



SIMULACÕES DINÂMICAS EM CONFORTO TÉRMICO

Emilson Luiz da Silva Junior

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Nísio de Carvalho Lobo Brum

Rio de Janeiro

Maio de 2022

SIMULAÇÕES DINÂMICAS EM CONFORTO TÉRMICO

Emilson Luiz da Silva Junior

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA MECÂNICA.

Orientadores: Nísio de Carvalho Lobo Brum

Aprovada por: Prof. Nísio de Carvalho Lobo Brum

Prof. Albino José Kalab Leiróz

Prof. Rodrigo Otavio de Castro Guedes

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MAIO DE 2022

Junior, Emilson Luiz da Silva

Simulações Dinâmicas em Conforto Térmico/ Emilson Luiz da Silva Junior. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2022.

XVII, 82 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Nísio de Carvalho Lobo Brum

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Mecânica, 2022.

Referências Bibliográficas: p. 59-64.

1. Conforto Térmico. 2. Transferência de Calor. 3. Psicometria. I. Brum, Nísio de Carvalho Lobo. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Mecânica. III. Título.

Ao Senhor Deus.

À minha esposa Juliana Tinoco.

À minha mãe, Ivone Mendonça.

Ao meu irmão, Tiago.

AGRADECIMENTOS

Acima de tudo, agradeço a Deus pois Ele por si só é o merecedor de toda glória e honra.

À minha esposa Juliana, pelo amor, cuidado e compreensão que demonstrou durante a elaboração desse trabalho.

À minha mãe, Ivone, por me amar, cuidar e encorajar em muitos momentos mais difíceis da minha vida, sempre acreditando em mim, com suporte material, emocional e espiritual.

À minha avó, Hercília, por suas orações e exemplo de mulher com quem tive o privilégio de aprender valores morais e éticos que levarei para vida toda (*In Memoriam*)

À minha tia, Hilma, pelas correções da dissertação, por sua preocupação e carinho.

Ao meu irmão, Tiago, pela amizade e pelo apoio.

Aos meus sogros, Walter e Márcia, pela ajuda, apoio e orações.

À Marinha do Brasil, em especial ao Arsenal de Marinha, onde fui agraciado com a liberação de fazer o mestrado em tempo integral e à Diretoria de Obras Civis da Marinha (DOCM), onde conheci o Capitão-de-Fragata (EN) Márcio Ramalho Amendola e ao Capitão-de-Fragata (EN) Daniel Gustavo Pontes Silva, que me apoiaram nesse processo de conclusão da dissertação.

Ao Professor Nísio de Carvalho Lobo Brum, que esteve comigo me orientando desde a graduação. Tenho imenso respeito e consideração por seu trabalho que é feito com muita dedicação, sempre demonstrando ser solícito em ajudar seus alunos.

Aos demais professores da COPPE-PEM e aos colegas de mestrado, especialmente a Vinicius Gomez, pelo incentivo e orientações fundamentais para conclusão do curso.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.).

SIMULACÕES DINÂMICAS EM CONFORTO TÉRMICO

Emilson Luiz da Silva Junior

Maio/2022

Orientador: Nísio de Carvalho Lobo Brum

Programa: Engenharia Mecânica

Este trabalho tem como objetivo analisar o conforto térmico em situações transientes de Estresse Térmico, a fim de estabelecer limites mais seguros para capacitar militares da área de saúde no futuro Centro Conjunto de Medicina Operativa das Forças Armadas. Optou-se em utilizar o modelo proposto por Fiala que tem demonstrado ser umas das técnicas mais modernas para este tipo de análise. Seus dados e parâmetros operacionais foram compilados em um programa computacional desenvolvido em MATLAB para simulação da sensação de conforto térmico em cenários de operações militares que promovam assistência hospitalar, odontológica e sanitária aos povos ribeirinhos onde o acesso as essas demandas são escassas.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.).

DYNAMIC SIMULATION IN THERMAL COMFORT

Emilson Luiz da Silva Junior

May/2022

Advisor: Nísio de Carvalho Lobo Brum

Department: Mechanical Engineering

This work aims to analyze thermal comfort in transient situations of Thermal Stress, in order to establish safer limits to train health personnel in the future Joint Armed Forces Operative Medicine Center. It was decided to use the model proposed by Fiala, which has proven to be one of the most modern techniques for this type of analysis. Its data and operational parameters were compiled in a computer program developed in MATLAB to simulate the sensation of thermal comfort in military operations scenarios that promote hospital, dental and sanitary assistance to riverside peoples where access to these demands is scarce.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	XI
LISTA DE TABELAS.....	XII
SIMBOLOGIA E NOMENCLATURA.....	XIII
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Objetivo e métodos.....	3
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	4
2.1. Modelos de predição de conforto térmico.....	5
2.2. Estresse térmico.....	7
2.2.1 Índices de estresse térmico.....	10
2.2.1.1 Método HSI.....	10
2.2.1.2 Método WGBT.....	12
2.2.1.3 Método UTCI.....	14
2.3. Modelos matemáticos de representação do corpo humano.....	16
2.4. Equação de biocalor de pennes.....	18
3. MODELO FIALA.....	20
3.1. Metabolismo.....	24
3.2. Condições de contorno.....	27
3.3. Respostas fisiológicas.....	30
3.3.1. Resposta ao frio.....	32
3.3.2. Resposta ao calor.....	32
3.4. Conforto térmico.....	33
4. MODELO NUMÉRICO.....	37

5. PROPRIEDADES.....	41
6. ANÁLISES E RESULTADOS.....	44
6.1. Validação basal e dinâmica.....	44
6.2. Avaliação dinâmica do conforto térmico.....	48
7. ESTUDO DE CASO.....	50
8. CONCLUSÕES.....	58
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	59
APÊNDICE A – EQUAÇÕES DISCRETIZADAS PARA O PONTO NA ORIGEM E PARA AS CONDIÇÕES DE CONTORNO NA SUPERFÍCIE DA PELE.....	64
APÊNDICE B – TEMPERATURAS BASAIS.....	66
APÊNDICE C – TEMPERATURAS DOS ESTUDOS DE CASOS.....	74

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Calculadora PMV-PPD do CBE.....	6
Figura 2.2 - Modelo esquemático do dispositivo WBGT. Yaglou e Minard (1957).....	13
Figura 2.3 - Representação do corpo humano. STOLVIJK; HARDY(1977).....	16
Figura 2.4 - Representação do corpo humano pelo modelo de Fiala.FIALA (1998).....	17
Figura 2.5 - Representação da troca de calor do sangue. JIJl (2009).....	19
Figura 3.1 - Desenho esquemático da pele.....	21
Figura 3.2 - Fluxo do sangue.....	23
Figura 6.1 - Gráfico simulação sensação térmica.....	43
Figura 6.2 - Gráfico comparativo de simulações com base na Tab. 6.2.....	45
Figura 6.3 - Resultados FIALA (1998) com base os parâmetros da Tab. 6.3.....	46
Figura 6.4 - simulação utilizando os parâmetros da Tab. 6.3.....	47
Figura 6.5 - Simulação da influência das vestimentas.....	48
Figura 6.6 - Simulação da influência da variação da velocidade.....	49
Figura 6.7 - Simulação da influência da variação da velocidade.....	50
Figura 6.8 - Simulação da influência do nível de atividade física.....	51
Figura 7.1 - Simulação do cenário 1.....	54
Figura 7.2 - Simulação do cenário 2.....	55
Figura B.1 - Perfil de temperaturas basais da cabeça.....	68
Figura B.2 - Perfil de temperaturas basais da face.....	68
Figura B.3 - Perfil de temperaturas basais do pescoço.....	69
Figura B.4 - Perfil de temperaturas basais dos ombros.....	69

Figura B.5 - Perfil de temperaturas basais do peito.....	70
Figura B.6 - Perfil de temperaturas basais do abdômen.....	70
Figura B.7 - Perfil de temperaturas basais dos braços.....	71
Figura B.8 - Perfil de temperaturas basais das mãos.....	71
Figura B.9 - Perfil de temperaturas basais das pernas.....	72
Figura B.10 - Perfil de temperaturas basais dos pés.....	72

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 Modelo de fanger.....	6
Tabela 2.2 Índices desenvolvidos nos últimos anos.....	9
Tabela 2.3 Consequências fisiológicas após 8 horas de exposição.....	12
Tabela 2.4 Faixas de temperatura UTCI.....	15
Tabela 2.5 Comparativa entre os índices.....	15
Tabela 3.1 Coeficientes de perda respiratória.....	26
Tabela 3.2 Escala de sensação térmica.....	35
Tabela 5.1 Geometria do corpo e propriedades.....	39
Tabela 5.2 Raios externos de cada camada do corpo.....	40
Tabela 5.3 Propriedades físicas e valores basais de metabolismo e perfusão sanguínea...41	
Tabela 5.4 Taxa de perfusão sanguínea na pele.....	41
Tabela 5.5 Coeficiente para cálculos de respostas fisiológicas.....	42
Tabela 6.1 Temperaturas Basais.....	44
Tabela 6.2 - Dados utilizados para simulação.....	45
Tabela 6.3 – Parâmetros de simulação.....	46
Tabela 6.4 – Parâmetros de simulação da Fig.6.5.....	48
Tabela 6.5 – Parâmetros de simulação da Fig.6.6.....	49
Tabela 6.6 – Parâmetros de simulação da Fig.6.7.....	50
Tabela 6.7 – Parâmetros de simulação da Fig.6.8.....	51
Tabela 7.1 – cenário de operação 1.....	53

Tabela 7.2 – cenário de operação 2 (Acre-2019)	53
Tabela C.1– Temperaturas estudo do cenário 1 após duas horas de simulação.....	74
Tabela C.2 – Temperaturas estudo do cenário 2 após duas horas de simulação.....	78

SIMBOLOGIA E NOMENCLATURA

Caracteres Latinos

a	Coeficiente de distribuição;
A	Área, [m^2];
act	Nível de atividade;
b	Coeficiente de regressão;
B	Coeficiente de modificação,
Bx	Parâmetro de temperatura arterial decorrente de h_x ;
c	Perda de calor por convecção; [W]
C	Capacidade térmica, [J/kgk];
c_b	Calor específico do sangue
C_c	Coeficientes relativos a última coluna da matriz do corpo humano;
c_p	Calor específico do corpo;
L_c	Coeficientes relativos a última linha da matriz do corpo humano;
$C_{pl}C$	Coeficiente de acoplamento da matriz do corpo humano;
C_s	Função resposta fisiológica de vasoconstrição;
D_l	Função resposta fisiológica de vasodilatação;
DTS	Valor da sensação térmica dinâmica;

E	Perda de calor por evaporação, [W];
f_{cl}	Fator geral da área da superfície da roupa;
f_{cl}^*	Fator local da área da superfície da roupa;
h	Coeficiente de transferência de calor, [$W m^{-2}K^{-1}$];
h_c	Coeficiente de transferência de calor por convecção, [$W m^{-2}K^{-1}$];
h_r	Coeficiente de transferência de calor por radiação, [$W m^{-2}K^{-1}$];
h_x	Coeficiente de transferência de calor entre o sangue arterial e o sangue venoso [$W m^{-2}K^{-1}$];
H	Carga de trabalho interno do corpo, [W];
i_{cl}	Índice geral de permeabilidade a umidade da composição da roupa;
i_{cl}^*	Índice local de permeabilidade a umidade da composição da roupa, com orientação da pele para roupa;
I_{cl}	Isolamento térmico geral da roupa, [m^2KW^{-1}];
k	Condutividade térmica, [$W m^{-1}K^{-1}$];
L_e	Constante de Lewis [$K P_a^{-1}$];
m	Massa [Kg];
M	Metabolismo correspondente ao corpo inteiro [W];
p_a	Pressão parcial de vapor d'água, [Pa];
P	Pressão, [Pa];
PMV	Voto predito médio;
PPD	Percentual de pessoas insatisfeitas;
q	Fluxo de calor, [$W m^{-2}$];
q_m	Taxa metabólica, [$W m^{-3}$];

r	Raio, [m];
Sh	Função resposta fisiológica ao frio por tremores, [W];
Sw	Função resposta fisiológica ao calor por sudorese, [W];
T	Temperatura, [°C];
T^*	Temperatura absoluta, [K];
t_a, T_a	Temperatura do ar ambiente, [°C];
t_{cl}	Temperatura da superfície das roupas, [°C];
\bar{t}_r	Temperatura radiante média, [°C];
T_{db}	Temperatura de bulbo seco, [°C];
T_{NWB}	Temperatura de bulbo úmido, [°C];
T_g	Temperatura do globo, [°C];
U_{cl}	Coeficiente de troca de calor incluindo a superfície da roupa, [W m ⁻² K ⁻¹]
$U_{E,cl}^*$	Coeficiente de evaporação resultante de vestimentas cobrindo uma única seção da pele do indivíduo, [W m ⁻² Pa ⁻¹];
UR	Umidade relativa, [%]; e
v_{ar}	Velocidade do ar, [m/s].

Caracteres Gregos

γ, δ, ξ e β	Coeficientes da equação 4.1;
ε	Emissividade de ondas longas;
η	Eficiência mecânica do corpo humano;
λ	Calor de vaporização, [J Kg ⁻¹];

μ	Fator de proporção, [K^{-1}];
ω	Taxa de perfusão sanguínea, [s^{-1}];
ρ	Densidade do corpo, [$kg\ m^{-3}$];
Ψ	Fator de visualização; e
φ	Ângulo da seção do elemento do corpo

Subscritos gerais

0	Sinal de neutralidade térmica;
acc	Acúmulo;
bas	Sinal para o valor basal
bl	Sangue;
bla	Sangue arterial;
blv	Sangue venoso;
blp	Central de sangue;
c	Convecção;
cl	Roupas (<i>clothing</i>);
Du	Dubois;
E	Evaporação;
f	Roupa;
frc	Forçado;
g	globo;
hy	Hipotálamo;
ifc	Interface;

<i>mix</i>	misturado;
<i>musc</i>	músculo;
<i>n</i>	Contador;
<i>nat</i>	natural;
<i>o</i>	Símbolo para temperatura operacional;
<i>osk</i>	Ponto externo a pele;
<i>re</i>	retal;
<i>resp</i>	Respiração;
<i>sat</i>	Saturação;
<i>sf</i>	Superfície externa;
<i>sk</i>	Pele (<i>skin</i>);
<i>sr</i>	Circundante (<i>surrounding</i>);
<i>srn</i>	Símbolo da média das temperaturas circundantes; e
<i>x</i>	Sinal do coeficiente de transferência de calor contracorrente;

Siglas

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas;
ASHRAE	<i>American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers;</i>
ISO	<i>International Organization for Standardization;</i>
MATLAB	<i>Matrix Laboratory (software); e</i>
UTCI	<i>Universal Thermal Climate Index.</i>

1 Introdução

O corpo humano é considerado um sistema termodinâmico e, como tal, está submetido as suas leis, produz trabalho e utiliza os alimentos como combustível para produção de energia. Tendo em vista essa premissa do funcionamento do corpo humano a presente dissertação visa pesquisar a respeito da sensação de adequações do corpo humano em situações dinâmicas.

O corpo humano, para estar saudável, precisa manter sua temperatura interna em torno de $37 \pm 0.5^{\circ}\text{C}$ (BUTERA, 1998). Nesse caso, as condições que um ser humano se encontra em relação ao ambiente no seu entorno irão determinar a sensação de frio ou de calor. Para equilibrar estas sensações, o trabalho do sistema termorregulatório é manter o balanço de energia, e, o que “se ganha” precisa ser igual ao que “se perde”. Esta condição é necessária, ainda que não suficiente, para o conforto. Com respeito aos limites de resistência, o corpo humano tem experimentado limites de dor na faixa de temperaturas do ar entre 4°C e 45°C , conforme BUTERA (1998).

Além da resposta do sistema fisiológico, regulado através do hipotálamo, o ser humano tem a capacidade de controlar a sua temperatura corporal através do uso das roupas, da mudança da postura corporal, do uso de abrigos/moradias, e assim por diante. Existem muitos modelos que se propõem a descrever o nosso sistema termorregulatório, mas todos reconhecem que se um corpo começa a ficar aquecido em demasia, ele tende a perder calor pela vasodilatação e pela sudorização. O sistema circulatório periférico atua a partir de dois tipos de receptores distribuídos através da pele, que são os receptores frios e quentes que, juntamente com os sensores centrais, respondem fornecendo estímulo para o hipotálamo. A quantidade, a localização desses receptores, bem como a integração com o sistema nervoso central tem sido descrita por vários autores, e.g. PARSONS (2014).

Além desses componentes biológicos, as pessoas não se resumem apenas a um corpo com massa, que troca calor com o ambiente. Elas também interagem socialmente uma com as outras, possuem emoções, reações sociológicas e etc. Desse modo, as experiências de dor, de desconforto, são afetadas por reações intangíveis. Nessa perspectiva, é fator importante, na análise da sensação do conforto do corpo humano, as populações que são estudadas. Exemplo dessa diferença de perfil é a faixa etária, na medida em que adultos e crianças são indivíduos que experimentam sensações muito distintas de conforto, bem como homens e mulheres ou pessoas mais novas versus idosas. (INOUE *et al.*, 2016)

Quanto às variações de gêneros (masculino e feminino), elas podem ser classificadas como interindividuais e intraindividuais (PARSONS, 2014). A primeira diz respeito à variação de conforto entre pessoas e a segunda diz respeito ao modo como uma pessoa se sente em um mesmo ambiente em ocasiões diferentes. Os modelos de conforto térmico foram derivados a partir da resposta média do grupo, essa variação de sensação não pode ser capturada como uma resposta térmica de um indivíduo. Quanto a isso FOUNTAIN *et al.* (1996) argumentaram que a variância interindividual entre as pessoas era frequentemente maior que 1 unidade de escala (em uma escala de sensação térmica de 7 pontos). Ainda ao analisar o banco de dados de conforto térmico da ASHRAE¹, HUMPHREYS e NICOL (2002) descobriram que a dispersão das diferenças individuais tem um desvio padrão de cerca de 1 unidade na escala de sensação, sendo que, uma unidade na escala de 7 pontos da ASHRAE corresponde a aproximadamente 3 °C em um clima interno a escritório típico. Isso indica que as diferenças inter-individuais na temperatura ambiente preferida podem ser tão grandes quanto 3 °C.

As variâncias intraindividuais foram encontradas na ordem de 1 unidade de escala por FOUNTAIN *et al.* (1996). Já GRIVEL e CANDAS (1991) estudaram se a temperatura de conforto variava ao longo do tempo, para vestuário e produção de calor metabólico constantes em uma exposição controlada dentro de uma câmara climática. Para esse experimento, os indivíduos foram autorizados a ajustar a temperatura ambiente e verificou-se que apenas 25% (12 de 48) nunca ajustaram a temperatura ambiente em um uma hora após a temperatura ambiente ter sido estabelecida. Os restantes, 36 sujeitos, fizeram ajustes na temperatura em média 5 vezes (variando de 1 a 14 vezes) por hora, com a amplitude de variação de temperatura média de 1,5 °C, entre 0,3 a 9,1 °C. As grandes diferenças observadas nos requisitos de conforto térmico estão nas diferenças de idades e gêneros. As respostas fisiológicas e vestimentas complementam a análise (ZHE *et al.*,2018)

O isolamento térmico das vestimentas não depende exclusivamente do material de fabricação, depende da camada de ar em volta da roupa, da umidade, velocidade do ar externo e da taxa de renovação de ar, caso exista (SARI e BERGER, 2000); além disso, para cada camada de roupa adicionada ao corpo, a taxa metabólica aumenta em 4%, como dimensionado por GOLDMAN (2006).

¹ American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers.

1.1 Objetivo e métodos

Diante da complexidade e importância da estimativa quantitativa do conforto térmico para saúde, qualidade de vida do ser humano e sua variância em populações, esta dissertação teve como objetivo prever o conforto térmico principalmente nas faixas relativas ao estresse térmico e em situações dinâmicas que são as mais críticas.

Assim, para esse estudo as variáveis básicas de análise utilizadas foram a temperatura do ar, a temperatura média radiante, a umidade, a velocidade do ar, o uso de roupas pelos indivíduos e a produção metabólica. Essas variáveis constituem os seis parâmetros básicos que define o conforto térmico (FANGER, 1972).

A proposta dessa dissertação foi: a partir de uma revisão bibliográfica inicial, apresentar uma forma geral os diferentes modelos de estudo de conforto térmico; selecionar e se ater a o principal modelo utilizado, empregar as mesmas variáveis para casos específicos de estresse térmico, realizando as simulações através do desenvolvimento de um programa de cálculos e simulações numéricas utilizando MATLAB.

O trabalho foi desenvolvido em 7 capítulos, sendo o primeiro capítulo constituído de introdução geral da dissertação e apresentação da motivação e objetivo do estudo; no capítulo 2 foi feita uma revisão bibliográfica com inserção de conceitos essenciais; o capítulo 3 foi dedicado a elucidação de aplicações do modelo FIALA; o capítulo 4 descreve o modelo numérico de FIALA; o capítulo 5 são apresentadas as propriedades; o capítulo 6 apresenta a validação do programa desenvolvido; o capítulo 7 estudos de casos para aplicações futuras. O capítulo 8 a conclusão.

2 Revisão Bibliográfica

2.1 MODELOS DE PREDIÇÃO DE CONFORTO TÉRMICO

O estudo do conforto térmico surgiu no início do século XX, com os trabalhos de A. Pharo Gagge (1936), quando se pesquisava sobre as situações estressantes em ambientes de trabalho. Os trabalhos de Gagge se tornaram de interesse devido a possibilidade do controle direto do microclima interno de ambientes condicionados.

Nos séculos anteriores, as formas de controle estavam relacionadas aos vestuários e ao uso de lareiras para controle de temperatura. Entretanto, Graças aos sistemas de condicionamento de ar, como aqueles inventados por William Carrier em 1902, foi possível o ajuste individual de parâmetros relacionados ao conforto térmico, tais como temperatura, umidade, velocidade e etc. Por consequência do trabalho de Carrier, tornou-se possível o aprimoramento para se obter as melhores condições ambientais internas para o ser humano.

Paralelamente à descoberta dos sistemas de condicionamento de ar, o estudo do conforto térmico tornou-se importante em aplicações militares onde o indivíduo era levado a trabalhar em condições termicamente estressantes como no interior de navios e aeronaves.

Como apontado inicialmente, na presente dissertação, o conforto térmico é resultado de trocas físicas, psicológicas, sociais e culturais, dependendo da arquitetura do ambiente, dos vestuários, da alimentação e de efeitos climáticos. Considerando essa premissa, em 1936, Gagge aplicou usando dados experimentais o primeiro princípio da termodinâmica para o corpo humano, modelo de dois nós (*two node model*). Esse modelo consistia em analisar núcleo e a pele, onde o núcleo era responsável pela produção de energia através do metabolismo humano e a pele era responsável pela troca de calor externa. Esse autor não era o único a estudar este assunto, mas foi o primeiro a propor uma aplicação dos princípios da termodinâmica para trocas de energia entre o homem e o meio ambiente.

Nos meados da segunda guerra mundial, trabalhando nos laboratórios da base da força aérea americana, Gagge desenvolveu um equipamento para os pilotos de aviões poderem respirar a 43 mil pés. Os estudos de Gagge ajudaram a definir o campo de estudo de trocas de energia do corpo humano e o meio ambiente.

Nos anos 70 do século XX, o fisiologista dinamarquês Povo Ole Fanger (1970) fez uma série de experimentos e testes que o permitiram definir índices de conforto e bem-estar, revisando a equação do modelo de Gagge. Os experimentos de Fanger foram realizados com 128 dinamarqueses de ambos os sexos, onde eram expostos em uma câmara climatizada,

preparada para simular diversas situações de frio e de calor. Durante os experimentos, os pacientes ficavam sentados estudando, lendo algum livro ou conversando com bastante tranquilidade, tudo isso para não aumentar a taxa de produção metabólica que pudesse afetar os experimentos.

Com os resultados, Fanger introduziu um índice de conforto, o voto médio predito (*Predicted Mean Vote*) - PMV, que ajuda a identificar, juntamente com os parâmetros físicos associados, a região de bem estar. Tais parâmetros eram visualizados ou identificados através de uma carta psicométrica, onde as variáveis delimitavam a região.

O PMV expressa a opinião de uma pessoa, mas não nos dá informação acerca da aceitabilidade ao ambiente, por isso, Fanger propôs outro índice que mede o percentual de pessoas não satisfeitas (PPD) - *Predicted Percentage of Dissatisfied*. Esse índice expressa o percentual de pessoas insatisfeitas com as condições do ambiente. As expressões para o cálculo do PMV e PPD seguem abaixo:

$$\begin{aligned}
 PMV = & (0.303 e^{-0.036M} + 0.028)x[(M - W) \\
 & - 3.5x10^{-3}\{5733 - 6.99(M - W) - P_a\} - 0.42\{(M - W) - 58.15\} \\
 & - 1.7x10^{-5}M(5867 - P_a) - 0.0014M(34 - T_a) \\
 & - 3.96x10^{-8}f_{cl}[(T_{cl} + 273)^4 - (\bar{T}_r + 273)^4] - f_{cl}h_c(T_{cl} - t_a)]
 \end{aligned} \quad (2.1)$$

$$\begin{aligned}
 t_{cl} = & 35.7 - 0.028(M - W) \\
 & - I_{cl}\{3.96x10^{-8}f_{cl}[(T_{cl} + 273)^4 - (\bar{T}_r + 273)^4] + f_{cl}h_c(T_{cl} - T_a)\}
 \end{aligned} \quad (2.2)$$

$$h_c = \begin{cases} 2.38 |T_{cl} - T_a|^{0.25} & \text{para } 2.38 |T_{cl} - T_a|^{0.25} > 12.1\sqrt{v_{ar}} \\ 12.1\sqrt{v_{ar}} & \text{para } 2.38 |T_{cl} - T_a|^{0.25} < 12.1\sqrt{v_{ar}} \end{cases} \quad (2.3)$$

$$f_{cl} = \begin{cases} 1.00 + 1.290 I_{cl} & \text{para } I_{cl} \leq 0.078 \text{ m}^2 \cdot \text{K/W} \\ 1.05 + 0.645 I_{cl} & \text{para } I_{cl} > 0.078 \text{ m}^2 \cdot \text{K/W} \end{cases} \quad (2.4)$$

$$PPD = 100 - 95 e^{-(0.03353PMV^4 + 0.2179 PMV^2)} \quad (2.5)$$

Várias calculadoras são disponíveis na web, tal como a do CBE (*Center for the Built Environment at UC Berkeley*).

