

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**AVALIAÇÃO DE CONFORTO TÉRMICO E DESCONFORTO
LOCAL EM SALAS CIRÚRGICAS**

Claudia Denise Okuyama

**São Paulo
2005**

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**AVALIAÇÃO DE CONFORTO TÉRMICO E DESCONFORTO
LOCAL EM SALAS CIRÚRGICAS**

Trabalho de formatura apresentado à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Graduação em Engenharia.

Claudia Denise Okuyama

Orientador: Dr. Arlindo Tribess



Área de Concentração:
Engenharia Mecânica

São Paulo
2005

TF_05
OK 7a

1181845-N769

DEDALUS - Acervo - EPMN



31600011117

FICHA CATALOGRÁFICA

Okuyama, Cláudia Denise

**Avaliação de conforto térmico e desconforto térmico local
em salas cirúrgicas / C.D. Okuyama. – São Paulo, 2005.**

96 p.

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

**1.Conforto térmico das construções 2.Conforto ambiental
(Simulação) 3.Hospitais I.Universidade de São Paulo. Escola
Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II.t.**

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Arlindo Tribess, meu orientador, pelas negociações estabelecidas junto ao Hospital Universitário e à Faculdade de Medicina da USP e pelos conselhos e cuidado com que conduziu seu papel de orientador tanto durante este trabalho como no projeto de Iniciação Científica.

Ao aluno de doutorado Marcelo Luiz Pereira pelos contatos estabelecidos, equipamentos adquiridos e orientação fornecida.

Ao aluno de mestrado Victor Barbosa Felix pela discussão e auxílio durante os ensaios.

À Dra. Linda Ferreira Maximiano e ao Prof. Dr. Flávio Galvão, pela permissão concedida para realização dos ensaios no Hospital Universitário da Universidade de São Paulo e no Laboratório de Cirurgia Experimental de Transplante de Fígado da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, respectivamente.

À minha mãe pela paciência e compreensão durante esse ano.

RESUMO

Mesmo nos dias de hoje, muitos centros cirúrgicos acabam comprometendo a saúde e o bem estar não só dos pacientes, mas também da equipe médica, em função de condições de conforto térmico inadequadas. Neste trabalho foram avaliadas condições de conforto térmico e desconforto local em salas cirúrgicas por meio da medição e análise das variáveis de conforto térmico. O estudo foi desenvolvido concomitantemente com o projeto de pesquisa em "Sistemas de tratamento de ar em salas cirúrgicas: Estudo da distribuição de partículas na avaliação da contaminação aérea" (Projeto FAPESP 04/01247-0). As medições foram realizadas no Laboratório de Conforto Térmico do Departamento de Engenharia Mecânica (POLI/USP), Laboratório de Cirurgia Experimental de Transplante de Fígado da Faculdade de Medicina (FM/USP) e no Hospital Universitário (HU/USP). Nas avaliações de conforto térmico envolvendo a utilização de um manequim com sensores térmicos pode-se verificar os efeitos do foco cirúrgico na região da cabeça do cirurgião e da enfermeira e do peito do paciente. Os resultados das condições de conforto térmico do ambiente permitiram verificar o alto nível de desconforto por frio a que o paciente fica submetido relacionado com o seu baixo metabolismo.

ABSTRACT

Even nowadays, owing to inadequate conditions of thermal comfort, many surgical centers prejudice the health of not only their patients, but also their medical team,. In this work thermal comfort and local discomfort conditions in surgical rooms were evaluated through the measurement and analysis of the variables of thermal comfort. This study was developed simultaneously with the research project in "Systems of air treatment in surgery rooms: Study of the distribution of particles in the evaluation of airborne contamination". (FAPESP Grant no. 04/01247-0). The measurements were accomplished at the Thermal Comfort Laboratory of the Mechanical Engineering Department (POLI/USP), at the Experimental Surgery Laboratory of the Medicine School (FM/USP) and at the University Hospital (HU/USP). In the evaluations of thermal comfort involving the use of a mannequin with thermal sensors it could be verified the effects of the surgical focus in the area of the surgeon and nurse's head and of the patient's chest. The results of the environment conditions of thermal comfort permit us to verify the high cold discomfort level what the patient is submitted related with his low metabolism.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

1. INTRODUÇÃO	1
2. ESTUDO DE VIABILIDADE.....	2
2.1. Motivação.....	2
2.2. Avaliação da viabilidade técnico-econômica	2
3. DESCRIÇÃO DAS ETAPAS DESENVOLVIDAS.....	4
4. REVISÃO DA LITERATURA	6
5. SISTEMAS DE CLIMATIZAÇÃO EM SALAS CIRÚRGICAS.....	8
5.1. Convenções, Normas e Códigos.....	8
5.1.1. Infecção	9
5.1.2. Contaminação por gases	11
5.1.3. Umidade	12
5.2. Configurações dos sistemas de ventilação e distribuição de ar.....	12
5.2.1. Comparação de sistemas de distribuição de ar	13
5.2.2. Ar de retorno.....	17
6. ESTUDOS DE CONFORTO TÉRMICO EM SALAS CIRÚRGICAS.....	18
6.1. Corpo Médico.....	20
6.2. Pacientes.....	21
6.2.1. Conseqüências	22
6.2.2. Métodos preventivos	25
7. CONFORTO TÉRMICO	28
7.1. O trabalho de Fanger	28

7.2. Norma ISO 7730	30
7.3. Norma ASHRAE 55	32
7.4. Norma ISO 7726	34
7.5. Norma ISO 14505-2	38
7.5.1. Cálculos gerais	38
7.5.2. Temperaturas equivalentes específicas.....	39
7.5.3. Manequim térmico.....	43
8. MATERIAIS E MÉTODOS.....	47
8.1. Equipamentos	47
8.2. Locais de ensaio	50
8.2.1. Laboratório de Conforto Térmico	51
8.2.2. Sala Cirúrgica Experimental da FM/USP.....	52
8.2.3. Salas Cirúrgicas do Hospital Universitário da USP	53
8.3. Método de trabalho.....	53
8.3.1. Calibração.....	54
8.3.2. Foco Cirúrgico.....	57
8.3.3. Laboratório de Conforto Térmico	59
8.3.4. Sala Cirúrgica Experimental da FM/USP.....	62
8.3.5. Salas Cirúrgicas do Hospital Universitário	65
9. RESULTADOS.....	68
9.1. Calibração.....	68
9.2. Foco Cirúrgico.....	70
9.3. Ensaio no Laboratório de Conforto Térmico.....	72
9.3.1. Temperatura Equivalente.....	72
9.3.2. Conforto local.....	76
9.3.3. PPD do cirurgião	77
9.4. Sala Cirúrgica Experimental da FM/USP	78
9.4.1. Temperatura Equivalente.....	78
9.4.2. Conforto local.....	80

9.4.3. PPD.....	82
9.5. Sala Cirúrgica do Hospital Universitário	82
9.5.1. Temperatura Equivalente.....	83
9.5.2. Conforto local.....	84
9.5.2. PPD.....	85
10. CONCLUSÃO	87
11. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	92

LISTA DE FIGURAS

Figura 5.2.1.1. – Concentração de partículas infecciosas no campo cirúrgico para diferentes tipos de sistemas de distribuição de ar (Schmidt, 1987).	14
Figura 5.2.1.2. – Escoamento vertical laminar (Schmidt, 1987).	15
Figura 5.2.1.3. – Sistema com cortina de ar. (Schmidt, 1987).....	15
Figura 5.2.1.4. – Sistema de recirculação de alta velocidade e volume. (Schmidt, 1987)	15
Figura 5.2.1.5. – Sistema convencional (turbulento). (Schmidt, 1987).....	16
Figura 5.2.1.6. – Insuflamento diagonal. (Schmidt, 1987) Ambientes Com Fluxo de Ar Unidirecional (Laminar).	16
Figura 5.2.1.7. – Fluxo para baixo com cortina. (Schmidt, 1987).....	16
Figura 6.1. – Zonas de conforto de Woods et al. (1986) apresentadas em Mora et al. (2001).	19
Figura 6.2.1.1.- Porcentagem de pacientes liberados da unidade de tratamento pós anestesia em função do tempo de permanência na unidade (Sessler , 2001).....	24
Figura 6.2.1.2. – Gráfico da temperatura de centro em função do tempo para aquecimento pré-operação e sem aquecimento (Sessler , 2001).....	27
Figura 7.2.1. – Percentual de pessoas insatisfeitas em função do voto médio estimado	32
Figura 7.3.1. Diagrama psicrométrico com a indicação da zona de conforto (ASHRAE 55, 2004).	33
Figura 7.5.3.1. – Configuração da disposição de sensores chatos. (ISO 14505-2, 2004)	44
Figura 8.1.1. – Manequim térmico.....	47
Figura 8.1.2– Módulo B de controle	48
Figura 8.1.3.– Módulo A de aquisição de potência	48
Figura 8.1.4. - Software de aquisição do sistema do manequim.....	49
Figura 8.1.5. – Anemômetro e termopar do sistema do manequim.	49
Figura 8.1.6. - Sensor de temperatura do ar e anemômetro omnidirecional.	50
Figura 8.1.7. - Sensores de temperatura e velocidade do ar e de globo.	50
Figura 8.2.1.1. - Vista da sala de testes do Laboratório de Conforto Térmico. (Revista Abrava, 2001)	51

Figura 8.2.2.1 – Planta do Laboratório de Transplante de Fígado.....	52
Figura 8.2.2.2 – Difusor helicoidal e grelhas de retorno.	52
Figura 8.2.3.1. – Sistema de condicionamento de ar de sala cirúrgica do Hospital Universitário (insuflamento à esquerda e retorno à direita).....	53
Figura 8.3.1.1. – Ensaio do manequim térmico como cirurgião e enfermeira no Laboratório de Conforto Térmico.....	56
Figura 8.3.1.2. – Ensaio do manequim térmico como paciente vestido no Laboratório de Conforto Térmico.....	56
Figura 8.3.1.3. – Ensaio do manequim térmico como paciente nu.....	57
Figura 8.3.2.1. – Disposição do foco cirúrgico e manequim durante os ensaios.....	58
Figura 8.3.2.2. – Diagrama de sensação térmica (Nilsson, 2004)	58
Figura 8.3.3.1. – Split do Laboratório de Conforto Térmico.....	60
Figura 8.3.3.2. – Difusor e grelha de retorno do Laboratório de Conforto.....	60
Figura 8.3.3.3. – Esquema do posicionamento durante os ensaios, vista lateral (dimensões em mm).....	60
Figura 8.3.3.4. – Esquema do posicionamento durante os ensaios, vista superior (dimensões em mm).....	61
Figura 8.3.3.5. – Focos cirúrgicos utilizados nos ensaios.....	61
Figura 8.3.4.1. – Posicionamento do manequim e equipamentos durante ensaios na Sala Cirúrgica Experimental, vista superior (dimensões em mm).....	63
Figura 8.3.4.2. – Posicionamento do manequim e equipamentos durante ensaios na Sala Cirúrgica Experimental, vista lateral (dimensões em mm).....	64
Figura 8.3.4.3. – Posicionamento do cirurgião e da enfermeira (no ensaio a testa foi girada em direção ao foco).....	65
Figura 8.3.4.4. – Posicionamento do paciente.	65
Figura 8.3.5.1. – Disposição dos equipamentos na sala cirúrgica do HU, vista superior (dimensões em mm).....	66
Figura 8.3.5.2. – Disposição dos equipamentos na sala cirúrgica do HU, vista lateral (dimensões em mm).....	66
Figura 8.3.5.3. – Manequim como enfermeira e cirurgião.	67
Figura 8.3.5.4. – Manequim como paciente.....	67
Figura 9.1.1. – Perfil de velocidade do ar.	68

Figura 9.2.1. – Diagrama de sensação térmica do cirurgião para diferentes potências do foco cirúrgico.....	71
Figura 9.2.2. – Temperatura equivalente da cabeça em função da potência do foco cirúrgico.	72
Figura 9.3.1.1. – Diagrama para o cirurgião a 22°C e 24°C.....	74
Figura 9.3.1.2. – Diagrama para a enfermeira a 22°C e 24°C.	74
Figura 9.3.1.3. – Diagrama para o paciente nu a 22°C e 24°C.....	75
Figura 9.3.1.4. – Diagrama para o paciente vestido a 22°C e 24°C.	75
Figura 9.3.2.1. – Perfil de temperatura nos ensaios no Laboratório de Conforto Térmico (POLI/USP).....	76
Figura 9.3.2.2. – Perfil de velocidade nos ensaios no Laboratório de Conforto Térmico (POLI/USP).	77
Figura 9.4.1.1. – Diagrama de conforto de Nilsson para o cirurgião (FM/USP).....	79
Figura 9.4.1.2. – Temperaturas equivalentes para enfermeira e paciente (FM/USP).80	
Figura 9.4.2.1. – Perfil de temperatura do ar na FM/USP.	81
Figura 9.4.2.2. – Perfil de velocidade do ar.	81
Figura 9.5.1.1. - Diagrama de conforto térmico de Nilsson para o cirurgião (HU/USP).....	83
Figura 9.5.1.2. - Temperaturas equivalentes para o cirurgião e enfermeira (HU/USP).....	84
Figura 9.5.2.1.- Perfil de temperatura do ar para as salas cirúrgicas do HU.	84
Figura 9.5.2.2.- Perfil de velocidades do ar para as salas cirúrgicas do HU.....	85

