas terminações nervosas, vasos, glândulas e tecido adiposo, a pele colabora na regulação da temperatura corporal.

A pele, a gordura e os tecidos subcutâneos atuam como isolantes térmicos do corpo, colaborando para a manutenção da temperatura corporal. De todos os tecidos, a gordura é que apresenta a menor condutividade térmica. A espessura do isolamento varia individualmente e também com o sexo. A maior parte do calor produzido no organismo é proveniente das regiões mais profundas, portanto, o isolamento térmico próximo da superfície constitui um importante fator de manutenção da temperatura interna.

A epiderme corresponde à parte mais externa da pele. Sua espessura varia de acordo com o local considerado, sendo mais espessa na palma da mão e no pé, onde chega a atingir até 1,5 mm. A epiderme é responsável pela relativa impermeabilidade da pele, o que dificulta a evaporação de água na superfície. Para efeito de modelagem, pode-se dizer que o fluxo de sangue através da epiderme é desprezível.

A derme é o tecido conjuntivo sobre o qual se apóia a epiderme. Analogamente, apresenta espessura variável de acordo com a região, atingindo o valor máximo de 3mm na planta do pé. Sua superfície externa é extremamente irregular, observando-se

saliências que acompanham as reentrâncias correspondentes da epiderme. Na derme é que são encontradas as glândulas sudoríparas, presentes em praticamente toda a pele. O suor expelido por essas glândulas é uma solução extremamente diluída, contendo proteína, sódio, potássio, cloreto, uréia, amônia e ácido úrico. Para fins de modelagem pode ser considerado como água.

A hipoderme, tecido situado abaixo da derme, não faz parte da pele. É a camada responsável pelo deslizamento da mesma sobre as estruturas na qual se apóia. É nela que se encontra uma camada variável de tecido adiposo. Uma das grandes dificuldades da modelagem térmica do corpo humano reside na grande variação da porcentagem de gordura corporal entre indivíduos. Isso leva à necessidade de se definir um ser humano padrão para ser utilizado nos modelos. Em trabalhos experimentais com seres humanos, os autores costumam separar os indivíduos em grupos de acordo com a porcentagem de gordura corporal. Esta influi indiretamente na área superficial da pele. Quanto maior a massa ou a altura de um determinado indivíduo, maior sua área superficial. Esta última é utilizada como importante parâmetro para classificação em grupos. A área superficial do corpo humano é dada pela clássica equação de DU BOIS:

$$A_D = 0,007184 m_b^{0,425} L_b^{0,725} \quad (2.3)$$

onde: A_D = área superficial da pele ou área de DU BOIS [m²];

m_b = massa corporal [kg];

L_b = altura corporal [cm].

Considerando-se novamente a pele, os vasos arteriais que a suprem formam dois plexos (redes de vasos) e os venosos três. Encontram-se, freqüentemente, na pele das mãos e dos pés, as anastomoses arteriovenosas, que são ligações diretas entre artérias e veias, as quais contribuem para regular a circulação (vide figura 2.4). Quando a anastomose contrai, o sangue é obrigado a passar pela rede capilar. Quando ela relaxa, uma parte variável de sangue flui diretamente para a vênula, ao invés de circular nos capilares. Admite-se que essas estruturas desempenhem um papel importante nos mecanismos de regulação da temperatura do organismo. Quando um maior volume de sangue circula nos capilares, estruturas que apresentam uma enorme razão entre a área superficial e o volume, maior será o calor transferido entre o sangue e a pele.

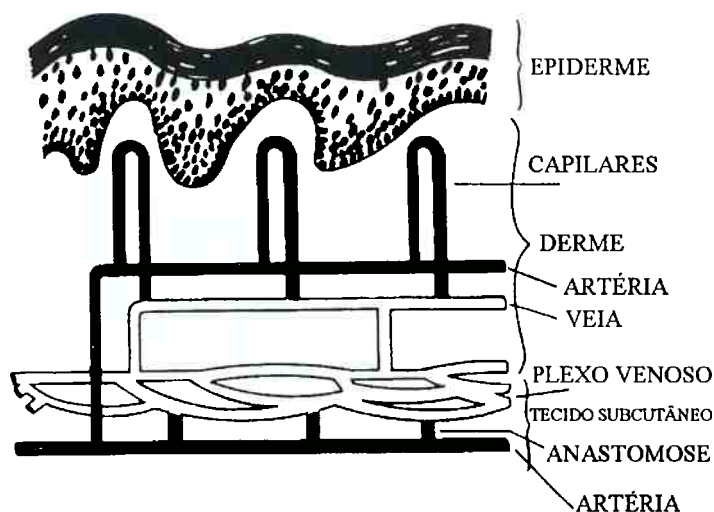


Fig. 2.4 – Esquema da circulação cutânea. Fonte: GUYTON (1992).

2.4 Metabolismo

Metabolismo é o conjunto de processos químicos que possibilitam a sobrevivência celular e liberam energia proveniente da queima de carboidratos, gordura e proteínas. Na combustão, há o consumo de oxigênio e a produção de dióxido de carbono e água. Como o corpo humano apresenta uma eficiência mecânica inferior a 20 %, grande parte da energia produzida pelo metabolismo acaba por se dissipar sob a forma de calor.

2.4.1 Conceito de metabolismo basal

Um conceito muito importante é o do metabolismo basal, definido como a velocidade de utilização da energia no organismo durante o repouso absoluto, mas com a pessoa acordada. É a energia mínima despendida para manter funções vitais, como por exemplo, a respiração. Esse conceito permite a comparação do metabolismo entre várias pessoas. Em MOUNTCASTLE (1980), pode-se encontrar uma lista de fatores, agrupados em categorias, que influem no metabolismo e devem ser considerados em sua medição experimental. São eles:

1. Fatores normalmente excluídos nos testes de metabolismo basal

- movimentos musculares durante o teste
- esforço muscular recente (num prazo de 30 a 60 minutos)
- fortes emoções, barulho ou desconforto
- extremos de temperatura ambiental (temperatura do ar entre 20 a 26,5 °C)
- doença

2. Fatores levados em conta na interpretação dos resultados

- idade
- sexo
- massa e altura
- área superficial
- subnutrição ou excesso de nutrição
- treinamento atlético
- clima
- altitude
- sono
- temperatura corporal

3. Fatores adicionais que podem ou não ser importantes

- ocupação
- raça
- dieta prévia
- menstruação
- exercício vigorosos ou emoções no dia anterior ao teste
- novidade da situação
- época do ano

Os três fatores que mais influenciam o metabolismo são: a atividade, a temperatura externa e a digestão de comida. Durante a medição do metabolismo, o indivíduo deve permanecer perfeitamente quieto, movimentos como um cruzar de pernas devem ser evitados. Quanto a temperatura ambiente, esta deve propiciar conforto térmico ao indivíduo. A alimentação é um dos fatores que mais afeta o metabolismo.

Após a ingestão de uma refeição, a intensidade do metabolismo aumenta. Caso o alimento contenha uma grande quantidade de carboidratos ou gorduras, o metabolismo aumenta em cerca de 4 %. No entanto, após uma refeição com grandes quantidades de proteína, o metabolismo em geral começa a aumentar dentro de uma hora, e alcança um máximo de 30 % além do normal, persistindo por três a doze horas.

O metabolismo é normalmente expresso por unidade de área superficial. Desse modo, consegue-se mais um critério para a classificação de indivíduos a participarem de um experimento. Um indivíduo maior que outro, a princípio, apresenta um metabolismo maior devido exclusivamente às diferenças de massa corporal. No entanto, pela equação 2.3, quanto maior a massa corporal maior será a área superficial, compensando o aumento de metabolismo. A tabela 2.2 apresenta valores típicos do metabolismo basal.

Tabela 2.2 – Relação entre metabolismo basal e área superficial em homens. Fonte: MOUNTCASTLE (1980).

Número de indivíduos	Massa média [kg]	Variação na massa [kg]	Metabolismo basal [W / m²]
6	48,7	40-50	44,7
41	53,4	50-60	44,3
164	64,5	60-70	44,9
24	74,7	70-80	44,8
8	83,7	80-90	44,8
média	-----	-----	44,7

Outro fator importante que afeta o metabolismo energético é a idade. Há uma diminuição do metabolismo com a idade, como pode-se observar na figura 2.5 ou na tabela 2.3. Nitidamente, nota-se a brusca queda no metabolismo até os 20 anos de idade. Outro fato observado é que o metabolismo das mulheres é menor que o dos homens.

O clima provoca variações significativas no metabolismo. Estudos revelam que os habitantes de regiões tropicais possuem metabolismo 15 a 20 % menor do que aqueles do ártico. A diferença é devida à adaptação da glândula tireóide, cuja secreção aumenta em climas frios. Um aumento na secreção acarreta outro tanto no metabolismo.

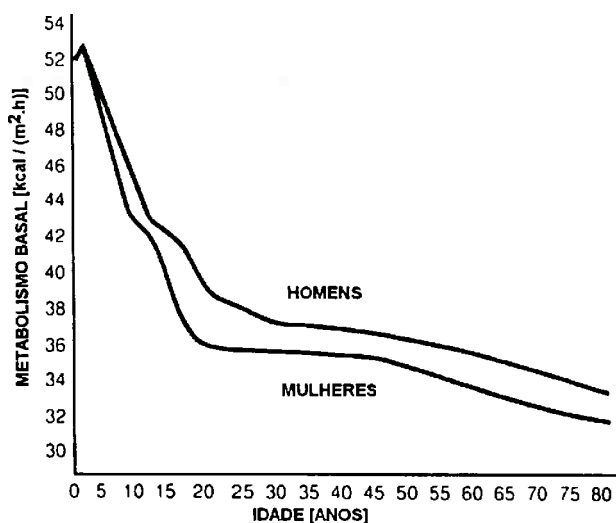


Fig. 2.5 – Metabolismo basal normal em função da idade.
Fonte: GUYTON (1992).

Tabela 2.3 – Metabolismo basal e idade. Fonte: MOUNTCASTLE (1980).

Idade [anos]	Homens [W / m ²]	Mulheres [W / m ²]
14 a 16	53,5	50,0
16 a 18	50,0	46,5
18 a 20	47,7	44,2
20 a 30	45,9	43,0
30 a 40	45,9	42,4
40 a 50	44,8	41,9
50 a 60	43,6	40,7
60 a 70	42,4	39,5
70 a 80	41,3	38,4

Durante o sono, ocorre uma queda no metabolismo de aproximadamente 10 a 15% do valor normal; provavelmente, isso se deve à diminuição do tônus da musculatura esquelética, e também à atividade do sistema nervoso simpático. Outros fatores como a termogênese sem calafrios, o hormônio sexual masculino, o hormônio de crescimento, a febre e a desnutrição também influenciam o metabolismo energético, mas não serão discutidos aqui.

2.4.2 Atividade física

O exercício muscular pode aumentar significativamente a produção global de calor do organismo. Na tabela 2.4, que é baseada em FANGER (1967,1970) e na AMERICAN SOCIETY OF HEATING, REFRIGERATING AND AIR-CONDITIONING ENGINEERS (ASHRAE) 1993, estão apresentados os valores do calor gerado para várias atividades físicas.

Na tabela 2.4 estão apresentados valores típicos de metabolismo para um adulto médio, com área superficial 1,8 m². Uma unidade freqüentemente utilizada para expressar o metabolismo por área superficial é o *met*, definido como: o metabolismo de uma pessoa sedentária (sentada, quieta). Um *met* corresponde a 58,2 W / m². Segundo ASHRAE (1993), o máximo nível de atividade que alguém pode desenvolver por um certo tempo é de aproximadamente 12 *met* quando possui 20 anos e, cai para 7 *met* com a idade de 70 anos. Nas mulheres esses limites máximos são 30 % inferiores.

O calor gerado pelo metabolismo é de difícil estimativa. A exatidão dos valores da tabela 2.4 depende do valor do nível da atividade. Para atividades bem definidas, como as de metabolismo inferior a 1,5 *met*, os valores são suficientemente adequados para aplicações em engenharia, já para atividades não bem especificadas, como as de metabolismo superior a 3 *met*, erros de mais ou menos 50 % podem estar presentes. Caso seja necessária uma determinação mais acurada, medições com seres humanos são necessárias.

2.4.3 Eficiência mecânica

É importante destacar que, dependendo do tipo de atividade física, nem toda a energia liberada pelo metabolismo é convertida em calor; a parte restante é usada para realizar trabalho. A eficiência mecânica, definida como a razão entre o metabolismo e o trabalho realizado (M / W), contabiliza esse efeito. São raras as atividades cujo rendimento é superior à faixa de 5 a 10 %. Normalmente, assume-se a eficiência nula, o que fornece uma estimativa conservadora.

Tabela 2.4 - Geração de calor pelo metabolismo para diferentes atividades

Atividade	Calor gerado [W / m²]
<i>Repouso</i>	
Dormindo	41
Sentado, quieto	58
Em pé, relaxado	70
<i>Andando (no plano)</i>	
3,2 km / h	116
4,8 km / h	151
6,4 km / h	221
<i>Atividades de escritório</i>	
Escrevendo	58
Digitando	65
Andando	100
<i>Dirigindo/pilotando</i>	
Carro	58 - 116
Avião, rotina	70
Avião, combate	140
Veículo pesado	186
<i>Trabalho doméstico</i>	
Lavando pratos	93
Cozinhando	93 - 116
Limpendo	116 - 198
<i>Atividades ocupacionais</i>	
Trabalho com máquinas	116 - 233
Fundição	186 - 314
Carpintaria	105 - 372
<i>Entretenimento</i>	
Dançando	140 - 256
Jogando tênis	210 - 270
Jogando basquete	290 - 440

2.5 Regulação da temperatura corporal

Observa-se, a partir da figura 2.6, que para uma variação da temperatura do ar seco entre 15 a 55 °C, a temperatura interna mantém-se entre 36,6 e 37,6 °C. A temperatura é regulada por mecanismos nervosos de retroalimentação, os quais, em sua maioria, operam através dos centros reguladores de temperatura localizados no hipotálamo. Para que este sistema possa funcionar, é necessária a existência de detetores

de temperatura. A rigor, todos os tecidos biológicos são sensíveis à temperatura pois as reações químicas que neles ocorrem são dependentes da mesma. Acredita-se, no entanto, que algumas células especialmente sensíveis funcionem como tal. Elas se localizam na pele, nas vísceras, na medula espinhal, no hipotálamo, na língua e no trato respiratório, entre outros lugares.

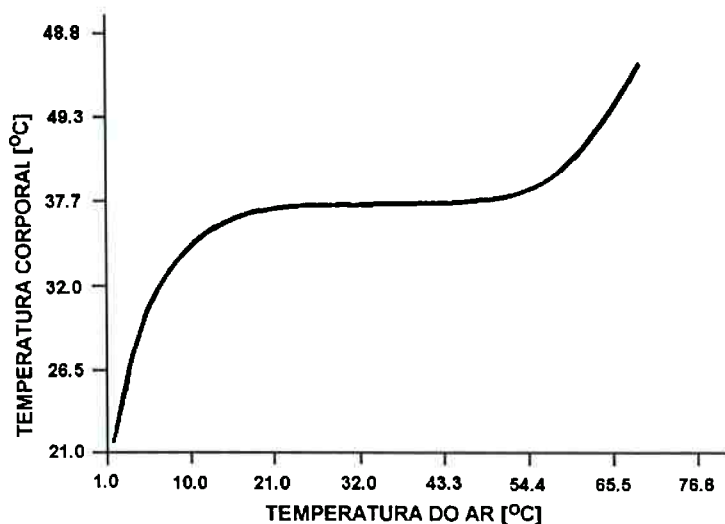


Fig. 2.6 – Efeito da temperatura do ar sobre a temperatura corporal interna.
Fonte: GUYTON (1992).

A área pré-óptica do hipotálamo possui um grande número de neurônios que aparentemente funcionam como sensores térmicos. Eles aumentam sua frequência de descarga quando a temperatura se eleva (são chamados sensíveis ao “calor”). Existem, também, neurônios, só que em menor quantidade, que aumentam sua frequência de descarga quando suas temperaturas diminuem (são chamados sensíveis ao “frio”). Apesar dos sinais gerados pelos receptores térmicos do hipotálamo serem bem eficientes, outros sensores encontrados em outras partes do corpo também desempenham papéis importantes na regulação da temperatura. Isso é particularmente verdadeiro para os receptores térmicos presentes na pele e em outros tecidos profundos do corpo. A pele possui muito mais receptores sensíveis ao frio do que ao calor, portanto, a identificação de temperaturas periféricas está relacionada, em sua maior parte, à detecção de temperaturas baixas. Os receptores térmicos profundos são encontrados apenas em algumas partes do corpo, principalmente na medula espinhal, vísceras abdominais, dentro e ao redor das grandes veias. Esses receptores ficam expostos à temperatura corporal central, estão provavelmente ligados à prevenção da

hipotermia, uma vez que são receptores sensíveis ao frio. Esses sinais chegam ao hipotálamo estimulando uma área localizada no hipotálamo superior. Os sinais oriundos da área pré-óptica também são transmitidos para essa área posterior do hipotálamo. Ambos os sinais são então combinados para desencadear as reações do corpo destinadas a produzir ou perder calor.

2.5.1 Mecanismos de defesa do corpo humano

O corpo humano apresenta uma série de defesas que têm como finalidade atenuar a variação da temperatura interna, quando ocorrem mudanças térmicas no ambiente ou na atividade física. Apenas as principais medidas de defesa serão apresentadas.

A maior parte do calor transferido entre o corpo humano e o ambiente, por convecção, radiação e evaporação, é conduzido através da epiderme até a superfície. A derme, camada imediatamente interna à epiderme, recebe calor proveniente do interior do corpo. Uma parcela deve-se à condução e a outra ao calor transportado pelo sangue vindo do interior do organismo. Este flui através dos plexos presentes na derme. O fluxo sanguíneo no interior desse plexo venoso pode variar de 0 até 30 % do débito cardíaco. Uma forma eficiente de se limitar ou acelerar a transferência de calor para pele consiste, portanto, em variar o fluxo de sangue nesses plexos. A vasoconstrição diminui o fluxo sanguíneo para o plexo venoso cutâneo, fazendo com que menos calor seja transferido do centro do corpo para a pele, contribuindo para a diminuição da temperatura desta. No limite, quando o fluxo sanguíneo se aproxima de zero, resta apenas a condução de calor. Inversamente, a vasodilatação proporciona um acréscimo do fluxo de calor para a pele através do aumento do fluxo sanguíneo no plexo cutâneo. Essa defesa é conhecida como mecanismo vasomotor. Resumidamente, o fluxo sanguíneo da pele é o mais efetivo mecanismo de transferência de calor do centro corporal para a pele. O controle do fluxo de sangue para a pele é obtido pelo grau de vasoconstrição das arteríolas e das anastomoses arteriovenosas que fornecem sangue ao plexo venoso cutâneo. O controle é feito pelo sistema nervoso simpático (sistema nervoso autônomo). Segundo ASHRAE (1993), o mecanismo vasomotor é capaz de manter constante a temperatura interna do ser humano nu e em repouso, isso quando a temperatura ambiente situa-se entre 29 °C e

31 °C. Nessa faixa de temperatura, diz-se que o corpo humano está na zona de neutralidade térmica.

Caso a temperatura ambiente seja inferior a 29 °C, o mecanismo vasomotor sozinho não é capaz de manter a temperatura interna constante, sendo necessária outra defesa. No hipotálamo, existe uma área denominada centro motor primário para calafrios. Normalmente, esta área é inibida por sinais provenientes do centro de calor na área pré-óptica, sendo excitada por sinais de frio provenientes da pele e da medula espinhal. O centro motor primário para calafrios é ativado quando a temperatura corporal cai abaixo do nível térmico crítico, vide figura 2.7. Esses sinais não causam tremor muscular, aumentam apenas o tônus dos músculos esqueléticos. Quando o tônus se eleva acima de determinado nível crítico começam os calafrios, gerando calor. Este mecanismo é acompanhado pelo aumento do consumo de oxigênio, da frequência respiratória e da pressão do sangue, reações típicas ao frio.

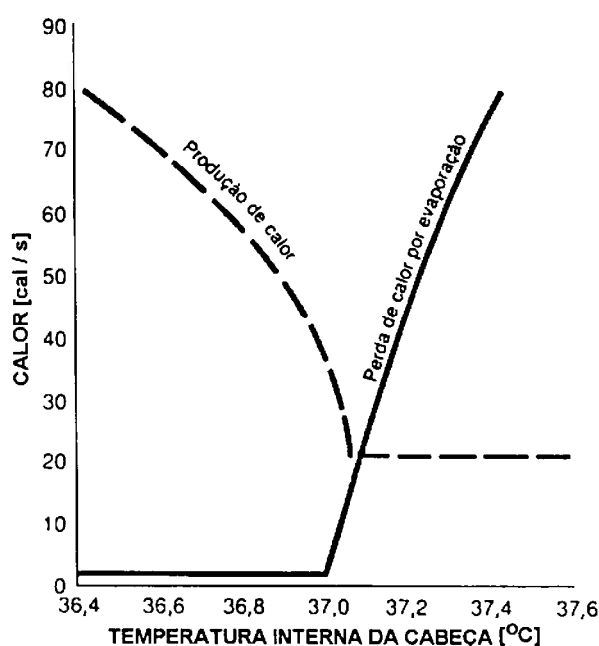


Fig. 2.7 – Efeito da temperatura do hipotálamo sobre a perda de calor por evaporação e a produção de calor. Fonte: GUYTON (1992).

O último processo de defesa térmica a ser discutido é a transpiração. A estimulação elétrica ou por excesso de temperatura da área pré-óptica do hipotálamo, produz impulsos que são transmitidos até a medula, que por sua vez emite sinais para a

pele de todo o corpo, causando transpiração. Nas mãos e nos pés, pode haver transpiração localizada durante exercício físico ou em certos estados emocionais. O suor é produzido nas glândulas sudoríparas, que são estruturas localizadas na derme. Por meio de dutos, o suor é transportado através da derme e epiderme até a superfície da pele, onde acaba evaporando, removendo uma grande quantidade de calor. Vale ressaltar que, quando a temperatura ambiente é superior àquela da superfície da pele, o único modo do corpo humano perder calor é através da evaporação do suor. Uma pessoa normal e não-aclimatada não consegue produzir mais do que aproximadamente 700 ml de suor por hora, porém, quando exposta a um ambiente quente por uma a seis semanas, a pessoa transpira cada vez mais profusamente, muitas vezes aumentando a produção máxima de suor para 1,5 a 2 litros por hora. O aumento da eficácia do mecanismo sudoríparo é causado pelo crescimento direto da capacidade de transpiração das glândulas sudoríparas. O efeito do aumento na temperatura no sentido de causar sudorese é ilustrado na figura 2.7.

2.5.2 Controle da temperatura

Nas figuras 2.8 e 2.9, observa-se que, para uma temperatura interna de aproximadamente 37,1 °C, ocorrem alterações drásticas tanto na perda de calor quanto em sua produção. Acima desse nível, a perda de calor é maior que a produção, abaixo ocorre o inverso. As ações do sistema de controle são sempre no sentido de fazer com que a temperatura corporal retorne à 37,1 °C. Na prática, observa-se que o controlador não consegue trazer a temperatura corporal de volta a esse nível, enquanto a perturbação não for suprimida. É importante que a temperatura corporal varie o mínimo possível, apesar das modificações acentuadas na temperatura ambiente, por isso, o controlador deve ter um ganho elevado. A temperatura de 37,1 °C corresponde ao valor de referência do controlador, acima do qual começa a sudorese e abaixo os calafrios. O valor de referência é determinado principalmente pelo grau de atividade dos receptores térmicos localizados na área pré-óptica do hipotálamo. Entretanto, sinais térmicos de frio, provenientes das áreas periféricas do corpo, especialmente da pele, também contribuem de maneira significativa para a regulação da temperatura corporal, como pode ser observado nas figuras 2.8 e 2.9.

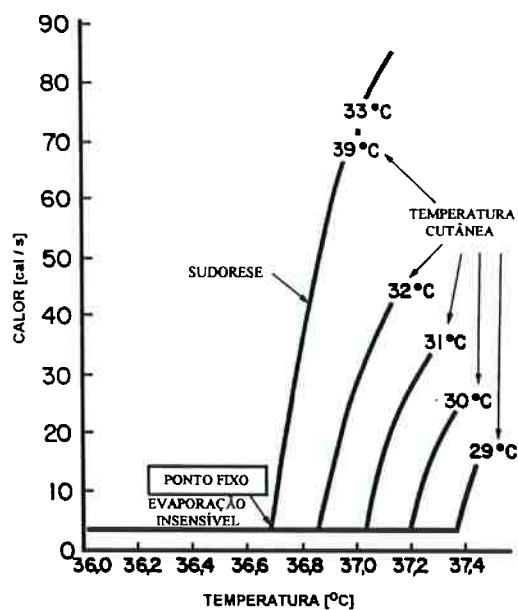


Fig. 2.8 – Efeito das alterações na temperatura interna da cabeça sobre a perda de calor por evaporação. Fonte: GUYTON (1992).

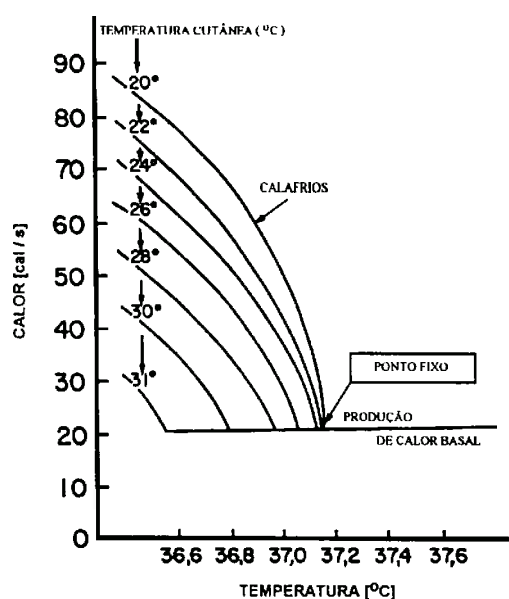


Fig. 2.9 – Efeito das alterações na temperatura interna da cabeça sobre a taxa de produção de calor pelo corpo. Fonte: GUYTON (1992).

Na figura 2.8, o valor de referência mudou de 36,7 °C, quando a temperatura cutânea era superior a 33 °C, para 37,4 °C, quando a mesma caiu para 29 °C. Pode-se compreender prontamente a lógica de um sistema como este. É importante que a sudorese seja inibida quando a temperatura cutânea é baixa, caso contrário, o efeito

combinado de uma baixa temperatura cutânea e sudorese simultânea poderia causar uma perda excessiva de calor. Um efeito semelhante ocorre também no sentido de alterar o valor de referência para os calafrios, como é possível observar na figura 2.9.

Resumindo-se tudo o que foi dito, pode-se afirmar que não se conhece tudo sobre o funcionamento do sistema, restando ainda muitos pontos a serem esclarecidos. O trabalho de WERNER (1986) traz uma discussão detalhada sobre isso, bem como sobre a modelagem do sistema térmico do corpo humano e sua utilidade. Segundo o referido pesquisador, alguns aspectos tornam a modelagem difícil, entre elas:

1. “Loops” de controle fisiológico

- existência de sistemas de vários níveis hierárquicos;
- interação entre sistemas com metas diferentes;
- sistemas de parâmetros distribuídos;
- sistemas não-lineares e não-estacionários.

2. Dificuldades na análise e simulação

- isolamento de subsistemas;
- anestesia;
- adaptação;
- mudanças espontâneas;
- análise dos elementos representativos;
- variações individuais;
- falta de dados básicos.

O referido trabalho proporciona uma visão geral do conhecimento atual sobre a regulação da temperatura corporal. Na figura 2.10 está representado um diagrama do funcionamento do sistema térmico do corpo humano. Neste esquema pode-se observar os principais distúrbios provenientes do ambiente que influem no sistema passivo:

- umidade do ar;
- velocidade do ar;
- temperatura de bulbo seco do ar;
- radiação térmica.

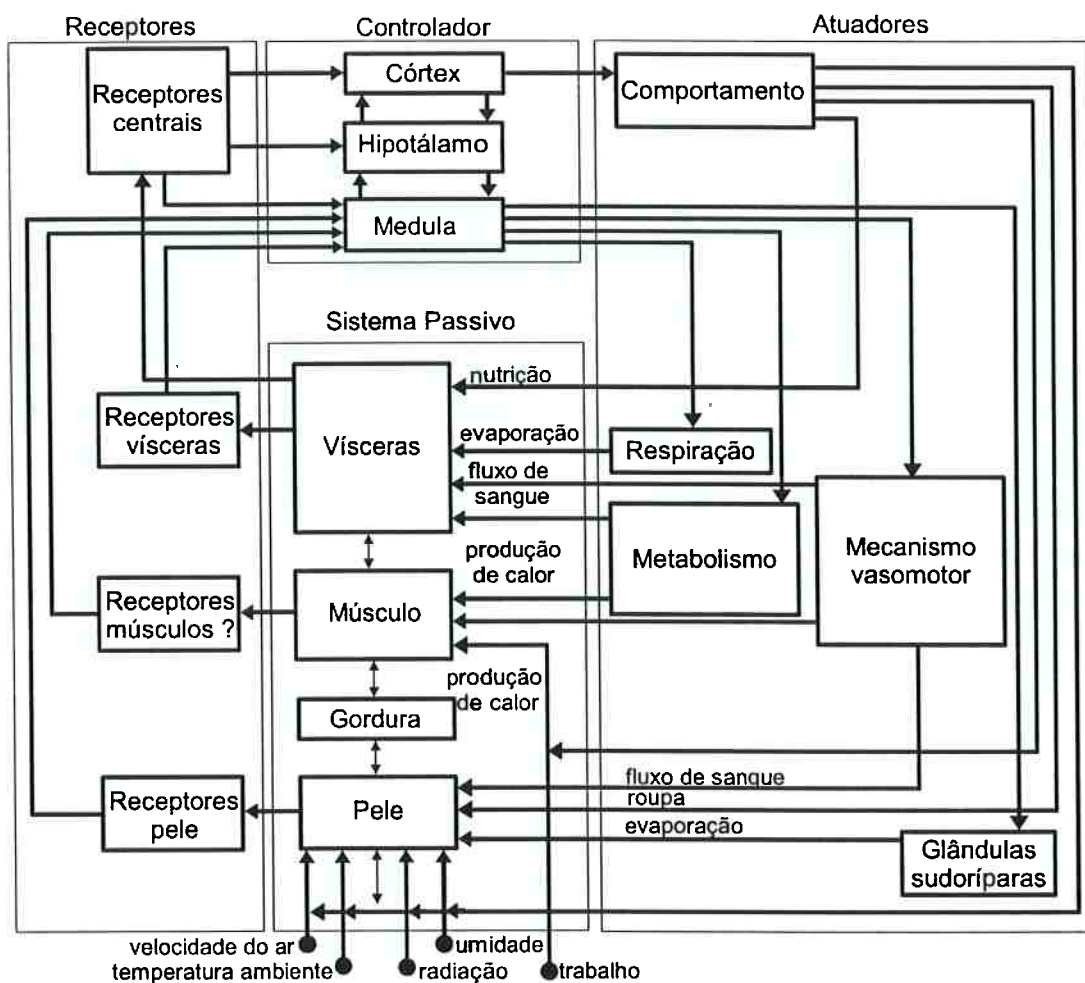


Fig. 2.10 – Esquema do sistema térmico. Fonte: WERNER (1986).

Observar-se na figura 2.10, como o comportamento do ser humano influi no sistema térmico. Quando as condições ambiente não propiciam uma sensação de conforto térmico ao indivíduo, este procura ambientes mais satisfatórios, muda de roupa ou aumenta a intensidade da atividade física. Como apresentado anteriormente, a nutrição provoca um aumento no metabolismo afetando o equilíbrio térmico. As respostas do organismo ante aos distúrbios externos são: variação do metabolismo e frequência respiratória, variação do fluxo de sangue e do suor produzido. Os receptores térmicos estão localizados nas vísceras, na pele e talvez nos músculos. Os sinais são transmitidos ao hipotálamo, que os analisa e toma as medidas cabíveis no sentido de manter a temperatura interna dentro dos devidos limites. Além disso, o hipotálamo se relaciona com o córtex, responsável pelo comportamento. As várias partes da figura 2.10 podem ser agrupadas em quatro subsistemas principais:

- os receptores térmicos, cujas informações são transmitidas ao centro de controle por fibras aferentes e neurônios;
- o sistema de controle, que ativa os atuadores via fibras eferentes;
- os atuadores, que agem sobre o sistema passivo;
- o sistema passivo.

Podem ser citadas algumas questões que surgem naturalmente, mas ainda não foram respondidas (WERNER, 1986). São elas:

1. Qual é a variável regulada ?
2. Como o regulador toma sua referência ?
3. Como o regulador toma o sinal de erro ?
4. Como se consegue a retroalimentação negativa ?
5. Como é a natureza da mudança de temperatura que ocorre devido à febre ou ao ritmo circadiano ?

Como tentativa de responder à primeira questão surgiram várias respostas:

1. Controle de uma variável local definida;
2. Controle baseado na integração espacial da temperatura;
3. Controle baseado na integração espacial da temperatura, mais o efeito local;
4. Controle do perfil de temperatura;
5. Controle do fluxo de calor.

O conceito número um foi aceito por muitos anos, sendo a temperatura do hipotálamo considerada como a variável controlada. Este conceito foi posteriormente substituído pelo número dois, o qual significa que as temperaturas medidas sobre todo o corpo, de acordo com fatores de ponderação, determinam as medidas cabíveis aplicáveis ao corpo todo. Levantou-se a questão que esse conceito deveria ser complementado pela possibilidade de necessidades locais influírem nas ações do sistema de controle, assim surgiu o conceito número três. Os trabalhos de NADEL et al. (1970) e NADEL et al. (1971) se enquadram nesse perfil. Aparentemente, este conceito é o que melhor satisfaz requisitos determinados experimentalmente. No entanto, é necessário salientar que

muito trabalho empírico ainda deve ser feito, como frisado em WERNER (1986). O pesquisador considerou que o conceito número quatro não é possível. Quanto ao número cinco, admitiu como viável. Neste caso, as temperaturas não são reguladas, são o resultado do balanço entre o calor produzido e o perdido. WEBB (1995) faz uma análise qualitativa desse conceito, argumentando ser este o que melhor explica certas respostas térmicas do corpo humano em situações extremas.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Esse capítulo pode ser dividido em três tópicos principais: transferência de calor entre sangue e tecido, modelos do sistema passivo do corpo humano e modelos do sistema de controle da temperatura corporal.

3.1 Transferência de calor entre sangue e tecido

Na literatura, vários modelos que descrevem a transferência de calor entre sangue e tecido podem ser encontrados. A maioria deles é de difícil aplicação em modelos do sistema térmico, pois necessitam de uma série de parâmetros que só podem ser grosseiramente estimados e aplicam-se apenas a condições muito restritas. Muitos deles serão apenas citados, já que não possuem aplicação no desenvolvimento que se segue. CHARNY (1992) e ARKIN et al. (1994) fizeram uma ampla revisão de vários modelos de transferência de calor entre sangue e tecido.

O trabalho de PENNES (1948) é considerado um clássico no assunto em questão, sendo citado em praticamente todos os trabalhos na área. Ele é considerado tão importante que foi publicado novamente, junto com um editorial, NELSON (1998), e um artigo de WISSLER (1998) que o analisa. O artigo de PENNES (1948), segundo NELSON (1998), pode ser dividido em duas partes:

- descrição e apresentação de uma série de medidas de temperatura nos tecidos subcutâneos e profundos, e nas artérias do antebraço de indivíduos não anestesiados;
- desenvolvimento e avaliação de um modelo matemático baseado em um balanço de energia em um volume arbitrário de tecido.

Os resultados experimentais obtidos por PENNES (1948) são de grande valor, pois as medições invasivas feitas pelo autor não são mais possíveis, hoje, por questões éticas. Antes de aprofundar a discussão sobre o modelo matemático desenvolvido, é interessante avaliar alguns de seus dados experimentais. Na figura 3.1 estão

apresentados os perfis de temperatura superficial na direção longitudinal do braço. A posição dos pontos representados na figura 3.1 está ilustrada na figura 3.2.

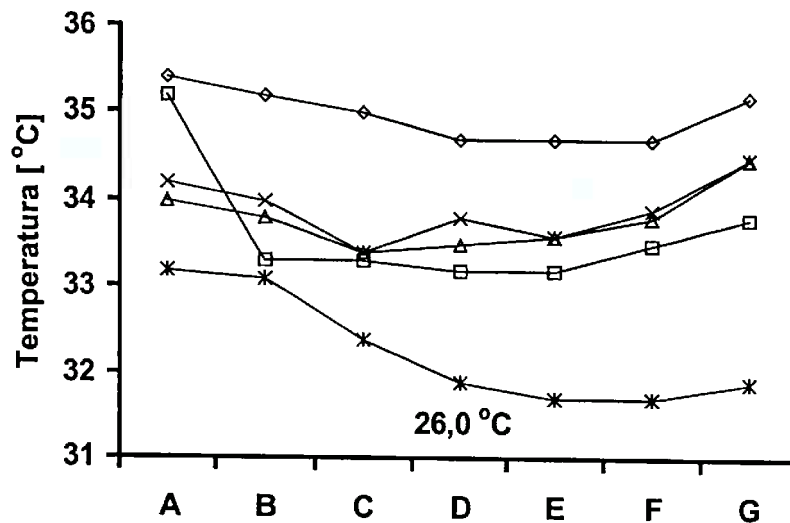


Fig. 3.1 – Temperatura na direção longitudinal do braço. Temperatura ambiente de 26 °C. Cada símbolo representa um indivíduo diferente

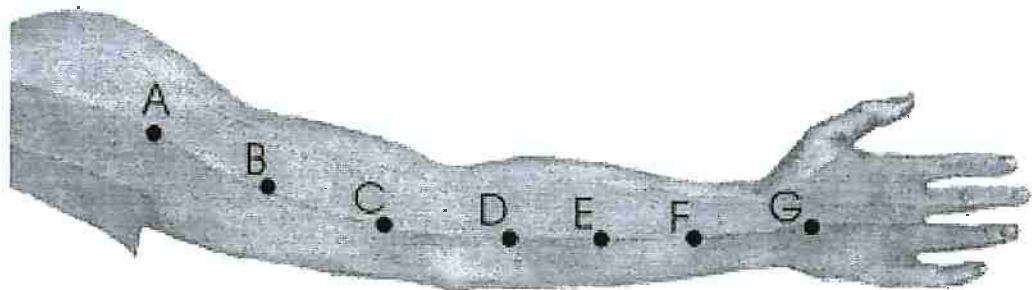


Fig. 3.2 – Distribuição dos pontos no braço

Na figura 3.3 estão apresentados os perfis de temperatura superficial no perímetro do antebraço em uma secção transversal proximal. Nessa mesma secção, o autor mediu a temperatura interna do antebraço seguindo um dos diâmetros do mesmo. Um conjunto de medições está apresentado na figura 3.4.

PENNES (1948) considerou, baseado em seus resultados experimentais, que os gradientes de temperatura são significantes apenas na direção radial. Vários modelos do sistema passivo, a serem apresentados posteriormente, consideram essa hipótese.

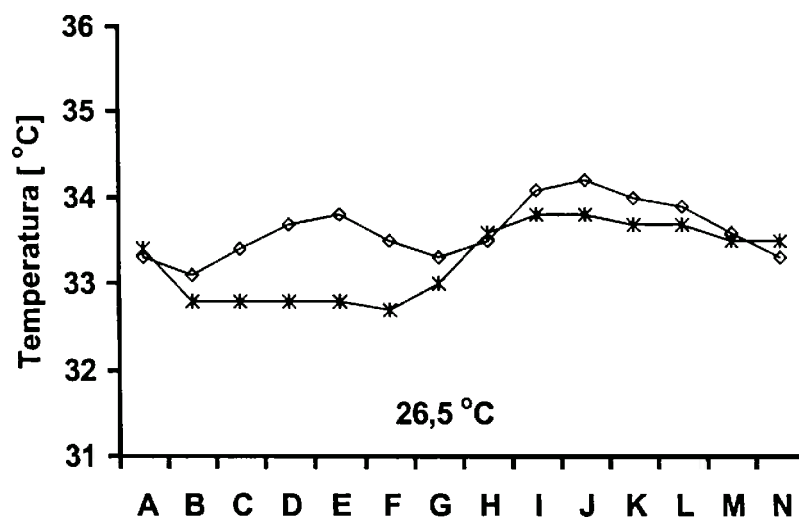


Fig. 3.3 – Temperatura na direção tangencial do braço. Secção proximal. Temperatura ambiente de 26,5 °C

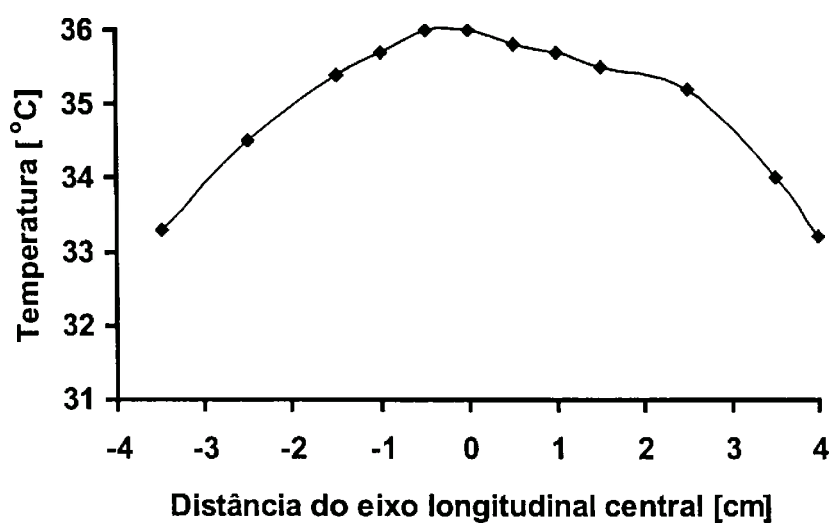


Fig. 3.4 – Temperatura na direção radial do braço. Secção proximal. Temperatura ambiente de 26,6 °C

PENNES (1948) sugeriu que o calor transferido entre sangue e tecido é dado por:

$$\hat{q}_{bl} = \hat{V}_{bl} \rho_{bl} c_{bl} (1 - \psi) (T_{ar} - T) \quad (3.1)$$

onde: \hat{q}_{bl} = calor transferido entre sangue e tecido [W / m³];

\hat{V}_{bl} = vazão de sangue nos capilares [m^3 de sangue / (m^3 de tecido.s)];

ρ_{bl} = massa específica do sangue [kg / m^3];

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

ψ = fator de equilíbrio [adimensional];

T_{ar} = temperatura do sangue arterial central [$^{\circ}C$];

T = temperatura do tecido [$^{\circ}C$].

PENNES (1948) considerou a temperatura do sangue arterial na equação 3.1 como sendo igual à interna do corpo. O parâmetro ψ , definido na equação 3.2, expressa a extensão do equilíbrio entre a temperatura do sangue arterial e do tecido.

$$\psi = \frac{T_{ve} - T}{T_{ar} - T} \quad (3.2)$$

onde: T_{ve} = temperatura do sangue venoso que deixa o tecido [$^{\circ}C$].

Quando $\psi = 0$, toda transferência de calor entre sangue e tecido ocorre nos capilares, e o sangue deixa o tecido em equilíbrio térmico com o mesmo, isto é, a temperatura do sangue venoso é igual à do tecido. Em contrapartida, quando $\psi = 1$, não há transferência de calor entre o sangue arterial e o tecido, isto é, a temperatura do sangue venoso é igual à do arterial. PENNES (1948) considerou que as características da circulação nos capilares favorecem o equilíbrio térmico entre estes e o tecido. Deste modo, o pesquisador considerou $\psi = 0$. O autor propôs, então, uma equação para o cálculo da temperatura no antebraço. Ele representou o antebraço por um cilindro de secção circular, apesar de reconhecer que a secção é elíptica, e considerou o cilindro composto por material homogêneo. A equação que descreve a transferência de calor no interior do cilindro, considerando-se o termo fonte dado pela 3.1 e $\psi = 0$, é:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{k}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial T}{\partial r} \right) + \hat{V}_{bl} \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar} - T) + \hat{q} \quad (3.3)$$

onde: ρ = condutividade térmica do tecido [kg / m^3];

c = calor específico do tecido [$J / (kg.^{\circ}C)$];

t = tempo [s];

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

r = raio [m];

\hat{q} = calor gerado pelo metabolismo [W / m³].

WISSLER (1998) apontou que houve um erro na análise realizada por PENNES (1948) em seus dados experimentais, e que foram utilizados valores incorretos de condutividade térmica e fluxo de sangue nos tecidos. WISSLER (1998) refez a análise, seguindo o procedimento supostamente correto e chegou aos mesmos resultados de PENNES (1948), o que lhe permitiu concluir que, fortuitamente, os erros cometidos por este último não afetaram os resultados e as conclusões. Afora os erros citados, várias críticas ao modelo surgiram na literatura. Elas concentram-se no fato da transferência de calor entre sangue e tecido ter sido modelada como fonte, assim, está implícito que a maior parte dela ocorre nos capilares. No entanto, o modelo analítico desenvolvido por CHEN (1985) indica que o equilíbrio térmico entre sangue e tecido ocorre nas arteríolas e vênulas, demonstrando que a transferência de calor nos capilares é pequena.

Segundo ARKIN et al. (1984), no modelo de CHEN (1985), os vasos sanguíneos são agrupados em duas categorias: os grandes e os pequenos vasos. Os primeiros devem ser tratados individualmente, já os segundos são tratados como parte de um contínuo, dado o seu grande número. A análise feita por CHEN (1985) baseia-se em um modelo simplificado. Considerando-se que as variações temporais da temperatura do sangue sejam bem inferiores àquelas que ocorrem ao longo de um comprimento característico, então a temperatura média do sangue na direção do escoamento é dada por:

$$\frac{\pi d^2}{4} \rho_{bl} c_{bl} v_{bl} \frac{d\bar{T}_{bl}}{dx} = U (\pi d) (T - \bar{T}_{bl}) \quad (3.4)$$

onde: d = diâmetro interno do vaso [m];

v_{bl} = velocidade média do sangue no vaso [m / s];

\bar{T}_{bl} = temperatura média do sangue [°C];

x = distância longitudinal na direção do vaso [m];

U = coeficiente de transferência de calor entre vaso e tecido [W / (m².°C)].

Definindo-se o comprimento de equilíbrio (L_{eq}), a equação 3.4 fica:

$$L_{eq} \frac{d\bar{T}_{bl}}{dx} = T - \bar{T}_{bl} \quad (3.5)$$

CHEN (1985) estimou o coeficiente de transferência de calor e a velocidade média do sangue a partir dos dados na tabela 3.1, calculando assim o comprimento de equilíbrio. Na última coluna dessa tabela está apresentada a relação entre o comprimento do vaso e seu comprimento de equilíbrio. Os grandes vasos possuem elevados comprimentos de equilíbrio, indicando que o sangue nesses vasos não está em equilíbrio térmico com o tecido adjacente. Em contrapartida, as arteríolas, os capilares e as vênulas apresentam comprimento de equilíbrio muito pequenos, indicando que a temperatura do sangue nesses vasos é praticamente igual àquela dos tecidos adjacentes. Esses resultados demonstram que a hipótese de PENNES (1948), o equilíbrio térmico entre sangue e tecido se dá no leito capilar, não está correta. Segundo ARKIN et al. (1994), alguns trabalhos posteriores ao de CHEN (1985) confirmaram os resultados deste último. Na figura 3.1 está ilustrado como a temperatura do sangue varia na circulação sistêmica.

Tabela 3.1 – Propriedades dos compartimentos vasculares

	Vaso	% volume vascular	10 ⁶ .raio (m)	L _{eq} (m)	L / L _{eq}
1	Aorta	3,30	5000	190	0,002
2	Grande artéria	6,59	1500	4	0,05
3	Ramo arterial	5,49	500	0,3	0,3
4	Ramo terminal	0,55	300	0,08	0,1
5	*	1,00	175	0,009	1
6	Arteriola	2,75	10	5 x 10 ⁻⁶	400
7	Capilar	6,59	4	2 x 10 ⁻⁷	6000
8	Vênula	12,09	15	2 x 10 ⁻⁶	800
9	Veia terminal	3,30	750	0,1	0,1
10	Ramo venoso	29,67	1200	0,3	0,3
11	Grande veia	24,18	3000	5	0,04
12	Vena cava	5,49	6250	190	0,002

*designa um grupo hipotético de vasos para o qual $L / L_{eq} = 1$

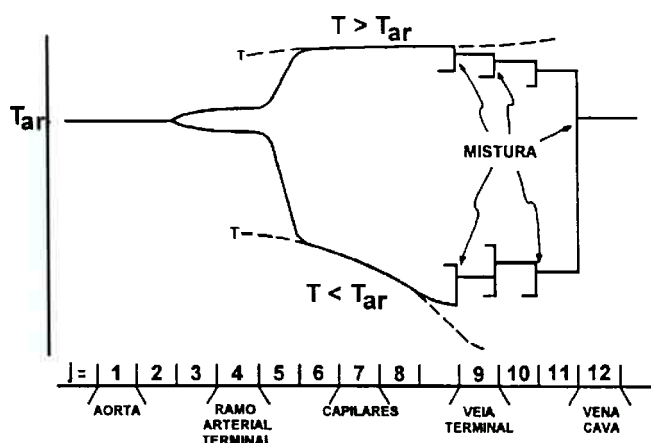


Fig. 3.5 – Variação da temperatura do sangue em seu percurso na circulação sistêmica. Fonte: CHEN (1985).

Baseados no resultados anteriores, CHEN (1985) propôs um modelo para a transferência de calor entre sangue e tecido nos pequenos vasos, isto é, naqueles cuja razão entre o comprimento do vaso e seu comprimento de equilíbrio é maior ou igual a um (gerações 5 a 8 da tabela 3.1). A equação que descreve a transferência de calor, resultante de uma detalhada análise, é dada por:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot k \nabla T + \nabla \cdot \kappa \nabla T + \hat{V}_{bl}^* \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar}^* - T) + \rho_{bl} c_{bl} \vec{v}_{bl} \cdot \nabla T + \hat{q} \quad (3.6)$$

onde: κ = “condutividade térmica turbulenta” [W / (m.°C)];

\hat{V}_{bl}^* = vazão de sangue nos vasos termicamente significantes [$m^3 / (m^3.s)$];

\vec{v}_{bl} = vetor velocidade do sangue [m^3 / s];

T_{ar}^* = temperatura do sangue arterial no vaso termicamente significativo [°C].

Alguns termos da equação 3.6 merecem atenção especial. O segundo termo do segundo membro representa a “condução turbulenta”, seguindo a nomenclatura usada por CHEN (1985). O terceiro termo do segundo membro é semelhante àquele proposto por PENNES (1948), a única diferença é que a temperatura arterial não é a central e sim aquela da primeira geração de vasos arteriais considerada no modelo. O quarto termo refere-se ao calor transferido por convecção pelo sangue. CHEN (1985) afirmou que na ausência de informações que permitam calcular os parâmetros na equação 3.6, esta pode ser simplificada, obtendo-se a equação 3.1.

3.2 Modelos do sistema passivo

Existem vários modelos do sistema passivo. A maioria dos trabalhos onde eles são apresentados não contém todas as equações que os compõem. Vários detalhes importantes foram omitidos. Desse modo, apenas uma visão geral dos modelos é transmitida. Dentro dessa limitação, será feito neste item um resumo dos modelos cujas características e objetivos são semelhantes aos do presente trabalho.

Os modelos de FANGER (1967), GAGGE et al. (1971), WYNDHAM; ATKINS apud HWANG; KONZ (1977) e FERREIRA (1997) são compostos por um único cilindro representando o corpo humano. Todos eles incorporam características básicas, como transferência de calor entre sangue e tecido, condução nos tecidos, respiração, convecção, radiação e evaporação. Através de modelos simplificados como estes, é possível avaliar condições globais de conforto térmico, realizar estudos sobre a fisiologia do corpo humano, bem como avaliar o efeito da variação de propriedades térmicas e parâmetros fisiológicos sobre os resultados do modelo. Os resultados de FERREIRA (1997) demonstram que tecidos com baixo fluxo sanguíneo e baixa condutividade térmica, como a gordura, apresentam gradientes de temperatura mais acentuados. Em contrapartida, tecidos com alto fluxo de sangue apresentam distribuição de temperatura mais homogênea. Foi demonstrado, também, que o fluxo de sangue para os vários tecidos, principalmente a pele, influi decisivamente nos resultados do modelo.

Os modelos de WISSLER (1961), GORDON et al. (1976), STOLWIJK apud HWANG; KONZ (1977), STOLWIJK; HARDY apud MOUNTCASTLE (1980), TIKUISIS (1988), TIKUISIS et al. (1989), WERNER (1993) e KANG et al. (2001) são compostos por vários cilindros e esferas representando o corpo humano. Todos incorporam as características básicas mencionadas anteriormente e consideram apenas condução de calor na direção radial.

Os modelos de WISSLER (1985), WERNER; BUSE (1988), TAKEMORI et al. (1995) e FIALA et al. (1999) serão analisados com maiores detalhes, pois são bem mais completos que os anteriores. WISSLER (1985) estabelece que um modelo do sistema térmico deve incorporar as seguintes características:

1. temperatura como função da posição e do tempo;
2. adequada representação da geometria do corpo humano;
3. propriedades térmicas variando com a posição no corpo humano;
4. geração de calor pelo metabolismo variando com a posição e com o tempo, dependendo do grau de atividade física e dos calafrios;
5. transferência de calor no corpo humano por condução e através do fluxo de sangue;
6. transferência de calor contra-corrente entre artérias e veias adjacentes;
7. transferência de calor e massa no trato respiratório;
8. transferência de calor entre a superfície da pele e o ambiente, através de convecção, radiação e evaporação.

O modelo de WISSLER (1985) é composto por 16 cilindros, representando a cabeça, o pescoço, o tórax, o abdômen, os braços, os antebraços, as mãos, as coxas, as pernas e os pés. Cada elemento é composto por camadas de tecidos e contém um sistema vascular formado por três partes: as artérias, as veias e os capilares. Parte do sangue arterial que entra em um elemento vai para os capilares, transformando-se em venoso e misturando-se com o sangue venoso proveniente de elementos mais distais. A outra parte do sangue arterial fluirá para alimentar esses mesmos elementos. No interior do tórax, o sangue venoso proveniente de todos os elementos mistura-se, passa pelo coração, e através da artéria pulmonar chega ao pulmão, onde transfere calor e massa, retornando posteriormente ao coração onde é distribuído novamente a todos os elementos. As características descritas do modelo estão apresentadas na figura 3.6.

O referido pesquisador levou em conta apenas condução de calor na direção radial, sendo que a transferência de calor dentro de um elemento é dada pela equação:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(k r \frac{\partial T}{\partial r} \right) + \hat{V}_{bl} \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar,i} - T) + \hat{H}_{ar,i} (T_{ar,i} - T) + \hat{H}_{ve,i} (T_{ve,i} - T) + \hat{q} \quad (3.7)$$

onde: $T_{ar,i}$ = temperatura do sangue arterial no elemento i do modelo [°C];

$\hat{H}_{ar,i}$ = coeficiente de transferência de calor entre artérias e tecido [W / (m³.°C)];

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

$\hat{H}_{ve,i}$ = coeficiente de transferência de calor entre veias e tecido [W / (m³.°C)].

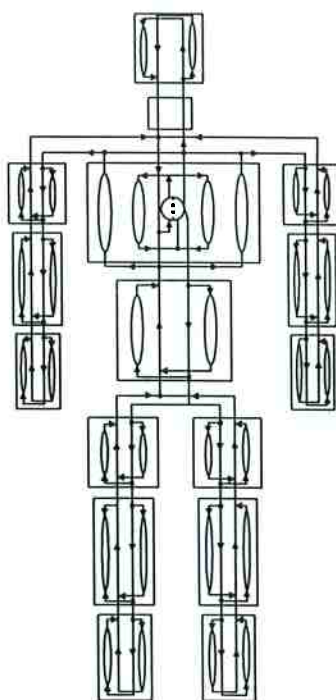


Fig. 3.6 – Representação esquemática do modelo de WISSLER (1985)

O pesquisador considerou um modelo igual ao proposto por PENNES (1948) para descrever a transferência de calor entre sangue e tecido na região dos capilares. Além disso, incorporou duas parcelas, terceiro e quarto termos do segundo membro da equação 3.7, que levam em conta a transferência de calor entre os grandes vasos e os tecidos. No entanto, deve-se notar que os grandes vasos são estruturas singulares, e não podem ser tratadas como se formassem um contínuo. Um modelo semelhante a este foi utilizado por SHITZER et al. (1997). Para obter a temperatura do sangue arterial e do venoso são necessários mais dois balanços de energia. WISSLER (1985) admitiu que o sangue arterial e venoso formam, cada um deles, um reservatório no interior de cada elemento, sendo estes os volumes de controle utilizados nos balanços. Assim, as equações que descrevem a variação da temperatura do sangue arterial e venoso são, respectivamente:

$$m_{ar,i} c_{bl} \frac{dT_{ar,i}}{dt} = \dot{V}_{ar,i} \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar} - T_{ar,i}) + H_{av,i} (T_{ve,i} - T_{ar,i}) + 2\pi L_i \int_0^{r_i} \hat{H}_{ar,i} (T - T_{ar,i}) r dr \quad (3.8)$$

$$m_{ve,i} c_{bl} \frac{dT_{ve,i}}{dt} = \dot{V}_{ve,i} \rho_{bl} c_{bl} (T_{ve} - T_{ve,i}) + H_{av,i} (T_{ar,i} - T_{ve,i}) + 2 \pi L_i \int_0^{r_i} (\hat{H}_{ve,i} + \hat{V}_{bl} \rho_{bl} c_{bl}) (T - T_{ve,i}) r dr \quad (3.9)$$

onde: $m_{ar,i}$ = massa de sangue no reservatório arterial do elemento i [kg];
 $\dot{V}_{ar,i}$ = vazão total de sangue arterial que entra no elemento i [m³ / s];
 T_{ar} = temperatura do sangue arterial que entra no elemento i [°C];
 $H_{av,i}$ = coeficiente de transferência de calor entre grandes artérias e veias [W /°C];
 L_i = comprimento do elemento i [m];
 r_i = raio externo do elemento i [m];
 $m_{ve,i}$ = massa de sangue no reservatório venoso do elemento i [kg];
 T_{ve} = temperatura do sangue venoso que entra no elemento i [°C];
 $\dot{V}_{ve,i}$ = vazão total de sangue venoso que entra no elemento i [m³ / s].