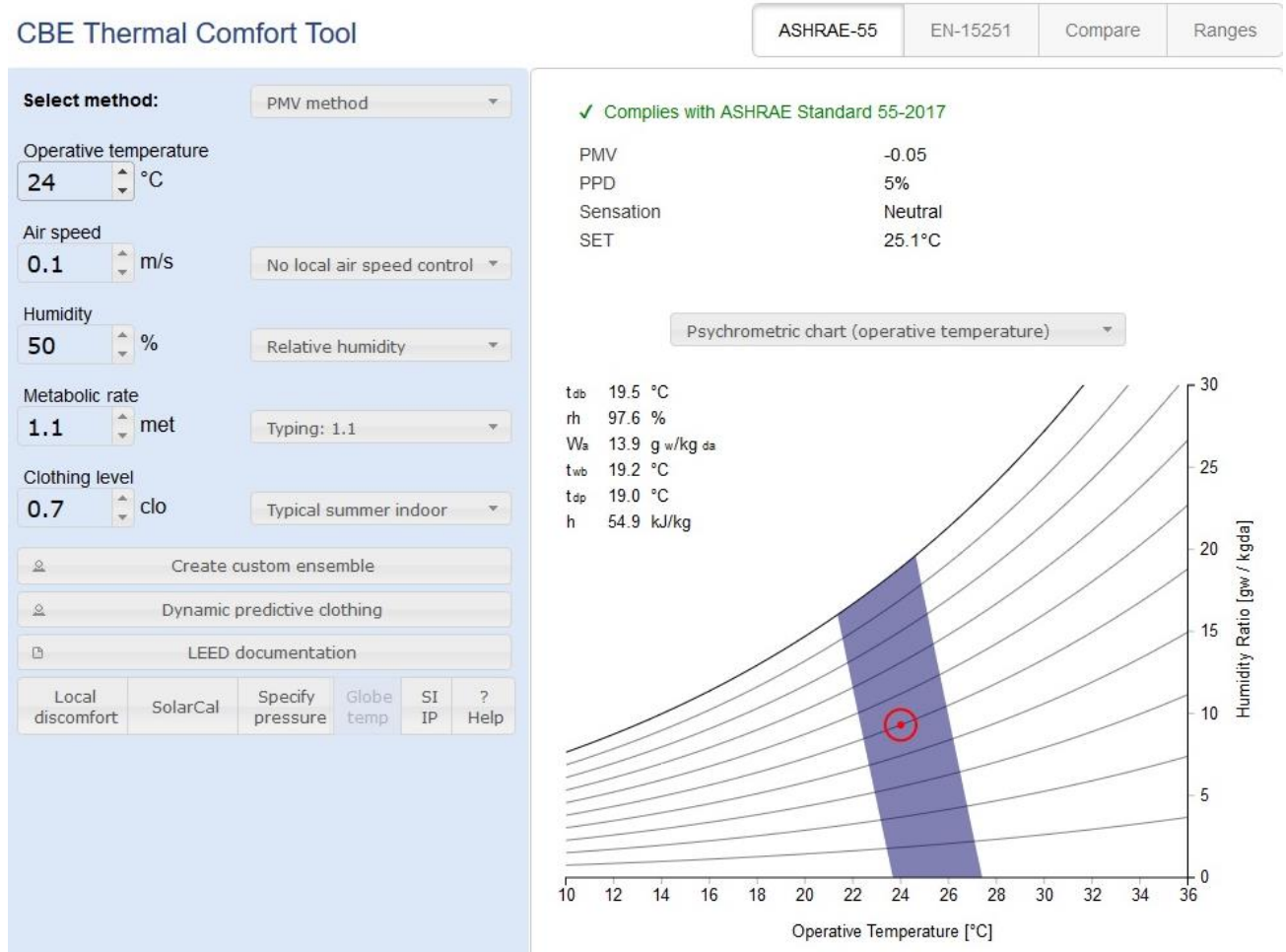


Figura 2.1: Calculadora PMV-PPD do CBE. Fonte: disponível em:

<http://comfort.cbe.berkeley.edu>

O diagrama PPD-PMV permite verificar a porcentagem de pessoas insatisfeitas e desta forma pode-se estabelecer uma faixa aceitável para o voto médio previsto que apenas classifica segundo as variáveis psicométricas a experiência média sentida pelas pessoas expostas a diversos ambientes. A tabela 2.1 representa o trabalho de FANGER (1970).

Tabela 2.1: Modelo de Fanger.

PMV	Sensação Térmica	PPD
+3	Muito Quente	100
+2	Quente	75

+1	Levemente Quente	25
0	Neutro	5
-1	Levemente Frio	25
-2	Frio	75
-3	Muito Frio	100

Sobre a tabela, é importante salientar que, o modelo de Fanger, foi realizado em câmaras climatizadas. Entretanto, quando comparados a situações reais, os dados nem sempre são confirmados. Estudos feitos em Nîmes (BERGER,2001), situada no sul da França, durante o verão (PMV=2), para um grupo de aproximadamente 90 pessoas (42 homens e 48 mulheres com metade abaixo dos 40 anos e a outra metade acima dos 45 anos), apenas 40% dos entrevistados declaram desconfortáveis. Essas respostas podem ser influenciadas, por exemplo, pelo período de férias, pelo clima ensolarado, se se trata de um feriado, entre outros fatores (BERGER,2001). Essas diferenças aparecem porque nos modelos determinísticos como o de Fanger, o ocupante é considerado um receptor passivo dos estímulos térmicos apresentados por seu ambiente. Diferentemente ocorre em abordagens como o chamado modelo adaptativo (*Adaptive Approach*) onde a responsabilidade termorreguladora se volta para o ocupante do ambiente, ou seja, leva em conta que a sensação de conforto térmico possui componentes fisiológicas e socioculturais (DEAR, 2004).

Nessa perspectiva, a abordagem adaptativa consegue ampliar a faixa de temperatura de conforto aceitável, o que torna possível uma maior economia de energia em prédios construídos utilizando este método (HALAWA *et al.*, 2012). Por outro lado, em alguns edifícios com selo de baixo consumo de energia (*green buildings*), construídos utilizando esse tipo de abordagem, verificou-se que são muito mais frios no inverno e muito mais quentes no verão (LEAMAN *et al.*, 2007).

Defende-se que a predição de conforto é de grande importância para estimativa da carga térmica necessária, quando tratada em ambientes públicos, e é necessário utilizar valores médios, baseados na população em questão. Com respeito a isso, o erro pode ser minimizado utilizando modelos dinâmicos de predição de conforto, esta permite uma melhor qualidade do ar e menor carga térmica (FALKENBERG, 2001).

2.2 ESTRESSE TÉRMICO

Com respeito ao estresse térmico, é válido ressaltar que um ser humano submetido a um ambiente com seus parâmetros; temperatura do ar, temperatura média radiante, umidade, velocidade do ar, com determinadas roupas e realizando atividades físicas, tem a tendência de armazenamento de calor corporal e visando obter o equilíbrio, o corpo humano através do sistema de respostas fisiológicas, em seguida aumenta a perda de calor. Essas respostas, às vezes não são suficientes e isso acontece quando a temperatura corporal ultrapassa os 40°C e pode acabar levando o ser humano a desenvolver uma série de doenças e até a própria morte (BELDING, 1970)

O estresse térmico eleva o calor, a temperatura do corpo humano a tais níveis, que os receptores sensíveis a mudança de temperatura envia sinais para o hipotálamo onde as temperaturas que estiverem maior que o valor basal, faz com que o sistema nervoso, através do mecanismos de vasodilatação (DI) atue nos vasos sanguíneos no intuito de aumentar o fluxo sanguíneo, ao mesmo tempo o sistema nervoso aciona o mecanismo de transpiração (Sw) para aumentar a troca de calor na pele (PARSONS, 2014).

Estresse por calor é um tópico muito importante e estudado no contexto militar operacional, como vimos anteriormente, muitos incidentes de doenças têm sido relacionados por esse efeito, com isso, índices têm sido desenvolvidos ao longo dos anos para balizar e limitar a aplicação de testes e exercícios. Esses índices variam substancialmente em sua complexidade e facilidade de uso (HAVENITH e FIALA, 2016).

Estudos conduzidos pelo Exército Americano constataram que em 2008 ocorreram 1766 casos de insolação ou exaustão devido ao estresse térmico nos membros do serviço ativo. Em 2018, esse número subiu para 2792, um aumento de 60% em uma década, além disso, foi observado um aumento nas outras forças armadas, totalizando ao longo dos 10 anos um gasto na ordem de um bilhão de dólares de acordo com o Pentágono (HASEMYER, 2019).

Inúmeras histórias de empreendimentos militares terminaram com um comprometimento significativo dos indivíduos trabalharem em condições de alto estresse térmico (GOLDMAN, 2001). Portanto, prevenir que as doenças relacionadas ao calor não são cruciais apenas para saúde do indivíduo, mas também para manter a capacidade operacional das Forças Armadas em ambientes que produzam um estresse térmico. Estudos nesse sentido vem sendo produzidos para encontrar um balanço entre essa capacidade operacional e proteção do indivíduo (HUNT *et al.*, 2016). O método ideal de

avaliar o conceito de estresse por calor é considerar os aspectos de geração de calor dentro do corpo humano e a troca de calor do corpo com o meio ambiente (HAVENITH, 1999) o que está de acordo com o modelo utilizado no presente trabalho.

Existem vários métodos que avaliam essas trocas de calor nos informando um índice de estresse térmico, dentro de uma escala de validade, onde integra-se todos seis fatores básicos, com isso podemos determinar, ou estabelecer limites seguros, para a realização de atividades laborais. Abaixo temos os principais índices desenvolvidos no último século.

Tabela 2.2: Índices desenvolvidos no último século (HAVENITH e FIALA, 2016).

DATA	ÍNDICE	AUTORES	Resumo
1905	Temperatura de bulbo úmido	J.S. Haldane	Indicador para ambientes quentes e úmidos
1923	Temperatura Efetiva (ET)	Houghton e Yaglou	Combinação de temperatura de bulbo seco, bulbo úmido e velocidade que produz uma sensação de conforto e atribui uma temperatura efetiva.
1937	Temperatura Operativa	Winslow CEA, Herrington LP, Gagge AP.	Utiliza os coeficientes de transferência de calor para reduzir a T_r, T_a e v em uma temperatura equivalente se $T_r = T_a$ com um valor mínimo da velocidade do ar
1947	P4SR	McArdle B, Dunham W, Holling HE, Ladel WSS, Scott JW, Thomson ML, Weiner JS.	Utiliza a sudorese para indicar a tensão fisiológica. Obtido a partir de 4 horas de avaliação do M, T_g, T_{wb} e v .
1955	<i>Heat stress index (HSI)</i>	Belding HS, Hatch TF	Razão entre carga de calor ($M+R+C = E_{req}$) e a capacidade evaporativa do ambiente E_{max}

1957	WBGT	Yaglou CP, Minard D.	$WBGT = 0.7 T_{wb} + 0.2 T_g + 0.1 T_{db}$
1970	PMV e PPD	Fanger P. O.	Utiliza um balanço térmico para prever o voto no conforto térmico (PMV) e percentual de pessoas insatisfeitas (PPD)
1976	Heart rate	Goldman RF.	Utiliza a frequência cardíaca como índice de estresse por calor
2012	UTCI	Jendritzky G.	Primeiro índice baseado em simulação de um modelo fisiológico.

2.2.1 ÍNDICES DE ESTRESSE TÉRMICO

Um índice de estresse térmico é um número único que integra os efeitos dos seis parâmetros básicos de qualquer ambiente, de modo que seu valor varie com a tensão térmica sofrida pela pessoa exposta a um ambiente quente (ILO², 2011).

O recente aumento na padronização (por exemplo, ISO 7933 e ISO 7243) levou à pressão para a adoção de índices semelhantes em todo o mundo.

A maioria dos índices de estresse térmico considera, direta ou indiretamente, que a principal pressão sobre o corpo é causada pela transpiração. Por exemplo, quanto mais transpiração for necessária para manter o equilíbrio térmico e a temperatura interna do corpo, maior será a tensão sobre o corpo. Para que um índice de estresse térmico represente o ambiente e preveja a tensão térmica, é necessário um mecanismo para estimar a capacidade de uma pessoa suada de perder calor no ambiente quente.

Um índice relacionado à evaporação do suor para o meio ambiente é útil quando as pessoas mantêm a temperatura corporal interna essencialmente pela transpiração. Diz-se que essas condições geralmente estão na zona prescritiva (OMS³, 1969). Portanto, a temperatura corporal profunda permanece relativamente constante, enquanto a frequência cardíaca e a taxa de suor aumentam com o estresse térmico.

² International Labour Organization (Organização Internacional do Trabalho)

³ Organização Mundial da Saúde.

2.2.1.1 MÉTODO HSI (*Heat stress Index*)

BELDING e HATCH (1955) desenvolveram o índice de estresse térmico (HSI) calculado pela equação abaixo:

$$HSI = \frac{E_{req}}{E_{max}} \times 100\% \quad (2.6)$$

Onde, E_{req} perda evaporativa requerida para manter o corpo humano em equilíbrio térmico e E_{max} na perda evaporativa máxima.

O HSI teve amplos estudos laboratoriais e de campo e uma das vantagens desse método é a tabela de consequências fisiológicas e psicológicas de uma exposição de 8 horas como mostra a tabela 2.3.

$$E_{req} = M - R - C, \text{ onde o valor do metabolismo } M \text{ é obtido pela ISO 8996 -} \quad (2.7)$$

Ergonomics of the Thermal Environment

$$R = k_1(35 - T_r) \text{ onde } k_1 = \begin{cases} 4.4 \text{ com roupas} \\ 7.3 \text{ sem roupas} \end{cases} \quad (2.8)$$

$$C = k_2 v^{0.6}(35 - T_a) \text{ onde } k_2 = \begin{cases} 4.6 \text{ com roupas} \\ 7.0 \text{ sem roupas} \end{cases} \quad (2.9)$$

$$E_{max} = k_3 v^{0.6}(35 - P_a) \text{ onde } k_3 = \begin{cases} 7.0 \text{ com roupas} \\ 11.7 \text{ sem roupas} \end{cases} \quad (2.10)$$

Onde, T_a [°C] é a temperatura do ar ambiente, P_a [mmHg] é a pressão parcial de vapor d'água no ar ambiente e T_r [°C] é a temperatura média radiante.

Tabela 2.3: Consequências fisiológicas após 8 horas de exposição.

Fonte: PARSON (2014).

HSI	Efeitos após 8 horas de exposição
-20	Suave tensão devido ao frio
0	Condição Neutra
10-30	Estresse devido ao calor leve a moderada- pouco efeito sobre o trabalho físico, mas possível efeito sobre o trabalho qualificado

40-60	Estresse devido ao calor grave, envolvendo ameaça à saúde, a menos que a pessoa seja treinada para a determinada situação- necessária aclimatização.
70-90	Estresse devido ao calor muito severo- o pessoal determinado deve ser selecionado por exames médicos, controle da hidratação e ingestão de sal garantida.
100	Estresse devido ao calor máximo diário para homens jovens e passando pelos mesmos requisitos da faixa anterior.
>100	Tempo de exposição limitado pela temperatura interna do corpo

2.2.1.2 MÉTODO WBGT (*WET BULB GLOBE TEMPERATURE*)

O método WBGT foi proposto no final dos anos 50, com o intuito de controlar as doenças causadas pelo calor nos campos de treinamento das Forças Armadas Americanas. Essas doenças acarretaram ao longo dos anos de 1942-1944 a morte de 198 soldados em campos de treinamentos (SCHICKELE,1947). No verão de 1952 cerca de 600 casos de insolação ocorreram durante o treinamento de recrutas do corpo de fuzileiros navais dos Estados Unidos (*Marine Corps*) (MINARD,1961).

As análises de Schickele (1947) identificaram as combinações de temperatura e umidade em que ocorreram os casos fatais, posteriormente Cook (1955) observou que muitos campos de treinamento passaram a adotar os limites de temperatura e umidade propostos por Schickele (1947) nos anos de 1952 a 1954 pelo exército americano.

Até então, era utilizada como índice para estabelecer os limites de segurança para a prática dos treinamentos o índice de Temperatura Efeitva (ET) de Houghton e Yaglou (1923), entretanto esse índice foi julgado inadequado, pela imprecisão de medir a velocidade do vento, como substituto Yaglou e Minard (1957) propuseram o índice WBGT, abaixo temos um desenho esquemático.

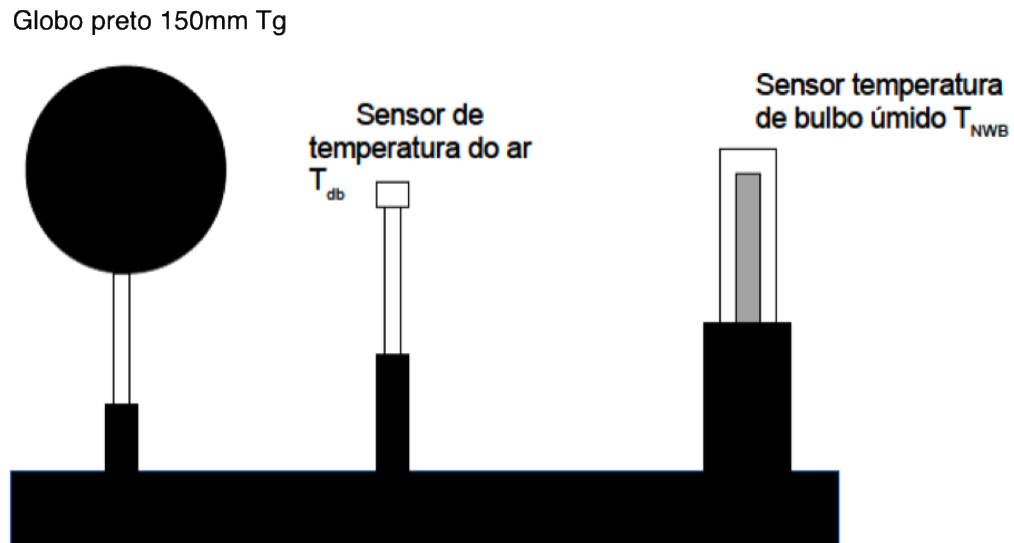


Figura 2.2: Modelo esquemático do dispositivo WBGT. FONTE: Yaglou e Minard (1957).

O índice WBGT é formado por três termômetros, temperatura de bulbo seco T_{db} , Temperatura de bulbo úmido T_{NWB} e temperatura do globo T_g . a temperatura do globo apresentara a mesma temperatura do ar caso não haja radiação solar ou outro tipo de radiação, por exemplo, objetos quentes próximo ao termômetro, a temperatura de bulbo úmido representa os efeitos evaporação, umidade do ambiente e velocidade local do vento, o índice WBGT é calculado:

$$WBGT = 0.7 T_{NWB} + 0.3 T_g \quad (2.11)$$

E quando houver qualquer tipo de radiação a equação se torna,

$$WBGT = 0.7 T_{NWB} + 0.2 T_g + 0.1 T_{db} \quad (2.12)$$

Dos métodos empíricos, o WBGT é amplamente utilizado como parâmetro de limites de segurança em ambientes térmicos, este é o método formalizado no padrão ISO 7243 (*Hot enviroments-Estimation of heat stress on working man, based on the WBGT-index*).

Em um caso ideal um instrumento como o WBGT deve ser afetado pelo clima da mesma maneira que o corpo humano. Ser sensível a convecção, condução, evaporação e radiação esse índice obteve bons resultados em geral, mas possui certas limitações que

podem causar desvios da resposta de um ser humano ao calor. Por exemplo, quando não houver radiação o globo assume a temperatura ambiente e não é sensível a velocidade do ar. A pele humana geralmente é mais quente do que a temperatura ambiente, logo será sensível a velocidade do ar. (HAVENITH e FIALA, 2016).

2.2.1.3 MÉTODO UTCI (*Universal Thermal Climate Index*)

Desde os anos 50 do século passado diversas pesquisas têm sido realizadas no intuito de prevê o conforto humano em ambientes internos e externos (ABDEL-GHANY *et al*,2013) muitos índices já formam propostos ao longo desses anos (HAVENITH e FIALA, 2016). Esses índices são divididos em analíticos (baseados nos princípios de troca térmica humana), experimentais (baseado na resposta humana a vários fatores ambientais) e baseada no conforto de grupos de pessoas em um ambiente climatizado (HUIZENGA *et al*, 2006) (PANTAVOU *et al*, 2014).

Por iniciativa da *Comission 6 of the International Society of Biometeorology e European Union COST-action 730* um novo índice foi criado e o objetivo desse projeto foi criar um índice térmico baseado nos modelos mais avançados de Termofisiologia, logo foi desenvolvido um trabalho conjunto que reuniu os principais especialistas em áreas da termofisiologia humana, modelagem fisiológica, meteorologia e climatologia (BLZEJCZYK *et al*, 2013) .

Assim, a temperatura UTCI (*Universal Thermal Climate Index*) equivalente para dada combinação das variáveis climáticas (vento, radiação, umidade e temperatura do ar) é definida como a temperatura do ar ambiente de referência, que produz o mesmo valor de estresse térmico (ROSSI *et al*, 2012).

O UTCI foi elaborado com base no modelo termorregulatório multimodal desenvolvido por (FIALA,1998), a tabela 2.4 estabelece as categorias de estresse baseada na faixa de UTCI, Várias calculadoras são disponíveis na web, tal como a do UTCI-Calculator.

Tabela 2.4: Faixas de Temperatura UTCI. Adaptado de (BLZEJCZYK *et al*, 2013)

Faixas de UTCI	Categorias de Estresse
> 46°C	Extremo de estresse térmico devido ao calor
38°C a 46°C	Muito forte estresse térmico devido ao calor
32°C a 38°C	Forte estresse térmico devido ao calor

26°C a 32°C	Moderado estresse térmico devido ao calor
18°C a 26°C	Conforto térmico
9°C a 18°C	Sem estresse térmico
0°C a 9°C	Pouco estresse térmico devido ao frio
0°C a -13°C	Moderado estresse térmico devido ao frio
-13°C a -27°C	Forte estresse térmico devido ao frio
-27°C a -40°C	Muito forte estresse térmico devido ao frio
<-40°C	Extremo estresse térmico devido ao frio

Fonte: disponível em www.utci.org

Podemos, com isso, fazer uma comparação entre os índices citados anteriormente, conforme a tabela abaixo.

Tabela 2.5: Adaptado de (ZHARE *et al*,2018).

Sensação Térmica	UTCI	HI	PMV	WBGT
Extremo estresse térmico devido ao frio	<-40°C	-20	-3	
Muito forte estresse térmico devido ao frio	-27°C a -40°C			
Forte estresse térmico devido ao frio	-13°C a -27°C			
Moderado estresse térmico devido ao frio	0°C a -13°C		-2	
Pouco estresse térmico devido ao frio	0°C a 9°C			
Sem estresse térmico	9°C a 18°C	0	0	<18
Conforto térmico	18°C a 26°C	10		
Moderado estresse térmico devido ao calor	26°C a 32°C	10-30	1	18-23
Forte estresse térmico devido ao calor	32°C a 38°C	40-60	2	23-28
Muito forte estresse térmico devido ao calor	38°C a 46°C	70-90		28-30
Extremo de estresse térmico devido ao calor	> 46°C	100		
			3	

2.4 MODELOS MATEMÁTICOS DE REPRESENTAÇÃO DO CORPO HUMANO

Quanto aos modelos de predição de conforto térmico, eles geralmente têm como objetivo prover ao engenheiro representações racionais tais como a de transferência de calor do corpo humano com o ambiente, propriedades térmicas do corpo humano e respostas dinâmicas do sistema de termorregulação. Além dos trabalhos pioneiros citados anteriormente, Stolwijk e Hardy (1977) propõem um modelo matemático para o corpo humano como uma serie de elementos cilíndricos (tronco, braços, pernas e pé) e esféricos (cabeça) concêntricos, compostos camadas distintas de materiais.

Essas camadas são as representações dos ossos, dos músculos, das gorduras e das camadas da pele; adicionalmente ao corpo, é modelado também um compartimento sanguíneo composto por veias e artérias as quais trocam calor por convecção em cada parte do corpo. O modelo assume que o corpo humano é simétrico, o que simplifica os cálculos reduzindo o número de operações. A figura 1 representa o modelo matemático proposto por STOLWIJK e HARDY(1977).