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1.2.1. - Limites recomendados para concentração de gases de anestesia (baseado em dados fornecidos por Holcatova et al., 2003).	11
Tabela 6.1. – Variáveis pessoais para corpo médico e pacientes. (Mora, 2001)	19
Tabela 6.2. – Temperaturas recomendadas para diferentes membros da equipe cirúrgica e paciente (baseado em Mora et al., 2001).	20
Tabela 6.2.1.1. – Principais consequências da hipotermia moderada no período pré-operatório, operatório e pós-operatório.....	23
Tabela 7.1.1. – Escala de sensação térmica da ASHRAE	30
Tabela 7.2.1. - Determinação do voto médio estimado - PMV (ISO 7730, 1994)	31
Tabela 7.4.1. - Características dos instrumentos de medição	37
Tabela 8.1.1.- Regiões analisadas pelos sensores.....	48
Tabela 8.1.2. – Características dos instrumentos de medição.....	49
Tabela 8.3.1.1. – Metabolismo para equipe médica e pacientes. (Mora, 2001).	55
Tabela 8.3.1.2. – Resistência da roupa do cirurgião/enfermeira e paciente.....	55
Tabela 8.3.3.1. – Condições e nomenclaturas dos ensaios.	59
Tabela 9.1.1. – Condições de ensaio médias	68
Tabela 9.1.2. – Temperatura da pele para os diversos segmentos do corpo	69
Tabela 9.1.3. – Coeficientes de transferência de calor combinado de radiação e convecção.....	70
Tabela 9.3.3.1. – Dados coletados e calculo do PMV e PPD no Laboratório de Conforto (POLI/USP).	78
Tabela 9.4.3.1. – Tabela de dados coletados e calculo do PMV e PPD na FM/USP.	82
Tabela 9.5.2.1. - Tabela de dados coletados e calculo do PMV e PPD no HU.	86

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

FAPESP – Fundo de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo

POLI/USP – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo

FM/USP – Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

HU – Hospital Universitário

USP – Universidade de São Paulo

UTI - Unidade de Tratamento Intensivo

ASHRAE – American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers

ISO – International Organization. for Standardization

ASPAN – American Society of PeriAnesthesia Nurses

OEL – Occupational Exposure Limit

NIOSH – National Institute for Occupational Safety & Health

EUA – Estados Unidos da América

DIN – Deutsches Institut für Normung

TSL – Tempo de Saturação Local.

PMV – Predicted Mean Vote

PPD – Predicted Percentage of Dissatisfied

SAE – Society of Automotive Engineers

HVAC – Heating, Ventilating and Air-Conditioning

RST – Curva de Superfície Resultante

MTV – Mean Thermal Vote

EL - Elevação

LISTA DE SÍMBOLOS

T_a	- Temperatura do ar [$^{\circ}\text{C}$]
v_a	- Velocidade do ar [m/s]
T_r	- Temperatura radiante [$^{\circ}\text{C}$]
UR	- Umidade relativa [%]
M	- Metabolismo [W/m^2]
I_{clo}	- Índice de isolamento da roupa [clo]
T_{eq}	- Temperatura equivalente [$^{\circ}\text{C}$]
dU/dt	- Taxa de variação de energia interna [W/m^2]
M	- Taxa de produção de calor metabólico [W/m^2]
W	- Taxa de calor gasto pelo trabalho dos músculos [W/m^2]
C	- Taxa de calor perdida pela pele por convecção [W/m^2]
R	- Taxa de calor perdido pela pele por radiação [W/m^2]
E_p	- Taxa de calor evaporativo perdido pela pele [W/m^2]
ER	- Taxa de calor evaporativo perdido pela respiração [W/m^2]
CR	- Taxa de calor convectivo perdido pela respiração [W/m^2]
T_p	- Temperatura da pele [$^{\circ}\text{C}$]
E_{es}	- Secreção de suor [W/m^2]
T_o	- Temperatura operativa [$^{\circ}\text{C}$]
a	- Constante
T_{pr}	- Temperatura radiante assimétrica [K] ou [$^{\circ}\text{C}$]
q_r	- Transferência de calor por radiação [W/m^2]
q_c	- Transferência de calor por convecção [W/m^2]
σ	- Constante de Stefan-Boltz [$\text{W/m}^2 \cdot \text{K}^4$]
ε	- Emissividade de globo negro
h_{cg}	- Coeficiente de película para convecção no nível do globo [$\text{W/m}^2 \cdot \text{K}$]
D	- Diâmetro do globo [m]
T_g	- Temperatura de globo [$^{\circ}\text{C}$]
p_{vs}	- Pressão de saturação de vapor [Pa]
p_v	- Pressão parcial de vapor [Pa]
p	- Potência de aquecimento do anemômetro [W/m^2]

h_c	- Coeficiente convectivo [$W/m^2.K$]
T_c	- Temperatura do elemento do anemômetro [$^{\circ}C$]
h_r	- Coeficiente de transferência de calor por radiação [$W/m^2.^{\circ}C$]
h_c	- Coeficiente de transferência de calor por convecção [$W/m^2.^{\circ}C$]
T_s	- Temperatura da superfície [$^{\circ}C$]
Q	- Fluxo de calor [W/m^2]
h_{cal}	- Coeficiente de transferência de calor combinado de convecção e radiação [$W/m^2.^{\circ}C$]
$T_{eq,global}$	- Temperatura equivalente global
$T_{eq,segmental}$	- Temperatura equivalente segmental
$T_{eq,direcional}$	- Temperatura equivalente direcional
$T_{eq, onidimensional}$	- Temperatura equivalente onidimensional
$T_{p,global}$	- Temperatura do sensor superficial global [$^{\circ}C$]
Q_{global}	- Fluxo de calor global [W/m^2]
$h_{cal, global}$	- Coeficiente de transferência de calor combinado global [$W/m^2.^{\circ}C$]
A	- Área
n	- Número de zonas do corpo/ número de direções
$T_{p,segmental}$	- Temperatura da superfície do sensor segmental [$^{\circ}C$]
$Q_{segmental}$	- Fluxo de calor segmental [W/m^2]
$h_{cal, segmental}$	- Coeficiente de transferência de calor combinado segmental [$W/m^2.^{\circ}C$]
$T_{p,direcional}$	- Temperatura da superfície do sensor direcional [$^{\circ}C$]
$Q_{direcional}$	- Fluxo de calor direcional do sensor [W/m^2]
$h_{cal, direcional}$	- Coeficiente de transferência de calor combinado direcional [$W/m^2.^{\circ}C$]
$T_{eq, local}$	- Temperatura equivalente local [$^{\circ}C$]
$T_{p,onidimensional}$	- Temperatura da superfície do sensor onidimensional [$^{\circ}C$]
$Q_{onidimensional}$	- Fluxo de calor onidimensional do sensor [W/m^2]
$h_{cal, onidimensional}$	- Coeficiente de transferência de calor combinado onidimensional [$W/m^2.^{\circ}C$]

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

O sistema de distribuição de ar em salas cirúrgicas é voltado para diminuir os riscos de infecções do paciente e dos profissionais de saúde por partículas aéreas, necessitando de uma ventilação especial baseada em taxas fixas de geração de contaminantes, fluxo diferencial, pressão, taxas de suprimento e saturação nociva do ar local, umidade, entre outros parâmetros (Hermans, 2000). Porém, deve-se ainda garantir o conforto térmico do paciente e da equipe médica durante a cirurgia, o que muitas vezes fica em segundo plano. Condições térmicas confortáveis ajudam o corpo médico a trabalhar melhor e previnem possíveis problemas ao paciente, como a hipotermia e suas consequências.

Neste trabalho foram avaliadas condições de conforto térmico e desconforto local na sala Cirúrgica Experimental de Transplante de Fígado da Faculdade de Medicina da USP, doravante denominada de Sala Cirúrgica Experimental, e em Sala Cirúrgica do Hospital Universitário da USP, doravante denominada de Sala Cirúrgica do HU/USP, por meio da medição e análise das variáveis de conforto térmico, segundo procedimentos previstos nas normas ASHRAE 55 (2004), ISO 7730 (1994), ISO 7726 (1998) e ISO 14505-2 (2004).

Anteriormente aos ensaios realizados na Sala Cirúrgica Experimental e na Sala Cirúrgica do HU/USP foram realizados ensaios no Laboratório de Conforto Térmico da Escola Politécnica da USP (POLI/USP). Nesses ensaios foi estabelecida a metodologia a ser seguida nos ensaios em Salas Cirúrgicas, mediante a análise de condições de conforto térmico função dos sistemas de condicionamento de ar instalados no Laboratório de Conforto Térmico.

A análise de conforto térmico e desconforto local nas salas cirúrgicas analisadas, ao servir de base tanto para comparação como para propostas de solução para os eventuais problemas encontrados, poderá gerar oportunidades para que novos estudos sejam realizados.

CAPÍTULO 2

ESTUDO DE VIABILIDADE

Esse capítulo apresenta a importância da condução do projeto e a viabilidade econômica, de estrutura e meios para a sua realização.

2.1. Motivação

São diversos os fatores envolvidos no estudo do conforto térmico em salas cirúrgicas devido aos diferentes níveis de atividade metabólica dos ocupantes, vestimenta, localização e calor liberado pelos equipamentos utilizados e pelas pessoas que circulam em seu interior durante uma cirurgia. A variedade de fatores e da pesquisa envolvida no estudo do conforto de espaços hospitalares já justifica o estudo desse tipo de ambiente do ponto de vista acadêmico.

No entanto, a motivação social do projeto é fornecer dados para a melhoria do conforto térmico tanto para o paciente como para o corpo médico, o que representa uma das maiores dificuldades em salas cirúrgicas. Enquanto cirurgiões queixam-se que salas cirúrgicas são muito quentes e desconfortáveis (Wyon et al, 1968), o maior índice de reclamações de pacientes no período pós-cirúrgico é de frio, geralmente acompanhado de tremores e dores provocadas pela movimentação causada (Sessler, 2001).

2.2. Avaliação da viabilidade técnico-econômica

Economicamente, o efeito da hipotermia do paciente segundo levantamento realizado por Mahoney e Odom (1999) mostra que o decréscimo de apenas 1,5°C na temperatura do centro do corpo do paciente acarreta um aumento de gastos de hospital de \$2.500 até \$7.000 por paciente. O valor associado ao aumento dos custos inclui:

- Prolongamento do prazo de permanência do paciente na UTI e na unidade de recuperação pós-anestésica;
- Aumento do uso de células sanguíneas vermelhas, plasma e bandejas de sangue;

- Aumento da necessidade de ventilação mecânica;
- Aumento de problemas cardíacos e custos associados.

O estudo foi desenvolvido concomitantemente com o projeto de pesquisa em “Sistemas de tratamento de ar em salas cirúrgicas: Estudo da distribuição de partículas na avaliação da contaminação aérea” (Projeto FAPESP 04/01247-0). Portanto, os equipamentos utilizados na realização dos ensaios necessários foram adquiridos sem custos adicionais a serem desembolsados.

Os equipamentos necessários são constituídos por sensores de temperatura do ar, sensores de velocidade do ar, termômetro de globo e sensores de umidade relativa, todos conectados a um sistema de aquisição de dados para posterior tratamento e análise das condições de conforto. Além de um manequim térmico com um sistema de aquisição e controle de dados próprio.

Os ensaios foram realizados na Sala Cirúrgica Experimental de Transplante de Fígado da Faculdade de Medicina da USP e no Hospital Universitário, Órgão Complementar da Universidade de São Paulo, localizado na Cidade Universitária. Os ensaios foram realizados com a cooperação e interesse dos médicos e administradores das salas cirúrgicas avaliadas.

CAPÍTULO 3

DESCRIÇÃO DAS ETAPAS DESENVOLVIDAS

A seguir são descritas as atividades desenvolvidas ao longo dos dois semestres de desenvolvimento do trabalho.

1. Levantamento Bibliográfico

Estudo das normas de conforto térmico (ASHRAE 55, ISO 7730), medições (ISO 7726), do trabalho de Fanger (1972), da utilização de manequins térmicos e de trabalhos previamente realizados no estudo do conforto térmico em salas cirúrgicas.

2. Planejamento dos Ensaios

Planejamento das etapas de ensaio a serem realizadas, definição de datas e horários, assim como o tipo de sistema de climatização, condições e procedimentos a serem adotados.

3. Utilização dos Equipamentos

Familiarização com os novos instrumentos e definição da disposição dos mesmos durante o ensaio.

4. Elaboração do Relatório Final do Projeto Integrado I

Redação e organização das informações coletadas durante o primeiro semestre para apresentação do relatório final, assim como para apresentação oral e pôster do projeto.

5. Calibração do Manequim Térmico

Obtenção dos coeficientes de transferência de calor combinados de radiação e convecção para as condições de vestimenta e metabolismo do cirurgião, enfermeira e paciente, segundo norma ISO 14505-2 (2004).

6. Ensaios no Laboratório de Conforto Térmico (POLI/USP)

Ensaios do ambiente “simulado” de sala cirúrgica (com instalação de focos cirúrgicos e mesa cirúrgica) utilizando os sistemas de climatização e distribuição de disponíveis no Laboratório de Conforto Térmico, sob condições controladas.

7. Ensaios na Sala Cirúrgica Experimental (FM/USP)

Ensaio para a determinação do posicionamento dos sensores e avaliação do sistema de condicionamento de ar no laboratório no qual são realizadas cirurgias de transplante de fígado experimentais em animais.

8. Ensaios em Sala Cirúrgica do Hospital Universitário (HU/USP)

Aquisição dos dados em sala cirúrgica do Hospital Universitário para as condições estabelecidas nas etapas anteriores.