Na região abdominal, a equação da temperatura do sangue venoso é diferente, pois duas veias provenientes das pernas estão presentes. No tórax, há que se modificar as equações para a temperatura do pulmão, do sangue arterial e do sangue venoso. Esta última, por exemplo, deve considerar as correntes de sangue provenientes dos vários elementos do modelo, sendo dada por:

$$m_{ve} c_{bl} \frac{dT_{ve}}{dt} = \sum_i \dot{V}_{ve,i} \rho_{bl} c_{bl} (T_{ve,i} - T_{ve}) + H_{av} (T_{ar} - T_{ve}) + 2 \pi L_i \int_0^{r_i} \hat{H}_{ve} (T - T_{ve}) r dr - \hat{q}_{res} \quad (3.10)$$

onde: m_{ve} = massa de sangue venoso no tórax [kg];
 T_{ve} = temperatura do sangue venoso no tórax [°C];
 $\dot{V}_{ve,i}$ = vazão total de sangue venoso proveniente do elemento i [m³ / s];
 $T_{ve,i}$ = temperatura do sangue venoso proveniente do elemento i [°C];
 H_{av} = coeficiente de transferência de calor entre artérias e veias do tórax [W /°C];
 T_{ar} = temperatura do sangue arterial no tórax [°C];
 \hat{H}_{ve} = coeficiente de transferência de calor entre veias e tecido [W / (m³.°C)];
 \hat{q}_{res} = parcela de calor transferido na respiração [W / m³].

O pesquisador dividiu a perda de calor na respiração em três partes, distribuindo-as do seguinte modo: 25 % no reservatório de sangue arterial da cabeça, 25 % no reservatório de sangue venoso da cabeça e 50 % no reservatório de sangue venoso do tórax. Quanto às condições de contorno utilizadas, foram: convecção, radiação e evaporação. No centro dos cilindros considerou-se a condição de simetria, fluxo de calor igual a zero. No limite entre camadas de tecidos diferentes considerou-se a continuidade da temperatura e do fluxo de calor. Maiores detalhes, como valores de coeficientes de transferência de calor utilizados, não foram fornecidos. O calor gerado pelo metabolismo foi calculado partindo-se das reações químicas destinadas a fornecer energia ao corpo humano. Esse método foi utilizado apenas por esse pesquisador. O calor perdido na respiração foi obtido utilizando-se um procedimento similar àquele empregado por FANGER (1967), descrito no Capítulo 4. WISSLER (1985) fez uma série de testes com seu modelo, os resultados foram comparados com dados experimentais disponíveis. Algumas das simulações feitas foram:

1. exercício físico com intensidade progressiva e temperatura do ar em 10, 20 e 30 °C. SALTIN et al. (1970) mediram, nessas condições, a temperatura retal, a temperatura média da pele, o metabolismo e a taxa de evaporação do suor. Os resultados desta simulação estão apresentados na figura 3.7;
2. imersão em água à 18,5 °C por duas horas, com a cabeça fora. O autor dispunha da temperatura retal e da pele medidos experimentalmente.

O pesquisador concluiu que os resultados de seu modelo foram bons. Segundo sua análise, a temperatura interna diferiu de no máximo 0,5 °C do valor determinado experimentalmente. A temperatura média da pele apresentou variações significativas em relação às medições. WISSLER (1985) justifica que esta temperatura não é regulada como a do hipotálamo. Além disso, variações na primeira não proporcionam respostas do sistema de controle tão vigorosas como em relação à segunda.

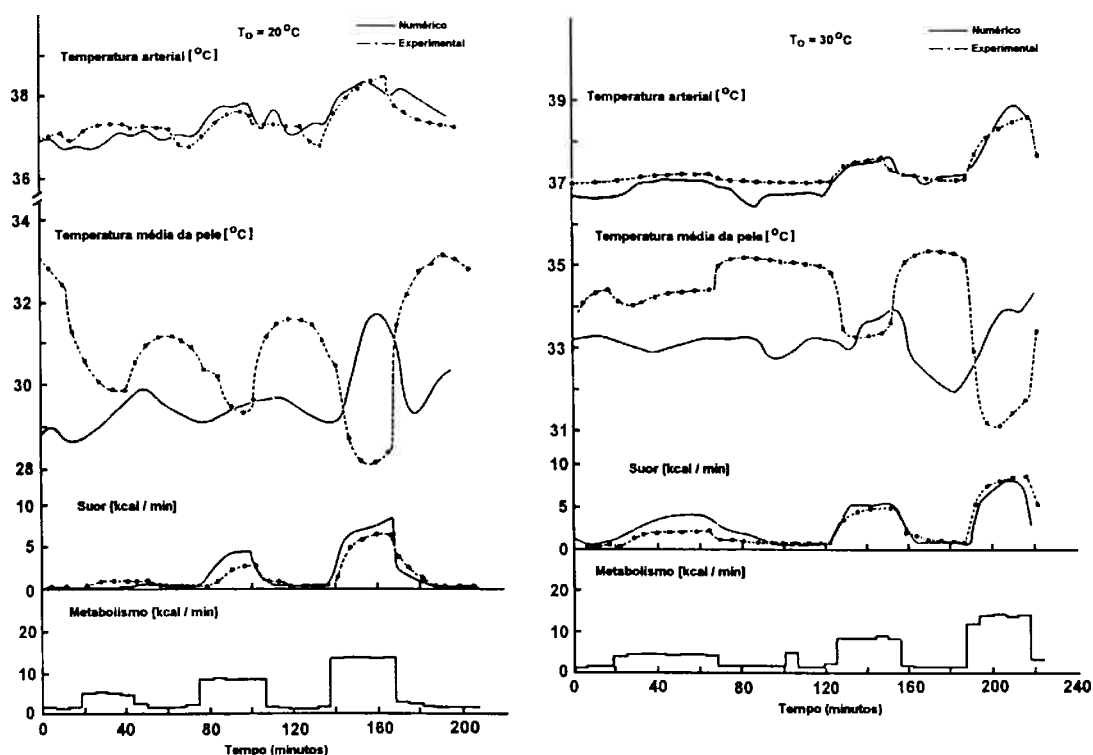


Fig. 3.7 – Comparação entre os resultados do modelo de WISSLER (1985) e os dados experimentais de SALTIN et al. (1970)

O próximo modelo a ser apresentado é o de WERNER; BUSE (1988). A característica principal deste modelo é utilizar a geometria real do corpo humano. Esta foi projetada em uma malha tridimensional, com espaçamento de 0,55 cm na cabeça e nas extremidades, e de 1,1 cm no tronco. Desse modo, foi possível representar os principais órgãos e os vasos com diâmetro superior a esses valores. Como discutido pelos pesquisadores, uma resolução maior seria necessária em várias regiões, como nos pés e mãos, para que o sistema circulatório fosse mais precisamente modelado. Uma malha mais refinada não foi utilizada, segundo eles, devido à limitada capacidade dos computadores existentes na época. As características desse modelo exigem a representação de vários tecidos e órgãos, por essa razão, um extenso levantamento de propriedades, como condutividade térmica, calor específico, massa específica e parâmetros fisiológicos, como fluxo de sangue e metabolismo pode ser encontrado no trabalho. Assim sendo, esse trabalho serve de fonte de consulta para essas propriedades. WERNER; BUSE (1988) consideraram condução de calor em três dimensões e utilizaram o modelo de PENNES (1948) para o cálculo do calor transferido entre sangue e tecido. O calor gerado pelo metabolismo pode ser determinado considerando-se o

efeito Q_{10} , isto é, a cada 10 °C de variação positiva da temperatura do tecido, seu metabolismo duplica:

$$\hat{q} = \left(2^{\frac{T-37}{10}} \right) \hat{q}_0 \quad (3.11)$$

onde: \hat{q}_0 = calor gerado à temperatura de referência de 37 °C [W / m³].

Quanto a temperatura do sangue, os pesquisadores consideram-na constante ao longo dos vasos, sendo calculada por uma equação diferencial ordinária, resultante da aplicação de um balanço de energia no sangue. No modelo foi considerada a transferência de calor na superfície da pele por radiação, convecção e evaporação. A parcela radiativa foi obtida através da equação:

$$R = \epsilon \sigma \frac{A_r}{A_D} (T_s^4 - T_r^4) \quad (3.12)$$

onde: R = calor transferido por radiação [W / m²];

ϵ = emissividade da pele ($\approx 0,95$) [adimensional];

σ = constante de Stefan-Boltzmann [W / (m².K⁴)];

A_r = área efetiva radiante [m²];

A_D = área de DU BOIS [m²];

T_s = temperatura da superfície da pele [K];

T_r = temperatura radiante [K].

O calor transferido por convecção foi calculado segundo a equação:

$$C = h_c (T_s - T_a) \quad (3.13)$$

onde: C = calor transferido por convecção [W / m²];

h_c = coeficiente de transferência de calor por convecção [W / (m².°C)];

T_a = temperatura do ar [°C].

WERNER; BUSE (1988) utilizaram um coeficiente médio de transferência de

calor por convecção, válido para o corpo todo, baseado nos resultados de COLIN; HOUDAS (1967), sendo dado por:

$$h_c = 2,7 + 7,4 v_a^{0,67} \quad (3.14)$$

onde: v_a = velocidade do ar [m / s].

O máximo calor perdido por evaporação na superfície da pele foi calculado por:

$$E = h_e (P_{ws} - \phi_a P_{wa}) \quad (3.15)$$

onde: E = calor transferido por evaporação [W / m²];

P_{ws} = pressão de saturação do vapor d'água à temperatura da pele [Pa];

ϕ_a = umidade relativa do ar [adimensional];

P_{wa} = pressão de saturação do vapor d'água no ar [Pa].

WERNER; BUSE (1988) obtiveram os perfis de temperatura, em regime permanente, para um ser humano nu, em pé e em repouso, com as seguintes condições ambiente: temperatura do ar de 30 °C, umidade relativa de 50 %, velocidade do ar inferior a 0,2 m / s e pressão atmosférica de 1 atm, condições sob as quais o sistema de controle da temperatura corporal está inativo. Os pesquisadores pretendiam dar continuidade ao modelo incluindo tal sistema, mas parece que isso não foi feito. A solução das equações diferenciais do modelo foi obtida através do método das diferenças finitas, usando-se a técnica de alternância de direções implícita com modificações. As justificativas dos autores para a escolha deste método foram: as equações de diferenças finitas nesse caso são estáveis e os sistemas lineares são tridiagonais podendo ser rapidamente resolvidos. Os resultados do modelo estão apresentados nas figuras 3.8 a 3.11.

Segundo a análise de WERNER; BUSE (1988), a temperatura interna média do tronco foi de 36,6 °C, com variação de mais ou menos 0,5 °C, a da cabeça foi de 36,2 °C e a variação de mais ou menos 0,6 °C. A temperatura obtida do esôfago foi de 37 °C, já a temperatura retal foi de 36,6 °C. O coração, por apresentar um elevado metabolismo, foi o órgão que apresentou a maior temperatura, 37,4 °C.

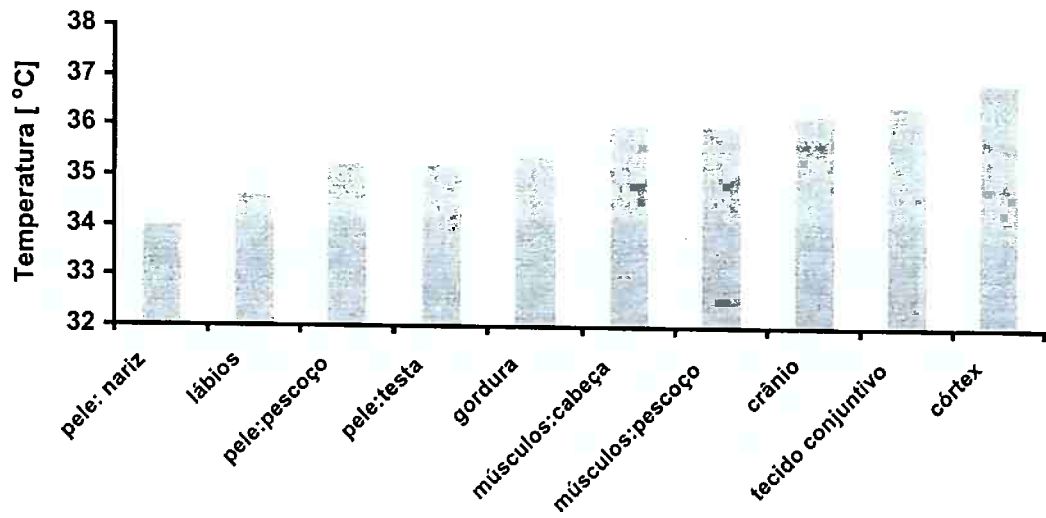


Fig. 3.8 – Resultados do modelo de WERNER;BUSE (1988): cabeça

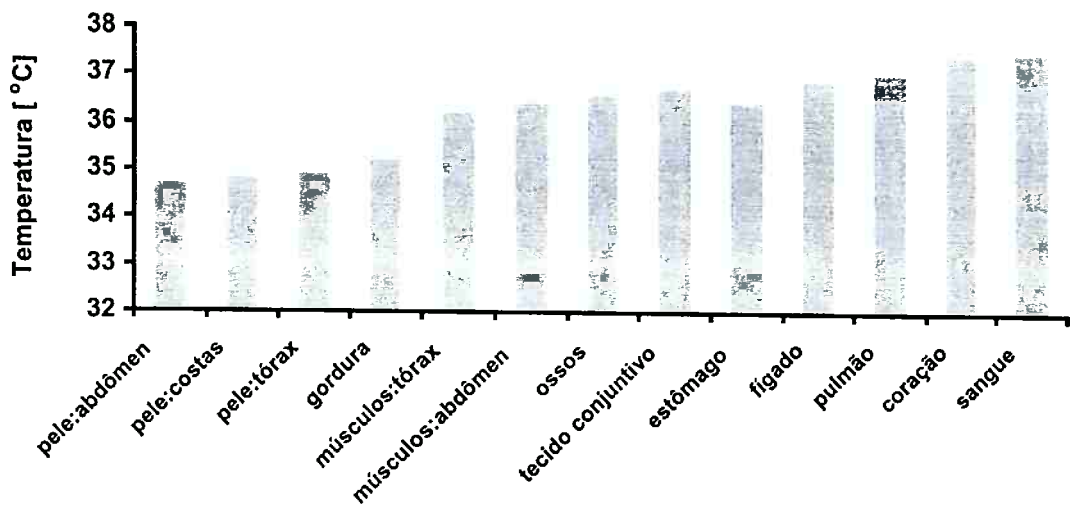


Fig. 3.9 – Resultados do modelo de WERNER;BUSE (1988): tronco

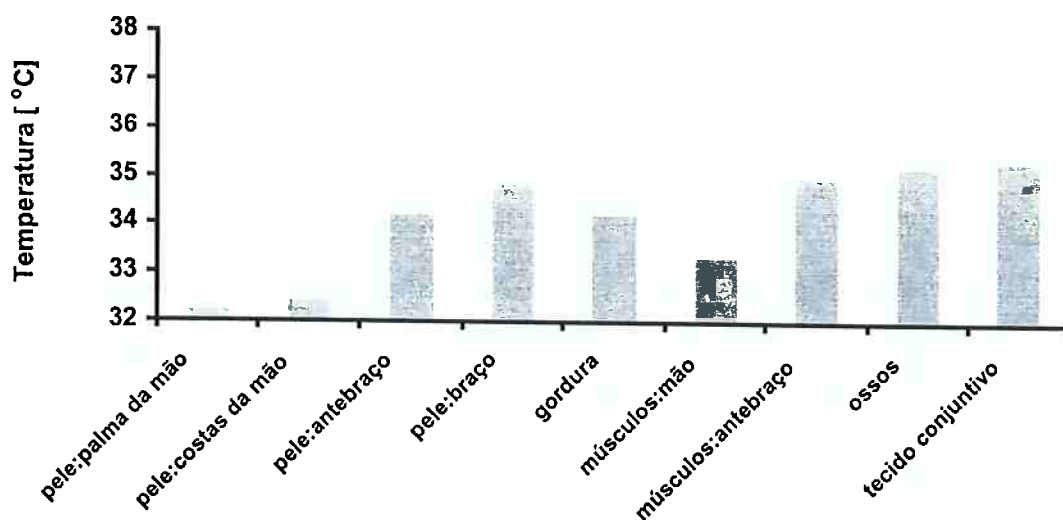


Fig. 3.10 – Resultados do modelo de WERNER;BUSE (1988): membros superiores

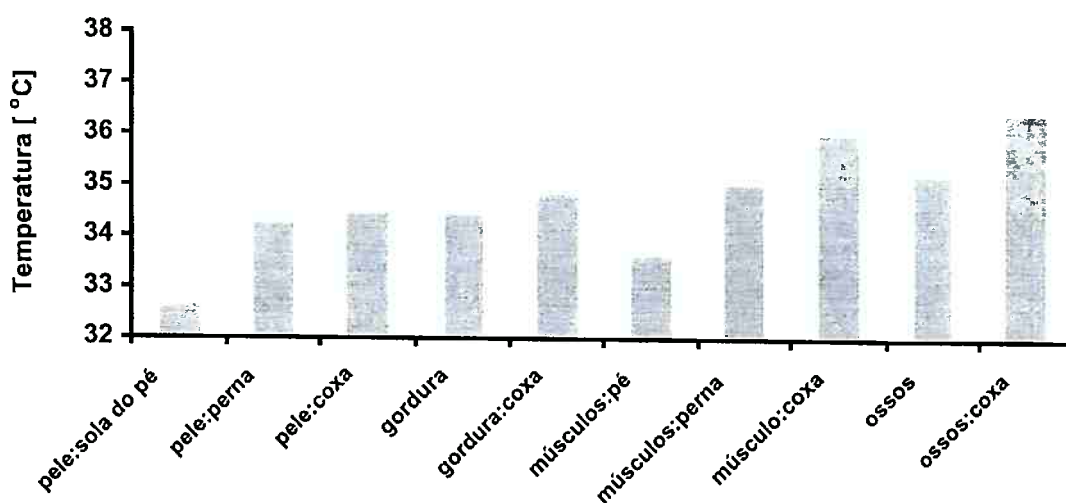


Fig. 3.11 – Resultados do modelo de WERNER;BUSE (1988): membros inferiores

Outro modelo que será discutido em detalhes é o de TAKEMORI et al. (1995). Os pesquisadores aproximaram a geometria do corpo humano por 15 elementos cilíndricos, representando a cabeça, o pescoço, o tronco, os braços, os antebraços, as mãos, as coxas, as pernas e os pés. Os cilindros são compostos por camadas, sendo que elas se modificam ao longo de um mesmo cilindro, isso constitui-se em um dos diferenciais deste modelo. Na figura 3.12 está apresentado o modelo geométrico.

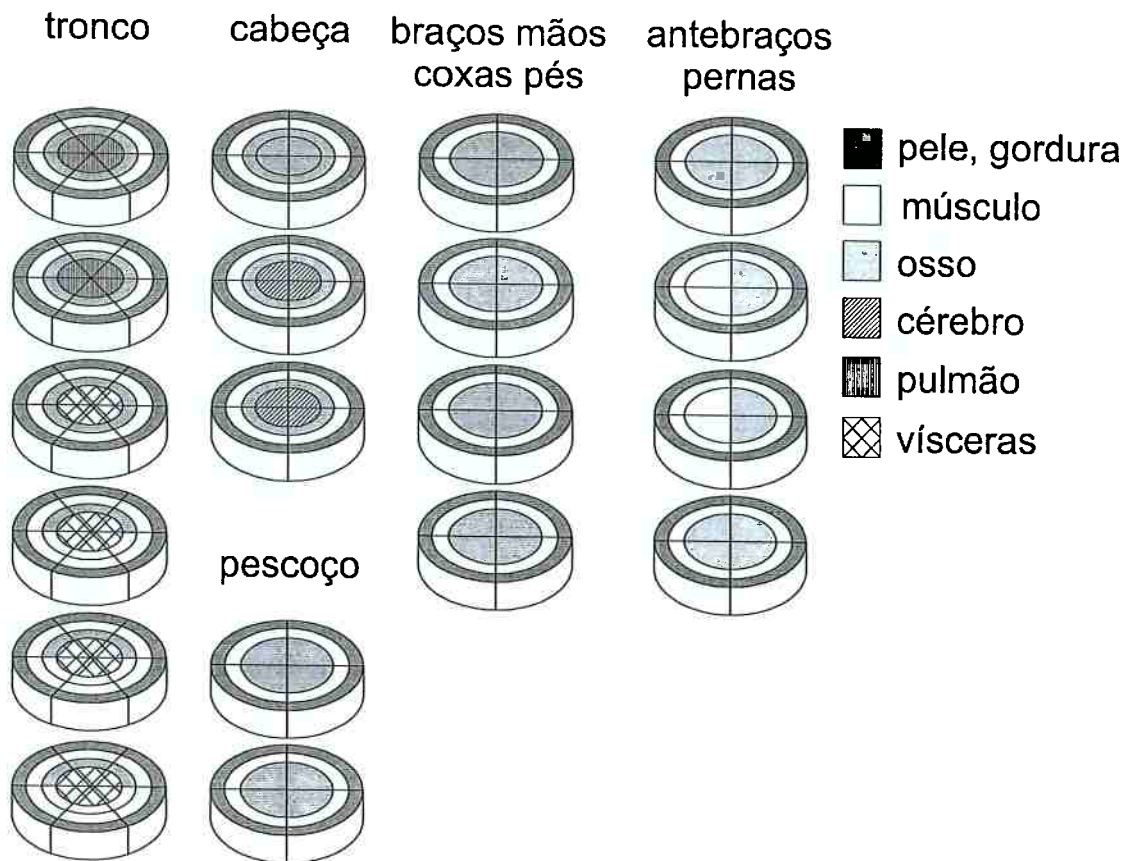


Fig. 3.12 – Modelo geométrico de TAKEMORI et al. (1995)

Os cilindros foram divididos em duas a seis secções axiais, três ou quatro radiais e quatro ou seis angulares, como indicado na figura 3.12. Os elementos resultantes dessa divisão possuem seis ou oito nós, dependendo de sua localização no interior do cilindro. Eles foram empregados no método dos elementos finitos utilizado pelos pesquisadores. Os dados referentes ao volume dos cilindros, tecidos e órgãos foram retirados do trabalho de GORDON et al. (1976). As vísceras, tecido do tronco, representam uma mistura homogênea de vários órgãos, entre eles o estômago, o intestino, etc.

O sistema circulatório foi dividido em duas partes: a macro-circulação, formada pelo coração e pelas artérias, e a micro-circulação, constituída pelos vasos sanguíneos da pele. O fluxo de sangue na macro-circulação é praticamente constante, pois a função desta é nutrir e suprir de oxigênio os tecidos. A micro-circulação comporta-se como atuador do sistema de controle da temperatura corporal, portanto, seu fluxo sanguíneo varia acentuadamente. Na figura 3.13 é apresentado o esquema do sistema circulatório. Apenas um segmento axial foi representado, sendo a figura válida para um elemento que

não seja o tronco ou a cabeça. Os vasos não apresentam dimensão e estão localizados na linha de fronteira entre os nós de tecidos.

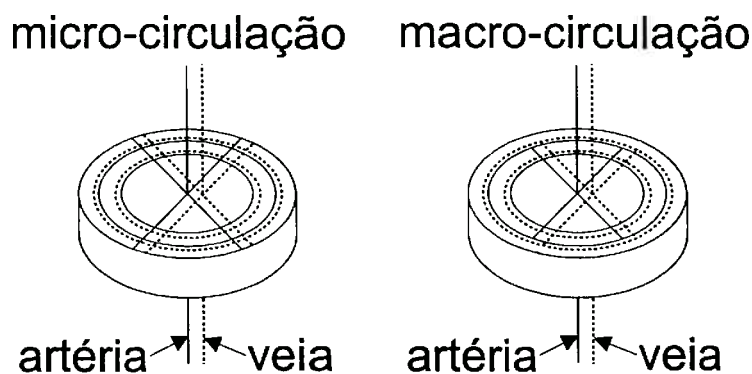


Fig. 3.13 – Esquema da circulação no modelo de TAKEMORI et al. (1995)

Considerando-se que a temperatura do sangue só varie na direção axial e que as propriedades térmicas deste sejam constantes, TAKEMORI et al. (1995) obtiveram:

$$\rho_{bl} c_{bl} \frac{\partial T_{bl}}{\partial t} = k_{bl} \frac{d^2 T_{bl}}{dz^2} - \rho_{bl} c_{bl} v_{bl} \frac{dT_{bl}}{dz} \quad (3.16)$$

onde: T_{bl} = temperatura do sangue no vaso [°C];

k_{bl} = condutividade térmica do sangue [W / (m.°C)];

z = coordenada longitudinal de um vaso [m].

O calor transferido entre os vasos sanguíneos e o tecido foi calculado multiplicando-se a diferença de temperatura entre ambos pelo coeficiente de transferência de calor para escoamentos em dutos. O resultado foi imposto como igual ao fluxo de calor calculado tendo como base o gradiente de temperatura dos tecidos (equação da condução de calor). A transferência de calor entre o trato respiratório e os tecidos adjacentes foi calculada de maneira análoga à anterior, isto é, utilizou-se a equação 3.16, substituindo-se o fluido, o sangue pelo ar.

Os resultados obtidos com o modelo foram comparados com dados experimentais e resultantes de um outro modelo. Na tabela 3.2 está apresentada a análise, em regime permanente, para três valores de temperatura do ar.

Tabela 3.2 – Alguns resultados do modelo de TAKEMORI et al. (1995)

Temperatura do ar	22 °C		28 °C		34 °C	
<i>temperatura</i>	<i>Núcleo</i>	<i>Pele</i>	<i>Núcleo</i>	<i>Pele</i>	<i>Núcleo</i>	<i>Pele</i>
Experimento	-----	-----	36,90	33,84	37,10	35,21
Outro modelo	36,69	30,00	36,91	32,72	37,06	32,75
Presente Modelo	36,64	30,35	36,74	33,45	36,96	34,97

Os autores concluíram que os resultados de seu modelo estão de acordo com os dados experimentais, tanto em regime permanente quanto transitório.

O modelo de FIALA et al. (1999) é composto por 15 esferas e cilindros, representando a cabeça, a face, o pescoço, os ombros, os braços, as mãos, o tórax, o abdômen, as pernas e os pés. O modelo geométrico está apresentado na figura 3.14.

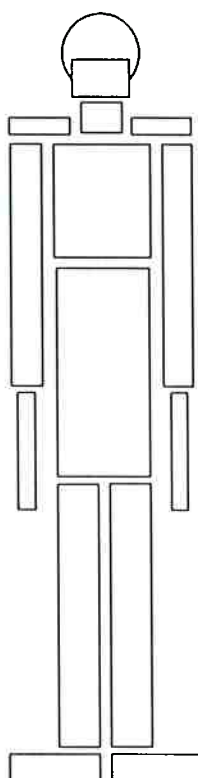


Fig. 3.14 – Modelo geométrico de FIALA et al. (1999). (em escala)

As características globais do modelo são: massa de 73,5 kg, porcentagem de gordura de 14 %, área superficial da pele de 1,86 m², metabolismo basal de 87,1 W e débito cardíaco de 4,9 L / min.

Cada elemento é composto por um conjunto de camadas anulares concêntricas, representando os vários tecidos: cérebro, pulmão, osso, músculo, víscera, gordura e pele. Sendo que, esta última foi dividida em duas partes, uma representando a derme, com um milímetro de espessura, e a outra a epiderme, com espessura similar, sem geração de calor ou fluxo sanguíneo. Na figura 3.11 está apresentada uma secção da perna. Os elementos, com exceção dos ombros e da face, foram divididos em três setores angulares, de modo a similar condições assimétricas de transferência de calor entre o corpo humano e o ambiente.

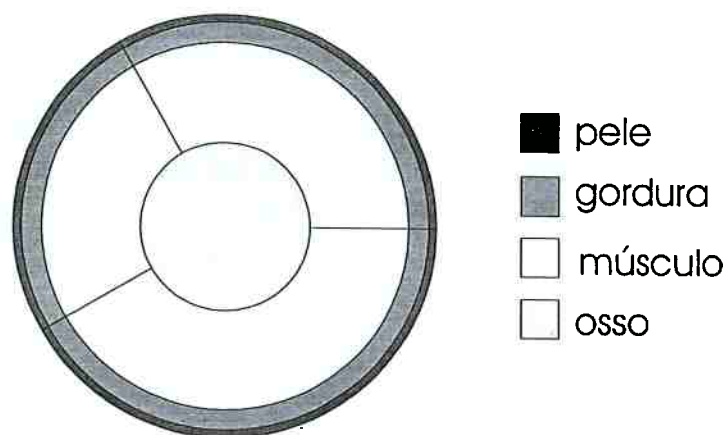


Fig. 3.15 – Divisão em camadas no modelo de FIALA et al. (1999). (em escala)

Os pesquisadores consideraram condução de calor apenas na direção radial, apesar de terem dividido cada elemento em seções angulares. Além disso, utilizaram o modelo de PENNES (1948), equação 3.3, para o cálculo da temperatura do tecido. Em cada setor de um cilindro, esta equação foi aplicada, resultando em três equações unidimensionais acopladas, pois a camada de osso não foi dividida em setores. O sistema circulatório foi dividido em três componentes: o reservatório de sangue central, os pares de vasos com transferência de calor contra-corrente e os vasos que alimentam cada nó. A transferência de calor entre estes últimos e o tecido segue o modelo de PENNES (1948), já aquela que ocorre entre um par artéria-veia foi modelado segundo a equação:

$$\dot{q}_{av} = \rho_{bl} c_{bl} \int \hat{V}_{bl} dV (T_{ar} - T_{ar,i}) = \rho_{bl} c_{bl} \int \hat{V}_{bl} dV (T_{ve} - T_{ve,i}) \quad (3.17)$$

onde: \dot{q}_{av} = calor transferido entre artéria e veia [W];

T_{ar} = temperatura do sangue arterial no reservatório central [°C];

$T_{ar,i}$ = temperatura do sangue arterial no elemento i [°C];

T_{ve} = temperatura do sangue venoso antes da transferência de calor [°C];

$T_{ve,i}$ = temperatura do sangue venoso depois da transferência de calor [°C].

As integrais que aparecem na equação 3.17 representam o consumo de sangue em um elemento. O calor transferido entre artérias e veias foi expresso por:

$$\dot{q}_{av} = H_{av,i} (T_{ar,i} - T_{ve,i}) \quad (3.18)$$

Substituindo-se a equação 3.18 na equação 3.17, FIALA et al. (1999) obtiveram a temperatura do sangue arterial em um elemento:

$$T_{ar,i} = \frac{\rho_{bl} c_{bl} \int \hat{V}_{bl} dV T_{ar} + H_{av,i} T_{ve}}{\rho_{bl} c_{bl} \int \hat{V}_{bl} dV + H_{av,i}} \quad (3.19)$$

Considerando-se que o sangue venoso deixa o tecido em equilíbrio térmico com o mesmo, os referidos pesquisadores concluíram que a temperatura do sangue venoso é dada pela média:

$$T_{ve} = \frac{\int \hat{V}_{bl} T dV}{\int \hat{V}_{bl} dV} \quad (3.20)$$

O coeficiente de transferência de calor entre sangue e tecido vale zero no tórax e no abdômen. Nos ombros e extremidades, o coeficiente foi estimado por tentativa e erro, de modo que as temperaturas locais da pele, obtidas com o modelo, concordassem com os resultados experimentais.

FIALA et al. (1999) utilizaram correlações empíricas para o cálculo do coeficiente de transferência de calor por convecção em cada elemento. O calor transferido por radiação foi calculado utilizando-se um coeficiente de transferência de calor por radiação para cada elemento. Segundo os pesquisadores, o modelo permite simular condições assimétricas de transferência de calor por radiação. O calor transferido por evaporação foi obtido utilizando-se a analogia entre transferência de calor e massa. Os

pesquisadores incluíram uma camada externa de roupa, seguindo o modelo apresentado em ASHRAE (1993), que considera as roupas como resistências adicionais à convecção, radiação e evaporação. Este procedimento está descrito em detalhes no Capítulo 4. O calor transferido na respiração foi calculado utilizando-se o modelo empregado por FANGER (1967), e foi distribuído do seguinte modo: 45 % nos músculos da face, 25 % nos músculos do pescoço e 30 % no pulmão. Essa divisão corresponde a uma estimativa feita pelos autores com base no trabalho de SCHERER; HANNA (1985).

As equações diferenciais parciais do modelo foram resolvidas utilizando-se diferenças finitas e o método de Crank-Nicolson. Os resultados do modelo para a condição de neutralidade térmica, temperatura ambiente de 30 °C, velocidade do ar de 0,05 m / s e umidade relativa de 40 %, foram: temperatura média da pele 34,4 °C, temperatura hipotalâmica 37 °C e temperatura retal de 36,88 °C.

3.3 Modelos do sistema de controle da temperatura corporal

Os modelos do sistema de controle encontrados na literatura baseiam-se em algumas características descritas no capítulo dois. Eles incluem, normalmente, sinais de temperatura interna e superficial como referências. Em pesquisas experimentais, a temperatura interna de referência pode ser a retal, esofágica ou timpânica. As temperaturas de referência são tomadas na superfície da pele, pois, assim, podem ser medidas. As temperaturas superficiais são, freqüentemente, combinadas em uma temperatura média, fornecendo, deste modo, um sinal de referência. Alguns pesquisadores como WYNDHAM (1965) e MCCOOK et al. (1965), concentram-se em demonstrar que a alteração nessas variáveis provoca modificações na sudorese e no fluxo de sangue para a pele. Em praticamente todos os modelos pesquisados, os sinais de temperatura interna e periférica são comparados com valores de referência obtidos na condição de neutralidade térmica. O erro é usado para se determinar as respostas do sistema de controle à perturbação térmica que originou o desequilíbrio.

O aparato experimental empregado por STOLWIJK; HARDY (1966), SALTIN et al. (1970), NADEL et al. (1971), HAYWARD et al. (1977), LIBERT et al. (1979), HEISING; WERNER (1987) e SAVAGE; BRENGELMANN (1996) consistiu,

basicamente, em duas câmaras com temperatura, umidade e velocidade do ar controladas. A metodologia utilizada foi:

1. submeter os indivíduos em repouso, em uma das câmaras, a um ambiente que propicie neutralidade térmica;
2. submeter, em seguida, os mesmos indivíduos a um ambiente, na outra câmara, com temperatura diferente da anterior ou, então, submetê-los a um novo nível de atividade física;
3. submeter os mesmos indivíduos a ciclos, alternando os procedimentos um e dois, de acordo com a necessidade;
4. monitorar a temperatura interna e da pele, o metabolismo e a massa dos indivíduos durante o experimento.

Os dados experimentais obtidos passaram por uma análise estatística, de modo a se determinar qual modelo melhor se adequa a esses resultados. Alguns resultados dessas análises serão apresentados. SAVAGE; BRENGELMANN (1996) propuseram a equação 3.21 para se determinar o fluxo de sangue na pele do antebraço. O modelo é válido na neutralidade térmica, com temperatura média da pele entre 33 a 35 °C.

$$\hat{V}_{bl,s} = K_1 T_{es} + K_2 \bar{T}_s + K_0 \quad (3.21)$$

onde: $\hat{V}_{bl,s}$ = vazão de sangue na pele do antebraço [ml / (100 ml.min)];

K_1 = constante [4 ml / (100 ml.min)];

T_{es} = temperatura esofágica [°C];

K_2 = constante [0,5 ml / (100 ml.min)];

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

K_0 = constante [ml / (100 ml.min)].

A equação 3.21 pode ser rescrita explicitando-se a utilização de valores de referência:

$$\Delta \hat{V}_{bl,s} = K_1 (T_{es} - T_{es,0}) + K_2 (\bar{T}_s - \bar{T}_{s,0}) \quad (3.22)$$

onde: $\Delta \hat{V}_{bl,s}$ = variação na vazão de sangue na pele do antebraço [ml / (100 ml.min)];

$T_{es,0}$ = temperatura esofágica de referência [°C];

$\bar{T}_{s,0}$ = temperatura média de referência da pele [°C].

A sudorese pode ser calculada segundo o modelo proposto por STOLWIJK; HARDY (1966), SALTIN et al. (1970) e NADEL et al. (1971) (equação 3.23).

$$\Delta E_{sw} = K_4 (T_{es} - T_{es,0}) + K_5 (\bar{T}_s - \bar{T}_{s,0}) \quad (3.23)$$

onde: ΔE_{sw} = calor perdido por evaporação do suor [W / m²];

K_4 = constante [W / (m².°C)];

K_5 = constante [W / (m².°C)].

Cada grupo de pesquisadores determinou um coeficiente diferente para a equação 3.23. Fatores como o nível de atividade física influenciam esses coeficientes. Além disso, os valores de referência são diferentes nos vários trabalhos.

O incremento de calor gerado pelos calafrios pode ser calculado pela equação 3.24, proposta por NADEL et al. (1970).

$$\Delta M_{sh AD} = K_6 (T_{ty,0} - T_{ty}) (\bar{T}_{s,0} - \bar{T}_s) + K_7 (\bar{T}_{s,0} - \bar{T}_s) \quad (3.24)$$

onde: ΔM_{sh} = variação do metabolismo devido aos calafrios [W / m²];

K_6 = constante [41,9 W / °C²];

T_{ty} = temperatura timpânica [°C];

$T_{ty,0}$ = temperatura timpânica de referência [36,5 °C];

K_7 = constante [8,1 W / °C];

$\bar{T}_{s,0}$ = temperatura média de referência da pele [32,2 °C];

\bar{T}_s = temperatura média da superfície da pele [°C].

HAYWARD et al. (1977) propuseram o seguinte modelo para o cálculo do calor total gerado pelo metabolismo:

$$\dot{M} A_D = K_8 (T_{ty} - T_{ty,0}) (\bar{T}_s - \bar{T}_{s,0}) \quad (3.25)$$

onde: \dot{M} = metabolismo basal mais aquele devido aos calafrios [W / (kg.m²)];

K_8 = constante [0,0356 W / °C²];

$T_{ty,0}$ = temperatura timpânica de referência [41 °C];

$\bar{T}_{s,0}$ = temperatura média de referência da pele [41,8 °C].

Os valores de referência na equação 3.25 não são aqueles referentes à condição de neutralidade térmica. São apenas coeficientes resultantes da análise estatística.

As equações 3.21 a 3.25 serviram de base para o desenvolvimento dos modelos matemáticos do sistema térmico humano. Assim sendo, GORDON et al. (1976), TIKUISIS et al. (1988), TIKUISIS et al. (1989), FERREIRA (1997), KANG et al. (2001) valeram-se de versões modificadas dessas equações em seus modelos. WISSLER (1985) e TAKEMORI et al. (1995) utilizaram modelos do sistema de controle originários de uma análise mais detalhada. No entanto, ainda consideraram sinais de referência similares aos das equações 3.21 a 3.25.

MEKJAVIC; MORRISON (1985) seguiram uma metodologia diferente da anterior, sem, contudo, excluir a análise estatística. O modelo desenvolvido pelos pesquisadores considera a resposta não-linear dos sensores de temperatura localizados na pele e no interior do corpo. KENSHALO; DUCLAUX (1977) e DUCLAUX; KENSHALO (1980) desenvolveram modelos que descrevem a resposta estática e dinâmica destes sensores. Segundo o modelo de MEKJAVIC; MORRISON (1985), os valores de referência do sistema de controle são determinados pelo balanço entre a frequência de descarga dos sensores de “frio” e “calor”. A equação, através da qual são combinados os sinais provenientes do interior e da periferia do corpo, foi determinada através de uma análise estatística de resultados experimentais. Os referidos pesquisadores fizeram uma comparação entre as previsões de seu modelo e aquelas resultantes dos modelos de NADEL et al. (1970) e HAYWARD et al. (1977), demonstrando que os erros são maiores nestes últimos.

MEKJAVIC; MORRISON (1985) ressaltaram algumas fontes de erro aplicáveis à sua modelagem:

1. a resposta estática dos receptores pode variar. A resposta média foi utilizada no modelo;
2. as respostas estáticas e dinâmicas foram obtidas através de experimentos com animais que não o homem;
3. a densidade dos receptores no interior e na periferia do corpo não foi definida. A resposta do sistema de controle pode ser proporcional a essa densidade, mas no modelo assumiu-se que ela é uniforme;
4. as interações entre os sinais de temperatura provenientes de várias regiões do corpo no interior da medula espinhal e no hipotálamo não foram identificadas em seres humanos. A modelagem baseou-se em observações feitas em gatos e ovelhas;
5. o modelo não inclui o processo de aclimatação que um indivíduo pode passar.

4 MODELAGEM DO SISTEMA TÉRMICO DO CORPO HUMANO

A modelagem do sistema térmico do corpo humano é uma atividade complexa que exige a adoção de inúmeras simplificações. Destacam-se as seguintes causas de dificuldades:

- relação com outros sistemas de controle do corpo humano. A rigor, estes também deveriam se modelados;
- falta de conhecimento sobre como funciona o sistema de controle da temperatura corporal. Aliás, os modelos são ferramentas utilizadas em estudos que visam elucidar seu funcionamento;
- falta de conhecimento sobre fenômenos de transporte internos ao corpo humano;
- falta de dados e incerteza sobre valores de parâmetros fisiológicos e propriedades térmicas, muitos deles são determinados em experimentos *in vitro* ou com animais;
- geometria complexa com variações significativas entre indivíduos e sexos, e ditadas pela postura;
- influência de outros fatores na temperatura corporal, como idade, sexo, período do dia, diferenças individuais, nutrição, fatores patológicos e psicológicos, entre outros.

Muitos desses fatores não são levados em conta em modelos por apresentarem influência secundária ou, simplesmente, são desprezados. Na presente modelagem não será considerada a interação do sistema de controle da temperatura com outros sistemas, nem a influência de fatores como idade, sexo, período do dia, diferenças individuais, nutrição, fatores patológicos e psicológicos.

O processo de modelagem pode ser dividido em etapas, são elas:

1. **escolha de um modelo anatômico** - é necessário escolher um biótipo corporal de referência. Dados globais como altura, massa, sexo, bem como massa, volume e dimensões de tecidos, órgãos e partes do corpo humano (tronco, mão, etc.) são necessários;
2. **construção de um modelo geométrico** - é preciso definir qual geometria será utilizada para representar o corpo humano e determinar as dimensões cabíveis, tendo como base o modelo anatômico;
3. **seleção de propriedades térmicas e parâmetros fisiológicos** - propriedades e parâmetros de tecidos e órgãos como condutividade térmica, calor específico, fluxo sanguíneo e metabolismo, devem ser selecionados;
4. **seleção das condições de contorno** - várias delas podem ser simuladas, mas é conveniente selecionar apenas algumas no princípio;
5. **equacionamento da transferência de calor** - aplicação da equação da condução de calor ao modelo geométrico, modelagem da transferência de calor entre sangue e tecido, e dos demais fenômenos de transporte relevantes;
6. **equacionamento do sistema de controle** - seleção ou elaboração de um modelo do sistema de controle da temperatura corporal;
7. **solução do sistema de equações** - determinação do método a ser utilizado na solução das equações diferenciais parciais e ordinárias do modelo.

Cada etapa apresentada influi nas seguintes, assim como nas anteriores. Na verdade, essa seqüência deve ser encarada apenas como uma referência durante a modelagem. Na figura 4.1 está ilustrado o fluxograma seguido durante o processo de modelagem.

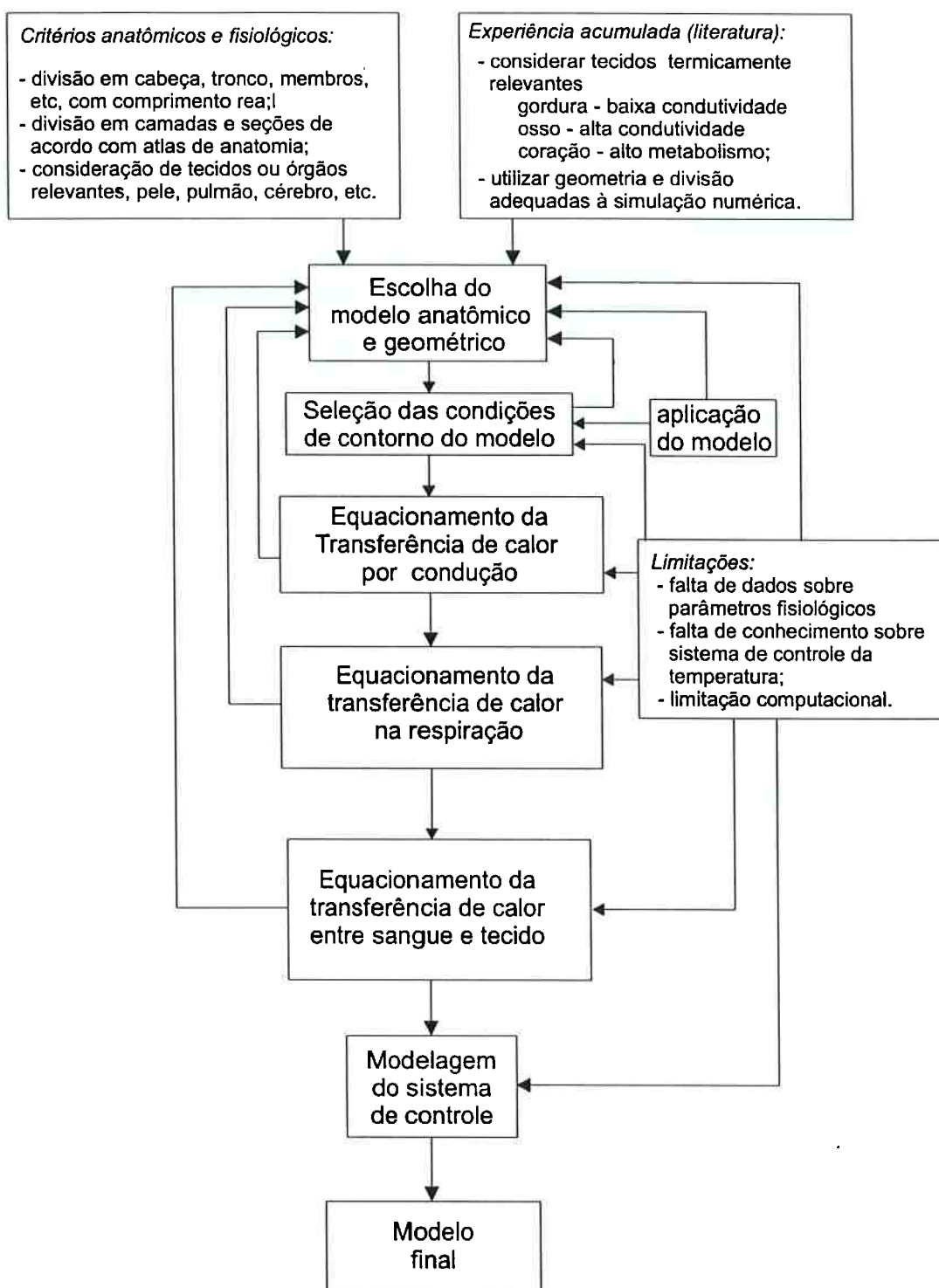


Fig. 4.1 – Fluxograma do processo de modelagem

4.1 Seleção do modelo anatômico

O primeiro passo para a construção do modelo do sistema térmico do corpo humano consiste em escolher um modelo anatômico, isto é, dados sobre dimensão, massa, volume do corpo humano e de suas partes. Essa escolha é bastante delicada, pois definirá alguns parâmetros que influirão decisivamente nos resultados, são eles:

- **porcentagem em massa de gordura corporal** - a gordura, como visto, comporta-se como um isolante térmico no corpo humano;
- **metabolismo basal** - depende da distribuição de massa dos tecidos do corpo humano;
- **área superficial** - onde se dá a transferência de calor com o ambiente, é função da altura e da massa do corpo humano.

Conclui-se que é importante classificar os modelos anatômicos. Optou-se por utilizar a classificação feita por TIKUISIS et al. (1988). Os critérios adotados pelos pesquisadores baseiam-se em medições feitas em indivíduos do sexo masculino. Na tabela 4.1 estão descritas as características de cada grupo. As categorias apresentadas na tabela 4.1 servem de base para a escolha do modelo anatômico. Seria interessante, se possível, utilizar mais de um modelo anatômico representando várias categorias, mas não se dispõe de dados suficientes para tal. De qualquer modo, pretende-se construir o programa de computador para a solução do modelo de modo a permitir que se altere facilmente o modelo anatômico.

Optou-se por utilizar o mesmo modelo anatômico adotado por WERNER; BUSE (1988), com as seguintes características globais: massa 67 kg, porcentagem de gordura 14 %, altura 176 cm, área superficial 1,8 m² e metabolismo basal 47 W / m². Ele não se enquadra, devido à porcentagem de gordura corporal, em nenhuma das categorias apresentadas na tabela 4.1, constituindo-se em um modelo anatômico intermediário. As características do modelo anatômico estão apresentadas no Apêndice I, tabelas I.1 e I.2. Dispõe-se de um outro modelo anatômico utilizado por GORDON et al. (1976) e

posteriormente por TAKEMORI et al. (1995), tabela I.4, só que este não é tão detalhado quanto o anterior. No apêndice I, tabela I.3, é feita uma comparação entre ambos os modelos anatômicos.

Tabela 4.1 – Critério de classificação de um modelo anatômico segundo TIKUISIS et al. (1988)

Categoria	Baixa gordura corporal		Média gordura corporal	
	Valor	Incerteza	Valor	Incerteza
<i>Massa [kg]</i>	69	±7,5	79	±13
<i>% em massa de gordura</i>	9,7	±1,6	17,6	±4,1
<i>Altura [cm]</i>	175	±4,5	176	±6,4
<i>Área superficial [m²]</i>	1,83	±0,11	1,94	±0,17
<i>Metabolismo basal [W / m²]</i>	49	±11	47	±6

4.2 Construção do modelo geométrico

A partir da revisão dos modelos térmicos do corpo humano, observou-se que as partes do corpo humano, cabeça, pescoço, tronco, braços, antebraços, mãos, coxas, pernas e pés, foram representadas por formas geométricas simples: cilindros de seção circular e esferas. A razão para isso é a facilidade de aplicação da equação de condução de calor, sua solução numérica e implementação computacional. Apenas um modelo, o de WERNER; BUSE (1988), utiliza um modelo geométrico que se aproxima bastante da forma do corpo humano. A princípio, a construção de um modelo semelhante a este parece ser a escolha ideal. No entanto, os motivos salientados no início do capítulo não justificam que isso seja feito. Os pesquisadores citados, até onde se sabe, não deram continuidade ao modelo, voltando posteriormente a modelos geométricos mais simples compostos por cilindros de seção circular (WERNER, 1993).

O modelo, como discutido no Capítulo 1, possui uma série de aplicações. Com o intuito de não introduzir limitações a estas aplicações, pretende-se construir um modelo geométrico bastante detalhado, mas usando-se formas geométricas simples. Seguindo a tendência de TAKEMORI et al. (1995), o modelo será constituído por 15 elementos

representando a cabeça, pescoço, tronco, braços, antebraços, mãos, coxas, pernas e pés. Os dados presentes nas tabelas I.2 e I.3 não são suficientes para a elaboração de um modelo geométrico com todos esses elementos. São necessários o volume, a massa, o comprimento e a área superficial de cada parte. Estas informações podem ser obtidas no trabalho de TAKEMORI et al. (1995), sendo apresentadas na tabela I.4.

Supondo-se que todas as partes do corpo humano sejam aproximadas por cilindros de seção circular, é preciso determinar o raio e comprimento de cada um deles. Estes dois parâmetros podem ser determinados se o volume e a área superficial das partes conhecido:

$$L = \frac{A^2}{4\pi V} \quad (4.1)$$

$$r = \frac{2V}{A} \quad (4.2)$$

onde: L = comprimento do cilindro [cm];

A = área superficial da parte do corpo humano [cm²];

V = volume da parte do corpo humano [cm³];

r = raio externo do cilindro [cm].

As partes do corpo humano não são cilindros de seção circular. As mãos e os pés possuem dedos, os quais aumentam significativamente a área superficial. Desse modo, a utilização das equações 4.1 e 4.2 produz dimensões irrealistas, sendo o comprimento do cilindro o mais afetado. Como exemplo, considere na tabela 4.2 as dimensões dos elementos do modelo de TAKEMORI et al. (1995). Na terceira coluna desta tabela encontram-se as medições de comprimentos das partes realizada em um ser humano com 1,76 m e 64 kg. Nota-se como os comprimentos das mãos e do tronco no modelo são muito maiores que as correspondentes medidas no modelo vivo. Não se sabe até que ponto as distorções nas dimensões de um elemento prejudicam os resultados de um modelo. Por isso, é importante considerar dimensões próximas das reais. Uma solução para esse problema seria utilizar as medidas reais de comprimento nas equações 2.1 e 2.2, ao invés da área do modelo anatômico usado. A aplicação dessas equações permite

calcular o raio e a área superficial do cilindro. Esta última seria menor que aquela proveniente do modelo anatômico. A razão entre as duas, que é maior do que um, deve multiplicar os coeficientes de transferência de calor na superfície do cilindro.

Tabela 4.2 – Dimensões do modelo geométrico de TAKEMORI et al. (1995)

Elemento	Diâmetro [cm]	Comprimento [cm]	Comprimento*[cm]
<i>Cabeça</i>	14,6	20,7	19 ± 2
<i>Pescoço</i>	11,4	8,3	8 ± 1
<i>Tronco</i>	26,0	79,8	58 ± 2
<i>Braço</i>	9,0	35,3	31 ± 1
<i>Antebraço</i>	7,4	29,2	28 ± 1
<i>Mão</i>	4,6	30,0	19 ± 1
<i>Coxa</i>	13,4	35,2	44 ± 2
<i>Perna</i>	8,6	37,9	40 ± 2
<i>Pé</i>	7,2	24,1	26 ± 1

*medidas realizadas em um ser humano (altura 1,76 m e 64 kg)

Outra solução para o referido problema seria utilizar outra geometria para representar o corpo humano. Analisou-se detalhadamente as seções transversais de partes do corpo humano disponíveis na internet (Visible Human Project, 2000). As figuras analisadas encontram-se no Apêndice II. Procedeu-se à seguinte análise, elas foram processadas em um editor de imagens, visando determinar-se qual a melhor representação geométrica para a seção transversal dessas figuras. Constatou-se que a elipse era a figura geométrica procurada. Em todas as figuras do Apêndice II foi traçada a elipse representativa. Admitindo-se que as figuras sejam desenhadas em escala, é possível, através do editor de imagens, determinar a excentricidade da elipse definida como a razão entre o eixo menor e maior da elipse. Os resultados da análise estão apresentados na tabela AII.1.

Adiante será comprovado que a utilização de um cilindro de seção elíptica resolve o problema mencionado, isto é, os elementos assim determinados possuem dimensões realistas. Uma análise comparativa, do ponto de vista da transferência de calor, pode ser feita entre a geometria circular e a elíptica. Desse modo, é possível avaliar se a

utilização dessa geometria é compensadora, uma vez que esta introduz dificuldades na solução numérica das equações diferenciais parciais que regem a condução de calor dentro de um elemento, havendo inclusive um aumento no tempo de computação e programação. A análise pode ser feita utilizando-se um modelo simplificado. Considere o caso de dois cilindros, um de seção circular e o outro elíptica, ambos com a mesma geração interna de calor por unidade de volume e temperatura superficial. A equação diferencial que descreve a transferência de calor em duas dimensões e as condições de contorno são, respectivamente:

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} = -\frac{\hat{q}}{k} \quad (4.3)$$

$$T = T_{su} \quad em \quad \frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} = 1 \quad (4.4)$$

$$\left[\frac{\partial T}{\partial x} \right]_{x=y=0} = \left[\frac{\partial T}{\partial y} \right]_{x=y=0} = 0 \quad (4.5)$$

onde: T = temperatura [°C];

x = abcissa [m];

y = ordenada [m];

\hat{q} = calor gerado por unidade de volume [W / m³];

k = condutividade térmica do cilindro [W / (m.°C)];

T_{su} = temperatura superficial [°C];

a = semi-eixo maior da elipse [m];

b = semi-eixo menor da elipse [m].

A solução da equação diferencial 4.3 sujeita às condições de contorno 4.4 e 4.5 é, segundo WHITE (1991):

$$T - T_{su} = \frac{a^2 b^2}{a^2 + b^2} \frac{\hat{q}}{2k} \left(1 - \frac{x^2}{a^2} - \frac{y^2}{b^2} \right) \quad (4.6)$$

Simplificando-se a equação 4.6, para o caso de uma seção circular, obtém-se:

$$T - T_{su} = \frac{\hat{q} r_o^2}{4k} \left(1 - \frac{r^2}{r_o^2} \right) \quad (4.7)$$

onde: r = raio [m];

r_o = raio externo do cilindro [m].

A temperatura máxima nas equações 4.6 e 4.7 ocorre em $x = y = 0$ e $r = 0$, respectivamente:

$$T_{max} = \frac{a^2 b^2}{a^2 + b^2} \frac{\hat{q}}{2k} + T_{su} \quad (4.8)$$

$$T_{max} = \frac{\hat{q} r_o^2}{4k} + T_{su} \quad (4.9)$$

onde: T_{max} = temperatura máxima [°C].