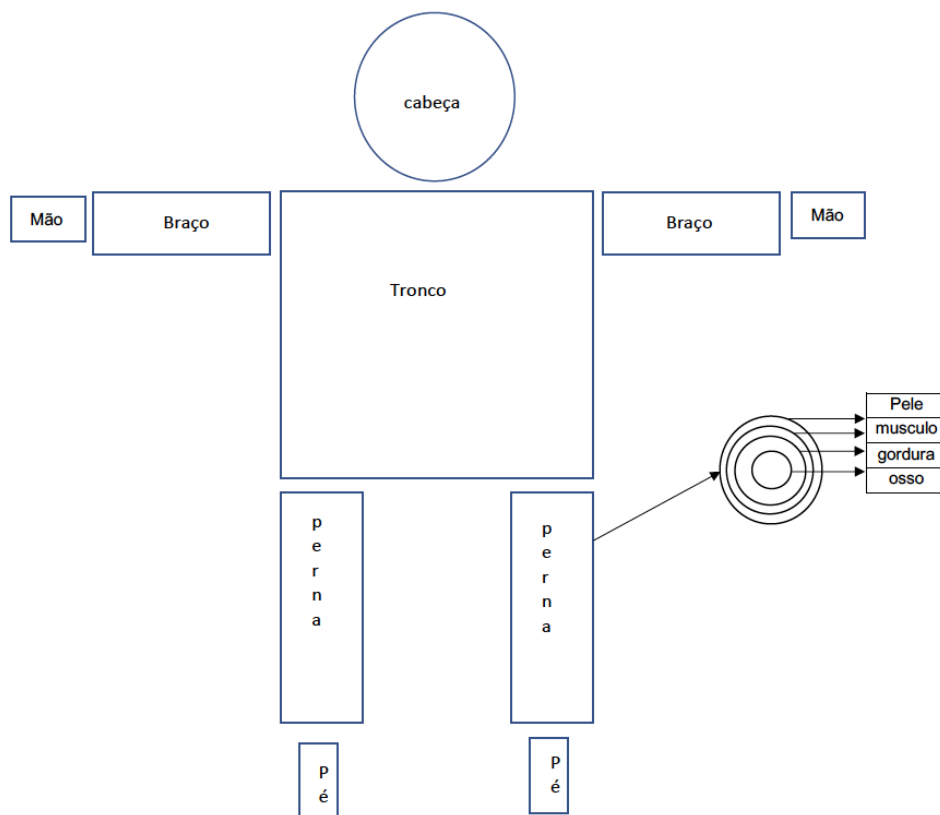


Figura 2.3: Representação do corpo humano. Fonte: STOLVIJK; HARDY(1977).

Quanto ao modelo do corpo humano utilizado neste trabalho, ele segue o de FIALA (1998), o qual foi baseado na equação de Harry H. Pennes (CHO,1992), que será apresentada com mais detalhes no próximo capítulo. Nele, o corpo humano é idealizado com 15 elementos esféricos ou cilíndricos: cabeça, face, pescoço, ombros, braços, mãos, tórax, abdômen, pernas e pés.

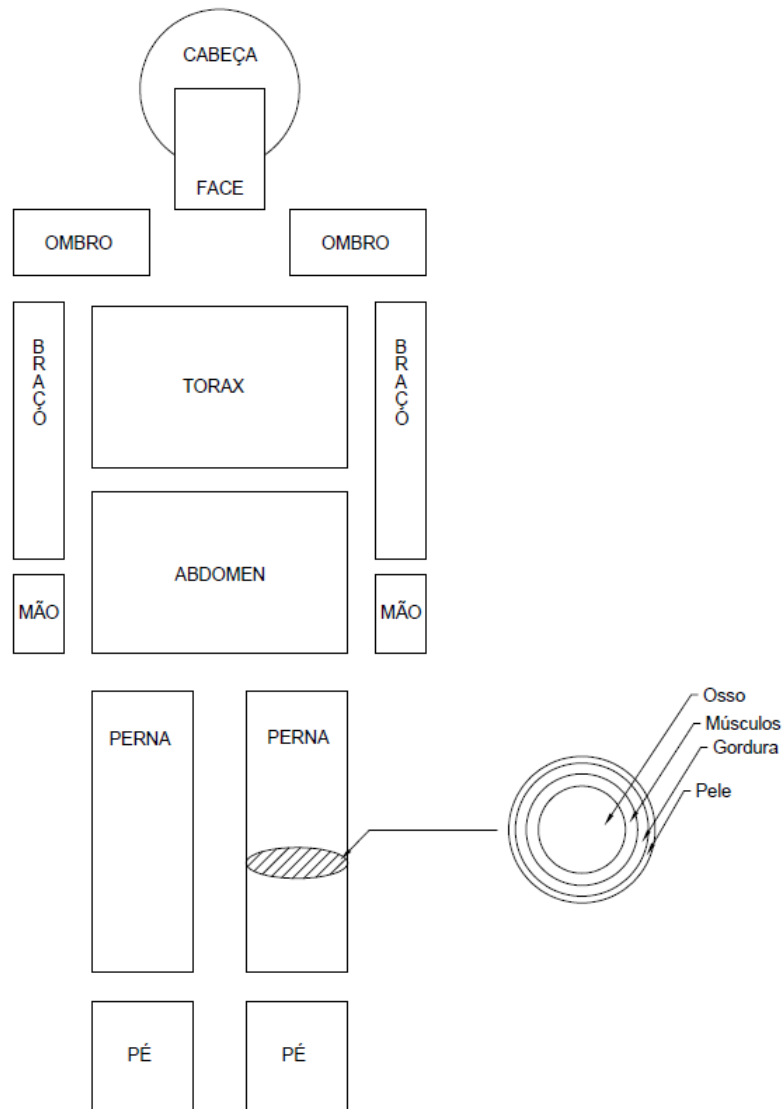


Figura 2.4: Representação do corpo humano pelo modelo de Fiala. Fonte: FIALA (1998).

Sobre o presente trabalho, o objetivo é, utilizando o modelo acima, simular situações dinâmicas de conforto térmico para uma melhor estimativa da carga térmica nos processos de condicionamento de ar.

2.3 EQUAÇÃO DE BIOCALOR DE PENNES

Nessa seção, apresentamos algumas considerações sobre a relação entre o sangue arterial e a temperatura da pele humana, tendo em vista a publicação de Harry H. Pennes em agosto de 1948. Harry H. Pennes publicou no *Journal of Applied Physiology* o sempre referenciado trabalho sobre a temperatura corporal e nele foi estabelecido o primeiro modelo matemático de transferência de calor em humanos, usualmente denominado como a equação de biocalor de Pennes.

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{k}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left\{ r \frac{\partial T}{\partial r} \right\} + \omega \rho_b c_b (T_{bla} - T) + q_m \quad (2.13)$$

A equação transcrita é o modelo para o antebraço tratado como um cilindro, formado por um único material. Nesse caso, temos as seguintes variáveis:

- T é a temperatura do corpo [$^{\circ}\text{C}$]
- ρ é a densidade do corpo em [kg m^{-3}]
- c_p é o calor específico do corpo [$\text{J kg}^{-1} \text{K}^{-1}$]
- k é a Condutividade Térmica do corpo [$\text{W m}^{-1} \text{K}^{-1}$], considerada uniforme no tecido,
- ρ_b é a densidade do sangue em [kg m^{-3}]
- c_b é o calor específico do sangue [$\text{J kg}^{-1} \text{K}^{-1}$]
- ω é a taxa de perfusão do sangue [$\text{m}^3 \text{s}^{-1} \text{m}^{-3}$]
- T_{bla} é temperatura que o sangue entra no tecido, considerada a temperatura média na artéria braquial
- q_m é a representação da atividade metabólica, considerada uniforme em todo o tecido do corpo [W m^{-3}]

Quanto ao modelo de Pennes, ele é baseado em quatro hipóteses simplificadoras (JJI, 2009):

1. Equilíbrio Local. A principal troca de calor entre sangue e tecido ocorre nos leitos capilares, as arteríolas que fornecem sangue para os capilares e as vênulas responsáveis para a drenagem, assim tanto nas pré-arteríolas e nas pós-vênulas a transferência de calor entre o sangue e o tecido é desprezada.
2. Perfusão Sanguínea. O fluxo de sangue no leito capilar é assumido ser isotrópico. Isso negligencia o efeito da direcionalidade do fluxo sanguíneo.
3. Arquitetura Vascular. Vasos sanguíneos maiores na vizinhança dos alojamentos capilares não desempenham nenhum papel na troca de energia entre tecido e capilar sangue. Assim, o modelo de Pennes não considera a geometria local para troca de calor.
4. Temperatura do sangue T_{bla} . Considera-se que a troca de energia entre o tecido e o sangue ocorre de forma instantânea, no caso entre o sangue arterial e o sangue venoso.

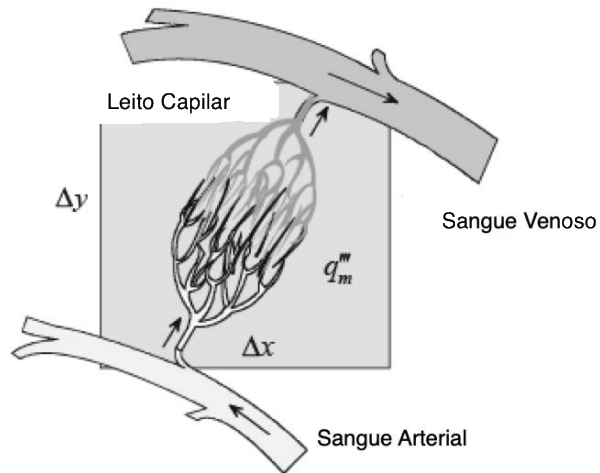


Figura 2.5: Representação da troca de calor do sangue. Fonte: JIJl (2009).

Com respeito aos quatro pontos centrais assumidos na equação de Pennes, eles não são válidos para algumas aplicações, entretanto surpreendente sucesso em muitas

aplicações, como a terapia de hipertermia, medições de perfusão sanguínea, criocirurgia e simulação térmica de todo o corpo. (JJI,2009).

3 Modelo Fiala (1998)

Nesse capítulo, pretendemos mostrar alguns comentários sobre a aplicação do modelo de Fiala (1998). O processo de transferência de calor, via equação de Pennes é formulado para cada elemento do corpo (esferas ou cilindros), e, cada elemento é composto por camadas concêntricas de; pele, musculo, osso, gordura, cérebro e pulmão.

os elementos, podem ser divididos em até 3 seções devido as condições de contorno. A transferência de calor é tratada unidimensionalmente, na forma:

$$k \left(\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{w}{r} \frac{\partial T}{\partial r} \right) + w_{bl} \rho_{bl} c_{bl} (T_{bla} - T) + q_m = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} \quad (3.1)$$

Onde w pode assumir valores entre 1 ou 2 representando a equação em coordenadas cilíndricas ou esféricas respectivamente. Influências externas do ambiente são insignificantes para a dissipação de calor, onde é dominada pelo metabolismo e pela circulação de sangue.

Em neutralidade térmica ($T_a = 30^\circ\text{C}$), onde nenhuma resposta do sistema de termorregulação é ativada, os tecidos humanos, são supridos por uma taxa de perfusão sanguínea basal $w_{bl,0}$ (Tab. 5.3), para as condições de não-neutralidade ou durante a prática de exercícios, a perfusão sanguínea é calculada da seguinte forma:

$$w_{bl} = w_{bl,0} + \frac{\mu_{bl} \Delta q_m}{\rho_{bl} c_{bl}} \quad (3.2)$$

Onde, $\mu_{bl} = 0.932$ [1/K] obtida por (STOLWIJK,1977), representa a constante de proporcionalidade que estabelece a relação linear entre a perfusão sanguínea local e as alterações metabólicas.

Para tecidos não musculares, o Δq_m consiste na produção metabólica basal intensificada pelo efeito Van't Hoff (WEMER E BUSE, 1988), fruto das reações bioquímicas nos tecidos humanos devido a variação da temperatura a partir do seu ponto de neutralidade ($T_0 = 30^\circ\text{C}$).

$$\Delta q_m = q_{m,bas,0} \left(2^{\frac{T-T_0}{10}} - 1 \right) \quad (3.3)$$

A perfusão sanguínea na pele varia de forma distinta do restante do corpo, de acordo com Fiala, a pele pode ser dividida em uma camada interna e outra externa, cada uma com propriedades fisiológicas distintas, como podemos observar na figura 3.1 abaixo, nesse sentido, a camada interna(derme) é termicamente ativa, onde o calor metabólico e a perfusão sanguínea ocorrem. Em contraste a essa peculiaridade, a parte exterior(epiderme) não contém quaisquer vasos sanguíneos termicamente significantes, nem quaisquer fontes de calor metabólicas, no entanto, está envolvida a troca de calor por evaporação entre a superfície do corpo e do ambiente, que representa principalmente a barreira de vapor para a difusão da umidade através da pele.

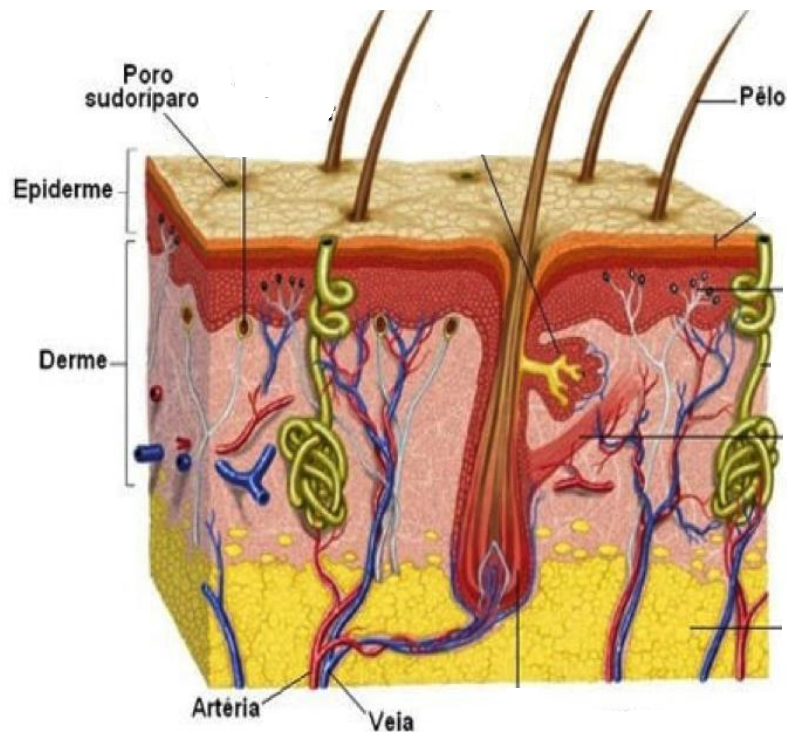


Figura 3.1: Desenho esquemático da pele. Disponível em <https://www.slideshare.net/myrmonica/bioquimica-articular-articulaes-e-pele>.

Para as condições de neutralidade térmica a perfusão sanguínea na pele também é suprida por uma taxa basal (Tab.5.4).

Fora das condições de neutralidade térmica, a perfusão sanguínea na pele assume a seguinte forma:

$$W_{bl} = \frac{1}{\rho_{bl}c_{bl}V_{sk}} \frac{\rho_{bl}c_{bl}W_{bl,0} + a_{dl,i}D_l}{1 + a_{cs,i}CS e^{-\frac{D_l}{50}}} \left(2^{\frac{T_{sk,i} - T_{sk,0,i}}{10}} \right) \quad (3.4)$$

A equação acima representa a perfusão sanguínea na pele devido a variação das temperaturas locais de cada setor da pele, $T_{sk,i}$ e $T_{sk,0,i}$ que são os valores atuais e o valor basal de referência, os coeficientes $a_{dl,i}$ e $a_{cs,i}$ são os coeficientes de distribuição das respostas fisiológicas D_l (vasodilatação) e CS (vasoconstrição) que serão apresentadas futuramente.

Um dos problemas mais difíceis de estimar na transferência de calor em sistemas vivos é a circulação sanguínea, que possui um papel importantíssimo, por exemplo, simulações sem esse efeito mostram que um ser humano exposto a uma temperatura ambiente de 30°C a temperatura do cérebro poderia chegar até 73°C (FIALA,1998).

No modelo o sistema circulatório sanguíneo é simulado por uma central de sangue com temperatura T_{blp} , onde o sangue é transportado para diferentes partes do corpo. Quando o sangue é transportado através das artérias (T_{bla}) para uma determinada parte do corpo é resfriado pelo sangue que é transportado através das veias (T_{blv}) de volta ao reservatório de sangue por troca de calor em contracorrente (MITCHEL e MYERS,1968) O sangue em uma determinada parte do corpo atinge finalmente um equilíbrio térmico com o tecido. A temperatura da mistura é definida como a nova temperatura central do sangue, a figura 3.2 representa esquematicamente esse processo. No modelo, o sangue arterial, T_{bla} é calculado para cada elemento do corpo, levando em consideração a troca de calor entre o sangue venoso T_{blv} através da equação de GORDON (1974) abaixo.

$$Q_x = h_x(T_{bla} - T_{blv}) \quad (3.5)$$

Onde h_x é o coeficiente de troca de calor, que assume valores iguais a zero nas partes centrais do corpo humano e $h_x > 0$ nas extremidades.

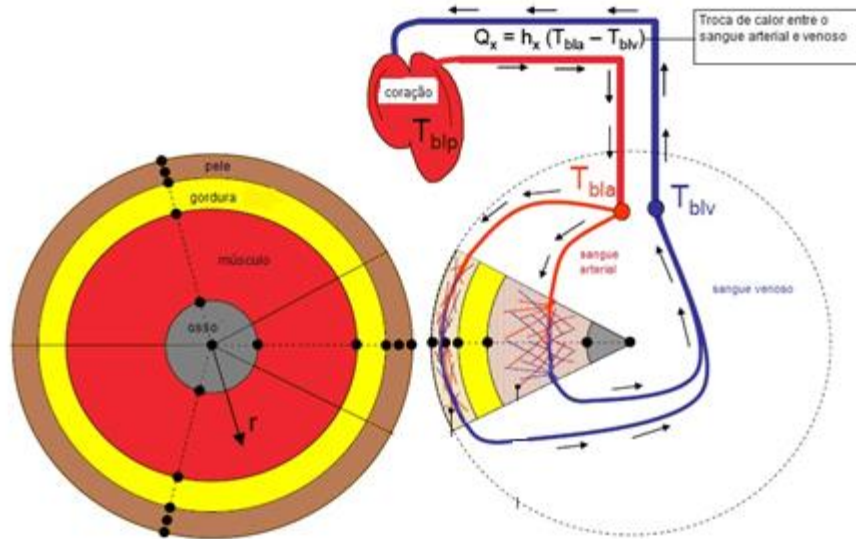


Figura 3.2: Fluxo do sangue. Fonte: Disponível em: <<https://www.theseus-fe.com/>>.

A temperatura T_{bla} é calculada para elemento n do corpo, como exposto na fórmula:

$$T_{bla,n} = \frac{\rho_{bl}c_{bl}T_{bl,p} \sum_r^{nós} \rho_{bl}c_{bl}w_{bl}V_r + h_{x,n}T_{bl,v}}{h_{x,n} + \sum_r^{nós} \rho_{bl}c_{bl}w_{bl}V_r} \quad (3.6)$$

Já a temperatura média do sangue venoso é calculada para cada elemento n do corpo:

$$T_{bl,v} = \frac{\sum_r^{nós} \rho_{bl}c_{bl}w_{bl}T_rV_r}{\sum_r^{nós} \rho_{bl}c_{bl}w_{bl}T_rV_r} \quad (3.7)$$

Quanto à temperatura central $T_{bl,p}$, leva em consideração a troca perfusiva em cada elemento do corpo:

$$T_{blp} = \frac{\sum_{n=1}^{elem.} \left\{ \frac{\sum_{r=1}^{nós} \rho_{bl} c_{bl} W_{bl} V_{n,r}}{h_{x,n} + \sum_{r=1}^{nós} \rho_{bl} c_{bl} W_{bl} V_{n,r}} \times \sum_{r=1}^{nós} \rho_{bl} c_{bl} W_{bl} T_{n,r} V_{n,r} \right\}}{\sum_{n=1}^{elem.} \left\{ (\sum_{r=1}^{nós} \rho_{bl} c_{bl} W_{bl} V_{n,r})^2 / h_{x,n} + \sum_{r=1}^{nós} \rho_{bl} c_{bl} W_{bl} V_{n,r} \right\}} \quad (3.8)$$

3.1 Metabolismo

Em se tratando do metabolismo, é necessário salientar que, para configuração do modelo de Fiala a produção metabólica, q_m , é representada por um somatório da parcela basal e um valor adicional produzido pelo sistema de termorregulação autonómico local, que ocorre quando o indivíduo está realizando alguma atividade física ou devido a tremores (*Shivering*), ocasionados pelo frio. Essa última situação faz com que os músculos se contraíam para aquecer o corpo.

$$q_m = q_{m,bas,0} + \Delta q_m \quad (3.9)$$

Nesse modelo, a taxa metabólica basal é a energia mínima necessária para manter as funções vitais dos organismos em situação de repouso, para todo o corpo o valor do metabolismo é igual $M_{bas,0} = \int q_{m,bas,0} dV$ que para um indivíduo médio, homem 73,5 kg, 14% de gordura, área total de 1.9 m² é igual 87 w conforme padronizado pela ASHRAE Standard 55 e ISO 7730. Quanto à composição da pele, ela é tratada por uma camada composta por duas regiões, na metade interna ocorre a produção de calor e perfusão sanguínea, na metade externa a produção metabólica e perfusão sanguínea são nulos, nessa camada da pele estão localizadas as glândulas sudoríparas e simula o filme de vapor da difusão de umidade através da pele.

Nos músculos, o valor de Δq_m possui quatro componentes: uma basal; a devido a atividade que a pessoa esteja desenvolvendo; devido a perda pela respiração e uma em resposta ao frio (*Shivering*).

$$\Delta q_m = \Delta q_{m,bas} + q_{m,w} + q_{m,sh} - q_{resp} \quad (3.10)$$

O termo relativo ao trabalho realizado pelo individuo, $\Delta q_{m,w}$, consiste na carga de trabalho global H , relativa à atividade física total no corpo, calculada pela equação 3.11

$$q_{m,w} = act \frac{a_{m,w}H}{V_{musc}} \quad (3.11)$$

$$H = act \frac{M_{bas,0}}{act_{bas}} [1 - \eta] - M_{bas,0} \quad (3.12)$$

Sobre essa representação, $a_{m,w}$ é coeficiente de distribuição do metabolismo devido a atividade física em cada elemento do corpo e V_{musc} corresponde ao volume muscular de cada elemento do corpo. H é a carga de atividade física que é convertido em calor nos tecidos musculares; para o cálculo de H utiliza-se o nível de atividade metabólica do corpo (act), basal act_{bas} (0.8 *met*) e Metabolismo basal ($M_{bas,0}$).

Além disso, na equação 3.12 vemos que a carga de trabalho global H depende da eficiência mecânica do corpo (η), como podemos observar pela equação abaixo a eficiência mecânica do corpo varia entre 0 e 20%.

$$\eta = \max[0,02 \tanh(0.39act - 0.6)] \quad (3.13)$$

A produção de calor devido ao frio $q_{m,sh}$ está relacionada com a função do sistema de termorregulação Sh que será explicado mais a frente, por hora podemos apresentar a equação que representa a produção metabólica nos músculos devido a baixas temperaturas.

$$q_{m,sh} = a_{sh} \frac{Sh}{V_{musc}} \quad (3.14)$$

A maior parte do calor é perdida pela superfície do corpo; entretanto, a troca de calor com o ambiente também ocorre pela respiração. O modelo para perda de calor respiratório foi obtido a partir do trabalho de FANGER (1972), tendo em conta a perda por evaporação e convecção. A troca de calor latente é calculada a partir da ventilação pulmonar em função do metabolismo do corpo inteiro, M , calor latente de vaporização de água, e a diferença entre a taxa de umidade do ar expirado e inspirado, sendo também uma função da temperatura do ar ambiente, T_a e da pressão parcial do vapor d'água no ar ambiente, p_a :

$$E_{resp} = 4.373M(0.028 - 6.5 \times 10^{-5}T_a - 4.91 \times 10^{-6}p_a) \quad (3.15)$$

Quanto a essa fórmula, equação 3.15, a perda de calor sensível devido à diferença de temperatura entre o ar expirado e o ar inspirado pode ser expresso como uma função da temperatura e pressão parcial de vapor no ar ambiente, T_a e p_a respectivamente:

$$C_{resp} = 1.948 \times 10^{-3}M(32.6 - 0.066 T_a - 1.96 \times 10^{-4}p_a) \quad (3.16)$$

A perda total devido a respiração ($E_{resp} + C_{resp}$) é distribuída por cada elemento do corpo ajustado pelo coeficiente a_{resp} , que informa o percentual da perda respiratória do elemento em relação a troca respiratória total. Esta abordagem reconhece que o ar inspirado é principalmente condicionado na cavidade nasal onde atinge cerca de 60% da sua entalpia final profunda no pulmão. Considerando também o reaquecimento da região nasal por expiração, a seguinte percentagem de distribuição foi obtida: 25% nos músculos da face externa, 20% nos músculos da face interna, 25% na banda muscular do pescoço e 30% no pulmão. Com isso, a perda total pela respiração pode ser escrita como pela fórmula em seguida:

$$q_{resp} = a_{resp} \frac{(E_{resp} + C_{resp})}{V_{musc}} \quad (3.17)$$

Nesse caso, teremos a seguinte tabela:

Tabela 3.1: Coeficiente de perda respiratória.