9. Análise de Resultados e Conclusões

Estudo dos resultados obtidos, dificuldades apresentadas, sugestões de melhorias ou extensão do estudo e conclusões obtidas durante o projeto.

10. Elaboração do Relatório Final do Projeto II

Redação e organização das informações coletadas durante o ano todo para apresentação do relatório final, assim como para apresentação oral e do pôster final do projeto.

CAPÍTULO 4

REVISÃO DA LITERATURA

O estudo da bibliografia do trabalho foi iniciado com a análise do ambiente, das salas cirúrgicas, e das principais características que os sistemas de climatização devem atender para preservação da saúde dos ocupantes do recinto. Essa análise é apresentada no capítulo 6, onde são apontados os parâmetros de projeto para salas cirúrgicas por meio da apresentação das normas, códigos e convenções que ditam valores de concentração de partículas contaminantes, emissão de gases e umidade adotados para a especificação dos equipamentos. Uma breve comparação entre os sistemas de distribuição de ar existentes em salas cirúrgicas também é apresentada. O material utilizado para essa pesquisa foi fornecido pelas publicações de Lewis (1993), Hermans (2000) e San José Alonso et al. (1999).

Com o conhecimento das limitações representadas pelo dimensionamento do sistema de climatização no capítulo 6 são apresentadas as bibliografias referentes aos diversos estudos relacionados ao conforto térmico em salas cirúrgicas, tanto no que se relaciona aos métodos e parâmetros de conforto adotados para as avaliações como aos resultados alcançados.

O artigo de Holcatova et al. (2003), mostra que para hospitais sem sistema de climatização (ar condicionado), estudados na República Tcheca, todos os parâmetros relacionados ao microclima se encontravam fora dos limites recomendados. Mora et al. (2001), em estudo realizado no Hospital Geral de Montreal (Canadá) e Wyon et al. (1968), na Inglaterra, descrevem a tendência do médico de sentir mais calor e dos pacientes e enfermeiras de sentirem mais frio. A ocorrência da hipotermia durante e após o procedimento cirúrgico é apontado como causador de diversas complicações como aumento da perda de sangue, infecção do ferimento, aumento na duração dos anestésicos, doenças cardíacas, entre outros. Estudos relacionados a esses efeitos, suas causas e mecanismos de prevenção são explicados com o material fornecido por Sessler (2001), Leslie e Sessler (2003) e pelo procedimento para prevenção de hipotermia editado pela American Society of PeriAnesthesia Nurses (ASPAN) em 1998.

A seguir, no capítulo 7 é apresentada a teoria de conforto térmico de Fanger (1972), como função de quatro variáveis físicas (temperatura do ar, T_a ; velocidade do ar, v_a ; temperatura radiante, T_r e umidade relativa, UR) e dois parâmetros pessoais (metabolismo, M e tipo de vestimenta, I_{clo}), adotada pela norma de conforto térmico ISO 7730 (1994). Também é apresentada a teoria de um índice de conforto térmico mais utilizado nas indústrias automotivas, a temperatura equivalente (T_{eq}), que combina os efeitos das variáveis ambientais com o tipo de vestimenta e é definido como sendo: a temperatura uniforme em um volume imaginário, com velocidade do ar nula e umidade relativa igual ao do ambiente, onde a pessoa ira trocar calor por radiação e convecção (ISO 14505-2, 2004). A temperatura equivalente será estudada para a utilização do manequim térmico que deve ser calibrado e ter seu princípio compreendido para o estudo.

Ainda no capítulo 7 são apresentadas as diferenças entre as normas técnicas de conforto térmico (ASHRAE 55 (2004) e ISO 7730 (1994)), para condições ambientais aceitáveis e o posicionamento dos sensores durante os ensaios. E a norma de medição, que define as variáveis de conforto térmico e as faixas de medição para os equipamentos utilizados (ISO 7726, 1998).

CAPÍTULO 5

SISTEMAS DE CLIMATIZAÇÃO EM SALAS CIRÚRGICAS

Hospitais e outros centros de tratamento de saúde são ambientes complexos e requerem um projeto diferenciado do sistema de ventilação e condicionamento de ar. Dentro desses ambientes, os mais especializados são as salas cirúrgicas, devido aos diversos fatores de risco, que envolvem não somente os pacientes, mas também os médicos, enfermeiras, anestesiologistas e técnicos. Além das infecções, o estresse, o desconforto térmico, os riscos de intoxicação por gases anestésicos e a eliminação de odores devem ser analisados.

Alguns métodos de distribuição de ar reduzem a incidência de infecção pós-operativa e o projeto de ventilação atua como parte importante do programa de controle de infecção, podendo afetar a equação de transmissão de algumas doenças em particular. A emissão de gases também é comprovadamente reduzida com a utilização de sistema de climatização quando bem operado e mantido (Holcatova, 2003).

O projeto de um ambiente cirúrgico deve ser realizado em conjunto entre médicos e engenheiros. O médico é responsável por delimitar as áreas e a utilização específica das mesmas, assim como os requisitos para acomodação dos equipamentos e o engenheiro deve levar em consideração os critérios estabelecidos pelo médico, assim como as normas vigentes e resultados de estudos já realizados.

Os parâmetros de projeto devem ser baseados nas taxas fixas de geração de contaminantes conhecidos, eficácia de filtragem, temperatura, umidade, conforto térmico, fluxo diferencial e pressão, taxas de suprimento de ar e saturação nociva do local (Hermans, 2000).

5.1. Convenções, Normas e Códigos

Existe um bom número de regras e normas publicadas para a taxa de ventilação, eficiência dos filtros e controle de pressão que tem sido adotadas tanto pelos códigos de construção como pelos departamentos de saúde como requisitos para projetistas (Hermans, 2000).

Os códigos de projeto apresentam medidas para promover a segurança e a saúde do paciente e do corpo médico a custos aceitáveis. A maioria dos códigos utiliza o modelo de diluição de partículas contaminantes e gases perigosos como sendo o mais efetivo para os sistemas de distribuição de ar, que propõe a presença de menos ar infectado e uma maior uniformidade no quarto como um todo.

Delimitações estabelecidas por normas e estudos relacionadas à infecção e concentração de gases, assim como ferramentas disponíveis de propriedades térmicas tradicionais (temperatura, umidade, pressão e vazão) para o controle da contaminação são apresentados a seguir. As normas referentes ao conforto térmico são apresentadas no capítulo 7.

5.1.1. Infecção

Há muitas rotas e fontes diferentes de infecção em uma sala cirúrgica. Alguns dos fatores que influenciam a infecção são listados abaixo:

- Procedimento realizado;
- Susceptibilidade à infecção do paciente;
- Antibiótico utilizado;
- Deficiência da assepsia ou técnica utilizada pelo corpo cirúrgico;
- Flocos de pele;
- Número de pessoas na sala cirúrgica;
- Auto contaminação do paciente;
- Gotas de suor geradas pelo corpo médico;
- Instrumentos cirúrgicos, uvas, máscaras, vestimentas, etc;
- Atividade e nível de conforto na sala cirúrgica;
- Localização e carga térmica gerada pelas luzes e equipamentos;
- Projeto do sistema de condicionamento e distribuição de ar (*design*, operação, balanceamento e manutenção).

Casos de redução de infecções em cirurgias de reposição de juntas foram comprovados, por meio da administração de antibióticos, roupas especiais e sistemas ultralimpas de ar. A operação de transplante de juntas é a cirurgia onde se investe a maior parte dos recursos na pesquisa de melhorias para evitar a infecção, pois as maiores complicações relacionadas a infecções aparecem nesse tipo de procedimento.

cirúrgico e as consequências de infecções nesse tipo de cirurgia são muito traumáticas para o paciente (Lewis, 1993).

Whyte et al (1982) apud Lewis (1993) concluíram que o ar é o maior e a mais consistente fonte de contaminação de ferida em operações limpas de longa exposição e grande área. Outros tipos de cirurgia, não ortopédicas, não possuem dados significativos para a análise da contribuição do transporte aéreo nas infecções, uma vez que a contaminação por bactérias dos fluidos corpóreos é uma causa mais importante nas cirurgias gerais.

Estudos concordam que a maioria das bactérias dispersas em uma sala cirúrgica se encontra na pele descamada perdida pelas pessoas diariamente. Woods et al (1986) apud Lewis (1993) estimam que um membro da equipe cirúrgica vestido e localizado em frente da mesa de operação perca $6\mu\text{g}/\text{min}$ de $7,5\text{ }\mu\text{m}$ de diâmetro médio. O aperto e a cobertura das roupas (capas, aventais, máscaras, luvas, etc), também influenciam a quantidade de flocos de pele transferidos para o ar.

As partículas existentes no ar, no entanto, não são necessariamente partículas infecciosas e a contaminação ainda é função da dose, do local da virulência e do tempo de exposição, além das condições de saúde do paciente (Hierholzer, 1993).

As partículas que caem em certa faixa de diâmetro aerodinâmico de $0,2$ a $2,0\text{ }\mu\text{m}$ têm chances grandes de serem inaladas profundamente até o pulmão passando por todas as defesas do trato respiratório superior (Morrow, 1980). Alguns microorganismos bem conhecidos também se enquadram neste tamanho, como o *stafilococcus*, *legionella*, o vírus da influenza e outros bem perigosos como o *M. tuberculosis*, que pode ser transmitido pelo espirro. As partículas mais comuns são utilizadas para estabelecer os parâmetros de projeto, entre elas se encontram: *M. tuberculosis*, vírus do sarampo, Varicella zoster e alguns esporos fúngicos (Hermans, 2000).

Como mencionado anteriormente, há muitas diferenças entre os códigos, alguns limites são apresentados abaixo (Lewis, 1993):

- *renovação de ar*: enquanto alguns códigos permitem 12 renovações totais de ar por hora (Califórnia, 1992), a ASHRAE (2001), determina um mínimo de 25 trocas de ar por hora.

- *concentração de partículas infecciosas*: a SKI (1987) apresenta duas categorias, a classe 1 define 0,28 cfu/ft³(10cfu/m³) para cirurgia com alto grau de assepsia e a classe 2 de 5,7cfu/ft³(200cfu/m³), para cirurgias assépticas e contaminadas. Lidwell (1988) apud Lewis (1993) acredita que uma taxa menor de 1cfu/m³ deve ser mantida, enquanto Whyte (1988) considera que um valor máximo superior aceitável de 10cfu/m³ e estabelece diversos valores aceitáveis para diferentes regiões da sala.

5.1.2. Contaminação por gases

Componentes como desinfetantes e esterilizadores podem ser prejudiciais, mas os gases de maior efeito nocivo são os gases anestésicos perdidos.

A anestesia é atingida utilizando geralmente óxido nitroso, halotano ou isoflurano. Os códigos geralmente não especificam as medidas necessárias para evitar a exposição a gases anestésicos, mas estabelece limites de concentração como os apresentados na tabela 5.1.2.1., que apresenta os limites de óxido nitroso e o OEL (Occupational Exposure Limit °) estabelecidos pelo governo dos EUA, Austrália e Suécia. A melhor prática ainda é a captura dos gases assim que são eliminados, ou seja, na fonte do vazamento (Holcatova, 2003).

Tabela 5.1.2.1. - Limites recomendados para concentração de gases de anestesia (baseado em dados fornecidos por Holcatova et al., 2003).

Concentração de gases de anestesia (ppm)			
	NIOSH ^d	Austrália	Suécia
Oxido nitroso	25	-	100
OEL	2	0,5	5

° OEL (Occupational Exposure Limit) – é a máxima concentração de substâncias químicas presentes no ar a qual um trabalhador pode ser exposto durante o dia sem que sofra qualquer problema de saúde.

^d National Institute for Occupational Safety & Health (Instituto Nacional de Segurança & Saúde Ocupacional dos EUA)

5.1.3. Umidade

A norma DIN 1946, Heating Ventilating and Air Conditioning of Hospital System, estabelece que se deve manter a umidade relativa em torno de 60 % devido à utilização de gases voláteis, gases anestésicos inflamáveis e para evitar o acúmulo de carga estática (Alonso et al, 1999). No entanto, como a velocidade de crescimento de organismos tem sido muitas vezes associada à umidade relativa, Sterling (1985) apud Hermans (2000) define uma faixa aceitável de 40% a 60% de umidade relativa e apesar desses dados não possuírem suporte consistente na literatura são muitas vezes utilizados nos projetos de ventilação/climatização, com pequenas modificações.

Nos invernos, devido às baixas temperaturas externas, deve-se manter uma temperatura do quarto inferior para evitar condensação de água nas janelas e a diminuição da umidade relativa do ambiente.

No verão o limite estabelecido de 60% é um valor abaixo do ótimo para a proliferação de bactérias, vírus e fungos, sendo prática para o dimensionamento das unidades de condicionamento de ar, que geralmente têm serpentina dimensionada para temperatura de bulbo seco de 12,8 °C, numa saturação baixa que fornece 50% de umidade relativa (Hermans, 2000).

O projeto deve evitar ainda que o equipamento se torne local de proliferação e dispersão de organismos, pois apesar de serem raramente fonte original de elementos patogênicos, podem se tornar rapidamente reservatório de proliferação. Os locais com concentração de umidade e fonte de nutrientes acumulados nos dutos ou no misturador devem ser eliminados. Quartos com serpentinas de resfriamento internamente são ruins por esfriar o ar abaixo de seu ponto de condensação e coletar poeira juntamente com a umidade.