Considerando-se que, a título de exemplo, os dois tipos de cilindros serão utilizados para representar uma perna, ambos devem possuir o mesmo volume e gerar a mesma quantidade de calor. O volume de um cilindro de seção elíptica e outro de seção circular é dado, respectivamente, por:

$$V = \pi a b L \quad (4.10)$$

$$V = \pi r_o^2 L \quad (4.11)$$

Igualando-se as equações 4.10 e 4.11, e introduzindo-se a excentricidade elipse, definida anteriormente, obtém-se:

$$e a^2 = r_o^2 \quad (4.12)$$

onde: e = excentricidade da elipse.

Comparando-se os cilindros de seção circular e elíptica no quesito temperatura máxima, equações 4.8 e 4.9, obtém-se, após a aplicação da equação 4.12:

$$\frac{\theta_{max,el}}{\theta_{max,ci}} = \frac{2e}{1+e^2} \quad (4.13)$$

onde: $\theta_{max} = T_{max} - T_{su}$.

Passando a equação 4.13 para a forma gráfica:

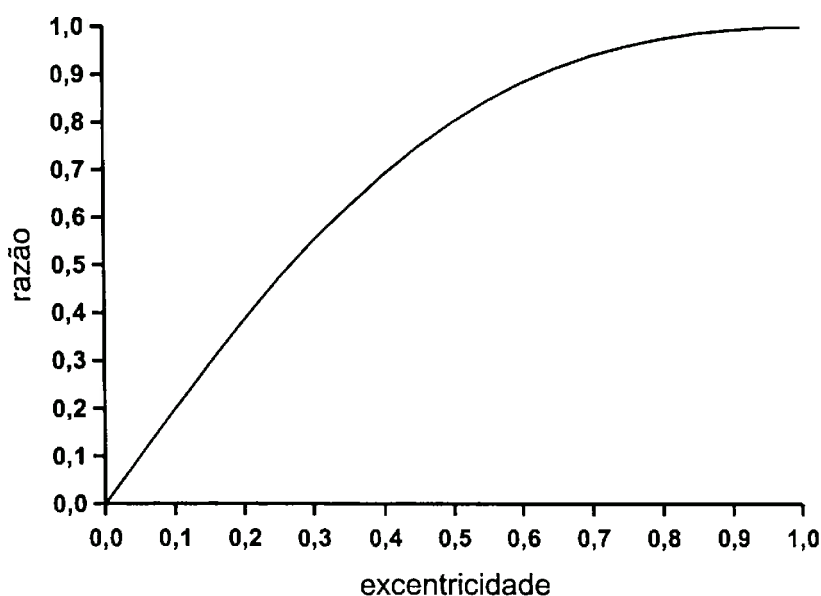


Fig. 4.2 – Comparação entre um cilindro elíptico e um circular

Conclui-se, mediante a observação da figura 4.2, que conforme a excentricidade se aproxima de um, diminui a diferença entre a temperatura máxima dos dois cilindros, como era de se esperar. Para excentricidades maiores que 0,85 essa diferença é muito pequena ($\approx 0,99$). Porém, quando a excentricidade for menor que esse valor, a diferença entre as duas soluções já não é mais insignificante.

Tendo em vista esses argumentos, optou-se por modelar as diversas partes do corpo humano por cilindros elípticos. É importante salientar que isso nunca foi feito na literatura, constituindo-se em uma das inovações do presente trabalho. O algoritmo para o cálculo das dimensões dos cilindros está descrito no Apêndice II.

4.2.1 Modelagem dos membros inferiores

Os membros inferiores podem ser divididos em três elementos: coxa, perna e pé. Considerando-se as figuras AII.6 a AII.11, as quais representam algumas seções transversais das coxas e pernas, adotou-se as geometrias apresentadas na figuras 4.3.

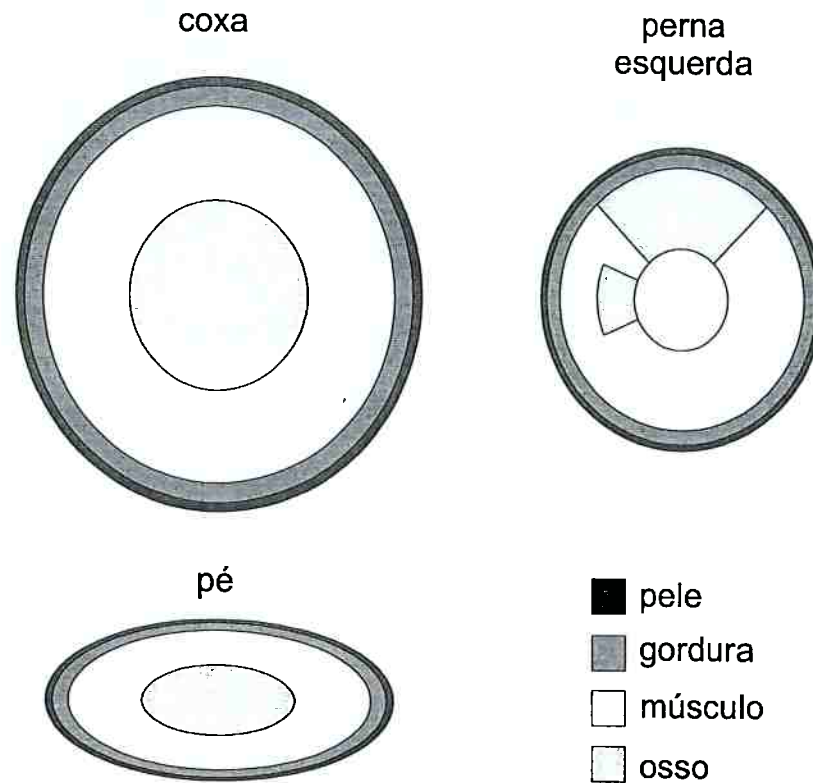


Fig. 4.3 – Divisão em camadas dos membros inferiores (em escala)

4.2.2 Modelagem dos membros superiores

Os membros superiores podem ser divididos em três elementos: braço, antebraço e mão. Considerando-se as figuras AII.1 a AII.5, as quais representam algumas seções dos braços e antebraços, adotou-se as geometrias apresentadas na figuras 4.4.

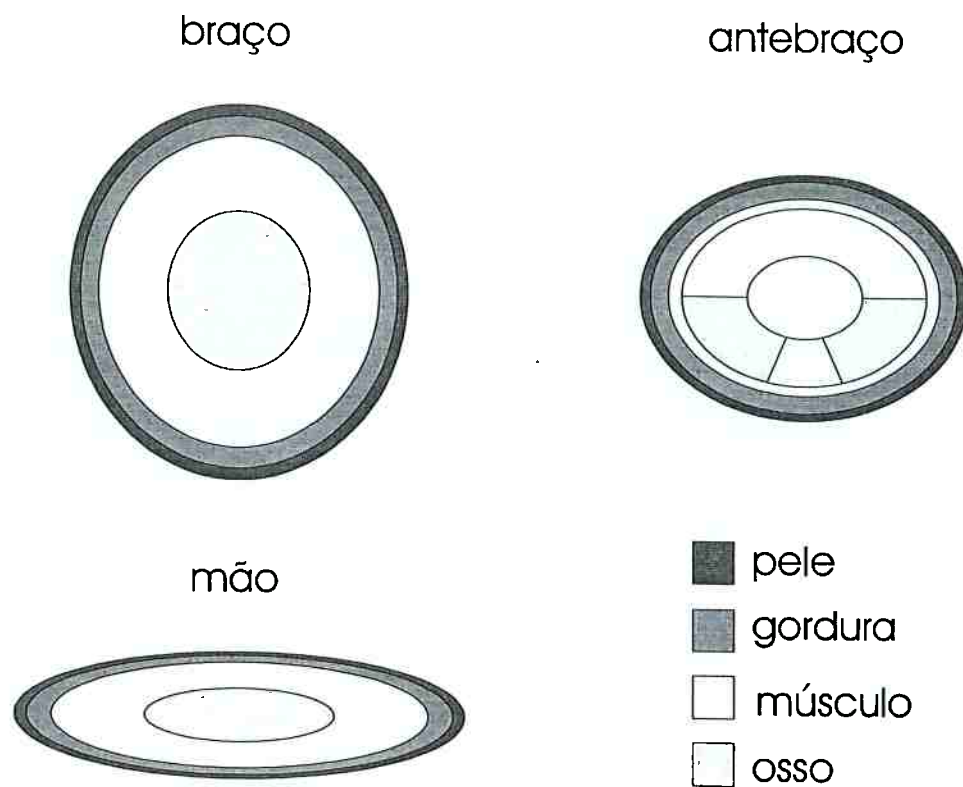


Fig. 4.4 – Divisão em camadas dos membros superiores (em escala)

4.2.3 Modelagem da cabeça e do pescoço

As figuras AII.21 a AII.25 serviram de base para a modelagem geométrica da cabeça e do pescoço. Na cabeça considerou-se uma geometria tridimensional, enquanto no pescoço uma bidimensional. Na figura 4.5 e 4.6 estão apresentadas as geometrias adotadas.

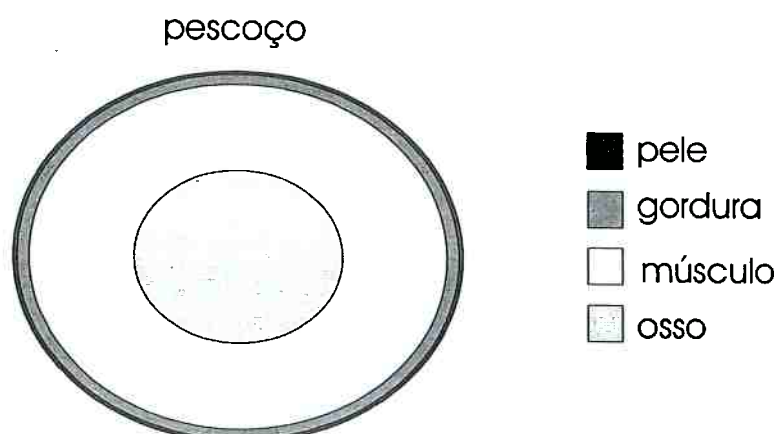


Fig. 4.5 – Divisão em seções e camadas da cabeça (em escala)

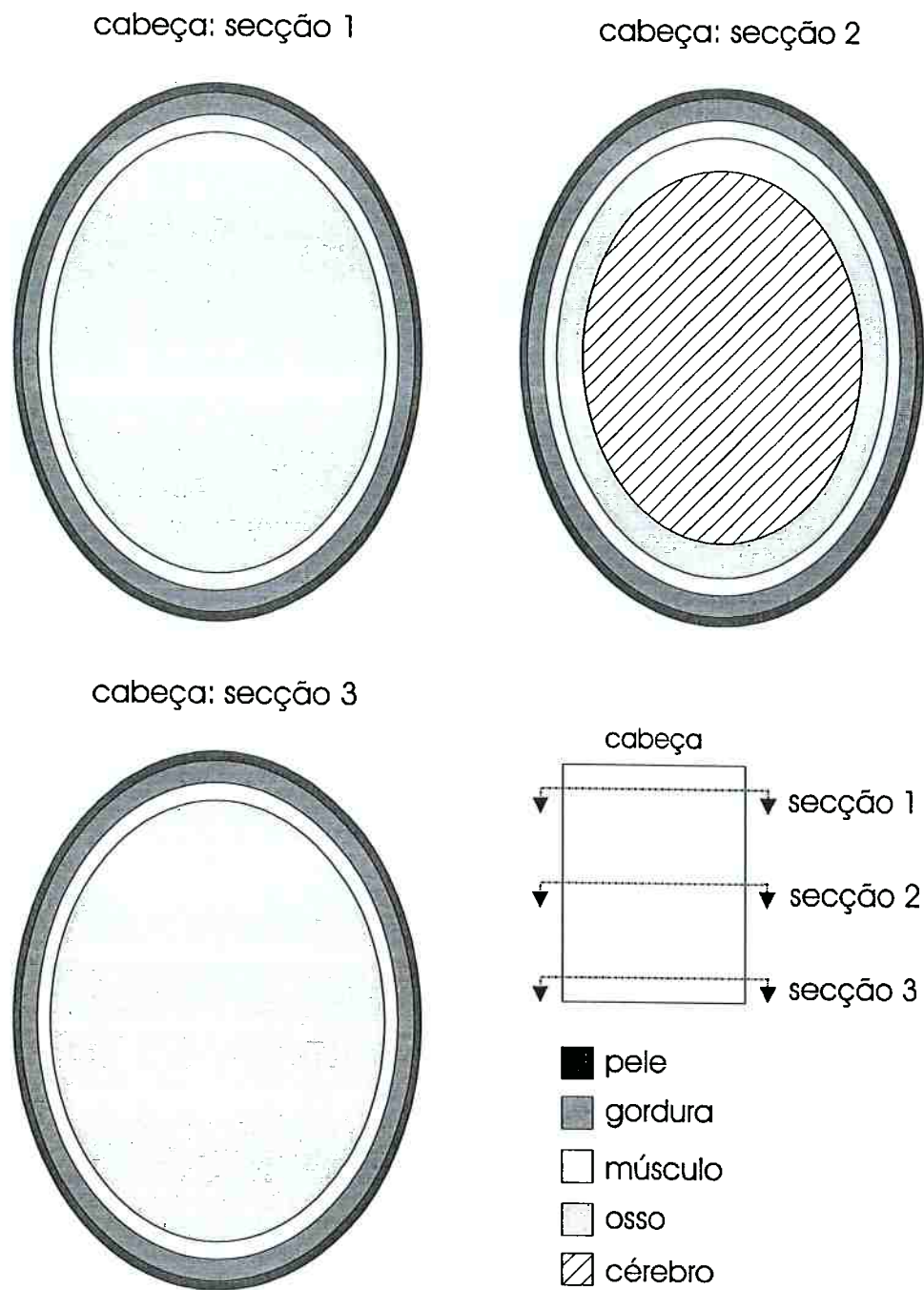


Fig. 4.6 – Divisão em seções e camadas da cabeça (em escala)

4.2.4 Modelagem do tronco

As figuras AII.12 a AII.20 serviram de base para a modelagem geométrica do tronco. Analogamente à cabeça, adotou-se uma geometria tridimensional para representá-lo. Na figura 4.7 está apresentada a geometria escolhida.

4.2.5 Características do modelo geométrico

Na tabela 4.3 estão apresentados as características do modelo geométrico elaborado. Detalhes sobre como foi feito o cálculo de volumes, áreas superficiais e demais dimensões podem ser encontrados no apêndice II. No item 4.5.1 as variáveis ξ , η e γ serão definidas.

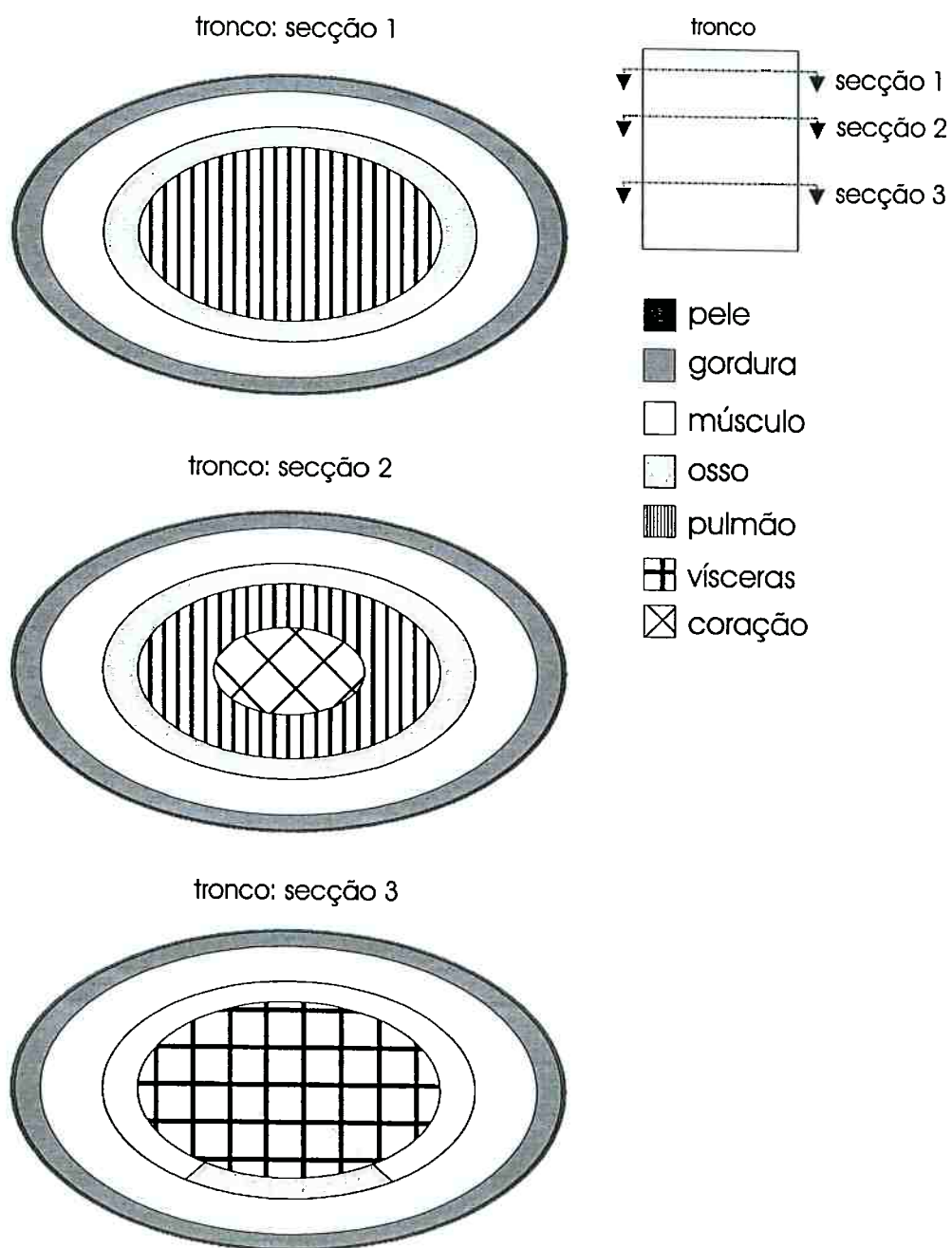


Fig. 4.7 – Divisão em seções e camadas do tronco (em escala)

Tabela 4.3 – Características do modelo geométrico

Elemento	Volume [cm ³]	Área [cm ²]	2a [cm]	2b [cm]	e	L [cm]	Tecido	Volume [cm ³]	ξ	η	γ [cm]
Cabeça	3542	1135	13,050	17,280	1,32	20	pele	12 1,000	0/360	19/20	
							gordura	26 0,965			
							músculo	20 0,884			
							osso	118 0,819			
							pele	221 6,530			
							gordura	476 0,965			
							músculo	353 0,884			
							osso	624 0,819			
							cérebro	1514 0,689			
							pele	12 1,000			
							gordura	26 0,965			
							músculo	20 0,884			
osso	118 0,819										
Pescoço	850	294	12,844	10,532	0,82	8	pele	32 1,000	0/360	0/8	
							gordura	86 0,981			
							músculo	552 0,928			
							osso	180 0,460			
Tronco	34758	5985	35,680	20,670	0,58	60	pele	174 1,000	0/360	50,7/60,0	
							gordura	915 0,984			
							músculo	1882 0,893			
							osso	820 0,669			
							pulmão	1584 0,543			
							pele	131 1,000			
							gordura	690 0,984			
							músculo	1420 0,893			
							osso	619 0,669			
							pulmão	897 0,543			
							coração	298 0,271			
							pele	821 1,000			
gordura	4312 0,984										
músculo	8868 0,893										
osso/músculo	711/315 0,669										
vísceras	3 0,543										
	7463										
Braço	1766	831	8,100	8,954	1,11	31	pele	209 1,000	0/360	0/31	
							gordura	340 0,939			
							músculo	904 0,830			
							osso	314 0,421			
Antebraço	988	601	7,876	5,701	0,72	28	pele	117 1,000	0/180/253/287/360	0/28	
							gordura	190 0,939			
							músculo	125 0,830			
							osso/músculo	175/259 0,750			
músculo	121 0,350										
Mão	500	450	10,885	3,078	0,28	19	pele	59 1,000	0/360	0/19	
							gordura	96 0,939			
							músculo	256 0,830			
							osso	89 0,422			
Coxa	5224	1701	11,880	12,730	1,07	44	pele	419 1,000	0/360	0/44	
							gordura	881 0,959			
							músculo	2934 0,867			
							osso	990 0,435			
Perna	2317	1080	8,321	8,863	1,07	40	pele	186 1,000	0/45/135/360	0/40	
							gordura	391 0,959			
							osso/músculo	368/681 0,867			
							osso/músculo	71/362 0,600			
músculo	257 0,333										
Pé	980	630	10,208	4,706	0,46	26	pele	79 1,000	0/360	0/26	
							gordura	165 0,959			
							músculo	551 0,867			
							osso	186 0,435			

Na tabela 4.4 está mostrada a comparação entre as principais dimensões do presente modelo e o de TAKEMORI et al. (1995). Observa-se que a utilização de cilindros de seção elíptica fez com que as dimensões dos elementos fossem muito mais próximas das reais. Tomando-se a mão e o tronco como exemplos, nota-se que seus comprimentos no modelo de TAKEMORI et al. (1995) são exagerados, de modo a acomodar a grande área superficial de ambos. No presente modelo, a excentricidade ajusta a elevada área, de modo que regiões de grande superfície apresentam pequenos valores de excentricidade. Observa-se, também, que a altura global do modelo geométrico é 177 cm enquanto que a do modelo anatômico é 176 cm, muito próximas.

Tabela 4.4 – Comparação entre modelos geométricos

Elemento	L [cm]	2a [cm]	2b [cm]	TAKEMORI et al. (1995)	
				L [cm]	D [cm]
<i>Cabeça</i>	20	13,1	17,3	20,7	14,6
<i>Pescoço</i>	8	12,8	10,5	8,3	11,4
<i>Tronco</i>	60	35,7	20,7	79,8	26,0
<i>Braço</i>	31	8,1	9,0	35,3	9,0
<i>Antebraço</i>	28	7,9	5,7	29,2	7,4
<i>Mão</i>	19	10,9	3,1	30,0	4,6
<i>Coxa</i>	44	11,9	12,7	35,2	13,4
<i>Perna</i>	40	8,3	8,9	37,9	8,6
<i>Pé</i>	26	10,2	4,7	24,1	7,2

4.3 Propriedades e parâmetros dos tecidos

Considere a tabela 4.5, onde estão apresentados algumas propriedades e parâmetros de tecidos do corpo humano. De acordo com as figura 4.3 a 4.7, oito tipos de tecidos foram representados no modelo: pele, gordura, músculo, osso, cérebro, vísceras, pulmão e coração. As razões para a escolha desses tecidos baseiam-se na tabela 4.5, em informações apresentadas no Capítulo 2 e resultados de outros modelos:

- a pele foi considerada pois seu fluxo de sangue é variável, sendo determinado pelo sistema de controle de temperatura;

- a gordura foi considerada pois sua condutividade térmica é a menor de todos os tecidos, comportando-se como isolante térmico no corpo humano;
- o músculo foi considerado pois seu fluxo de sangue e metabolismo sofrem grandes alterações durante o exercício;
- o osso foi considerado pois apresenta propriedades térmicas e fluxo sanguíneo bem diferentes dos demais tecidos. Sua condutividade térmica é maior que dos demais tecidos e seu calor específico menor;
- o pulmão foi considerado pois seu fluxo de sangue é o maior de todos os tecidos, sendo igual ao débito cardíaco. Além disso apresenta uma baixa massa específica;
- o coração foi considerado pois apresenta um alto metabolismo. De acordo com os resultados de WERNER; BUSE (1988) sua temperatura é a mais alta de todos os tecidos;
- as vísceras foram consideradas como uma mistura dos seguintes tecidos: fígado, rins, estômago, intestino, pâncreas, baço, bexiga e tecido conjuntivo. A escolha de um único tecido, as vísceras, para representar todos esses baseou-se nos resultados de WERNER; BUSE (1988), através dos quais observou-se que as temperaturas dos órgãos no abdômen são muito próximas, não se justificando sua divisão em vários tecidos, mesmo que algum deles apresente alto metabolismo, como é o caso do fígado. Observe também que as propriedades dos órgãos que compõem as vísceras são muito parecidas. Outros modelos, como GORDON et al. (1976) e FIALA et al. (1999) também adotam o tecido intitulado vísceras. A temperatura média das vísceras pode ser considerada como representativa da temperatura retal;
- o cérebro foi considerado pois apresenta um alto metabolismo e fluxo de sangue. Além disso, sua temperatura é considerada uma das entradas do sistema de controle.

É importante destacar que o programa de computador foi feito de tal modo que é possível considerar quantos tecidos forem necessários.

Tabela 4.5 – Propriedades e parâmetros dos tecidos. Fonte: WERNER; BUSE (1988).

tecido	Volume [cm ³]	condutividade térmica [W / (m.K)]	calor específico [kJ/ (kg.K)]	Vazão de sangue (basal) [ml / (100g.min)]	massa específica [g / cm ³]	metabolismo basal [W]
<i>Pele</i>	3287	0,47	3,68	2	1,085	1,210
<i>Músculo</i>	27668	0,51	3,80	3	1,085	18,930
<i>Coração</i>	298	0,47	3,55	80	1,080	7,190
<i>Fígado</i>	1441	0,48	3,69	100	1,080	20,770
<i>Pulmões</i>	1669	0,28	3,52	≅ débito cardíaco	0,560	0,610
<i>Rim</i>	234	0,48	3,60	400	1,080	5,590
<i>Estômago</i>	1276	0,51	3,56	40	0,960	0,470
<i>Intestino</i>	1682	0,51	3,56	40	0,930	0,620
<i>Gordura</i>	10153	0,21	2,30	0,5	0,920	3,740
<i>Tecido Conjuntivo</i>	4253	0,47	3,20	0,5	1,085	1,570
<i>Osso</i>	7575	0,75	1,70	0	1,357	2,790
<i>Bexiga</i>	27	0,48	3,20	1	0,930	0,010
<i>Glândula Tireóide</i>	37	0,48	3,85	140	1,080	0,010
<i>Baço</i>	245	0,48	3,85	100	1,080	0,090
<i>Esôfago</i>	95	0,48	3,20	0,5	0,930	0,030
<i>Traquéia</i>	27	0,48	3,20	0,5	0,930	0,010
<i>Córtex</i>	1374	0,49	3,85	50	1,080	14,340
<i>Tronco Encefálico</i>	3	0,49	3,85	50	1,080	0,030
<i>Medula Cervical</i>	86	0,49	3,85	50	1,080	0,010
<i>Medula Torácica</i>	73	0,49	3,85	50	1,080	0,030
<i>Olhos</i>	15	0,87	3,20	0	1,080	0,010
<i>Seios Paranasais</i>	16	-----	-----	-----	0,001	0,000
<i>Sangue</i>	216	0,47	3,85	-----	1,059	0,080

Foram adotados alguns procedimentos na divisão dos elementos em camadas. Nos membros e na cabeça, o tecido conjuntivo foi distribuído para a pele, gordura e músculo, proporcionalmente ao volume de cada um desses tecidos. As propriedades e parâmetros desses três tecidos foram mantidas. No tronco, o tecido conjuntivo foi distribuído para os pulmões e as vísceras, seguindo-se o critério anterior. Cabe aqui uma explicação sobre o tecido conjuntivo. Ele é responsável pela ligação entre os tecidos e preenchimento do espaço entre os órgãos e está presente em vários tecidos e órgãos,

incluindo a pele, a gordura, os músculos, os ossos, os pulmões, etc. Portanto, dadas suas características, o tecido conjuntivo não pode ser considerado uma camada, pois não apresenta limites bem definidos. Por isso, adotou-se o procedimento descrito anteriormente. O mesmo foi feito com o tecido do vaso presente na tabela 4.5. O fato de não se ter modificado as propriedades dos tecidos cujo volume foi alterado pela inserção de tecido conjuntivo introduz um erro. Este foi desprezado.

A condutividade térmica das vísceras foi calculada seguindo a fórmula a seguir:

$$k = \frac{\sum_{i=1}^N k_i \sqrt[3]{V_i}}{\sum_{i=1}^N \sqrt[3]{V_i}} \quad (4.14)$$

onde: k = condutividade térmica das vísceras [W / (m.°C)];

N = número de tecidos que compõem as vísceras;

k_i = condutividade térmica do tecido i que compõe as vísceras [W / (m.°C)];

V_i = volume do tecido ou órgão i que compõe as vísceras [m³].

O calor específico das vísceras foi calculado segundo uma média ponderada do valor desta propriedade em cada órgão ou tecido que compõe as vísceras. O fator de ponderação é a massa destes últimos. O fluxo de sangue é dado pelo somatório das vazões de sangue de cada um dos componentes, dividido pelo volume total das vísceras. Analogamente, o metabolismo basal das vísceras pode ser calculado. Na tabela 4.6 estão apresentadas todas as propriedades e parâmetros utilizados no modelo.

4.4 Condições de contorno do modelo

Uma grande variedade de condições de contorno pode ser imposta ao modelo. Não é possível simular todas, mesmo porque há a limitação da falta de dados básicos. A princípio, estabeleceu-se como meta simular condições de contorno as mais simples possíveis, isto é, coeficientes de transferência de calor constantes em cada um dos elementos e temperatura ambiente uniforme. Além disso, convém ressaltar que o

objetivo principal do trabalho é desenvolver o modelo térmico e validá-lo comparando seus resultados com os escassos dados experimentais. Por esse motivo, não se justifica a simulação de condições de contorno complexas. As várias aplicações do modelo podem ditar condições mais sofisticadas. Na análise de conforto térmico, condições assimétricas podem surgir, bem como a necessidade de se incluir uma camada de roupa ao modelo. Portanto, é importante que o programa seja capaz de simular condições desse tipo, mesmo que elas não venham a ser utilizadas neste trabalho.

Tabela 4.6 – Propriedades e parâmetros usados no modelo

tecido	Massa específica [kg / m³]	Calor específico [J / (kg.°C)]	Condutividade térmica [W / (m.°C)]	Metabolismo basal [W / m³]	10⁶ . fluxo de sangue basal [m³ / (m³.s)]
<i>Pele</i>	1085	3680	0,47	368	362
<i>Gordura</i>	920	2300	0,21	368	77
<i>Músculo</i>	1085	3800	0,51	684	543
<i>Osso</i>	1357	1700	0,75	368	0
<i>Cérebro</i>	1080	3850	0,49	9472	9000
<i>Pulmão</i>	560	3520	0,28	339	41301
<i>Coração</i>	1080	3550	0,47	24128	14400
<i>Viscera</i>	1080	3504	0,49	3852	8925
<i>Sangue</i>	1059	3850	-----	0	-----

O corpo humano troca calor com o ambiente, na superfície da pele, por meio de: condução, radiação, convecção e evaporação. O calor transferido por condução é pequeno na maioria dos casos, por isso não será considerado. Como dito anteriormente, a análise de condições de conforto térmico exige uma camada adicional representando a roupa. Existem dois modos de incluí-la em um modelo. Um deles, empregado em NAKAJIMA (1997), consiste em resolver equações diferenciais resultantes da aplicação de balanços de energia e massa nas vestimentas. O outro modo (ASHRAE, 1993) considera a roupa como uma resistência térmica adicional ao fluxo de calor na superfície. Este último foi empregado no presente modelo dada a sua praticidade. Assim sendo, o calor transferido por convecção na superfície da pele pode ser calculado por:

$$C = f_{cl} h_c (T_{cl} - T_a) \quad (4.15)$$

onde: C = calor transferido por convecção [W / m^2];

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

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

T_{cl} = temperatura da superfície externa da roupa [$^\circ\text{C}$];

T_a = temperatura do ar ambiente [$^\circ\text{C}$].

O calor transferido por radiação é dado por:

$$R = f_{cl} h_r (T_{cl} - \bar{T}_r) \quad (4.16)$$

onde: R = calor transferido por radiação [W / m^2];

h_r = coeficiente linearizado de transferência de calor por radiação [$\text{W} / (\text{m}^2 \cdot ^\circ\text{C})$];

\bar{T}_r = temperatura radiante média [$^\circ\text{C}$].

O coeficiente de transferência de calor por radiação pode ser calculado por:

$$h_r = \epsilon \sigma f_r (T_{cl} + \bar{T}_r) (T_{cl}^2 + \bar{T}_r^2) \quad (4.17)$$

onde: ϵ = emissividade da pele;

σ = constante de Stefan – Boltzmann [$5,67 \times 10^{-8} \text{ W} / (\text{m}^2 \cdot \text{K}^4)$];

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

Nas equações 4.15 e 4.16, a temperatura da roupa permanece como uma incógnita a ser determinada. A transferência de calor entre a superfície externa da pele e a roupa é um processo complicado, envolvendo convecção, radiação e condução. Se a roupa for considerada como mais uma resistência térmica ao fluxo de calor, o problema está resolvido. Aplicando-se um balanço de energia em torno da roupa, obtém-se:

$$C + R = \frac{T_s - T_{cl}}{R_{cl}} \quad (4.18)$$

onde: T_s = temperatura da superfície da pele [$^\circ\text{C}$];

R_{cl} = resistência térmica da roupa à condução [$(^\circ\text{C} \cdot \text{m}^2) / \text{W}$].

Normalmente, a resistência térmica da roupa é dada na unidade chamada *clo* (I_{cl}). Um *clo* vale $0,155$ ($^{\circ}\text{C}\cdot\text{m}^2$) / W:

$$I_{cl} = \frac{R_{cl}}{0,155} \quad (4.19)$$

Combinando-se as equações 4.15 e 4.16 obtém-se:

$$C + R = f_{cl} h (T_{cl} - T_o) \quad (4.20)$$

onde: h = coeficiente combinado de transferência de calor [$\text{W} / (\text{m}^2\cdot^{\circ}\text{C})$], equação 4.21;
 T_o = temperatura operativa [$^{\circ}\text{C}$], equação 4.22.

$$h = h_c + h_r \quad (4.21)$$

$$T_o = \frac{h_c T_a + h_r \bar{T}_r}{h_c + h_r} \quad (4.22)$$

Igualando-se as equações 4.18 e 4.20, obtém-se a temperatura da roupa:

$$T_{cl} = \frac{T_s + R_{cl} f_{cl} h T_o}{1 + f_{cl} h R_{cl}} \quad (4.23)$$

Substituindo-se a equação 4.23 na 4.18, obtém-se a expressão para o cálculo do calor transferido por convecção e radiação entre um elemento do modelo e o ambiente:

$$C + R = \frac{T_s - T_o}{R_{cl} + \frac{1}{f_{cl} h}} \quad (4.24)$$

Vários pesquisadores, entre eles GORDON et al. (1976) e WISSLER (1961), valeram-se de correlações empíricas para cilindros de modo a calcular o coeficiente de transferência de calor por convecção em cada um dos elementos de seus modelos. WERNER; BUSE (1988), por exemplo, consideraram esse coeficiente uniforme, correspondendo ao valor médio para o corpo humano inteiro, determinado

experimentalmente por COLIN; HOUDAS (1967). Na ausência de dados experimentais mais específicos, esses procedimentos podem ser considerados satisfatórios. No presente caso, dispõe-se do trabalho de DEAR et al. (1997), onde os coeficientes de transferência de calor por convecção e radiação foram determinados experimentalmente em ensaios com um manequim feminino. Optou-se por utilizar os coeficientes para o corpo humano em pé. No referido trabalho também foram medidos os coeficientes para o manequim sentado. Na tabela 4.8 é apresentada uma comparação entre os coeficientes de transferência de calor por convecção utilizados no presente modelo com aqueles usados por GORDON et al. (1976) e os medidos por NISHI; GAGGE (1970). Nota-se que os coeficientes, de algumas regiões como a cabeça, tronco e coxa, obtidos por DEAR et al. (1997) são bem maiores que os demais, nessas regiões, provavelmente, as temperaturas obtidas segundo o modelo serão inferiores àquelas resultantes do modelo de GORDON et al. (1976).

Tabela 4.7 – Coeficientes de transferência de calor por convecção

Elemento	Presente trabalho	NISHI;GAGGE (1970)	GORDON et al. (1976)
<i>Cabeça</i>	3,6	2,7	2,4
<i>Pescoço</i>	3,6	----	3,6
<i>Tronco</i>	3,2	2,6	1,2
<i>Braço</i>	2,9	3,2	3,8
<i>Antebraço</i>	3,7	----	----
<i>Mão</i>	4,1	3,5	3,6
<i>Coxa</i>	4,1	2,9	2,7
<i>Perna</i>	4,1	----	----
<i>Pé</i>	5,1	----	4,2
<i>Média</i>	3,3	3,2	----

Definido o cálculo do calor transferido por convecção e radiação, falta determinar a parcela evaporativa. Considerando-se o caso de um sólido poroso saturado com água, o fluxo molar máximo de água que evapora na interface entre o bloco e o ar é dado por:

$$N_w = \kappa \frac{\Delta x_w}{1 - x_{w,s}} \quad (4.25)$$

onde: N_w = fluxo molar de água que evapora [$\text{kmol} / (\text{m}^2 \cdot \text{s})$];
 κ = coeficiente de transferência de massa [$\text{kmol} / (\text{m}^2 \cdot \text{s})$];
 Δx_w = diferença de fração molar entre a superfície e o ambiente;
 $x_{w,s}$ = fração molar de vapor d'água na superfície do sólido (pele).

O coeficiente de transferência de massa pode ser calculado usando-se a analogia entre transferência de calor e massa que é válida para um cilindro:

$$j_H = j_D \quad (4.26)$$

onde: j_H = fator de Colburn para transferência de calor;
 j_D = fator de Colburn para transferência de massa.

Os fatores j_H e j_D são dados, respectivamente, por:

$$j_H = \frac{h_c}{\rho_{a,w} c_{a,w} v_a} Pr^{2/3} \quad (4.27)$$

$$j_D = \frac{\kappa}{c v_a} Sc^{2/3} \quad (4.28)$$

onde: $\rho_{a,w}$ = massa específica da mistura ar e água [kg / m^3];
 $c_{a,w}$ = calor específico da mistura ar e água [$\text{J} / (\text{kg} \cdot ^\circ\text{C})$];
 v_a = velocidade do ar [m / s];
 Pr = número de Prandtl;
 c = concentração da mistura ar e água [kmol / m^3];
 Sc = número de Schmidt da mistura ar e água.

Igualando-se as equações 4.27 e 4.28, obtém-se uma relação para o cálculo do coeficiente de transferência de massa a partir do coeficiente de transferência de calor:

$$\frac{\kappa}{h_c} = \frac{1}{M_{a,w} c_{a,w}} \left(\frac{Pr}{Sc} \right)^{2/3} \quad (4.29)$$

onde: $M_{a,w}$ = massa molecular da mistura ar e água [kg / kmol].

Deseja-se calcular o máximo calor perdido no processo de evaporação por unidade de área, que é dado pela vazão mássica de água que evapora multiplicada pela energia necessária à mudança de fase:

$$E = (N_w M_w) \lambda \quad (4.30)$$

onde: E = máximo calor perdido por evaporação na superfície da pele [W / m^2];

M_w = massa molecular da água [kg / kmol];

λ = entalpia de vaporização da água à temperatura da superfície [J / kg].

Substituindo-se a equação 4.25 na equação 4.30 obtém-se:

$$E = M_w \lambda \kappa \frac{\Delta x_w}{1 - x_{w,s}} \quad (4.31)$$

Na literatura, freqüentemente, o calor perdido por evaporação é calculado utilizando-se um coeficiente de transferência de calor por evaporação, segundo a equação:

$$E = h_e \Delta P_w \quad (4.32)$$

onde: h_e = coeficiente de transferência de calor por evaporação [$\text{W} / (\text{m}^2 \cdot ^\circ\text{C})$];

ΔP_w = diferença de pressão de saturação entre o vapor no ar e na pele [Pa].

Busca-se uma relação entre os coeficientes que aparecem nas equações 4.31 e 4.32. Admitindo-se que a mistura ar e água comporte-se como gás perfeito, a fração molar do vapor d'água pode ser calculada por:

$$x_w = \frac{P_w}{P_a} \quad (4.33)$$

onde: x_w = fração molar do vapor d'água;

P_w = pressão parcial do vapor d'água na mistura [Pa];

P_a = pressão total da mistura, pressão atmosférica [Pa].

Substituindo-se a equação 4.33 na 4.32, obtém-se:

$$E = h_e P_a \Delta x_w \quad (4.34)$$

Comparando-se as equações 4.34 e 4.31 conclui-se que:

$$h_e = \frac{1}{1 - x_{w,s}} \cdot \frac{M_w \lambda}{P_a} \kappa \quad (4.35)$$

Combinando-se as equações 4.35 e 4.29 obtém-se:

$$\frac{h_e}{h} = \frac{1}{1 - x_{w,s}} \cdot \frac{M_w}{M_{w,a}} \cdot \frac{\lambda}{P_a c_{w,a}} \left(\frac{Pr}{Sc} \right)^{2/3} \quad (4.36)$$

Admitindo-se propriedades constantes e que a presença do vapor d'água não altera as propriedades do ar, o segundo membro da equação 4.36 vale:

$$x_{w,s} = 0,056 \text{ (35 °C);}$$

$$\lambda = 2426 \text{ kJ / kg (305 K);}$$

$$P_a = 101325 \text{ Pa (1 atm);}$$

$$Pr = 0,707 \text{ (300 K);}$$

$$Sc = 0,60 \text{ (300 K);}$$

$$c_a = 1007 \text{ J / (kg.°C) à (300 K);}$$

$$M_w = 18 \text{ kg / kmol;}$$

$$M_{w,a} = 29 \text{ kg / kmol.}$$

Substituindo-se os valores anteriores na equação 4.36, obtém-se a relação entre os coeficientes de transferência de calor e massa. A razão na equação 4.37 é conhecida na literatura (NISHI; GAGGE, 1970) como relação modificada de Lewis (Le). O valor obtido é muito próximo àquele apresentado neste último trabalho ($1,65 \times 10^{-2} \text{ °C / Pa}$). A diferença deve-se ao fato de que no presente trabalho não foi feita a hipótese de baixo transporte de massa ($x_{w,s} \cong 0$). Considerando-se essa hipótese, o resultado é igual ao apresentado acima.

$$\frac{h_e}{h} = 1,74 \times 10^{-2} \frac{^{\circ}\text{C}}{\text{Pa}} \quad (4.37)$$

O calor dissipado pela evaporação na superfície da pele pode ser dividido em duas parcelas: uma devida à difusão de água, não sujeita ao sistema de controle, e outra devida à evaporação do suor. Anteriormente, na equação 4.32, foi calculado o máximo calor perdido por evaporação, o qual ocorre quando a pele está saturada com água, o que nem sempre é o caso. Para corrigir isto, GAGGE et al. (1971) propuseram multiplicar a equação 4.32 por um fator w , chamado fração de superfície molhada. Quando só há difusão, isto é, o suor não está presente, w vale 0,06. Quando toda a superfície da pele está molhada de suor w vale um. Esse fator é determinado pelo sistema de controle. O calor transferido por evaporação passa a ser dado por:

$$E = w \frac{P_{w,s} - \phi_a P_{w,a}}{R_{e,cl} + \frac{1}{f_{cl} h_e}} \quad (4.38)$$

onde: $P_{w,s}$ = pressão de saturação do vapor d'água na superfície da pele [Pa];

ϕ_a = umidade relativa do ar;

$P_{w,a}$ = pressão parcial do vapor d'água no ar [Pa];

$R_{e,cl}$ = resistência à evaporação imposta pela roupa [(Pa .m²) / W].

Na tabela 4.8 é apresentada a comparação entre os coeficientes de transferência de calor por evaporação obtidos usando-se a relação de Lewis e aqueles obtidos experimentalmente por KAKITSUBA; KATSUURA (1997).

Na respiração também há transferência de calor entre o corpo humano e o ambiente. O calor transferido na respiração é composto por duas parcelas: uma devida ao aumento de umidade do ar expirado em relação ao inspirado e a outra à diferença de temperatura entre o ar inspirado e expirado. Optou-se por utilizar o modelo proposto por FANGER (1967), derivado dos resultados experimentais de MCCUTCHAN; TAYLOR (1951). O modelo é dado por:

$$Q = \dot{m} \lambda (\omega_{ex} - \omega_a) + \dot{m} c_a (T_{ex} - T_a) \quad (4.39)$$

onde: Q = calor total transferido na respiração [W];

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

λ = entalpia de vaporização da água [J / kg];

ω_{ex} = umidade absoluta do ar expirado;

ω_a = umidade absoluta do ar inspirado, igual à do ar ambiente;

c_a = calor específico do ar;

T_{ex} = temperatura do ar expirado [$^{\circ}C$];

T_a = temperatura do ar inspirado [$^{\circ}C$].

Tabela 4.8 – Coeficientes de transferência de calor por evaporação [$10^2 W/m^2.Pa$]

Elemento	Presente trabalho	KAKITSUBA; KATSUURA (1997)
<i>Cabeça</i>	5,9	----
<i>Pescoço</i>	5,9	----
<i>Tronco</i>	5,3	4,8
<i>Braço</i>	4,8	----
<i>Antebraço</i>	6,1	6,4
<i>Mão</i>	6,8	----
<i>Coxa</i>	6,8	5,3
<i>Perna</i>	6,8	----
<i>Pé</i>	8,4	----

A ventilação pulmonar está diretamente relacionada com o metabolismo, quanto maior for este maior será o consumo de oxigênio e portanto a ventilação pulmonar. FANGER (1967) propôs a seguinte expressão para o cálculo desta última:

$$\dot{m} = 1,433 \cdot 10^{-6} M A_D \quad (4.40)$$

onde: M = metabolismo por unidade de área [W / m^2];

A_D = área superficial da pele [m^2].

Para as condições basais do modelo anatômico disponível (79 W e 1,8 m^2), obtém-se uma ventilação pulmonar de 1,14 x 10⁻⁴ kg / s ou 6 L / min (temperatura média do ar de aproximadamente 35 °C nas vias respiratórias e massa específica do ar 1,13 kg / m³).

A título de avaliação desse valor, pode-se compará-lo com aquele considerado normal para as condições basais, que é de 6 L / min (GUYTON, 1992). Na equação 4.39 resta determinar as variações de umidade e temperatura. Elas são dadas por equações experimentais obtidas por MCCUTCHAN; TAYLOR (1951):

$$\omega_{ex} - \omega_a = 0,0277 + 6,5 \cdot 10^{-5} T_a - 0,8 \omega_a \quad (4.41)$$

$$T_{ex} = 32,6 + 0,066 T_a + 32 \omega_a \quad (4.42)$$

A umidade absoluta do ar pode ser calculada por:

$$\omega_a = 0,622 \frac{P_{w,a}}{P_a - P_{w,a}} \quad (4.43)$$

onde: $P_{w,a}$ = pressão parcial do vapor d'água no ar [Pa].

4.5 Transferência de calor no interior do corpo humano

Neste item serão definidas as equações que descrevem a transferência de calor no interior do modelo. Na primeira etapa, a equação da condução de calor em três dimensões com geração interna de calor será aplicada a um cilindro de seção elíptica. Na etapa seguinte será equacionada a transferência de calor que ocorre entre o sangue e o tecido. A equação da condução de calor em coordenadas cartesianas, três dimensões e com geração de calor é:

$$\rho c T_t = (kT_x)_x + (kT_y)_y + (kT_z)_z + \hat{q} \quad (4.44)$$

onde: ρ = massa específica do tecido [kg / m³];

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

T = temperatura do tecido [°C];

t = indica derivada em relação ao tempo;

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

x = indica derivada em relação à coordenada x;

y = indica derivada em relação à coordenada y ;

z = indica derivada em relação à coordenada z ;

\hat{q} = calor gerado internamente [W / m^3].

Todas as propriedades que aparecem na equação 4.44 referem-se ao tecido no interior de um elemento do corpo humano, sendo, portanto, função da posição, dependendo da camada na qual a equação esteja sendo aplicada.

4.5.1 Transformação de coordenadas

A equação 4.44 apresenta dificuldades para sua solução numérica. Considere a seguinte transformação de coordenadas que leva de um cilindro de seção elíptica no espaço cartesiano a um paralelepípedo no novo sistema de coordenadas e cujos eixos são chamados de ξ , η e γ :

$$\xi = \sqrt{\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2}} \quad (4.45)$$

$$\eta = \arctan\left(\frac{a}{b} \frac{y}{x}\right) \quad (4.46)$$

$$\gamma = z \quad (4.47)$$

onde: a = semi-eixo maior de uma elipse [m];

b = semi-eixo maior de uma elipse [m].

Na figura 4.8 está ilustrado como se dá a transformação de uma elipse para um retângulo, usando-se as equações 4.45 e 4.46:

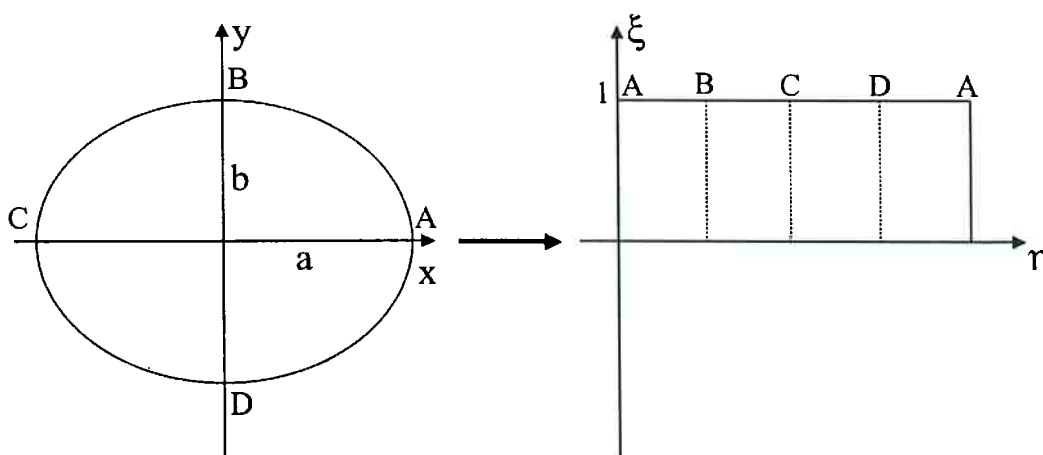


Fig. 4.8 – Transformação de coordenadas

A seguinte transformação ortogonal, retirada de CARSLAW; JAEGER (1959), também converte um cilindro de seção elíptica em um paralelepípedo:

$$x = a \cosh \xi \cos \eta \quad (4.48)$$

$$y = b \sinh \xi \sin \eta \quad (4.49)$$

$$z = y \quad (4.50)$$

A transformação dada pelas equações 4.48 a 4.50 possui a vantagem de ser ortogonal, entretanto não permite a divisão do cilindro em camadas como as do item 4.2. Assim, a transformação direta não-ortogonal dada pelas equações 4.46 a 4.48 foi empregada. Na transformação proposta, as linhas de ξ constante são elipses concêntricas, e as linhas de η constante são retas que passam pelo centro. A transformação inversa correspondente é:

$$x = \xi a \cos \eta \quad (4.51)$$

$$y = \xi b \sin \eta \quad (4.52)$$

$$z = y \quad (4.53)$$

4.5.2 Transformação das equações diferenciais

A equação 4.44, no sistema cartesiano, deve ser transformada para o novo sistema de coordenadas. A transformação será feita para o caso bidimensional geral, dado por:

$$x = x(\xi, \eta) \quad (4.54)$$

$$y = y(\xi, \eta) \quad (4.55)$$

$$z = \gamma \quad (4.56)$$

As derivadas presentes na equação 4.44 referentes às coordenadas espaciais podem ser reescritas aplicando-se a regra da cadeia:

$$\frac{\partial}{\partial x} = \frac{\partial}{\partial \xi} \frac{\partial \xi}{\partial x} + \frac{\partial}{\partial \eta} \frac{\partial \eta}{\partial x} + \frac{\partial}{\partial \gamma} \frac{\partial \gamma}{\partial x} \quad (4.57)$$

$$\frac{\partial}{\partial \xi} = \frac{\partial}{\partial x} \frac{\partial x}{\partial \xi} + \frac{\partial}{\partial y} \frac{\partial y}{\partial \xi} + \frac{\partial}{\partial z} \frac{\partial z}{\partial \xi} \quad (4.58)$$

$$\frac{\partial}{\partial y} = \frac{\partial}{\partial \xi} \frac{\partial \xi}{\partial y} + \frac{\partial}{\partial \eta} \frac{\partial \eta}{\partial y} + \frac{\partial}{\partial \gamma} \frac{\partial \gamma}{\partial y} \quad (4.59)$$

$$\frac{\partial}{\partial \eta} = \frac{\partial}{\partial x} \frac{\partial x}{\partial \eta} + \frac{\partial}{\partial y} \frac{\partial y}{\partial \eta} + \frac{\partial}{\partial z} \frac{\partial z}{\partial \eta} \quad (4.60)$$

$$\frac{\partial}{\partial z} = \frac{\partial}{\partial \xi} \frac{\partial \xi}{\partial z} + \frac{\partial}{\partial \eta} \frac{\partial \eta}{\partial z} + \frac{\partial}{\partial \gamma} \frac{\partial \gamma}{\partial z} \quad (4.61)$$

$$\frac{\partial}{\partial \gamma} = \frac{\partial}{\partial x} \frac{\partial x}{\partial \gamma} + \frac{\partial}{\partial y} \frac{\partial y}{\partial \gamma} + \frac{\partial}{\partial z} \frac{\partial z}{\partial \gamma} \quad (4.62)$$

As equações 4.57 a 4.62 podem ser agrupadas na forma matricial:

$$\begin{bmatrix} \partial/\partial x \\ \partial/\partial y \\ \partial/\partial z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \xi_x & \eta_x & \gamma_x \\ \xi_y & \eta_y & \gamma_y \\ \xi_z & \eta_z & \gamma_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \partial/\partial \xi \\ \partial/\partial \eta \\ \partial/\partial \gamma \end{bmatrix} \quad (4.63)$$

$$\begin{bmatrix} \partial/\partial \xi \\ \partial/\partial \eta \\ \partial/\partial \gamma \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_\xi & y_\xi & z_\xi \\ x_\eta & y_\eta & z_\eta \\ x_\gamma & y_\gamma & z_\gamma \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \partial/\partial x \\ \partial/\partial y \\ \partial/\partial z \end{bmatrix} \quad (4.64)$$

As equações 4.63 e 4.64 podem ser simplificadas, considerando-se que a transformação é bidimensional, isto é, substituindo-se a equação 4.56:

$$\begin{bmatrix} \partial/\partial x \\ \partial/\partial y \\ \partial/\partial z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \xi_x & \eta_x & 0 \\ \xi_y & \eta_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \partial/\partial \xi \\ \partial/\partial \eta \\ \partial/\partial \gamma \end{bmatrix} \quad (4.65)$$

$$\begin{bmatrix} \partial/\partial \xi \\ \partial/\partial \eta \\ \partial/\partial \gamma \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_\xi & y_\xi & 0 \\ x_\eta & y_\eta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \partial/\partial x \\ \partial/\partial y \\ \partial/\partial z \end{bmatrix} \quad (4.66)$$

O jacobiano da transformação (J) é igual ao determinante da matriz 3 x 3 na equação 4.66:

$$J = \begin{vmatrix} x_\xi & y_\xi & 0 \\ x_\eta & y_\eta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} = x_\xi y_\eta - x_\eta y_\xi \quad (4.67)$$

Combinando-se as equações 4.65, 4.66 e 4.67 obtém-se:

$$\begin{bmatrix} \xi_x & \eta_x & 0 \\ \xi_y & \eta_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_\xi & y_\xi & 0 \\ x_\eta & y_\eta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}^{-1} = \frac{1}{J} \begin{bmatrix} y_\eta & -y_\xi & 0 \\ -x_\eta & x_\xi & 0 \\ 0 & 0 & J \end{bmatrix} \quad (4.68)$$

Os fluxos de calor nas direções x , y e z , são dados, respectivamente, por:

$$U = kT_x \quad (4.69)$$

$$V = kT_y \quad (4.70)$$

$$X = kT_z \quad (4.71)$$

onde: U = fluxo de calor na direção x [W / m^2];

V = fluxo de calor na direção y [W / m^2];

X = fluxo de calor na direção z [W / m^2].

Derivando-se as equações 4.69 a 4.71 e substituindo-se a equação 4.68, obtém-se:

$$U_x = U_\xi \xi_x + U_\eta \eta_x + U_\gamma \gamma_x = \frac{y_\eta U_\xi - y_\xi U_\eta}{J} \quad (4.72)$$

$$V_y = V_\xi \xi_y + V_\eta \eta_y + V_\gamma \gamma_y = \frac{x_\xi V_\eta - x_\eta V_\xi}{J} \quad (4.73)$$

$$X_z = X_\xi \xi_z + X_\eta \eta_z + X_\gamma \gamma_z = X_\gamma \quad (4.74)$$

Substituindo-se as equações 4.72, 4.73 e 4.74 na equação 4.44, obtém-se:

$$J \rho c_p T_t = y_\eta U_\xi - y_\xi U_\eta + x_\xi V_\eta - x_\eta V_\xi + J X_\gamma + J \hat{q} \quad (4.75)$$

Simplificando-se a equação 4.75, obtém-se:

$$J \rho c_p T_t = (y_\eta U - x_\eta V)_\xi + (x_\xi V - y_\xi U)_\eta + J X_\gamma + J \hat{q} \quad (4.76)$$

As expressões para U , V e T podem ser obtidas aplicando-se a regra da cadeia nas equações 4.69 a 4.71 e substituindo-se a equação 4.68:

$$U = kT_{\xi}\xi_x + kT_{\eta}\eta_x + kT_{\gamma}\gamma_x = k \frac{T_{\xi}y_{\eta} - T_{\eta}y_{\xi}}{J} \quad (4.77)$$

$$V = kT_{\xi}\xi_y + kT_{\eta}\eta_y + kT_{\gamma}\gamma_y = k \frac{T_{\eta}x_{\xi} - kT_{\xi}x_{\eta}}{J} \quad (4.78)$$

$$X = kT_{\xi}\xi_z + kT_{\eta}\eta_z + kT_{\gamma}\gamma_z = kT_{\gamma} \quad (4.79)$$

Substituindo-se as equações 4.77 à 4.79 na 4.76, obtém-se a equação diferencial original, equação 4.44, reescrita no novo sistema de coordenadas:

$$J \rho c T_i = \left[\frac{k(x_{\eta}^2 + y_{\eta}^2)}{J} T_{\xi} - \frac{k(x_{\xi}x_{\eta} + y_{\xi}y_{\eta})}{J} T_{\eta} \right]_{\xi} + \left[\frac{k(x_{\xi}^2 + y_{\xi}^2)}{J} T_{\eta} - \frac{k(x_{\xi}x_{\eta} + y_{\xi}y_{\eta})}{J} T_{\xi} \right]_{\eta} + J k T_{\gamma} + J \hat{q} \quad (4.80)$$

A substituição das equações 4.51 a 4.53 na 4.80 será feita no Capítulo 5.