Elemento do corpo	Face interna	Face externa	Pescoço	Tórax
a_{resp}	0.2	0.25	0.25	0.30

Assim, as perdas de calor devido a respiração aparecem no modelo da seguinte forma:

$$q_m = q_{m,bas,0} + \Delta q_m - a_{resp} \frac{(E_{resp} + C_{resp})}{V_{musc}} \quad (3.18)$$

3.2 Condições de Contorno

Quanto às condições de contorno, ressaltamos que, na superfície do corpo, o calor é trocado por convecção com o ar ambiente q_c por radiação com superfícies adjacentes q_r , irradiação por fontes de altas temperaturas q_{sr} e por evaporação da umidade da pele q_e . A taxa de troca de calor varia sobre o corpo e é afetado pelo conjunto de roupas usadas. Nesse trabalho, as condições de contorno devido irradiação não serão consideradas. Assim, no modelo balanços de calor foram estabelecidos para cada setor da pele para cada elemento do corpo condições de contorno para eq. (3.1). Portanto o fluxo total de calor trocado pela pele q_{sk} e o ambiente é o seguinte:

$$q_{sk} = q_c + q_r + q_{sr} + q_e \quad (3.19)$$

As trocas de calor serão divididas em duas componentes, uma parcela devida à convecção combinada com a radiação e outra parcela devida a troca evaporativa onde os efeitos das vestimentas serão levados em consideração.

A parcela convectiva é modelada considerando convecção natural e forçada utilizando o coeficiente de convecção combinado $h_{c,mix}$ [W m⁻²K]:

$$h_{c,mix} = \sqrt{a_{nat}\sqrt{T_{sk} - T_a} + a_{frc}v_{ar} + a_{mix}} \quad (3.20)$$

A troca de calor por radiação de ondas longas q_r é geralmente de importância semelhante em o equilíbrio de calor do corpo humano como a troca de calor por convecção. Em ambientes assimétricos, uma seção de um elemento do corpo representa a soma das trocas térmicas parciais entre as estruturas envolventes.

$$q_r = h_r (T_{sk} - T_{srm}) \quad (3.21)$$

Onde

$$h_r = \sigma \varepsilon_{sf} \varepsilon_{sr} \Psi_{sf-sr} (T_{sk}^{*2} + T_{srm}^{*2}) (T_{sk}^* + T_{srm}^*) \quad (3.22)$$

$\sigma = 5.67 \times 10^{-8} \text{ Wm}^{-2}\text{K}^{-4}$ é a constante de Stefan-Boltzmann, ε_{sf} e ε_{sr} são as emissividades da seção do corpo e do entorno respectivamente, Ψ_{sf-sr} é o fator de forma entre ambiente e a superfície da pele, T_{sk}^* e T_{srm}^* são as temperaturas absolutas [K] do setor superficial da pele e a temperatura média superfícies circundantes “vistas” pelo setor da pele.

O fluxo de calor por irradiação q_{sr} corresponde ao produto do coeficiente de absorção da superfície α_{sf} , o fator de forma entre a superfície e o ambiente Ψ_{sf-sr} e a intensidade irradiativa s [W/m^2]

$$q_{sr} = \alpha_{sf} \Psi_{sf-sr} s \quad (3.23)$$

Nessa perspectiva, as roupas desempenham um importante papel na termorregulação humana, infelizmente a literatura não fornece padrão, apenas parâmetros gerais de vestuário, isto é, isolamento térmico I_{cl} , fator de área da roupa f_{cl} e índice de permeabilidade a umidade i_{cl} . Coeficiente efetivo de transferência de calor U_{cl}^* [$\text{Wm}^{-2}\text{K}^{-1}$] para cada camada de vestimenta é modelado conforme a expressão abaixo.

$$U_{cl}^* = \frac{1}{\sum_{i=1}^m (I_{cl}^*)_i + \frac{1}{f_{cl}^* (h_{c,mix} + h_r)}} \quad (3.24)$$

Onde $I_{cl}^* \left[\frac{\text{W}}{\text{m}^2\text{K}^{-1}} \right]$ é a resistência ao calor local de cada camada dos vestuários e f_{cl}^* é o fator de área local da vestimenta externa. Para efeitos de calculo os fluxos de calor devido a convecção, radiação e irradiação são acoplados utilizando a temperatura operativa T_o [°C].

$$q_c + q_r + q_{sr} = U_{cl}^* (T_{sf} - T_o) \quad (3.25)$$

$$T_o = \frac{T_a h_c + T_r h_r - q_{sr}}{h_c + h_r} \quad (3.26)$$

O corresponde coeficiente de transferência de Calor para troca evaporativa $U_{E,cl}^* [Wm^{-2}Pa^{-1}]$ é

$$U_{E,cl}^* = \frac{L_a}{\sum_{j=1}^m \left(\frac{I_{cl}^*}{t_{cl}^*} \right)_j + \frac{1}{f_{cl}^* \cdot h_{c,mix}}} \quad (3.27)$$

Onde $L_a = 0.0165 \frac{K}{Pa}$ é a razão de Lewis que relaciona os coeficientes de troca evaporativa e convectiva $L_a = \frac{h_e}{h_c}$.

Assim sendo, a taxa de troca evaporativa total para cada elemento do corpo e para cada seção é:

$$U_{E,cl}^* (P_{sk} - P_a) = \lambda_{H_2O} \cdot \frac{1}{A_{sk,i}} \cdot \frac{dm_{sw}}{dt} + \frac{P_{osk,sat} - P_{sk}}{R_{e,sk}} \quad (3.28)$$

Nesse contexto, a expressão do lado esquerdo da equação acima, representa o transporte de energia de um único setor de pele para o ar ambiente, impulsionado pelo potencial evaporativo correspondente $U_{E,cl}^*$ que representa o coeficiente de evaporação resultante de vestimentas cobrindo uma única seção da pele do indivíduo. P_{sk} e P_a são as pressões de vapor de água na pele e no ar ambiente em [Pa] respectivamente. O primeiro termo do lado direito da equação expressa a evaporação do suor na superfície da pele e $\lambda_{H_2O} = 2256 \frac{KJ}{Kg}$ é a entalpia de vaporização específica necessária para vaporização da água, $A_{sk,i}$ representa a área do setor da pele [m²] e $\frac{dm_{sw}}{dt}$ representa a produção de suor [g/min]. Este último depende da função do sistema de respostas fisiológicas Sw e pode ser calculado de seguinte forma (FIALA,1998):

$$\frac{dm_{sw}}{dt} = a_{sw,j} \frac{A_{sk,i}}{A_{sk,j}} \cdot Sw \cdot 2^{\frac{T_{sk,i} - T_{sk,0,i}}{10}} \quad (3.29)$$

A última expressão do lado direito da equação 3.28 descreve a difusão do vapor de água através da camada externa da pele de um único setor do corpo impulsionado pela diferença de pressão entre a pressão de vapor saturado e a pressão na parte mais externa da pele. O termo $1/R_{e,sk} = 0.003 \text{ W/m}^2\text{Pa}$ representa a permeabilidade da mistura na pele. Para calcular $P_{osk,sat}$ FIALA (1998) utilizou a equação abaixo:

$$P_{osk,sat} = 100e^{\left[18.965 - \frac{4030}{T_{osk,i} + 235}\right]} \quad (3.30)$$

Rearranjando a equação 3.28 junto com a equação 3.30 podemos calcular a pressão de vapor na pele por meio da seguinte fórmula:

$$P_{sk} = \frac{\lambda_{H_2O} \cdot \frac{dm_{sw}}{A_{sk,i} \cdot dt} + \frac{P_{osk,sat}}{R_{e,sk}} U_{E,cl}^* P_a}{U_{E,cl}^* + \frac{1}{R_{e,sk}}} \quad (3.31)$$

Com respeito do balanço de energia, FIALA (1998) contabilizou o acúmulo de suor em cada setor da pele com base na equação:

$$\frac{dm_{acc}}{dt} = \frac{dm_{sw}}{dt} - \frac{U_{E,cl}^* (P_{sk,sat} - P_a)}{\lambda_{H_2O}} A_{sk,i} \quad (3.32)$$

Embora não dito explicitamente pelo autor, $P_{sk,sat}$ é definido igual a P_{sk} . o armazenamento máximo de líquido em um único setor é restrito a $m_{acc} = 35 \text{ g m}^{-2}$ valores de suor que excedam este limite não contribuem para o balanço de energia, basicamente, é o líquido que irá escorrer pela superfície da pele.

3.3 Respostas Fisiológicas

Nessa seção, pretendemos mostrar algumas considerações a respeito das respostas fisiológicas apresentadas. Dessa forma, destacamos que o homem mantém sua temperatura interna a um valor razoavelmente constante por meio de respostas essenciais. Equações matemáticas básicas foram adotadas por Fiala, que visam simular as respostas fisiológicas do sistema nervoso central, que reage a mudanças no estado térmico e com efeito a troca de energia do corpo humano e seu contorno. As respostas fisiológicas são: *Shivering* (Calafrios) (*Sh*), vasoconstrição (*Cs*), produção de suor (*Sw*) e vasodilatação (*DI*). Esses quatro mecanismos são responsáveis em manter a temperatura central em um nível

quase constante de cerca de 37°C (temperatura regulada pelo hipotálamo), FIALA *et al* (2001) realizaram uma regressão multi-linear que revelou que a temperatura média da pele T_{skm} calculada pela equação 3.35, Temperatura do hipotálamo T_{hy} , taxa de variação da temperatura média da pele $\frac{dT_{skm}}{dt}$ como governantes nos estímulos do sistema de respostas fisiológicas do corpo humano. Nesse contexto, um sinal de erro de temperatura ΔT é descrito como desvio do sinal de temperatura de um ponto de predefinido(basal).

$$\Delta T_{hy} = T_{hy}(t) - T_{hy,0} \quad (3.33)$$

$T_{hy,0} \rightarrow$ representa a temperatura do hipotálamo no valor basal

$$\Delta T_{skm} = T_{skm}(t) - T_{skm,0} \quad (3.34)$$

$T_{skm,0} \rightarrow$ representa a temperatura da pele no valor basal

Para cálculo da temperatura média da pele, consideramos que ela consiste numa média ponderada de cada elemento utilizando os coeficientes a_{sk} :

$$T_{skm} = \sum_i a_{sk,i} \sum_j \frac{A_{sk,i,j}}{A_{sk,i}} T_{sk,i,j} \quad (3.35)$$

Onde $a_{sk,i}$ é um coeficiente para a sensibilidade da pele do i-ésimo elemento do corpo. FIALA (1998) obteve esses coeficientes a partir das médias das sensibilidades cutâneas de cada elemento do corpo mediante estímulos frios e quentes, conforme relatado por NADEL *et al.* (1974) e CRAWSHAW *et al.* (1974). $A_{sk,i}$ [m^2] e $A_{sk,i,j}$ [m^2] São as áreas da superfície da pele do i-ésimo elemento do corpo como um todo e com o j-ésimo setor lateral de $A_{sk,i}$, respectivamente. $T_{sk,i,j}$ representa a temperatura local do i-ésimo elemento do j-ésimo setor lateral da pele.

E a taxa de variação da temperatura média da pele é aproximada pela seguinte expressão

$$\frac{dT_{skm}}{dt} = \frac{T_{skm}(t + \Delta t) - T_{skm}(t)}{\Delta t} \quad (3.36)$$

3.3.1 Resposta ao Frio

Tendo em vista as respostas fisiológicas ao frio, ressaltamos que em ambientes com temperaturas baixas, o estresse pelo frio produz um desconforto severo antes que qualquer efeito ocorra na saúde. Há, portanto, uma reação comportamental ao frio, como o uso de roupas que aqueçam mais, exercícios, abrigos e outros. Quando o corpo humano começa a ficar muito tempo exposto ao frio e a sua temperatura começa a baixar, o diâmetro das veias reduz-se através da vasoconstrição, com isso, diminui o fluxo de sangue pela pele, reduzindo o calor perdido para o meio ambiente, impedindo que o corpo humano entre em hipotermia, ademais, além desse mecanismo, outra função do corpo pode ser ativada o *Shivering* (calafrios), onde o calor metabólico é gerado nas camadas musculares a fim de controlar a hipotermia. Como citado por FIALA *et al.* (2001) há um limite superior para produção de calor de 350 W. $\Delta T_{skm} < 0$ tem sido o sinal regulatório para as respostas fisiológicas contra o frio, bem como $\Delta T_{skm} > 0$ resposta contra o calor.

$\frac{dT_{skm}}{dt} < 0$ também tem papel no controle de respostas contra o frio. ΔT_{skm} e $\frac{dT_{skm}}{dt}$ estão relacionadas ao controle estático e dinâmico do corpo humano a respeito do frio. Entretanto, nesse caso, a vasoconstrição e *shivering* são restritos a $\Delta T_{skm} < 0$. Nas condições de frio, a vasoconstrição acompanhada por *Shivering* em humanos adultos podem produzir um máximo de cerca de 5 vezes a elevação da produção de calor metabólico basal durante um certo período de tempo.

3.3.2 Resposta ao Calor

Se as respostas corporais ao frio possuem os resultados apresentados na seção anterior, já em ambientes quentes (temperatura do ar, temperatura média radiante, umidade, roupas ou atividade) o corpo humano tem a tendência de armazenar calor corporal, com isso o sistema de termorregulação tende a responder à esses estímulos no intuito de aumentar a perda de calor, os receptores sensíveis à mudança de temperatura na pele, nos músculos, estômago, bem como o próprio hipotálamo enviam sinais ao sistema nervoso central. Nesse caso, nos locais onde as temperaturas estão acima do valor basal, o fluxo de sangue é controlado, em áreas específicas o sistema nervoso simpático dilata o leito vascular cutâneo e, portanto, aumenta o fluxo sanguíneo da pele e a sudorese, isso proporciona maior

potencial para o calor fluir do corpo, e portanto, manter a temperatura corporal. A variação de temperatura no hipotálamo ΔT_{hy} e a variação da temperatura na pele ΔT_{skm} são os principais sinais de ativação, sendo que, a vasodilatação (C_s) e a Sudorese (S_w) não possuem os componentes dinâmicos $\frac{dT_{skm}}{dt}$ e $\frac{dT_{hy}}{dt}$ nos sinais de termorregulação. Em condições quentes, vasodilatação acompanhado pela excreção do suor que evapora podem atingir uma potência máxima de resfriamento 7 vezes maior que o metabolismo basal.

Fiala aproximou os dados experimentais de respostas fisiológicas, para funções dependentes da temperatura média da pele, variação de temperatura do hipotálamo e a taxa de variação de temperatura média na pele, assim temos, como respostas a várias condições de ambientais os seguintes modelos.

$$C_s = 35[\tanh(0.3 \Delta T_{skm} + 1.1) - 1] \Delta T_{skm} - 7.7 \Delta T_{hy} + 3.0 \Delta T_{skm} \frac{dT_{skm}}{dt} \quad (3.37)$$

$$D_l = 16[\tanh(1.9 \Delta T_{skm} - 2.5) + 1] \Delta T_{skm} + 3[\tanh(3.5 \Delta T_{hy} - 1.5) + 1] \Delta T_{hy} \quad (3.38)$$

$$S_h = 10[\tanh(0.51 \Delta T_{skm} + 4.19) - 1] \Delta T_{skm} - 27.5 \Delta T_{hy} + 1.9 \Delta T_{skm} \frac{dT_{skm}}{dt} - 28.2 \quad (3.39)$$

$$S_w = [0.65 \tanh(0.8 \Delta T_{skm} - 2.5) + 1.2] \Delta T_{skm} + [5.6 \tanh(3.1 \Delta T_{hy} - 1.8) + 6.4] \Delta T_{hy} \quad (3.40)$$

3.4 Conforto Térmico

Tendo em vista as explicações quanto ao frio ou ao calor, ressaltamos alguns conceitos sobre conforto térmico. Sobre isso, ele é frequentemente definido como aquela condição mental que expressa satisfação com o ambiente (ASHRAE,1966, ISO 7730).

O sentimento no qual uma pessoa expressa que satisfação com o ambiente é complexo e desconhecido, cada ser humano possui respostas ao frio e ao calor distintas, é comum estarmos em um local condicionado, como por exemplo num shopping e termos

peças se sentindo muito confortáveis, ou com calor ou até mesmo com frio. Por isso, a ênfase desse trabalho não é avaliar como o ser humano se sente confortável ou desconfortável e sim com base em um ambiente devidamente climatizado, avaliar as condições de conforto, neutras e desconfortáveis.

Estimativas sensoriais de conforto e sensação térmica para uma pessoa sentada, sem roupas foram realizadas, numa faixa entre 12°C a 48°C e comparadas suas respostas fisiológicas em condições estacionárias e transientes. Para ambientes em regime estacionário verificou-se uma sensação de conforto/neutralidade térmica na faixa entre 28°C e 30°C, ou seja, nessa faixa de temperatura verificou-se que não há esforço regulatório fisiológico de temperatura (GAGGE *et al*, 1967). Para as condições acima descritas a faixa de conforto térmico apresenta os seguintes resultados (HARDY,1970).

- Temperatura interna do corpo entre 36,6 °C e 37,1°C
- Temperatura média da pele 33 a 34,5 °C para homens e 32,5 a 35,5°C para mulheres.

Quando se fala em conforto, existem seis fatores que devem ser abordados. Vários outros fatores secundários afetam o conforto em algumas circunstâncias. Os seis fatores básicos estão listados a seguir (ASHRAE 55, 2004).

- Taxa metabólica
- Roupas
- Temperatura do ar
- Temperatura média radiante
- Velocidade do ar
- Umidade

A maioria dos trabalhos aplicados em conforto térmico tem lidado diretamente com a relação entre estimativas sensoriais e características do ambiente térmico. O estado térmico do corpo humano é o resultado de vários processos termofísicos e regulatórios processos que ocorrem dentro do corpo e na sua periferia. Em comum com o trabalho de modelagem anterior, o conforto térmico foi tratado em termos da Sensação Térmica (TS), conforme definido pela chamada escala ASHRAE e modificado por Fanger. O índice corresponde a sensação térmica, numa escala de -3 a + 3, equivalente a escala abaixo (ASHRAE, 2017):

Tabela 3.2: Escala de sensação térmica.

Muito frio	Frio	Pouco Frio	Neutro	Pouco Calor	calor	Muito quente
-3	-2	-1	0	1	2	3

No modelo do Fiala, uma equação é incluída para prever a sensação térmica sob condições dinâmicas, a chamada sensação térmica dinâmica (DTS), baseada na temperatura do hipotálamo e da temperatura média da pele. A equação para prever a sensação de conforto é baseada em um grande número de experimentos independentes. Usando uma análise multivariada verificou-se que a variação da temperatura do hipotálamo (ΔT_{hy}), temperatura média da pele (ΔT_{skm}) e a taxa de variação de temperatura média da pele ($\frac{dT_{skm}}{dt}$) são os parâmetros que afeta a sensação de conforto sob condições dinâmicas, que foram avaliados com base na escala de 7 pontos da ASHRAE (ROELOFSEN, 2019).

Para $\frac{dT_{skm}}{dt} > 0$

$$DTS = 3 \tanh \left(a1 \Delta T_{skm} + g + \frac{0.14 \left(\frac{dT_{skm}}{dt} \right)_{max} e^{-0.681\Delta t}}{1 + g} \right) \quad (3.41)$$

Para $\frac{dT_{skm}}{dt} < 0$

$$DTS = 3 \tanh \left(a1 \Delta T_{skm} + g + \frac{0.11 \left(\frac{dT_{skm}}{dt} \right) + \frac{0.137}{1+z} \left(\frac{dT_{skm}}{dt} \right)_{max} e^{-0.681\Delta t}}{1 + g} \right) \quad (3.42)$$

$\left(\frac{dT_{skm}}{dt} \right)_{max}$ é o maior valor obtido durante a análise de DTS.

$\Delta t = t - t_0$, onde t_0 é tempo onde ocorre o maior valor de dT_{skm}/dt , em horas.

$$z = \frac{-dT_{skm}/dt}{\left(\frac{dT_{skm}}{dt}\right)_{max}}$$

$$g = 6.662 \exp\left(\frac{-0.565}{\Delta T_{hy}} + \frac{-7.634}{5 - \Delta T_{skm}}\right)$$

$$g = 0 \text{ para } \Delta T_{hy} \leq 0 \text{ ou } \Delta T_{skm} \geq 5$$

$$a1 = 0.298 \text{ para } \Delta T_{skm} < 0$$

$$a1 = 1.026 \text{ para } \Delta T_{skm} > 0$$

4 Modelo Numérico

No modelo cada setor de cada elemento do corpo foi dividido em nós desigualmente espaçados na direção radial, sendo mais próximas nas regiões externas onde gradientes de temperatura são, geralmente, mais íngremes, portanto, maiores erros numéricos podem ocorrer (GORDON,1975)

O número de nós pode ser escolhido arbitrariamente, sendo a única limitação a capacidade computacional. O esquema de diferença finitas foi aplicado na equação 3.1, utilizando o método implícito, obtendo a seguinte equação na forma discretizada:

$$\begin{aligned}
 (\gamma_r - 1)T_{i-1}^{n+1} + \left(\frac{\zeta_r}{\Delta t} + 2 + \delta_r \beta_r^{n+1} \right) T_i^{n+1} - (1 + \gamma_r)T_{i+1}^{n+1} - \delta_r \beta_r^{n+1} T_{bla}^{n+1} \\
 = \\
 (1 - \gamma_r)T_{i-1}^n + \left(\frac{\zeta_r}{\Delta t} - 2 - \delta_r \beta_r^n \right) T_i^n + (1 + \gamma_r)T_{i+1}^n + \delta_r (q_{m,r}^{n+1} + q_{m,r}^n) \\
 + \delta_r \beta_r^n T_{bla}^n
 \end{aligned} \tag{4.1}$$

Onde,

$$\gamma_{r,cilindro} = \frac{\Delta r}{2r} \text{ e } \gamma_{r,esfera} = \frac{\Delta r}{r} \quad \delta_r = \frac{\Delta r^2}{k_r} \zeta_r = 2\Delta r^2 \frac{\rho_r c_r}{k_r} \beta_r^n = \rho_{bl} c_{bl} w_{bl}^n \tag{4.2}$$

A equação 4.1 gera um conjunto de equações algébricas que contém termos dependentes do tempo e termos independentes do tempo. Os termos independentes do tempo estão são constantes γ_r , δ_r e ζ_r que descrevem a geometria e as propriedades termo físicas do material, separando esses termos poderemos forma uma matriz na seguinte forma:

(4.3)

$$(\gamma_r - 1)T_{i-1}^{n+1} + \left(\frac{\zeta_r}{\Delta t} + 2\right)T_i^{n+1} - (1 + \gamma_r)T_{i+1}^{n+1}$$

Na figura 4.1 abaixo vemos um exemplo da forma da matriz da Eq. 4.3 aplicada ao elemento da perna, os termos fora da diagonal principal correspondem aos termos de acoplamento do núcleo de cada elemento.

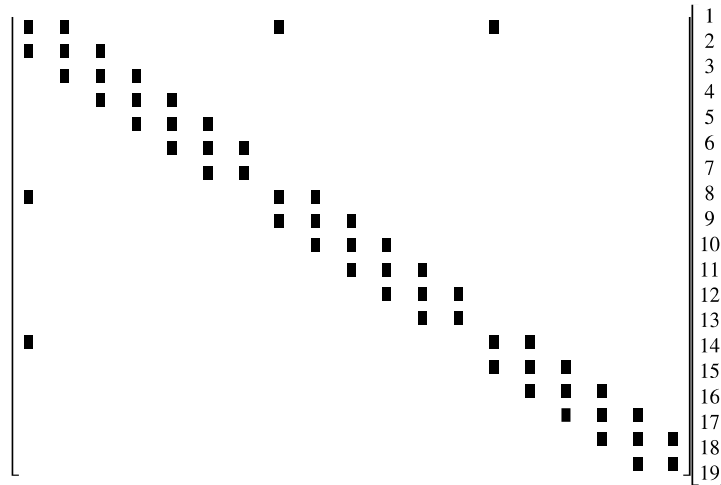


Figura 4.1: exemplo ao elemento da perna.

Os dois termos que contém os coeficientes β_r^{n+1} estão relacionados com a circulação sanguínea, esses coeficientes são determinados a cada etapa do tempo e qualquer iteração que simule as respostas fisiológicas.

FIALA (1998), FIALA *et al.* (2001) desenvolveu um método para solução da eq. 4.1 utilizando as equações 3.7 a 3.10, como disposto na figura abaixo, que representa a matriz de todos os elementos (matriz do corpo humano), em ordem, começando pela a cabeça até a última matriz representada pelos pés.