5.2. Configurações dos sistemas de ventilação e distribuição de ar

Um sistema ideal de ventilação é aquele que fornece ar diretamente do difusor para o paciente sem adquirir contaminantes (Hermans, 2000). Uma medida da habilidade de um sistema em atingir os seus objetivos é o tempo de saturação do ar local. O tempo de saturação do local (TSL), é o tempo decorrido para o ar fornecido alcançar o local de interesse, sendo função da diferença do ar de

insuflamento e da vazão de ar de insuflamento. Quanto menor o TSL melhor é a proteção do paciente. Algumas das características desejadas em um sistema de distribuição de ar são apresentadas abaixo (Lewis, 1993):

- Deslocamento de ar contaminado pelo ar limpo na região do ferimento e em outras regiões críticas da sala de cirurgia (menor mistura turbulenta e maior eficiência de deslocamento nessas regiões);
- Menores velocidades e vazão volumétrica mantendo uma direção estável e características de baixa turbulência (resultando em menor possibilidade de contaminação por choque sobre a ferida cirúrgica e menor custo de operação);
- Minimizar interação com objetos (luzes, mesa de operação, equipamento, instrumentos cirúrgicos e pessoas).
- Menor susceptibilidade de infecções em técnicas de assepsia cirúrgicas;
- Maior flexibilidade para diferentes tipos de cirurgia e diferente disposição do paciente, corpo cirúrgico e mesa;
- Não influência dos focos cirúrgicos, equipamentos médicos e outros objetos geradores de calor e pessoas na eficiência da cirurgia;
- Maior capacidade em manter a atividade na presença de efeitos dinâmicos (movimento de mãos, pessoas e equipamentos);
- Minimizar a interferência com cirurgiões e equipe;
- Remover e diluir vapor de anestésicos perigosos.

Portanto, sistemas ótimos de distribuição de ar geram um efeito desejado dentro da região cirúrgica e do que na sala inteira.

5.2.1. Comparação de sistemas de distribuição de ar

A figura 5.2.1.1. apresenta a concentração de partículas infecciosas para vários tipos de sistemas de distribuição de ar, adaptado de Schmidt (1987) apud Lewis (1993).

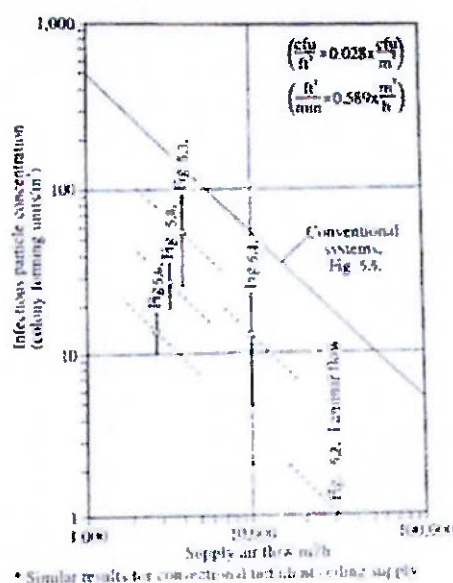


Figura 5.2.1.1. – Concentração de partículas infecciosas no campo cirúrgico para diferentes tipos de sistemas de distribuição de ar (Schmidt, 1987).

O sistema convencional de fluxo de ar laminar (figura 5.2.1.2.), apresenta um escoamento de velocidade uniforme e de linhas paralelas em todo o volume ar da região de insuflamento até a ferida cirúrgica. Apesar de corresponder ao caso ideal, na realidade ocorrem algumas turbulências transversais, mistura com o ar do quarto e deslocamento incompleto do ar da sala. Esse sistema é considerado o mais limpo quando se leva em consideração o fornecimento de ar das grelhas de insuflamento até a ferida cirúrgica.

Apresentam, porém, custos mais elevados do que os demais sistemas apresentados a seguir e podem apresentar maior facilidade de contaminação por choque na presença de condições com deficiência de assepsia; o que pode gerar um aumento da taxa de contaminação se comparado com sistemas mais turbulentos, onde ocorrem mais mistura. Alguns sistemas proporcionam efeitos mais localizados com a utilização de separações, cortinas de ar e cortinas plásticas (figuras 5.2.1.3. e 5.2.1.4.). Cortinas de ar e barreiras podem ser eficientes quando não interferem no procedimento cirúrgico e não resultam em contaminação por choque na ferida cirúrgica. Esses sistemas podem ser mais adequados para tipos específicos de cirurgia e podem resultar em uma menor flexibilidade.

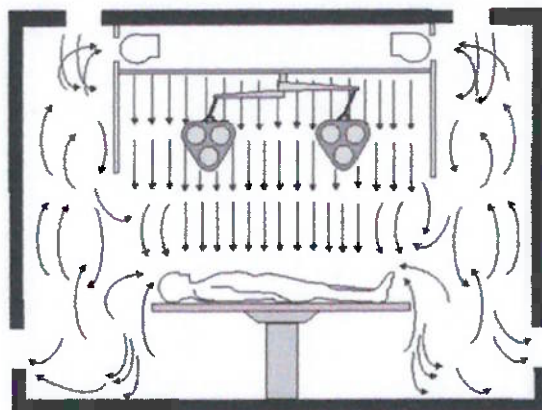


Figura 5.2.1.2. – Escoamento vertical laminar (Schmidt, 1987).

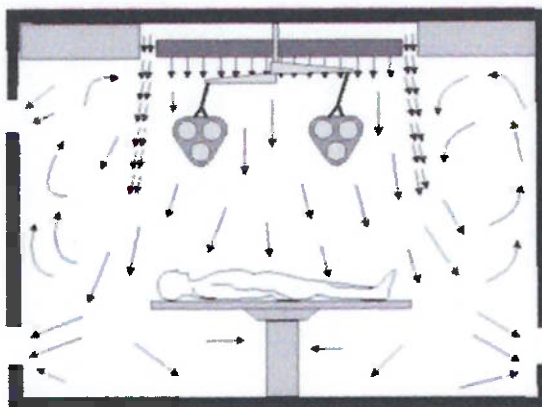


Figura 5.2.1.3. – Sistema com cortina de ar. (Schmidt, 1987).

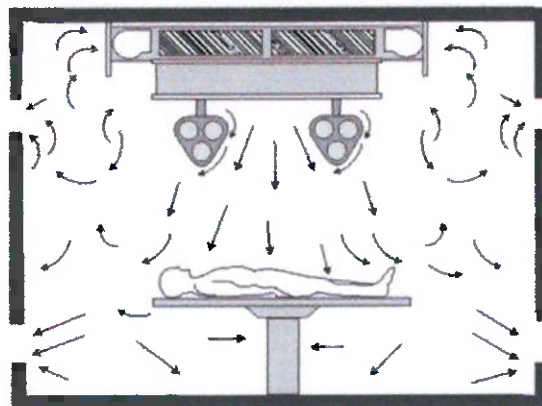


Figura 5.2.1.4. – Sistema de recirculação de alta velocidade e volume. (Schmidt, 1987)

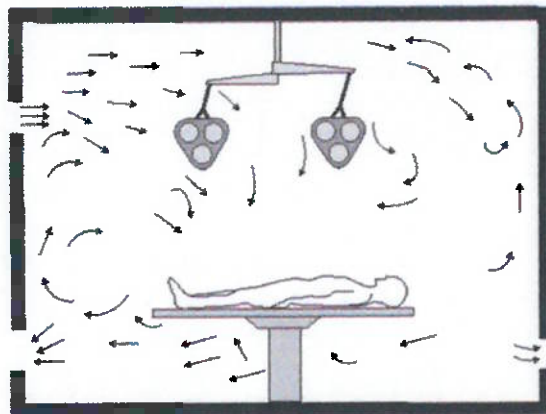


Figura 5.2.1.5. – Sistema convencional (turbulento). (Schmidt, 1987)

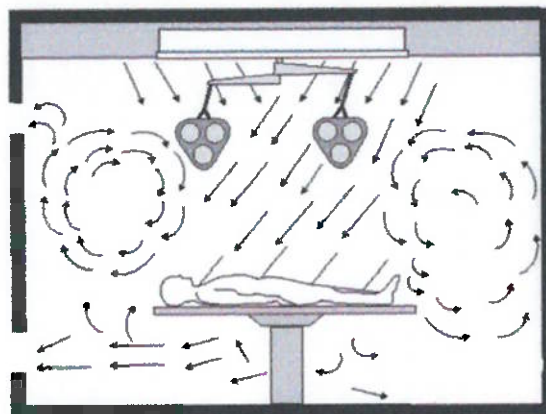


Figura 5.2.1.6. – Insuflamento diagonal. (Schmidt, 1987) Ambientes Com Fluxo de Ar Unidirecional (Laminar).

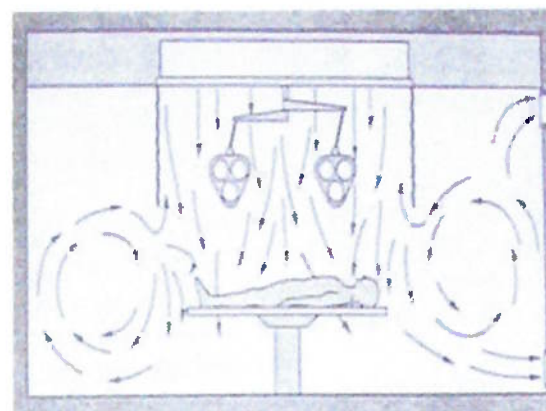


Figura 5.2.1.7. – Fluxo para baixo com cortina. (Schmidt, 1987)

Quando a infecção pós-operatória não apresenta um problema significativo, o sistema de condicionamento e distribuição de ar convencional (figura 5.2.1.5.), pode ser totalmente satisfatório desde que propriamente projetado, balanceado e com manutenção adequada (Lewis, 1993).

5.2.2. Ar de retorno

É desejável a localização das saídas de ar de retorno acima do campo cirúrgico para remover partículas infecciosas carregadas pela “pluma térmica” (Woods et al., 1986). Os gases de anestesia são um pouco mais pesados que o ar e estão presentes em pequena quantidade, sendo diluídos no ar. Portanto a melhor forma de extração desses gases é perto do local de emissão.

A melhor localização da saída de ar para controle de infecção e gases perigosos depende do tipo de sistema de distribuição. Alguns dos sistemas utilizados atualmente possuem uma ou mais saídas de retorno de ar perto do teto, como os apresentados nas figuras 5.2.1.6., 5.2.1.3., 5.2.1.4. e 5.2.1.7.

Ainda com o intuito de diminuir os riscos químicos de contaminação por gases de anestesia, de remover bactérias dispersadas pela equipe cirúrgica e de prevenir a entrada de contaminantes das áreas adjacentes e do exterior, as janelas de salas cirúrgicas devem ser seladas (vedadas) e as portas auto-travantes (Holcatova, 2003).

CAPÍTULO 6

ESTUDOS DE CONFORTO TÉRMICO EM SALAS CIRÚRGICAS

Pode ser observado pelos itens discutidos anteriormente que no projeto de salas cirúrgicas os parâmetros de projeto estão voltados especialmente para o controle de infecções e emissões. Nesse item serão apresentados dados de estudos realizados em salas cirúrgicas, relativos às variáveis de conforto determinadas por medições e os principais sintomas de desconforto apresentados pela equipe médica e pelos pacientes.

No estudo de Wyon et al. (1968) a temperatura das salas cirúrgicas era mantida elevada supondo que essa condição preservaria a saúde do paciente, principalmente devido à preocupação com as consequências da hipotermia freqüentemente apresentada pelos pacientes. No entanto, em salas que não utilizam o sistema de ar condicionado, segundo pesquisa realizada por Holcatova et al. (2003), todos os parâmetros relacionados ao microclima se encontraram fora dos limites recomendados.

Para melhor elucidar os parâmetros de conforto/desconforto local será adotada a divisão da sala cirúrgica em zonas de conforto propostas por Woods et al. (1986), descritas abaixo e apresentadas na figura 6.1.:

- Zona 1: corresponde à região ocupada pelo paciente, pela junta médica e pelo foco cirúrgico, também é chamada de microambiente. Deve consistir na zona mais limpa de todas.

- Zona 2: área adjacente à zona 1, é chamada de zona estéril e contém os equipamentos e os instrumentos.

- Zona 3: região mais afastada, também chamada de mini-ambiente e representa a zona menos limpa de todas.

Pesquisas de Woods et al (1986), mostraram uma variação de temperatura de aproximadamente 1,5°C entre a zona 1 e a zona 2 e 3.

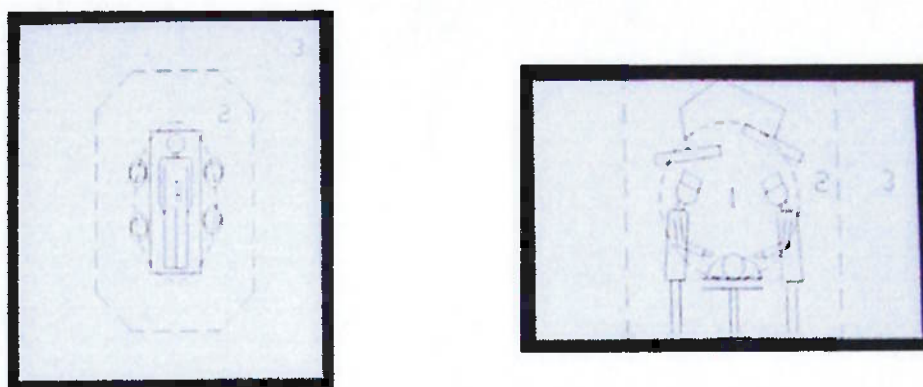


Figura 6.1. – Zonas de conforto de Woods et al. (1986) apresentadas em Mora et al. (2001).