4.6 Transferência de calor entre sangue e tecido

O modelo de transferência de calor entre sangue e tecido proposto por CHEN (1985) serviu de base para o equacionamento deste processo no presente modelo. Ele é válido apenas para pequenos vasos, os quais podem ser tratados como fazendo parte de um contínuo. Os grandes vasos serão considerados separadamente. É preciso definir qual o limite entre esses dois tamanhos de vasos. Considerando-se a figura 3.5, observa-se que as variações na temperatura do sangue são mais acentuadas conforme este percorre as gerações de vasos de cinco a oito. No entanto, a partir da terceira geração, ocorre uma pequena modificação na temperatura do sangue. Os vasos dessa geração apresentam um diâmetro de um milímetro e talvez não possam ser tratados como fazendo parte de um contínuo. Assim, considerou-se as gerações um, dois, três, dez, onze e doze como pertencentes à categoria grandes vasos, devendo ser tratadas

separadamente, e as demais gerações como pequenos vasos, formando um contínuo.

Considerando-se os tecidos e os pequenos vasos neles presente, vale o modelo de CHEN (1985) simplificado, isto é, sem o termo convectivo e a condução “turbulenta”. Nessa situação, este modelo é semelhante ao de PENNES (1948), com a diferença que a temperatura do sangue arterial que alimenta o tecido depende da posição, não sendo igual à temperatura interna do corpo humano. A equação que descreve a temperatura do tecido de um elemento do modelo, no plano transformado, é obtida a partir da 4.80, acrescentando-se o efeito do sangue:

$$\begin{aligned}
 J \rho c T_i = & \left[\frac{k(x_\eta^2 + y_\eta^2)}{J} T_\xi - \frac{k(x_\xi x_\eta + y_\xi y_\eta)}{J} T_\eta \right]_\xi \\
 & + \left[\frac{k(x_\xi^2 + y_\xi^2)}{J} T_\eta - \frac{k(x_\xi x_\eta + y_\xi y_\eta)}{J} T_\xi \right]_\eta \\
 & + J [kT_y]_y + J \hat{V}_{bl} \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar,i} - T) + J \hat{q}
 \end{aligned} \tag{4.81}$$

onde: J = jacobiano da transformação (função de ξ , η , a e b) [m^2];

ρ = massa específica (função da posição, varia com a camada) [kg / m^3];

c = calor específico (função da posição, varia com a camada) [$J / (kg \cdot ^\circ C)$];

T = temperatura do tecido (função da posição e do tempo) [$^\circ C$];

k = condutividade térmica (função da posição, varia com a camada) [$W / (m \cdot ^\circ C)$];

\hat{V}_{bl} = vazão de sangue no tecido (função da posição, varia com a camada e função do tempo, resposta do sistema de controle) [$m^3 / (m^3 \cdot s)$];

ρ_{bl} = massa específica do sangue (constante) [kg / m^3];

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

$T_{ar,i}$ = temperatura do sangue arterial que alimenta os pequenos vasos do elemento i (função do tempo) [$^\circ C$];

\hat{q} = geração interna de calor (função da posição, varia com a camada e função do tempo, resposta do sistema de controle) [W / m^3].

Os grandes vasos podem ser modelados, assim como em WISSLER (1985), como dois reservatórios, um de sangue arterial e outro venoso. Assim, os seguintes elementos do modelo: cabeça, pescoço, braços, antebraços, mãos, coxas, pernas e pés, possuirão

dois reservatórios. Aplicando-se um balanço de energia a cada um destes reservatórios, obtém-se uma equação diferencial ordinária para o cálculo da temperatura do sangue no reservatório arterial e venoso, respectivamente:

$$m_{ar,i} c_{bl} \frac{dT_{ar,i}}{dt} = \rho_{bl} c_{bl} \hat{V}_{ar,i} (T_{ar,i}^{in} - T_{ar,i}) + H_{av,i} (T_{ve,i} - T_{ar,i}) \quad (4.82)$$

$$m_{ve,i} c_{bl} \frac{dT_{ve,i}}{dt} = \rho_{bl} c_{bl} \hat{V}_{ve,i} (T_{ve,i}^{in} - T_{ve,i}) + H_{av,i} (T_{ar,i} - T_{ve,i}) + \int_V \rho_{bl} c_{bl} \hat{V}_{bl} (T - T_{ve,i}) dV \quad (4.83)$$

onde: $m_{ar,i}$ = massa de sangue no reservatório arterial do elemento i (constante) [kg];

$\hat{V}_{ar,i}$ = vazão total de sangue arterial que entra no elemento i (função do tempo, resposta do sistema de controle) [m^3 / s];

$T_{ar,i}^{in}$ = temperatura do sangue arterial que entra no elemento i [$^{\circ}C$] (função do tempo);

$H_{av,i}$ = coeficiente de transferência de calor entre grandes artérias e veias no elemento i (constante) [$W / ^{\circ}C$] (função do tempo);

$T_{ve,i}$ = temperatura do sangue no reservatório venoso do elemento i [$^{\circ}C$] (função do tempo);

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

$\hat{V}_{ve,i}$ = vazão total de sangue venoso que entra no elemento i (função do tempo, resposta do sistema de controle) [m^3 / s];

$T_{ve,i}^{in}$ = temperatura do sangue venoso que entra no elemento i [$^{\circ}C$] (função do tempo);

\hat{V}_{bl} = vazão de sangue nos tecidos (função da posição, varia com a camada e função do tempo, resposta do sistema de controle) [$m^3 / (m^3.s)$].

Os primeiros termos do segundo membro das equações 4.82 e 4.83 referem-se à entalpia que entra no volume de controle devido ao sangue proveniente de outros elementos. Nas mãos e nos pés, elementos na extremidade, não há vazão de sangue venoso entrando nesses elementos, logo o primeiro termo do segundo membro da

equação 4.83 anula-se. A integral que aparece na equação 4.83 refere-se à entalpia que entra no reservatório venoso proveniente do sangue dos pequenos vasos, os quais deixam os tecidos em equilíbrio térmico com estes últimos. No tronco considerou-se apenas um reservatório de sangue, desse modo, não há transferência de calor entre artérias e veias, o que está de acordo com a figura 3.5 (gerações um e doze de vasos). A equação que descreve a temperatura do sangue no interior do tronco é dada por:

$$m_{bl} c_{bl} \frac{dT_{bl}}{dt} = \sum_i \rho_{bl} c_{bl} \hat{V}_{ve,i} (T_{ve,i} - T_{bl}) + \int_V \rho_{bl} c_{bl} \hat{V}_{bl} (T - T_{bl}) dV \quad (4.84)$$

onde: m_{bl} = massa de sangue no reservatório do tronco (constante) [kg];

T_{bl} = temperatura do sangue no reservatório do tronco (função do tempo) [°C];

$\hat{V}_{ve,i}$ = vazão total de sangue venoso que entra no tronco vindo do elemento i
(braços, coxas e pescoço, função do tempo) [m³ / s];

$T_{ve,i}$ = temperatura do sangue venoso que entra no tronco vindo do elemento i
(função do tempo) [°C].

As equações 4.82 a 4.84 completam o modelo. Resta apenas determinar as massas de sangue nos reservatórios e os coeficientes de transferência de calor entre artérias e veias. As massas podem ser calculadas usando-se as porcentagens de volume ocupado pelo sangue em cada tipo de vaso, apresentadas na tabela 3.1. Primeiramente, é necessário determinar o volume total de sangue de acordo com a massa do modelo anatômico utilizado. O volume total de sangue é de difícil estimativa pois é função de vários fatores como sexo e massa do indivíduo, entre outros. Admitindo-se um ser humano adulto normal, a figura 4.9 fornece um valor aproximado para o volume sanguíneo em função do sexo e massa corporal do indivíduo. O modelo anatômico disponível possui uma massa de 67 kg. Através da figura 4.9, obtém-se um volume sanguíneo de 5500 ml, que multiplicado pela massa específica do sangue (tabela 4.6) fornece uma massa de 5,8 kg. A partir desse valor é possível calcular a massa de sangue em cada tipo de vaso. O resultado está apresentado na tabela 4.9.

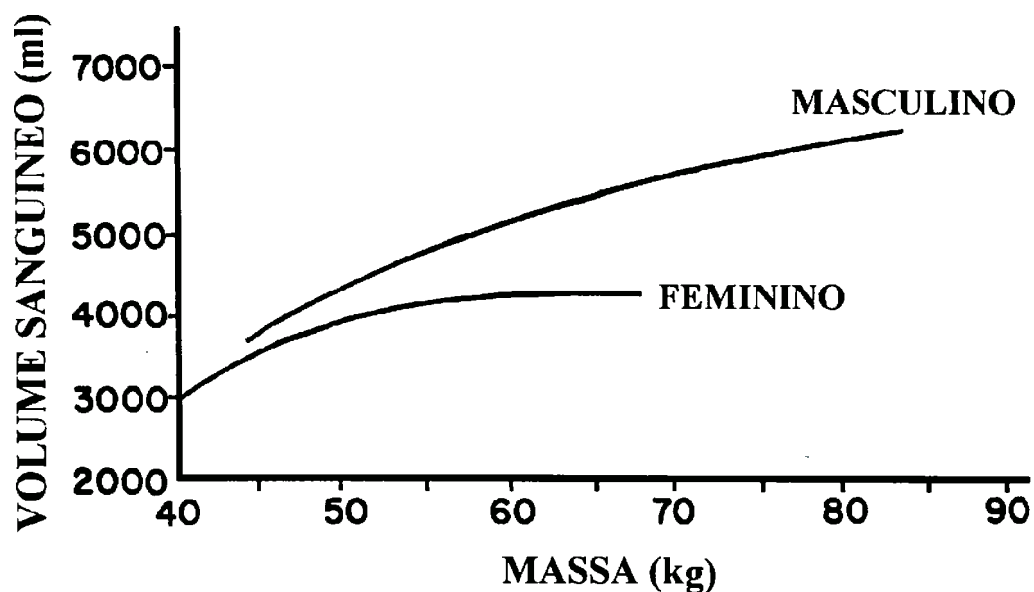


Fig. 4.9 – Volume de sangue no corpo humano. Fonte: GUYTON (1992).

Tabela 4.9 – Massa dos compartimentos vasculares

Geração	Vaso	% volume vascular	Volume [cm ³]
1	Aorta	3,30	181,50
2	Grande artéria	6,59	362,45
3	Ramo arterial	5,49	301,95
4	Ramo terminal	0,55	30,25
6	Arteriola	2,75	151,25
7	Capilar	6,59	362,45
8	Vênula	12,09	664,95
9	Veia terminal	3,30	181,50
10	Ramo venoso	29,67	1631,85
11	Grande veia	24,18	1329,90
12	Vena cava	5,49	301,95

As gerações quatro, cinco, seis, sete, oito e nove foram consideradas como fazendo parte de um contínuo, formado por tecido mais sangue contido nesses vasos. As demais gerações de vaso, um, dois, três, dez, onze e doze foram consideradas como grandes vasos, cujo volume deve ser distribuído para cada elemento do modelo. Na realidade, a distribuição do volume de sangue do corpo humano varia com o tempo,

dependendo, por exemplo, da atividade física. No modelo, a distribuição foi considerada fixa, cada elemento tem uma massa de sangue proporcional à sua quantidade de músculo. No caso do tronco, a massa de sangue é proporcional a quantidade de vísceras e pulmão, e na cabeça proporcional ao volume do cérebro. Na tabela 4.10 estão apresentadas as massas nos reservatórios de sangue arterial e venoso em cada um dos segmentos, calculadas segundo este procedimento.

Tabela 4.10 – Volume e massa nos reservatórios de sangue

Elemento	Volume [cm ³]		Massa [g]	
	Arterial	Venoso	Arterial	Venoso
<i>Cabeça</i>	40	180	43	191
<i>Pescoço</i>	15	66	16	69
<i>Vísceras</i>	335	1114	355	1180
<i>Pulmão</i>	111	370	118	392
<i>Mão</i>	7	30	7	32
<i>Antebraço</i>	13	60	14	64
<i>Braço</i>	24	107	26	114
<i>Pé</i>	15	66	16	69
<i>Perna</i>	35	155	37	164
<i>Coxa</i>	78	349	83	369
<i>Total</i>	846	3264	896	3456

De acordo com as equações 4.82 a 4.84, quando o regime permanente é atingido o lado esquerdo delas se anula. Portanto, as massas dos reservatórios de sangue não influem diretamente nos resultados do modelo em regime permanente. No entanto, essas massas, ou melhor, o volume que elas ocupam, entrará no cálculo dos coeficientes de transferência de calor entre artérias e veias, como será visto adiante. Esses coeficientes foram calculados usando-se o mesmo procedimento adotado por MITCHELL; MYERS apud CHARNY (1992). Os pesquisadores utilizaram o fator de forma (S), equações 4.85 e 4.86, para condução de calor bidimensional entre dois cilindros de comprimento (L) imersos em um meio infinito, vide figura 4.10.

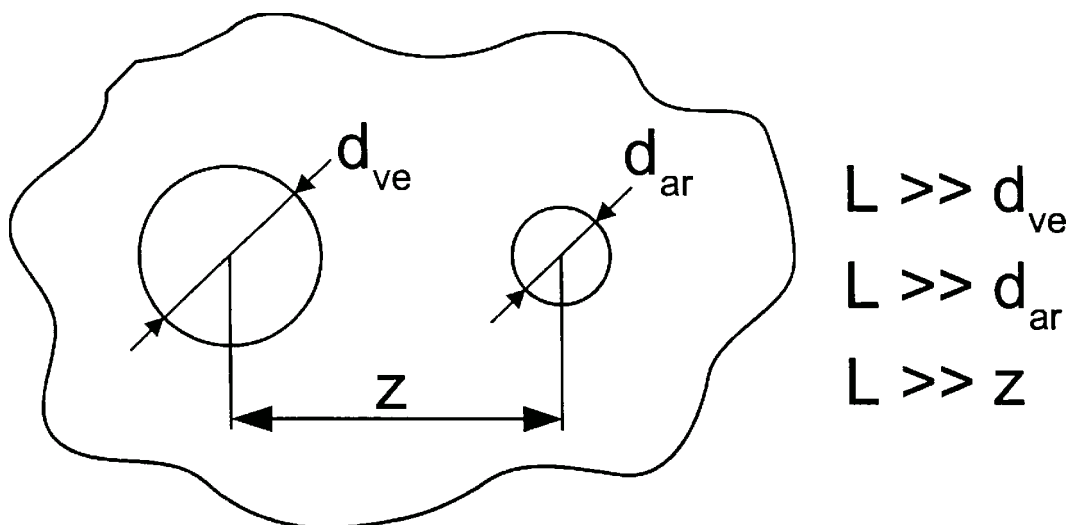


Fig. 4.10 – Geometria bidimensional de um par de vasos

$$q_{av} = S k (T_{ar} - T_{ve}) \quad (4.85)$$

$$S = \frac{2\pi L}{\operatorname{arcosh} \left(\frac{4z^2 - d_{ve}^2 - d_{ar}^2}{2d_{ve}d_{ar}} \right)} \quad (4.86)$$

- onde: q_{av} = calor transferido entre o par artéria-veia [W];
 S = fator de forma [m];
 k = condutividade térmica do tecido [W / (m.°C)];
 T_{ar} = temperatura do sangue na artéria [°C];
 T_{ve} = temperatura do sangue na veia [°C];
 L = comprimento de qualquer um dos dois vasos [m];
 z = distância entre os centros dos vasos [m];
 d_{ve} = diâmetro da veia [m];
 d_{ar} = diâmetro da artéria [m].

Considerando-se a mesma simplificação adotada por MITCHELL; MYERS apud CHARNY (1992), diâmetro dos vasos iguais ($d_{ve} = d_{ar} = d$), a equação 4.86 fica:

$$S = \frac{2\pi L}{\operatorname{arcosh} \left[2 \left(\frac{z}{d} \right)^2 - 1 \right]} \quad (4.87)$$

SHITZER et al. (1997) utilizaram a equação 4.88 para o cálculo do espaçamento entre a artéria e a veia:

$$z = 2 \sqrt{d_{ve} d_{ar}} \quad (4.88)$$

Substituindo-se a equação 4.88 na 4.87, obtém-se:

$$S = \frac{2 \pi L}{\operatorname{arcosh}(7)} \quad (4.89)$$

Considerando-se que os pares de vasos tenham um comprimento igual àquele dos elementos do modelo aos quais eles pertencem, calculou-se o fator de forma para um par deles. O coeficiente de transferência de calor entre estes, equação 4.90, pode ser obtido lembrando-se que a condutividade térmica do músculo, meio no qual os vasos estão imersos, é de $0,51 \text{ W} / (\text{m} \cdot ^\circ\text{C})$. Os resultados dos cálculos anteriores estão apresentados na tabela 4.11.

$$H_{av} = S k \quad (4.90)$$

Tabela 4.11 – Coeficientes de transferência de calor entre um par de vasos em cada elemento

Elemento	L [cm]	S [m]	H_{av} [W / ($^\circ\text{C} \cdot \text{par}$)]
<i>Cabeça</i>	19	0,453	0
<i>Pescoço</i>	8	0,191	0,097
<i>Tronco</i>	58	1,384	0
<i>Braço</i>	31	0,740	0,377
<i>Antebraço</i>	28	0,668	0,341
<i>Mão</i>	19	0,450	0,231
<i>Coxa</i>	44	1,050	0,535
<i>Perna</i>	40	0,954	0,487
<i>Pé</i>	26	0,620	0,316

Agora é preciso determinar quantos pares de vasos existem em cada um dos elementos. O número de vasos pode ser aproximadamente calculado dividindo-se o

volume de sangue em cada elemento, tabela 4.10, pelo volume do par de vasos. Na tabela 4.12 estão apresentados os diâmetros das várias categorias de vasos presentes no corpo humano. Considerou-se o diâmetro representativo das grandes artérias e veias como sendo de seis milímetros, e o dos ramos arteriais e venosos de dois milímetros. O número de pares de vasos contidos em cada elemento, bem como o coeficiente de transferência de calor entre artérias e veias, calculado como o produto do número de pares pelos coeficientes da tabela 4.11, estão apresentados na tabela 4.13.

**Tabela 4.12 – Diâmetro interno dos vasos sanguíneos no corpo humano.
Fonte: YANG (1989).**

<i>Vasos</i>	<i>d [mm]</i>
Aorta ascendente	20 - 32
Aorta descendente	16 - 20
Grandes artérias	2-6
Capilares	0,005-0,01
Grandes veias	5-10
Vena cava	20

Tabela 4.13 – Coeficientes de transferência de calor entre os reservatórios de sangue de cada elemento

Elemento	L [cm]	V [cm³]	pares	H_{av} [W / (°C.par)]	H_{av} [W / °C]
<i>Cabeça</i>	19	220	-----	0,000	0,00
<i>Pescoço</i>	8	80	16	0,097	1,55
<i>Tronco</i>	58	1449	0	0,000	0,00
<i>Braço</i>	31	132	7	0,377	2,55
<i>Antebraço</i>	28	74	4	0,341	1,43
<i>Mão</i>	19	37	3	0,231	0,72
<i>Coxa</i>	44	427	15	0,535	8,26
<i>Perna</i>	40	189	8	0,487	3,67
<i>Pé</i>	26	80	5	0,316	1,55

4.7 Sistema de Controle

O sistema de controle da temperatura corporal pode ser dividido em três partes principais: os receptores térmicos, o controlador e os atuadores. Como descrito nos Capítulos 2 e 3, os sensores térmicos estão comprovadamente presentes na pele e no hipotálamo. Acredita-se que eles possam ser encontrados em outras regiões, contudo isto não está provado. No interior do controlador ocorre a integração dos sinais provenientes das várias regiões. Não se sabe como se dá este processo. Os atuadores são conhecidos: mecanismo vasomotor, sudorese e geração de calor pelos calafrios. Dadas estas limitações, optou-se por utilizar um modelo simplificado do sistema de controle, que, apesar disso, incorpora as características básicas do mesmo. Considerou-se sinais de temperatura provenientes da pele e do hipotálamo. O modelo empregado, equações 4.91 a 4.97, baseia-se em pesquisas experimentais. O modelo utilizado para o mecanismo vasomotor foi desenvolvido por SAVAGE; BRENGELMANN (1996), sendo dado pela equação 3.22. Os coeficientes desta equação não são iguais àqueles determinados por estes pesquisadores. Eles são baseados em outros trabalhos e, segundo a análise de SAVAGE; BRENGELMANN (1996), fornecem os mesmos resultados para as condições experimentais testadas por estes pesquisadores. Além disso, considerou-se sinais internos de temperatura provenientes do hipotálamo (equivale à temperatura média do cérebro no modelo) e não do esôfago. A equação que determina a variação da vazão de sangue para a pele é dada por:

$$\Delta \hat{V}_{bl,i} = K_1 (T_{hy} - T_{hy,0}) + K_2 (\bar{T}_s - \bar{T}_{s,0}) \quad (4.91)$$

onde: $\Delta \hat{V}_{bl,i}$ = variação na vazão de sangue na pele do elemento i [ml / (100 g.min)];

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

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

$T_{hy,0}$ = temperatura de referência do hipotálamo [°C];

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

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

$\bar{T}_{s,0}$ = temperatura média de referência da pele [°C].

A equação 4.91 possui limite máximo (SAVAGE; BRENGELMANN, 1996) e

mínimo:

$$0,5 \frac{ml}{100g \cdot min} \leq \Delta \hat{V}_{bl,i} \leq 20 \frac{ml}{100g \cdot min} \quad (4.92)$$

Para o cálculo da sudorese, optou-se por utilizar o modelo de NADEL et al. (1971), que é amplamente conhecido na literatura. O modelo é dado pela equação 3.23, modificada para incluir a temperatura do hipotálamo. Levou-se em consideração o efeito da temperatura local proposto por estes pesquisadores.

$$E_{sw,i} = \left[K_3 (T_{hy} - T_{hy,0}) + K_4 (\bar{T}_s - \bar{T}_{s,0}) \right] e^{\frac{T_{st} - \bar{T}_{s,0}}{10}} \quad (4.93)$$

onde: E_{sw} = calor perdido por evaporação do suor no elemento i [W / m^2];

$\bar{T}_{s,i}$ = temperatura média da superfície da pele do elemento i [$^{\circ}C$];

K_3 = constante [$100 W / (m^2 \cdot ^{\circ}C)$];

K_4 = constante [$11 W / (m^2 \cdot ^{\circ}C)$].

Os coeficientes da equação 4.93 foram determinados através de um processo iterativo, de modo a se obter uma resposta do calor perdido por evaporação similar aos resultados experimentais das figuras 7.10, 7.12 e 7.14.

Considerando-se que não há simultaneamente difusão de água e suor na mesma área superficial, o cálculo da fração de superfície molhada (w), presente na equação 4.38, é dado por:

$$w = 0,06 + 0,94 \frac{E_{sw}}{E} \quad (4.94)$$

onde: E = máximo calor perdido por evaporação na superfície da pele [W / m^2].

Quando o suor não está presente, E_{sw} vale zero e, portanto, w é igual a 0,06. Se E_{sw} for igual a E , então a fração de superfície molhada vale um. Nesta situação, a pele encontra-se saturada de suor, atingindo a condição de máxima evaporação. Aumentando-se ainda mais a produção de suor, o excedente começará a escorrer. Por conseguinte, a equação 4.94 deve apresentar um limite superior:

$$0,06 \leq w \leq 1 \quad (4.95)$$

O modelo escolhido para o incremento de calor gerado pelos calafrios foi proposto por GORDON et al. (1976). Considerando-se a temperatura do tímpano como representativa da temperatura do hipotálamo, obtém-se a seguinte equação:

$$\Delta M_{sh} A_D = K_5 (T_{ty,0} - T_{ty}) + K_6 (\bar{T}_{s,0} - \bar{T}_s) + K_7 \Delta Q \quad (4.96)$$

onde: ΔM_{sh} = variação do metabolismo devido aos calafrios [W / m^2];

K_5 = constante [$250 W / ^\circ C$];

K_6 = constante [$40 W / ^\circ C$];

K_7 = constante [$0,06$];

ΔQ = diferença entre o calor perdido na superfície em um instante qualquer e aquele obtido na condição de neutralidade [W].

Os coeficientes da equação 4.96 foram determinados através de um processo iterativo, de modo a se obter uma resposta do metabolismo similar aos resultados experimentais da figura 7.17.

Analogamente às equações 4.91 e 4.94, a equação 4.96 apresenta limites. Segundo HAYWARD et al. (1977), o limite máximo é $6,4 W / kg$. No presente caso, massa igual a $67 kg$, esse limite é:

$$0 \leq \Delta M_{sh} A_D \leq 429 W \quad (4.97)$$

Nas equações 4.91, 4.93 e 4.96, os valores de referência são aqueles determinados para a condição de neutralidade térmica (vide Capítulo 6), não correspondendo necessariamente aos valores determinados pelos pesquisadores que as desenvolveram.

4.8 Visão geral do modelo do sistema passivo do corpo humano

Neste capítulo é apresentada, através da figura 4.11, uma visão geral do sistema passivo do modelo. Nela, é possível observar as condições de contorno possíveis, o tipo de geometria utilizado em cada elemento e o sistema circulatório empregado. Vale ressaltar que condições de contorno mais completas, assimetrias no ambiente térmico, podem ser simuladas, mediante alterações no programa de computador. Além disso, se necessário, os cilindros representando cada elemento podem ter distribuição de camadas tridimensional, bidimensional ou mesmo unidimensional, o que corresponde ao caso de cilindros de seção circular.

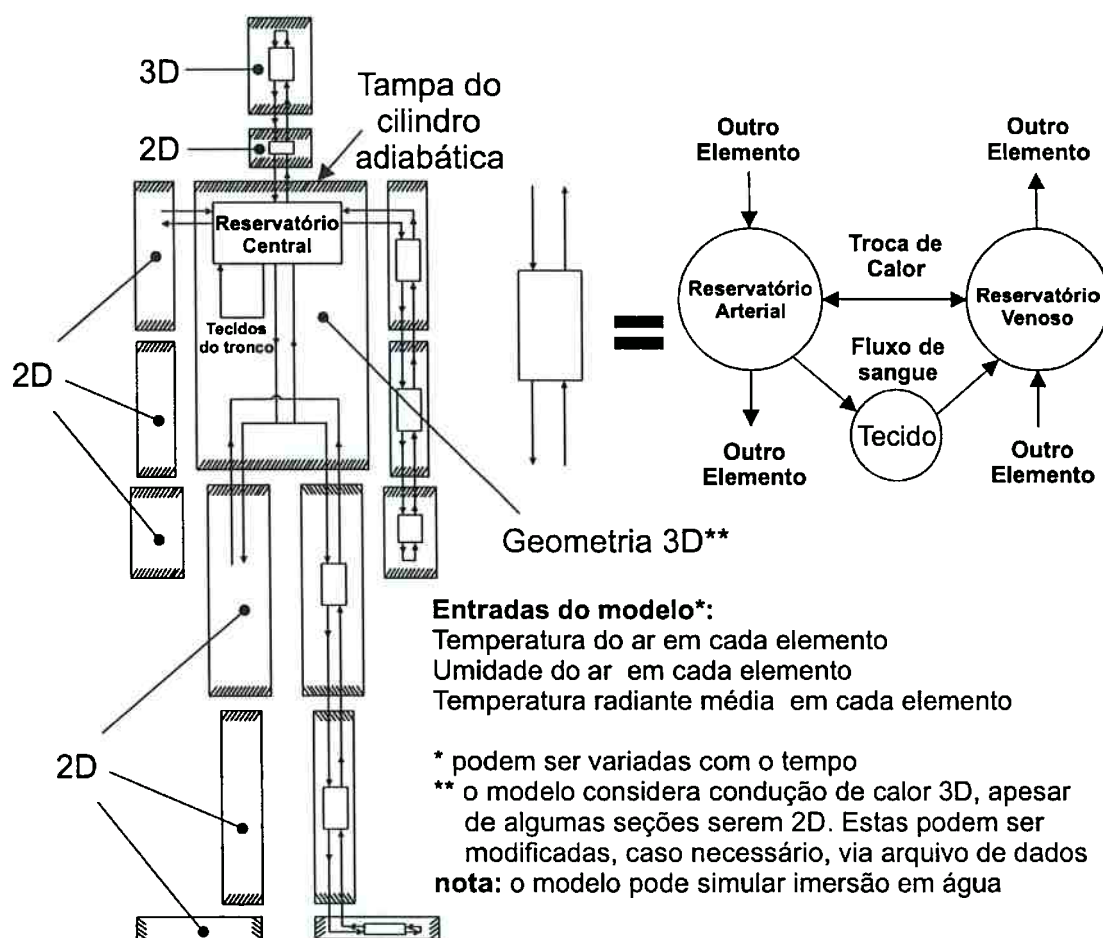


Fig. 4.11 – Visão geral do sistema passivo do modelo

5 SOLUÇÃO DAS EQUAÇÕES DIFERENCIAIS

Este capítulo trata da solução do sistema de equações diferenciais parciais que formam o modelo do sistema térmico do corpo humano. As equações a serem resolvidas são as 4.81 a 4.84. A solução será obtida por intermédio de um programa de computador que resolve as equações algébricas resultantes da aplicação de um método numérico, como elementos finitos, diferenças finitas ou volume finitos. Optou-se por utilizar este último por duas razões principais: a primeira porque as equações aproximadas são obtidas através de um balanço de energia, conferindo conteúdo físico aos coeficientes resultantes, segundo porque este método é amplamente utilizado em problemas com coordenadas coincidentes com a fronteira.

5.1 Aplicação do método dos volumes finitos

Considere a transformação de coordenadas proposta no Capítulo 4, equações 4.51 a 4.53. De acordo com a figura 4.8, a transformação converte um cilindro reto de seção elíptica no plano físico em um paralelepípedo retângulo no plano computacional. A primeira etapa de aplicação do método dos volume finitos consiste em se gerar uma malha no plano computacional. Na figura 5.1 está apresentada uma seção transversal desta malha, no plano ξ - η . Todos os pontos necessários ao desenvolvimento posterior do método estão ilustrados, inclusive aqueles situados na quina do volume de controle. Um detalhe em três dimensões de um único volume está mostrado na figura 5.2. As letras N , S , E , W , T , B , NE , NW , SE , SW designam, respectivamente, os volumes situados ao norte, ao sul, ao leste, ao oeste, a cima, a baixo, ao nordeste, ao noroeste, ao sudeste e ao sudoeste do volume P . As coordenadas ξ e η variam, respectivamente, entre 0 e 1, e entre 0 e 2π . Os volumes em contato com o plano $\xi = 0$ possuem a mesma temperatura na face sul, pois este plano corresponde à linha de simetria do cilindro no plano físico. Os volumes em contato com os planos $\eta = 0$ e $\eta = 2\pi$, situados no mesmo plano z , trocam calor entre si através das faces oeste e leste, respectivamente; isto é

chamado de condição de contorno cíclica. Os volumes em contato com o plano $\xi = 1$ estão sujeitos à convecção, radiação e evaporação, de acordo com as equações 4.24 e 4.32. Os passos nas direções ξ , η e z , respectivamente designados por: $\Delta\xi$, $\Delta\eta$ e Δz , podem variar ao longo da malha, pois esta é composta por camadas representando os tecidos empregados no modelo.

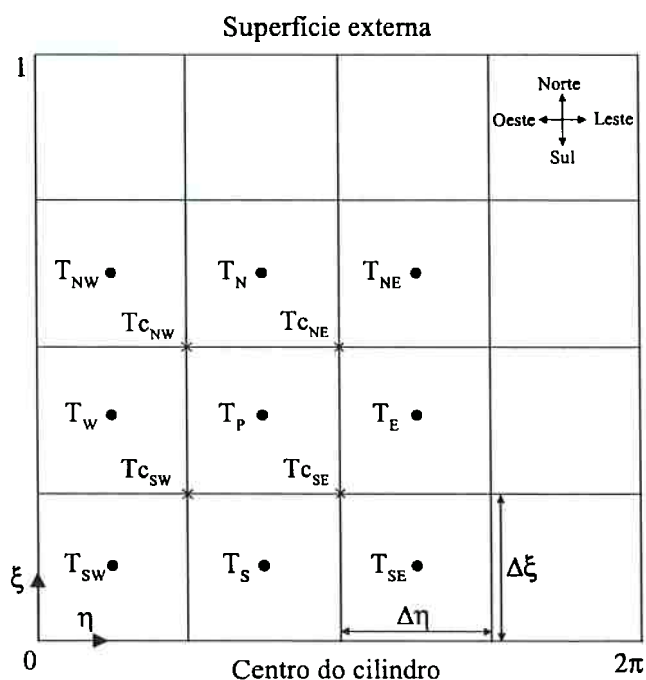


Fig. 5.1 – Malha empregada na solução numérica

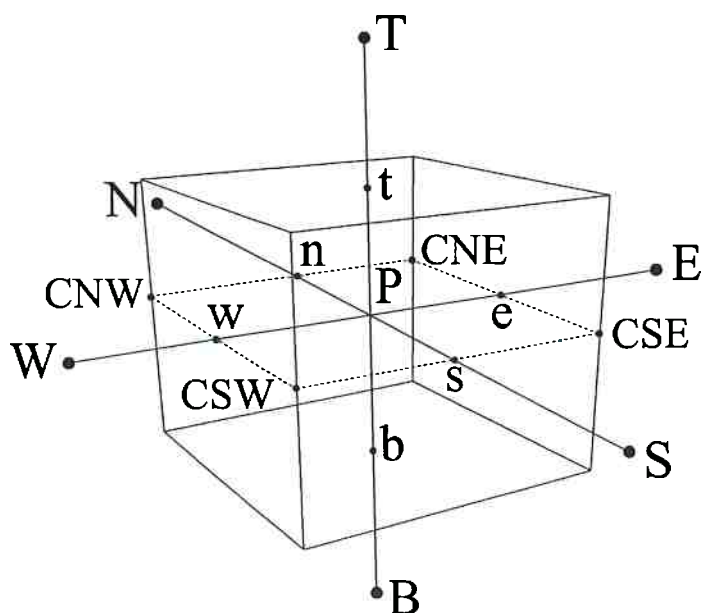


Fig. 5.2 – Detalhe de um volume da malha

Os coeficientes das equações algébricas aproximadas, que representam a equação diferencial original são obtidos, segundo o método escolhido, integrando-se termo a termo a equação 4.81 no interior de um volume e durante um intervalo de tempo.

$$\delta T_t = [\alpha T_\xi - \beta T_n]_\xi + [\mu T_n - \beta T_\xi]_n + J k T_\gamma + J \hat{S} \quad (4.80)$$

$$\alpha = \frac{k(x_n^2 + y_n^2)}{J} \quad (5.1)$$

$$\beta = \frac{k(x_\xi x_n + y_\xi y_n)}{J} \quad (5.2)$$

$$\mu = \frac{k(x_\xi^2 + y_\xi^2)}{J} \quad (5.3)$$

$$\delta = J \rho c \quad (5.4)$$

$$\hat{S} = \hat{V}_{bl} \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar} - T) + \hat{q} \quad (5.5)$$

Integrando-se a equação 4.81 termo a termo (vide figura 5.2 para referência sobre os índices n, s, e, w, t, b):

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_b \int_s \int_w^e \delta T_t d\eta d\xi d\gamma dt = \delta (T_p - T_p^0) \Delta \eta \Delta \xi \Delta \gamma \quad (5.6)$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_b \int_s \int_w^e [\alpha T_\xi]_\xi d\eta d\xi d\gamma dt = \{ [\alpha T_\xi]_n - [\alpha T_\xi]_s \} \Delta \eta \Delta \gamma \Delta t \quad (5.7)$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_b \int_s \int_w^e [\beta T_n]_\xi d\eta d\xi d\gamma dt = \{ [\beta T_n]_n - [\beta T_n]_s \} \Delta \eta \Delta \gamma \Delta t \quad (5.8)$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_b^t \int_s^n \int_w^e [\mu T_\eta]_\eta d\eta d\xi d\gamma dt = \{ [\mu T_\eta]_e - [\mu T_\eta]_w \} \Delta \xi \Delta \gamma \Delta t \quad (5.9)$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_b^t \int_s^n \int_w^e [\beta T_\xi]_\eta d\eta d\xi d\gamma dt = \{ [\beta T_\xi]_e - [\beta T_\xi]_w \} \Delta \xi \Delta \gamma \Delta t \quad (5.10)$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_b^t \int_s^n \int_w^e J(kT_\gamma)_\gamma d\eta d\xi d\gamma dt = \{ [kT_\gamma]_t - [kT_\gamma]_b \} J \Delta \xi \Delta \eta \Delta t \quad (5.11)$$

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_b^t \int_s^n \int_w^e \hat{S} J d\eta d\xi d\gamma dt = \hat{S} J \Delta \xi \Delta \eta \Delta \gamma \Delta t \quad (5.12)$$

onde: t = instante de tempo (não confundir com t da figura 5.2) [s];

$t + \Delta t$ = instante de tempo seguinte [s];

sobrescrito θ = instante de tempo atual.

As derivadas que aparecem nas equações 5.7 a 5.12 serão aproximadas tendo como referência as figura 5.1 e 5.2:

$$[T_\xi]_n = \frac{T_N - T_P}{\Delta \xi_n} \quad (5.13)$$

$$[T_\xi]_s = \frac{T_P - T_S}{\Delta \xi_s} \quad (5.14)$$

$$[T_\eta]_e = \frac{T_E - T_P}{\Delta \eta_e} \quad (5.15)$$

$$[T_\eta]_w = \frac{T_P - T_W}{\Delta \eta_w} \quad (5.16)$$

$$[T_{\gamma}]_t = \frac{T_T - T_P}{\Delta z_t} \quad (5.17)$$

$$[T_{\gamma}]_b = \frac{T_P - T_B}{\Delta z_b} \quad (5.18)$$

$$[T_{\eta}]_n = \frac{T_{C_{NE}} - T_{C_{NW}}}{\Delta \eta} \quad (5.19)$$

$$[T_{\eta}]_s = \frac{T_{C_{SE}} - T_{C_{SW}}}{\Delta \eta} \quad (5.20)$$

$$[T_{\xi}]_e = \frac{T_{C_{NE}} - T_{C_{SE}}}{\Delta \xi} \quad (5.21)$$

$$[T_{\xi}]_w = \frac{T_{C_{NW}} - T_{C_{SW}}}{\Delta \xi} \quad (5.22)$$

onde: $\Delta \xi_n$ = distância entre o centro dos pontos P e N [m];
 $\Delta \xi_s$ = distância entre o centro dos pontos P e S [m];
 $\Delta \eta_e$ = distância entre o centro dos pontos P e E [m];
 $\Delta \eta_w$ = distância entre o centro dos pontos P e W [m];
 Δz_t = distância entre o centro dos pontos P e T [m];
 Δz_b = distância entre o centro dos pontos P e B [m];
 T_c = temperatura que deve ser interpolada [°C].

As derivadas que aparecem nos fluxos de calor não-ortogonais, equações 5.8 e 5.10, foram aproximadas seguindo a metodologia apresentada por GAO (1999), resultando nas equações 5.19 a 5.22. Substituindo-se as equações 5.13 a 5.22 nas 5.7 a 5.11, determinam-se todos os termos da equação 4.81. Dividindo-se esta última pelo passo de tempo, obtém-se os coeficientes ($A_N, A_S, A_E, A_W, A_T, A_B, A_t, A_{no}$) da equação algébrica aproximada:

$$A_i = \frac{\rho c J \Delta V}{\Delta t} \quad (5.23)$$

O volume no plano físico é dado por:

$$\Delta V = J \Delta \eta \Delta \xi \Delta \gamma \quad (5.24)$$

$$A_N = \left[\frac{k(x_n^2 + y_n^2)}{J \Delta \xi} \right]_n \Delta \eta \Delta \gamma \quad (5.25)$$

$$A_S = \left[\frac{k(x_n^2 + y_n^2)}{J \Delta \xi} \right]_s \Delta \eta \Delta \gamma \quad (5.26)$$

$$A_E = \left[\frac{k(x_\xi^2 + y_\xi^2)}{J \Delta \eta} \right]_e \Delta \xi \Delta \gamma \quad (5.27)$$

$$A_W = \left[\frac{k(x_\xi^2 + y_\xi^2)}{J \Delta \eta} \right]_w \Delta \xi \Delta \gamma \quad (5.28)$$

$$A_T = \left[\frac{k}{\Delta \gamma} \right]_i J \Delta \xi \Delta \eta \quad (5.29)$$

$$A_B = \left[\frac{k}{\Delta \gamma} \right]_b J \Delta \xi \Delta \eta \quad (5.30)$$

$$A_{no} = \frac{k(x_\xi x_\eta + y_\xi y_\eta)}{J} \quad (5.31)$$

A equação aproximada, assim obtida, é dada por:

$$A_i T_P = A_N (T_N - T_P) + A_S (T_S - T_P) + A_E (T_E - T_P) + A_W (T_W - T_P) + A_T (T_T - T_P) + A_B (T_B - T_P) + S^0 \quad (5.32)$$

O termo fonte que aparece na equação 5.32, dado pela equação 5.33, refere-se ao somatório de vários termos, incluindo os fluxos de calor não-ortogonais, todos calculados no instante de tempo anterior.

$$S^0 = \hat{S} \Delta V + A_i T_p^0 + A_{no,N} (Tc_{NW} - Tc_{NE}) + A_{no,S} (Tc_{SE} - Tc_{SW}) + A_{no,E} (Tc_{SE} - Tc_{NE}) + A_{no,W} (Tc_{NW} - Tc_{SW}) \quad (5.33)$$

GAO (1999) calculou T_c em um dado ponto através de uma média ponderada das temperaturas no centro dos quatro volumes vizinhos, sendo o fator de ponderação a área no plano ξ - η destes vizinhos (o problema considerado pelo referido pesquisador era bidimensional). Abordagem semelhante foi usada na interpolação da temperatura. Considere a figura 5.3 correspondendo à malha no plano físico, a temperatura no ponto cl pode ser calculada de acordo com a equação 5.34. O procedimento de cálculo é semelhante ao utilizado por GAO (1999), só que o fator de ponderação é o produto da massa pelo calor específico dos volumes que circundam o ponto de interesse. Este método de interpolação reduz àquele apresentado pelo referido pesquisador, quando o material do cilindro for homogêneo. Para o ponto no centro do plano representado na figura 5.3, a temperatura é interpolada de maneira análoga, só que leva em conta os volumes designados por a a m , vide equação 5.35. A temperatura de qualquer ponto na superfície é calculado seguindo o modelo da equação 5.36. As temperaturas nos pontos na superfície do cilindro, como o $s6$ e $s5$, são calculadas através da condição de contorno.

$$T_{cl} = \frac{m_1 c_1 T_1 + m_2 c_2 T_2 + m_3 c_3 T_3 + m_4 c_4 T_4}{m_1 c_1 + m_2 c_2 + m_3 c_3 + m_4 c_4} \quad (5.34)$$

onde: m_n = massa do volume n [kg];

c_n = calor específico do material n [J / (kg.°C)];

T_n = temperatura do volume n [°C].

$$T_c = \frac{\sum_{n=a}^m (m_n c_n T_n)}{\sum_{n=a}^m (m_n c_n)} \quad (5.35)$$

$$T_{c2} = \frac{m_5 c_5 T_{s5} + m_6 c_6 T_{s6}}{m_5 c_5 + m_6 c_6} \quad (5.36)$$

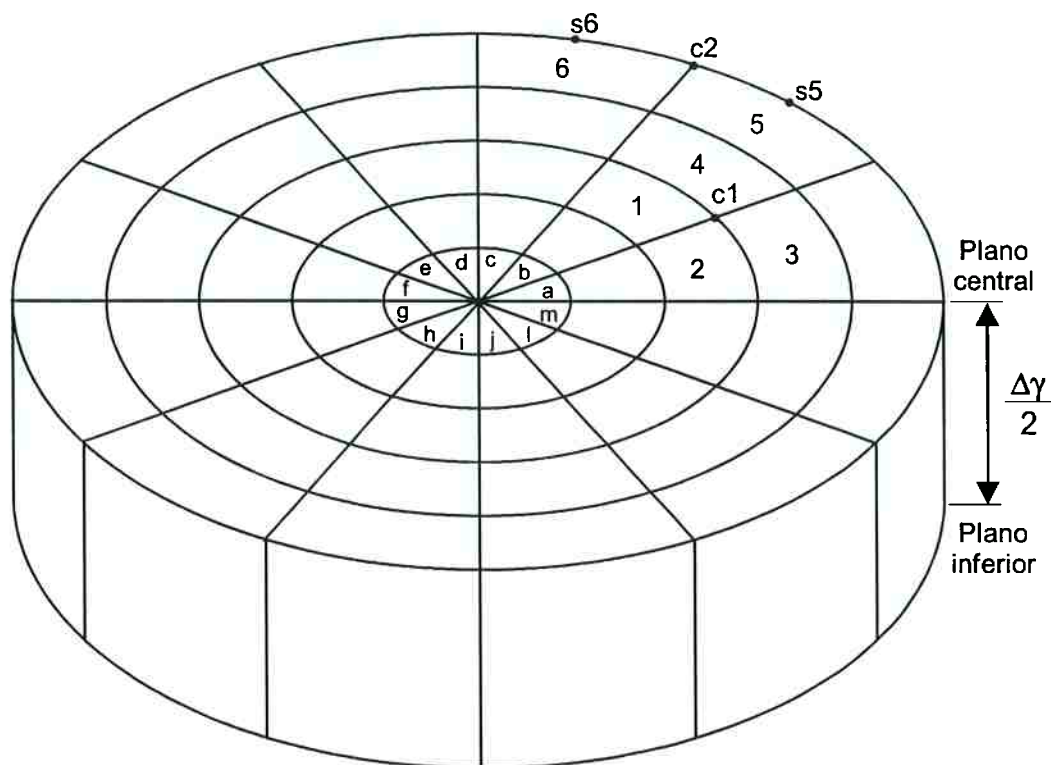


Fig. 5.3 – Seção transversal da malha no plano físico

5.2 Transformação analítica de coordenadas

Aplicando-se a transformação analítica apresentada no Capítulo 4, equações 4.51 a 4.53, nas equações 5.25 a 5.31, obtém-se os coeficientes da equação algébrica aproximada.

$$x = \xi a \cos \eta \quad (4.51)$$

$$y = \xi b \sin \eta \quad (4.52)$$

As derivadas necessárias ao cálculo são dadas por:

$$\begin{aligned} x_{\xi} &= a \cos \eta \\ y_{\xi} &= b \sin \eta \end{aligned} \quad (5.37)$$

$$\begin{aligned}x_{\eta} &= -\xi a \sin \eta \\y_{\eta} &= \xi b \cos \eta\end{aligned}\tag{5.38}$$

Substituindo-se as equações 5.37 e 5.38 nas equações 5.25 a 5.31, obtém-se os coeficientes procurados:

$$A_N = \left[\frac{k\xi(a^2 \sin^2 \eta + b^2 \cos^2 \eta)}{ab \Delta \xi} \right]_n \Delta \eta\tag{5.39}$$

$$A_S = \left[\frac{k\xi(a^2 \sin^2 \eta + b^2 \cos^2 \eta)}{ab \Delta \xi} \right]_s \Delta \eta\tag{5.40}$$

$$A_E = \left[\frac{k(a^2 \cos^2 \eta + b^2 \sin^2 \eta)}{ab \xi \Delta \eta} \right]_e \Delta \xi\tag{5.41}$$

$$A_W = \left[\frac{k(a^2 \cos^2 \eta + b^2 \sin^2 \eta)}{ab \xi \Delta \eta} \right]_w \Delta \xi\tag{5.42}$$

$$A_T = \left[\frac{k}{\Delta \gamma} \right]_t ab \xi \Delta \xi \Delta \eta\tag{5.43}$$

$$A_B = \left[\frac{k}{\Delta \gamma} \right]_b ab \xi \Delta \xi \Delta \eta\tag{5.44}$$

$$A_{no} = \frac{k \sin \eta \cos \eta (b^2 - a^2)}{ab}\tag{5.45}$$

5.3 Condições de contorno

As equações aproximadas foram determinadas para todos os volumes internos, resta defini-las nos volumes sujeitos às condições de contorno. Primeiramente, analisar-

se-á os volumes sujeitos à condição de contorno cíclica. Tomando como referência a figura 5.4, considere o volume assinalado por P . Através de sua face oeste, ele transfere calor com o volume designado por W . No plano computacional, esses dois volumes estão afastados entre si, mas no plano físico eles são adjacentes, daí a necessidade de se impor condições de contorno cíclicas a ambos os volumes. Nessa figura estão indicados os volumes necessários ao cálculo do fluxo de calor não-ortogonal. A análise feita para o volume P vale para os demais volumes em contato com o plano $\eta = 0$ e $\eta = 2\pi$.

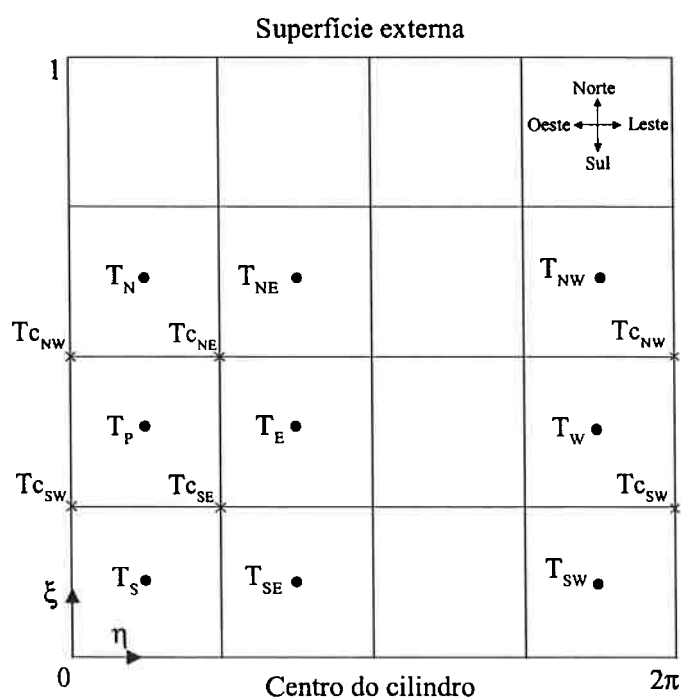


Fig. 5.4 – Condições de contorno cíclicas

Os próximos volumes a serem analisados são os centrais do cilindro, designados pelas letras b a l na figura 5.3 e que não façam fronteira com os planos $\gamma = 0$ e $\gamma = L$ (tampas do cilindro). Nota-se, nessa figura, que os referidos volumes comportam-se como adiabáticos na face sul. O fluxo de calor ortogonal nessa face é zero pois o coeficiente A_s é nulo ($\xi = 0$ na equação 5.40). O fluxo de calor não-ortogonal também é nulo nessa face, pois o plano $\xi = 0$ no plano computacional corresponde ao centro da elipse no plano físico. Então, de acordo com o quarto termo do segundo membro da equação 5.33, o fluxo é zero, uma vez que T_{SE} é igual a T_{SW} . A equação aproximada para esses volumes é:

$$A_i T_p = A_N (T_N - T_p) + A_E (T_E - T_p) + A_W (T_W - T_p) + A_T (T_T - T_p) + A_B (T_B - T_p) + S^0 \quad (5.46)$$

O termo fonte nesse caso é dado por:

$$S^0 = \hat{S} \Delta V + A_i T_p^0 + A_{no,N} (Tc_{NW} - Tc_{NE}) + A_{no,E} (Tc_{SE} - Tc_{NE}) + A_{no,W} (Tc_{NW} - Tc_{SW}) \quad (5.47)$$

Os volumes em contato com as tampas do cilindro, que são fronteiras adiabáticas, serão analisados agora. Considere inicialmente os volumes adjacentes ao plano $\gamma = L$ (tampa superior). Estes, segundo a modelagem feita no Capítulo 4, não transferem calor por condução em sua face superior. Portanto, o resultado da integração realizada na equação 5.11 é:

$$\int_i^{i+\Delta t} \int_b^b \int_s^s \int_w^w J(kT_\gamma)_\gamma d\eta d\xi d\gamma dt = -[kT_\gamma]_b J \Delta \xi \Delta \eta \Delta t \quad (5.48)$$

Então, o coeficiente A_T desses volumes vale zero e não há alteração do termo fonte. A equação algébrica fica:

$$A_i T_p = A_N (T_N - T_p) + A_S (T_S - T_p) + A_E (T_E - T_p) + A_W (T_W - T_p) + A_B (T_B - T_p) + S^0 \quad (5.49)$$

Analogamente, o mesmo raciocínio vale para os volumes em contato com o plano $\gamma = 0$ (tampa inferior). Nesse caso, o coeficiente A_B vale zero, e a equação aproximada é:

$$A_i T_p = A_N (T_N - T_p) + A_S (T_S - T_p) + A_E (T_E - T_p) + A_W (T_W - T_p) + A_T (T_T - T_p) + S^0 \quad (5.50)$$

Os últimos volumes especiais que restam ser analisados são aqueles sujeitos a convecção, radiação e evaporação. Eles estão em contato com o plano $\xi = 1$. A equação 5.51 representa o calor total transferido por condução (\dot{q}) na face norte do volume. Ela inclui os fluxos de calor ortogonais e não-ortogonais, e é resultado da integração da equação diferencial feita anteriormente, correspondendo à soma das parcelas referentes à face norte, equações 5.7 e 5.8.

$$\dot{q} = \left\{ [\alpha T_{\xi}]_n - [\beta T_{\eta}]_n \right\} \Delta \eta \Delta z \quad (5.51)$$

A equação 5.51 deve ser igual ao calor recebido do ambiente:

$$\dot{q} = -[(C+R)-E] A_D \quad (5.52)$$

onde: A_D = área superficial de um volume na superfície [m²].

Uma simplificação foi adotada aqui. Para esses volumes expostos ao ambiente, o fluxo de calor não-ortogonal na face norte não foi considerado. Isto facilita bastante a implementação do método numérico e não introduz um erro significativo, pois esta parcela do fluxo é pequena em comparação com o fluxo ortogonal. Além disso, a simplificação não viola o princípio da conservação da energia. A equação 5.51 simplificada fica:

$$\dot{q} = [\alpha T_{\xi}]_n \Delta \eta \Delta z \quad (5.53)$$

A derivada presente na equação 5.53, vide figura 5.5 para referência, pode ser aproximada por:

$$[T_{\xi}]_n = \frac{T_f - T_p}{\Delta \xi / 2} \quad (5.54)$$

Substituindo-se a equação 5.54 na 5.53, obtém-se:

$$\dot{q} = A_N (T_f - T_p) \quad (5.55)$$

onde:

$$A_N = 2 \left[\frac{k(x_n^2 + y_n^2)}{J} \right]_n \frac{\Delta \eta \Delta z}{\Delta \xi} \quad (5.56)$$

É preciso determinar a temperatura na fronteira externa do cilindro (T_f). O calor transferido por radiação e evaporação são calculados através de funções não-lineares, o que ocasiona alguns problemas de implementação. A título de simplificação e de tornar

mais rápida a solução computacional das equações aproximadas, optou-se por linearizar o cálculo das pressões de saturação necessárias à determinação do calor transferido por evaporação. Esta aproximação não acarreta em erro significativo.

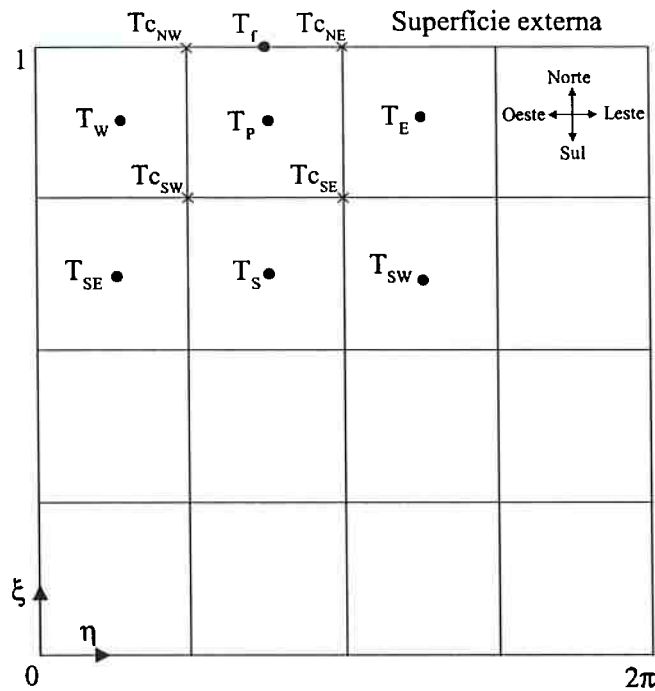


Fig. 5.5 – Condições de contorno na superfície do cilindro

O calor total transferido por convecção mais radiação é dado pela equação 4.24 multiplicada pela área superficial do volume:

$$(C+R) A_D = \frac{A_D}{R_{cl} + \frac{1}{f_{cl} h}} (T_f - T_o) \quad (5.57)$$

Definindo-se a resistência total à transferência de calor por convecção e radiação (R_{cr}), a equação 5.57 fica:

$$(C+R) A_D = \frac{T_s - T_o}{R_{cr}} \quad (5.58)$$

onde:

$$R_{cr} = \frac{R_{cl} + \frac{1}{f_{cl} h}}{A_D} \quad (5.59)$$

Considerando-se o calor transferido por evaporação, a pressão de saturação do vapor d'água é uma função não-linear da temperatura. Ela pode ser linearizada do seguinte modo:

$$P_w = P_w^* + \left(\frac{dP_w}{dT} \right)^* (T - T^*) \quad (5.60)$$

onde: P_w = pressão de saturação do vapor d'água [Pa];

T = temperatura de saturação [°C].