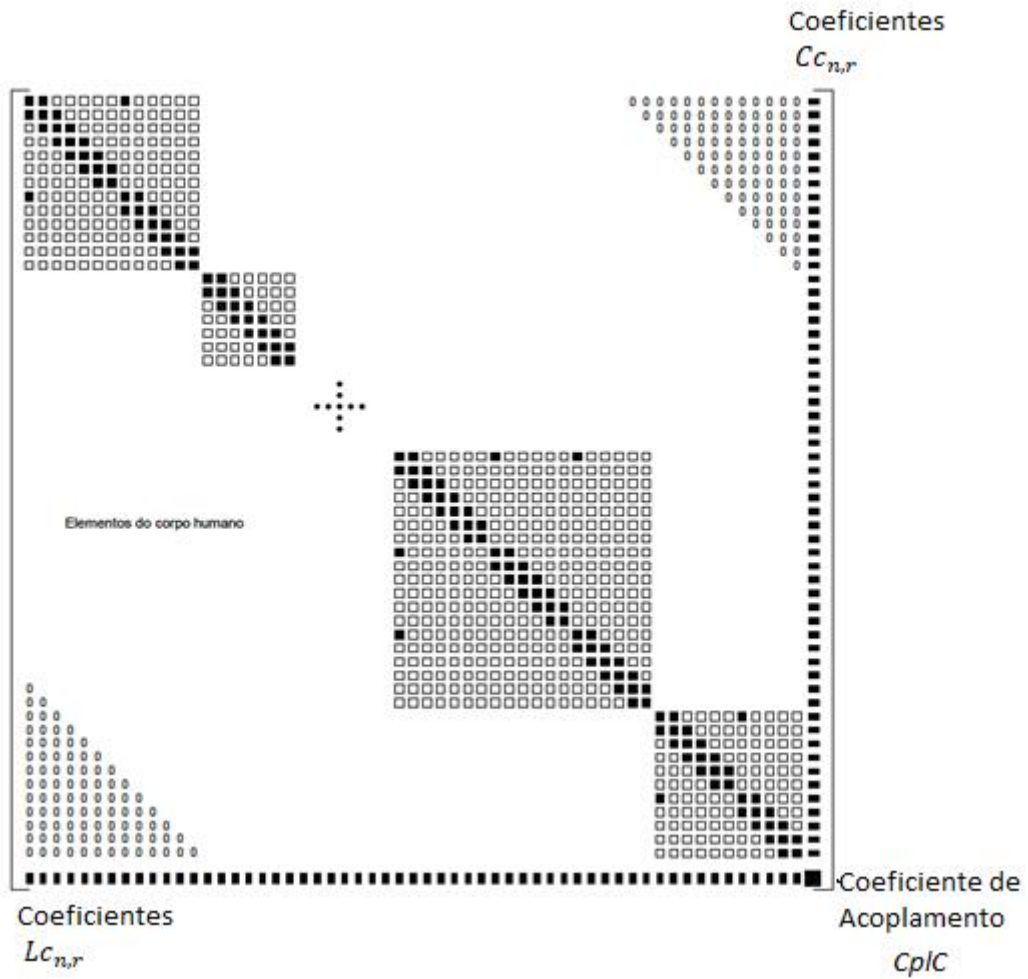


Figura 4.2: Representação da matriz do corpo humano.

Os coeficientes da linha inferior da matriz do corpo humano são calculados para cada nó de acordo com a equação abaixo:

$$L_{n,r} = \frac{\sum_r^{nos} \beta_{n,r} V_{n,r}}{h_n + \sum_r^{nos} \beta_{n,r} V_{n,r}} \times \beta_{n,r} V_{n,r} \quad (4.4)$$

Os coeficientes da coluna da matriz do corpo humano são calculados para cada nó de acordo com a equação abaixo:

$$C_{C_{n,r}} = \frac{-LC_{n,r}\delta_{n,r}}{V_{n,r}} \quad (4.5)$$

O último termo da matriz do corpo humano, chamado de coeficiente de acoplamento (*CplC*), desempenha a última etapa na construção da matriz:

$$C_{plC} = \sum_n^{elementos} \left\{ \frac{(\sum_r^{nos} \beta_{n,r})^2}{h_n + \sum_r^{nos} \beta_{n,r}} \right\} \quad (4.6)$$

As equações para os pontos na origem, na interface e na pele se encontram no Apêndice A. um aprofundamento nas análises numéricas baseadas no modelo (FIALA,1998) podem ser encontradas em (FALKENBERG,2001).

Na figura 4.2 apresentamos a forma final da matriz do corpo humano, para solução dessa matriz, FIALA (1998) apresenta duas formas para solução do sistema, resolvendo-a de forma única, ou resolvendo cada matriz que compõem o corpo humano em separado. Em (FALKENBERG,2001) pode-se encontrar uma estratégia de solução individual de cada submatriz da fig. 4.2 sendo o acoplamento feito pelo sangue. Outra estratégia de solução pode ser encontrada em (NILSSON,2015).

No presente modelo adotamos a estratégia de montar e resolver independentemente cada submatriz, semelhante a fig. 4.1, para minimizar os erros de programação para então montar matriz completa conforme a fig. 4.2, para solução utilizamos a ferramenta computacional MATLAB.

5 Propriedades

Conforme temos discutido na presente dissertação, o corpo humano, tal como modelado por Fiala possui as seguintes características: peso 73.5 kg, 14% de gordura, área de Dubois de $1.9 m^2$, metabolismo basal de 87 W, fluxo cardíaco 4.9 l/min. O corpo humano foi dividido em dez elementos com até três seções, permitindo estarem sujeitas a diferentes condições de contorno (FIALA,1998).

Tabela 5.1: Geometria do corpo e propriedades.

Elementos Do corpo	N [elementos]	L [cm]	seção	Ângulo [°]	h_x [W/K]	Radiação			Convecção		
						ψ_{sf-sr}		α_{sf}	a_{nat}	a_{frc}	a_{mix}
Cabeça (Esfera)	1		testa	10	0.00	1.00	1.00	0.99	3.0	113	-5.7
			cabeça	170		0.90	0.90	0.80			
Face (Cilindro)	2	9.84		210	0.0	0.90	0.90	0.99	3.0	113	-5.7
Pescoço (Cilindro)	3	8.42	anterior	180	0.00	0.70	0.70	0.99	1.6	130	-6.5
			posterior	180		0.75	0.75	0.99			
Ombros (Cilindro)	4	32.00		130	0.8	0.90	0.90	0.99	5.9	216	-10.8
Tórax (Cilindro)	5	30.60	anterior	150	0.00	0.80	0.90	0.99	0.5	180	-7.4
			posterior	150		0.95	0.95	0.99			
			inferior	60		0.05	0.10	0.99			
Abdômen (Cilindro)	6	55.20	anterior	150	0.00	0.80	0.90	0.99	1.2	180	-9.0
			posterior	150		0.95	0.95	0.99			
			inferior	60		0.20	0.30	0.99			
Braços (Cilindro)	7	127.40	anterior	135	4.13	0.75	0.85	0.99	8.3	216	-10.8
			posterior	135		0.80	0.90	0.99			
			inferior	90		0.10	0.20	0.99			
Mãos (Cilindro)	8	62.00	mão	180	0.57	0.80	0.80	0.99	8.3	216	-10.8
			palma	180		0.10	0.20	0.99			
Pernas (Cilindro)	9	139.00	anterior	150	6.90	0.85	0.90	0.99	5.3	220	-11.0
			posterior	150		0.95	0.90	0.99			
			inferior	60		0.10	0.65	0.99			
pés (Cilindro)	10	48.00	dorso	180	3.40	0.90	0.90	0.90	6.8	210	-10.5
			sola	180		1.00	1.00	0.99			

Nesse caso, os membros pés, mãos, braços, pernas e ombros foram tratados como simétricos. O fator de forma entre a superfície e o ambiente ψ_{sf-sr} possui duas colunas, a primeira para pessoas sentadas e a segunda para pessoas em pé. Os coeficientes para troca de calor por convecção natural a_{nat} , forçada a_{frc} , e mista a_{mix} .

Tabela 5.2: Raios externos de cada camada do corpo.

Elemento do corpo (N)	Camadas / raio (m)				
	1	Cérebro	Osso 1	Gordura	pele
0.0860		0.1005	0.1020	0.1040	
2	Músculo	Osso 1	Músculo	Gordura	Pele
	0.0268	0.0542	0.680	0.760	0.0780
3	Osso 2	Músculo	Gordura	Pele	
	0.0190	0.0546	0.0556	0.567	
4	Osso 2	Músculo	Gordura	Pele	
	0.0370	0.0390	0.0440	0.0460	
5	Pulmão	Osso 2	Músculo	Gordura	Pele
	0.0773	0.0891	0.1234	0.1268	0.1290
6	Núcleo	Osso 2	Músculo	Gordura	Pele
	0.0785	0.0834	0.190	0.1244	0.1260
7	Osso 2	Músculo	Gordura	Pele	
	0.0153	0.0343	0.0401	0.0418	
8	Osso 2	Músculo	Gordura	Pele	
	0.0070	0.0174	0.0204	0.0226	
9	Osso 2	Músculo	Gordura	Pele	
	0.0220	0.0480	0.0533	0.0553	
10	Osso 2	Músculo	Gordura	Pele	
	0.0200	0.0250	0.0326	0.0350	

Tabela 5.3: Propriedades físicas, valores basais de metabolismo e perfusão sanguínea.

Materiais	K W/ (m K)	ρ Kg / m ³	c J / (Kg K)	$q_{m,0}$ W / m ³	$w_{bl,0}$ l / (s m ³)
Cérebro	0.49	1080	3850	13400	10.1320
Pulmão	0.28	550	3718	600	14.2172
Núcleo	0.53	1000	3697	4100	4.31
Osso 1	1.16	1500	1591	0	0
Osso 2	0.75	1357	1700	0	0

Músculo	0.42	1085	3768	684	0.5380
Gordura	0.16	850	2300	58	0.0036
Pele	0.47	1085	3680	368	-

Tabela 5.4: Taxa de perfusão no tecido da pele.

N	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
$w_{bl,0}$	5.48	11.7	6.8	1.01	1.58	1.44	1.1	4.54	1.05	1.5

Tabela 5.5: Coeficientes para cálculos de respostas fisiológicas.

Coef	Partes									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
a_{sk}	0.0835	0.0418	0.0417	0.03	0.129	0.121	0.18	0.09	0.208	0.075
a_{sw}	0.095	0.054	0.042	0.037	0.101	0.181	0.133	0.049	0.261	0.047
a_{sh}	0	0.002	0.002	0.0002	0.6305	0.24	0.04	0.002	0.0813	0.002
a_{cs}	0.03	0.033	0.025	0.01	0.0005	0.0205	0.1945	0.11	0.2	0.3765
a_{dl}	0.055	0.046	0.031	0.02	0.141	0.161	0.095	0.121	0.23	0.1

6 Resultados

6.1 Validação Basal e Dinâmica

A escolha pela utilização do modelo proposto por Fiala, é devido a sua ampla aceitação e principalmente por sua ampla validação em diferentes laboratórios (POKORNYP, 2017; MARTÍNEZ *et al*, 2016). Os valores basais correspondem a faixa de temperatura onde há o que literatura chama da neutralidade térmica (28°C a 30°C), nessa faixa o Corpo humano não produz respostas fisiológicas ao meio ambiente que se encontra, sendo a referência para o conforto térmico (GAGGE *et al*, 1967). Para obtenção de valores Basais FIALA (1998) sugere os seguintes parâmetros: atividade metabólica de 0.8 met, indivíduo sentado, temperatura do ar e temperatura radiante 30°C, umidade relativa do ar 40%, velocidade do ar 0.05 m/s e indivíduo sem vestimentas. Veja a tabela em seguida com os modelos de temperatura basais (T_{skm} – Temperatura média da pele; T_{hy} – Temperatura do hipotálamo; T_{msc} – Temperatura média dos músculos e T_{re} – Temperatura mais interna do abdômen)

Tabela 6.1: Temperaturas Basais.

Modelos	T_{skm}	T_{hy}	T_{msc}	T_{re}
Fiala	34,40	37	36,2	36,88
Theseus-FE	34,42	36,89	36,02	36,79
Tanabe-based Model	34,40	36,97	35,25	37,06
FMTK	34,39	36,94	36,29	36,84
Falkenberg	34,67	37,76	37,17	37,37
Presente Trabalho	34,9	37,05	36,4	37,6

NEVINS *et al* (1975) e ROHLES *et al* (1970) realizaram extensivos testes em câmaras climáticas para investigar os efeitos da temperatura e umidade na sensação térmica. FIALA (1998) utilizou estes dados para simular o conforto térmico em diferentes faixas de temperatura e umidade conforme a figura 6.1 abaixo.

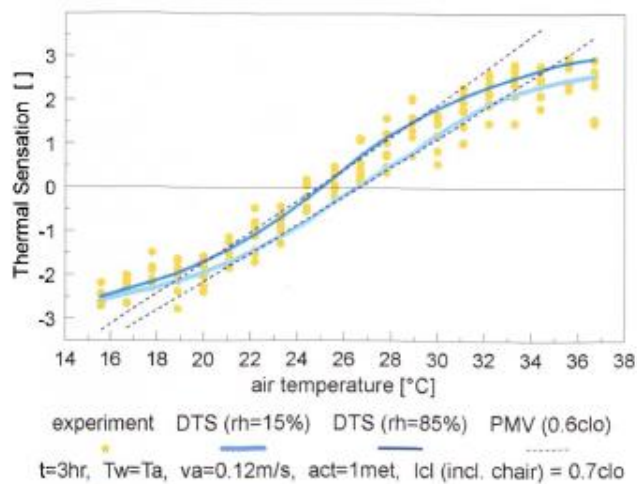


Figura 6.1: Gráfico simulação Sensação Térmica. Fonte: FIALA (1998).

Para validação dinâmica do presente trabalho, utilizamos os dados acima, comparando os valores de sensação térmica obtidos por FIALA (1998). Tabela abaixo informa os valores utilizados para simulação.

Tabela 6.2: Dados utilizados para simulação.

I_{cl}	v_{ar}	act	$Tempo$	$Umidade\ Relativa\ (UR)$
0,7 clo	0,12 m/s	1 met	3 horas	15 %
0,7 clo	0,12 m/s	1 met	3 horas	85 %

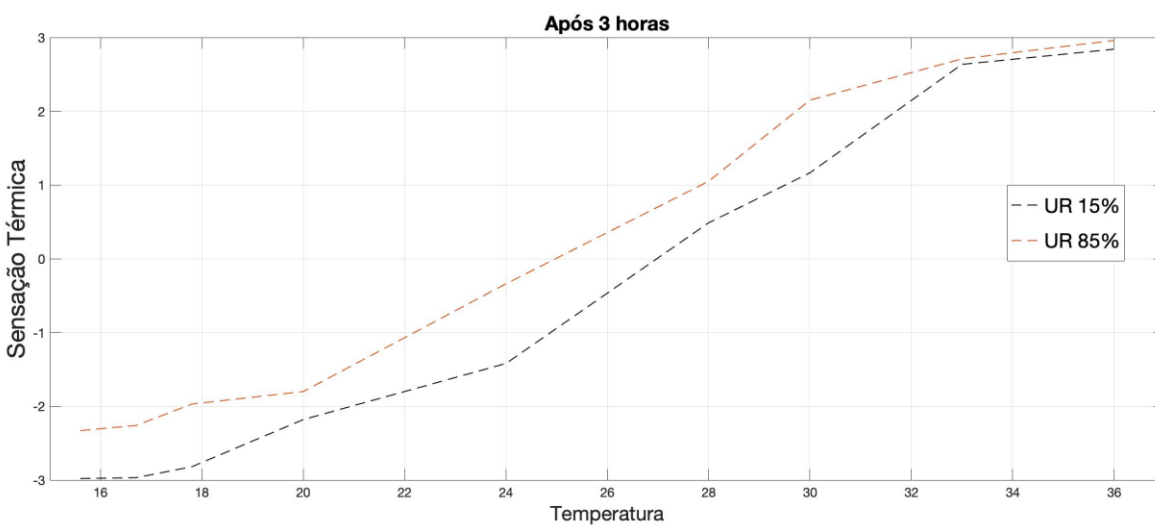


Figura 6.2: Gráfico comparativo de simulações com base na Tab. 6.2.

O gráfico acima representa os resultados obtidos após as simulações feitas, percebemos uma boa concordância entre os resultados obtidos em comparação com a referência (FIALA, 1998).

Ademais, em seu trabalho, FIALA (1998) também simulou diversas situações que afetam o conforto, dentre esses resultados, destacamos as comparações feitas com o trabalho experimental realizado por FAHNESTOCK *et al.* (1967), onde indivíduos eram submetidos a diferentes níveis de atividade física (*act*) e temperatura, avaliando a sensação térmica em cada situação, na figura 6.3 extraímos um desses resultados apresentado por FIALA (1998). Essa figura apresenta o cenário de uma pessoa realizando uma atividade de intensidade média, em uma temperatura elevada, na tabela 6.3 são apresentadas as condições que foram realizadas a experiência. Utilizamos essas informações para simular as mesmas condições e obtivemos os resultados conforme a figura 6.4. conseguimos observar a boa concordância entre os valores obtidos por FIALA (1998) e por este trabalho.

Tabela 6.3: Parâmetros de simulação.

I_{cl}	v_{ar}	act	$Tempo$	$Umidade\ Relativa\ (UR)$	T_a
0,6 clo	0,1 m/s	2,6 met	2 horas	50 %	35°C

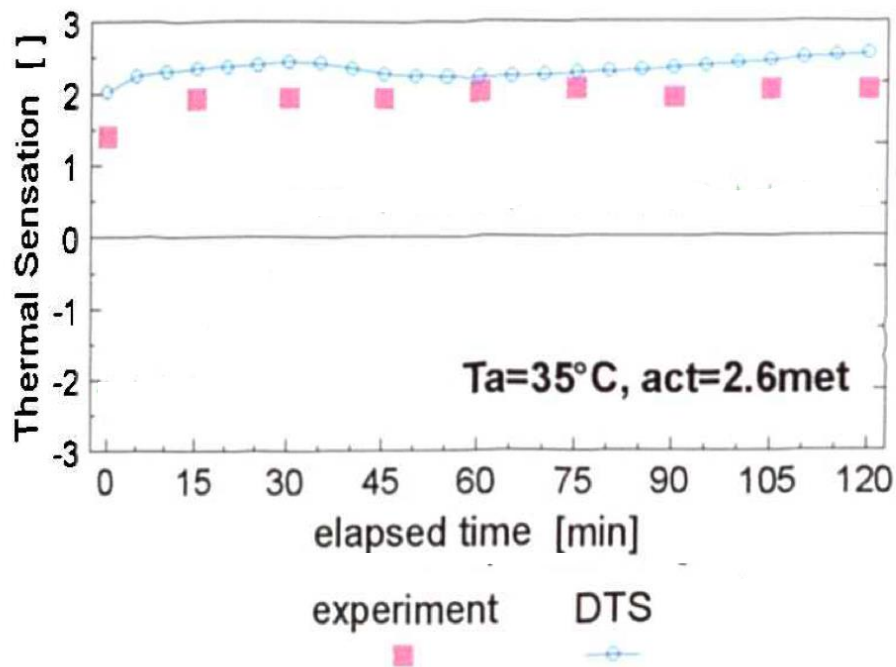


Figura 6.3: Resultados FIALA (1998) com base os parâmetros da Tab. 6.3.

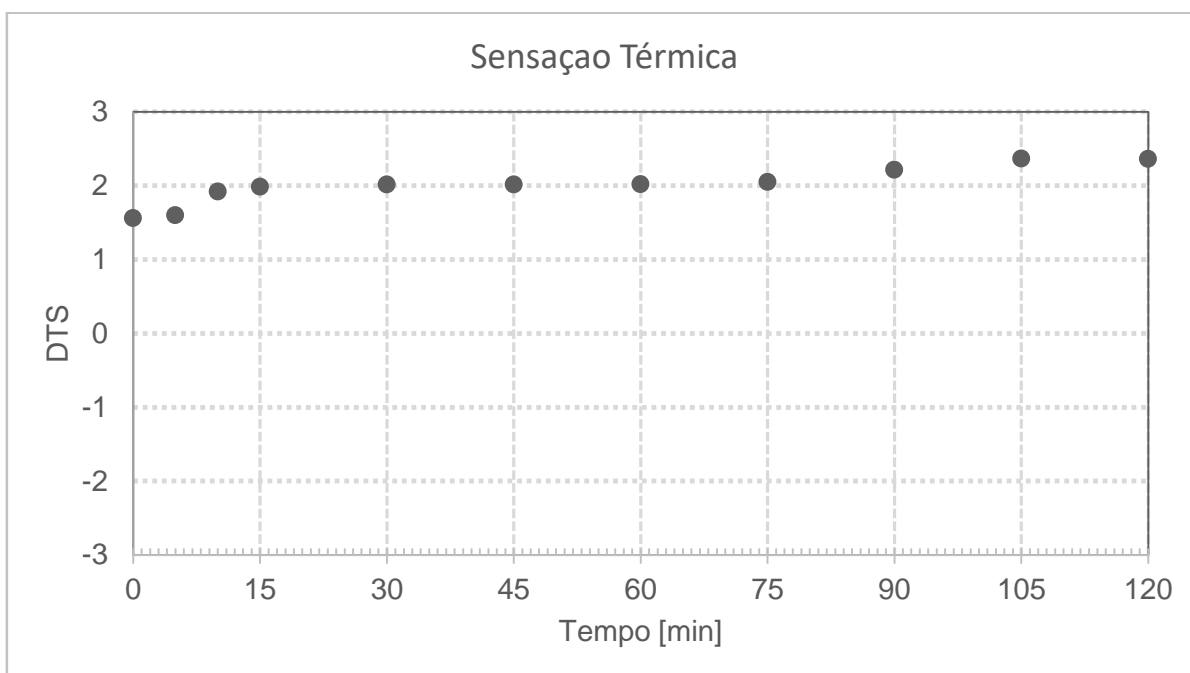


Figura 6.4: Simulação utilizando os parâmetros da Tab. 6.3.

6.2 Avaliação Dinâmica do Conforto Térmico

A temperatura ambiente exerce a principal influência na sensação térmica (FIALA,1998). No entanto, em algumas aplicações, outros parâmetros podem exercer contribuições significativas na escala de conforto. Abaixo apresentamos alguns resultados para análise dessas influências.

Tabela 6.4: Parâmetros de simulação da Fig.6.5.

v_{ar}	act	Umidade Relativa (UR)	T_a
0,1 m/s	1,2 met	35 %	19°C

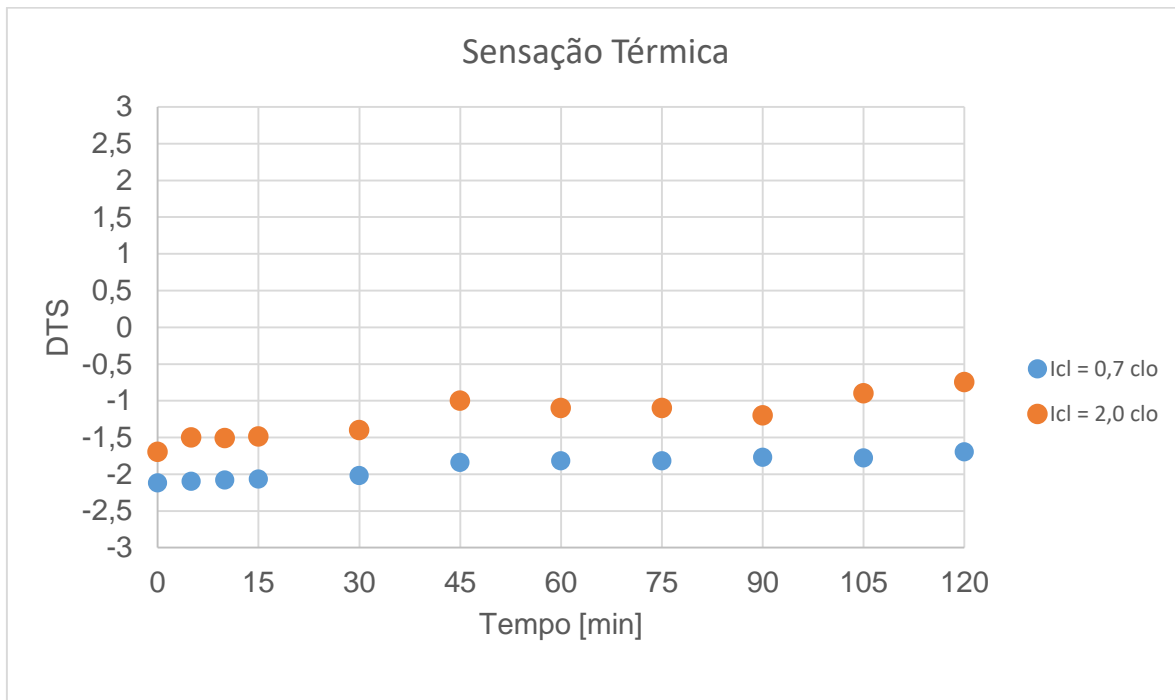


Figura 6.5: Simulação da influência das vestimentas.

Tabela 6.5: Parâmetros de simulação da Fig.6.6.