As variáveis de conforto pessoais (o metabolismo e a resistência térmica apresentada pela roupa) independem das características do sistema de ventilação e devem ser estabelecidas de acordo com a atividade e roupas utilizadas pelo paciente e corpo médico, que são geralmente padronizadas nos hospitais.

Os dados adotados por Mora et al. (2001), em estudo conduzido no General Montreal Hospital (Canadá), são apresentados na tabela 6.1. Percebe-se pela tabela que o índice de resistência da roupa para os pacientes varia devido à utilização de diferentes tipos de proteção térmica e o das enfermeiras devido ao uso de vestimenta adicional ao uniforme.

Tabela 6.1. – Variáveis pessoais para corpo médico e pacientes. (Mora, 2001)

Variáveis Pessoais		
	Zona 1	Zona 2 e 3
Metabolismo (met)*		
Cirurgiões	1,6	-
Anestesistas	-	1,4
Enfermeiras	-	1,4
Pacientes	0,69	-
Resistência Térmica da Roupas (clo)*		
Cirurgiões	0,86	-
Anestesistas	-	0,42
Enfermeiras	-	0,42-0,78
Pacientes	0,6-1,10	-

*ASHRAE 1997

Algumas temperaturas de conforto térmico obtidas por diferentes pesquisadores para os diversos membros da equipe cirúrgica e pacientes são apresentados na tabela 6.2. As temperaturas do ar, operativa e equivalente utilizadas

como parâmetro de conforto na tabela, não podem ser comparadas por seguirem linhas diferentes de avaliação de conforto térmico, que serão melhor explicadas no capítulo 7.

Tabela 6.2. – Temperaturas recomendadas para diferentes membros da equipe cirúrgica e paciente (baseado em Mora et al., 2001).

Pesquisador (es)	Temperatura (°C)	Corpo médico	Anestesistas	Enfermeiras	Pacientes
Johnston e Hunter, 1984	do ar	20-22	-	-	24-26
Wynon, 1968	operativa (UR=50% e v=0,127 m/s)	20,5			-
Olesen e Bovenzi, 1985	equivalente	19	23-24	22-24,5	-
Mora, 2001	do ar	18-19	23-24	23-24	24,5 - 25,5

6.1. Corpo Médico

Além do paciente, há mais dois grupos de pessoas que participam do procedimento cirúrgico: o corpo cirúrgico (cirurgiões e enfermeiras-assistentes) e o grupo de serviços (anestesistas, enfermeiras, e técnicos). O grupo de serviço posiciona-se mais afastado do paciente e circula dentro da sala na zona 3 ou fora da sala e as enfermeiras-assistentes circulam entre as áreas 1 e 2. Devido ao sistema de distribuição de ar são esperadas maiores velocidades e menores turbulências nas zonas 1 e 2.

No estudo conduzido por Mora et al. (2001), para o sistema de distribuição de ar laminar, enquanto o paciente tende a sentir frio ou muito frio, os cirurgiões tendem a sentir um nível de leve calor até calor. Cabe ainda, destacar os seguintes resultados da pesquisa:

- Velocidades entre 0,7 e 0,3 m/s, com maiores velocidades na zona 1;
- Cirurgiões também apresentam, além das mãos, o pescoço e a face com uma temperatura superior a de enfermeiras e anestesiologistas (função da radiação);
- Cirurgiões, sempre sentiam calor;
- O grupo cirúrgico: 52% transpiram durante a cirurgia, 43% sentem desconforto devido à radiação;
- O grupo de serviço: sensação de leve frio devido à presença de corrente de ar e devido aos braços descobertos;

- Foco cirúrgico: provoca assimetria de radiação e grande ganho de calor por radiação na zona 1, que variam entre 6°C e 7°C acima da mesa de cirurgia e de 10°C e 12°C na altura de 1.1m do piso.

A desidratação do corpo médico deve ser seriamente levada em consideração, e medidas devem ser tomadas para evitar essa ocorrência. As consequências da desidratação são bem conhecidas pelo corpo médico, mesmo assim a quantidade de água perdida durante a cirurgia geralmente não é repostada e pode ser associada com a maioria das reclamações e problemas de circulação e do sistema urinários, e principalmente no desenvolvimento de pedras no rim e areia na urina (Holcatova, 2003).

6.2. Pacientes

Em condições de estado normal de uma pessoa, a normotermia, a temperatura de centro do corpo varia entre 36°C e 38°C. A hipotermia é definida como sendo o estado com temperatura do centro do corpo abaixo de 36°C, mas também pode se manifestar independentemente da temperatura se o paciente reclamar de frio ou apresentar sintomas clássicos de hipotermia, como tremores, vasoconstrição periférica e arrepios (ASPAN, 1998).

Durante o procedimento cirúrgico a temperatura de centro de corpo é diferente daquelas nas diferentes partes do corpo, podendo ser medida na artéria pulmonar, no esôfago, na nasofaringe e na membrana do tímpano (Bissonnette et al, 1989), (Matsukawa et al, 1997), (Sessler, 1990), (Stone et al, 1991). A temperatura de centro do corpo ainda pode ser estimada por medidores orais, de axila, retal e de bexiga, mediante correções. Um levantamento realizado por Hooper et al. (1998) aponta que o método preferido para medição de temperatura no período pré e pós-operacional é o infravermelho da membrana do tímpano. A exatidão da medida depende do operador, anatomia do paciente e instrumentos.

Estudos realizados por Johnston e Hunter (1984) e Mora et al. (2001), apontam temperaturas do ar entre 24°C e 26°C para evitar que o paciente adquira hipotermia. As principais consequências e métodos preventivos são apresentados nos itens seguintes.

6.2.1. Consequências

A hipotermia corporal moderada pode ser definida como aquela correspondente à temperatura central do corpo entre 34 e 36°C. Esse tipo de hipotermia é freqüente em pacientes submetidos a procedimentos cirúrgicos. Porém, alguns fatores podem contribuir para o aumento desse risco como: idade avançada, sexo feminino, temperatura da sala, duração e tipo de procedimento cirúrgico, condições pré-existentes, transfusão significativa de fluidos, tipo de anestesia (geral/local), desnutrição profunda.

Considerando as diferentes ações do tipo de anestesia, a seguir segue uma breve explicação sobre cada uma delas (Leslie, 2003):

- *Anestesia local*: a resposta do sistema termorregulador só é ativada para reduções de 2 a 3 °C na temperatura do centro do corpo. Quando a temperatura atinge 34 °C a vasoconstrição é ativada pelo sistema termorregulador e a temperatura de centro se estabiliza, porém as áreas periféricas continuam perdendo calor pela superfície da pele e dos órgãos para o ambiente da sala de cirurgia.

- *Anestesia geral*: espinhal e epidural afetam o sistema termorregulador central e durante a cirurgia a temperatura do centro do corpo raramente estabiliza, sendo mais comum a ocorrência de hipotermia nesses casos. Isto ocorre porque perdas de calor são superiores às produzidas pelo corpo devido à não constrição dos vasos pelo sistema termorregulador.

As principais consequências da hipotermia são apresentadas nos itens a seguir e na tabela 6.2.1.1.

Tremores

O tremor pós-operação causaria aumento no consumo de oxigênio, o que causaria hipóxia^e, (Bay et al, 1968) isquemia^f e infartos do miocárdio em pessoas idosas e pacientes de alto risco (Flacke JW e Flacke WE, 1983). Muitos fatos e estudos, no entanto, são contraditórios com relação a essas hipóteses (Frank et al., 1993),(Frank et al, 1997).

^e Hipóxia - deficiência de oxigênio nos tecidos corporais, suficiente para causar impedimento da função fisiológica

^f Isquemia - deficiência no aporte sanguíneo a determinado órgão ou tecido por diminuição da luz de artérias, arteríolas ou capilares.

Tabela 6.2.1.1. – Principais consequências da hipotermia moderada no período pré-operatório, operatório e pós-operatório.

Consequence	Author	N	ΔT_{core} [°C]	Normothermic	Hypothermic	P
Surgical wound infection	Kurz et al. ⁹²	200	1.9	6%	19%	< 0.01
Duration of hospitalization	Kurz et al. ⁹²	200	1.9	12.1 ± 4.4 days	14.7 ± 6.5 days	< 0.01
Intraoperative blood loss	Schmid et al. ²¹	60	1.6	1.7 ± 0.3 l	2.2 ± 0.5 l	< 0.001
Allogeneic transfusion requirement	Schmid et al. ²¹	60	1.6	1 unit	8 units	< 0.05
Morbid cardiac events	Frank et al. ¹⁶	300	1.3	1%	6%	< 0.05
Postoperative ventricular tachycardia	Frank et al. ¹⁶	300	1.3	2%	8%	< 0.05
Urinary excretion of nitrogen	Carli et al. ⁹³	12	1.5	982 mmol/day	1,708 mmol/day	< 0.05
Duration of vecuronium	Heier et al. ⁹⁰	20	2.0	28 ± 4 min	62 ± 8 min	< 0.001
Duration of atracurium	Leske et al. ⁹³	6	3.0	44 ± 4 min	68 ± 7 min	< 0.05
Postoperative shivering	Just et al. ⁹	14	2.3	141 ± 9 ml · min ⁻¹ · m ⁻²	269 ± 60 ml · min ⁻¹ · m ⁻²	< 0.001
Duration of postanesthetic recovery	Lenhardt et al. ¹⁴⁴	150	1.9	53 ± 36 min	94 ± 65 min	< 0.001
Plasma [norepinephrine]	Frank et al. ²⁰	74	1.5	330 ± 30 pg/ml	490 ± 70 pg/ml	< 0.05
Thermal discomfort	Kurz et al. ⁷³	74	2.6	50 ± 10 mm VAS	18 ± 9 mm VAS	< 0.001

Only prospective, randomized human trials are included; subjective responses were evaluated by observers blinded to treatment group and core temperature. Different outcomes of the first three studies are shown on separate lines. VAS is a 100-mm-long visual analog scale (0 mm = intense cold, 100 mm = intense heat). Reprinted with permission.¹⁵⁴

N = total number of subjects; ΔT_{core} = difference in core temperature between the treatment groups.

Tremores geralmente não são apresentados no pós-operatório em pacientes submetidos à anestesia geral, pois é um mecanismo de resposta do corpo para tentar aumentar a temperatura corpórea e em cirurgias com anestesia geral o sistema termoregulador é inibido. Além de provocar desconforto térmico no paciente ainda dificulta o monitoramento em pacientes de alto risco e a própria cirurgia em casos com anestesia epidural e espinal (Kurz et al., 1993).

Aumento da perda de sangue

A hipotermia diminui a atividade enzimática, que está diretamente relacionada com a coagulação e o funcionamento das plaquetas, aumentando assim, as perdas de sangue (Valeri et al, 1987).

Infecção da ferida cirúrgica e aumento do tempo de cicatrização

Prolongamento do tempo de internação de 5 a 20 dias, correspondendo a um aumento de custos (Haley et al, 1985), (Bremmelgaard et al, 1989).

O aumento da incidência de infecções da ferida cirúrgica está relacionado com a presença de tensão de oxigênio subcutâneo. Em pacientes hipotérmicos, durante o pós-operatório, devido à diminuição dos efeitos dos anestésicos, o sistema termoregulador retoma suas funções e induz a constrição dos vasos sanguíneos, a incidência de infecções aumenta (Greif et al, 2000), (Hopf et al, 1997).

Estudos ainda afirmam que a hipotermia moderada afeta o sistema imunológico ao interferir na produção de anticorpos e prejudica a ação dos neutrófilos no combate às bactérias (Saririan e Nickerson, 1982).

A figura 6.2.1.1. mostra o aumento do tempo de hospitalização em 20%, mesmo quando os pacientes com infecções são descartados da pesquisa e a temperatura de centro não é utilizada como critério de alta. Esse resultado é provavelmente decorrente da influência da hipotermia no tempo de cicatrização da ferida cirúrgica.

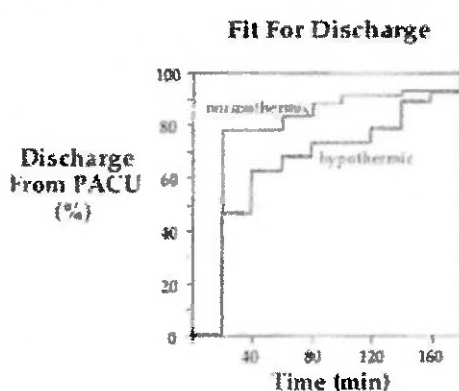


Figura 6.2.1.1.- Porcentagem de pacientes liberados da unidade de tratamento pós anestesia em função do tempo de permanência na unidade (Sessler, 2001).

Aumento farmacocinético e farmacodinâmico

A maioria das drogas é sensível a alterações de temperatura e por isso a hipotermia influi na dinâmica de várias delas. A ação de alguns relaxantes musculares e anestésicos intravenosos e voláteis estudados apresentaram aumento da concentração da droga no organismo e conseqüentemente do tempo de recuperação da anestesia, principalmente os anestésicos voláteis (Sessler, 2001).

Desconforto térmico do paciente

São freqüentes as queixas dos pacientes de que o desconforto térmico no período pós-operatório consistiu da pior parte da hospitalização, muitas vezes apresentando taxas de reclamação maiores que as queixas de dores decorrentes da cirurgia (Sessler, 1991), (Kurz et al, 1995).

Doenças cardíacas

Ocorre principalmente em pessoas idosas, onde a hipotermia leva a taquicardia, hipertensão, vasoconstrição sistêmica e desbalanceamento entre demanda e fornecimento de oxigênio (Frank et al., 1993), (Frank et al, 1997).