Os asteriscos na equação 5.60 indicam que o valor da variável ou da expressão é conhecido da iteração ou do instante de tempo anterior. Substituindo-se a equação 5.60 na 5.61, a qual é proveniente da equação 4.38, obtém-se a equação 5.64 para o cálculo do calor transferido por evaporação.

$$E A_D = \frac{w A_D}{R_{e,cl} + \frac{1}{f_{cl} h_e}} (P_{w,f} - \phi_a P_{w,a}) \quad (5.61)$$

Definindo-se a resistência total à transferência de calor por evaporação (R_e), a equação 5.61 fica:

$$E A_D = w \frac{P_{w,f} - \phi_a P_{w,a}}{R_e} \quad (5.62)$$

$$R_e = \frac{R_{e,cl} + \frac{1}{f_{cl} h_e}}{A_D} \quad (5.63)$$

$$E A_D = w \frac{P_{w,f}^* + \left(\frac{dP_w}{dT} \right)_f^* (T_f - T_f^*) - P_{w,a}}{R_e} \quad (5.64)$$

A título de simplificação definiu-se as funções δ e ζ , que dependem da temperatura na fronteira no instante ou iteração anterior:

$$\delta^*(T_f^*) = p_{w,f}^* - \left(\frac{dp_w}{dT} \right)_f^* T_f^* - p_{w,a} \quad (5.65)$$

$$\zeta^*(T_f^*) = \left(\frac{dp_w}{dT} \right)_f^* \quad (5.66)$$

$$E A_D = w \frac{\delta^* + \zeta^* T_f}{R_e} \quad (5.67)$$

Substituindo-se as equações 5.52, 5.58 e 5.67 na equação 5.50, obtém-se:

$$A_N (T_f - T_P) = \frac{(T_o - T_f)}{R_{cr}} - w \frac{\delta^* + \zeta^* T_f}{R_e} \quad (5.68)$$

Isolando-se a temperatura da fronteira na equação 5.68, obtém-se:

$$T_f = \frac{\psi}{\mu} + \frac{A_N}{\mu} T_P \quad (5.69)$$

onde:

$$\mu = A_N + \frac{1}{R_{cr}} + \frac{w \zeta^*}{R_e} \quad (5.70)$$

$$\psi = \frac{T_o}{R_{cr}} - \frac{w \delta^*}{R_e} \quad (5.71)$$

A verificação, se as condições de contorno estão escritas corretamente, pode ser feita do seguinte modo: considere que não haja evaporação ($w = 0$), se o coeficiente de transferência de calor for muito grande ($h \rightarrow \infty$), então, a resistência térmica deve ser

muito pequena ($R_{cr} \rightarrow 0$) e as variáveis μ e ψ muito grandes (μ e $\psi \rightarrow \infty$). Nestas condições, a equação 5.69 reduz-se a:

$$T_f = \lim_{R_{cr} \rightarrow 0} \frac{\frac{T_o}{R_{cr}}}{A_N + \frac{1}{R_{cr}}} = T_o \quad (5.72)$$

Observa-se que a temperatura da fronteira aproxima-se da temperatura operativa, à medida que a resistência térmica tende a zero. Portanto, a condição de contorno passa a ser temperatura superficial constante, como era esperado.

O fluxo total de calor que atravessa a face norte do volume é:

$$\dot{q} = A_N \frac{\psi}{\mu} - \left(A_N - \frac{A_N^2}{\mu} \right) T_P \quad (5.73)$$

Na equação 5.73, o termo entre parênteses é sempre positivo. A equação aproximada para os volumes expostos a convecção, radiação e evaporação é:

$$\begin{aligned} A_i T_P = & - \left(A_N - \frac{A_N^2}{\mu} \right) T_P + A_S (T_S - T_P) + A_E (T_E - T_P) \\ & + A_W (T_W - T_P) + A_T (T_T - T_P) + A_B (T_B - T_P) + S^0 \end{aligned} \quad (5.74)$$

O termo fonte é dado por:

$$\begin{aligned} S^0 = & \hat{S} \Delta V + A_i T_P^0 + A_N \frac{\epsilon}{\mu} + A_{no,S} (T_{c_{SE}} - T_{c_{SW}}) \\ & + A_{no,E} (T_{c_{SE}} - T_{c_{NE}}) + A_{no,W} (T_{c_{NW}} - T_{c_{SW}}) \end{aligned} \quad (5.75)$$

Observa-se na equação 5.75 que $A_{no,N}$ é igual a zero, de acordo com a simplificação adotada na equação 5.53.

5.4 Solução das equações aproximadas

Todos os volumes da malha possuem uma equação aproximada que permite o cálculo de sua temperatura. Desse modo, a coleção de todas as equações algébricas forma um sistema linear. Todas as temperaturas que não aparecem como fontes nessas equações referem-se ao instante de tempo ou à iteração a ser calculada. Vários métodos podem ser utilizados na solução desse sistema de equações, um deles é o de Gauss-Seidel. Segundo PATANKAR (1980), esse método possui uma convergência muito lenta, especialmente quando um grande número de pontos é usado. Uma outra opção seria utilizar o método de alternância de direções, o qual só trabalha com matrizes tridiagonais. Lembrando que se deseja a solução transitória, o método é formado por três etapas, em cada uma delas, todos os fluxos de calor ortogonais em uma direção são tratados implicitamente e os demais explicitamente. Cada etapa caminha $\Delta t / 3$ no tempo, de modo que uma iteração completa avança Δt . As equações algébricas para um volume interno, em cada uma das etapas, são dadas por:

- etapa 1: fluxo de calor na direção ξ tratado implicitamente

$$(A_N + A_S + A_I) T_P^{n+1/3} = A_N T_N^{n+1/3} + A_S T_S^{n+1/3} + S^n \quad (5.76)$$

$$\begin{aligned} S^n = & A_E (T_E^n - T_P^n) + A_W (T_W^n - T_P^n) + A_T (T_T^n - T_P^n) \\ & + A_B (T_B^n - T_P^n) + A_I T_P^n + \hat{V}_{bl}^n \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar,i}^n - T^n) \Delta V \\ & + \hat{q}^n \Delta V + S_{no}^n \end{aligned} \quad (5.77)$$

- etapa 2: fluxo de calor na direção η tratado implicitamente

$$(A_E + A_W + A_I) T_P^{n+2/3} = A_E T_E^{n+2/3} + A_W T_W^{n+2/3} + S^{n+1/3} \quad (5.78)$$

$$\begin{aligned} S^{n+1/3} = & A_N (T_N^{n+1/3} - T_P^{n+1/3}) + A_S (T_S^{n+1/3} - T_P^{n+1/3}) \\ & + A_T (T_T^{n+1/3} - T_P^{n+1/3}) + A_B (T_B^{n+1/3} - T_P^{n+1/3}) + A_I T_P^{n+1/3} \\ & + \hat{V}_{bl}^{n+1/3} \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar,i}^{n+1/3} - T^{n+1/3}) \Delta V + \hat{q}^{n+1/3} \Delta V + S_{no}^{n+1/3} \end{aligned} \quad (5.79)$$

- etapa 3: fluxo de calor na direção γ tratado implicitamente

$$(A_T + A_B + A_i)T_P^{n+1} = A_T T_T^{n+1} + A_B T_B^{n+1} + S \quad (5.80)$$

$$\begin{aligned} S = & A_N (T_N^{n+2/3} - T_P^{n+2/3}) + A_S (T_S^{n+2/3} - T_P^{n+2/3}) \\ & + A_E (T_E^{n+2/3} - T_P^{n+2/3}) + A_W (T_W^{n+2/3} - T_P^{n+2/3}) + A_i T_P^{n+2/3} \\ & + \hat{V}_{bl}^{n+2/3} \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar}^{n+2/3} - T_P^{n+2/3}) \Delta V + \hat{q}^{n+2/3} \Delta V + S_{no}^{n+2/3} \end{aligned} \quad (5.81)$$

Na primeira e terceira etapas a matriz assume a forma tridiagonal, vide figura 5.6. O sistema linear pode ser resolvido pelo algoritmo de Thomas ou como é mais conhecido, TDMA (Tridiagonal Matrix Algorithm) (PATANKAR, 1980).

$$\begin{bmatrix} x & x & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ x & x & x & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & x & x & x & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & x & x & x & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & x & x & x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & x & x & x & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & x & x & x & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & x & x & x \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & x & x \end{bmatrix}$$

Fig. 5.6 – Estrutura da matriz tridiagonal

Na segunda etapa, devido às condições de contorno cíclicas, a matriz assume uma forma diferente daquela da figura 5.6, vide figura 5.7. O sistema linear pode ser resolvido pelo algoritmo CTDMA (Cyclic Tridiagonal Matrix Algorithm) (PATANKAR et al., 1977). Este algoritmo e o anterior estão apresentados em detalhes no Apêndice III, e os testes realizados com as funções implementadas estão apresentados no Apêndice IV.

$$\begin{bmatrix} x & x & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & x \\ x & x & x & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & x & x & x & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & x & x & x & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & x & x & x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & x & x & x & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & x & x & x & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & x & x & x \\ x & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & x & x \end{bmatrix}$$

Fig. 5.7 – Estrutura da matriz tridiagonal para condições de contorno cíclicas

O método de alternância de direções é bastante rápido, pois tira proveito do fato de só haver a necessidade de se resolver matrizes tridiagonais. No entanto, o método em três dimensões é condicionalmente estável, com condição um tanto restritiva (ANDERSON et al., 1997). Isto pôde ser observado nos testes preliminares realizados com o programa de computador utilizando-se o referido método. Pesquisou-se a literatura a procura de outro método que fosse menos restritivo que o anterior e que fosse tão ou mais rápido que o mesmo. Encontrou-se um método desenvolvido por DOUGLAS; RACHFORD (1956) incondicionalmente estável para condução de calor em três dimensões, em coordenadas cartesianas e com certas condições de contorno. O método, originalmente desenvolvido para diferenças finitas, foi adaptado por FERREIRA; YANAGIHARA (2001) para a utilização com volumes finitos, revelando-se mais rápido que o anterior, mas também condicionalmente estável. No entanto, o critério é bem menos restritivo. A instabilidade só foi observada em alguns testes realizados com elipses cuja razão entre seus eixos menor e maior fosse bem pequena, isto é, elipses bastante excêntricas. O método também envolve três etapas:

- etapa 1: fluxo de calor na direção ξ tratado implicitamente

$$(A_N + A_S + A_I)T_P^* = A_N T_N^* + A_S T_S^* + S^n \quad (5.82)$$

$$\begin{aligned} S^n = & A_E(T_E^n - T_P^n) + A_W(T_W^n - T_P^n) + A_T(T_T^n - T_P^n) \\ & + A_B(T_B^n - T_P^n) + A_I T_P^n + \hat{V}_{bl}^n \rho_{bl} c_{bl} (T_{ar}^n - T^n) \Delta V \\ & + \hat{q}^n \Delta V + S_{no}^n \end{aligned} \quad (5.83)$$

- etapa 2: realização da correção

$$(A_E + A_W + A_I)T_P^{**} = A_E T_E^{**} + A_W T_W^{**} + S \quad (5.84)$$

$$S = -A_E T_E^n - A_W T_W^n + A_I T_P^* \quad (5.85)$$

- etapa 3: obtenção do valor final

$$(A_T + A_B + A_I)T_P^{n+1} = A_T T_T^{n+1} + A_B T_B^{n+1} + S \quad (5.86)$$

$$S = -A_T T_T^n - A_B T_B^n + A_I T_P^{**} \quad (5.87)$$

A primeira etapa é quase igual àquela do método de alternância de direções, diferindo apenas no fato de que ao término obtém-se uma estimativa da temperatura, indicada pelo asterisco. Ao fim da segunda etapa, uma nova estimativa é obtida, designada por dois asteriscos. O perfil de temperatura em um dado instante de tempo é obtido após a terceira etapa, isto é, as três etapas juntas avançam Δt no tempo. Em cada uma das etapas, sistemas lineares com matrizes tridiagonais devem ser resolvidos. As condições de contorno nas etapas dois e três são, respectivamente, condições cíclicas e adiabáticas nas tampas do cilindro e na superfície do mesmo. Essas etapas não possuem nenhuma interpretação física, devendo ser encaradas apenas como correções feitas na equação 5.82. É importante salientar que este método, com essas condições de contorno, obedece ao princípio da conservação da energia.

5.5 Solução das equações diferenciais ordinárias

Resta determinar qual método de solução será utilizado para as equações diferenciais ordinárias, equações 4.82, 4.83 e 4.84, que descrevem a variação de temperatura do sangue nos vários reservatórios do modelo. Foram feitos testes com os métodos de Euler, Euler aprimorado e Runge-Kutta de quarta ordem. Observou-se que a

utilização de qualquer um desses métodos restringe o passo de tempo no modelo, de modo a evitar que a solução do sistema de equações diferenciais não divirja. A diferença de resultados entre esses três métodos foi muito pequena, por essa razão optou-se por utilizar o método de Euler, que por ser mais simples torna sua implementação computacional bem concisa e clara. A solução do sistema de equações lineares foi feita em duas etapas. Na primeira, foram resolvidas as equações diferenciais parciais, empregando-se o método descrito no item 5.4, com todas as temperaturas referentes ao sangue tratadas explicitamente. Na segunda etapa, utilizou-se o método de Euler para solucionar as equações diferenciais ordinárias. O calor transferido entre o sangue e tecido, na etapa anterior, foi tratado explicitamente. Ao término dessas duas etapas, avança-se Δt no tempo. Determinou-se, assim, as temperaturas do sangue nos reservatórios do modelo. As equações 4.82, 4.83 e 4.84 foram aproximadas, resultando, respectivamente, em:

$$T_{ar,i}^{n+1} = \frac{\Delta t}{m_{ar,i} c_{bl}} \left[\rho_{bl} c_{bl} \hat{V}_{ar,i}^n (T_{ar,i}^{in,n} - T_{ar,i}^n) + H_{av,i} (T_{ve,i}^n - T_{ar,i}^n) \right] + T_{ar,i}^n \quad (5.88)$$

$$T_{ve,i}^{n+1} = \frac{\Delta t}{m_{ve,i} c_{bl}} \left[\rho_{bl} c_{bl} \hat{V}_{ve,i} (T_{ve,i}^{in,n} - T_{ve,i}^n) + H_{av,i} (T_{ar,i}^n - T_{ve,i}^n) \right] + \frac{\Delta t}{m_{ve,i} c_{bl}} \left[\int_V \rho_{bl} c_{bl} \hat{V}_{bl} (T^n - T_{ve,i}^n) dV \right] + T_{ve,i}^n \quad (5.89)$$

$$T_{bl}^{n+1} = \frac{\Delta t}{m_{bl} c_{bl}} \left[\sum_i \rho_{bl} c_{bl} \hat{V}_{ve,i} (T_{ve,i}^n - T_{bl}^n) \right] + \frac{\Delta t}{m_{bl} c_{bl}} \left[\int_V \rho_{bl} c_{bl} \hat{V}_{bl} (T^n - T_{bl}^n) dV \right] + T_{bl}^n \quad (5.90)$$

5.6 Considerações sobre o programa de computador

Desenvolveu-se um programa de computador, em linguagem de programação C++, para resolver as equações diferenciais que compõe o modelo. Esta linguagem possui uma característica extremamente útil: permite a programação orientada a objeto.

No caso do presente modelo, cada elemento (perna, pé, mão, etc) pode ser considerado um objeto com uma série de propriedades (exemplo: comprimento, volume, massa, volume de cada camada, propriedades térmicas, coeficientes de transferência de calor etc) e funções (exemplo: geração de malha, cálculo dos coeficientes, cálculo do perfil de temperatura, etc). Então, uma vez programado e testado um objeto genérico de um elemento, basta criar cópias representando os vários elementos e introduzir as respectivas propriedades. A grande vantagem da programação orientada a objeto, nesse caso, é que com o objeto programado, basta elaborar um outro programa que comande a interação entre os vários objetos. Portanto, estes últimos não precisam ser reprogramados e testados novamente, economizando tempo e aumentando a confiabilidade do programa. Uma série de testes foram feitos com esse objeto, de modo a garantir que esteja funcionando corretamente. Alguns testes estão apresentados no Apêndice IV. O programa desenvolvido mostrou-se extremamente rápido, devido a três razões: à linguagem C++ que é muito rápida, ao método numérico empregado que é muito eficiente e aos cuidados que foram tomados na hora da programação.

6 RESULTADOS

A determinação das temperaturas do modelo na condição de neutralidade térmica, definida anteriormente, é de fundamental importância. Todas as simulações em regime transitório dependerão deste procedimento, pois este fornecerá as referências para o sistema de controle da temperatura corporal. Nesta etapa, é necessário escolher, baseando-se em dados experimentais, condições ambiente que propiciem ao corpo humano atingir a neutralidade térmica. Os resultados do modelo nesta situação devem, então, ser comparados com dados encontrados na literatura.

6.1 Condição de neutralidade térmica

Segundo ASHRAE (1993), a faixa de temperatura operativa, para indivíduos nus e normais, que propicia a condição de neutralidade térmica vai de 29 a 31 °C. No presente modelo, optou-se por utilizar o ponto médio deste intervalo. A temperatura operativa empregada foi igual a 30 °C, a umidade relativa do ar a 50 % e a velocidade do ar inferior a 0,15 m/s. Além disso, utilizaram-se as condições basais e considerou-se o modelo em pé e com o sistema de controle desabilitado. Alimentando-se o modelo com os dados anteriores (vide tabela 7.1), obtém-se as temperaturas dos tecidos na condição de neutralidade térmica. Dados globais usados na simulação, como fluxo de sangue, débito cardíaco e metabolismo basais, massa e altura corporais, podem ser encontrados na tabela 7.2. A simulação partiu de uma temperatura inicial arbitrária, terminando quando o regime permanente foi atingido. Os resultados, na forma de temperaturas médias dos tecidos e do sangue nos elementos, estão apresentados nas figuras 6.1 a 6.4. Os mesmos resultados expressos nestas figuras podem ser encontrados na tabela 6.1. A temperatura média das vísceras e do cérebro podem ser consideradas como representativas da retal e da timpânica, respectivamente. Desse modo, é possível comparar os resultados do modelo com aqueles de outros modelos e com dados experimentais.

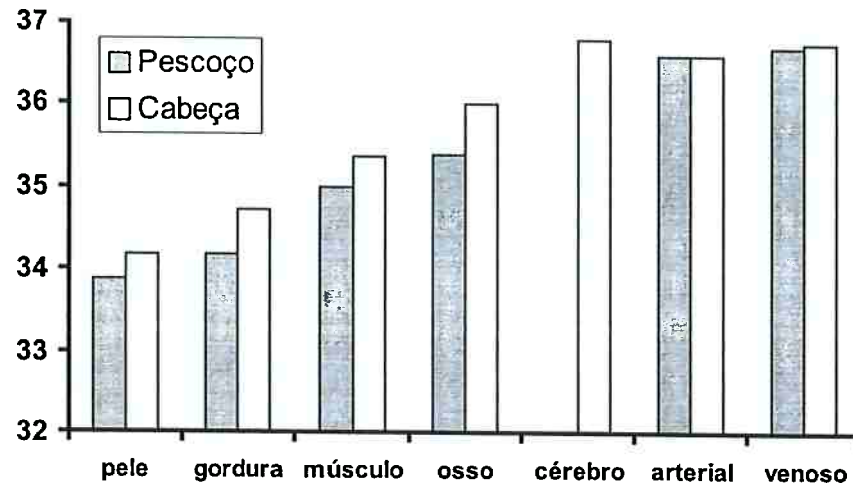


Fig. 6.1 – Temperatura média (°C) dos tecidos na cabeça e no pescoço

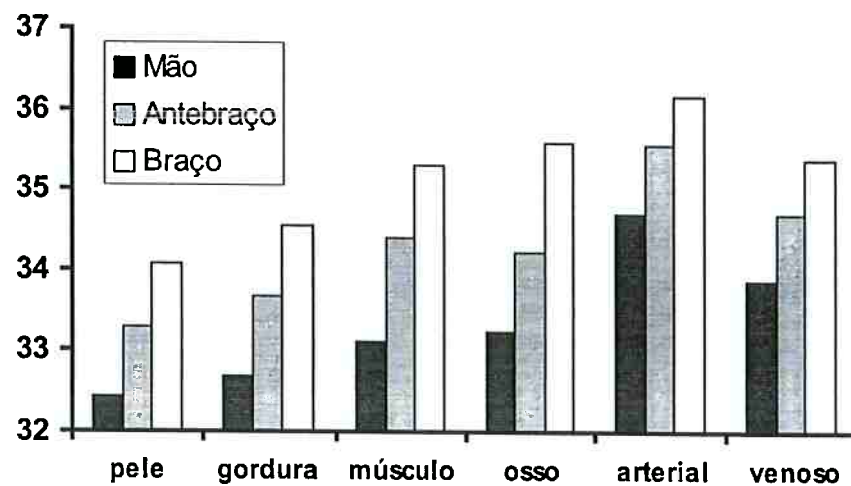


Fig. 6.2 – Temperatura média (°C) dos tecidos nos membros superiores

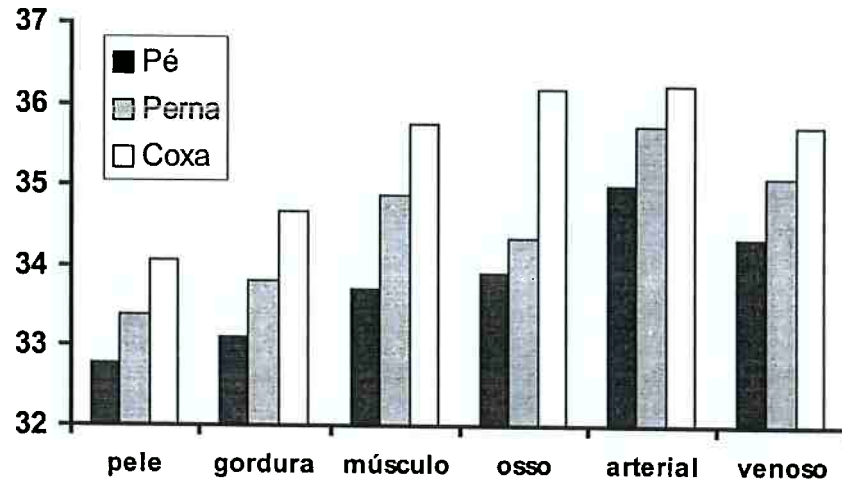


Fig. 6.3 – Temperatura média (°C) dos tecidos nos membros inferiores

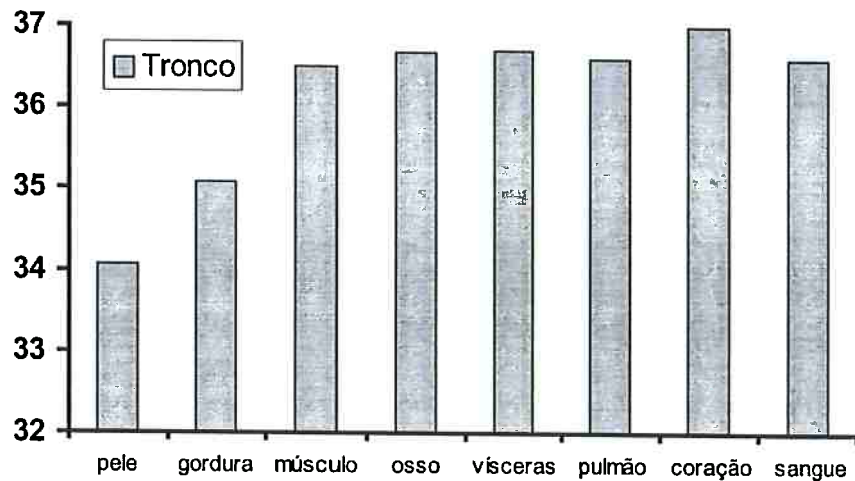


Fig. 6.4 – Temperatura média (°C) dos tecidos no tronco

Tabela 6.1 – Temperatura média (°C) dos tecidos na neutralidade térmica

Tecido	Cabeça	Pescoço	Braço	Antebraço	Mão	Coxa	Perna	Pé	Tronco
<i>Pele</i>	34,17	33,88	34,07	33,30	32,43	34,06	33,39	32,78	34,07
<i>Gordura</i>	34,73	34,19	34,55	33,66	32,69	34,67	33,82	33,10	35,08
<i>Músculo</i>	35,36	34,99	35,31	34,40	33,12	35,76	34,88	33,71	36,50
<i>Osso</i>	36,01	35,39	35,58	34,21	33,23	36,18	34,34	33,92	36,68
<i>Visceras</i>	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	36,71
<i>Pulmão</i>	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	36,60
<i>Coração</i>	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	37,00
<i>Cérebro</i>	36,80	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----
<i>Arterial</i>	36,60	36,60	36,15	35,56	34,69	36,25	35,75	35,01	36,60
<i>Venoso</i>	36,75	36,71	35,38	34,70	33,87	35,74	35,11	34,35	36,60

Um balanço de energia pode ser aplicado, considerando-se o modelo como o volume de controle para análise. O calor total gerado pelo metabolismo mais o calor transferido na superfície e através da respiração deve ser igual a zero. Na tabela 6.2, demonstra-se que o balanço foi satisfeito.

Tabela 6.2 – Balanço de energia

Calor [W]	Gerado	Transferido na superfície	Transferido na respiração
<i>Cabeça</i>	15,21	-4,10	-2,60
<i>Pescoço</i>	0,49	-1,20	-1,45
<i>Tronco</i>	50,65	-23,78	-1,73
<i>Braço</i>	0,94	-3,43	0,00
<i>Antebraço</i>	0,52	-2,32	0,00
<i>Mão</i>	0,26	-1,41	0,00
<i>Coxa</i>	2,85	-7,82	0,00
<i>Perna</i>	1,26	-4,67	0,00
<i>Pé</i>	0,54	-2,47	0,00
Total	79,10	-73,33	-5,78

As parcelas convecção, radiação, evaporação e respiração do calor total transferido entre o modelo e o ambiente estão apresentadas na tabela 6.3.

Tabela 6.3 – Distribuição do fluxo de calor entre o modelo e o ambiente

Calor [W]	Convecção	Radiação	Evaporação	Respiração
<i>Cabeça</i>	-1,40	-1,60	-1,10	-2,60
<i>Pescoço</i>	-0,41	-0,46	-0,33	-1,45
<i>Tronco</i>	-7,44	-10,47	-5,87	-1,73
<i>Braço</i>	-0,96	-1,71	-0,76	0,00
<i>Antebraço</i>	-0,72	-0,95	-0,65	0,00
<i>Mão</i>	-0,46	-0,46	-0,50	0,00
<i>Coxa</i>	-2,75	-2,88	-2,19	0,00
<i>Perna</i>	-1,46	-1,89	-1,30	0,00
<i>Pé</i>	-0,89	-0,68	-0,90	0,00
<i>Total</i>	-23,73	-29,67	-19,90	-5,78
% Total	30,01	37,52	25,16	7,31

Determinada a condição de neutralidade térmica, dispõe-se do perfil de temperatura inicial e dos valores de referência do sistema de controle, ambos indispensáveis à simulação transitória. As referências são: a temperatura média da superfície da pele, igual a 33,68 °C e a temperatura timpânica, aproximada pela temperatura média do cérebro, igual a 36,80 °C. A temperatura do esôfago, aproximada pela temperatura do sangue no tronco, é igual a 36,60 °C e a temperatura retal, aproximada pela temperatura média das vísceras, vale 36,71°C. As temperaturas superficiais médias de cada elemento encontram-se na tabela 6.4.

Tabela 6.4 – Temperatura superficial média da pele

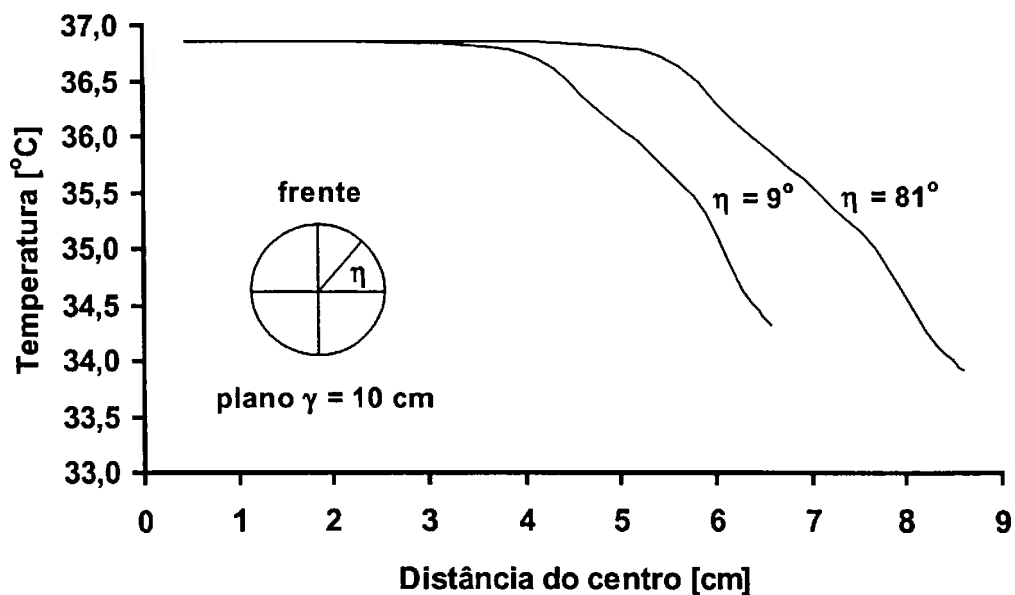
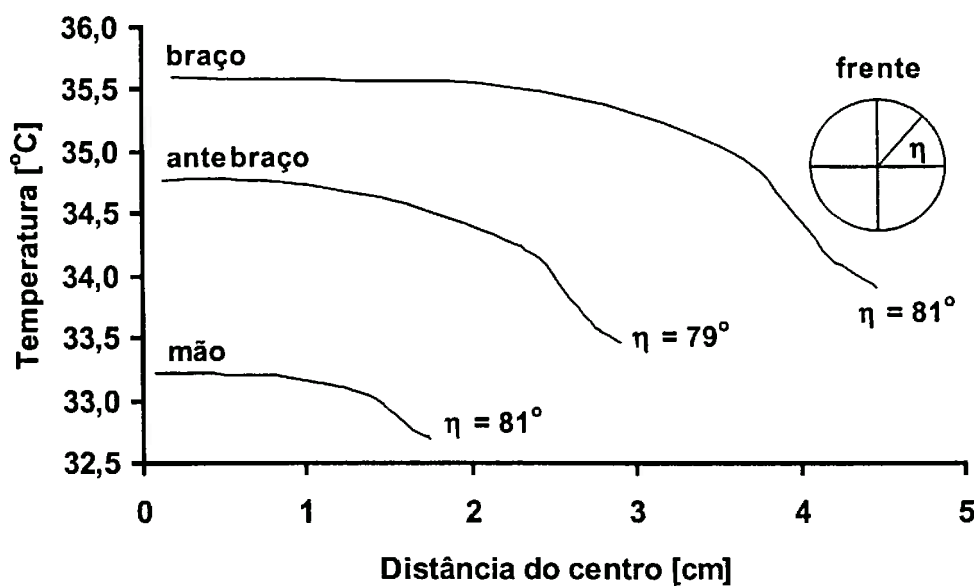
Tecido	Temperatura [°C]
<i>Cabeça</i>	34,07
<i>Pescoço</i>	33,84
<i>Tronco</i>	34,00
<i>Braço</i>	33,97
<i>Antebraço</i>	33,23
<i>Mão</i>	32,48
<i>Coxa</i>	33,94
<i>Perna</i>	33,31
<i>Pé</i>	32,78

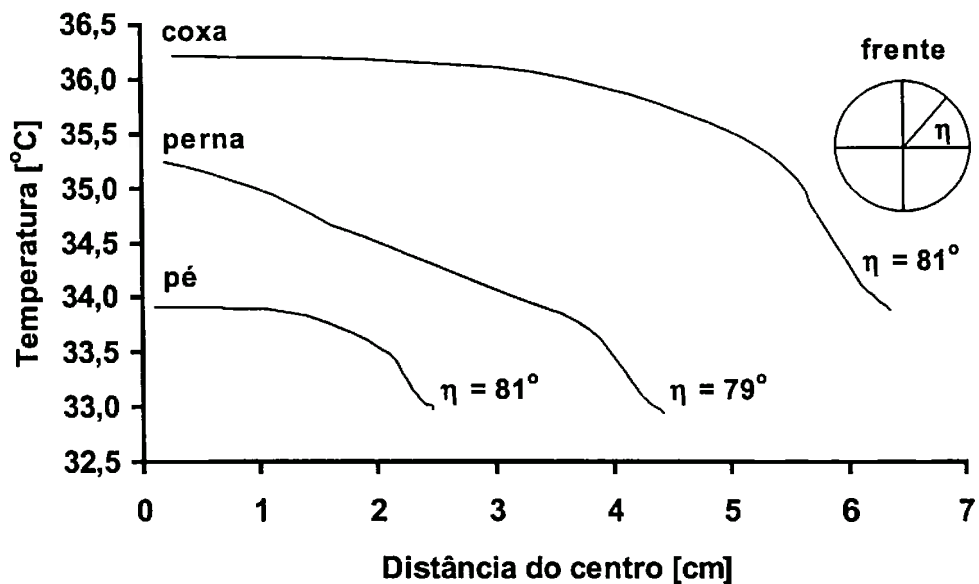
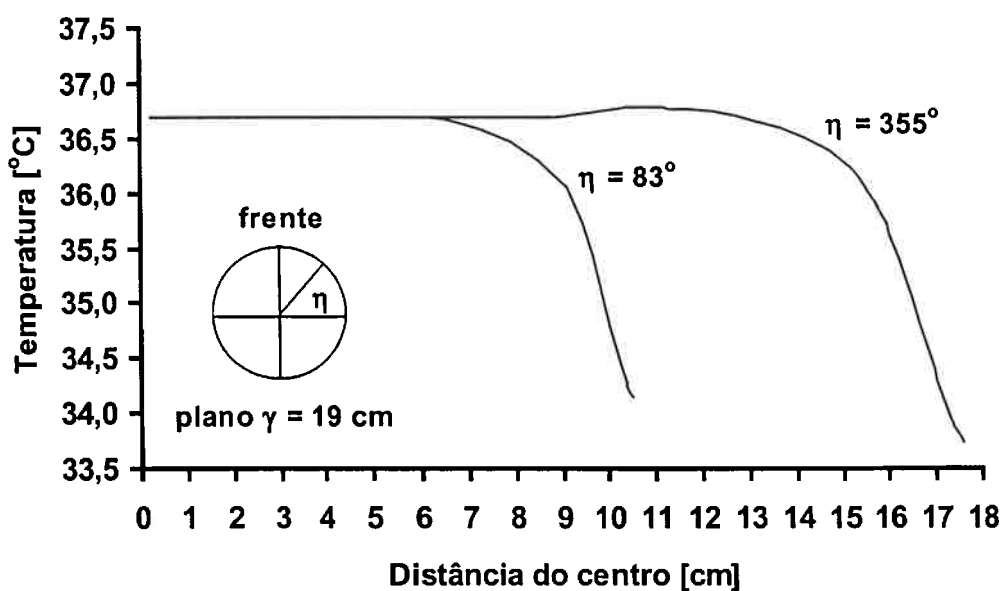
Na simulação para determinação da condição de neutralidade térmica, foi utilizado um passo de tempo de dois segundos. O número de volumes da malha está apresentado na tabela 6.5. Esses valores são o resultados de uma série de testes realizados, através dos quais foi possível estabelecer uma boa distribuição dos volumes, garantindo a correta colocação dos mesmos: regiões com gradientes acentuados, como a gordura, possuem mais volumes. Na simulação transitória com o sistema de controle habilitado, foi utilizada a mesma malha.

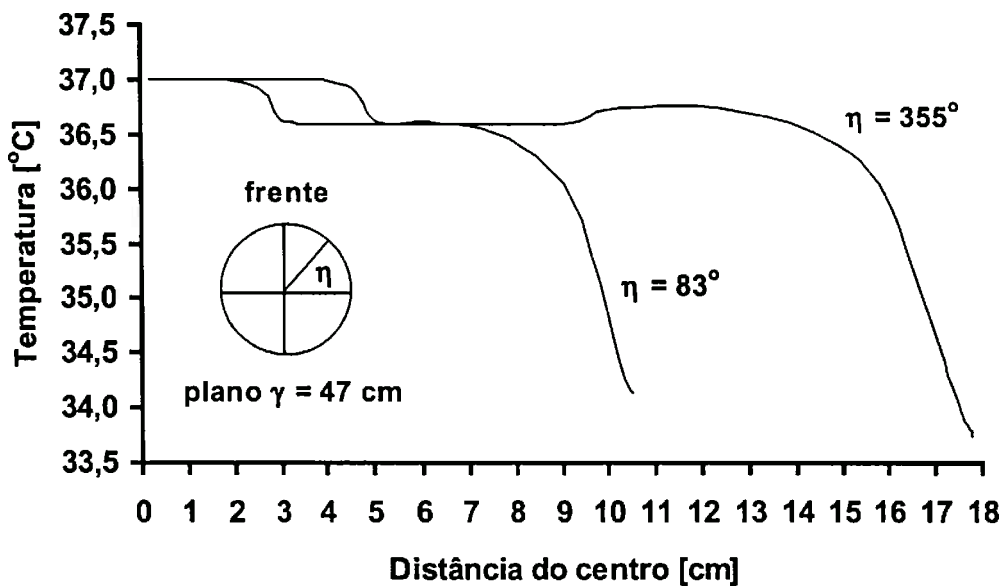
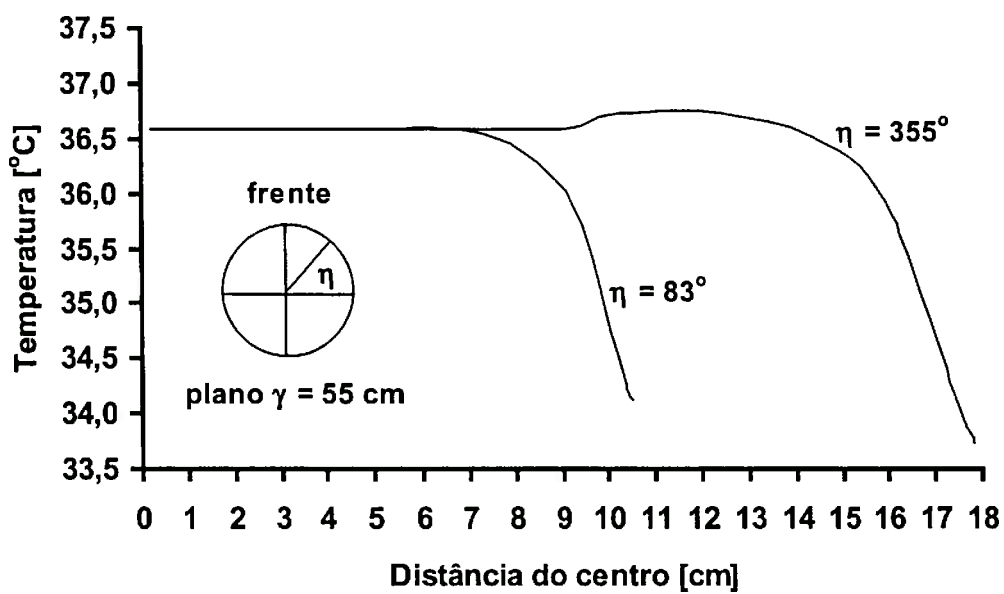
Tabela 6.5 – Distribuição de volumes nos elementos ($\xi \times \eta \times \gamma$)

Elemento	Malha	Número de volumes
<i>Cabeça</i>	24 x 20 x 14	6720
<i>Pescoço</i>	20 x 20 x 3	1200
<i>Tronco</i>	24 x 20 x 15	7200
<i>Braço</i>	20 x 20 x 3	1200
<i>Antebraço</i>	20 x 20 x 3	1200
<i>Mão</i>	20 x 20 x 3	1200
<i>Coxa</i>	20 x 20 x 3	1200
<i>Perna</i>	20 x 20 x 3	1200
<i>Pé</i>	20 x 20 x 3	1200
Total	-----	22320

É interessante observar os perfis de temperatura na condição de neutralidade. Nas figuras 6.5 a 6.10 estão apresentados os perfis na direção radial (direção ξ), onde as variações de temperatura são maiores. Utilizou-se, nesse caso, uma malha mais refinada no tronco (36 x 20 x 32) e na cabeça (28 x 20 x 25). Vale destacar que as temperaturas médias assim obtidas não diferem significativamente daquelas da tabela 6.1, sendo a diferença absoluta inferior a 0,1 °C. Na cabeça, utilizou-se uma geometria tridimensional. Os perfis de temperatura apresentados na figura 6.5 pertencem ao plano horizontal $\gamma = 10$ cm. Os perfis de temperatura no tronco, em três seções horizontais diferentes, $\gamma = 19$ cm (seção 3), $\gamma = 47$ cm (seção 2) e $\gamma = 55$ cm (seção 1), vide figura 4.7 para referência, estão apresentados nas figuras 6.8, 6.9 e 6.10, respectivamente.

Fig. 6.5 – Perfil de temperatura na direção ξ na cabeçaFig. 6.6 – Perfil de temperatura na direção ξ nos membros superiores

Fig. 6.7 – Perfil de temperatura na direção ξ nos membros inferioresFig. 6.8 – Perfil de temperatura na direção ξ : altura do abdômen

Fig. 6.9 – Perfil de temperatura na direção ξ : altura do coraçãoFig. 6.10 – Perfil de temperatura na direção ξ : altura do pulmão

6.2 Simulações transitórias

As referências do sistema de controle e o perfil de temperatura inicial obtidos na simulação anterior são o ponto de partida para as simulações transitórias. Inúmeras destas foram realizadas, inclusive utilizando-se outros modelos do sistema de controle. Merecem destaque os testes realizados com um controlador de fluxo de calor, e não de temperatura, baseado em WEBB (1995). Os resultados obtidos foram satisfatórios. No entanto, optou-se por não apresentá-los, pois todas as constantes presentes neste sistema de controle foram escolhidas por tentativa e erro, fato que contraria a proposta implícita neste trabalho de não se ajustar parâmetros. Neste item, são apresentadas duas simulações realizadas com o sistema de controle descrito no Capítulo 4. Outros resultados podem ser encontrados no Capítulo 7.

Na primeira simulação, o modelo, inicialmente no estado de neutralidade térmica, é submetido a um degrau de temperatura operativa, umidade relativa e metabolismo. Os valores iniciais destas variáveis eram 30 °C, 50 % e 43,9 W / m², respectivamente. A partir do instante zero até 120 min depois, estas passam a ser iguais a 33,3 °C, 34 % e 46,5 W / m², respectivamente. Após esse período até o fim da simulação, a temperatura operativa e a umidade relativa são alteradas para 28 °C e 37 %, respectivamente. Os resultados da simulação estão apresentados nas figuras 6.11 e 6.12.

A segunda simulação é semelhante à anterior. No período inicial, a temperatura operativa é bruscamente alterada para 28 °C. Na seqüência, a partir dos 30 min, a temperatura é diminuída até 4,7 °C. Os resultados estão apresentados nas figuras 6.13 e 6.14.

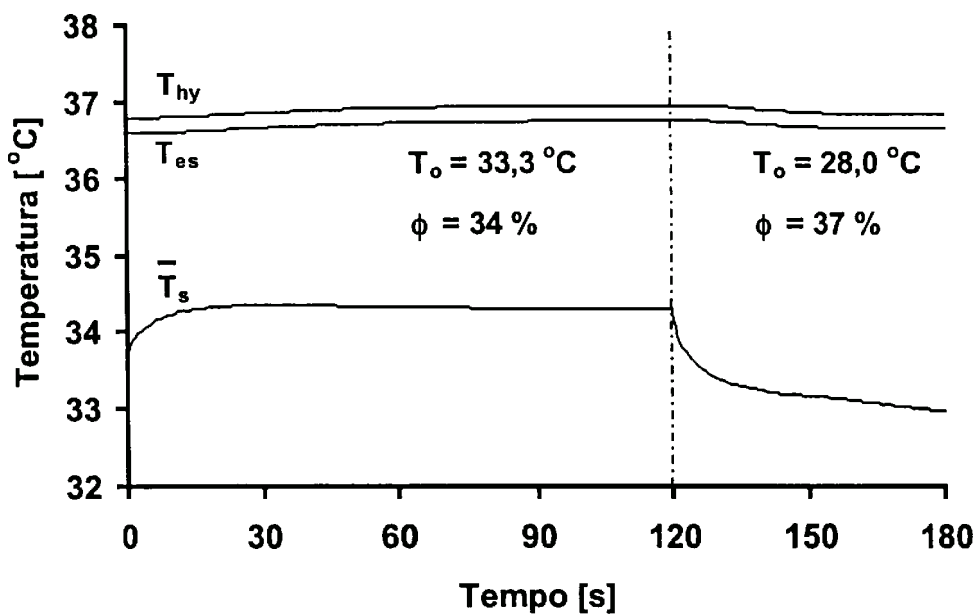


Fig. 6.11 – Temperatura hipotalâmica (T_{hy}), esofágica (T_{es}) e média da pele (\bar{T}_s) em resposta a variações nas condições do ambiente

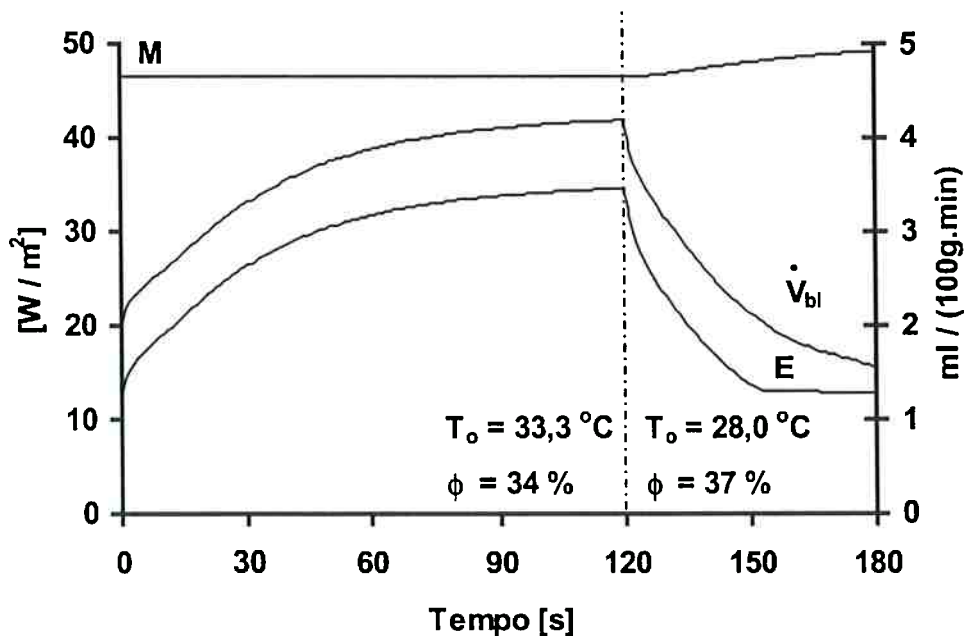


Fig. 6.12 – Metabolismo (M), calor perdido por evaporação na pele (E) e vazão de sangue na pele (\dot{V}_{bl}) em resposta a variações nas condições do ambiente

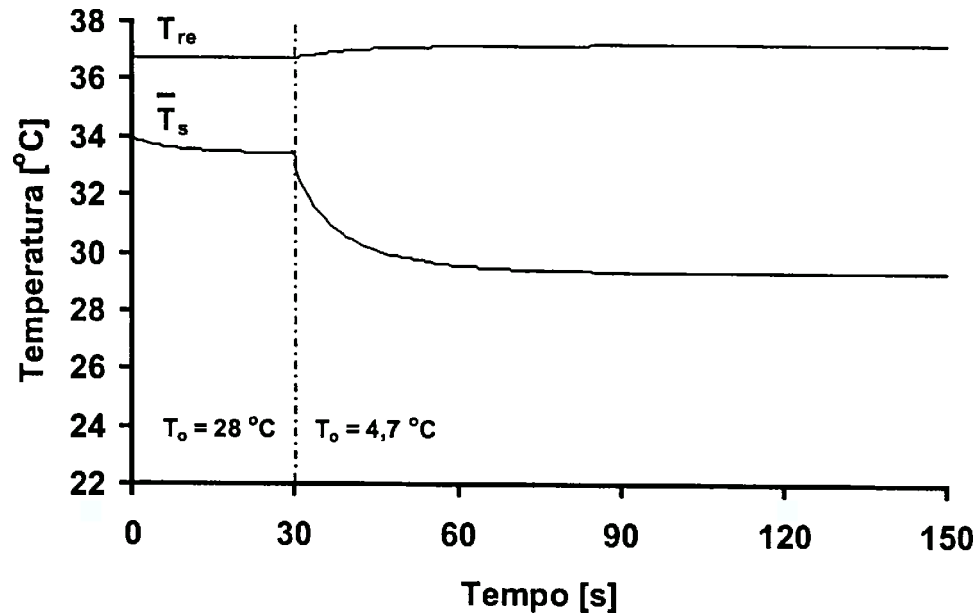


Fig. 6.13 – Temperatura retal (T_{re}) e média da pele do tronco (\bar{T}_s) em resposta a variações nas condições do ambiente

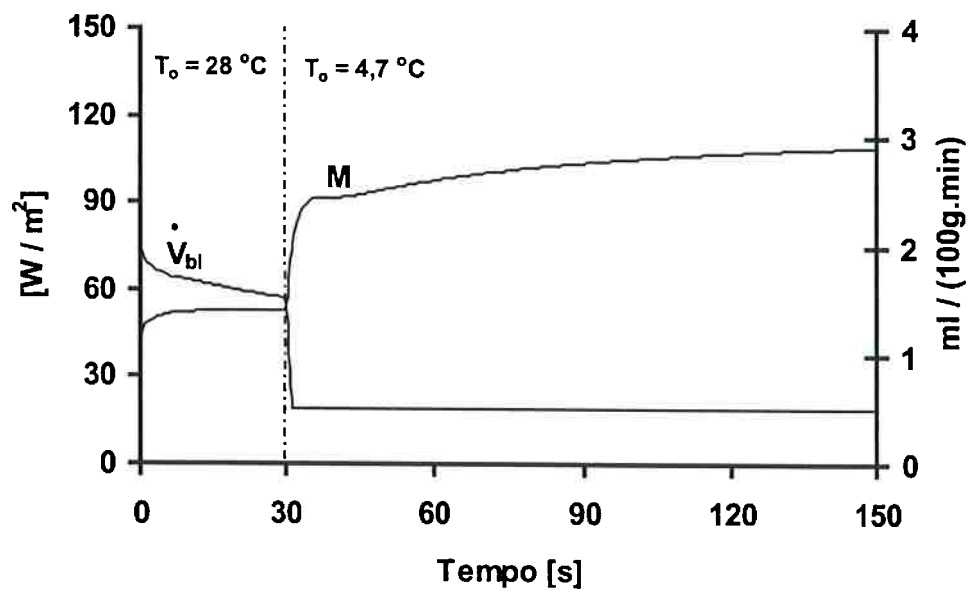


Fig. 6.14 – Metabolismo (M) e vazão de sangue na pele (\dot{V}_{bl}) em resposta a variações nas condições do ambiente

7 DISCUSSÃO

Inicialmente, será feita uma comparação entre a condição de neutralidade térmica utilizada no presente modelo com aquela empregada por outros pesquisadores. Na sequência, os resultados em regime transitório serão comparados com dados experimentais.

7.1 Condição de neutralidade térmica

Observa-se, na tabela 7.1, que as condições empregadas no presente trabalho são semelhantes às utilizadas em outros modelos. GORDON et al. (1976) utilizaram uma temperatura operativa ligeiramente inferior, igual a 29,5 °C.

Tabela 7.1 – Ambiente e demais condições para a neutralidade térmica

Modelos	WERNER; BUSE (1988)	FIALA et al.(1999)	Presente modelo
<i>Temperatura operativa</i> [°C]	30	30	30
<i>Umidade do ar</i> [%]	50	40	50
<i>Velocidade do ar</i> [m / s]	< 0,20	0,05	< 0,15
<i>Posição</i>	Em pé	Em pé	Em pé
<i>Atividade Física</i>	Basal	Basal	Basal

Os dados apresentados na tabela 7.2 resultam da escolha do modelo anatômico e dos parâmetros fisiológicos. Nota-se que os parâmetros usados nos modelos são muitos semelhantes. O débito cardíaco (D) corresponde à vazão total de sangue que passa pelo coração. Nas condições basais, obteve-se 6,2 L / min, superior ao valor determinado por FIALA et al. (1999), que foi de 4,9 L / min. No entanto, o valor obtido está de acordo com o débito cardíaco normal apresentado por AIRES (1991), que é de 3,5 L / (min.m²), resultando em 6,3 L / min. O metabolismo basal usado por FIALA et al. (1999) é superior ao do presente modelo. Por isso, espera-se que as temperatura obtidas pelo primeiro sejam superiores àquelas determinadas neste trabalho.

Tabela 7.2 – Dados globais usados na simulação

Modelos	WERNER; BUSE (1988)	FIALA et al. (1999)	Presente modelo
m [kg]	67,0	73,5	67,0
L [m]	1,76	----	1,76
A_D [m ²]	1,80	1,86	1,80
PG [%]	14	14	14
M [W]	78,0	87,1	79,0
M / A_D [W / m ²]	43,3	46,8	43,9
\dot{V} [L / min]	----	----	6
D [L / min]	----	4,90	6,15

m = massa corporal; L = altura corporal; A_D = área superficial; PG = porcentagem de gordura; M = metabolismo basal; \dot{V} = ventilação pulmonar; D = débito cardíaco.

Na tabela 7.3 é feita uma comparação entre as temperaturas que podem ser usadas como referências do sistema de controle. Primeiramente, a temperatura retal obtida pelo presente modelo (36,7 °C) pode ser comparada com os dados da tabela 2.1. Nota-se que este valor enquadra-se na faixa normal de variação desta temperatura. Como esperado, as temperaturas obtidas por FIALA et al. (1999) são mais elevadas que aquelas dos demais modelos da tabela 7.3. Os resultados do presente modelo são muito próximos daqueles determinados por WERNER; BUSE (1988). Essa observação é muito importante, considerando-se que, em ambas as pesquisas, utilizou-se o mesmo modelo anatômico e as mesmas propriedades térmicas e parâmetros fisiológicos. A comparação entre os resultados desses dois modelos continua nas figuras 7.1 a 7.8; nota-se que estes são particularmente semelhantes nos membros inferiores e no tronco.

Tabela 7.3 – Comparação entre temperaturas de referência

Modelos	WERNER; BUSE (1988)	FIALA et al. (1999)	Presente modelo
\bar{T}_s [°C]	----	34,40	33,68
T_{re} [°C]	36,60	36,88	36,70
T_{hy} [°C]	36,90	37,00	36,80

\bar{T}_s = temperatura média da pele; T_{re} = temperatura retal; T_{hy} = temperatura hipotalâmica.

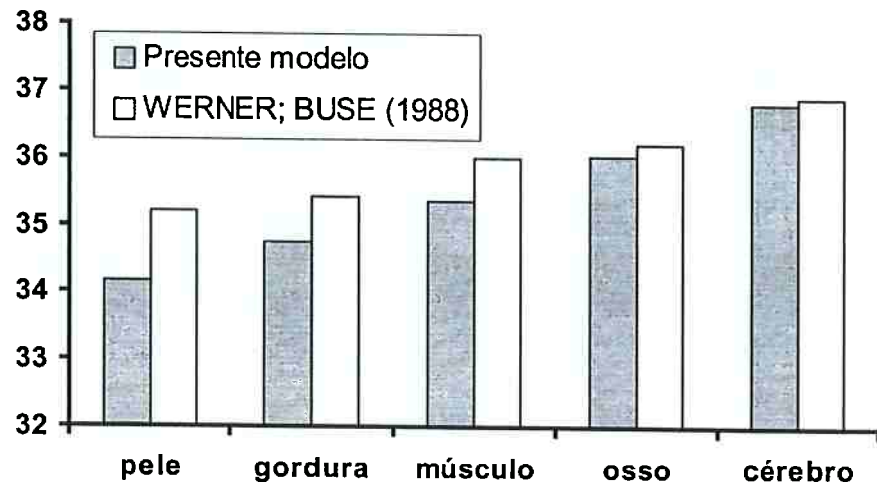


Fig. 7.1 – Temperatura média (°C) dos tecidos da cabeça

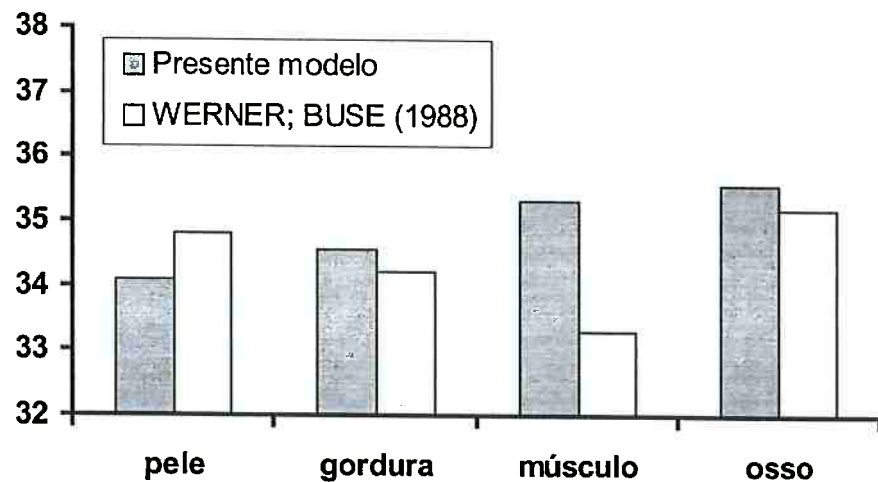


Fig. 7.2 – Temperatura média (°C) dos tecidos do braço

Nas figuras 7.1 a 7.8, algumas discrepâncias podem ser observadas na temperatura média da pele, mas podem ser explicadas considerando-se que WERNER; BUSE (1988) utilizaram coeficientes de transferência de calor por convecção, evaporação e radiação constantes em todas as regiões do modelo.