I_{cl}	act	Umidade Relativa (UR)	T_a
0,7 clo	1,2 met	40 %	25°C

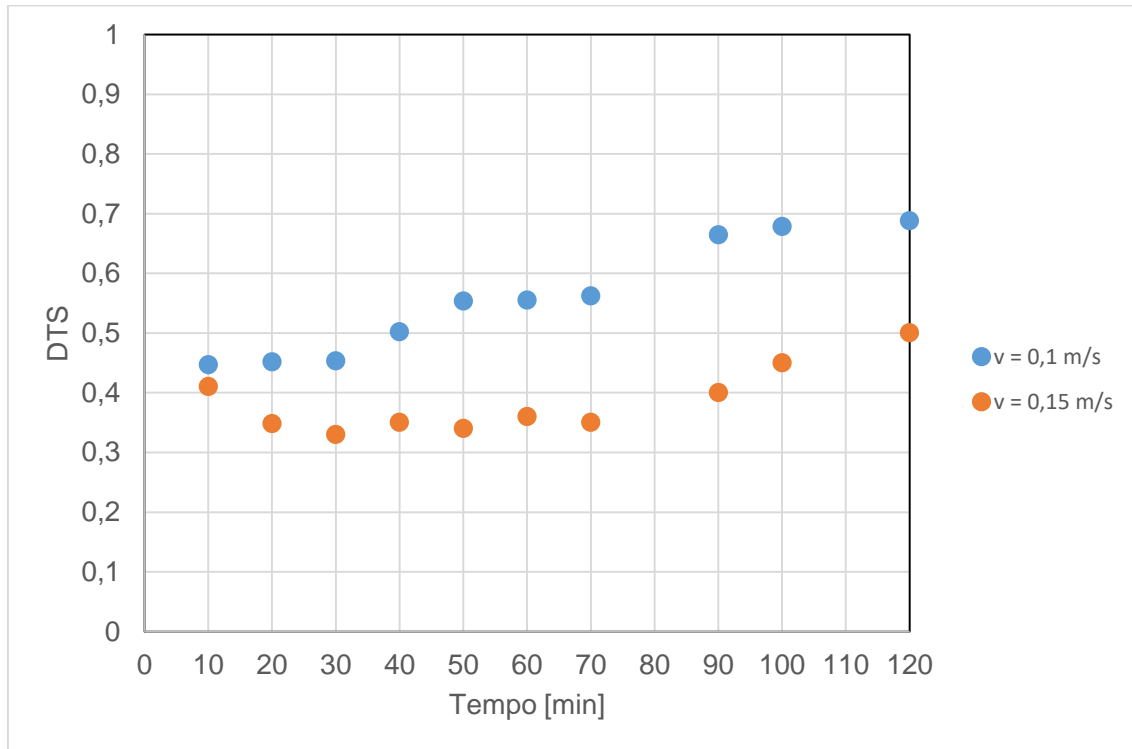


Figura 6.6: Simulação da influência da variação da velocidade.

Tabela 6.6: Parâmetros de simulação da Fig.6.7.

I_{cl}	act	Umidade Relativa (UR)	T_a
0,7 clo	1,2 met	40 %	30°C

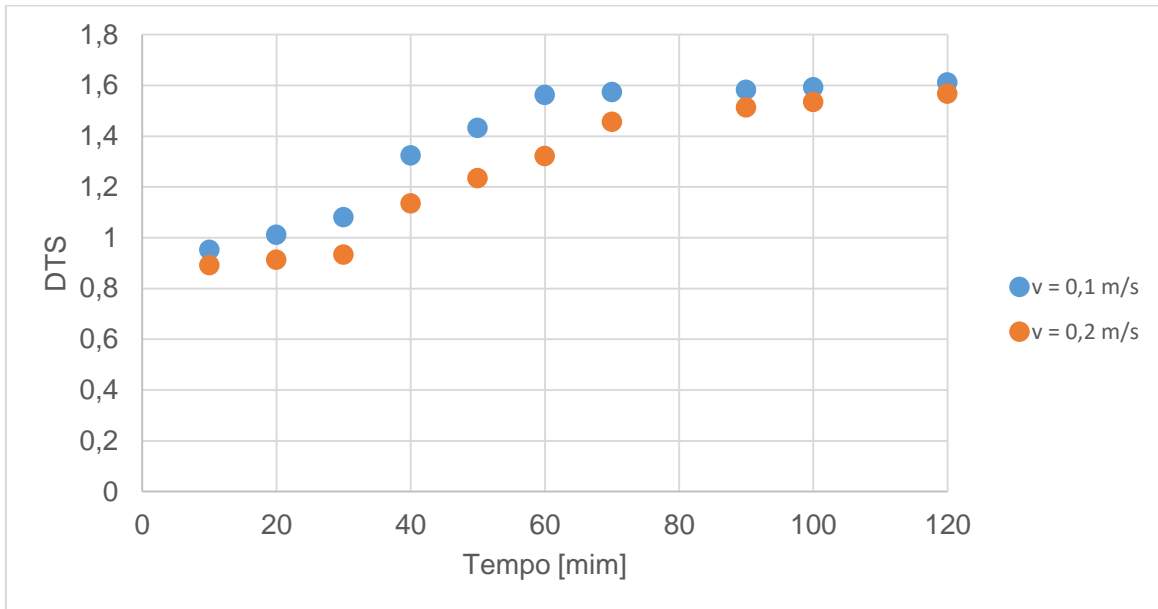


Figura 6.7: Simulação da influência da variação da velocidade.

Tabela 6.7: Parâmetros de simulação da Fig.6.8.

I_{cl}	v_{ar}	Umidade Relativa (UR)	T_a
0,4 clo	0,1m/s	40 %	22°C

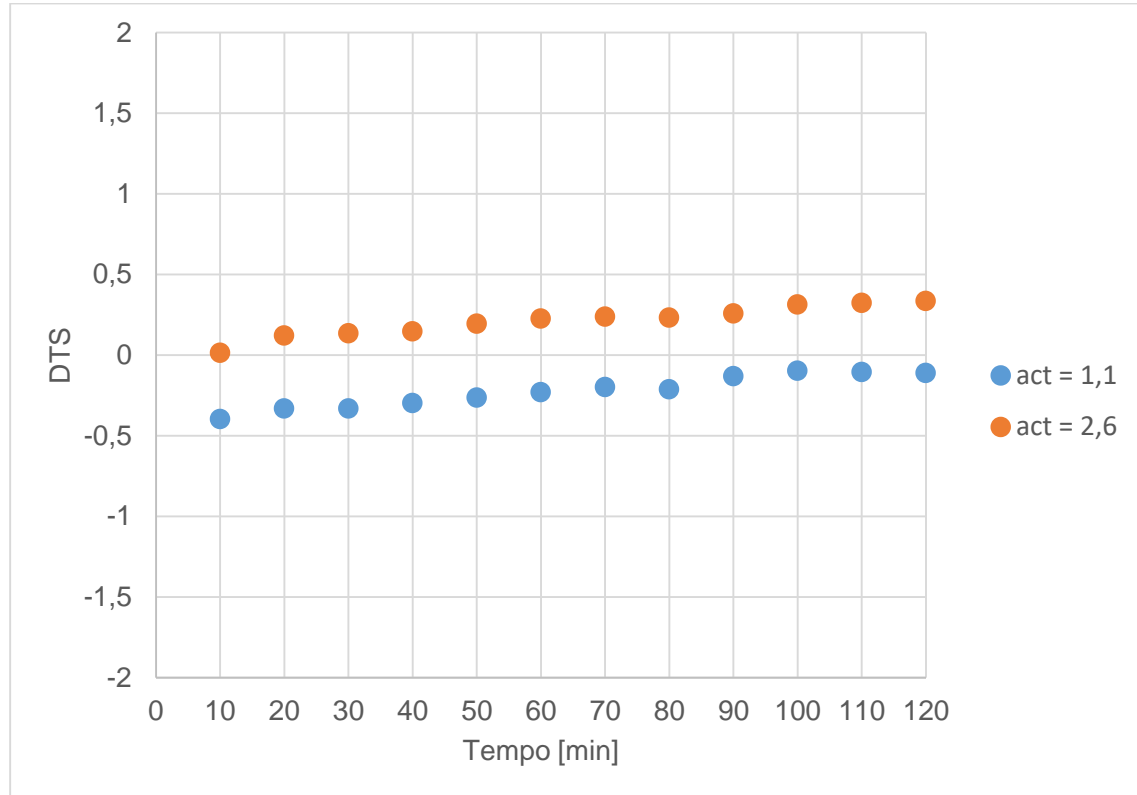


Figura 6.8: Simulação da influência do nível de atividade física.

No presente modelo algumas situações simuladas apresentam certas informações com respeito ao estado de conforto. A influência da velocidade do ar se mostra mais efetiva para temperaturas mais baixas, conforme a temperatura vai aumentando, o efeito da velocidade no conforto não apresenta a mesma efetividade como pode ser observado nas figuras 6.6 e 6.7. Em simulações onde analisou o efeito vestimenta no conforto, verificou-se uma importância significativa na faixa entre 14 a 27°C, nessa faixa foi observado os efeitos mais significativos, a figura 6.5 exemplifica essa informação, indivíduo com vestimentas típicas de indústria (“macacão” simples, $I_{cl} = 0,7$) e vestimenta mais pesada (“macacão” com duas vestimentas de proteção, luvas e capuz com capacete, $I_{cl} = 2,0$). O nível da atividade física realizada pela pessoa (1,1 met equivale ao trabalho de escritório e 2,6 met é equivalente a uma caminhada de média intensidade) afeta em parte o conforto,

verificou-se que seu efeito é mais relevante quando o uso roupas leves, conforme pode ser visto na figura 6.8. Para casos de temperaturas, umidade e vestimentas percebeu-se baixa alteração do nível de conforto devido ao nível de atividade.

7 Estudo de Caso

Nos projetos de climatização, o engenheiro projetista está buscando como condições internas dos ambientes os valores de temperatura e umidade que irão manter a maioria das pessoas em estados de conforto, como pode ser visto na ABNT 16401:2008. Nessa norma, define-se como parâmetro de conforto faixas de temperatura entre 22 a 26°C e umidade relativa entre 40 a 60%. Já a ISO 7730, estabelece como parâmetros de conforto índices de PMV entre -0,5 a 0,5, ou seja, num projeto de condicionamento de ar, as condições de projeto são estabelecidas de acordo com as normas que normalmente estabelecem índices de acordo com a atividade exercida.

Nesse trabalho o nosso interesse é estabelecer parâmetros para aplicações de atividades tipicamente militares em ambientes de estresse térmico. Para essa tarefa, se faz necessário utilizar ferramentas mais sofisticadas visando a segurança e a integralidade das pessoas. A partir disso, veremos dois cenários onde utilizando apenas os índices convencionais para estabelecer as condições de projeto, e, a partir disso, analisar se tais índices são eficazes. Nesse caso, a hipótese de que esses índices são insuficientes para estabelecer limites de atividades em ambientes de estresse térmico serão comprovadas. Para comprovar essa hipótese, apresentamos algumas caracterizações dos cenários onde ocorreram a nossa pesquisa. Sobre esses cenários é necessário, antes, tecer alguns comentários para poder situar o leitor.

A Marinha do Brasil possui navios de assistência hospitalar que realizam pela região amazônica (Acre, Amapá, Pará, Rondônia e Roraima) nesses locais oferecem-se auxílios médico e odontológico, bem como orientação sanitária aos povos ribeirinhos mais carentes, tendo em vista a grande distância dos centros urbanos dessas regiões. Nessas localidades, portanto, há ampla inexistência de serviços de saúde, públicos ou privados; falta de cultura de higiene nas populações, falta de atividades econômicas estáveis e lucrativas, e, por fim, falta de infraestrutura de saneamento básico (água potável e esgoto tratado). O somatório

dessas condições adversas resulta uma situação precária de saúde da população ribeirinha.

Quanto aos navios promotores da assistência desses serviços, eles contam com salas de parto e de cirurgia, equipamentos de raios-X, espirômetro (exame do pulmão), reflotron (analisador bioquímico), eletrocardiograma, ambulatórios médicos, gabinetes odontológicos completos, enfermarias, laboratórios de análises clínicas e farmácias. Eles ainda possuem acomodações para equipes de até 20 profissionais de saúde, incluindo médicos, dentistas, farmacêuticos, enfermeiros e vacinadores, todos pertencentes aos quadros da Marinha. Entretanto devido a grande demanda por serviços médicos, os atendimentos são feitos em locais improvisados pelos militares, como foi mostrado anteriormente em fotos. Para análise desses cenários, seguem as tabelas ilustrativas, em seguida.

Tabela 7.1: cenário de operação 1.

Região	Comunidades de Boca dos Currais, no Rio Nhamundá, e Santo Antônio, no Rio Cachoeri no estado do Pará
Temperatura Ambiente	32°C
Umidade Relativa	52%
Atendimento	Assistência Hospitalar
Período	De 14 a 18 de janeiro

Fonte: <https://www.defesa.gov.br> e <http://www.inmet.gov.br>

Tabela 7.2: cenário de operação 2 (Acre-2019).

Região	Municípios de Juruá, Itamaraty, Carauari, Eirunepé, Ipixuna, Guajará, no Amazonas, e dos municípios de Cruzeiro do Sul, Rodrigues Alves, Porto Walter, Marechal Thaumaturgo, Mâncio Lima, no Acre, todas localizadas no Rio Juruá
Temperatura Ambiente	26,7°C
Umidade Relativa	70%
Período	08 janeiro 2019 a 30 abril 2019

Fonte: <https://www.defesa.gov.br> e <http://www.inmet.gov.br>

Com vistas de apresentar comprovação da hipótese levantada nesse estudo de caso, mostramos as seguintes simulações de cenários, ressaltamos que, a partir do uso dos

índices convencionais para determinação do conforto térmico não se pode mensurar a real sensação de calor.

Tabela 7.3: Parâmetros de simulação da Fig.7.1.

I_{cl}	act	v_{ar}	Umidade Relativa (UR)	T_a
0,7 clo	1,5 met	0,1m/s	50 %	32°C

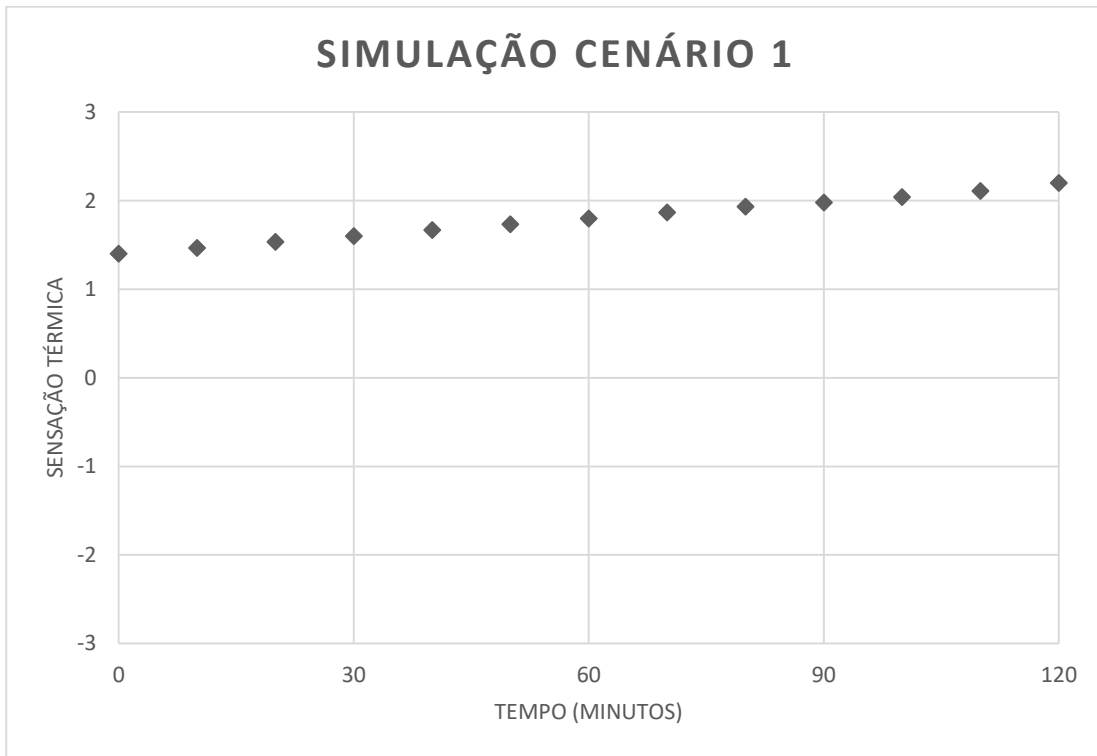


Figura 7.1: Simulação do cenário 1.

Tabela 7.4: Índices relativos ao cenário 1

PMV	WGBT	UTCI	HSI
2,36	26,50	32,73	82,03%

Tabela 7.5: Parâmetros de simulação da Fig.7.2.

I_{cl}	act	v_{ar}	Umidade Relativa (UR)	T_a
0,7 clo	1,5 met	0,1m/s	50 %	28°C

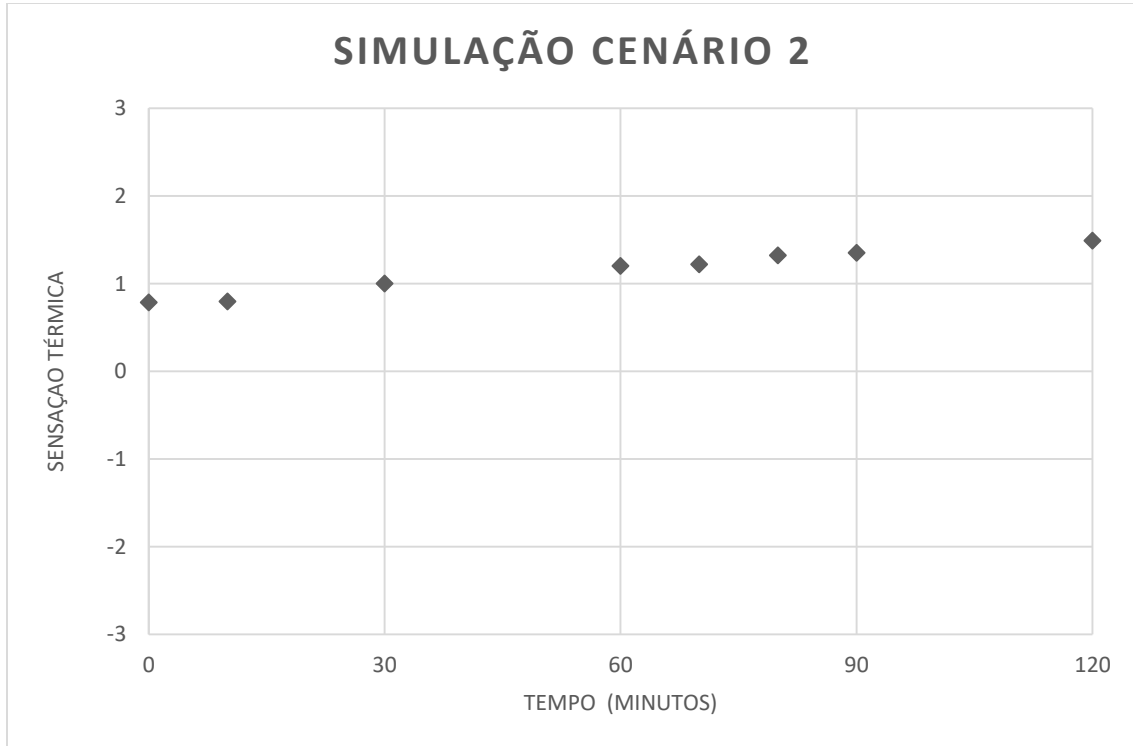


Figura 7.2 – Simulação do cenário 2.

Tabela 7.6 índices relativos ao cenário 2

PMV	WGBT	UTCI	HSI
1,21	22,86	27,98	43,07%

Quanto aos cenários apresentado, reforçamos que existe a real necessidade de utilização de ferramentas mais precisas para avaliar o estresse térmico no centro de simulação que será construído e assim, colaborar com a eficácia de um estudo físico para as situações de trabalho das Forças Armadas em seu Centro Conjunto de Medicina Operativa. Ressaltamos, ainda, que o presente trabalho não está interessado em comparar índices de sensação térmica, entretanto, utilizamos os índices acima para podermos

evidenciar a efetividade do modelo do Fiala como ferramenta de previsão do estado térmico dos militares, durante os treinamentos.

A exemplo disso, podemos citar o que é visto no cenário 1, que apresenta temperatura 32 °C e umidade relativa 52%. Ao avaliar as condições de conforto neste ambiente, percebemos que ele se encontra na faixa entre “forte” a “extremo” estresse por calor pelos índices PMV, WGBT, UTCI e HSI. Quando avaliamos as mesmas condições pelo modelo do Fiala essa condição só ocorre após uma hora e meia, com isso, temos uma janela de planejamento que não teríamos se fossem utilizados os métodos convencionais. Já no cenário 2, a transição de faixa ocorre após uma hora.

Vale mencionar que esse tipo de análise temporal será extremamente importante no centro de simulação, uma vez que as doutrinas de treinamento para capacitar os profissionais de saúde visam a capacitação para trabalhar em diversos tipos de ambientes, utilizando apenas as ferramentas convencionais e limitamos a análise de sensação térmica.

8 Conclusão

Para finalizarmos a presente dissertação, concluímos que modelo é, de fato, uma ferramenta mais completa para análise de sensação térmica, podendo ser utilizado para avaliações sistemáticas de conforto, bem como, diferentes condições de contorno e vestimentas, possibilitando análises mais específicas do que utilizado por índices convencionais, vale ressaltar, que tal ferramenta se mostra útil para aplicações específicas, como o proposto neste trabalho, para aplicações convencionais a utilização dos parâmetros estabelecidos em norma vai atender a maioria dos casos. Entretanto, para nosso estudo o modelo reproduz ambientes mais fidedignos aos encontrados durante as operações descritas anteriormente, podendo ser utilizado tanto para estabelecer os limites de segurança, observar os efeitos de mais parâmetros (velocidade do ar, umidade, vestimenta etc.) para os treinamentos que serão realizados no Centro de Simulação de Medicina Operativa das Forças Armadas, na otimização de sistemas de climatização.

Um resultado imediato que podemos aferir é estabelecer os tempos recomendados para duração das atividades a serem desenvolvidas no centro de simulação, com base nos cenários apresentados e os resultados que se busquem obter. Outra importante informação é poder estabelecer níveis mais precisos de treinamento através da escala de sensação térmica, ou seja, ao estabelecermos treinamentos onde o nível de estresse térmico seja alto, poderemos fazê-lo com uma precisão maior.

Entretanto, o modelo utiliza propriedades genéricas com muitos parâmetros e variáveis, com isso a forma de se obter dados mais precisos advém de uma realização experimental, com vistas da obtenção de correlações fisiológicas correspondes ao nosso clima. Ainda como fator a ser analisado em outras pesquisas, a divisão do corpo humano em mais partes poderá ser objeto de refinação para melhoria do estudo de sensação térmica, considerando cada elemento do corpo. Por fim, a individualização desses estudos tendo em vista as populações específicas, como a consideração do gênero ainda é fator relevante, já que homens e mulheres apresentam estruturas corporais distintas.

Com isso, podemos dizer que o modelo apresentado servirá para estabelecer parâmetros de projeto em que há a necessidade de uma avaliação mais precisa de conforto térmico, tanto para o centro de simulação quanto os demais projetos da Diretoria de Obras Civis da Marinha.

Os resultados obtidos através das simulações feitas neste trabalho estão de acordo com os resultados das principais literaturas que utilizam o modelo do FIALA (1998), o que produz confiabilidade nas análises dos resultados obtidos. Partindo dessa premissa avaliamos que a utilização de ferramenta dinâmica para análise do conforto, se mostra eficaz para condução de testes nos centros de medicina operativas da marinha, permitindo ao profissional de saúde melhor preparo para as condições adversas que se apresentam nos. Cuidados de populações menos assistidas, como a do objetivo desse manuscrito, as populações ribeirinhas.

Referências Bibliográficas

ABDEL-GHANY, A.M., AL-HELAL, I.M., SHADY, M.R., 2013, "Human Thermal Comfort and Heat stress in an outdoor urban arid environment: a case study", *Metorol*, v.2013, (fev).

ASHRAE. "Fundamentals handbook, Thermal Comfort", **American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers**. 2017

ANSI/ASHRAE STANDARD. Thermal Enviromental Conditions for Human Occupancy. American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers. 2004

BLZEJCZYK, K., JEENDRITZKY, G., BRODE, P. *et al*, 2013, "An Introduction to the Universal Thermal Climate Index (UTCI)", *Geographia Polonica*, v.86, n.1, pp.5-10.

BUTERA, F. M.,1998, "Principles of Thermal Comfort", *Renewable and sustainable Energy Reviews*, v.2, pp.39-66.

BELDING, H., S.,1970, "The search for a universal heat stress index, in Hardy, J.D. (ed.), *Physiological and behavioural Temperature Regulation*", Springfield: C. C. Thomas.

BELDING, H., S. e HATCH, T., F.,1955, "Index for evaluating heat stress in terms of resulting physiological strain", *Heat Pip Air Condit*, v.27, pp. 129-36.

CRAWSHAW, L.I., NADEL, E. R., SROLWIJK, J.A.J. *et al*, 1975. "Effect of local cooling on sweating rate and cold sensation", *Pflugers Arch*, v.354, pp.19-27.

CHATO, J., C., 1980, "Heat Transfer to Blood Vessels". *Journal of Biomech Eng.*, v.102, n.2 (may), pp. 110-118.

CHO, Y. I., "Bioengineering Heat Transfer". In: James Hartnett Thomas Irvine, *Advances in heat Transfer*, 1ed., USA, Academic Press, 1992.

COOK, E.L., 1955, "Epidemiological approach to heat trauma". *Milit Med*, 116, pp.317-22.

DEAR, R., 2004, "Thermal Comfort in Practice". *International Journal of Indoor Environment and Health*, v.14 (aug), pp. 32-39.

FABBRI, K., "A Brief History of Thermal Comfort: From Effective Temperature to Adaptive Thermal Comfort", In: *Indoor Thermal Comfort Perception*, chapter 2, Springer International Publishing Switzerland, 2015.

FALKENBERG, C. V., 2001, *Conforto Térmico em Situações Dinâmicas*. Dissertação de M.Sc, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

FANGER, P. O., 1972, *Thermal comfort- Analysis and Applications in Environmental Engineering*. Mc Graw-Hill.