6.2.2. Métodos preventivos

Muitos dos sintomas descritos no item anterior ainda estão sob estudo para que se comprove seu real relacionamento com a hipotermia (Leslie, 2003). A menos do interesse na hipotermia induzida para reduzir danos posteriores a derrames, aneurismas e interrupção cardiopulmonares, analisam-se em paralelo ao estudo das conseqüências da hipotermia os diversos métodos de combate, como os apresentados abaixo:

Vasodilatação farmacológica

A dilatação induzida por drogas que mantém a temperatura de centro e é administrada anteriormente a cirurgia.

Aquecimento externo

A eficiência do aquecimento é função do projeto do equipamento de aquecimento, do local, da área de pele disponível para a troca e pelo limite de resistência físico dos tecidos à temperatura. A tolerância da pele humana ao calor é relativamente baixa, e menor quando ocorre a combinação do calor com pressão ou irritações causadas por produtos químicos.

O aquecimento do tecido perimetral diminui a redistribuição, ao diminuir o gradiente de temperatura entre o centro e o perímetro do corpo, além de ajudar na dilatação dos vasos. Alguns métodos de aquecimento perimetral são listados abaixo (Sessler, 2001):

- *Isolamento passivo*: uma única camada de qualquer isolamento passivo proporciona uma redução de perda de calor pela pele de 30% (90% do calor é perdido pela pele). Essa redução é similar para diferentes tipos de isolantes, pois o responsável maior para a redução da perda é a camada de ar entre o corpo e o isolamento.

- *Aquecimento cutâneo ativo*: dispositivo mais utilizado são os colchões aquecidos por água circulante, mas a sua eficiência é restrita pela pequena área

representada pelas costas do paciente (90% do calor é perdido pela parte voltada para cima da mesa), e pela compressão dos capilares do colchão pelo próprio peso do paciente, o que restringe o fluxo e cria o problema de necrose por temperatura e pressão, limitando a temperatura da água circulante. No entanto, é mais efetivo que aquecimento passivo, e um método alternativo seria o posicionamento acima do paciente.

- *Ar forçado*: sistema composto de um soprador de ar quente e uma cobertura, a superfície dessa cobertura aumenta a troca de calor por radiação ao substituir a temperatura de superfície da sala e por aquecer o ar envolvente e assim também aumentar as trocas por convecção. Esse sistema fornece 30 a 50W ao paciente, sendo bem mais eficiente que o sistema de aquecimento passivo que reduz as perdas de 100 para 70W.

- *Aquecimento por resistência*: similar ao de ar forçado, funcionando com um cobertor aquecido por resistência.

- *Aquecedores radiantes*: utiliza-se de lâmpadas incandescentes especiais e outras superfícies aquecidas para gerar radiação infravermelha. A vantagem desse método é a de não necessitar de contato com o paciente, permitindo o melhor trabalho do corpo médico. Porém, a dispersão dos raios devido ao mau posicionamento e longas distâncias pode atrapalhar o processo.

- *Aquecedores de pressão negativa*: aplicação de vácuo moderado nas mãos e antebraços para facilitar a transferência de calor da região periférica para o centro, proporcionando o aquecimento de até 10°C/h segundo os inventores. Porém, estudos independentes falharam em confirmar tal eficiência do processo.

Aquecimento Interno

Outros métodos, de aquecimento interno, são apresentados abaixo:

- *Aquecedores de fluidos*: uma vez que a administração de fluidos frios acarreta a perda de calor, esses devem ser aquecidos, porém não muito acima da temperatura normal do corpo. Essa técnica não é utilizada para manter o paciente normotérmico, mas sim para evitar perdas de calor em casos de administração de grandes quantidades de fluido (Sessler, 2001). Deve ser obrigatoriamente utilizado para volumes de fluido superior a 2 litros em uma hora. (Leslie, 2003)

- *Aquecedores e umidificadores de vias aéreas*: como somente 10% das perdas de calor são realizadas pelo trato aéreo, o aquecimento do ar inspirado contribui pouco para manter a temperatura de centro do paciente, possuindo menos da metade da eficiência dos sistemas de aquecimento ativos. Bebês e crianças podem ser reaquecidos mais facilmente com esse método.

O aquecimento pós-operatório é relativamente ineficiente, pois no pós-operatório os anestésicos, que causam a vasodilatação, não mais facilitam a transferência do calor da periferia para o centro do corpo.

Portanto, como a maioria dos ambientes cirúrgicos possui temperaturas inferiores à necessária para o aquecimento, uma alternativa seria o aquecimento pré-operatório, anterior à anestesia, que comprovou eficiência em manter a normotermia em pacientes (figura 6.2.1.2.).

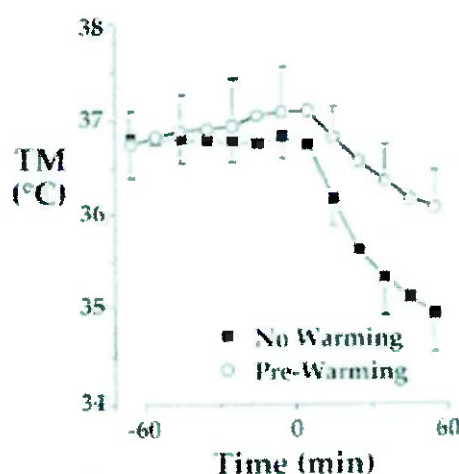


Figura 6.2.1.2. – Gráfico da temperatura de centro em função do tempo para aquecimento pré-operação e sem aquecimento (Sessler, 2001).

CAPÍTULO 7

CONFORTO TÉRMICO

Para o entendimento da teoria básica associada ao desenvolvimento do projeto, inicialmente foi realizado estudo do trabalho desenvolvido por Fanger (Fanger, 1972) e das normas técnicas de conforto térmico (ASHRAE 55, 2004; ISO 7730, 1994), de medições (ISO 7726, 1998) e de avaliação de conforto térmico pela temperatura equivalente (ISO 14505-2, 2004).

7.1. O trabalho de Fanger

Para uma situação de conforto térmico de uma pessoa exposta a um dado ambiente por um longo período, deve haver neutralidade térmica, ou seja, que haja equilíbrio nas trocas de calor entre o corpo humano e o ambiente ($dU/dt = 0$), dado pela eq. (7.1.1.)

$$dU/dt = M - W - (C + R + E_p) - (E_R + C_R) = 0 \quad (7.1.1.)$$

onde,

dU/dt = taxa de variação de energia interna

M = taxa de produção de calor metabólico

W = taxa de calor gasto pelo trabalho dos músculos

C = taxa de calor perdida pela pele por convecção

R = taxa de calor perdido pela pele por radiação

E_p = taxa de calor evaporativo perdido pela pele

E_R = taxa de calor evaporativo perdido pela respiração

C_R = taxa de calor convectivo perdido pela respiração

Contudo, esta é uma condição necessária, mas não suficiente. No seu trabalho, Fanger (1972) obteve correlações experimentais para as outras duas condições necessárias para o estabelecimento de uma situação de conforto térmico: a temperatura média da pele, T_p , e a secreção de suor, E_{es} , em função do nível de atividade, dadas pelas eqs (7.1.2.) e (7.1.3.).

$$T_p = 35,7 - 0,0275(M - W) \quad (7.1.2)$$

$$E_{es} = 0,42(M - W - 58,2) \quad (7.1.3.)$$

onde, o metabolismo M , o trabalho W e o calor trocado por transpiração E_{es} são dados em W/m^2 e a temperatura da pele T_p em $^{\circ}C$.

Estas duas equações, combinadas com o balanço de calor do corpo humano, eq (7.1.1.), e a teoria geral de transferência de calor, constituem a base para a dedução da equação geral de conforto térmico (Fanger, 1972), que contém os parâmetros de conforto:

a) fatores ambientais

- Velocidade relativa do ar
- Umidade do ar
- Temperatura do ar
- Temperatura radiante média

b) fatores pessoais

- Tipo de vestimenta
- Tipo de atividade

Do trabalho de Fanger (1972) constata-se que não é possível considerar um único fator físico independente dos demais, mas sim o efeito combinado de uma série de fatores que irão determinar condições necessárias para que os ambientes sejam termicamente aceitáveis.

Contudo, em um grupo de pessoas submetidas a um mesmo ambiente térmico, não será possível, devido ao caráter subjetivo da sensação de conforto térmico, que todas as pessoas presentes estejam termicamente satisfeitas.

Assim, na continuidade do seu trabalho, Fanger (1972) realizou ensaios com pessoas submetidas a diferentes ambientes térmicos e obteve o voto destas pessoas quanto à sua sensação térmica de acordo com uma escala de 7 pontos, denominada “Escala de Sensação Térmica da ASHRAE”, apresentada abaixo (tabela 7.1.1.).

Tabela 7.1.1. – Escala de sensação térmica da ASHRAE

-3	Muito Frio
-2	Frio
-1	Leve Sensação de Frio
0	Neutralidade Térmica
+1	Leve Sensação de Calor
+2	Quente
+3	Muito Quente

O valor médio destes votos foi denominado de voto médio estimado, PMV (Predicted Mean Vote) e relacionado com as condições do ambiente, o nível de atividade e a vestimenta. O voto médio estimado também foi relacionado com o percentual de pessoas insatisfeitas, PPD (Predicted Percentage of Dissatisfied).

Uma vez que o cálculo do voto médio estimado é trabalhoso, Fanger (1972) apresenta tabelas e gráficos e a ISO 7730 (1994) apresenta tabelas e uma rotina para utilização em microcomputador, que permitem determinar o PMV para diferentes atividades, tipos de vestimenta e condições ambientais.

Além das condições de temperatura, velocidade e umidade do ar e da temperatura radiante média do ambiente que propiciam condições de conforto térmico, distribuições não-uniformes de temperatura, radiação e velocidade também afetam a sensação de conforto térmico (ASHRAE, 2001). É por este motivo que a temperatura radiante assimétrica também deve ser medida, bem como a velocidade e temperatura do ar em vários níveis. Com essas medições será possível estabelecer se há desconforto térmico local em função dos limites estabelecidos pelas normas ASHRAE 55 (2004) e ISO 7730 (1994).

7.2. Norma ISO 7730

Essa norma apresenta método para prever a sensação térmica e o grau de desconforto para pessoas expostas a ambientes moderados e especifica condições ambientais térmicas aceitáveis para o conforto térmico baseado no trabalho de Fanger (1972). Na tabela 7.2.1. é apresentada tabela para determinação do PMV considerando atividades de escritórios (MET = 1,2), de interesse no desenvolvimento deste trabalho.

Tabela 7.2.1. - Determinação do voto médio estimado - PMV (ISO 7730, 1994)
Atividade MET 1.2 e umidade relativa do ar de 50%.

Vestimenta CLO	$\frac{m^2 \cdot ^\circ C}{W}$	Temperatura Operativa $^\circ C$	Velocidade relativa do ar - m/s							
			< 0.10	0.10	0.15	0.20	0.30	0.40	0.50	1.00
0	0	25	-1.33	-1.33	-1.59	-1.92				
		26	-0.83	-0.83	-1.11	-1.40				
		27	-0.33	-0.33	-0.63	-0.88				
		28	0.15	0.12	-0.14	-0.36				
		29	0.63	0.56	0.35	0.17				
		30	1.10	1.01	0.84	0.69				
		31	1.57	1.47	1.34	1.24				
		32	2.03	1.93	1.85	1.78				
0.25	0.039	23	-1.18	-1.18	-1.39	-1.81	-1.97	-2.25		
		24	-0.79	-0.79	-1.02	-1.22	-1.54	-1.80	-2.01	
		25	-0.42	-0.42	-0.64	-0.83	-1.11	-1.34	-1.54	-2.21
		26	-0.04	-0.07	-0.27	-0.43	-0.68	-0.89	-1.06	-1.65
		27	0.33	0.29	0.11	-0.03	-0.25	-0.43	-0.58	-1.09
		28	0.71	0.64	0.49	0.37	0.18	0.03	-0.10	-0.64
		29	1.07	0.99	0.87	0.77	0.61	0.49	0.39	0.03
		30	1.43	1.35	1.25	1.17	1.05	0.95	0.87	0.58
0.50	0.078	18	-2.01	-2.01	-2.17	-2.38	-2.70			
		20	-1.41	-1.41	-1.76	-2.04	-2.25	-2.42		
		22	-0.79	-0.79	-0.97	-1.13	-1.36	-1.54	-1.69	-2.17
		24	-0.17	-0.20	-0.36	-0.48	-0.68	-0.83	-0.95	-1.35
		26	0.44	0.39	0.26	0.16	-0.01	-0.11	-0.21	-0.52
		28	1.05	0.98	0.88	0.81	0.70	0.61	0.54	-0.31
		30	1.84	1.57	1.51	1.46	1.39	1.37	1.29	1.14
		32	2.25	2.20	2.17	2.15	2.11	2.09	2.07	1.99
0.75	0.118	16	-1.77	-1.77	-1.91	-2.07	-2.31	-2.49		
		18	-1.27	-1.27	-1.42	-1.56	-1.77	-1.93	-2.05	-2.45
		20	-0.77	-0.77	-0.92	-1.04	-1.23	-1.36	-1.47	-1.82
		22	-0.25	-0.27	-0.40	-0.51	-0.66	-0.78	-0.87	-1.17
		24	0.27	0.23	0.12	0.03	-0.10	-0.19	-0.27	-0.51
		26	0.78	0.73	0.64	0.57	0.47	0.40	0.34	0.14
		28	1.29	1.23	1.17	1.12	1.04	0.99	0.94	0.80
		30	1.80	1.74	1.70	1.67	1.62	1.58	1.55	1.46
1.00	0.155	16	-1.18	-1.18	-1.31	-1.43	-1.59	-1.72	-1.82	-2.12
		18	-0.75	-0.75	-0.88	-0.98	-1.13	-1.24	-1.33	-1.59
		20	-0.32	-0.33	-0.45	-0.54	-0.67	-0.76	-0.83	-1.07
		22	0.13	0.10	0.00	-0.07	-0.18	-0.26	-0.32	-0.52
		24	0.58	0.54	0.46	0.40	0.31	0.24	0.19	0.02
		26	1.03	0.98	0.91	0.86	0.79	0.74	0.70	0.58
		28	1.47	1.42	1.37	1.34	1.28	1.24	1.21	1.12
		30	1.91	1.86	1.83	1.81	1.78	1.75	1.73	1.67
1.50	0.233	12	-1.09	-1.09	-1.19	-1.27	-1.39	-1.48	-1.55	-1.75
		14	-0.75	-0.75	-0.85	-0.93	-1.03	-1.11	-1.17	-1.35
		16	-0.41	-0.42	-0.51	-0.58	-0.67	-0.74	-0.79	-0.96
		18	-0.06	-0.09	-0.17	-0.22	-0.31	-0.47	-0.42	-0.56
		20	0.28	0.25	0.18	0.13	0.05	0.00	-0.04	-0.16
		22	0.63	0.60	0.54	0.50	0.44	0.39	0.36	0.25
		24	0.99	0.95	0.91	0.87	0.82	0.78	0.76	0.67
		26	1.35	1.31	1.27	1.24	1.20	1.18	1.15	1.08
2.00	0.310	10	-0.77	-0.78	-0.86	-0.92	-1.01	-1.06	-1.11	-1.24
		12	-0.49	-0.51	-0.58	-0.63	-0.71	-0.76	-0.80	-0.92
		14	-0.21	-0.23	-0.29	-0.34	-0.41	-0.46	-0.49	-0.60
		16	0.08	0.06	0.00	-0.04	-0.10	-0.15	-0.18	-0.27
		18	0.37	0.34	0.29	0.26	0.20	0.17	0.14	0.05
		20	0.67	0.63	0.59	0.58	0.52	0.48	0.43	0.39
		22	0.97	0.93	0.89	0.87	0.83	0.80	0.78	0.72
		24	1.27	1.23	1.20	1.18	1.15	1.13	1.11	1.06