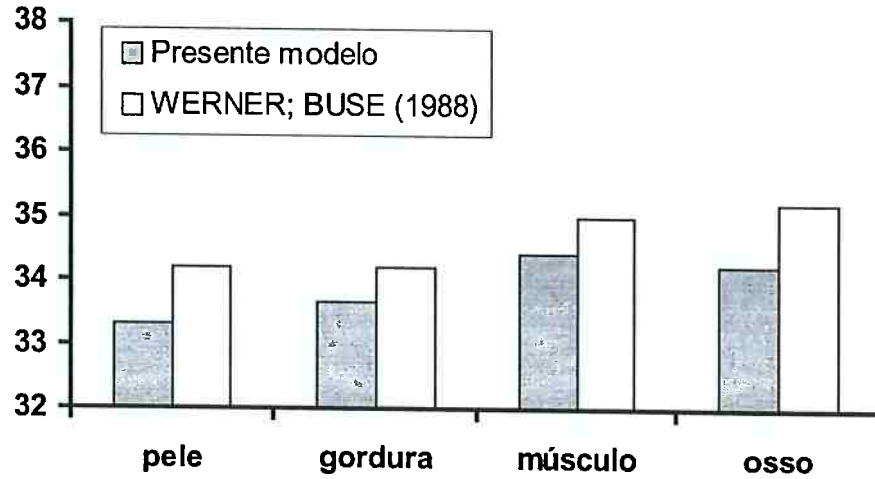


Fig. 7.3 – Temperatura média (°C) dos tecidos do antebraço

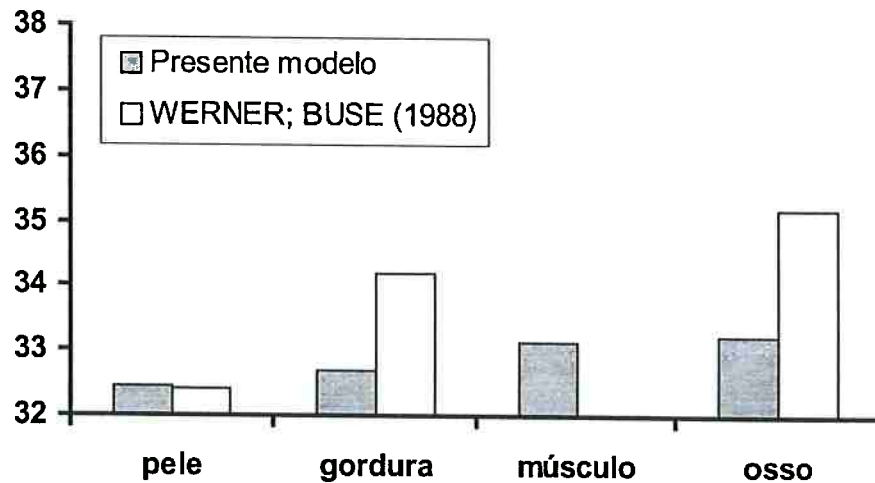


Fig. 7.4 – Temperatura média (°C) dos tecidos da mão

Vale ressaltar que alguns resultados desses pesquisadores, como a temperatura do osso e da gordura nos membros superiores, não foram discriminados, indicando a qual parte do modelo eles pertencem. Por isso, no exemplo citado, repetiu-se o valor obtido nas figuras referentes à mão, ao antebraço e ao braço.

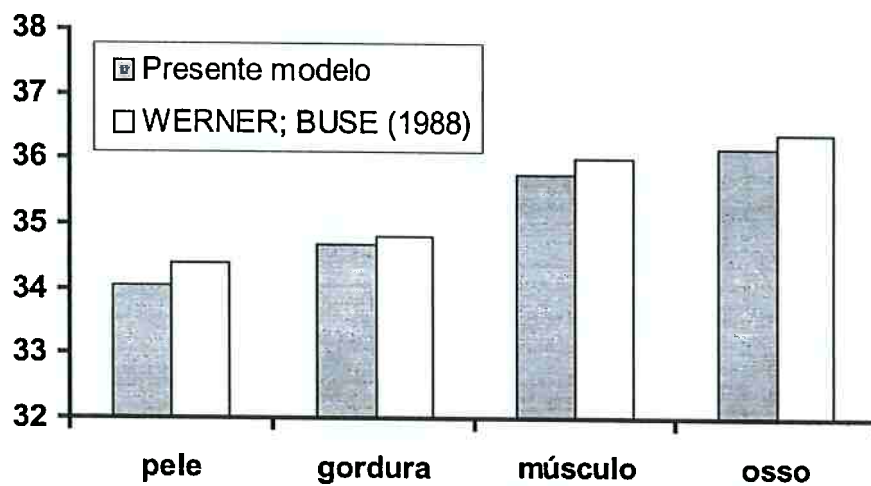


Fig. 7.5 – Temperatura média (°C) dos tecidos da coxa

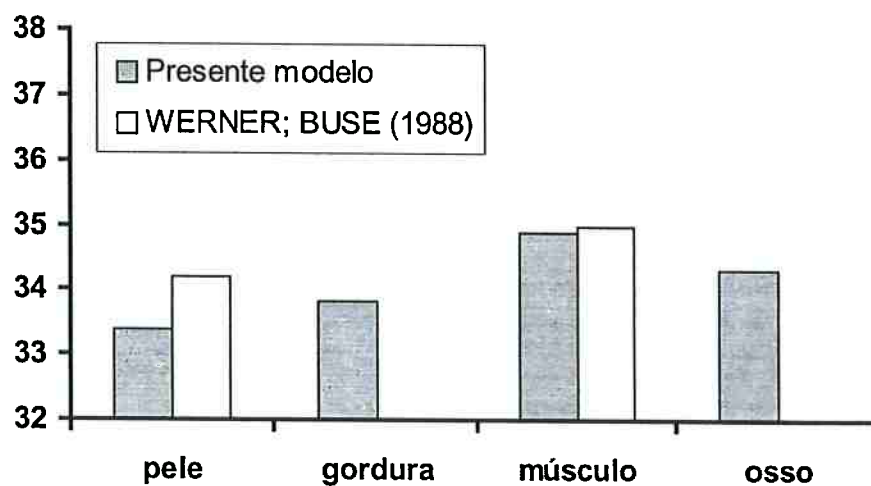


Fig. 7.6 – Temperatura média (°C) dos tecidos da perna

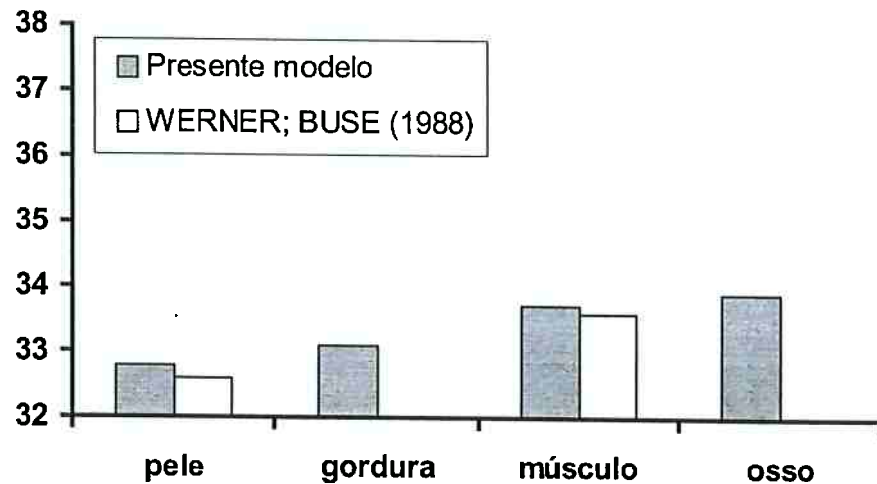


Fig. 7.7 – Temperatura média (°C) dos tecidos do pé

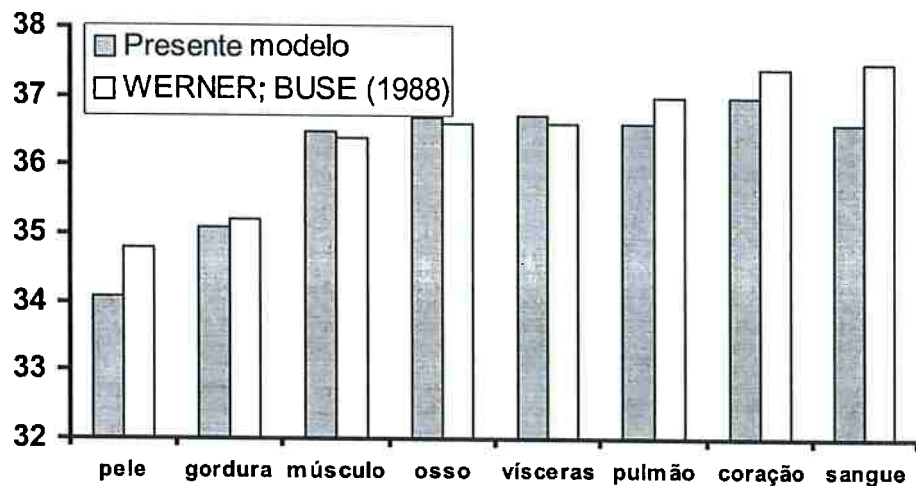


Fig. 7.8 – Temperatura média (°C) dos tecidos do tronco

A maior temperatura obtida na simulação da condição de neutralidade térmica foi do coração (37 °C). Isto deve-se ao fato de não se ter levado em conta a transferência de calor que ocorre entre o coração e o sangue nos ventrículos e átrios. A temperatura do sangue obtida foi de 36,6 °C, igual à do pulmão, o qual apresenta o maior fluxo sanguíneo, correspondendo ao débito cardíaco.

Os coeficientes de transferência de calor contra-corrente são responsáveis pela manutenção da temperatura interna. A simulação com estes iguais a zero forneceu uma temperatura retal inferior à 36,7 °C. É importante destacar que esses coeficientes foram obtidos segundo o procedimento descrito no Capítulo 4, não foi feito nenhum ajuste de modo a obter a realista distribuição de temperatura anterior. Analogamente, o fluxo de sangue basal para a pele foi considerado constante, com valor apresentado na tabela 4.6, não sofrendo nenhuma alteração nos vários elementos do modelo que pudesse favorecer os resultados. Esses procedimentos, baseados em critérios claros, não correspondem àqueles empregados por outros pesquisadores como: GORDON et al. (1976), TAKEMORI et al. (1995) e FIALA et al. (1999).

As parcelas do calor transferido entre o modelo e o ambiente na condição de neutralidade térmica (vide tabela 6.3) podem ser confrontadas com os resultados de FIALA et al. (1999). Esta comparação está apresentada na tabela 7.4. Observa-se que os dois modelos apresentam distribuições percentuais dos fluxos de calor diferentes. Estas discrepâncias devem-se basicamente ao fato de os coeficientes de transferência de calor convecção usados no presente trabalho serem mais elevados que aqueles utilizados por FIALA et al. (1999). Por conseguinte, a participação da convecção no calor total transferido é maior e conseqüentemente a contribuição da parcela evaporativa, devido à analogia entre transferência de calor e massa.

Tabela 7.4 – Parcelas do calor total transferido com o ambiente

Parcelas	FIALA et al. (1999)	Presente modelo
Convecção [W]	21,5	23,7
Convecção [%]	24,7	30,0
Radiação [W]	38,9	29,67
Radiação [%]	44,7	37,5
Evaporação [W]	18,1	19,90
Evaporação [%]	20,8	25,2
Respiração [W]	8,5	5,78
Respiração [%]	9,8	7,3
TOTAL [W]	87,0	79,1

No modelo, foram utilizadas geometrias tridimensionais apenas na cabeça e no tronco, sendo que nos demais elementos estas eram bidimensionais. Constatou-se, na simulação da neutralidade térmica, que a variação de temperatura na direção γ da cabeça é muito pequena. O perfil de temperatura neste elemento pode ser considerado bidimensional, vide figura 6.5. Na realidade, ocorrem variações na direção γ , isto indica que a distribuição de camadas considerada na cabeça foi simplificada. Melhores resultados poderão ser obtidos através de aprimoramentos na representação deste elemento. No tronco, o perfil de temperatura obtido foi tridimensional, como é demonstrado nas figuras 6.8 a 6.10. Este fato se deve à grande diferença entre propriedades térmicas e parâmetros fisiológicos de tecidos como o coração, pulmão e vísceras. Na tabela 7.5, encontram-se as máximas variações de temperatura em cada um dos elementos e em cada direção. Nota-se que as variações são mais significativas na direção ξ , como era esperado. Elementos com excentricidade próxima de um, como o braço e a coxa, apresentam pequenas variações de temperatura na direção η . Na condição de neutralidade térmica, com condições de contorno simétricas e uniformes em cada elemento, conclui-se que as variações de temperatura são pequenas nas direções η e γ . Na simulação de assimetrias térmicas no ambiente e exposição a altas e baixas temperatura, os resultados serão bastante diferentes daqueles apresentados na tabela 7.5.

Tabela 7.5 – Variação de temperatura em cada uma das direções

Elemento	ξ	η	γ
<i>Cabeça</i>	3,06	0,38	0,03
<i>Pescoço</i>	1,67	0,14	desprezível
<i>Tronco</i>	3,27	0,42	0,41
<i>Braço</i>	1,68	0,09	desprezível
<i>Antebraço</i>	1,73	0,42	desprezível
<i>Mão</i>	1,30	0,77	desprezível
<i>Coxa</i>	2,32	0,07	desprezível
<i>Perna</i>	2,32	0,52	desprezível
<i>Pé</i>	1,55	0,62	desprezível

Apresentou-se, nas figuras 6.5 a 6.10, os perfis de temperatura na direção ξ nos vários elementos. Nota-se que a temperatura interna dos elementos é praticamente uniforme e os gradientes de temperatura estão presentes próximos à superfície. Isto é particularmente verdadeiro no tronco, como pode ser observado nas figuras 6.8 a 6.10. A queda de temperatura ocorre, aproximadamente, a partir de 3 cm da superfície. Esta observação está de acordo com os resultados do modelo analítico de WISLER (1961). Na figura 6.9, observa-se claramente como a diferença brusca de propriedades térmicas e parâmetros fisiológicos influi no perfil de temperatura. Até as distâncias de 3 e 5 cm do centro, nas curvas inferior e superior, respectivamente, encontra-se o coração. A partir desta coordenada, está localizado o pulmão, até as distâncias aproximadas de 6 e 10 cm, respectivamente. O coração apresenta elevado metabolismo por unidade de volume. Por este motivo, sua temperatura é elevada, sendo a mais alta obtida na simulação (37 °C). Por sua vez, o pulmão possui um fluxo de sangue nos pequenos vasos extremamente elevado, igual ao débito cardíaco. Assim, o pulmão consegue manter um nível de temperatura inferior aos tecidos que o cercam, pois ele é refrigerado pelo sangue. Neste contexto, a geração interna e a condução de calor são insignificantes perto do calor transferido pelo sangue, por isto há a formação dos dois platôs de temperatura (36,6 °C) na figura 6.9. Por fim, observa-se, nas figuras 6.5 a 6.10, o papel da gordura na manutenção da temperatura corporal. Este tecido apresenta baixo fluxo sangüíneo e metabolismo, por esta razão o perfil de temperatura é praticamente linear, como é possível notar nas proximidades da superfície dos elementos. Nesta região, os gradientes de temperatura são elevados.

7.2 Simulações transitórias

As figuras 6.11 a 6.14 servem para ilustrar as características gerais da resposta transitória do modelo. Primeiramente, nota-se que a temperatura interna apresentou uma variação pequena, entretanto a temperatura da pele variou acentuadamente. No caso da figura 6.11, as variações em módulo foram de 0,12 °C e 0,67 °C, respectivamente. Estas foram maiores na figura 6.13, 0,54 °C e 4,6 °C, respectivamente. Na primeira simulação, o modelo foi submetido a uma temperatura operativa superior (33,3 °C) àquela da neutralidade térmica e, em seguida, a uma inferior (28 °C). Na figura 6.12, observam-se

as alterações na resposta do sistema de controle que ocorrem a partir dos 120 min de simulação, momento da mudança de ambiente. Os vasos sanguíneos da pele, que estavam se dilatando passam a se contrair, e o calor perdido por evaporação, que aumentava com a produção de suor, passa a diminuir, até que esta última cesse, restando apenas a difusão de água pela pele. Logo após a transição, a temperatura interna encontra-se mais alta que o seu valor de referência, de modo que o sistema de controle entende isto como um sinal de calor. Em contraste, a temperatura da pele cai rapidamente, tornando-se inferior ao seu valor de referência. Assim sendo, a periferia envia um sinal de frio. No balanço entre os dois sinais, o sistema de controle, através das equações 4.91, 4.93 e 4.96, determina que deve contrair os vasos, inibir a sudorese e aumentar o metabolismo, como pode ser observado na figura 6.12. Na segunda simulação, o ambiente foi resfriado para 28 °C e, na seqüência, para 4,7 °C. Observa-se, na figura 6.13, que a temperatura média da pele sofre uma queda quando exposta ao ambiente mais frio. A diminuição da vazão de sangue para pele acompanha a brusca variação da temperatura desta. Em resposta ao frio, o metabolismo aumenta e, conseqüentemente, a ventilação pulmonar (vide equação 4.40) e o débito cardíaco, pois os músculos envolvidos nos calafrios tem sua vazão de sangue aumentada; no modelo, considerou-se que para cada 1 kcal / h de aumento no metabolismo muscular, há outro correspondente na vazão de sangue neste tecido de 1 L / h (STOLWIJK apud HWANG; KONZ, 1977). O calor total gerado pelos calafrios foi distribuído para os músculos dos elementos através das seguintes porcentagens, baseadas em GORDON et al. (1976): 0,02 % para cada mão, 0,19 % para cada antebraço e braço, 0,04 % para cada pé, 0,28 % para cada perna e coxa, 3 % para a cabeça, 4 % para o pescoço e 91 % para o tronco. Uma distribuição semelhante foi utilizada por TIKUISIS et al. (1988).

Na primeira simulação (equivalente às figura 7.9 e 7.10), o regime permanente é atingido antes de 120 min após a exposição inicial, a partir deste instante ele é perturbado novamente pela mudança de ambiente. Nas figuras 7.12 e 7.14, o regime permanente é atingido por volta dos 180 min. É importante salientar que pequenas alterações de temperatura desencadeiam reações do sistema de controle, devido aos elevados ganhos deste. Assim, é necessário observar as curvas de vazão de sangue para a pele, evaporação e metabolismo, de modo a garantir que o regime permanente realmente foi atingido. Por fim, cabe um comentário sobre a performance

computacional do modelo nas simulações; na determinação do estado de neutralidade térmica, o tempo de execução do programa foi maior do que nas simulações transitórias. Naturalmente, uma boa escolha das temperaturas iniciais acelera o processo, mas, ainda assim, a diferença de tempo é grande. Isto se deve às seguintes razões: na simulação da neutralidade, a velocidade é limitada pelo processo de condução de calor, no caso da simulação transitória, o regime permanente é rapidamente atingido, porque o sistema de controle trabalha, por assim dizer, de modo a acelerar o equilíbrio. Em contrapartida, foi necessário utilizar um passo de tempo inferior na simulação transitória (1 s contra 2 s) de modo a garantir a convergência, pois observou-se que variações bruscas nas condições do ambiente podem fazer com que o processo divirja. O problema ocorre na solução das equações diferenciais ordinárias que descrevem a variação da temperatura dos reservatórios de sangue da cabeça. Na simulação de regime permanente, o passo de tempo pode ser elevado, aumentando-se a massa destes reservatórios, o que resulta na diminuição das variações de temperatura dos mesmos, melhorando-se a convergência do método numérico.

Algumas simulações transitórias (simulações A, B, C e D) foram comparadas com dados experimentais disponíveis. Inicialmente, será apresentada a comparação dos resultados, figuras 7.9 a 7.14, para exposições ao calor. Os dados experimentais foram obtidos por STOLWIJK; HARDY (1966). Estes pesquisadores não informaram qual a incerteza nas temperaturas por eles medidas. Observa-se, nas figuras mencionadas, que o tempo começa a ser contado a partir do instante 60 min. Acontece que os indivíduos utilizados nos experimentos não se encontravam na condição de neutralidade térmica no início dos mesmos. Assim sendo, eles foram submetidos, durante 60 min, a um ambiente de preparação (temperatura operativa entre 27,8 °C e 28,5 °C). Durante este intervalo, a temperatura interna dos indivíduos diminuiu, aproximando-se daquela de neutralidade térmica, vide figura 7.15 (corresponde à simulação A). Para que a comparação entre os resultados do modelo e os dados experimentais fosse possível, era necessário que, em ambas as situações, o ponto inicial fosse o mesmo. Por conseguinte, tomou-se como ponto de partida o instante 60 min.

Foram feitas três simulações diferentes (A, B e C) de exposição a ambientes quentes, constituídas por duas etapas. Na primeira delas, o modelo foi submetido a um

degrau positivo de temperatura operativa, isto em relação àquela correspondente à neutralidade térmica. Após 120 min, inicia-se a segunda parte, sendo que agora o degrau de temperatura é negativo. Em todas as simulações utilizou-se inicialmente um calor gerado pelo metabolismo de $46,5 \text{ W / m}^2$ (vide figura 6.12 como exemplo) valor aproximadamente igual àquele medido experimentalmente nos ensaios de STOLWIJK; HARDY (1966).

Antes de se avaliar os resultados comparativos, deve ser notado que os dados experimentais e o modelo não partiram exatamente do mesmo ponto. As temperaturas do hipotálamo e da pele medidas, exceto na simulação A para esta última, são maiores no instante inicial (60 min). Além disso, é importante salientar dois fatos. Primeiramente, o aparato experimental de STOLWIJK; HARDY (1966) consegue manter a temperatura operativa dentro de uma variação de $\pm 1 \text{ }^\circ\text{C}$, o que equivale a dizer que a temperatura da pele sofrerá alteração similar. Por fim, as características físicas dos indivíduos estudados pelos pesquisadores (massa corporal entre 76 e 110 kg e altura entre 1,75 e 1,95 m) diferem consideravelmente daquelas utilizadas no presente trabalho. É de se esperar diferenças entre os resultados do modelo e os dados experimentais provocadas pela alta porcentagem de gordura desses indivíduos, em particular a partir dos 180 min de simulação. Levando-se esses fatos em consideração, observa-se que as temperaturas interna e superficial respondem de modo semelhante aos dados experimentais, particularmente a primeira delas. A temperatura da pele obtida foi menor do que esperado. Isto se deve provavelmente à utilização de coeficientes de transferência de calor na superfície maiores do que aqueles encontrados na realidade, uma vez que o calor perdido por evaporação está de acordo o valor medido. Outro fato digno de nota é que a temperatura da pele, imediatamente após a exposição ao ambiente quente, sobe até atingir um valor máximo, sofrendo, na seqüência, um ligeiro declínio, até se estabilizar em um determinado valor. Este comportamento também foi observado nos resultados experimentais, vide figuras 7.9, 7.11 e 7.13. Esta característica pode ser explicada da seguinte maneira, inicialmente, a produção de suor é induzida predominantemente pelo rápido aumento da temperatura da pele, a temperatura hipotalâmica não teve tempo para variar. Assim que esta começa a subir, a produção de suor aumenta ainda mais, resfriando a pele. Os resultados apresentados nas figuras 7.9 a 7.14 demonstram que o modelo responde bem a exposição a ambientes quentes.

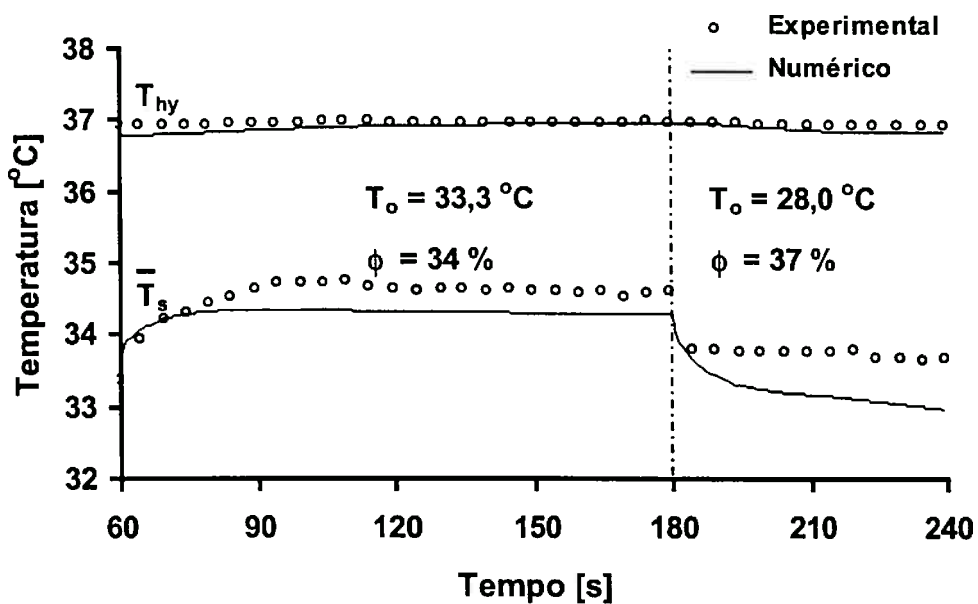


Fig. 7.9 – Comparação entre a temperatura hipotalâmica (T_{hy}) e média da pele (\bar{T}_s) obtidas com o modelo e dados experimentais: simulação A

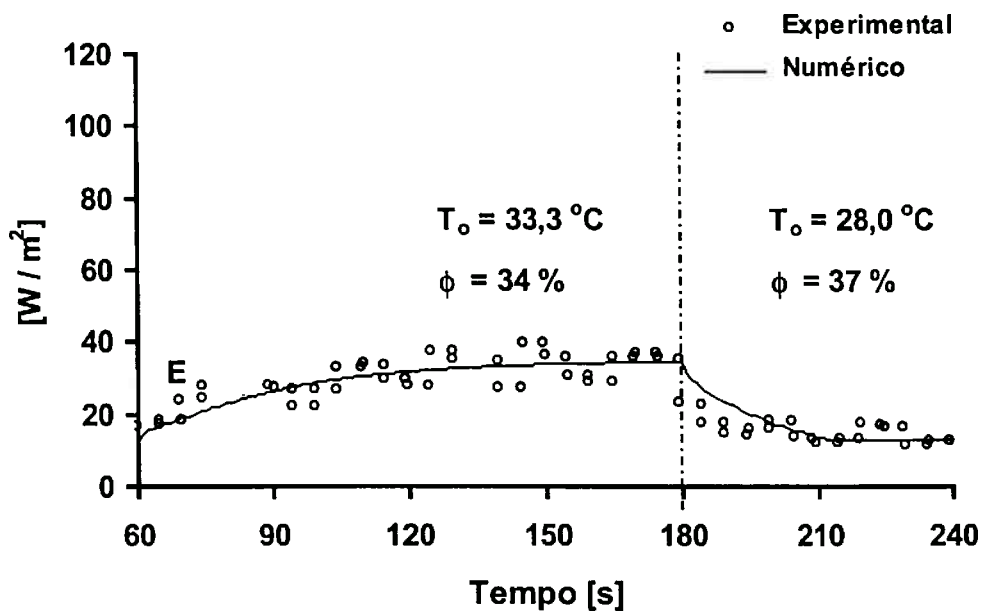


Fig. 7.10 – Comparação entre o calor perdido por evaporação na pele (E) obtido com o modelo e dados experimentais: simulação A

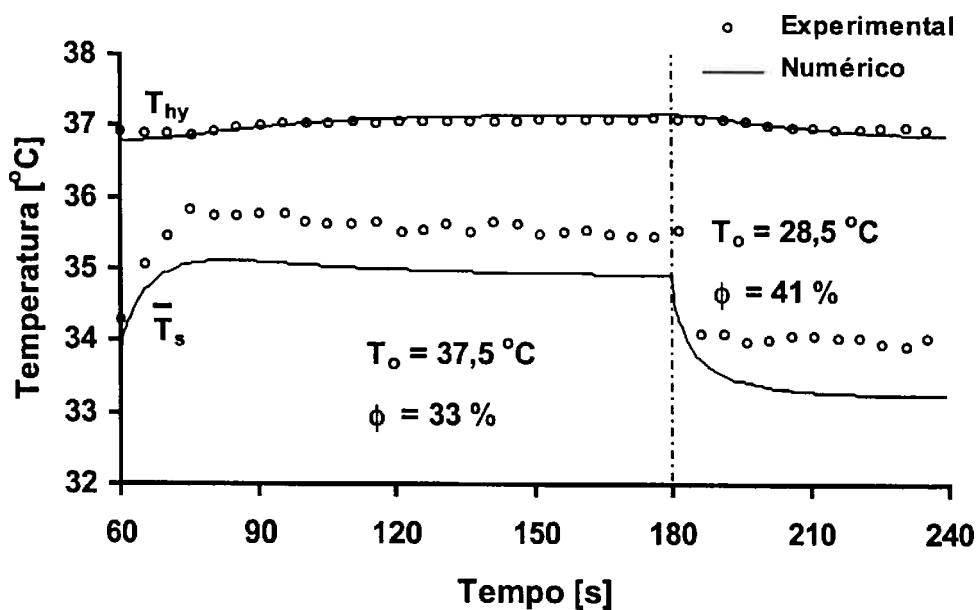


Fig. 7.11 – Comparação entre a temperatura hipotalâmica (T_{hy}) e média da pele (\bar{T}_s) obtidas com o modelo e dados experimentais: simulação B

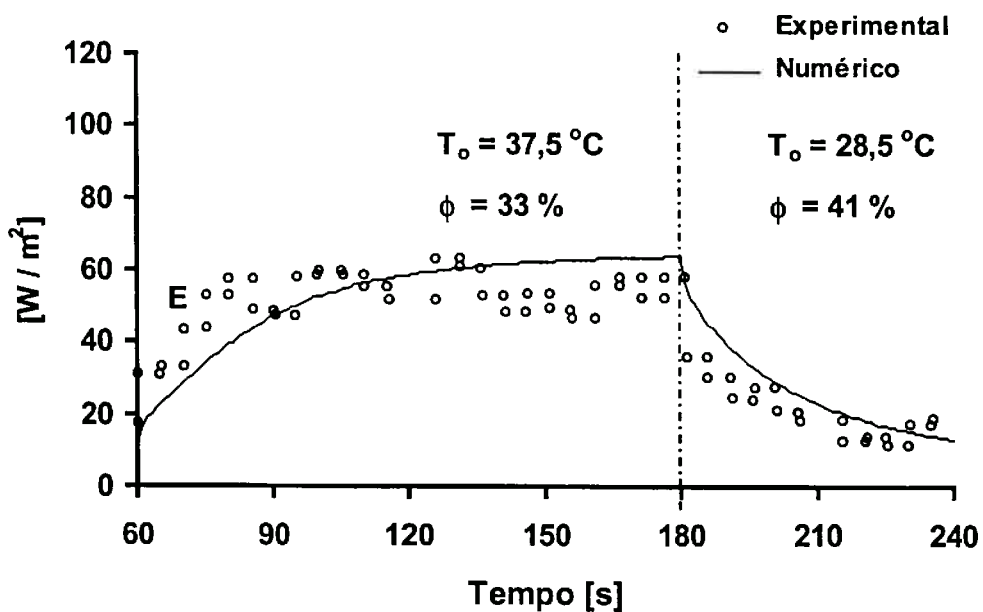


Fig. 7.12 – Comparação entre o calor perdido por evaporação na pele (E) obtido com o modelo e dados experimentais: simulação B

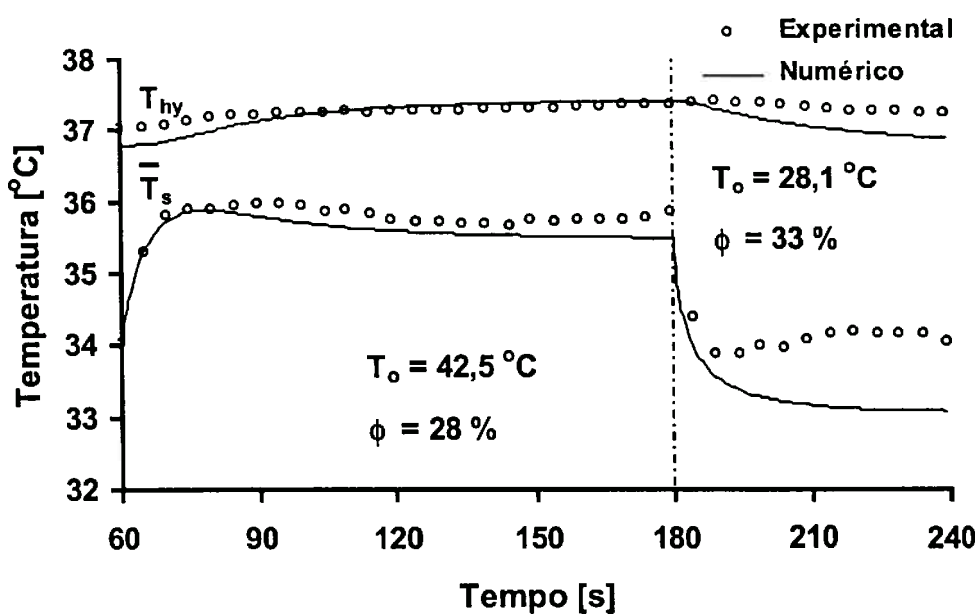


Fig. 7.13 – Comparação entre a temperatura hipotalâmica (T_{hy}) e média da pele (\bar{T}_s) obtidas com o modelo e dados experimentais: simulação C

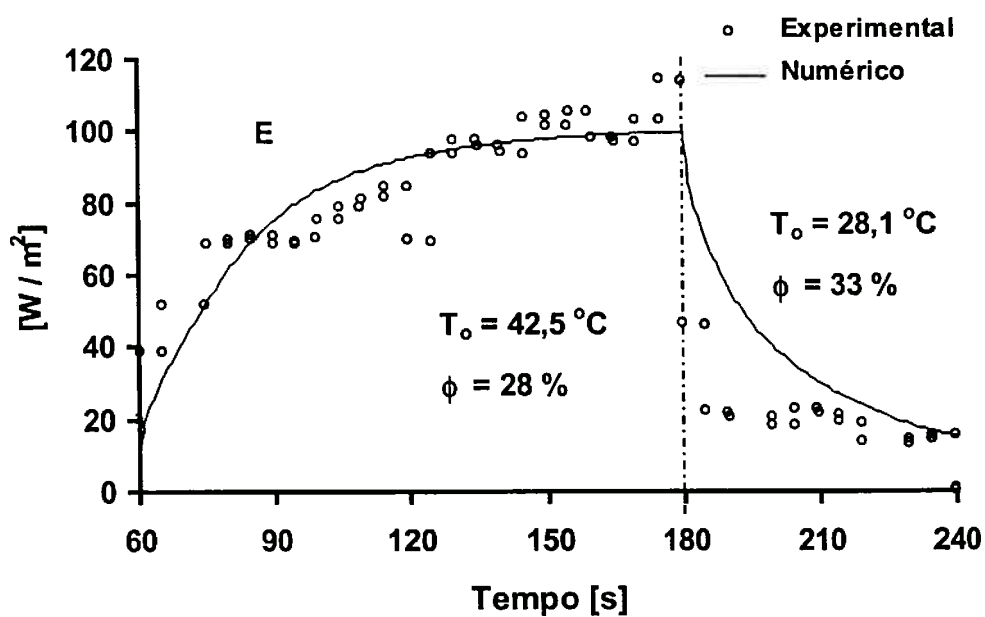


Fig. 7.14 – Comparação entre o calor perdido por evaporação na pele (E) obtido com o modelo e dados experimentais: simulação C

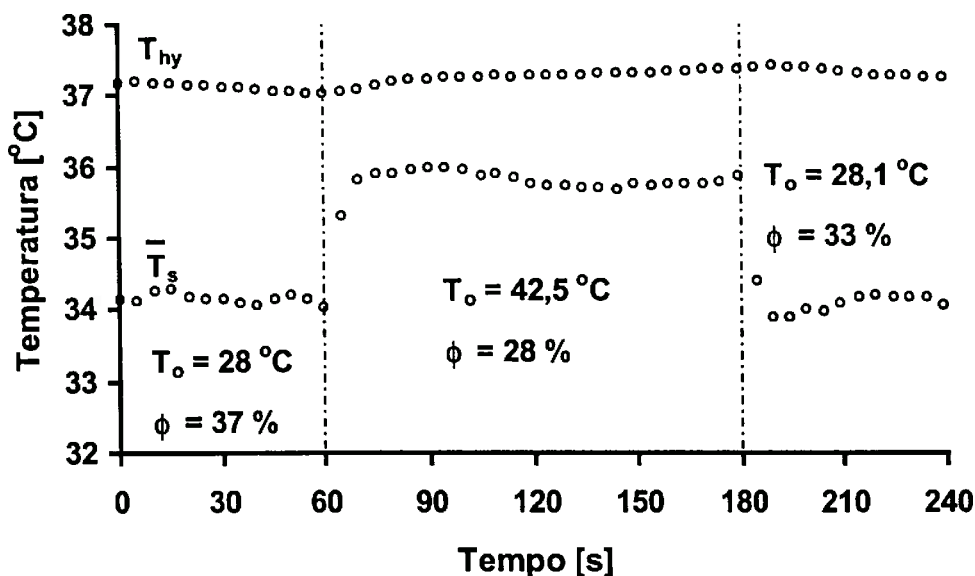


Fig. 7.15 – Temperatura hipotalâmica (T_{hy}) e média da pele (\bar{T}_s) obtidas experimentalmente. Fonte: STOLWIJK; HARDY (1966).

Nas figuras 7.16 e 7.17, é apresentada a comparação dos resultados da simulação (D) de uma exposição a um ambiente frio (vide figuras 6.13 e 6.14, e explicações sobre estas) com dados experimentais. Observa-se, na figura 7.16, como as temperaturas obtidas são muito próximas daquelas determinadas experimentalmente, especialmente a temperatura média da pele do tronco. A diferença observada nesta, nos instantes iniciais, (antes dos 30 min de simulação) pode ser explicada pela diferença de coeficiente de transferência de calor por convecção entre o valor utilizado no modelo e o real. Deve ser notado que a discrepância na resposta metabólica do modelo a partir dos 70 min da simulação ocorre pelo efeito combinado dos seguintes fatores:

- a temperatura média da pele praticamente estabilizou e, conseqüentemente, o calor perdido na superfície, assim, por parte destes dois termos da equação 4.96, não há mais estímulo ao aumento do metabolismo;
- a temperatura interna continua subindo e, segundo a equação 4.96, há inibição do calor gerado pelo metabolismo.

Na figura 7.17, foi apresentado o resultado do modelo de GORDON et al. (1976). Nota-se que, logo após a exposição ao ambiente mais frio (aos 30 min), o metabolismo sofre um aumento súbito e, na seqüência, diminui, pois os referidos pesquisadores utilizaram em seu sistema de controle um sinal constituído pela diferença entre o fluxo de calor em qualquer instante e aquele na condição de referência, o calor gerado foi considerado proporcional a este sinal. Assim, com a mudança de ambiente, esta diferença apresenta um valor elevado e, em seguida, começa a decrescer, explicando o pico representado na figura 7.17. No presente modelo, o metabolismo não aumentou de forma tão abrupta, devido às constantes utilizadas.

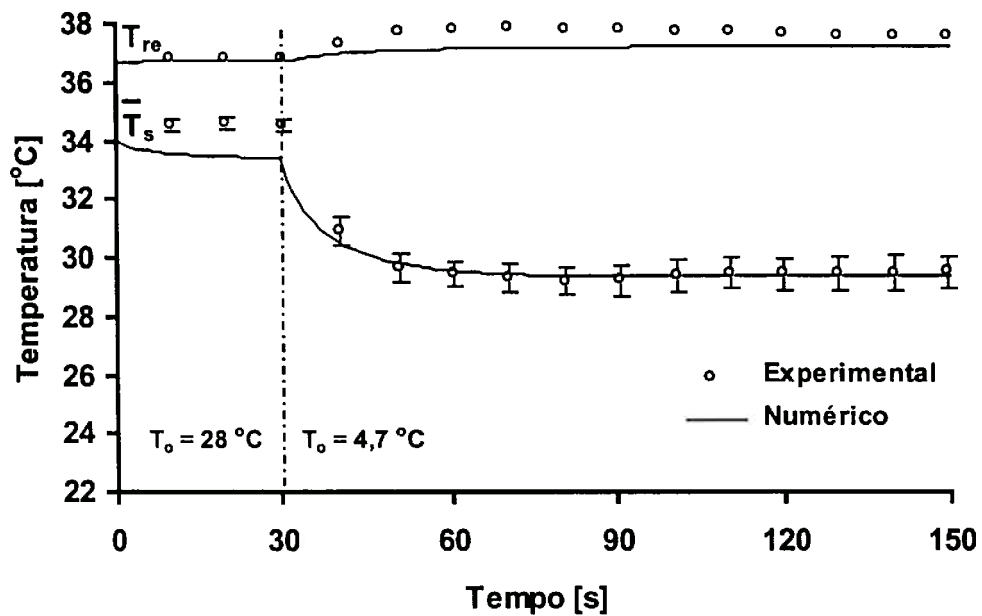


Fig. 7.16 – Comparação entre a temperatura retal (T_{re}) e média da pele do tronco (\bar{T}_s) obtidas com o modelo e dados experimentais: simulação D

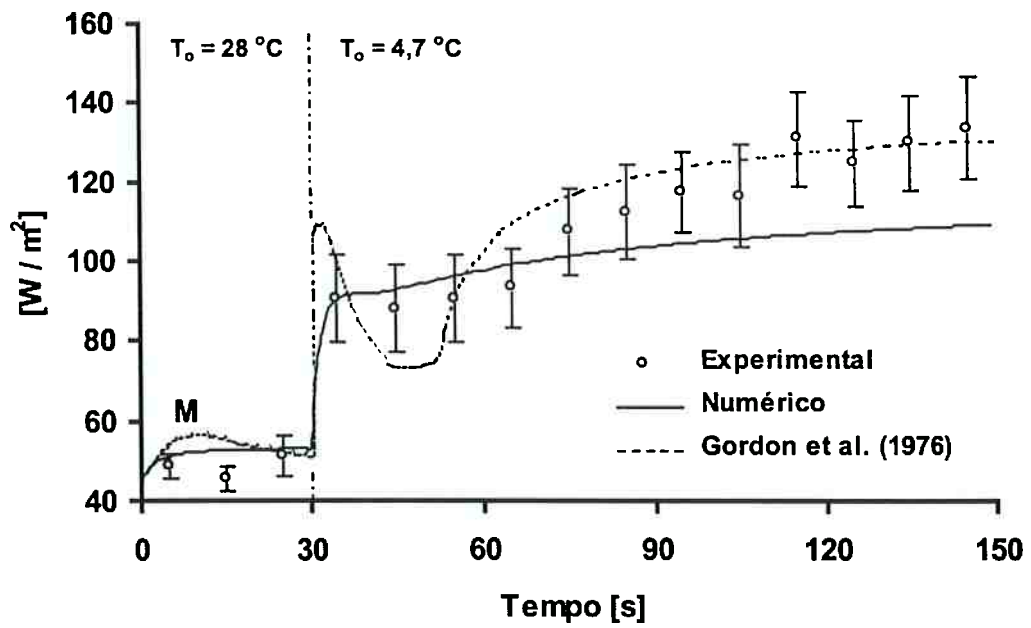


Fig. 7.17 – Comparação entre o calor gerado pelo metabolismo (M) obtido com o modelo e dados experimentais: simulação D

8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Constatou-se, durante o desenvolvimento da presente pesquisa, que existem numerosas lacunas na teoria da regulação da temperatura corporal em mamíferos. Os principais tópicos pendentes estão, primeiramente, relacionados ao sistema de controle em si, referindo-se ao funcionamento e localização dos sensores térmicos, à integração dos sinais enviados por estes, à aclimação ao frio ou calor, e a questões mais profundas, como por exemplo, qual é a variável regulada? No Capítulo 2, procurou-se, justamente, destacar estes pontos e, também, aqueles já elucidados, como: quais são os principais atuadores do sistema de controle? Cujas respostas são: o mecanismo vasomotor e “sudomotor” e os calafrios. No entanto, fenômenos como a transferência de calor entre sangue e tecido, e no trato respiratório também apresentam falhas na compreensão, como salientado no Capítulo 3.

Os problemas citados são originários, em grande parte, da dificuldade de realização de experimentos em seres vivos. Assim, a determinação de parâmetros fisiológicos dos tecidos, como vazão de sangue e calor gerado pelo metabolismo, e propriedades dos mesmos, como calor específico, massa específica e condutividade térmica, é prejudicada. Dentro desse cenário, repleto de barreiras, a modelagem surge como uma importante ferramenta no estudo da regulação da temperatura corporal, como pretende-se demonstrar adiante. A proposta do presente trabalho foi, justamente:

- o desenvolvimento de um modelo do sistema térmico do corpo humano,

com um porém:

- o modelo deveria ser flexível, permitindo futuras expansões.

Este objetivo secundário tem uma razão de ser, que é a futura aplicação do modelo nas áreas descritas nos Capítulos 1 e neste capítulo, adiante.

No desenvolvimento do modelo procurou-se seguir critérios científicos na escolha de propriedades e parâmetros, e no equacionamento dos processos relevantes. Inicialmente, escolheu-se como modelo anatômico o mesmo utilizado por WERNER;BUSE (1988). Em seguida, adotou-se um modelo geométrico tendo como base fotos de seções transversais do corpo humano. Por meio de uma análise realizada em um editor de imagens, constatou-se que a elipse era a figura que melhor representava estas seções. Assim sendo, considerou-se cilindros elípticos representando as partes do corpo, procedimento este inédito, uma vez que, na literatura, são utilizados cilindros de seção circular. Esta técnica inovadora possibilitou um modelo geométrico de dimensões realistas, que, por sua vez, permitiu considerar-se a condução de calor em três dimensões. Foram utilizados oito tipos diferentes de tecido: pele, gordura, músculo, osso, vísceras, pulmão, coração e cérebro. Estes foram escolhidos pois apresentavam propriedades físicas ou parâmetros fisiológicos bem diferentes dos demais tecidos do corpo humano. Além disso, baseou-se, nessa escolha, em resultados de outros modelos. Essas propriedades e parâmetros foram retirados de uma única fonte (WERNER;BUSE, 1988). Já a partir desta etapa, iniciaram-se os cuidados na implementação computacional do modelo, tornando possível modificar os tecidos utilizados, a divisão de camadas destes bem como o número de elementos do modelo. As condições de contorno empregadas nas simulações foram simplificadas, iguais àquelas presentes nos trabalhos experimentais usados na avaliação. No entanto, condições mais abrangentes podem ser simuladas com o programa desenvolvido. Os coeficientes de transferência de calor por convecção e radiação foram retirados do trabalho de DEAR et al. (1997). Por meio da analogia entre transferência de calor e massa, obteve-se os coeficientes de transferência de calor por evaporação a partir dos correspondentes convectivos. Na transferência de calor entre sangue e tecido nos pequenos vasos, utilizou-se o modelo de PENNES (1948) complementado pela análise de CHEN (1985). Os grande vasos foram modelados isoladamente, considerando-se, inclusive, a transferência de calor contra-corrente entre pares formados por uma artéria e uma veia. A transferência de calor no trato respiratório foi descrita pelas equações propostas por FANGER (1967) associadas aos resultados experimentais de MCCUTCHAN; TAYLOR (1951). As equações diferenciais parciais foram resolvidas por meio do método dos volumes finitos, utilizando-se um procedimento especialmente desenvolvido. Este último, que se constitui em uma das inovações do presente trabalho, é formado por três etapas, sendo

que cada uma delas recai em sistemas lineares tridiagonais, cuja resposta pode ser rapidamente obtida, contribuindo para o aumento da velocidade do programa de computador.

Dentro desta metodologia, obteve-se ótimos resultados, como acredita-se que ficou demonstrado nos Capítulos 6 e 7. É importante destacar novamente que não houve ajuste de parâmetros de modo a se obter respostas satisfatórias do modelo. Ajustaram-se as constantes do sistema de controle, pois estas foram obtidas para biótipos diferentes daquele utilizado no presente trabalho. Estas observações somadas aos resultados apresentados permitiram o estabelecimento de uma importante conclusão:

- a modelagem do sistema térmico do corpo humano é uma ferramenta poderosa no estudo da regulação da temperatura corporal.

Concluiu-se, também, que:

- a modelagem não exclui a necessidade da realização de trabalhos experimentais, os quais servem, por exemplo, para validação do próprio modelo.

O resultado da simulação de exposição ao frio (simulação D, Capítulo 7) suporta a conclusão anterior. Através dela, foi possível observar que sinais de fluxo de calor podem servir de referência ao sistema de controle, pois explicam o brusco crescimento no calor gerado pelo metabolismo que ocorre quando da exposição ao frio.

Além disso, demonstrou-se, através dos resultados, que

- a escolha da geometria dos elementos, cilindros com seção elíptica representando cada parte do corpo humano, foi adequada.

Por conseguinte, não há a necessidade de se utilizar uma geometria próxima da real. Esta justifica-se, provavelmente, quando forem disponíveis: valores locais de vazão de sangue e suor, coeficientes locais de transferência de calor e massa na superfície da pele e no trato respiratório, coeficientes de transferência de calor entre grandes artérias e

veias. É necessário, também, haver uma melhor descrição dos fenômenos de transporte relevantes e do sistema de controle.

Por fim, acredita-se que os objetivos foram satisfeitos. O modelo do sistema térmico desenvolvido forneceu bons resultados na determinação da condição de neutralidade e nas simulações transitórias. Paralelamente, conseguiu-se que ele fosse flexível, satisfazendo o objetivo secundário. A flexibilidade não reside apenas nas características anteriormente descritas do modelo, mas, principalmente, na implementação computacional do mesmo. Muito tempo foi dedicado no desenvolvimento desta estrutura, possível graças à programação orientada a objetos, e do programa em si. Vários cuidados foram tomados, começando pela escolha da linguagem de programação, C++, e seguindo com a otimização de componentes e funções, e a redução do consumo de memória. O programa foi exaustivamente testado, passo a passo, conforme ia sendo construído. Assim, obteve-se um programa enxuto, rápido (pode ser executado em computadores pessoais) e, o mais importante, fácil de ser modificado, exigindo pouco tempo de programação.

8.1 Trabalhos futuros

De um modo geral, observou-se que os resultados do modelo na condição de neutralidade e nas simulações transitórias foram muito bons. Estes podem ser aprimorados se:

- o modelo continuar sendo testado, comparando-se seus resultados com aqueles determinados experimentalmente. Sugerem-se simulações da resposta a imersão em água fria e a variação na atividade física. Pretende-se com isso aumentar a confiabilidade do modelo, ampliando suas possibilidades de aplicação;
- o modelo do sistema de controle for aperfeiçoado. Sugere-se a realização de análises estatísticas nos resultados experimentais presentes na literatura. O desenvolvimento de um programa experimental em paralelo é recomendável. Através deste procedimento e da ferramenta modelo do sistema térmico, é possível testar hipóteses

sobre a regulação da temperatura corporal. As características dos sensores térmicos espalhados pelo corpo e a integração dos sinais que eles emitem merecem ser estudadas com maior profundidade;

- os coeficientes de transferência de calor por convecção, evaporação e radiação forem obtidos experimentalmente. É importante determinar como estes variam com a posição do corpo humano (em pé, sentado, etc.) e na superfície de cada parte (cabeça, tronco, etc.). No caso dos dois primeiros processos, recomenda-se correlacioná-los com a velocidade do ar. Estes dados são necessários para a utilização do modelo na avaliação de condições de conforto térmico.

Tendo em vista a aplicação do modelo desenvolvido, sugere-se o desenvolvimento de estudos em paralelo relacionados aos seguintes tópicos:

- avaliação de conforto térmico. O desenvolvimento de trabalhos experimentais neste campo é importante. Na literatura, começam a surgir pesquisas que utilizam como ferramenta a combinação de um modelo do sistema térmico do corpo humano com um modelo térmico do ambiente. Sem dúvida, este é um tema que merece ser desenvolvido, pois possui aplicação imediata na indústria automobilística e aeronáutica, bem como na construção civil em geral;
- tratamento de tumores através de processos térmicos. O resfriamento ou aquecimento pode ser utilizado nesta situação. O ponto crucial do tratamento consiste em se atingir apenas o tumor, preservando ao máximo o tecido adjacente. Assim sendo, é necessário desenvolver um modelo do tumor, considerando-se os meios externos utilizados para aquecimento ou resfriamento do mesmo. Este modelo deve interagir com aquele do sistema térmico corpo humano. A interação entre ambos é possível graças a flexibilidade do modelo desenvolvido, o qual permite a inclusão de quantos tipos de tecido forem necessários;
- resfriamento ou aquecimento do corpo humano com dispositivos externos. Esses são processos freqüentemente exigidos em cirurgias e no tratamento de hipotermia e hipertermia. Os objetivos podem ser atingidos utilizando-se trocadores de calor para

sangue ou trajes recentemente desenvolvidos com esta finalidade. Neste campo, o modelo pode ser facilmente aplicado, constituindo-se uma ferramenta muito útil no projeto de tais equipamentos;

- problemas na regulação da temperatura corporal de pacientes queimados. Nestas condições, o controle de temperatura fica bastante prejudicado por várias razões, entre elas, a perda excessiva de água através da pele. O modelo desenvolvido pode ser usado na avaliação da resposta térmica do organismo nessas circunstâncias.

As pesquisas propostas reforçam a idéia de que esta é uma área multidisciplinar, envolvendo a participação de engenheiros, médicos, entre outros profissionais. O presente trabalho contribuiu, modestamente, fornecendo a ferramenta básica exigida nesta linha de pesquisa: um modelo do sistema térmico do corpo humano.

9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AIRES, M.M. **Fisiologia**. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1992.
- ANDERSON, D.A.; TANNEHILL, J.C.; PLETCHER, R.H. **Computational fluid mechanics and heat transfer**. 2.ed. Washington, D.C., Taylor & Francis, 1997.
- ARKIN, H.; XU, L.X.; HOLMES, K.R. Recent developments in modeling heat transfer in blood perfused tissues. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v.41, n.2, p.97-107, 1994.
- ASHRAE: American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers. **Handbook, fundamentals**. Atlanta, 1993. Cap.8, p.8.1-29: Physiological principles and thermal comfort.
- BIRD, R.B.; STEWART, W.E.; LIGHTFOOT; E.N. **Transport phenomena**. New York, John Wiley, 1960.
- CARSLAW, H.S.; JAEGER, J.C. **Conduction of heat in solids**. 2.ed. New York, Oxford University Press, 1959.
- CHARNY, C.K. Mathematical models of bioheat transfer. In: CHO, Y.I. **Advances in heat transfer**. San Diego, Academic Press, 1992. v.22, p.19-155.
- CHEN, M.M. The tissue energy balance equation. In: SHITZER, A.; EBERHART, R.C. **Heat transfer in medicine and biology**. New York, Plenum Press, 1985. v.1, p.153-64.
- COLIN, J.; HOUDAS, Y. Experimental determination of coefficient of heat exchanges by convection of human body. **Journal of Applied Physiology**, v.22, p.31-8, 1967.
- DEAR, J.D.; ARENS, E.; HUI, Z.; OGURO, M. Convective and radiative heat transfer coefficients for individual human body segments. **International Journal of Biometeorology**, v.40, p.141-56, 1997.
- DOUGLAS, J.; RACHFORD, H.H. On the numerical solution of heat conduction problems in two and three space variables. **Transactions of the American Mathematical Society**, v.82, p.421-39, 1956.
- DU BOIS, E.F. The temperature of the human body in health and disease. In: HARDY, J.D. **Temperature: its measurement and control in science and industry**, New York, Reinhold, 1963. v.3, p.603-12.
- DUCLAUX, R.; KENSHALO, D.R. Response characteristics of cutaneous warm receptors in the monkey. **Journal of Neurophysiology**, v.43, p.1-15, 1980.

- FANGER, P.O. Calculation of thermal comfort: introduction of a basic comfort equation. **ASHRAE Transactions**, v.73, n.2, p.III.4.1-20, 1967.
- FANGER, P.O. **Thermal comfort analysis and applications in environmental engineering**. New York, McGraw-Hill, 1970.
- FERREIRA, M.S. **Um modelo do sistema termorregulador do corpo humano: exposição a ambientes quentes**. São Paulo, 1997. 130p. Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo.
- FERREIRA, M.S.; YANAGIHARA, J.I. A thermoregulatory model of the human body: exposure to hot environment. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica (COBEM), 14., Bauru, 1997. **Anais**. Bauru, UNESP, 1997. 1 CD-ROM.
- FERREIRA, M.S.; YANAGIHARA, J.I. Um modelo do sistema termorregulador do corpo humano: exposição a ambientes quentes. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v.15, n.1-2, p.87-96, 1999.
- FERREIRA, M.S.; YANAGIHARA, J.I. Development of the passive system of a human thermal model. In: **Bioengineering Conference**, Snowbird, 2001. **Proceedings**. New York, ASME-BED, 2001. v. 50, p.757-8.
- FERREIRA, M.S.; YANAGIHARA, J.I. Unsteady heat conduction in 3D elliptical cylinders. **International Communications in Heat and Mass Transfer**, v.28, n.7, p.963-72, 2001. /No prelo/
- FIALA, D.; LOMAS, K.J.; STOHRER, M. A computer model of human thermoregulation for a wide range of environmental conditions: the passive system. **Journal of Applied Physiology**, v.87, p.1957-72, 1999.
- GAGGE, A.P.; STOLWIJK, J.A.J.; NISHI, Y. An effective temperature scale based on a simple model of human physiological regulatory response. **ASHRAE Transactions**, v.77, n.1, p.247-62, 1971.
- GAO, D. Numerical solution for a heat conduction problem. **International Communications in Heat and Mass Transfer**, v.26, n.2, p. 209-17, 1999.
- GORDON, R.G.; ROEMER, R.B.; HORVATH, S.M. A mathematical model of the human temperature regulatory system - transient cold exposure response. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v.23, n.6, p.434-44, 1976.
- GUYTON, A.C. **Tratado de fisiologia médica**. 8.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1992.
- 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**, v.42, p.377-84, 1977.