FAHNESTOCK, M.K., BOYS, F.E., F. Sargent II, L.D. Suer. *Energy Cost, Comfort, and Physiological Responses to Physical Work in 95F-50% rh and 75%-45% rh Environments*. ASHRAE Trans. 73, pp. 1.1.1 - 1.1.20, 1967.

FIALA, D.,1998. *Dynamic simulation of human Heat Transfer and Thermal Comfort*. Ph.Thesis, De Montfort University, Leicester, England.

FIALA, D. and HAVENITH, G, "Modelling Human Heat Transfer and Temperature Regulation". In: A. Gefen & Y. Epstein (eds), *Stud Mechanobiol Tissue Eng Biomater*, pp.38., 2015.

FOUNTAIN, M., BRAGER, G. and de DEAR, R., 1996. "Expectations of indoor Climate Control". *Energy and Buildings*, 24(3), pp. 179-182.

GAGGE, A. P., STOWIJK, A. J. e HARDY, J. D., 1967. "Comfort Thermal Sensation and Associated Physiological Responses at Various Ambient Temperatures". *Environmental Research*, v.1, n.1(jun), pp. 1-20.

GOLDMAN, R., F., "Introduction to heat-related Problems in Military Operations". *Medical Aspects of Harsh Environments*. Washington, Borden Institute, 2001.

GOLDMAN, R. F., "Thermal manikins, their origins and role". *Proceedings of the International Conference on Thermal Manikins and modelling*. Fan, J. T. (ed) Hong Kong: Hong Kong Polytechnic University, 2006.

GORDON, R. G., 1974, *The Response of Human Thermoregulatory System the Cold*. PhD thesis, Mechanical Engineering University of California, Santa Barbara, California, USA.

GORDON, R. G. and ROEMER, R. B., 1975, "The effect of radial nodal spacing on finite difference calculations of Temperature in Living Tissue". *Biomech Eng*, v.22, pp. 77-80.

GRIVEL, F. and Candas, V., 1991. "Ambient Temperatures Preferred by young European males and females at rest". *Ergonomics*, 34(3), pp.365-378.

HALAWA, E., VAN HOOFF, J., 2012, The adaptive approach to Thermal Comfort: A critical overview. *Energy and Buildings*, v. 51, pp.101-110.

HARDY, J.D., 1970, "Thermal comfort: skin temperature and physiological thermoregulation". *In Physiological and behavioural Temperature Regulation*.

Hasemyer, David., 2019, *Military fights a deadly enemy: Heat. More U.S. troops are falling to heatstroke as the military struggles to balance training with rising temperatures*. Nbcnews 2019. Disponível em: <https://www.nbcnews.com/news/us-news/military-s-climate-change-problem-blistering-heat-killing-soldiers-during-n1032546>

HAVENIT, 1999, G. "Heat balance when wearing protective clothing". *An Occup Hyg*, 43-45:286-296, 1999, ISSN 0003 4878.

Havenith, G. and Fiala, 2016. *Thermal Indices and Thermophysiological Modeling for Heat Stress*. *Comprehensive Physiology Volume 6, January 2016*

HUIZENGA, C., ABBASZADEH, S., ZAGREUS, L., ARENS, E.A., 2006, "Air quality and Thermal comfort in office buildings: results of large indoor environmental quality survey". *Proceeding Heal. Build*. 2006 3.

HUMPHREYS, M.A. and NICOL, J.F., 2002. "The validity of ISO-PMV for predicting comfort votes in every-day Thermal environments". *Energy and buildings*, 34(6), pp. 667-684.

HUNT, A., P., BILLING C., D., PATTERSON, J., M., CALDWELL, N., J., 2016, "Heat Strain during military training activities: The dilemma of balancing force protection and Operational Capability". *Taylor & Francis*, v.3, n.2, pag 307-317.

JJI, L. M., "Heat Conduction. In: Springer, Berlin (eds), *Heat Transfer in Living Tissue*, 3 ed, chapter 9, Berlin, Germany, 2009

LAMBERTS, R., XAVIER, A., A., P., 2002 Conforto Térmico e Stress Térmico, Laboratório de Eficiência Energética em Edificações LabEEE, Universidade Federal de Santa Catarina.

LEAMEN, A., THOMAS, L., VANDENBERG, M., 2007, "Green buildings: what Australian users are saying?", *Ecolibrium*, v.6 (10), p.p. 22-30.

LEITHEAD, C. S.; LIND, A. R., 1964, R., In: *Heat Stress and Heat Disorders*. London Cassel.

MARTÍNEZ N., PSIKUTA A., KUKLANE K., QUESADA J. I. P., ANDA R. M. C. O., SORIANO P.P., PALMER R. S., CORBERÁN J. M., ROSSI M. R., ANNAHEIM S., 2016, "Validation of Thermophysiological model by Fiala for prediction of local skin Temperatures." *Int J Biometeorol*

MITCHELL, J., W., MYERS, E., G., 1968, "An analytical model of the counter-current heat Exchange phenomena". Department of Mechanical Engineering, College of Engineering, The University of Wisconsin, Madison, Wisconsin 53705

MINARD D., 1961, "Prevention of Heat casualties in marine corps recruits." *Milit Med* 1961; 126:261-72.

NADEL, E. R., J. W. MITCHELL e J.A.J. STOLWIJK., 1972, "Differential Thermal Sensitivity in Human Skin" John B. Oierce Foundation Laboratory and Yale University school of Medicine, New Haven, Connecticut

NEVINS R.G., R.R. GONZALEZ, Y. NISHI, and A.P. GAGGE.,1975 “Effect of changes in ambient temperature and level of humidity on comfort and thermal sensation.” *ASHRAE Trans.* 8 1(2), pp. 169-182.

NILSSON E., “One-Dimensional Human Thermoregulatory Model of Fighter Pilots in Cockpit Environments”. Linköping University, Department of Management and Engineering, Applied Thermodynamics and Fluid Mechanics. 2015

PANTAVOU, K., SANTAMOURIS, M., ASIMAKOPOULOS, D., THEOHARATOS, G.,2014, “Empirical calibration of thermal indices in an urban outdoor Mediterranean environment.” *Build Environ.* 80, 283-292.

PARSONS, K. C.,2014. “Human Thermal Environments.” 3 Edition. CRC Press.

POKORNY J., FISER J., FOJTLIN M., KOPECKOVA B., TOMA R.,2017, “Slabotinsky J., Jícha M.,Verification of Fiala-Based Human Thermophysiological model and its application to protective clothing under high metabolic rates.” *Building and Environment* vol 126, dezembro 2017 pg 13-26.

ROELOFSEN, P.,2019, “A comparison of dynamic Thermal Sensation between the Modified Stolwijk model and the Fiala Thermal physiology and comfort (FPC) model.” *Intelligent Buildings International* Taylor & Francis

ROHLES F.H.1970, “Thermal Sensations of Sedentary Man in Moderate Temperature.” *Institute for Environmental Research: special report*, Kansas State University.

ROSSI, F., A., KRUGER, E. L., BRODE, P., 2012, “Definição de faixas de conforto e desconforto térmico para espaços abertos em Curitiba, PR, com o índice UTCI”. *Ambiente Construído*, v.12, n.1, pp.41-59.

SARI, H. and BERGER, X., 2000. “A new dynamic clothing model. Part 2: parameters of the underclothing microclimate.” *Int. J. Therm. Sci.* n39, pp. 684-692.

SCHICKELE, E. ,1947, "Environment and Fatal heat Stroke-an analysis of 157 cases occurring in the Army in the U.S. during World War II." *Milit Surg*, v.100, pp. 235-56.

STOLWIJK, J. A. J., HARDY, D. J, "Control of body temperature." In: *Handbook of Physiology*, 9, *Am. Phys. Society*, pp.45-68, 1977.

STOLWIJK, J. A. J.,1971, "A mathematical model of physiological temperature regulation in man. NASA contractor report," NASA CR-1855, Washington DC, 1971.

YAGLOU C., P., MINARD D., 1957, "Control of Heat causalities at military training centers." *Am med Assoc Arch Ind Health*,16, pp.302-16.

YOSHIMITSU, I., NICOLA, G., TOMOKO, I. K., et al, 2016, "Sex differences in age-related Changes on Peripheral Warm and Cold Innocuous Thermal Sensitivity". *Physiology & Behavior*, 164, pp.86-92.

WEMER J., BUSE M.,1988 "Temperature profiles with respect to inhomogeneity and geometry of the human body." *J. Appl. Physiology*.

WANG, Z., de GEAR, R, LUO, M., et al, 2018. "Individual difference in Thermal Comfort: A literature review". *Building and Environment*, 138, pp.181-193.

WOLKI, D., 2017, *MORPHEUS: Modelica-based implementation of a numerical human model involving individual human aspects*. Ph.D. thesis, RWTH Aachen University, Aachen, Alemanha.

Apêndice A

EQUAÇÕES DISCRETIZADAS PARA O PONTO NA ORIGEM E PARA AS CONDIÇÕES DE CONTORNO NA SUPERFÍCIE DA PELE

As equações discretizadas para o ponto na origem estão apresentadas abaixo:

Equação para os elementos Cilíndricos

$$\begin{aligned}
 T_1^{n+1} \left\{ \frac{\zeta_1}{\Delta t} + \frac{2}{r_{ifc,1}^2} + \delta_1 \frac{\beta_1^{n+1}}{V_1} \right\} + \sum_{s=1}^{setor} T_{2,s}^{n+1} \left\{ -\Delta\varphi_s \frac{2}{r_{ifc,1}^2 \sum_s \Delta\varphi_s} \right\} - \delta_1 \frac{\beta_1^{n+1}}{V_1} T_{bla}^{n+1} = \\
 T_1^n \left\{ \frac{\zeta_1}{\Delta t} - \frac{2}{r_{ifc,1}^2} - \delta_1 \frac{\beta_1^{n+1}}{V_1} \right\} + \sum_{s=1}^{setor} T_{2,s}^n \left\{ \Delta\varphi_s \frac{2}{r_{ifc,1}^2 \sum_s \Delta\varphi_s} \right\} + \delta_1 \frac{\beta_1^n}{V_1} T_{bla}^n + q_m^{n+1} \\
 + q_m^n
 \end{aligned} \tag{A.1}$$

Equação para o elemento esférico

$$\begin{aligned}
 T_1^{n+1} \left\{ \frac{\zeta_1}{\Delta t} + \frac{3}{r_{ifc,1}^3} + \delta_1 \frac{\beta_1^{n+1}}{V_1} \right\} + \sum_{s=1}^{setor} T_{2,s}^{n+1} \left\{ -\Delta\varphi_s \frac{3}{r_{ifc,1}^3 \sum_s \Delta\varphi_s} \right\} - \delta_1 \frac{\beta_1^{n+1}}{V_1} T_{bla}^{n+1} = \\
 T_1^n \left\{ \frac{\zeta_1}{\Delta t} - \frac{3}{r_{ifc,1}^3} - \delta_1 \frac{\beta_1^{n+1}}{V_1} \right\} + \sum_{s=1}^{setor} T_{2,s}^n \left\{ \Delta\varphi_s \frac{3}{r_{ifc,1}^3 \sum_s \Delta\varphi_s} \right\} + \delta_1 \frac{\beta_1^n}{V_1} T_{bla}^n + q_m^{n+1} \\
 + q_m^n
 \end{aligned} \tag{A.2}$$

As condições de contorno na interface entre dois nós com material diferente propriedades ou com diferentes distâncias nodais, r , são dadas satisfazendo a igualdade de fluxos de calor passando pela interface calculada para cada camada de tecido e definindo uma temperatura de interface comum. Para aumentar a precisão dos cálculos, o calor fluxo que passa pela interface, bem como a temperatura correspondente da interface foram divididos separadamente para geometrias de corpo cilíndrico e esférico. As temperaturas $T_{r_{im+1}}$

correspondem ao nó fictício a frente do nó real, $T_{r_{im-1}}$ correspondem ao nó fictício atrás do nó real.

Para coordenadas cilíndricas temos,

$$T_{r_{im+1}} = T_{r_n} \Omega_{F,n} + T_{r_{n+1}} \Omega_{F,n+1} \quad (\text{A.3})$$

$$\Omega_{F,n} = \frac{A S_n \Lambda_{n+1} - A_{n+1} \Lambda_n}{A_n \Lambda_{n+1} - A_{n+1} \Lambda_n} \quad (\text{A.4})$$

$$\Omega_{F,n+1} = \frac{\Lambda_{n+1}}{A_n \Lambda_{n+1} - A_{n+1} \Lambda_n} \quad (\text{A.5})$$

$$\Lambda_n = \frac{k_n}{\ln\left(\frac{r_n + \Delta r_n}{r_n}\right)} \Lambda_{n+1} = \frac{k_{n+1}}{\ln\left(\frac{r_{n+1}}{r_{n+1} - \Delta r_{n+1}}\right)} \quad (\text{A.6})$$

$$A_n = \frac{\ln\left(\frac{r_{ifc}}{r_n}\right)}{\ln\left(\frac{r_n + \Delta r_n}{r_n}\right)} \quad A S_n = \frac{\ln\left(\frac{r_{ifc}}{r_n + \Delta r_n}\right)}{\ln\left(\frac{r_n + \Delta r_n}{r_n}\right)} \quad A_{n+1} = \frac{\ln\left(\frac{r_{ifc}}{r_{n+1}}\right)}{\ln\left(\frac{r_{n+1}}{r_{n+1} - \Delta r_{n+1}}\right)} \quad (\text{A.7})$$

$$T_{r_{im-1}} = T_{r_{n-1}} \Omega_{B,n-1} + T_{r_n} \Omega_{B,n} \quad (\text{A.8})$$

$$\Omega_{B,n} = \frac{A_{n-1} \Lambda_n - A S_n \Lambda_{n-1}}{A_{n-1} \Lambda_n - A_n \Lambda_{n-1}} \quad (\text{A.9})$$

$$\Omega_{B,n-1} = \frac{\Lambda_{n-1}}{A_{n-1} \Lambda_n - A_n \Lambda_{n-1}} \quad (\text{A.10})$$

$$\Lambda_n = \frac{k_n}{\ln\left(\frac{r_n}{r_n - \Delta r_n}\right)} \Lambda_{n-1} = \frac{k_{n-1}}{\ln\left(\frac{r_{n-1} + \Delta r_{n-1}}{r_{n-1}}\right)} \quad (\text{A.11})$$

$$A_n = \frac{\ln\left(\frac{r_{ifc}}{r_n}\right)}{\ln\left(\frac{r_n}{r_n - \Delta r_n}\right)} \quad A_{S_n} = \frac{\ln\left(\frac{r_{ifc}}{r_n - \Delta r_n}\right)}{\ln\left(\frac{r_n}{r - \Delta r_n}\right)} \quad A_{n-1} = \frac{\ln\left(\frac{r_{ifc}}{r_{n-1}}\right)}{\ln\left(\frac{r_{n-1} + \Delta r_{n-1}}{r_{n-1}}\right)} \quad (\text{A.12})$$

Para coordenadas esféricas

$$T_{r_{im+1}} = T_{r_n} \Omega_{F,n} + T_{r_{n+1}} \Omega_{F,n+1} \quad (\text{A.13})$$

$$\Omega_{F,n} = \frac{\Lambda_n - \Lambda_{n+1} \frac{r_n}{r_{n+1} - \Delta r_{n+1}}}{\Lambda_n + \Lambda_{n+1} \frac{r_n + \Delta r_n}{r_{n+1} - \Delta r_{n+1}}} \quad (\text{A.14})$$

$$\Omega_{F,n+1} = \frac{\Lambda_{n+1} \left(1 + \frac{r_{n+1}}{r_{n+1} - \Delta r_{n+1}}\right)}{\Lambda_n + \Lambda_{n+1} \frac{r_n + \Delta r_n}{r_{n+1} - \Delta r_{n+1}}} \quad (\text{A.15})$$

$$\Lambda_n = \frac{k_n}{\frac{1}{r_n} - \frac{1}{r_n + \Delta r_n}} \quad \Lambda_{n+1} = \frac{k_{n+1}}{\frac{1}{r_{n+1} - \Delta r_{n+1}} - \frac{1}{r_{n+1}}} \quad (\text{A.16})$$

$$T_{r_{im-1}} = T_{r_n} \Omega_{B,n-1} + T_{r_{n-1}} \Omega_{B,n} \quad (\text{A.17})$$

$$\Omega_{B,n} = \frac{\Lambda_n - \Lambda_{n-1} \frac{r_n}{r_{n-1} - \Delta r_{n-1}}}{\Lambda_n + \Lambda_{n-1} \frac{r_n - \Delta r_n}{r_{n-1} - \Delta r_{n-1}}} \quad (\text{A.18})$$

$$\Omega_{B,n-1} = \frac{\Lambda_{n-1} \left(1 + \frac{r_{n-1}}{r_{n-1} + \Delta r_{n-1}}\right)}{\Lambda_n + \Lambda_{n-1} \frac{r_n - \Delta r_n}{r_{n-1} + \Delta r_{n-1}}} \quad (\text{A.19})$$

$$\Lambda_n = \frac{k_n}{\frac{1}{r_n - \Delta r_n} - \frac{1}{r_n}} \quad e \quad \Lambda_{n-1} = \frac{k_{n-1}}{\frac{1}{r_{n-1}} - \frac{1}{r_{n-1} - \Delta r_{n-1}}} \quad (\text{A.20})$$

Para as condições de contorno na pele são:

$$T_{sk} = \frac{T_{r_n} \ln\left(\frac{r_{sk}}{r_{im+1}}\right) - T_{ski} \ln\left(\frac{r_{sk}}{r_n}\right)}{\ln\left(\frac{r_n}{r_{im+1}}\right)} \rightarrow \text{para cilindros} \quad (\text{A.21})$$

$$T_{sk} = \frac{r_{im+1} T_{ski} - r_n T_{r_n}}{r_{im+1} - r_n} + \frac{T_{r_n} - T_{ski}}{\frac{r_{sk}}{r_n} - \frac{r_{sk}}{r_{im+1}}} \rightarrow \text{para esferas} \quad (\text{A.22})$$

Onde, T_{ski} é a temperatura do ponto imaginário da pele calculado da seguinte forma:

Para cilindros,

$$T_{ski} = \Omega_{F,n} T_{r_n} + \Phi \quad (\text{A.23})$$

$$\Omega_{F,n} = \frac{\ln\left(\frac{r_n + \Delta r_n}{r_n}\right)}{\ln\left(\frac{r_{sk}}{r_n}\right)} \cdot \frac{\frac{\Lambda_{sk}}{r_{sk}}}{\frac{\Lambda_{sk}}{r_{sk}} + h_c + h_R} + \frac{\ln\left(\frac{r_{sk}}{r_n + \Delta r_n}\right)}{\ln\left(\frac{r_{sk}}{r_n}\right)}, \Lambda_{sk} = \frac{k_n}{\ln\left(\frac{r_{sk}}{r_n}\right)} \quad (\text{A.24})$$

$$\Phi = \frac{\ln\left(\frac{r_n + \Delta r_n}{r_n}\right)}{\ln\left(\frac{r_{sk}}{r_n}\right)} \frac{h_c T_a + h_R T_R + q_E}{\Lambda_{sk}/r_{sk} + h_c + h_R} \quad (\text{A.25})$$

Para Esferas,

$$\Omega_{F,n} = \frac{2 r_{sk}}{r_n + \Delta r_n} \cdot \frac{\Lambda_{sk}/r_{sk}^2}{\Lambda_{sk}/r_{sk}^2 + h_c + h_R} - \frac{r_n}{r_n + \Delta r_n}, \Lambda_{sk} = \frac{k_n}{\frac{1}{r_n} - \frac{1}{r_{sk}}} \quad (\text{A.26})$$

$$\Phi = \frac{2 r_{sk}}{r_n + \Delta r_n} \frac{h_c T_a + h_R T_R + q_E}{\Lambda_{sk}/r_{sk}^2 + h_c + h_R} \quad (\text{A.27})$$