OBS: 1) Valores de PMV em torno de zero indicam condições de conforto térmico.

2) Valores de CLO igual a 0,5 representam uma vestimenta leve de verão (calça comprida com camisa de mangas curtas), enquanto valores de CLO igual a 1,0 representam uma vestimenta pesada de inverno. Vestimentas usuais de escritórios no Brasil (calça comprida, camisa de manga comprida e gravata) representam um clo de 0,6 a 0,75, função da gramatura dos tecidos.

A Norma ISO 7730 (1994) recomenda que se adotem os limites $-0,5 < PMV < 0,5$, correspondente a uma percentagem estimada de pessoas insatisfeitas, PPD, de 10% (figura 7.2.1.), mas deixa em aberto a possibilidade de se adotarem índices maiores de pessoas insatisfeitas; o que tem sido adotado por projetistas.

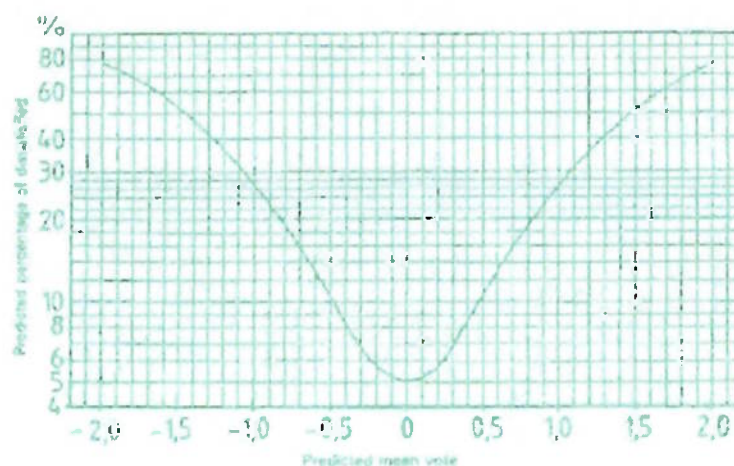


Figura 7.2.1. – Percentual de pessoas insatisfeitas em função do voto médio estimado

7.3. Norma ASHRAE 55

A norma ASHRAE 55 (2004) define conforto térmico como sendo “um estado de espírito que reflete satisfação com o ambiente térmico que envolve a pessoa” e especifica as combinações dos parâmetros de conforto térmico que devem ser atendidas, para que o ambiente propicie um nível de satisfação para 80% dos ocupantes, no mínimo.

A ANSI/ASHRAE 55 (2004) também apresenta gráficos para a determinação das condições de conforto térmico em ambientes condicionados - as Cartas de Conforto da ASHRAE. A figura 7.3.1. mostra uma carta psicométrica com a zona de conforto representada pela área hachurada.

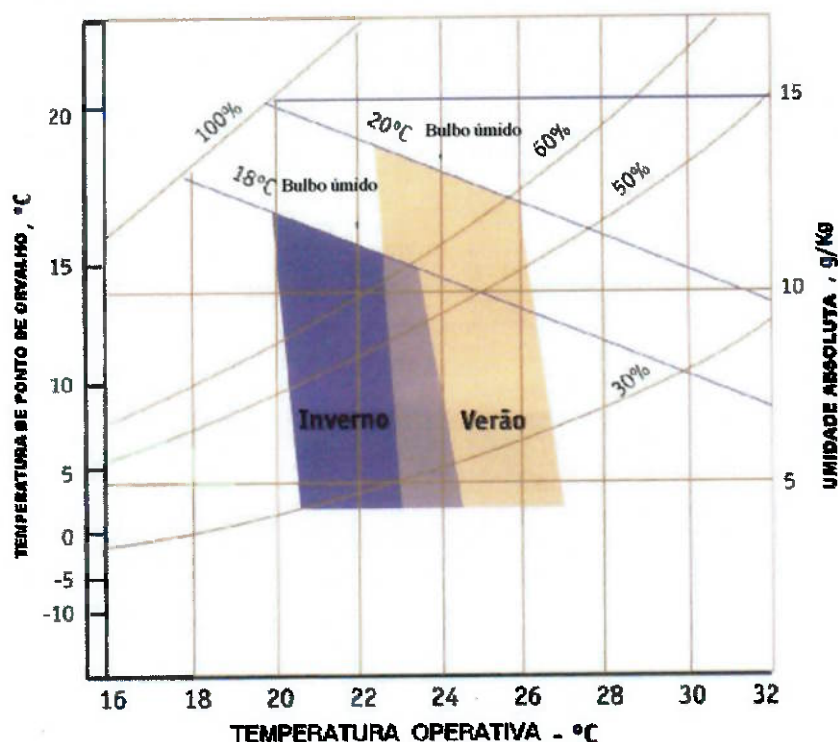


Figura 7.3.1. Diagrama psicrométrico com a indicação da zona de conforto (ASHRAE 55, 2004).

Verifica-se na tabela 7.2.1. e na figura 7.3.1. que os resultados são apresentados em função da temperatura operativa, T_o , que é uma função da temperatura média radiante, T_r , e da temperatura do ar, T_a , dado pela equação (7.3.1.):

$$T_o = a \cdot T_a + (1 - a) \cdot T_r \quad (7.3.1.)$$

onde, a constante a varia de acordo com a velocidade do ar (V_a):

V_a (m/s)	0 – 0,2	0,2 – 0,6	0,6 – 1,0
a	0,5	0,6	0,7

Segundo a ASHRAE 55 (2004), para a avaliação das condições de conforto térmico, medições das variáveis devem ser feitas próximas aos ocupantes. A temperatura e a velocidade do ar devem ser obtidas a 0,1m, 0,6m e 1,1m do piso para pessoas sentadas e 0,1m, 1,1m e 1,7m do piso para pessoas em pé. A temperatura radiante assimétrica e a temperatura de globo (para determinar a temperatura radiante média) devem ser obtidas a 0,6m para pessoas sentadas e 1,1m para pessoas em pé. Se tiver algum obstáculo entre a fonte principal de radiação e o ocupante, a

temperatura de globo e a radiante assimétrica devem ser obtidas a 1,1m. As medidas são feitas em vários níveis para averiguar se existem zonas de desconforto térmico local.

7.4. Norma ISO 7726

A norma ISO 7726 (1998) trata dos seguintes assuntos:

1. Definição de termos utilizados em métodos de medição, teste e interpretação de resultados.
2. Especificação dos métodos de medição de quantidades físicas que caracterizam os ambientes climatizados.
3. Seleção de método para a interpretação de parâmetros.
4. Especificação de valores limites para exposição recomendada para a faixa de conforto e condições extremas (tanto quente quanto fria), para ambientes climatizados.
5. Especificação de métodos para medição da eficiência de aparelhos ou processos para proteção contra o calor ou o frio, individual ou coletiva.

As especificações e métodos contidos nesta norma são divididos em duas classes: Conforto e Stress Térmico. Aqui somente serão abordados os aspectos relativos ao Conforto Térmico, no qual as variáveis básicas são:

- ⇒ Temperatura do ar, T_a (K ou $^{\circ}\text{C}$)
- ⇒ Temperatura radiante média, $\bar{T}_r$ (K ou $^{\circ}\text{C}$) e temperatura radiante assimétrica, T_{pr} (K ou $^{\circ}\text{C}$)
- ⇒ Umidade relativa, UR (%)
- ⇒ Velocidade do ar, v_a (m/s).

a) Especificações dos instrumentos de medição

a.1) Temperatura do ar

Temperatura que envolve a pessoa. Para medir a temperatura deve-se tomar cuidado com a radiação térmica, convecção forçada e a inércia do sensor.

Pode-se reduzir a radiação diminuindo o coeficiente de emissão do sensor, polindo a superfície do mesmo. Outro meio é reduzir a diferença de temperatura

entre o sensor e as paredes adjacentes, através da adição de lâminas reflexivas entre o sensor e a parede. Devido à inércia do sensor uma medição não deve ser feita antes que um período igual a 1,5 vezes do tempo de resposta (90%) seja observado.

a.2) Temperatura radiante média

É a temperatura uniforme de um ambiente imaginário no qual a troca de calor por radiação do corpo é igual à troca de calor por radiação num ambiente real não uniforme. Neste trabalho a medição da temperatura radiante média será feita usando termômetro de globo preto (negro).

O balanço de energia entre o globo e o meio envolvente é dado por:

$$q_r + q_c = 0 \quad (7.4.1.)$$

$$q_r = \sigma \varepsilon (\bar{T}_r^4 - T_g^4) \quad (7.4.2.)$$

onde, $\sigma = 5,67 \times 10^{-8} \text{ W/m}^2 \cdot \text{K}^4$ e ε é a emissividade do globo negro (0,93).

$$q_c = h_{cg} (T_a - T_g) \quad (7.4.3.)$$

sendo, para convecção natural

$$h_{cg} = 1,4 \left(\frac{\Delta T}{D} \right)^{1/4} \quad (7.4.4.)$$

e para convecção forçada

$$h_{cg} = 6,3 \frac{(v_a)^{0,6}}{D^{0,4}} \quad (7.4.5.)$$

onde, D é o diâmetro do globo, em metros

v_a é a velocidade do ar ao nível do globo, em m/s

h_{cg} é o coeficiente de transferência de calor por convecção no nível do globo, $\text{W/m}^2 \cdot \text{K}$.

Cálculo a partir das temperaturas superficiais:

- para convecção natural

$$T_r = \left[(T_g + 273)^4 + 0,4 \times 10^8 (T_g - T_a)^4 (T_g - T_a) \right]^{1/4} - 273 \quad (7.4.6.)$$

- para convecção forçada

$$T_r = \left[(T_g + 273)^4 + 2,5 \times 10^8 V_a^{0,6} (T_g - T_a)^4 \right]^{1/4} - 273 \quad (7.4.7.)$$

a.3) Temperatura radiante assimétrica

A temperatura radiante assimétrica é a diferença entre a temperatura radiante plana de dois lados opostos de um elemento plano pequeno. A assimetria de radiação é medida ou calculada do valor medido da temperatura radiante plana (T_{pr}) em direções opostas. É usada quando a temperatura radiante média não descreve completamente o ambiente radiativo, por exemplo, quando a radiação está vindo de partes opostas do espaço com apreciável heterogeneidade térmica.

a.4) Umidade do ar

A umidade relativa caracteriza a quantidade de vapor d'água no ar em relação à máxima quantidade que pode ser mantida, numa dada temperatura.

$$UR = \frac{p_v}{p_{vs}} \quad (7.4.8.)$$

onde, p_{vs} é a pressão de saturação do vapor na mesma temperatura e na mesma pressão total e p_v é a pressão parcial de vapor.

a.5) Velocidade do ar

A velocidade do ar é uma quantidade definida pela magnitude e direção. A quantidade a ser considerada para o estudo do conforto térmico é a velocidade efetiva do ar, isto é, a magnitude do vetor velocidade no ponto de medição considerado. Geralmente a velocidade é uma quantidade difícil de medir, porque as flutuações de intensidade e direção são rápidas ao longo do tempo. Três características dos sensores de velocidades do ar que devem ser consideradas:

- a sensibilidade em relação a direção do fluxo;
- a sensibilidade do sensor a flutuações na velocidade do ar;
- a possibilidade de obter uma velocidade média sobre um certo período de integração.