- HEISING, M.; WERNER, J. Influences of overall thermal balance on local inputs for drive of evaporation in men. **Journal of Applied Physiology**, v.62, p.926-31, 1987.
- HWANG, C.; KONZ, S.A. Engineering models of the human thermoregulatory system - a review. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v.24, n.4, p.309-25, 1977.
- INCROPERA, F.P.; DEWITT, D.P. **Introduction to heat transfer**. 3.ed. New York, John Wiley, 1996.
- JOURNAL of APPLIED PHYSIOLOGY. Proposed standard system of symbols for thermal physiology. **Journal of Applied Physiology**, v.27, p.439-446, 1969.
- KAKITSUBA, N.; KATSUURA, T. Direct determination of local evaporative heat transfer coefficient by simultaneous measurement of local sweat rate and evaporation rate. **Journal of the Human-Environment System**, v.1, n.1, p.93-7, 1997.
- KANG, Z.J.; XUE, H.; BONG, T.Y. Modeling of thermal environment and human response in a crowded space for tropical climate. **Building and Environment**, v.36, p.511-25, 2001.
- KENSHALO, D.R.; DUCLAUX, R. Response characteristics of cutaneous cold receptors in the monkey. **Journal of Neurophysiology**, v.40, p.319-32, 1980.
- KNOCHEL, J.P. Distúrbios causados pelo calor e pelo frio. In: WYNGAARDEN, J.B.; SMITH, L.H.; BENNET, J.C. **CECIL Tratado de medicina interna**. 19.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1993. v.2, p.2413-16.
- LIBERT, J.P.; CANDAS, V.; VOGT, J.J. Effect of rate of change in skin temperature on local sweating rate. **Journal of Applied Physiology**, v.47, p.306-11, 1979.
- MALISKA, C.R. **Transferência de calor e mecânica dos fluidos computacional**. Rio de Janeiro, Livros Técnicos e Científicos, 1995.
- MCCOOK, R.D.; WURSTER, R.D.; RANDALL, W.C. Sudomotor and vasomotor responses to changing environmental temperature. **Journal of Applied Physiology**, v.20, p.371-78, 1965.
- MCCUTCHAN, J.W.; TAYLOR, C.L. Respiratory heat exchange with varying temperature and humidity of inspired air. **Journal of Applied Physiology**, v.4, p.121-35, 1951.
- MOUNTCASTLE, V.B. **Medical physiology**. 14.ed. St. Louis, C.V. Mosby Company, 1980.
- NADEL, E.R.; HORVATH, S.M.; DAWSON, C.A.; TUCKER, A.T. Sensitivity to central and peripheral stimulation in man. **Journal of Applied Physiology**, v.29, p.603-9, 1970.
- 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, p.80-7, 1971.

- NAKAJIMA, T. **The development of a human thermal model**. Kobe, Kobe University, 1997. (Relatório Interno)
- NELSON, D.A. Invited editorial on "Pennes' 1948 paper revisited". **Journal of Applied Physiology**, v.85, p.2-3, 1998.
- NISHI, Y.; GAGGE, A.P. Direct evaluation of convective heat transfer coefficient by naphthalene sublimation. **ASHRAE Transactions**, v.29, p.830-8, 1970.
- OGAWA, T. Where should core temperature be measured in human experiments? **Journal of the Human-Environment System**, v.1, n.1, p.47-55, 1997.
- PATANKAR, S.V.; LIU, C.H.; SPARROW, E.M. Fully developed flow and heat transfer in ducts having streamwise - periodic variations of cross sectional area. **Journal of Heat Transfer**, v.99, p.180, 1977.
- PATANKAR, S.V. **Numerical heat transfer and fluid flow**. s.l., Hemisphere Publishing Corporation, 1980.
- PENNES, H.H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. **Journal of Applied Physiology**, v.1, p.93-122, 1948.
- PETERSDORF, R.G. Hipotermia e hipertermia. In: HARRISON, T.R. **Medicina interna**. 13.ed. Rio de Janeiro, McGraw-Hill, 1994. v.2, p.2599-605.
- SALTIN, B.; GAGGE, A.P.; STOLWIJK, J.A.J. Body temperatures and sweating during thermal transients cause by exercise. **Journal of Applied Physiology**, v.28, p.318-27, 1970.
- SAVAGE, M.V.; BREGELMANN, G.L. Control of skin blood flow in the neutral zone of human body temperature regulation. **Journal of Applied Physiology**, v.80, p.1249-57, 1996.
- SCHERER, P.W.; HANNA, L.M. Heat and water transport in the human respiratory system. In: SHITZER, A.; EBERHART, R.C. **Heat transfer in medicine and biology-analysis and applications**. New York, Plenum Press, 1985. v.2, p.287-306.
- SHITZER, A.; EBERHART, R.C. **Heat transfer in medicine and biology**. New York, Plenum Press, 1985. 2v.
- SHITZER, A.; STROSCHIN, L.A.; VITAL, P; GONZALEZ; R.R.; PANDOLF, K.B. Numerical analysis of an extremity in a cold environment including countercurrent arterio-venous heat exchanges. **Journal of Biomechanical Engineering**, v.119, p.179-86, 1997.
- TAKEMORI, T.; NAKAJIMA, T.; SHOJI, Y. A fundamental model of the human thermal system for prediction of thermal comfort. **Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers**. v.61, p.1513-20, 1995. (em japonês)

- TIKUISIS, P.; GONZALEZ, R.R.; PANDOLF, K.B. Thermoregulatory model for immersion of humans in cold water. **Journal of Applied Physiology**, v.64, p.719-27, 1988.
- TIKUISIS, P. Prediction of the thermoregulatory response for clothed immersion in cold water. **European Journal of Applied Physiology**, v.59, p.334-41, 1989.
- VISIBLE HUMAN PROJECT. Disponível na página da Loyola University Chicago. Disponível em: <http://meddean.luc.edu/lumen/meded/grossanatomy/cross_section/index>. Acesso em: mar. 2000.
- WEBB, P. The physiology of heat regulation. **American Journal Physiology**, v.268, p.R838-50, 1995.
- WERNER, J. Do black-box models of thermoregulation still have any research value? Contribution of system-theoretical models to the analysis of thermoregulation. **The Yale Journal of Biology and Medicine**, v.59, p.335-48, 1986.
- WERNER, J.; BUSE, M. Temperature profiles with respect to inhomogeneity and geometry of the human body. **Journal of Applied Physiology**, v.65, p.1110-18, 1988.
- WERNER, J. Man in extreme thermal environment - prediction based on a pc-model. **Journal of Thermal Biology**, v.18, p.439-41, 1993.
- WHITE, F.M. **Heat and Mass Transfer**. New York, Addison-Wesley, 1991.
- WISSLER, E.H. Steady-state temperature distribution in man. **Journal of Applied Physiology**, v.16, p.734-40, 1961.
- WISSLER, E.H. **Mathematical simulation of human thermal behavior using whole body models**. In: Heat transfer in medicine and biology. SHITZER, A.; EBERHART, R.C., New York, Plenum Press, 1985. v.1, p.325-73.
- WISSLER, E.H. Pennes 1948 paper revisited. **Journal of Applied Physiology**, v.85, p.35-41, 1998.
- WYNDHAM, C.H. Role of skin and of core temperatures in man's temperature regulation. **Journal of Applied Physiology**, v.20, p.31-6, 1965.
- YANG, W.J. **Biothermal-fluid sciences principles and applications**. New York, Hemisphere Publishing Corporation, 1989.

APÊNDICE I – MODELO ANATÔMICO

Tabela I.1 – Volume, massa, massa específica e metabolismo basal dos tecidos e órgãos humanos. Fonte: WERNER;BUSE (1988).

Tecido	volume [cm³]	volume [%]	massa [g]	massa [%]	massa específica [g / cm³]	metabolismo basal [W]
<i>Pele</i>	3287	5,30	3562	5,30	1,085	1,210
<i>Músculo</i>	27668	44,10	30016	44,70	1,085	18,930
<i>Coração</i>	298	0,50	322	0,50	1,080	7,190
<i>Fígado</i>	1441	2,30	1557	2,30	1,080	20,770
<i>Pulmões</i>	1669	2,70	935	1,40	0,560	0,610
<i>Rim</i>	234	0,40	253	0,40	1,080	5,590
<i>Estômago</i>	1276	2,00	1225	1,80	0,960	0,470
<i>Intestino</i>	1682	2,70	1565	2,30	0,930	0,620
<i>Gordura</i>	10153	16,20	9335	14,00	0,920	3,740
<i>Tecido Conjuntivo</i>	4253	6,90	4609	6,90	1,085	1,570
<i>Osso</i>	7575	12,00	10275	15,30	1,357	2,790
<i>Bexiga</i>	27	0,10	25	0,10	0,930	0,010
<i>Glândula Tireóide</i>	37	0,10	40	0,10	1,080	0,010
<i>Baço</i>	245	0,40	265	0,40	1,080	0,090
<i>Esôfago</i>	95	0,20	89	0,10	0,930	0,030
<i>Traquéia</i>	27	0,10	25	0,10	0,930	0,010
<i>Córtex</i>	1374	2,20	1484	2,20	1,080	14,340
<i>Tronco Encefálico</i>	3	0,01	3	0,00	1,080	0,030
<i>Medula Cervical</i>	86	0,10	39	0,10	1,080	0,010
<i>Medula Torácica</i>	73	0,10	79	0,10	1,080	0,030
<i>Olhos</i>	15	0,02	16	0,02	1,080	0,010
<i>Seios Paranasais</i>	16	0,03	0	0,00	0,001	0,000
<i>Sangue</i>	216	0,30	228	0,30	1,059	0,080

Tabela I.2 – Massa (g) e volume (cm³) dos compartimentos do corpo humano. Fonte: WERNER;BUSE (1988).

	Pele	Gordura	Tecido conjuntivo	Músculos	Ossos	Vasos	Víscera	Soma
<i>Massa</i>								
<i>Cabeça</i>	276	517	112	940	1457	51	1611	4964
<i>Tronco</i>	1221	5442	2490	16624	2900	737	6534	35948
<i>Braços</i>	749	1034	444	3245	1560	136	0	7168
<i>Pernas</i>	1316	2342	1563	9207	4358	133	0	18919
Total	3562	9335	4609	30016	10275	1058	8145	67000
<i>Volume</i>								
<i>Cabeça</i>	255	564	104	866	1041	48	1514	4392
<i>Tronco</i>	1127	5917	2296	15323	2149	696	7250	34758
<i>Braços</i>	692	1125	412	2992	1156	130	0	6507
<i>Pernas</i>	1213	2547	1441	8487	3229	126	0	17043
Total	3287	10153	4253	27668	7575	1000	8764	62700

Tabela I.3 – Comparação entre os modelos anatômicos disponíveis

Modelo anatômico	GORDON et al. (1976)		WERNER;BUSE (1988)	
Elemento	Volume [cm³]	% do total	Volume [cm³]	% do total
<i>Cabeça + pescoço</i>	4321	6,1	4392	7,1
<i>Tronco</i>	42390	59,7	34758	55,3
<i>Braços + mãos</i>	7995	11,3	6507	10,4
<i>Pernas + pés</i>	16313	23	17043	27,2
Volume total [cm³]	71019	----	62700	----

Tabela I.4 – Modelo anatômico usado por TAKEMORI et al. (1995)

Elemento	Volume [cm³]	Área [cm²]
<i>Cabeça</i>	3466	1117
<i>Pescoço</i>	847	297
<i>Tronco</i>	42368	6666
<i>Mão</i>	499	450
<i>Antebraço</i>	1256	679
<i>Braço</i>	2246	998
<i>Pé</i>	981	586
<i>Perna</i>	2202	1024
<i>Coxa</i>	4964	1482

APÊNDICE II – MODELO GEOMÉTRICO

Tabela AII.1 – Excentricidade das elipses nas partes do corpo humano

Parte	Secção	Excentricidade
<i>Mão</i>	-----	-----
	proximal	0,76
<i>Antebraço</i>	média	0,72
	distal	0,52
<i>Braço</i>	proximal	-----
	média	1,01
	distal	1,15
<i>Pé</i>	-----	-----
	proximal	1,10
<i>Perna</i>	média	1,01
	distal	1,06
<i>Coxa</i>	proximal	1,06
	média	1,06
	distal	1,07
	testa	1,27
<i>Cabeça</i>	sobrancelha	1,34
	nariz	1,27
	boca	1,32
<i>Pescoço</i>	-----	0,82
	T4-5	0,44
	T7	0,72
	T10	0,78
	T12	0,84
<i>Tronco*</i>	L1-2	0,87
	L5	0,80
	S1	0,69
	Co	0,59

* secções do tronco representadas na figura AII.12

Algoritmo usado para construção do modelo geométrico:

1. Medir a excentricidade das partes (braço, perna, etc.) usando o editor de imagens.
2. Medir o comprimento das partes no modelo vivo (1,76 kg e 64 kg), tabela 4.2. O modelo anatômico disponível (WERNER; BUSE, 1988) possui 1,76 kg e 66 kg.
3. Impor a igualdade entre o volume de cada parte, que é conhecido, e aquele de um cilindro de secção elíptica:

$$V = \pi a b L \quad (\text{AII.1})$$

4. Calcular a área superficial de cada parte usando uma equação do tipo:

$$A = f(a, b, L) \quad (\text{AII.2})$$

5. Verificar se as dimensões obtidas são realistas.
6. Verificar se as áreas obtidas conferem com as informações de referência (tabela AI.4).
7. Adotar modificações caso os itens 5 e 6 não sejam satisfeitos.

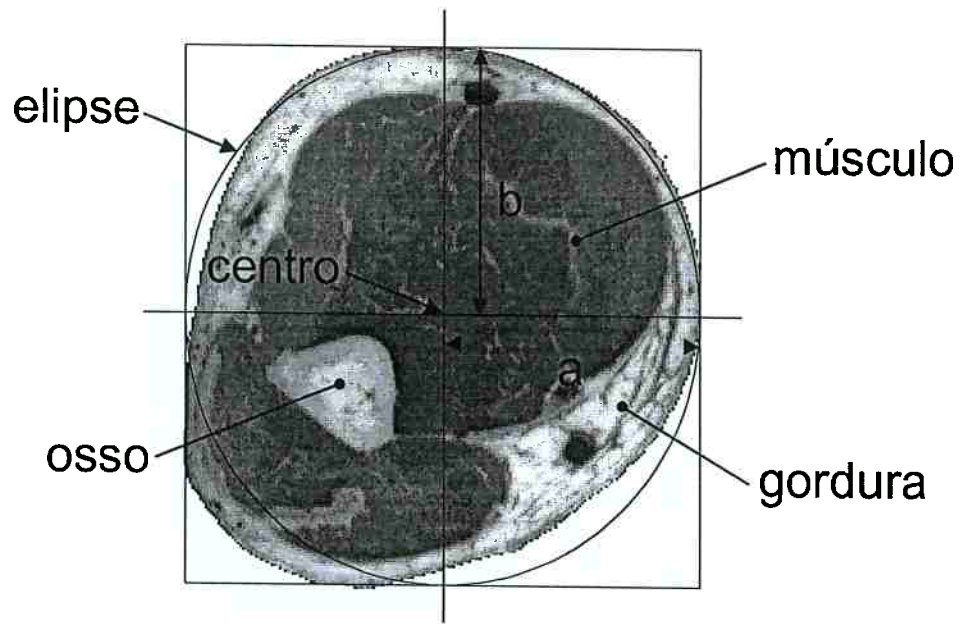


Fig. All.1 – Braço: secção transversal média

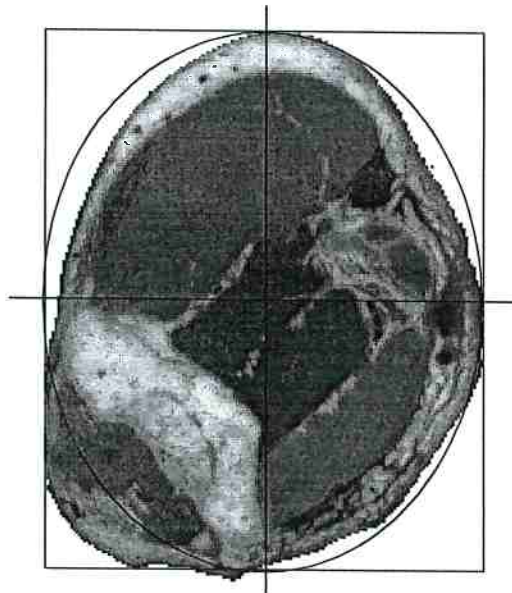


Fig. All.2 – Braço: secção transversal distal

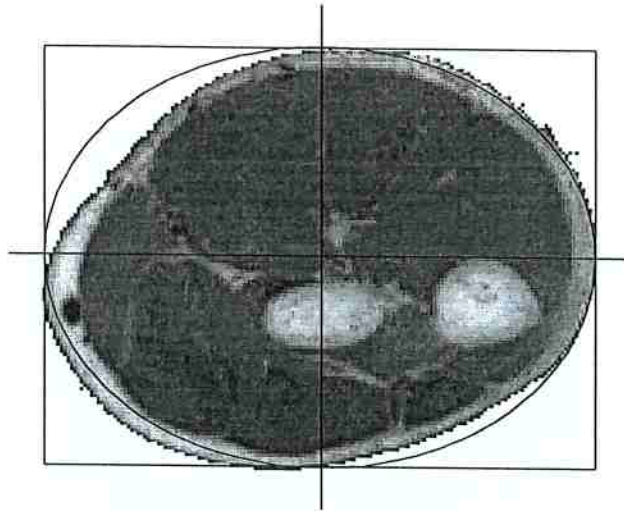


Fig. All.3 – Antebraço: secção transversal proximal

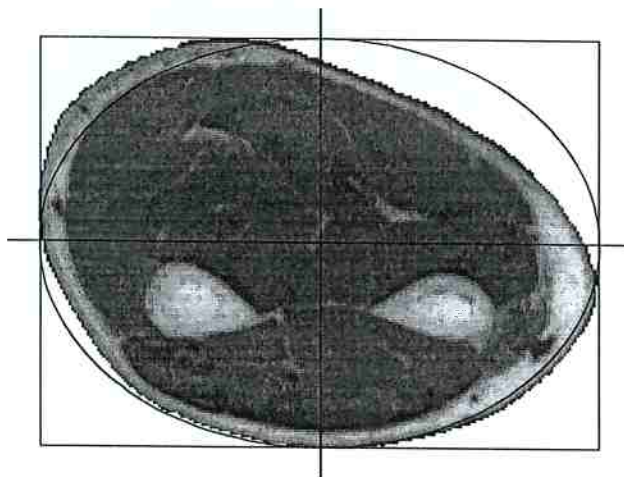


Fig. All.4 – Antebraço: secção transversal média

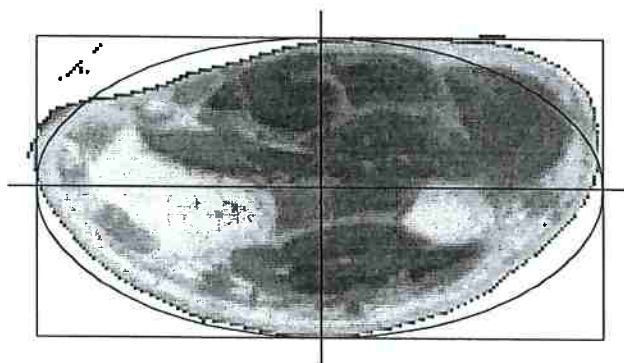


Fig. All.5 – Antebraço: secção transversal distal

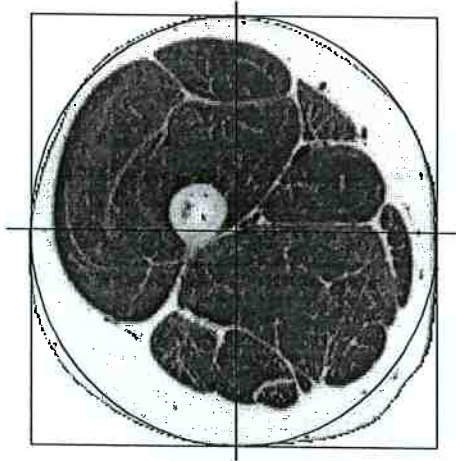


Fig. All.6 – Coxa: secção transversal proximal

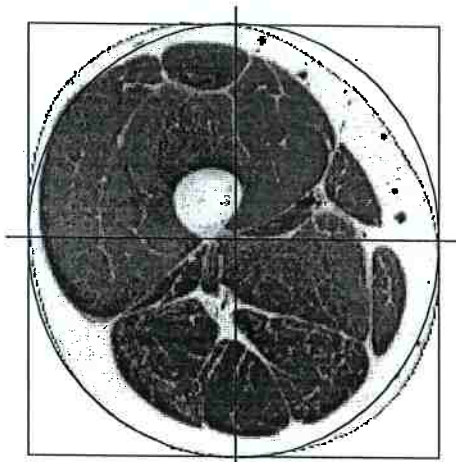


Fig. All.7 – Coxa: secção transversal média

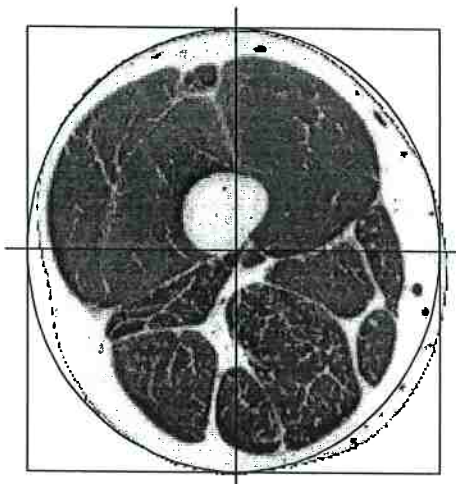


Fig. All.8 – Coxa: secção transversal distal

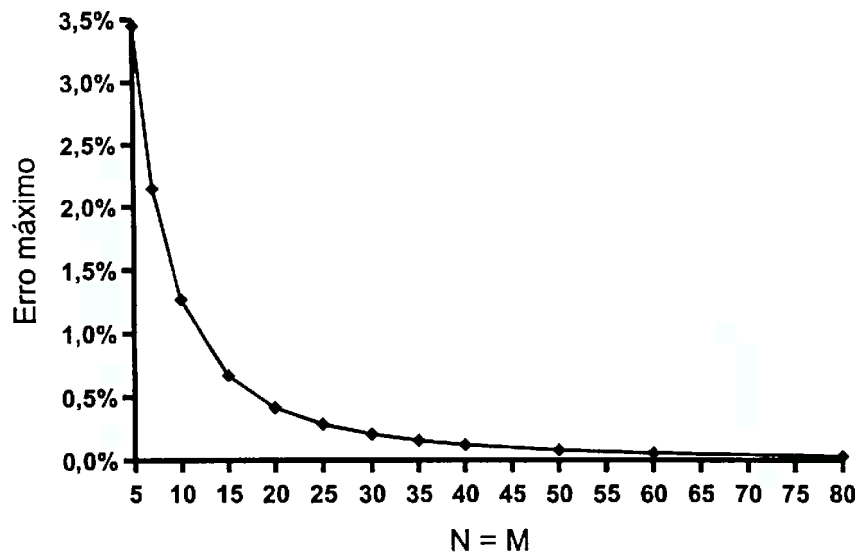


Fig. AVI.2 – Erro relativo máximo (malha N x M x 5)

Tabela AIV.6 – Erro relativo (malha N x M x 5)

$N = M$	5	7	10	15	20	25	30	35	40	50	60	80
Min [%]	0,92	0,47	0,23	0,10	0,057	0,036	0,025	0,019	0,014	0,0091	0,0063	0,0036
Máx [%]	3,45	2,15	1,27	0,67	0,42	0,29	0,21	0,16	0,13	0,083	0,060	0,035

Análise dos resultados: a análise das figuras AIV.1 e AIV.2 permite concluir que a medida que a malha é refinada, o erro diminui, como esperado.

6. *Verificação da solução em regime permanente para uma elipse:* a equação 4.6 continua válida.

Parâmetros do teste:

- ✓ material homogêneo
- ✓ sem fluxo sanguíneo
- ✓ excentricidade = 2 / 3
- ✓ $a = 3$ m
- ✓ $b = 2$ m

- ✓ $L = 10 \text{ m}$
- ✓ condutividade térmica = $1,8 \text{ W / (m.}^\circ\text{C)}$
- ✓ geração de calor = 1300 W / m^3
- ✓ calor específico = $150 \text{ J / (kg.}^\circ\text{C)}$
- ✓ massa específica = 100 kg / m^3
- ✓ temperatura inicial = $25 \text{ }^\circ\text{C}$
- ✓ temperatura superficial = $100 \text{ }^\circ\text{C}$
- ✓ $\theta_{\max} = 1000 \text{ }^\circ\text{C}$ (mesmo do teste anterior)
- ✓ malha $5 \times 5 \times 5$ (125 volumes) a $80 \times 80 \times 5$ (32000 volumes)
- ✓ passo de tempo = 2 s

Os resultados de várias simulações estão apresentados nas tabelas AIV.7 e AIV.8.

Tabela AIV.7 – Temperatura ($^\circ\text{C}$) para uma malha $5 \times 5 \times 5$

ξ	0,9	0,7	0,5	0,3	0,1
<i>Analítica</i>	290,00	610,00	850,00	1010,00	1090,00
$\eta = \pi / 5$	304,72	629,14	869,54	1026,12	1098,70
$\eta = 3\pi / 5$	292,98	606,15	844,67	1007,93	1095,15
$\eta = \pi$	316,40	649,74	889,17	1037,37	1098,54
$\eta = 7\pi / 5$	292,98	606,15	844,67	1007,93	1095,15
$\eta = 9\pi / 10$	304,72	629,14	869,54	1026,12	1098,70

Tabela AIV.8 – Temperatura ($^\circ\text{C}$) máxima e mínima nos volumes na superfície

$N = M$	5	7	10	15	20	25	30	35	40	50	60	80
<i>Min</i>	292,98	239,79	198,75	166,30	149,85	139,92	133,28	128,54	124,98	119,99	116,66	112,50
<i>Max</i>	316,40	248,43	201,54	167,21	150,22	140,12	133,40	128,61	125,03	120,01	116,68	112,50
<i>An.</i>	290,00	237,76	197,50	165,56	149,38	139,66	133,06	128,37	124,84	119,90	116,60	112,46

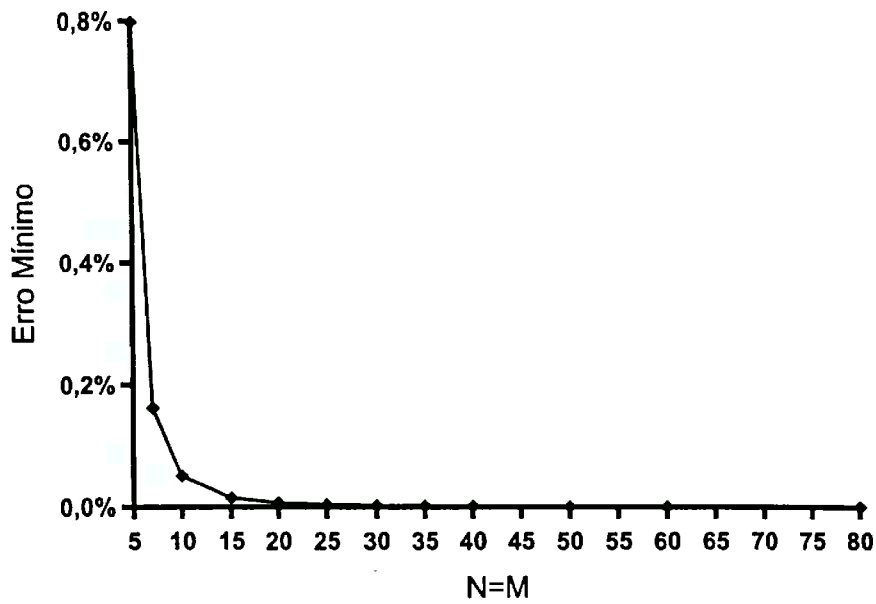


Fig. AIV.3 – Erro relativo mínimo (malha N x M x 5)

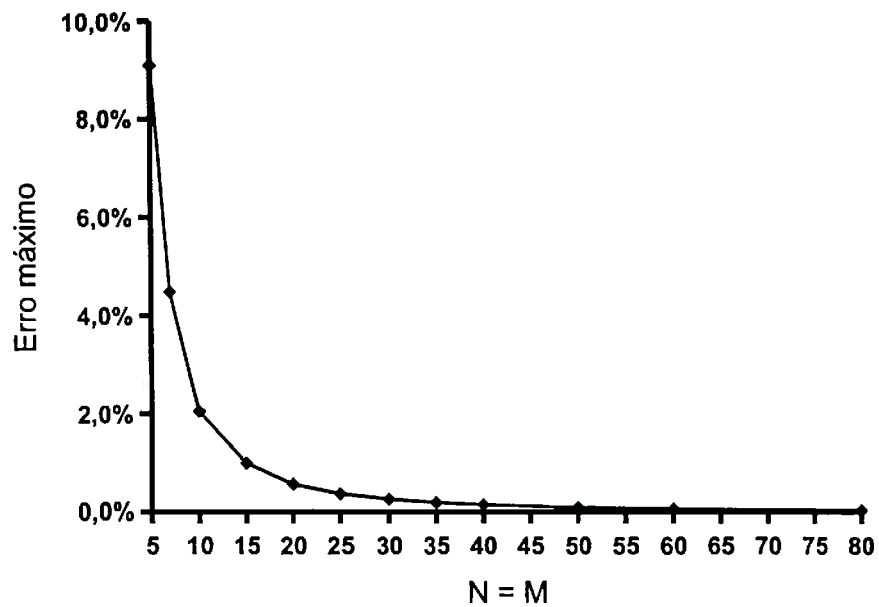


Fig. AIV.4 – Erro relativo máximo (malha N x M x 5)

Tabela AIV.9 – Erro relativo (malha N x M x 5)

$N = M$	5	7	10	15	20	25	30	35	40	50	60	80
Mín [%]	0,80	0,16	0,051	0,016	0,0072	0,0047	0,0032	0,0024	0,0018	0,0012	0,00080	0,00046
Máx [%]	9,10	4,49	2,050	1,000	0,5700	0,3700	0,2600	0,1900	0,1500	0,0960	0,06700	0,03800

Análise dos resultados: nota-se, a partir dos resultados nas tabelas AIV.7 e AIV.8, que a solução apresenta uma oscilação de temperatura nas linhas de ξ constante, enquanto que se esperava que não houvesse. A temperatura deveria ser homogênea nessas linhas. Esta oscilação ocorre devido à malha não-ortogonal empregada. A medida que a malha é refinada, a oscilação diminui e o resultado se aproxima do analítico, como é possível observar na tabela AIV.9 e nas figuras AIV.3 e AIV.4.

7. **Orientação do sistema de eixos:** considerando-se o caso de uma elipse, a solução deve ser a mesma se o eixo maior for orientado segundo a direção ξ ou η . Em outras palavras, a solução obtida para cada uma das elipses da figura AIV.5 deve ser a mesma, uma vez que o problema e os parâmetros são iguais em ambos os casos .

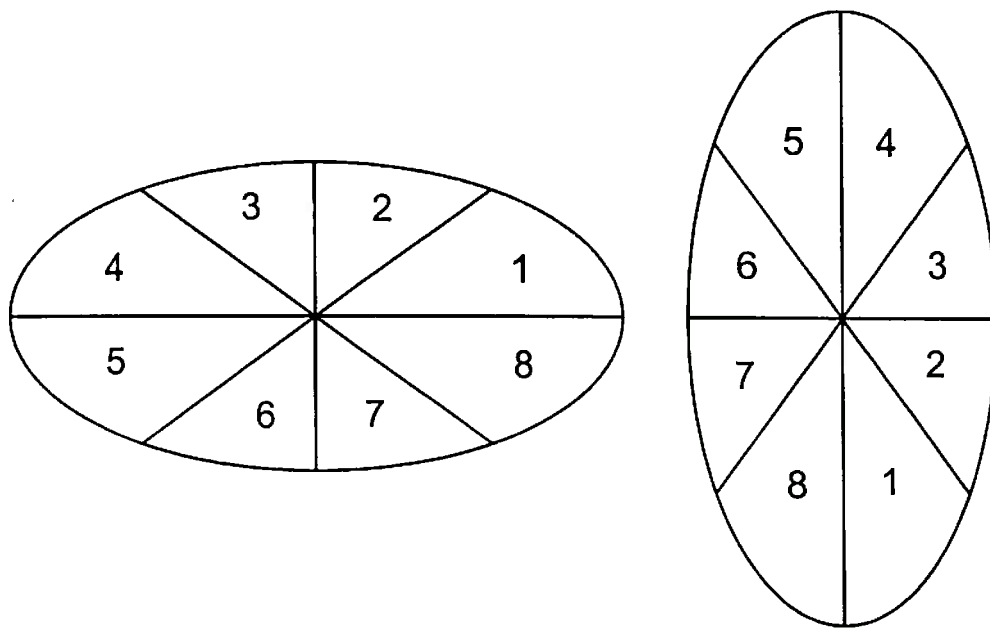


Fig. AIV.5 – Malha utilizada (linhas de ξ constante omitidas por simplicidade)

Parâmetros do teste:

- ✓ material homogêneo
- ✓ sem fluxo sanguíneo
- ✓ excentricidade = 1 / 2
- ✓ $a = 2$ m
- ✓ $b = 1$ m

- ✓ $L = 10$ m
- ✓ condutividade térmica = 4 W / (m.°C)
- ✓ geração de calor = 2000 W / m³
- ✓ calor específico = 150 J / (kg.°C)
- ✓ massa específica = 100 kg / m³
- ✓ temperatura inicial = 25 °C
- ✓ temperatura superficial = 100 °C
- ✓ malha 8 x 8 x 5 (320 volumes)
- ✓ passo de tempo = 2 s

Tabela AIV.10 – Temperatura (°C) para $a = 2$ m e $b = 1$ m *

$i \setminus j$	1	2	3	4	5	6	7	8
1	298,3752	298,4142	298,4142	298,3752	298,3752	298,4142	298,4142	298,3752
2	293,4247	292,0315	292,0315	293,4247	293,4247	292,0315	292,0315	293,4247
3	282,1330	279,4590	279,4590	282,1330	282,1330	279,4590	279,4590	282,1330
4	264,3683	260,7206	260,7206	264,3683	264,3683	260,7206	260,7206	264,3683
5	239,9796	235,8453	235,8453	239,9796	239,9796	235,8453	235,8453	239,9796
6	208,8520	204,8538	204,8538	208,8520	208,8520	204,8538	204,8538	208,8520
7	170,8961	167,7612	167,7612	170,8961	170,8961	167,7612	167,7612	170,8961
8	126,0395	124,5798	124,5798	126,0395	126,0395	124,5798	124,5798	126,0395

Tabela AIV.11 – Temperatura (°C) para $a = 1$ m e $b = 2$ m *

$i \setminus j$	7	8	1	2	3	4	5	6
1	298,4142	298,3752	298,3752	298,4142	298,4142	298,3752	298,3752	298,4142
2	292,0315	293,4247	293,4247	292,0315	292,0315	293,4247	293,4247	292,0315
3	279,4590	282,1330	282,1330	279,4590	279,4590	282,1330	282,1330	279,4590
4	260,7206	264,3683	264,3683	260,7206	260,7206	264,3683	264,3683	260,7206
5	235,8453	239,9796	239,9796	235,8453	235,8453	239,9796	239,9796	235,8453
6	204,8538	208,8520	208,8520	204,8538	204,8538	208,8520	208,8520	204,8538
7	167,7612	170,8961	170,8961	167,7612	167,7612	170,8961	170,8961	167,7612
8	124,5798	126,0395	126,0395	124,5798	124,5798	126,0395	126,0395	124,5798

*(valores arredondados na quarta casa após a vírgula)

Observação: i representa linhas de ξ constante e j linhas de η constante.

Análise dos resultados: tendo como referência a figura AIV.5, a comparação entre a tabela AIV.10 e AIV.11 demonstra que os resultados obtidos são iguais.

8. *Simetria da solução:*

Parâmetros: os mesmos do teste anterior, portanto resultados iguais (tabela AIV.10).

Análise dos resultados: a condição de simetria implica que as regiões 1, 4, 5 e 8 e as regiões 2, 3, 6 e 7 na figura AIV.5, tenham, respectivamente, o mesmo perfil de temperatura. Tendo como referência a tabela AIV.10, pode-se concluir que a simetria é respeitada pela solução.

9. *Soluções similares:* observando-se a equação 4.8, conclui-se que se duas elipses apresentarem o mesmo valor de θ_{max} , então ambas possuirão os perfis de temperatura similares. Conseqüentemente, se um círculo e uma elipse tiverem o mesmo θ_{max} , seus perfis de temperatura serão similares. Nos testes 5 e 6 utilizou-se o mesmo θ_{max} , portanto os resultados de ambas as simulações devem se aproximar a medida que a malha é refinada. Por conseguinte, a razão entre os valores do erro máximo nas figuras AIV.2 e AIV.4 deve se aproximar de um conforme a malha for refinada.

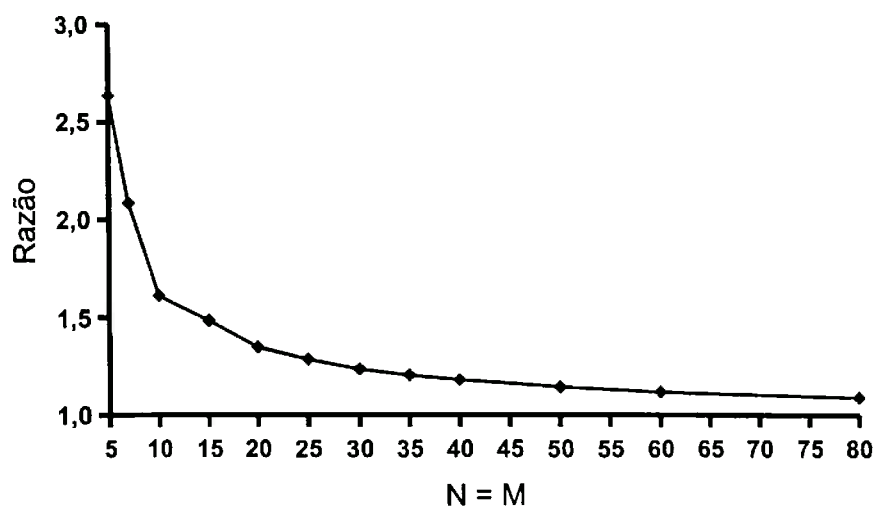


Fig. AIV.6 – Razão entre o erro máximo na elipse e no círculo ($N \times M \times 5$)

Análise dos resultados: de acordo com a figura AIV.6, observa-se que a medida que a malha é refinada, a razão se aproxima de um, como esperado.

10.Solução em regime transitório para um círculo: considerando-se a solução analítica, retirada de CARSLAW; JAEGER (1965), para o problema de condução de calor em um círculo com temperatura inicial (T_{in}) e superficial (T_{su}),

$$\frac{T}{T_{su}} = 1 - \frac{2}{r_o} \sum_{n=1}^{\infty} e^{-\alpha \alpha_n^2 t} \frac{J_0(r \alpha_n)}{\alpha_n J_1(r_o \alpha_n)} \quad (\text{AIV.10})$$

$$J_0(\alpha_n r_o) = 0 \quad (\text{AIV.11})$$

número de Fourier:

$$\tau = \frac{\alpha t}{r_o^2} \quad (\text{AIV.12})$$

temperatura adimensional:

$$\theta = \frac{T}{T_{su}} \quad (\text{AIV.13})$$

Parâmetros (teste 1):

- ✓ material homogêneo
- ✓ sem fluxo sanguíneo
- ✓ excentricidade = 1
- ✓ $a = b = 1$ m
- ✓ $L = 10$ m
- ✓ condutividade térmica = 1 W / (m.°C)
- ✓ geração de calor = 0 W / m³
- ✓ calor específico = 1000 J / (kg.°C)
- ✓ massa específica = 100 kg / m³
- ✓ temperatura inicial = 0 °C
- ✓ temperatura superficial = 100 °C

- ✓ malha 10 x 10 x 5 (500 volumes)
- ✓ passo de tempo = 1 s
- ✓ $t = 1000; 3000; 6000; 10000; 20000; 30000$ e 80000 s

Tabela AIV.12 – Comparação entre a solução (T) numérica e a analítica (10 x 10 x 5 x 1s)

τ	0,01		0,03		0,06		0,10		0,20		0,30		0,80	
	solução		solução		solução		solução		solução		solução		solução	
r/r_o	num	an	num	an	num	an	num	an	num	an	num	an	num	an
0,05	0,00	0,00	0,13	0,06	3,39	3,07	15,50	15,40	49,82	50,03	71,67	71,85	98,41	98,44
0,15	0,00	0,00	0,25	0,14	4,43	4,14	17,32	17,25	51,24	51,44	72,48	72,66	98,46	98,48
0,25	0,00	0,00	0,63	0,45	6,74	6,53	21,00	21,01	54,01	54,20	74,08	74,24	98,55	98,57
0,35	0,01	0,00	1,63	1,37	10,79	10,71	26,63	26,72	58,04	58,21	76,38	76,53	98,68	98,70
0,45	0,08	0,02	3,98	3,74	17,16	17,26	34,24	34,41	63,16	63,31	79,31	79,43	98,84	98,86
0,55	0,44	0,20	9,03	9,03	26,44	26,72	43,77	43,99	69,17	69,29	82,72	82,81	99,03	99,05
0,65	2,15	1,66	18,69	19,15	38,94	39,35	55,01	55,23	75,82	75,90	86,47	86,53	99,24	99,25
0,75	8,77	8,93	34,82	35,72	54,52	54,92	67,53	67,69	82,85	82,88	90,42	90,45	99,46	99,47
0,85	28,74	31,38	57,98	58,83	72,38	72,60	80,73	80,78	89,94	89,93	94,39	94,39	99,69	99,69
0,95	71,70	74,30	85,99	86,12	91,09	91,03	93,86	93,77	96,82	96,76	98,23	98,19	99,90	99,90

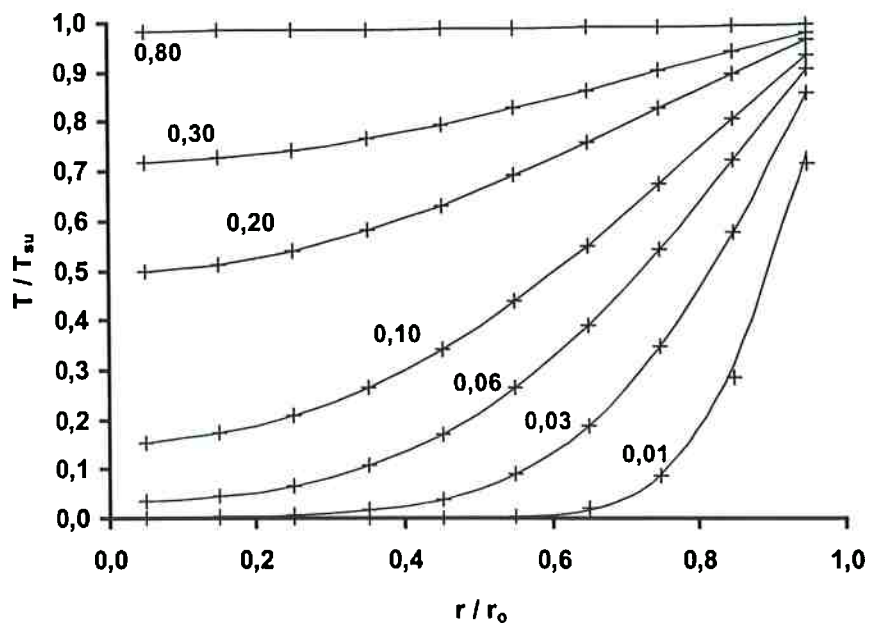


Fig. AIV.7 – Comparação entre a solução (θ) numérica e a analítica

Parâmetros (teste 2):

- ✓ material homogêneo
- ✓ sem fluxo sanguíneo
- ✓ excentricidade = 1
- ✓ $a = b = 1$ m
- ✓ $L = 10$ m
- ✓ condutividade térmica = $10 \text{ W / (m.}^\circ\text{C)}$
- ✓ geração de calor = 0 W / m^3
- ✓ calor específico = $1000 \text{ J / (kg.}^\circ\text{C)}$
- ✓ massa específica = 100 kg / m^3
- ✓ temperatura inicial = $0 \text{ }^\circ\text{C}$
- ✓ temperatura superficial = $50 \text{ }^\circ\text{C}$
- ✓ malha $10 \times 10 \times 5$ (500 volumes)
- ✓ passo de tempo = 1 s
- ✓ $t = 100; 300; 600; 1000; 2000$ e 8000 s

Tabela AIV.13 – Comparação entre a solução (T) numérica e a analítica (10 x 10 x 5 x 1s)

τ	0,01		0,03		0,06		0,10		0,20		0,30		0,80	
	solução		solução		solução		solução		solução		solução		solução	
r / r_0	num	an	num	an	num	an	num	an	num	an	num	an	num	an
0,05	0,00	0,00	0,07	0,03	1,70	1,54	7,75	7,71	24,90	25,01	35,83	35,93	49,21	49,22
0,15	0,00	0,00	0,13	0,07	2,22	2,07	8,66	8,64	25,61	25,72	36,23	36,33	49,23	49,24
0,25	0,00	0,00	0,32	0,23	3,38	3,26	10,50	10,52	27,00	27,10	37,03	37,12	49,27	49,29
0,35	0,01	0,00	0,82	0,69	5,40	5,35	13,31	13,38	29,01	29,11	38,19	38,27	49,34	49,35
0,45	0,04	0,01	2,00	1,87	8,58	8,63	17,11	17,22	31,57	31,65	39,65	39,71	49,42	49,43
0,55	0,23	0,10	4,52	4,51	13,21	13,36	21,88	22,02	34,58	34,64	41,35	41,40	49,52	49,52
0,65	1,09	0,83	9,34	9,57	19,46	19,68	27,50	27,63	37,91	37,95	43,23	43,27	49,62	49,63
0,75	4,39	4,46	17,39	17,86	27,25	27,46	33,76	33,87	41,42	41,44	45,21	45,22	49,73	49,74
0,85	14,33	15,69	28,97	29,41	36,18	36,30	40,36	40,41	44,97	44,97	47,19	47,19	49,84	49,84
0,95	35,78	37,15	42,99	43,06	45,54	45,51	46,93	46,91	48,41	48,38	49,11	49,10	49,95	49,95

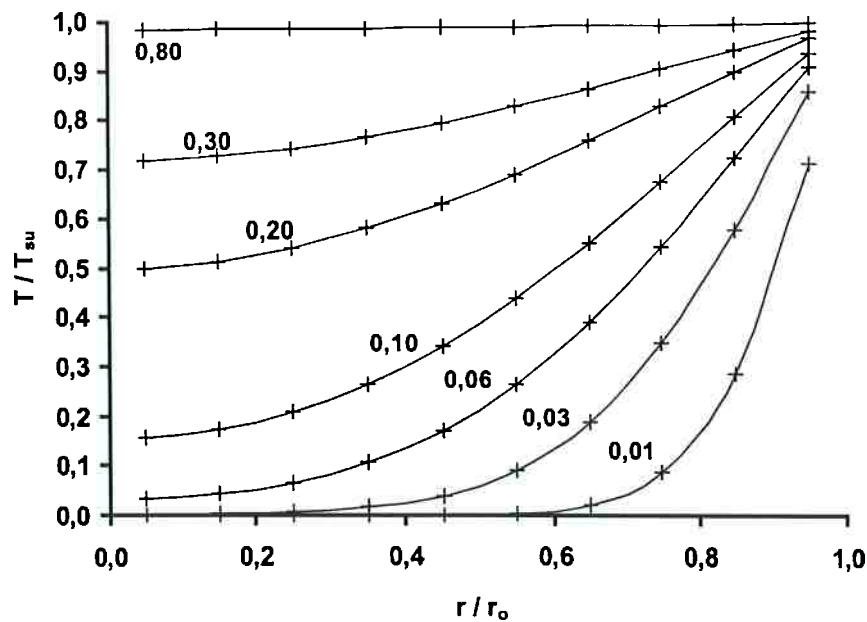


Fig. AIV.8 – Comparação entre a solução (θ) numérica e a analítica

Parâmetros (teste 3):

- ✓ material homogêneo
- ✓ sem fluxo sanguíneo
- ✓ excentricidade = 1
- ✓ $a = b = 1$ m
- ✓ $L = 10$ m
- ✓ condutividade térmica = 20 W / (m.°C)
- ✓ geração de calor = 0 W / m³
- ✓ calor específico = 200 J / (kg.°C)
- ✓ massa específica = 200 kg / m³
- ✓ temperatura inicial = 0 °C
- ✓ temperatura superficial = 100 °C
- ✓ malha $10 \times 10 \times 5$ (500 volumes)
- ✓ passo de tempo = 1 e $0,1$ s
- ✓ $t = 100; 300; 600; 1000; 2000$ e 8000 s

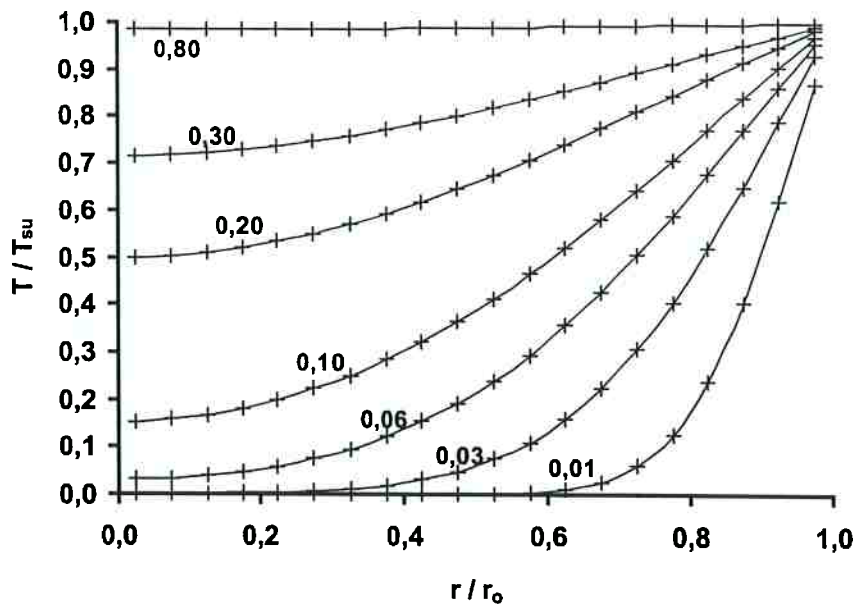


Fig. AIV.9 – Solução (θ) numérica e a analítica (20 x 20 x 5 x 1s)

Tabela AIV.14 – Solução (T) numérica e a analítica (20 x 20 x 5 x 1 e 0,1 s)

τ	0,01			0,03			0,06			0,1		
	num	num	an	num	num	an	num	num	an	num	num	an
r/r_0	1 s	0,1 s	---	1 s	0,1 s	---	1 s	0,1 s	---	1 s	0,1 s	---
0,025	0,00	0,00	0,00	0,09	0,07	0,05	3,16	3,08	2,98	15,28	15,27	15,22
0,075	0,00	0,00	0,00	0,11	0,09	0,07	3,42	3,34	3,23	15,74	15,73	15,68
0,125	0,00	0,00	0,00	0,17	0,14	0,11	3,94	3,86	3,76	16,66	16,65	16,61
0,175	0,00	0,00	0,00	0,26	0,23	0,19	4,76	4,69	4,60	18,04	18,04	18,01
0,225	0,00	0,00	0,00	0,44	0,39	0,34	5,92	5,87	5,78	19,89	19,91	19,89
0,275	0,00	0,00	0,00	0,72	0,66	0,60	7,49	7,45	7,38	22,23	22,26	22,25
0,325	0,00	0,00	0,00	1,20	1,12	1,05	9,54	9,52	9,46	25,07	25,11	25,11
0,375	0,01	0,01	0,00	1,95	1,86	1,78	12,13	12,13	12,10	28,39	28,45	28,46
0,425	0,03	0,02	0,01	3,11	3,02	2,95	15,35	15,38	15,37	32,22	32,28	32,30
0,475	0,09	0,06	0,03	4,86	4,78	4,72	19,27	19,32	19,34	36,53	36,60	36,63
0,525	0,22	0,16	0,11	7,41	7,35	7,33	23,94	24,02	24,06	41,31	41,39	41,43
0,575	0,56	0,45	0,35	11,00	11,00	11,03	29,41	29,52	29,58	46,53	46,61	46,66
0,625	1,32	1,16	1,02	15,91	15,96	16,06	35,69	35,82	35,90	52,15	52,24	52,28
0,675	2,97	2,78	2,63	22,36	22,48	22,64	42,76	42,90	42,99	58,12	58,20	58,25
0,725	6,27	6,14	6,10	30,53	30,71	30,93	50,55	50,70	50,79	64,37	64,45	64,49
0,775	12,41	12,47	12,71	40,46	40,68	40,93	58,97	59,11	59,19	70,83	70,90	70,93
0,825	22,86	23,22	23,82	52,05	52,28	52,52	67,87	67,99	68,05	77,41	77,47	77,48
0,875	38,87	39,51	40,34	65,02	65,22	65,41	77,08	77,17	77,20	84,02	84,06	84,06
0,925	60,67	61,31	62,02	78,90	79,03	79,13	86,38	86,44	86,44	90,56	90,59	90,57
0,975	86,65	86,92	87,10	93,09	93,13	93,11	95,57	95,59	95,55	96,94	96,95	96,92

τ	0,2			0,3			0,8		
	num	num	an	num	num	an	num	num	an
r/r_o	1 s	0,1 s	---	1 s	0,1 s	---	1 s	0,1 s	---
0,025	49,77	49,84	49,90	71,66	71,72	71,78	98,42	98,43	98,43
0,075	50,13	50,19	50,25	71,87	71,93	71,98	98,43	98,44	98,44
0,125	50,83	50,90	50,96	72,27	72,33	72,38	98,45	98,46	98,47
0,175	51,88	51,95	52,00	72,88	72,94	72,99	98,49	98,46	98,50
0,225	53,27	53,33	53,39	73,67	73,73	73,78	98,53	98,49	98,54
0,275	54,98	55,04	55,09	74,65	74,71	74,75	98,58	98,54	98,60
0,325	56,99	57,05	57,10	75,80	75,85	75,90	98,65	98,59	98,66
0,375	59,28	59,34	59,39	77,11	77,16	77,20	98,72	98,73	98,73
0,425	61,84	61,90	61,94	78,57	78,62	78,65	98,80	98,81	98,82
0,475	64,63	64,69	64,73	80,15	80,20	80,23	98,89	98,90	98,90
0,525	67,64	67,69	67,72	81,86	81,90	81,93	98,99	98,99	99,00
0,575	70,81	70,86	70,89	83,65	83,69	83,71	99,09	99,09	99,10
0,625	74,14	74,18	74,20	85,53	85,56	85,58	99,19	99,20	99,20
0,675	77,57	77,60	77,63	87,46	87,48	87,50	99,30	99,30	99,31
0,725	81,07	81,10	81,12	89,42	89,45	89,46	99,41	99,41	99,42
0,775	84,61	84,64	84,65	91,41	91,43	91,44	99,52	99,52	99,53
0,825	88,16	88,18	88,18	93,39	93,41	93,41	99,63	99,63	99,63
0,875	91,66	91,68	91,67	95,35	95,36	95,36	99,74	99,74	99,74
0,925	95,09	95,10	95,09	97,26	97,27	97,26	99,85	99,85	99,85
0,975	98,41	98,41	98,40	99,11	99,12	99,11	99,95	99,95	99,95

Análise dos resultados: observa-se, a partir das tabelas AIV.12 e AIV.13, que os resultados do programa são próximos da correspondente solução analítica, mesmo utilizando-se uma malha grosseira (10 x 10 x 5 x 1). Na tabela AIV.14 estão apresentados os resultados de uma simulação considerando-se dois passos de tempo diferentes (1 e 0,1 s) e uma malha mais refinada que a anterior. Nota-se como a solução numérica e analítica são muito próximas, e se aproximam ainda mais quando o passo de tempo é refinado.