Apêndice B

Temperaturas Basais

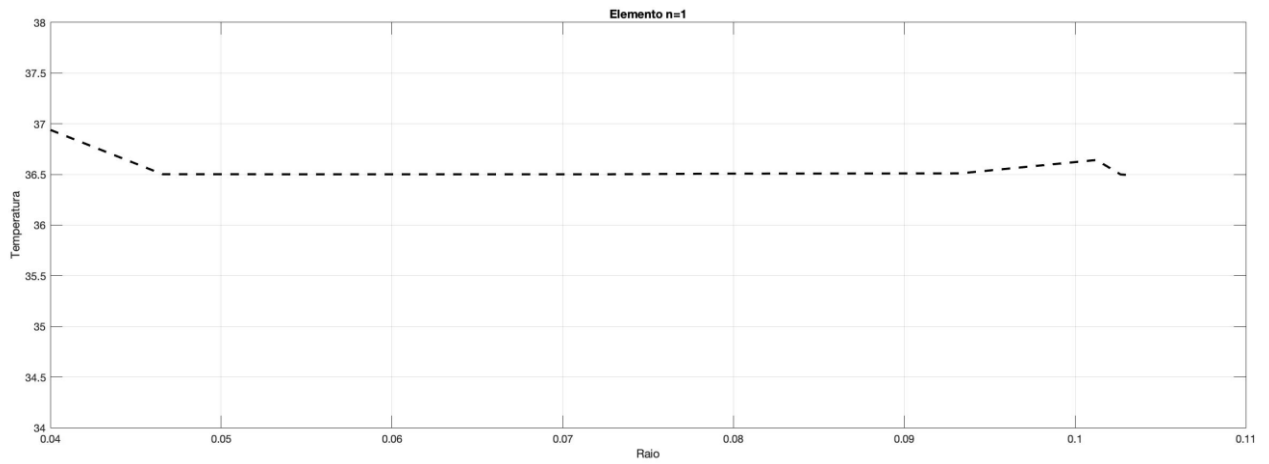


Figura B.1: Perfil de temperaturas basais da cabeça

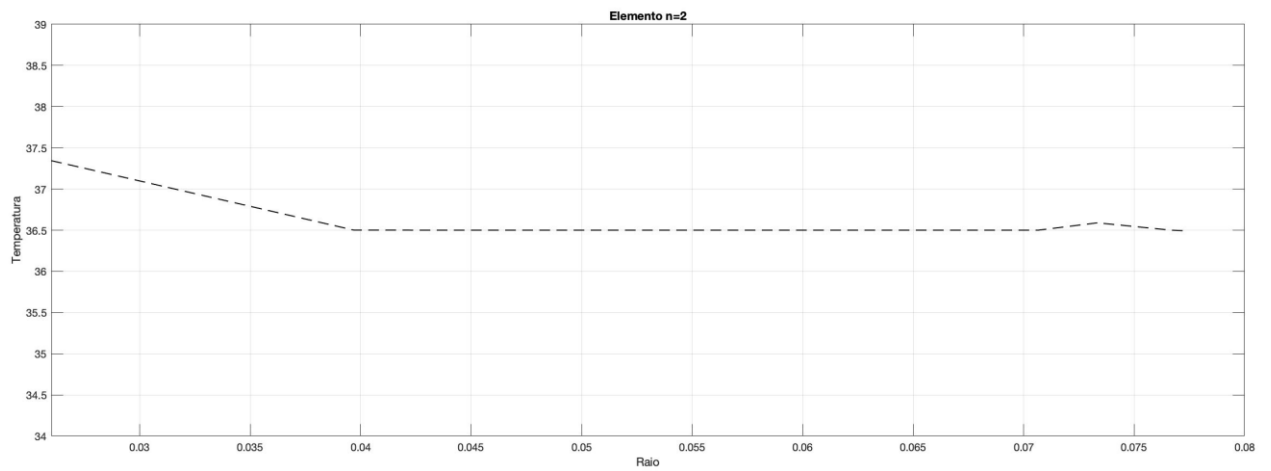


Figura B.2: Perfil de temperaturas basais da face

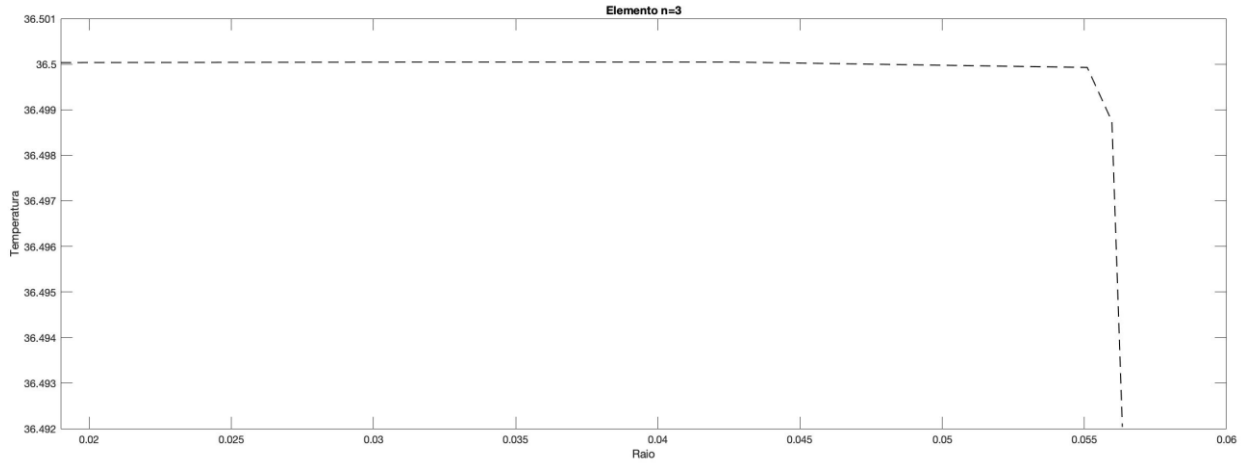


Figura B.3: Perfil de temperaturas basais do pescoço

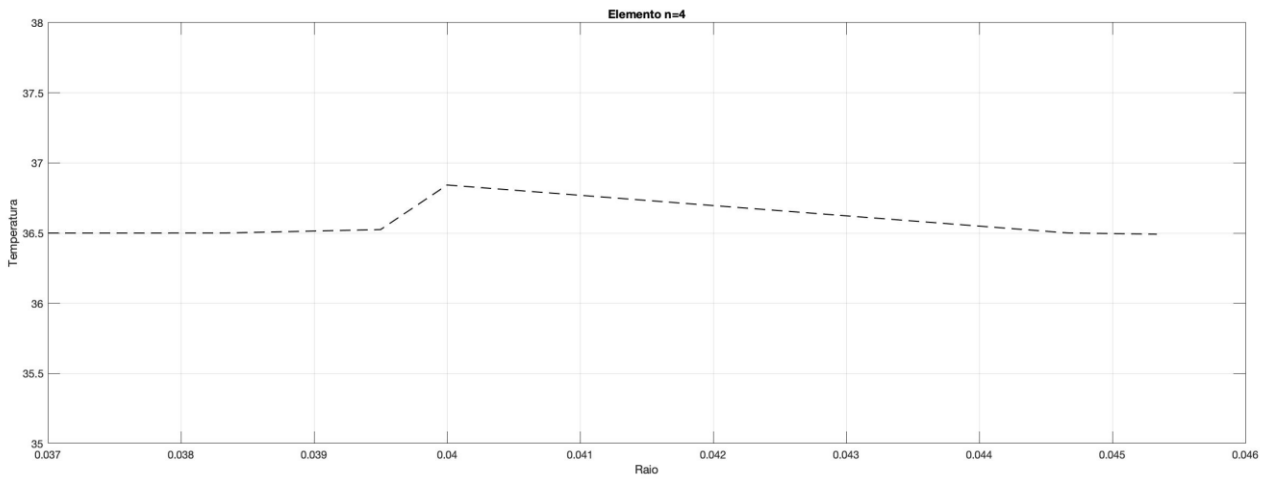


Figura B.4: Perfil de temperaturas basais dos ombros

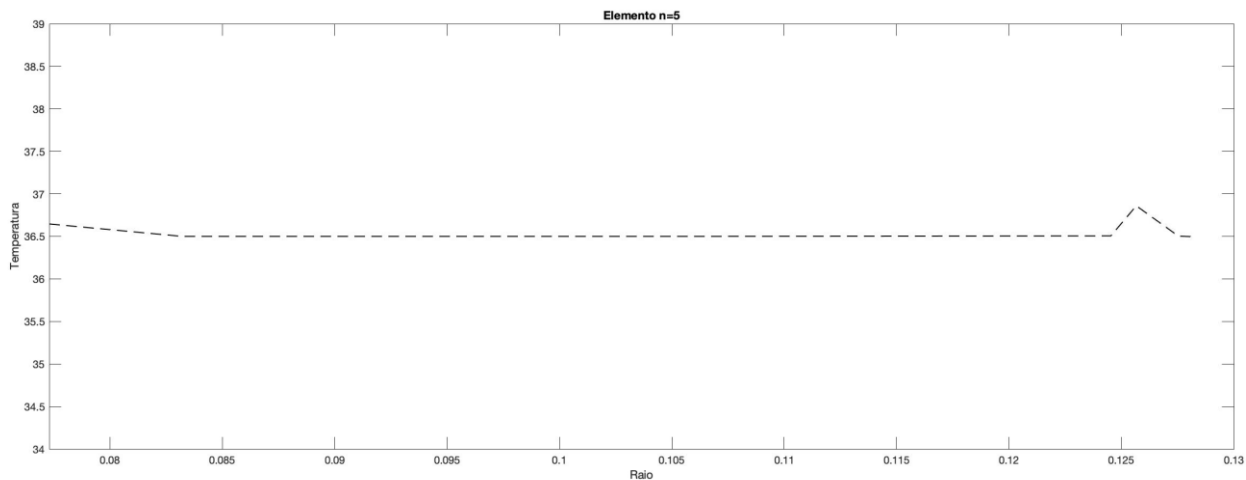


Figura B.5: Perfil de temperaturas basais do peito.

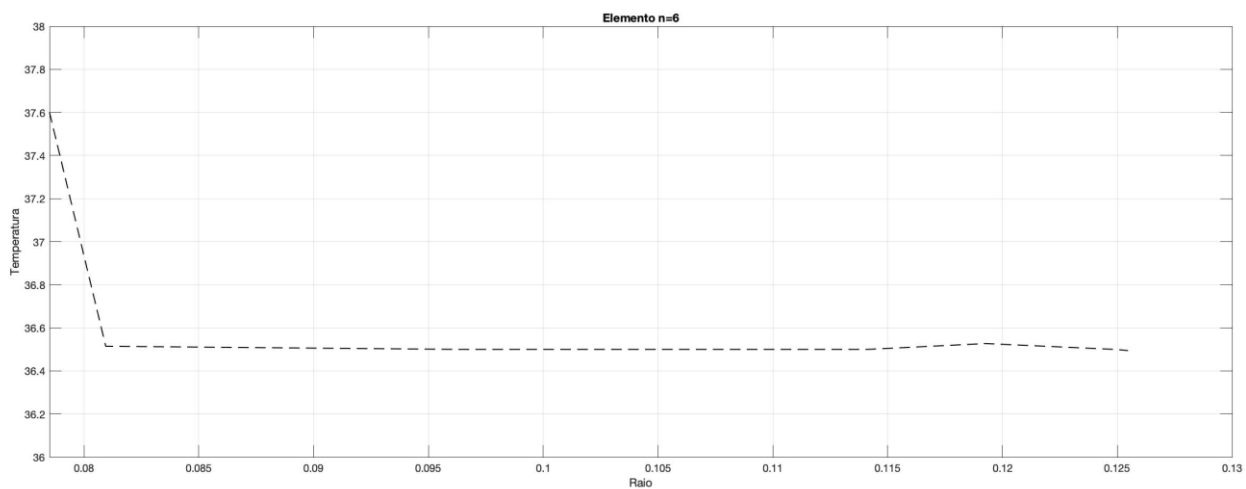


Figura B.6: Perfil de temperaturas basais do abdômen.

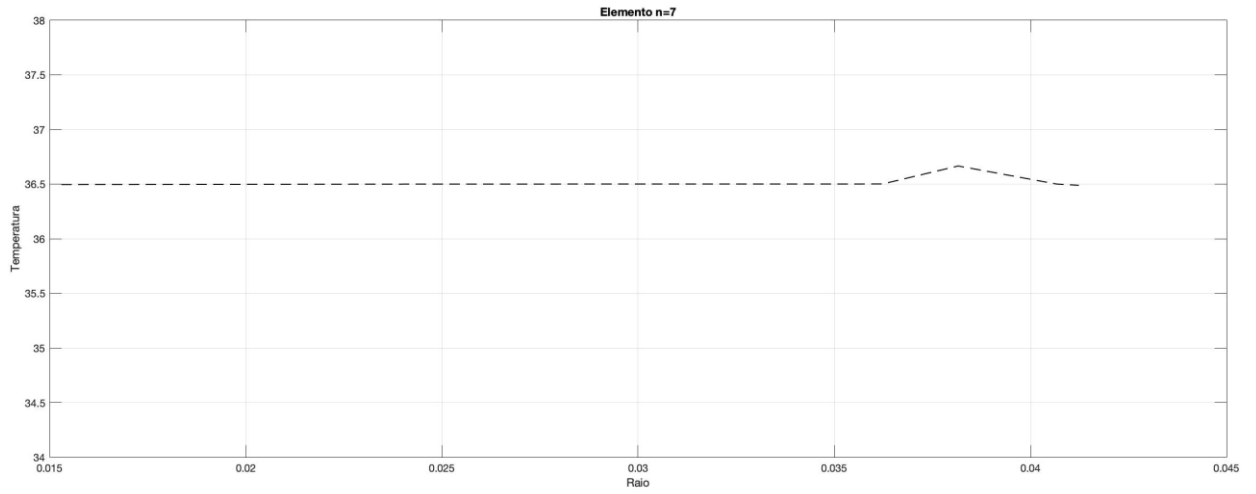


Figura B.7: Perfil de temperaturas basais dos braços.

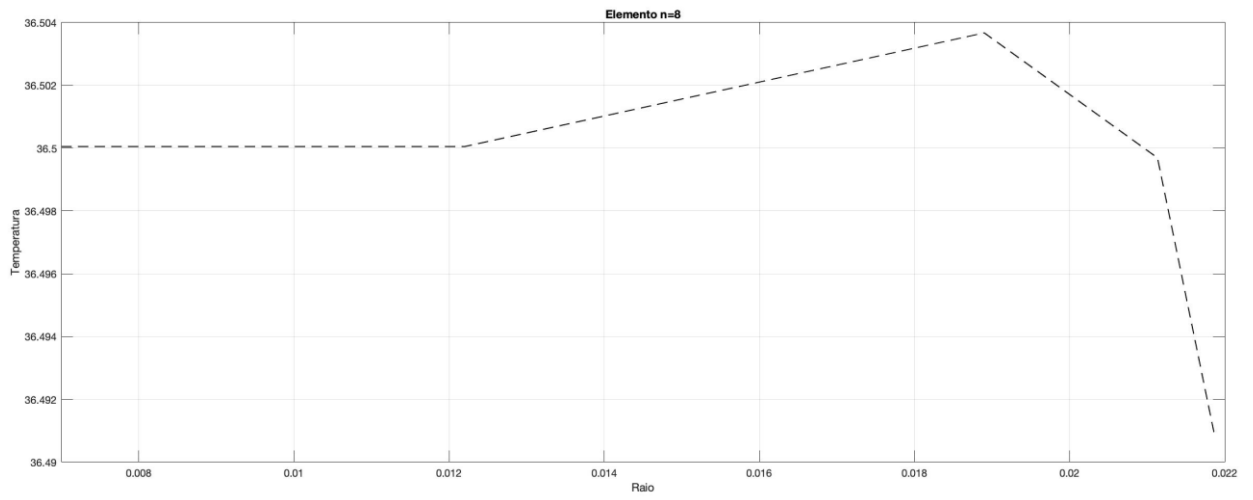


Figura B.8: Perfil de temperaturas basais das mãos.

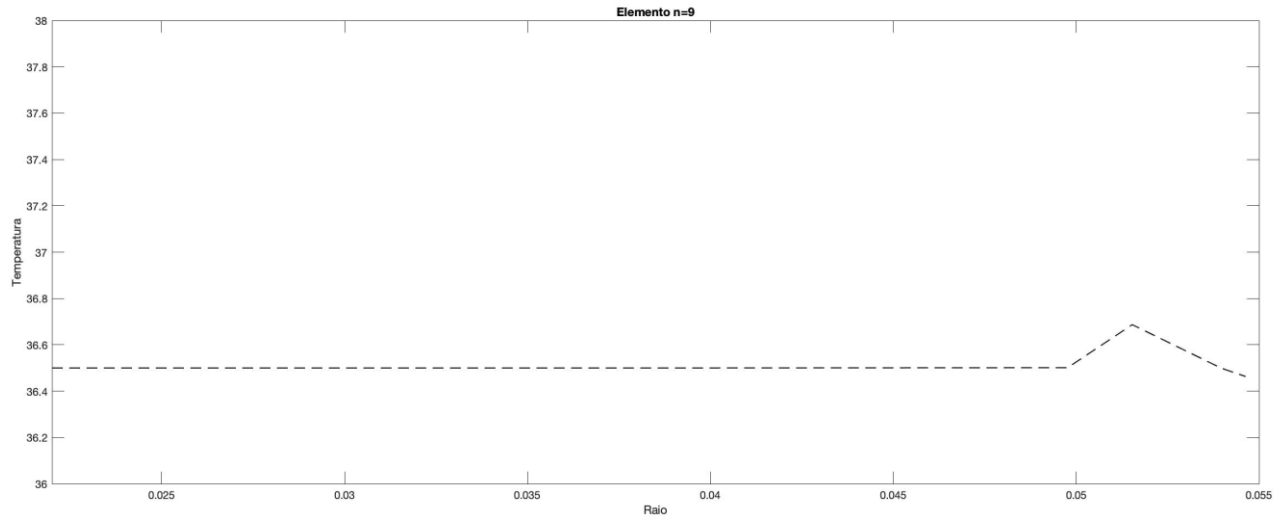


Figura B.9: Perfil de temperaturas basais das pernas.

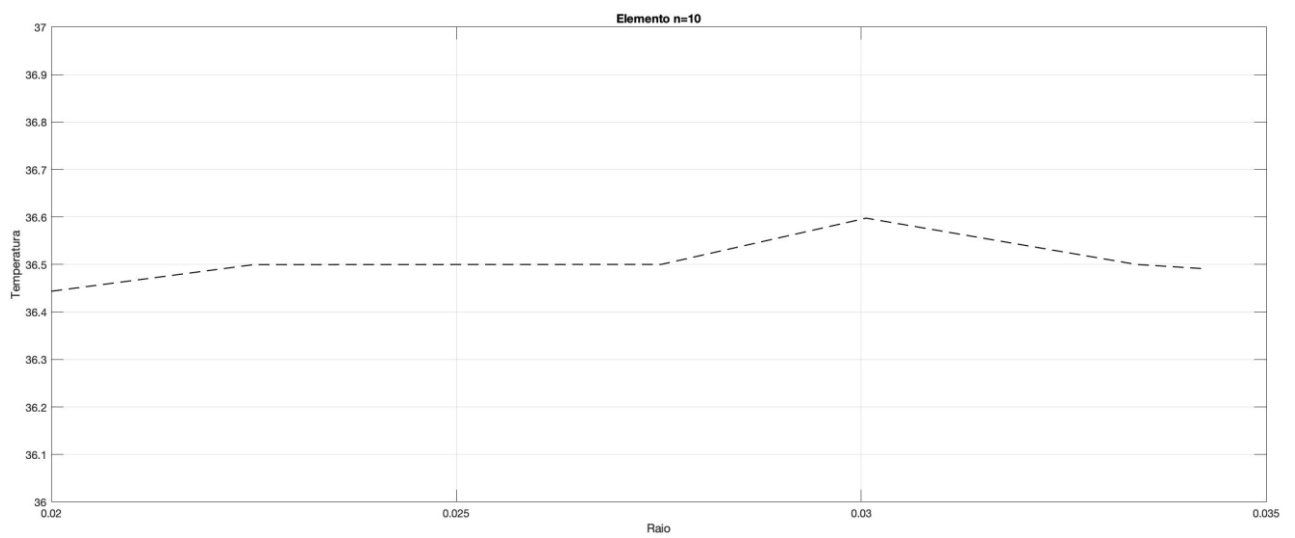


Figura B.10: Perfil de temperaturas basais dos pés.

Apêndice C

TEMPERATURAS DOS ESTUDOS DE CASOS

Tabela C.1: Temperaturas estudo do cenário 1 após duas horas de simulação.

	S1	S2	S3
N1	37,7235		
	37,1326	37,1326	
	37,1326	37,1326	
	37,1326	37,1326	
	37,1326	37,1326	
	37,1326	37,1326	
	37,1326	37,1326	
	37,1326	37,1326	
	37,1326	37,1326	
	37,1326	37,1326	
	37,1325	37,1325	
	37,1325	37,1325	
	37,1325	37,1325	
	37,1325	37,1325	
	37,1325	37,1325	
	37,1325	37,1325	
	37,0451	37,0451	
	37,0145	37,0145	
	36,8951	36,8951	
	36,6853	36,6853	
36,6043	36,6043		
36,5601	36,5601		
36,2314	36,2314		
36,0985	36,0983		
N2	32,6326		
	32,6326		
	32,6326		
	32,6326		
	32,6326		
	32,6326		
	32,6326		
	32,6326		
	32,6326		
	32,6326		
	32,6326		

	32,6326		
	32,5978		
N3	35,1889		
	35,1889	35,1889	
	35,1889	35,1889	
	35,1889	35,1889	
	35,1889	35,1889	
	35,1889	35,1889	
	35,1889	35,1889	
	35,1889	35,1889	
	35,1889	35,1889	
	35,1889	35,1889	
	35,0965	35,0964	
N4	31,4745		
	31,4745		
	31,4745		
	31,4745		
	31,4741		
	31,4741		
	31,4741		
	31,4741		
	31,4738		
	31,4738		
	31,4738		
	31,4738		
	31,2356		
	31,2143		
	31,1768		
31,0982			
	36,4326		
	36,4326	36,4326	36,4326
	36,4326	36,4326	36,4326
	36,4326	36,4326	36,4326
	36,4326	36,4326	36,4326
	36,4326	36,4326	36,4326
	36,4326	36,4326	36,4326
	36,4326	36,4326	36,4326
	36,4108	36,4108	36,4108
	36,4108	36,4108	36,4108
	36,4108	36,4108	36,4108
	36,4108	36,4108	36,4108
	36,4108	36,4108	36,4108
	36,4108	36,4108	36,4108

N5	36,4108	36,4108	36,4108
	36,4024	36,4024	36,4024
	36,4024	36,4024	36,4024
	36,4024	36,4024	36,4024
	36,4024	36,4024	36,4024
	36,3985	36,3985	36,3985
	36,3983	36,3983	36,3983
	36,3981	36,3981	36,3981
	36,3973	36,3973	36,3973
	36,3960	36,3960	36,3960
	36,3941	36,3941	36,3941
N6	38,247		
	36,7392	36,7392	36,7392
	36,7392	36,7392	36,7392
	36,7392	36,7392	36,7392
	36,7392	36,7392	36,7392
	36,7392	36,7392	36,7392
	36,7245	36,7243	36,7142
	36,7245	36,7243	36,7142
	36,7245	36,7243	36,7142
	36,7244	36,7232	36,7142
	36,7244	36,7232	36,7142
	36,7244	36,7124	36,7111
	36,7244	36,7113	36,7111
	36,7244	36,7113	36,7111
	36,7136	36,7110	36,7082
	36,7133	36,7091	36,7081
	36,7133	36,7072	36,7070
	36,7132	36,7065	36,7051
	36,7132	36,7021	36,7050
	36,7091	36,7001	36,7010
	36,6954	36,6953	36,6812
36,6882	36,6622	36,6521	
36,6549	36,6123	36,6012	
36,5871	36,4951	36,3871	
N7	33,1326		
	33,1326	33,1326	33,1326
	33,1326	33,1326	33,1326
	33,1326	33,1326	33,1326
	33,1320	33,1326	33,1326
	33,1320	33,1320	33,1320
	33,1320	33,1320	33,1320
	33,1320	33,1320	33,1320

	33,1311	33,1287	33,1317
	33,1311	33,1287	33,1317
	33,1310	33,1123	33,1317
	33,1310	33,1111	33,1317
	33,1208	33,1098	33,1278
	33,1101	33,1072	33,1265
	33,0975	33,0541	33,1244
N8	37,1488		
	37,1488		
	37,1488		
	37,1488		
	37,1488		
	37,1488		
	37,1480		
	37,1476		
	37,1345		
	37,1345		
	37,1276		
	37,1		
N9	36,1377		
	36,1377	36,1377	36,1377
	36,1377	36,1377	36,1377
	36,1377	36,1377	36,1377
	36,1377	36,1377	36,1377
	36,1267	36,1267	36,1267
	36,1267	36,1267	36,1267
	36,1267	36,1267	36,1267
	36,1267	36,1267	36,1267
	36,1267	36,1267	36,1267
	36,1265	36,1265	36,1265
	36,1265	36,1265	36,1265
	36,1264	36,1360	36,1232
	36,1258	36,1360	36,1222
	36,1245	36,1360	36,1164
	36,1243	36,1360	36,1021
	36,1232	36,1341	36,1014
	36,1108	36,1340	36,0945
36,0768	36,1332	35,8890	
	31,6325889		
	31,6326	31,6326	
	31,6326	31,6326	
	31,6326	31,6326	
	31,6326	31,6326	

N10	31,6326	31,6326	
	31,6326	31,6326	
	31,6326	31,6326	
	31,6314	31,6320	
	31,6313	31,6320	
	31,6287	31,6320	
	31,6201	31,6318	
	31,6167	31,6318	
	31,6112	31,6318	
	31,5987	31,6318	

Tabela C.2: Temperaturas estudo do cenário 2 após duas horas de simulação.

	S1	S2	S3
N1	37,54		
	36,7365	36,7365	
	36,7365	36,7365	
	36,7365	36,7365	
	36,7365	36,7365	
	36,7365	36,7365	
	36,7365	36,7365	
	36,7365	36,7365	
	36,7365	36,7365	
	36,7365	36,7365	
	36,7365	36,7365	
	36,6721	36,6721	
	36,6651	36,6651	
	36,6638	36,6638	
	36,6439	36,6439	
	36,6410	36,6410	
	36,6378	36,6378	
	36,6342	36,6342	
	36,6265	36,6265	
	36,6101	36,6101	
	36,6001	36,6001	
	35,8324	35,8324	
35,6978	35,6887		
	32,2281		
	32,2281		
	32,2281		
	32,2281		

N2	32,2281		
	32,2281		
	32,2281		
	32,2281		
	32,2281		
	32,2281		
	32,2281		
	32,2281		
	32,1761		
N3	35, 7366		
	34,531	34,531	
	34,531	34,531	
	34,531	34,531	
	34,531	34,531	
	34,531	34,531	
	34,531	34,531	
	34,531	34,531	
	34,531	34,531	
	34,531	34,531	
34,382	34,370		
N4	30,6861		
	30,6861		
	30,6861		
	30,6861		
	30,6861		
	30,6861		
	30,6861		
	30,6861		
	30,6745		
	30,6744		
	30,6744		
	30,6732		
	30,6610		
	30,6578		
	30,6501		
30,6435			
30,6198			
	36,0734		
	36,0374	36,0374	36,0374
	36,0374	36,0374	36,0374
	36,0374	36,0374	36,0374
	36,0374	36,0374	36,0374
	36,0374	36,0374	36,0374
	36,0374	36,0374	36,0374

N5	36,0374	36,0374	36,0374
	36,0342	36,0361	36,0368
	36,0342	36,0361	36,0368
	36,0342	36,0361	36,0368
	36,0342	36,0361	36,0368
	36,0342	36,0361	36,0368
	36,0342	36,0361	36,0368
	36,0341	36,0361	36,0368
	36,0340	36,0361	36,0368
	36,0335	36,0361	36,0368
	36,0321	36,0352	36,0368
	36,0319	36,0347	36,0366
	36,0310	36,0340	36,0360
	36,0236	36,0337	36,0354
	36,0211	36,0324	36,0350
	36,0165	36,0318	36,0348
	36,0081	36,0201	36,0332
35,9979	36,0102	36,0264	
	38,0135		
N6	36,0547	36,0547	36,0547
	36,0547	36,0547	36,0547
	36,0547	36,0547	36,0547
	36,0547	36,0547	36,0547
	36,0547	36,0547	36,0547
	36,0547	36,0547	36,0547
	36,0547	36,0547	36,0547
	36,0547	36,0547	36,0547
	36,0547	36,0547	36,0547
	36,0547	36,0547	36,0547
	36,0547	36,0547	36,0547
	36,0547	36,0547	36,0547
	36,0547	36,0547	36,0547
	36,0547	36,0547	36,0547
	36,0547	36,0547	36,0547
	36,0446	36,0547	36,0547
	36,0421	36,0547	36,0421
36,0411	36,0547	36,0389	
36,0398	36,0547	36,0214	
36,0387	36,0547	36,0183	
36,0256	36,0547	35,9982	
35,9983	36,0547	35,8472	
	32,7446		

N7	32,7446	32,7446	32,7446
	32,7446	32,7446	32,7446
	32,7446	32,7446	32,7446
	32,7446	32,7446	32,7446
	32,7446	32,7446	32,7446
	32,7446	32,7446	32,7446
	32,7446	32,7446	32,7446
	32,7446	32,7446	32,7446
	32,7446	32,7446	32,7446
	32,7446	32,7446	32,7446
	32,7446	32,7446	32,7446
	32,6960	32,7446	32,6899
	32,6960	32,7446	32,6878
	32,6960	32,7446	32,6643
N8	36,6969		
	36,6969		
	36,6969		
	36,6969		
	36,6969		
	36,6744		
	36,6658		
	36,6552		
	36,5312		
	36,4327		
	36,2117		
	35,8812		
N9	35,7723		
	35,7723	35,7723	35,7723
	35,7723	35,7723	35,7723
	35,7723	35,7723	35,7723
	35,7723	35,7723	35,7723
	35,7723	35,7723	35,7723
	35,7723	35,7723	35,7723
	35,7723	35,7723	35,7723
	35,7723	35,7723	35,7723
	35,7723	35,7723	35,7723
	35,7723	35,7723	35,7723
	35,5671	35,7723	36,6662
	35,5554	35,7723	36,6544
	35,5398	35,7723	36,6421
	35,3021	35,7723	36,6223
35,2763	35,7723	36,5778	
35,2109	35,7723	36,4467	

	35,1	35,7723	36,4021
	34,883	35,7723	36,2240
N10	31,2343		
	31,2343	31,2343	
	31,2343	31,2343	
	31,2343	31,2343	
	31,2343	31,2343	
	31,2343	31,2343	
	31,2343	31,2343	
	31,2343	31,2343	
	31,2343	31,2343	
	31,2343	31,2343	
	31,2112	31,2343	
	31,1987	31,2224	
	31,1772	31,2210	
	31,1554	31,2001	
31,1013	31,1979		