11. Solução em regime transitório para um círculo com geração de calor: considerando-se a solução analítica, retirada de CARSLAW; JAEGER (1965), para o problema de condução de calor em um círculo com temperatura inicial e superficial iguais a zero e geração interna de calor (\hat{q}),

$$\frac{T}{T_{su}} = \frac{\hat{q}(r_o^2 - r^2)}{4k} - \frac{2\hat{q}}{r_o k} \sum_{n=1}^{\infty} e^{-\alpha_n^2 t} \frac{J_0(r \alpha_n)}{\alpha_n^3 J_1(r_o \alpha_n)} \quad (\text{AIV.14})$$

$$J_0(\alpha_n r_o) = 0$$

(AIV.11)

Parâmetros:

- ✓ material homogêneo
- ✓ sem fluxo sanguíneo
- ✓ excentricidade = 1
- ✓ $a = b = 1$ m
- ✓ $L = 10$ m
- ✓ condutividade térmica = 1 W / (m.°C)
- ✓ geração de calor = 2000 W / m³
- ✓ calor específico = 2000 J / (kg.°C)
- ✓ massa específica = 40 kg / m³
- ✓ temperatura inicial = 0 °C
- ✓ temperatura superficial = 0 °C
- ✓ malha 10 x 10 x 5 (500 volumes)
- ✓ passo de tempo = 1 e 0,1 s
- ✓ $t = 400; 800; 2400; 4800; 8000; 16000; 24000$ e 64000 s

Tabela AIV.15 – Solução (T) numérica e a analítica (10 x 10 x 10 x 1s)

τ	0,01		0,03		0,06		0,10		0,20		0,30		0,80	
	solução		solução		solução		solução		solução		solução		solução	
r / r_o	num	an	num	an	num	an	num	an	num	an	num	an	num	an
0,05	20,00	20,00	59,99	60,00	119,22	119,36	192,07	192,40	325,15	325,27	401,66	401,38	494,49	493,35
0,15	20,00	20,00	59,98	59,99	118,88	119,03	190,52	190,83	320,17	320,24	394,50	394,18	484,65	483,50
0,25	20,00	20,00	59,93	59,96	118,04	118,21	187,15	187,40	309,99	309,98	380,04	379,66	464,96	463,81
0,35	20,00	20,00	59,80	59,85	116,36	116,53	181,40	181,56	294,21	294,05	358,06	357,58	435,41	434,25
0,45	20,00	20,00	59,41	59,50	113,22	113,34	172,43	172,43	272,21	271,89	328,20	327,60	395,98	394,80
0,55	19,98	19,99	58,38	58,49	107,61	107,60	159,09	158,87	243,25	242,72	290,05	289,31	346,64	345,45
0,65	19,89	19,94	55,87	55,90	98,09	97,83	139,95	139,45	206,43	205,68	243,08	242,19	287,37	286,17
0,75	19,41	19,48	50,25	49,98	82,70	82,06	113,33	112,49	160,79	159,81	186,77	185,73	218,14	216,92
0,85	17,34	17,14	38,80	37,95	59,01	57,89	77,37	76,16	105,32	104,11	120,54	119,35	138,91	137,67
0,95	10,08	8,73	17,68	16,03	24,28	22,64	30,16	28,58	39,03	37,60	43,85	42,51	49,66	48,40

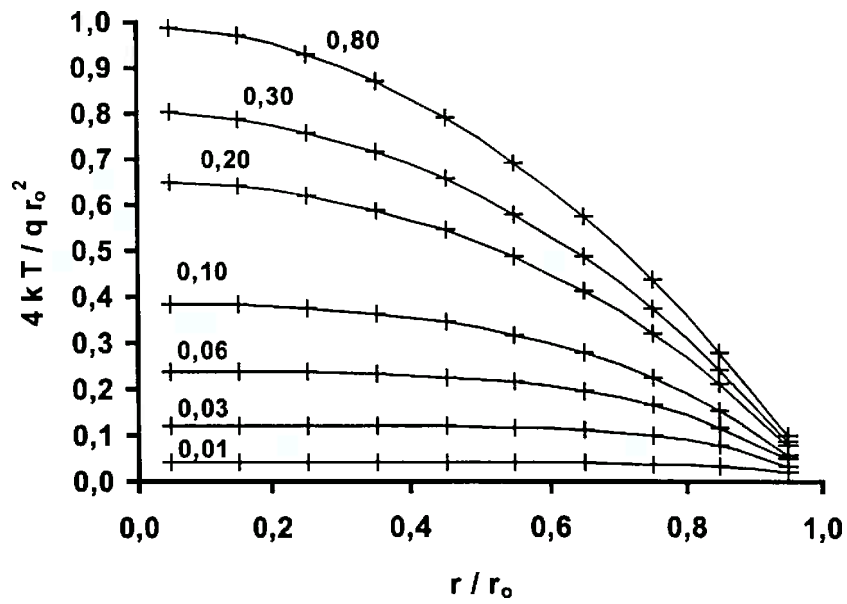


Fig. AIV.10 – Solução (θ) numérica e a analítica (10 x 10 x 10 x 1s)

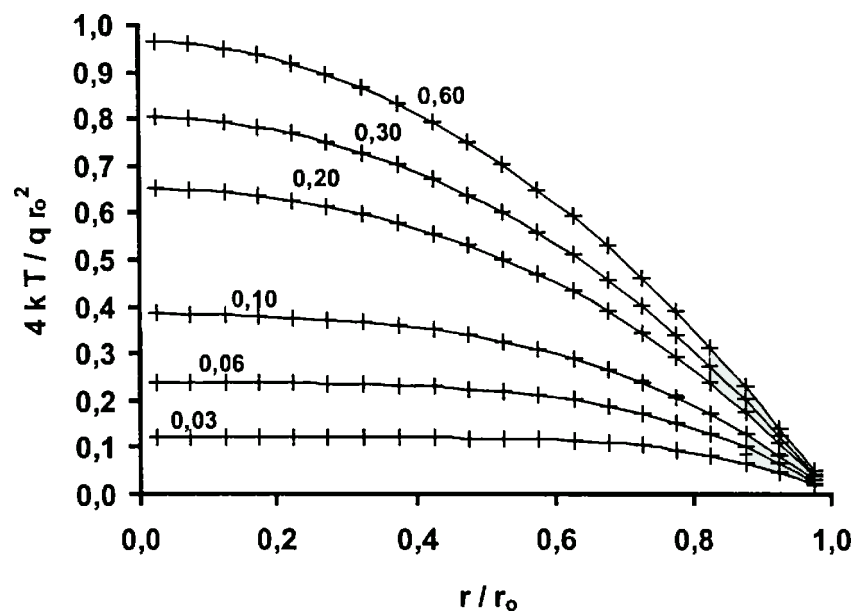


Fig. AIV.11 – Solução numérica (θ) e a analítica (20 x 20 x 5 x 1s)

Tabela AIV.16 – Solução (T) numérica e a analítica (20 x 20 x 5 x 1s)

τ	0,03		0,06		0,10		0,20		0,30		0,60	
	solução		solução		solução		solução		solução		solução	
r / r_o	num	an	num	an	num	an	num	an	num	an	num	an
0,025	60,00	60,00	119,35	119,39	192,46	192,55	325,71	325,74	402,12	402,05	482,71	482,46
0,075	59,99	60,00	119,27	119,31	192,08	192,16	324,46	324,49	400,33	400,26	480,33	480,09
0,125	59,99	59,99	119,11	119,15	191,30	191,38	321,95	321,98	396,73	396,66	475,58	475,33
0,175	59,98	59,99	118,84	118,89	190,09	190,16	318,16	318,18	391,32	391,24	468,45	468,20
0,225	59,97	59,97	118,44	118,48	188,39	188,46	313,05	313,05	384,07	383,98	458,94	458,69
0,275	59,94	59,94	117,85	117,90	186,13	186,20	306,55	306,55	374,96	374,86	447,03	446,78
0,325	59,88	59,89	117,02	117,07	183,24	183,29	298,62	298,59	363,93	363,82	432,74	432,48
0,375	59,78	59,80	115,87	115,91	179,59	179,62	289,17	289,13	350,96	350,84	416,04	415,78
0,425	59,61	59,63	114,29	114,33	175,06	175,08	278,12	278,05	336,00	335,86	396,93	396,66
0,475	59,31	59,34	112,17	112,19	169,52	169,51	265,38	265,28	318,98	318,83	375,40	375,13
0,525	58,82	58,85	109,34	109,34	162,79	162,75	250,83	250,72	299,86	299,69	351,43	351,16
0,575	58,02	58,05	105,62	105,60	154,70	154,63	234,38	234,24	278,57	278,38	325,03	324,75
0,625	56,76	56,77	100,80	100,75	145,05	144,94	215,90	215,73	255,04	254,83	296,17	295,89
0,675	54,83	54,82	94,62	94,54	133,63	133,48	195,28	195,08	229,21	228,98	264,85	264,57
0,725	51,95	51,91	86,82	86,69	120,22	120,03	172,39	172,16	201,00	200,75	231,05	230,76
0,775	47,78	47,68	77,10	76,91	104,59	104,36	147,10	146,85	170,35	170,08	194,76	194,47
0,825	41,90	41,73	65,11	64,86	86,50	86,22	119,30	119,01	137,19	136,90	155,97	155,67
0,875	33,83	33,57	50,54	50,22	42,01	65,39	88,85	88,54	101,45	101,14	114,66	114,36
0,925	23,03	22,67	33,02	32,64	42,01	41,63	55,64	55,30	63,05	62,73	70,83	70,52
0,975	8,96	8,49	12,21	11,77	15,13	14,71	19,54	19,18	21,94	21,60	24,46	24,14

Análise dos resultados: observa-se, a partir das tabelas AIV.15 e AIV.16, e figuras AIV.10 e AIV.11, que os resultados do programa são próximos da solução analítica.

12. Solução em regime transitório para um círculo sujeito à convecção: considerando-se a solução analítica, retirada de INCROPERA; DEWITT (1996), para o problema de condução de calor em um círculo com temperatura inicial (T_{in}) e convecção na superfície com coeficiente de película (h) e temperatura ambiente (T_a),

$$\frac{T - T_a}{T_{in} - T_a} = \sum_{n=1}^{\infty} C_n e^{-\alpha_n^2 \tau} J_0 \left(\alpha_n \frac{r}{r_o} \right) \quad (\text{AIV.15})$$

$$C_n = \frac{2}{\alpha_n} \frac{J_1(\alpha_n)}{J_0^2(\alpha_n) + J_1^2(\alpha_n)} \quad (\text{AIV.16})$$

$$\alpha_n \frac{J_1(\alpha_n)}{J_0(\alpha_n)} = Bi \quad (AIV.17)$$

$$Bi = \frac{hr_o}{k} \quad (AIV.18)$$

Parâmetros:

- ✓ material homogêneo
- ✓ sem fluxo sanguíneo
- ✓ excentricidade = 1
- ✓ $a = b = 1$ m
- ✓ $L = 10$ m
- ✓ condutividade térmica = $1 \text{ W} / (\text{m} \cdot ^\circ\text{C})$
- ✓ geração de calor = $0 \text{ W} / \text{m}^3$
- ✓ calor específico = $100 \text{ J} / (\text{kg} \cdot ^\circ\text{C})$
- ✓ massa específica = $1000 \text{ kg} / \text{m}^3$
- ✓ temperatura inicial = $100 \text{ }^\circ\text{C}$
- ✓ temperatura ambiente = $25 \text{ }^\circ\text{C}$
- ✓ coeficiente de transferência de calor por convecção = $10 \text{ W} / \text{m}^2 \cdot ^\circ\text{C}$
- ✓ malha $10 \times 10 \times 5$ (500 volumes)
- ✓ passo de tempo = 1 s
- ✓ $t = 1000; 3000; 6000; 10000; 20000; 30000$ e 80000 s

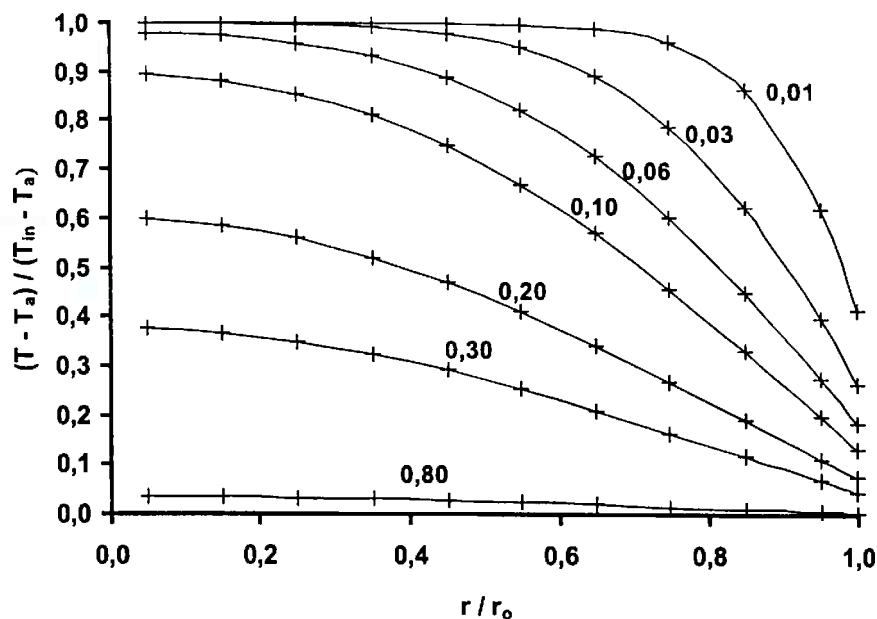


Fig. AIV.12 – Solução numérica (θ) e a analítica ($10 \times 10 \times 5 \times 1s$)

Tabela AIV.17 – Solução (T) numérica e a analítica ($10 \times 10 \times 10 \times 1s$)

τ	0,01		0,03		0,06		0,10		0,20		0,30		0,80	
	solução		solução		solução		solução		solução		solução		solução	
r/r_0	num	an	num	an	num	an	num	an	num	an	num	an	num	an
0,05	100,00	100,00	99,95	99,98	98,54	98,76	92,21	92,38	70,00	69,89	53,30	53,16	27,66	27,62
0,15	100,00	100,00	99,91	99,96	98,06	98,28	91,18	91,32	68,98	68,87	52,63	52,49	27,59	27,56
0,25	100,00	100,00	99,76	99,86	96,96	97,16	89,06	89,15	66,98	66,87	51,32	51,19	27,47	27,44
0,35	100,00	100,00	99,38	99,54	94,98	95,13	85,76	85,78	64,04	63,93	49,42	49,30	27,29	27,26
0,45	99,98	100,00	98,44	98,65	91,73	91,79	81,16	81,10	60,25	60,14	46,98	46,87	27,06	27,03
0,55	99,86	99,96	96,30	96,50	86,76	86,70	75,19	75,07	55,73	55,62	44,09	44,00	26,79	26,77
0,65	99,30	99,60	91,97	91,99	79,68	79,48	67,87	67,70	50,60	50,52	40,85	40,78	26,49	26,47
0,75	97,04	97,47	84,13	83,84	70,28	69,99	59,33	59,16	45,06	44,99	37,38	37,33	26,16	26,15
0,85	89,70	89,48	71,72	71,16	58,72	58,42	49,87	49,73	39,27	39,23	33,79	33,76	25,82	25,81
0,95	71,58	70,15	54,75	54,18	45,59	45,38	39,91	39,84	33,46	33,45	30,20	30,19	25,49	25,48
1,00	56,05	55,89	44,83	44,59	38,73	38,60	34,94	34,87	30,64	30,61	28,47	28,45	25,32	25,32

Análise dos resultados: observa-se, a partir da tabela AIV.17, que os resultados do programa são próximos da solução analítica.

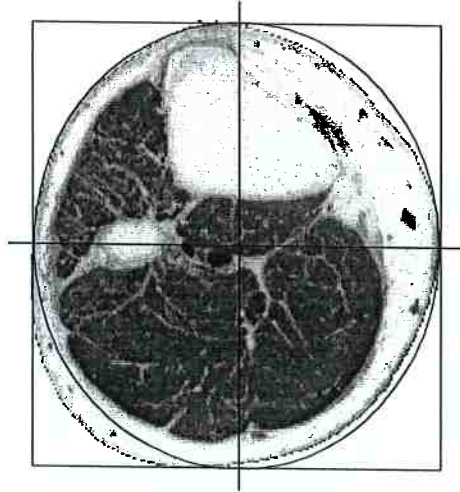


Fig. All.9 – Perna: secção transversal proximal

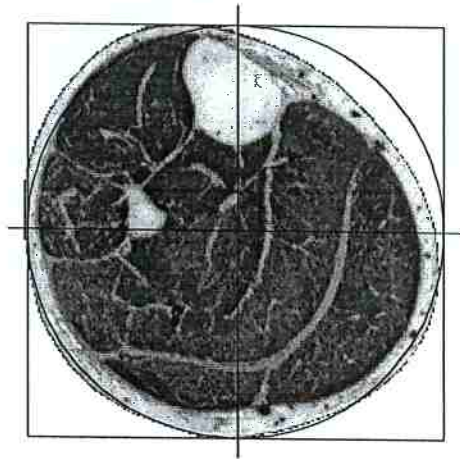


Fig. All.10 – Perna: secção transversal média

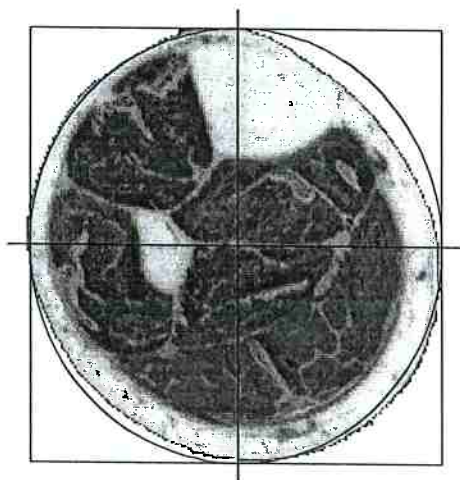


Fig. All.11 – Perna: secção transversal distal

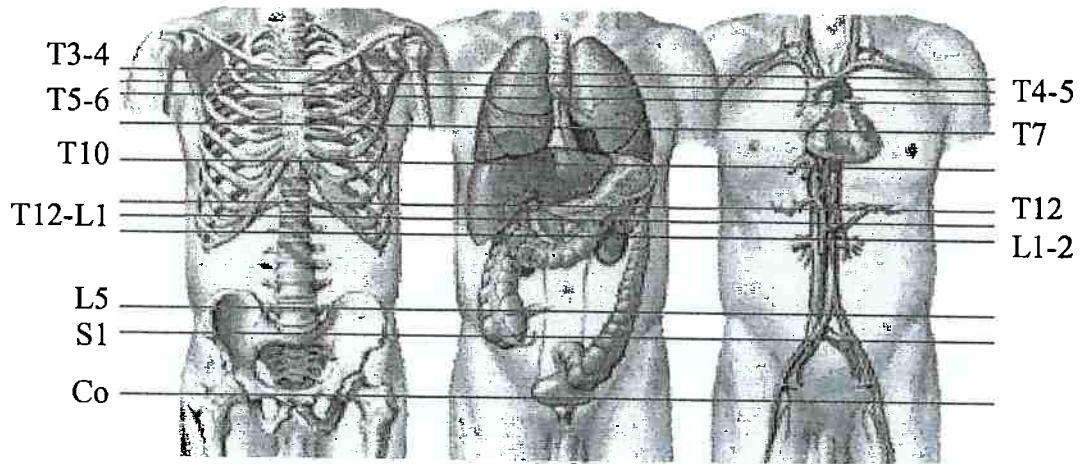


Fig. All.12 – Posição dos cortes no tronco

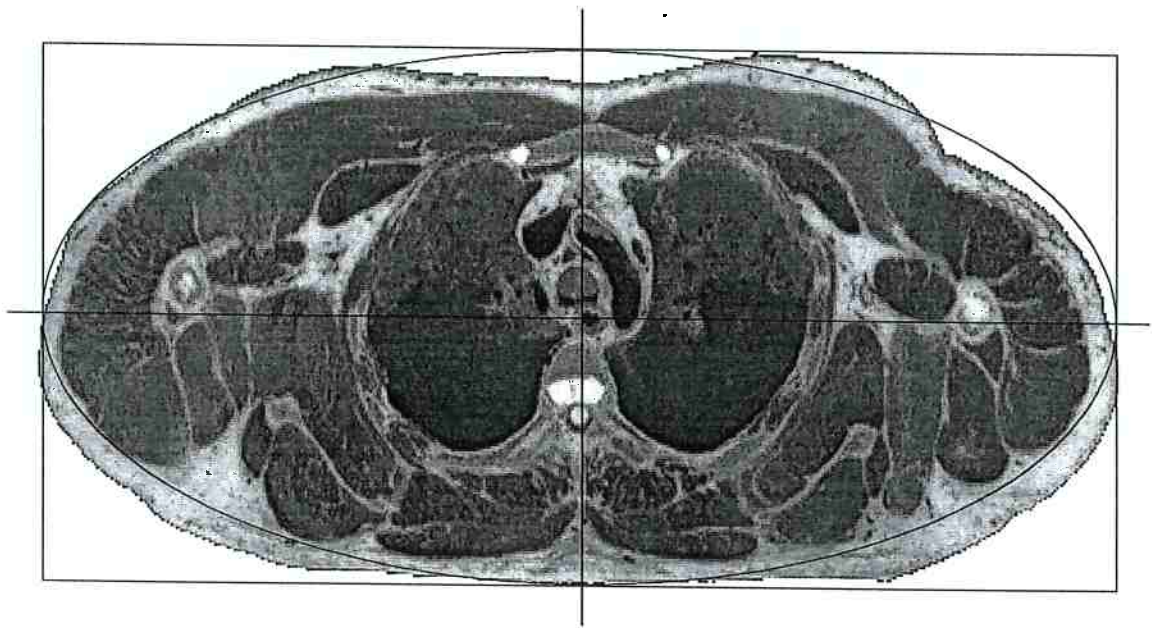


Fig. All.13 – Tronco: secção transversal T4-5

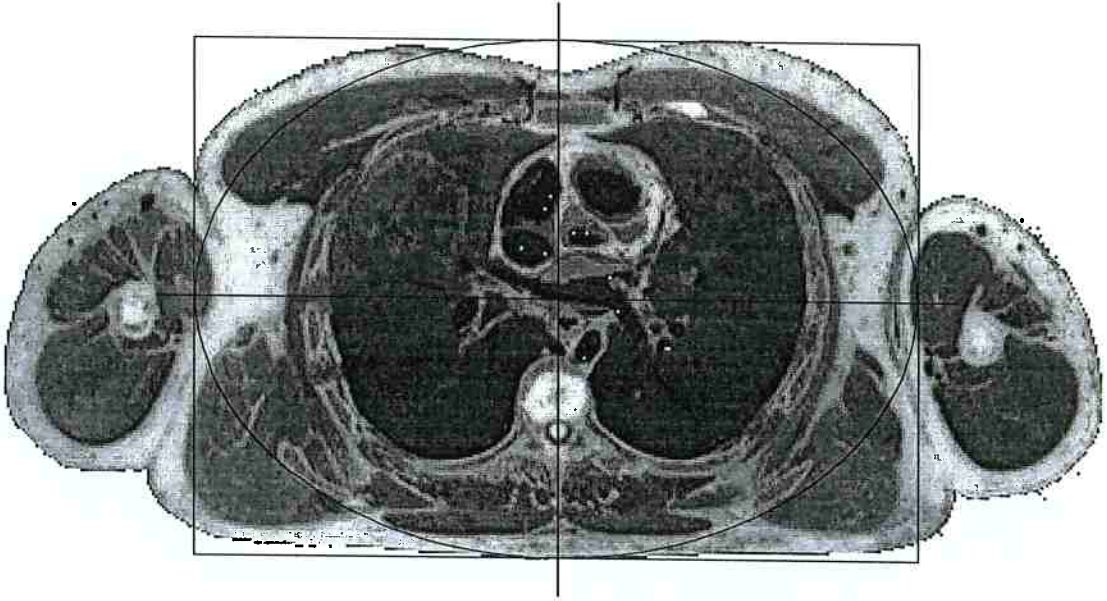


Fig. All.14 – Tronco: secção transversal T7

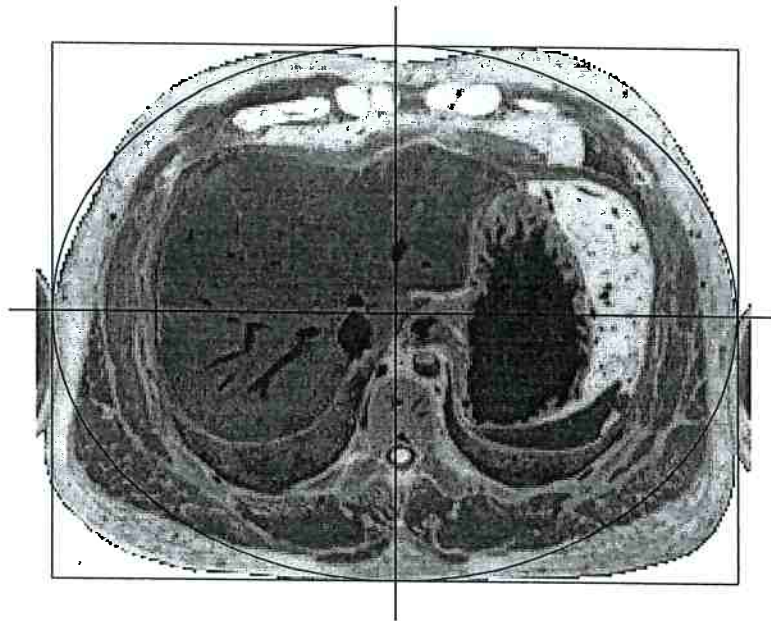


Fig. All.15 – Tronco: secção transversal T10

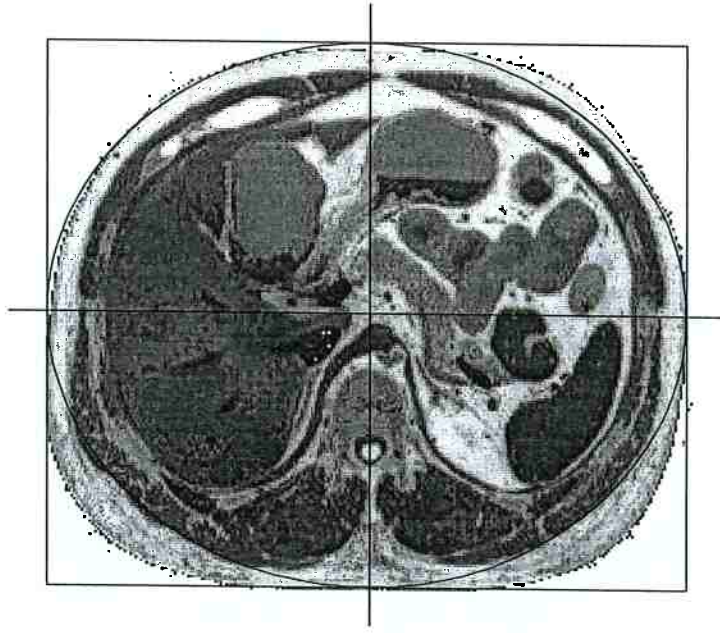


Fig. All.16 – Tronco: secção transversal T12

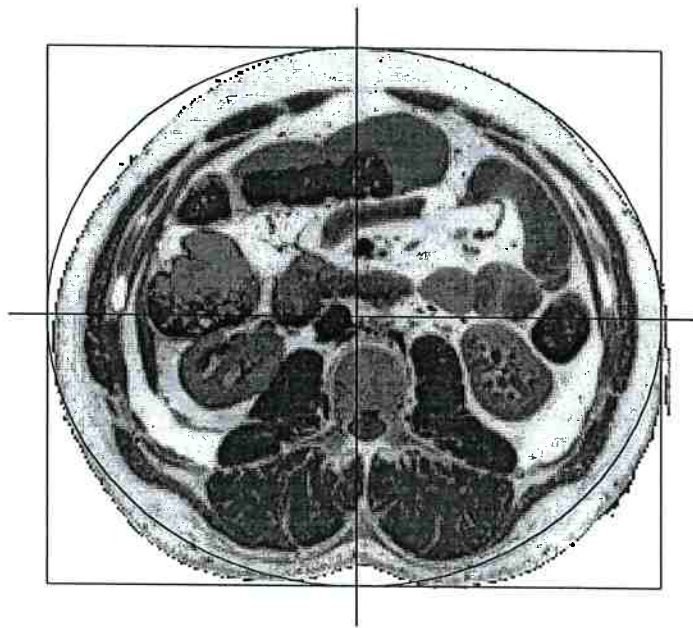


Fig. All.17 – Tronco: secção transversal L1-2

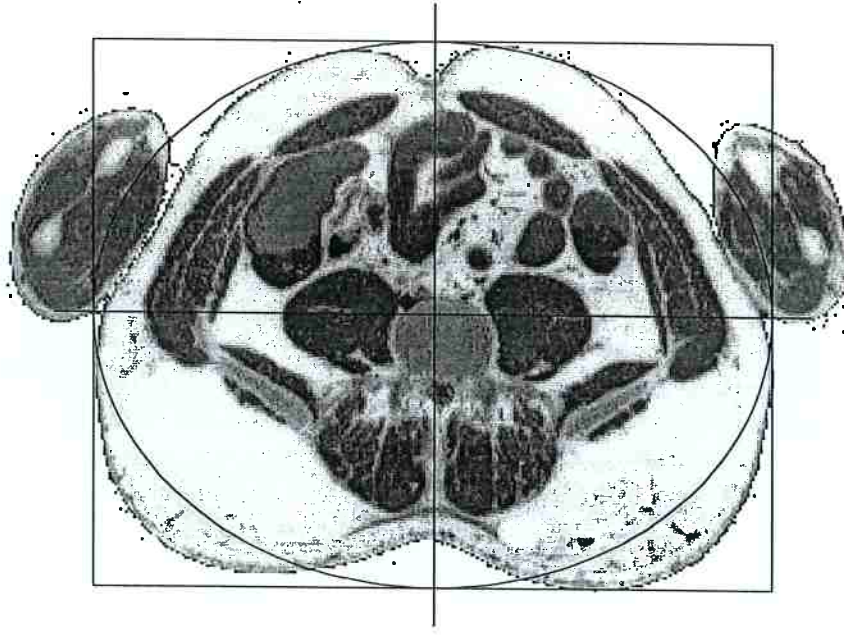


Fig. All.18 – Tronco: secção transversal L5

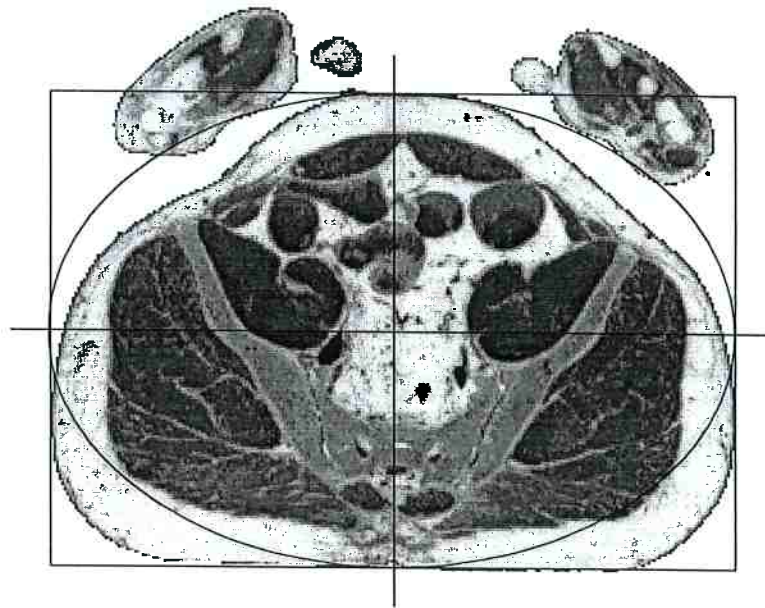


Fig. All.19 – Tronco: secção transversal S1

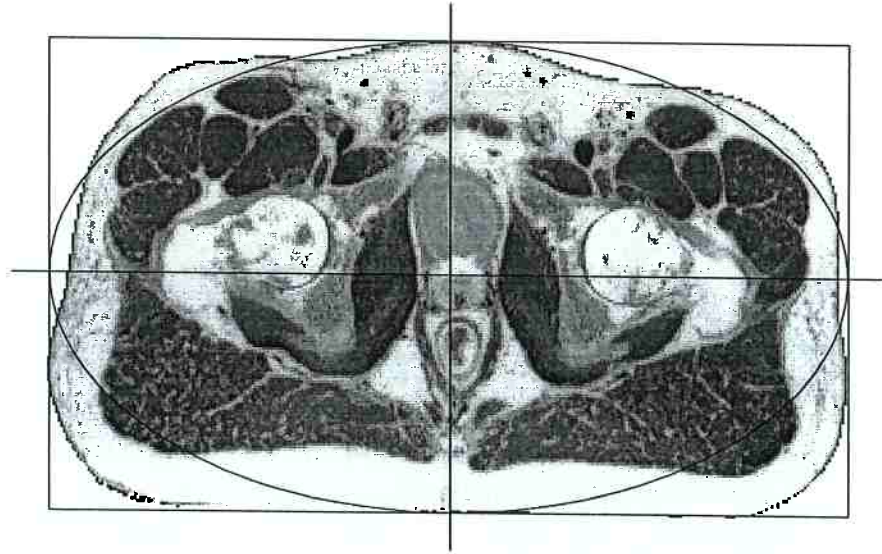


Fig. All.20 – Tronco: secção transversal Co

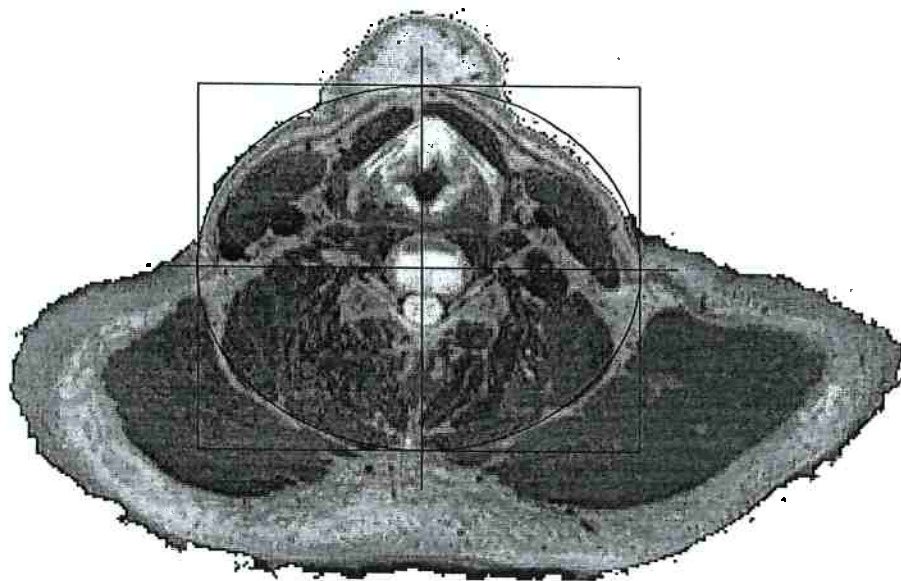


Fig. All.21 – Pesçoço: secção transversal

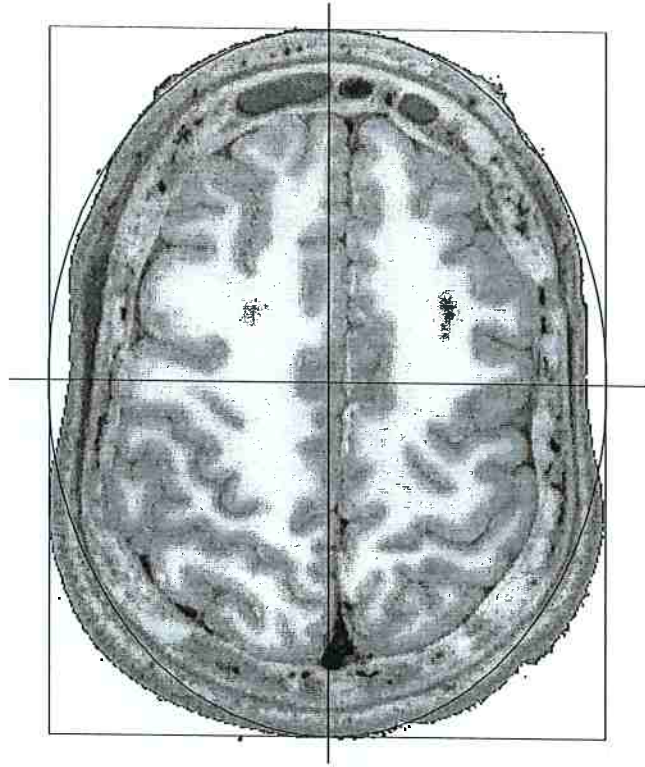


Fig. All.22 – Cabeça: secção transversal na altura da testa

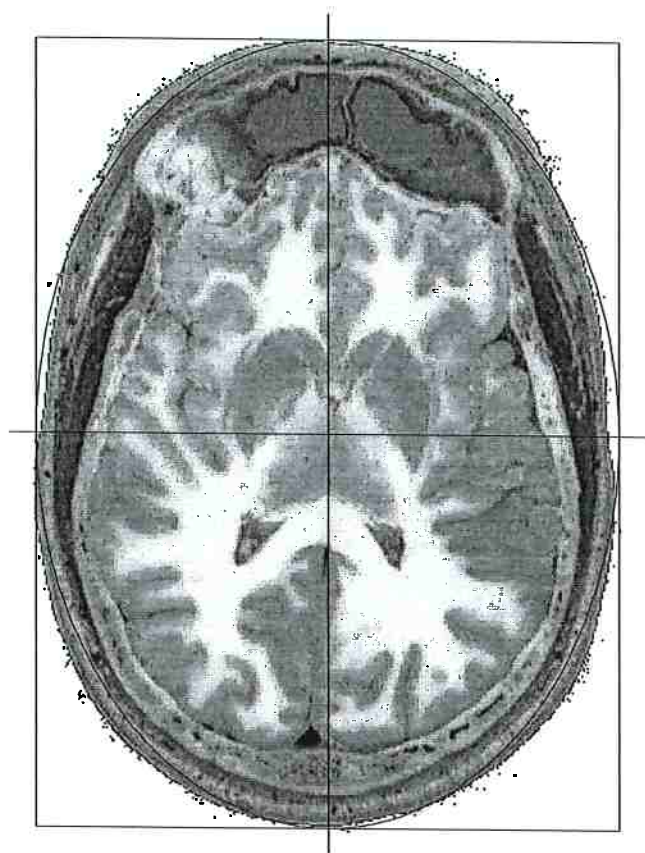


Fig. All.23 – Cabeça: secção transversal na altura da sobrancelha

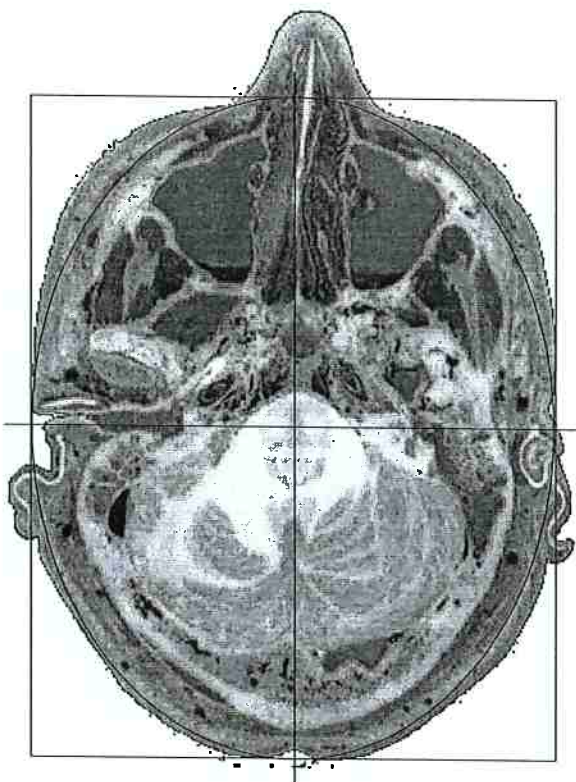


Fig. All.24 – Cabeça: secção transversal na altura do nariz

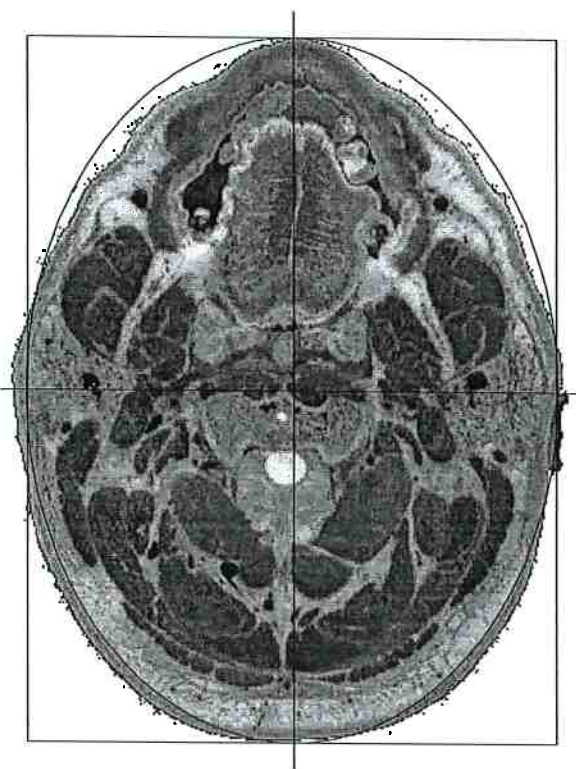


Fig. All.25 – Cabeça: secção transversal na altura da boca

APÊNDICE III – SOLUÇÃO DOS SISTEMAS LINEARES

A solução dos sistemas lineares foi feita utilizando-se o algoritmo TDMA (Tridiagonal Matrix Algorithm) (PATANKAR, 1980). O sistema linear, com N equações, deve ser do tipo:

$$A_i \cdot \Phi_i = B_i \cdot \Phi_{i+1} + C_i \cdot \Phi_{i-1} + D_i \quad (\text{AIII.1})$$

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

com:

$$C_1 = 0 \quad \text{e} \quad B_N = 0 \quad (\text{AIII.2})$$

Cada variável da equação AIII.1 pode ser calculada por:

$$\Phi_i = E_i \cdot \Phi_{i+1} + G_i \quad (\text{AIII.3})$$

Sendo que:

$$E_i = \frac{B_i}{A_i - C_i \cdot E_{i-1}} \quad (\text{AIII.4})$$

$$G_i = \frac{D_i + C_i \cdot G_{i-1}}{A_i - C_i \cdot E_{i-1}} \quad (\text{AIII.5})$$

Vale ressaltar que:

$$E_1 = \frac{B_1}{A_1} \quad G_1 = \frac{D_1}{A_1} \quad E_N = 0 \quad (\text{AIII.6})$$

→ *Resumo do algoritmo:*

1. Calcular E_i e G_i a partir da equação AIII.6
2. Obter E_i e G_i a partir das equações AIII.4 e AIII.5 para $i = 2, 3, \dots, N$
3. Fazer $\Phi_N = G_N$
4. Usar a equação AIII.3 para $i = N - 1, N - 2, \dots, 1$ de modo a obter

$$\Phi_{N-1}, \Phi_{N-2}, \dots, \Phi_1$$

Para sistemas lineares da forma da equação AIII.1 mas obedecendo às seguintes condições:

$$\begin{array}{ll} \text{para } i=1 & \Phi_{i-1} = \Phi_N \\ \text{para } i=N & \Phi_{i+1} = \Phi_1 \end{array} \quad (\text{AIII.7})$$

Utiliza-se o procedimento CTDMA (Cyclic Tridiagonal Matrix Algorithm) apresentado por PATANKAR et al. (1977), onde cada variável é dada por:

$$\Phi_i = E_i \cdot \Phi_{i+1} + F_i \cdot \Phi_{i-1} + G_i \quad (\text{AIII.8})$$

Sendo que:

$$E_i = \frac{B_i}{A_i - C_i \cdot E_{i-1}} \quad (\text{AIII.9})$$

$$F_i = \frac{C_i \cdot F_{i-1}}{A_i - C_i \cdot E_{i-1}} \quad (\text{AIII.10})$$

$$G_i = \frac{D_i + C_i \cdot G_{i-1}}{A_i - C_i \cdot E_{i-1}} \quad (\text{AIII.11})$$

Vale ressaltar que:

$$E_1 = \frac{B_1}{A_1} \quad F_1 = \frac{C_1}{A_1} \quad G_1 = \frac{D_1}{A_1} \quad (\text{AIII.12})$$

O valor Φ_N de pode ser calculado por:

$$\Phi_N = \frac{(Q_{N-1} + C_N) \cdot G_{N-1} + R_{N-1}}{P_{N-1} - (Q_{N-1} + C_N) \cdot (E_{N-1} + F_{N-1})} \quad (\text{AIII.13})$$

onde:

$$P_i = P_{i-1} - Q_{i-1} \cdot F_{i-1} \quad (\text{AIII.14})$$

$$Q_i = Q_{i-1} \cdot E_{i-1} \quad (\text{AIII.15})$$

$$R_i = R_{i-1} + Q_{i-1} \cdot G_{i-1} \quad (\text{AIII.16})$$

sendo que:

$$P_1 = A_N \quad Q_1 = B_N \quad R_1 = D_N \quad (\text{AIII.17})$$

→ **Resumo do algoritmo:**

1. Calcular E_i, F_i, G_i, P_i, Q_i e R_i usando as equações AIII.12 e AIII.17
2. Calcular E_i, F_i, G_i, P_i, Q_i e R_i para $i = 2, 3, \dots, N$ usando as equações AIII.9, AIII.10, AIII.11, AIII.14, AIII.15 e AIII.16
3. Calcular Φ_N usando a equação AIII.13
4. Usar a equação AIII.8 para $i = N - 1, N - 2, \dots, 1$ de modo a obter $\Phi_{N-1}, \Phi_{N-2}, \dots, \Phi_1$

APÊNDICE IV – TESTE DO PROGRAMA DE COMPUTADOR

Neste apêndice são apresentados parte dos testes realizados com o programa desenvolvido. Vale destacar que este foi exaustivamente testado de modo a garantir seu adequado funcionamento. Seguiu-se a seqüência de testes proposta por PATANKAR (1980).

1. *Verificação da rotina de cálculo dos coeficientes*: o programa pode ser dividido em duas partes principais, uma diz respeito ao cálculo dos coeficientes das equações algébricas e a outra à sua solução. As duas partes podem e devem ser testadas separadamente. Nesta etapa, os coeficientes foram calculados manualmente considerando-se uma malha grosseira, 5 x 5 x 5 volumes, e depois comparados com aqueles obtidos com o programa. Ambos os procedimentos forneceram os mesmos resultados.
2. *Verificação das rotinas de solução dos sistemas lineares*: vários testes foram realizados com as rotinas TDMA e CTDMA. Aqui são apresentados apenas alguns deles. Considere os seguintes sistemas lineares propostos por MALISKA (1995),

$$A \cdot B_1 = C_1 \quad (\text{AIV.1})$$

$$A \cdot B_2 = C_2 \quad (\text{AIV.2})$$

$$A = \begin{bmatrix} 2 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & 2 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 2 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 2 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -1 & 2 & -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 2 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 2 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 2 \end{bmatrix} \quad C_1 = \begin{bmatrix} 2 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad C_2 = \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad B_1 = \begin{bmatrix} 1,9 \\ 1,8 \\ 1,7 \\ 1,6 \\ 1,5 \\ 1,4 \\ 1,3 \\ 1,2 \\ 1,1 \end{bmatrix} \quad B_2 = \begin{bmatrix} 0,9 \\ 0,8 \\ 0,7 \\ 0,6 \\ 0,5 \\ 0,4 \\ 0,3 \\ 0,2 \\ 0,1 \end{bmatrix} \quad (\text{AIV.3})$$

A função para a solução do sistema linear (TDMA) foi testada usando-se as equações AIV.1 e AIV.2, fornecendo resultados idênticos, respectivamente, aos vetores

solução B_1 e B_2 mostrados nas equações indicadas por AIV.3. Analogamente, foram feitos vários testes com a função CTDMA. Por exemplo, para o sistema das equações AIV.4 e AIV.5, a função calculou adequadamente a solução.

$$A \cdot B_3 = C_3 \quad (\text{AIV.4})$$

$$A = \begin{bmatrix} 8 & -2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -2 \\ -2 & 8 & -2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -2 & 8 & -2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -2 & 8 & -2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -2 & 8 & -2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -2 & 8 & -2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -2 & 8 & -2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -2 & 8 & -2 \\ -2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -2 & 8 \end{bmatrix} \quad B_3 = \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \\ 1 \\ 1 \\ 1 \\ 1 \\ 1 \\ 1 \end{bmatrix} \quad C_3 = \begin{bmatrix} 0,25 \\ 0,25 \\ 0,25 \\ 0,25 \\ 0,25 \\ 0,25 \\ 0,25 \\ 0,25 \\ 0,25 \end{bmatrix} \quad (\text{AIV.5})$$

3. **Conservação de energia:** a utilização do método dos volumes finitos garante que as equações algébricas resultantes obedecem ao princípio da conservação da energia. Portanto, isto deve ocorrer com o programa desenvolvido. Existem duas maneiras de se verificar isso, uma delas consiste em se substituir as temperaturas de cada volume calculadas quando o regime permanente for atingido na respectiva equação algébrica, a qual deve ser satisfeita. Considerando-se a equação 5.32, esta reduz-se a equação AIV.6 quando o regime permanente é atingido.

$$(A_N + A_S + A_E + A_W + A_T + A_B) T_P = A_N T_N + A_S T_S + A_E T_E + A_W T_W + A_T T_T + A_B T_B + S^0 \quad (\text{AIV.6})$$

$$S^0 = \hat{S} \Delta V + A_i T_P^0 + A_{no,N} (Tc_{NW} - Tc_{NE}) + A_{no,S} (Tc_{SE} - Tc_{SW}) + A_{no,E} (Tc_{SE} - Tc_{NE}) + A_{no,W} (Tc_{NW} - Tc_{SW}) \quad (\text{AIV.7})$$

O resíduo, definido como o primeiro membro da equação AIV.6 menos o segundo, deve ser muito próximo de zero caso o programa esteja funcionando corretamente. Os vários testes realizados, considerando-se elipses com camadas de materiais diferentes e condições de contorno gerais, revelaram resíduos muito pequenos, inferiores a 10^{-5} . Outro procedimento de teste consiste na aplicação de um balanço de energia considerando-se o cilindro elíptico como sistema.

$$\sum^{\text{volume}} \left(m c \frac{\Delta T}{\Delta t} \right) = \sum^{\text{volume}} (\hat{S} \Delta V) + (C + R - E) A_D \quad (\text{AIV.8})$$

O primeiro membro refere-se à variação da energia interna, o segundo ao calor gerado internamente e o terceiro ao calor transferido com o ambiente. Aplicando-se a equação AIV.8 em instantes de tempo genéricos, observou-se que ela foi satisfeita em todas as simulações realizadas, demonstrando que o programa está funcionando corretamente.

4. ***Independência da solução em regime permanente:*** a solução em regime permanente deve ser independente da massa específica e do calor específico do material, bem como da temperatura inicial.

Parâmetros do teste:

- ✓ material homogêneo
- ✓ sem fluxo sanguíneo
- ✓ excentricidade = 1 (círculo, problema unidimensional)
- ✓ condutividade térmica = 0,5 W / (m.°C)
- ✓ geração de calor = 1000 W / m³
- ✓ temperatura superficial = 0 °C
- ✓ malha 5 x 5 x 5 (125 volumes)
 - obs. Refere-se, respectivamente, às direções ξ , η e γ
- ✓ passo de tempo = 2 s

Observação: os parâmetros usados neste ou nos demais testes, com exceção do tamanho da malha, foram escolhidos aleatoriamente. O calor gerado sempre apresenta valor alto, de modo a provocar elevados gradientes de temperatura. A tabela AIV.1 apresenta as combinações utilizadas e a tabela AIV.2 o resultado das simulações.

Tabela AIV.1 – Combinações utilizadas nos testes

<i>Combinação</i>	ρ [kg/m ³]	c [J/(kg.°C)]	<i>Temperatura inicial</i> [°C]
A	100	100	25
B	333	100	25
C	100	1111	25
D	100	100	-10
E	1500	2150	50

Tabela AIV.2 – Temperatura (°C) para as combinações da tabela AIV.1 *

<i>Combinação</i>	<i>Raio do centro do volume</i> [m]				
	0,1	0,3	0,5	0,7	0,9
<i>A</i>	500	460	380	260	100
<i>B</i>	500	460	380	260	100
<i>C</i>	500	460	380	260	100
<i>D</i>	500	460	380	260	100
<i>E</i>	500	460	380	260	100
<i>Solução analítica</i>	495	455	375	255	95

*(valores arredondados na primeira casa após a vírgula)

Análise dos resultados: observa-se a partir da tabela AIV.2 que, de acordo com o esperado, a solução não depende dos parâmetros da tabela AIV.1. Foram utilizados vários passos de tempo para uma mesma combinação de parâmetros, o que não alterou o resultado final.

5. *Verificação da solução em regime permanente para um círculo*: considerando-se a solução analítica para o problema de um círculo com geração uniforme de calor apresentada anteriormente:

$$\theta = \frac{a^2 b^2}{a^2 + b^2} \frac{\hat{q}}{2k} \left(1 - \frac{x^2}{a^2} - \frac{y^2}{b^2} \right) \quad (4.6)$$

$$\theta = T - T_{su} \quad (AIV.9)$$

$$\theta_{max} = \frac{a^2 b^2}{a^2 + b^2} \frac{\hat{q}}{2k} \quad (4.8)$$

Parâmetros do teste:

- ✓ material homogêneo
- ✓ sem fluxo sanguíneo
- ✓ excentricidade = 1
- ✓ $a = b = 1$ m
- ✓ $L = 10$ m
- ✓ condutividade térmica = 0,5 W / (m.°C)
- ✓ geração de calor = 2000 W / m³
- ✓ calor específico = 150 J / (kg.°C)
- ✓ massa específica = 100 kg / m³
- ✓ temperatura inicial = 25 °C
- ✓ temperatura superficial = 100 °C
- ✓ $\theta_{max} = 1000$ °C
- ✓ malha 5 x 5 x 5 (125 volumes) a 80 x 80 x 5 (32000 volumes)
- ✓ passo de tempo = 2 s

Tabela AIV.3 – Temperatura (°C) para uma malha 5 x 5 x 5

<i>Raio [m]</i>	<i>0,9</i>	<i>0,7</i>	<i>0,5</i>	<i>0,3</i>	<i>0,1</i>
<i>Numérica</i>	300	620	860	1020	1100
<i>Analítica</i>	290	610	850	1010	1090

Tabela AIV.4 – Temperatura (°C) para uma malha 10 x 10 x 5

<i>r [m]</i>	<i>0,95</i>	<i>0,85</i>	<i>0,75</i>	<i>0,65</i>	<i>0,55</i>	<i>0,45</i>	<i>0,35</i>	<i>0,25</i>	<i>0,15</i>	<i>0,05</i>
<i>Num.</i>	200,0	380,0	540,0	680,0	800,0	900,0	980,0	1040,0	1080,0	1100,0
<i>An.</i>	197,5	377,5	537,5	677,5	797,5	897,5	977,5	1037,5	1077,5	1097,5

Tabela AIV.5 – Temperatura (°C) para uma malha 20 x 20 x 5

<i>r [m]</i>	0,975	0,925	0,875	0,825	0,775	0,725	0,675	0,625	0,575	0,525
<i>Num.</i>	150,000	245,000	335,000	420,000	500,000	575,000	645,000	710,000	770,000	825,000
<i>An.</i>	149,375	244,375	334,375	419,375	499,375	574,375	644,375	709,375	769,375	824,375
<i>r [m]</i>	0,475	0,425	0,375	0,325	0,275	0,225	0,175	0,125	0,075	0,025
<i>Num.</i>	875,000	920,000	960,000	995,000	1025,000	1050,000	1070,000	1085,000	1095,000	1100,000
<i>An.</i>	874,375	919,375	959,375	994,375	1024,375	1049,375	1069,375	1084,375	1094,375	1099,375

Nas figuras AIV.1 e AIV.2 são apresentados o erro percentual mínimo e máximo, os quais, respectivamente, ocorrem sempre nos volumes do centro e da superfície. Esses mesmos dados são mostrados na tabela AIV.6. O erro relativo foi definido como sendo a diferença entre a solução numérica e a analítica dividida por esta última.

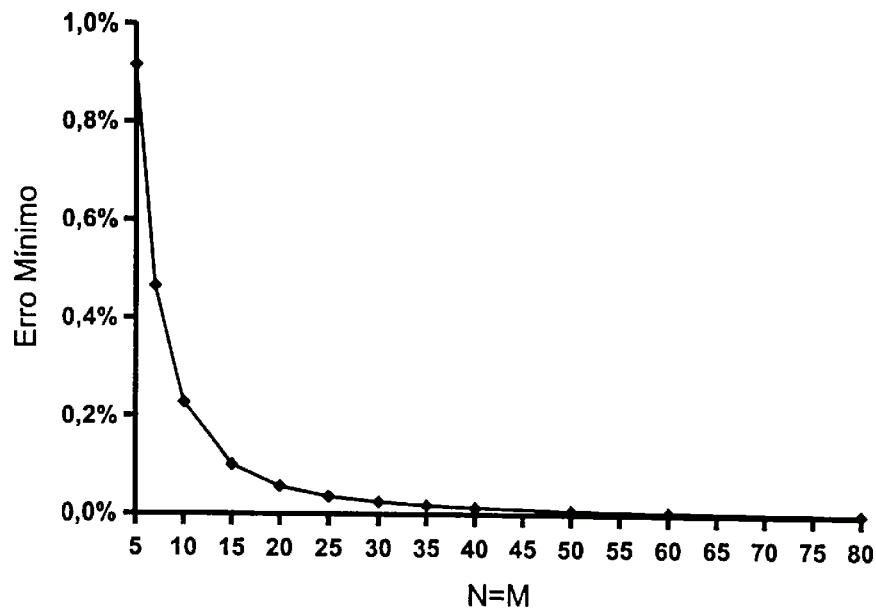


Fig. AIV.1 – Erro relativo mínimo (malha N x M x 5)

13. **Problema unidimensional resolvido em três dimensões:** apesar do programa considerar três dimensões, o perfil de temperatura em todos os teste anteriores é unidimensional, o que confere com a solução analítica. Isto indica que o programa satisfaz mais este teste.

14. **Conclusão:** convém ressaltar que o programa foi exaustivamente testado, mas nem todos os testes foram apresentados aqui. O programa passou por toda a sequência de testes, demonstrando sua exatidão.