» Anemômetro de esfera quente

O anemômetro de esfera quente consiste de uma esfera eletricamente aquecida a uma temperatura maior que a temperatura do ar. O elemento aquecido perde calor para o ambiente envolvente principalmente por convecção.

O balanço de energia do elemento é expresso por:

$$p = h_c (T_c - T_a) \quad (7.4.9.)$$

onde p é a potência de aquecimento recebida pelo elemento; h_c é o coeficiente convectivo e é função da velocidade do ar; T_c é a temperatura do elemento e T_a é a temperatura do ar.

A velocidade do ar pode ser determinada através do coeficiente convectivo conhecendo-se a temperatura do elemento, a temperatura do ar e a potência de aquecimento fornecida. Todo anemômetro de elemento quente tem dois sensores de temperatura, um para medir a temperatura do elemento quente e outro para medir a temperatura do ar.

A principal característica do anemômetro de esfera quente é ter sensibilidade reduzida à direção do fluxo de ar. Já o anemômetro de fio quente apresenta uma maior sensibilidade à direção do fluxo de ar.

b) Características dos Instrumentos de Medição

Na tabela 7.4.1. são apresentadas as especificações referentes à faixa de medição, exatidão e tempo de resposta dos sensores. O tempo de resposta de um sensor depende da massa, da área superficial, da presença de protetor e do ambiente (velocidade do ar, radiação, etc.).

Tabela 7.4.1. - Características dos instrumentos de medição

Variáveis	Faixa p/conforto	Precisão p/conforto
Temperatura do ar	10 – 30 °C	Requerida: $\pm 0,5$ °C Desejada: $\pm 0,2$ °C
Temperatura radiante média	10 – 40 °C	Requerida: ± 2 °C Desejada: $\pm 0,2$ °C
Assimetria da temperatura radiante	0 – 20 K	Requerida: ± 1 K Desejada: $\pm 0,5$ K
Velocidade do ar	0,05 – 1 m/s	Requerida: $\pm[0,05 + 0,05V]$ Desejada: $\pm[0,02 + 0,07V]$
Umidade absoluta	0,5 – 2,5 kPa	$\pm 0,15$ kPa

7.5. Norma ISO 14505-2

A norma ISO 14505-2 (2004) define a temperatura equivalente como uma medida física do ambiente térmico criado em um veículo automotivo e apresenta métodos para esta determinação. No entanto, a norma pode ser utilizada para definir outros espaços fechados que apresentem condições não homogêneas de distribuição de temperaturas e velocidades do ar.

Segundo a norma, temperatura equivalente é definida como sendo: a temperatura de um compartimento fechado com velocidade do ar igual a zero na qual uma pessoa trocará a mesma quantidade de calor seco por radiação e convecção do que a trocada em um ambiente não uniforme.

Valores de temperaturas equivalentes para um determinado ambiente se mostraram relacionados com os recolhidos pelo voto de pessoas expostas às mesmas condições (sensação térmica). Permitindo, assim, que essa correlação seja utilizada como um parâmetro na avaliação de conforto/desconforto térmico.

O ambiente pode ser avaliado em termos da temperatura equivalente total, que apresenta o nível de neutralidade térmica do corpo todo ou em termos locais para partes definidas da superfície do corpo humano, que podem ser avaliados mediante a apresentação de faixas de conforto/desconforto para cada uma das partes analisadas.

A temperatura equivalente total é melhor relacionada à sensação de conforto/desconforto térmico do que a local, uma vez que, estudos realizados utilizando-se da temperatura equivalente local ainda são restritos (ISO 14505-2, 2004).

7.5.1. Cálculos gerais

A determinação da temperatura equivalente, T_{eq} é baseada nas equações transferência de calor por radiação (q_r) e convecção (q_c), para pessoas vestidas, apresentadas abaixo. O termo correspondente à condução é considerado pequeno em relação à radiação e convecção.

$$q_r = h_r \cdot (T_p - T_r) \quad (7.5.1.)$$

$$q_c = h_c \cdot (T_p - T_a) \quad (7.5.2.)$$

onde h_r e h_c são os coeficientes de transferência de calor por radiação e convecção respectivamente, em $W/m^2 \cdot ^\circ C$.

Na prática a temperatura equivalente média é determinada e definida por:

$$T_{eq} = T_s - \frac{q}{h_{cal}} \quad \text{e} \quad Q = q_r + q_c \quad (7.5.3)$$

onde, h_{cal} é o coeficiente de transferência de calor combinado de convecção e radiação, determinado durante a calibração no ambiente padronizado (homogêneo e em condições térmicas uniformes de $T_a = T_r$ e $v_a < 0,1$ m/s), e T_s a temperatura de superfície.

7.5.2. Temperaturas equivalentes específicas

Não existem métodos definidos para a medição das verdadeiras T_{eq} total e local. De acordo com princípios de medição diferentes foram definidos quatro tipos de temperaturas equivalentes: temperatura equivalente global ($T_{eq,global}$), temperatura equivalente segmental ($T_{eq,segmental}$), temperatura equivalente direcional ($T_{eq,direcional}$) e temperatura equivalente omnidimensional ($T_{eq,omnidimensional}$).

Temperatura equivalente global

Representa a temperatura de um ambiente fechado com temperatura do ar igual à temperatura das superfícies vizinhas e velocidade do ar nula, onde um sensor aquecido de formato humano e escala natural irá trocar a mesma quantidade de calor por convecção e radiação do que aquela trocada em um ambiente real, não uniforme.

A temperatura equivalente global pode ser medida, teoricamente, com manequins térmicos ou por meio de uma grande quantidade de sensores térmicos planos afixados ao manequim não aquecido (manequim com sensores aquecidos). A exatidão das medidas depende da temperatura superficial, do tamanho do corpo, do número de divisões em zonas, posição etc. Um manequim ideal seria aquele dividido em diversas zonas separadas e individualmente aquecidas de acordo com a temperatura média correspondente a de um ser humano para a mesma zona.

Substituindo os parâmetros referentes à temperatura equivalente global na equação (7.5.3), tem-se:

$$T_{eq,global} = T_{P,global} - \frac{Q_{global}}{h_{cal,global}} \quad (7.5.2.1.)$$

$$T_{P,global} = \frac{\sum (T_{P,n} \cdot A_n)}{\sum A_n} \quad (7.5.2.2.)$$

$$Q_{global} = \frac{\sum (Q_n \cdot A_n)}{\sum A_n} \quad (7.5.2.3.)$$

onde, $h_{cal,global}$ é definido por meio da calibração em um ambiente padrão (ISO 14505-2-anexo C) e em função do número de zonas, n , do corpo.

Temperatura equivalente segmental

Corresponde à temperatura de um ambiente fechado com temperatura do ar igual à temperatura das superfícies vizinhas e velocidade do ar nula, onde um ou mais zonas selecionadas de um manequim térmico irão trocar a mesma quantidade de calor por convecção e radiação do que aquela trocada em um ambiente real, não uniforme.

O princípio da determinação é realizada pela medição do fluxo de calor total de um segmento composto por uma ou mais zonas, cada uma composta por uma temperatura de superfície correspondente a apresentada por seres humanos. Um segmento é uma parte do sensor em forma humana (mãos, costas, braços, etc.), correspondendo geralmente a uma parte do corpo real, formada por uma ou mais zonas, em cada qual com uma T_{eq} . Os cálculos para a definição da T_{eq} segmental é similar à apresentada pela T_{eq} global:

$$T_{eq,segmental} = T_{P,segmental} - \frac{Q_{segmental}}{h_{cal,segmental}} \quad (7.5.2.4.)$$

$$T_{P,segmental} = \frac{\sum (T_{P,n} \cdot A_n)}{\sum A_n} \quad (7.5.2.5.)$$

$$Q_{segmental} = \frac{\sum (Q_n \cdot A_n)}{\sum A_n} \quad (7.5.2.6.)$$

onde, $h_{cal,segmental}$ é determinada pela calibração em um ambiente padrão (ISO 14505-2-anexo C) e em função do número de segmentos, n, do corpo.

Temperatura equivalente direcional

Neste caso o fluxo de calor corresponde às especificações de temperatura equivalente para uma pequena superfície plana aquecida e representa o vetor normal ao plano de medição em todos os pontos, definido em sua magnitude e direção. Essa T_{eq} só pode ser medida em um sensor plano, que pode estar fixado a um manequim não aquecido ou a um dispositivo de posicionamento. Mais de um sensor pode ser utilizado para medir valores em posições e direções diferentes de maneira de um não influa na medição do outro.

$$T_{eq,direcional} = T_{p,direcional} - \frac{Q_{direcional}}{h_{cal,direcional}} \quad (7.5.2.7.)$$

onde, $T_{p,direcional}$ é a temperatura da superfície do sensor, $Q_{direcional}$ é o fluxo de calor do sensor e $h_{cal,direcional}$ é determinada através da calibração do instrumento em um ambiente padrão .

Um valor de temperatura equivalente local, $T_{eq,local}$, pode ser calculada como uma média para as diversas medições no mesmo local, mas em direções diferentes. Podendo ser calculada como uma média aritmética ou uma média ponderada de acordo com a postura do corpo.

$$T_{eq,local} = \frac{\sum T_{eq,direcionaln}}{n} \quad (7.5.2.8.)$$

onde, n é o número de direções.

$$T_{eq,local} = \sum (T_{eq,direcionaln} \cdot A_n) \quad (7.5.2.9.)$$

onde, n é o número de locais com $\sum(A_n)=1$

Uma temperatura equivalente total pode ser calculada como uma média ponderada de temperaturas equivalentes locais de acordo com a SAE J 2234

$$T_{eq,local} = \sum (T_{eq,localn} \cdot A_n) \quad (7.5.2.10.)$$

onde, n é o número de locais onde $\Sigma(A_n)=1$

Temperatura equivalente omnidirecional

Corresponde à temperatura de um ambiente fechado com temperatura do ar igual à temperatura das superfícies vizinhas e velocidade do ar nula, onde a superfície de uma elipsóide aquecida irá trocar a mesma quantidade de calor por convecção e radiação do que aquela trocada em um ambiente real, não uniforme. Podendo ser definida como ao valor médio ponderado da T_{eq} direcional para todas as direções.

Os pesos de cada um dos fatores em cada uma das direções depende da geometria do elipsóide e somente sensores com fluxo de calor uniforme em toda a superfície podem ser utilizados.

$$T_{eq,oni\ dim\ ensional} = T_{P,oni\ dim\ ensional} - \frac{Q_{oni\ dim\ ensional}}{h_{cal,oni\ dim\ ensional}} \quad (7.5.2.11.)$$

onde, $T_{p,omnidirecional}$ é a temperatura da superfície do sensor, $Q_{omnidirecional}$ é o fluxo de calor do sensor e $h_{cal,omnidirecional}$ é determinada através da calibração do instrumento em um ambiente padrão.

Uma T_{eq} determinada com um sensor elipsóide em um clima assimétrico é uma T_{eq} local, enquanto a T_{eq} total pode ser calculada pela média aritmética dos sensores em diferentes posições com diferentes fatores de peso para diferentes partes do corpo de acordo com a SAE J2234.

$$T_{eq,total} = \sum (T_{eq,localn} \cdot A_n) \quad (7.5.2.12.)$$

onde, n é o número de locais onde $\Sigma(A_n)=1$

Os gráficos gerados podem ser comparados com estudos anteriores desde que os princípios como regulagem, temperatura da superfície, tamanho e localização sejam similares. Assim como condições específicas de segmento e divisões do segmento para o caso de temperatura equivalente segmental; e de direção para temperaturas equivalentes direcionais e omnidirecionais (ISO 14505-2-anexo A e B).

7.5.3. Manequim térmico

Um manequim térmico configura-se em um sensor de tamanho e formato humano com a superfície coberta por várias zonas de aquecimento de controle individual. Podendo medir tanto a temperatura equivalente total como global.

Cada zona é alimentada com uma potência de baixa voltagem a uma taxa que permita a manter a temperatura de superfície constante ou variável, de acordo com a especificação. O consumo de energia em regime permanente, portanto, representa as perdas de calor por convecção, condução e radiação, e a aquisição e controle de dados é realizada através de um computador.

As medidas normalmente obtidas são as de transferência de calor, Q (W/m^2) e temperatura da superfície T_p (em $^{\circ}C$), pois normalizando o ambiente de acordo com as definições de temperatura equivalente o calor transferido pode ser convertido para um valor de temperatura equivalente.

Os sensores utilizados para determinação da temperatura equivalente, citados anteriormente na definição das temperaturas equivalentes, podem ser:

- Superfície pequena e plana de platina aquecida eletricamente de acordo com ajuste (nível de atividade da pessoa), a pele artificial mede a T_{eq} direcional. São instalados oito sensores em oposição e outros nove nas costas e a temperatura de superfície resultante (RST), pode ser obtida através da calibração da curva de resistência elétrica e a T_{eq} pode ser calculada a partir de RST por uma função linear. Os diversos sensores podem ser fixados à superfície do manequim ou incorporado uma vestimenta padrão (figura 7.5.3.1.- a)
- Baseado em dois elementos aquecidos por meio do efeito do Joule. Os sensores são pequenos e possuem superfície plana, medindo T_{eq} direcional. O manequim é feito do poliuretano com núcleo de metal e a unidade de controle eletrônica é

integrada no corpo do manequim, sendo que um modelo linear é usado para calcular a temperatura equivalente (figura 7.5.3.1. b).

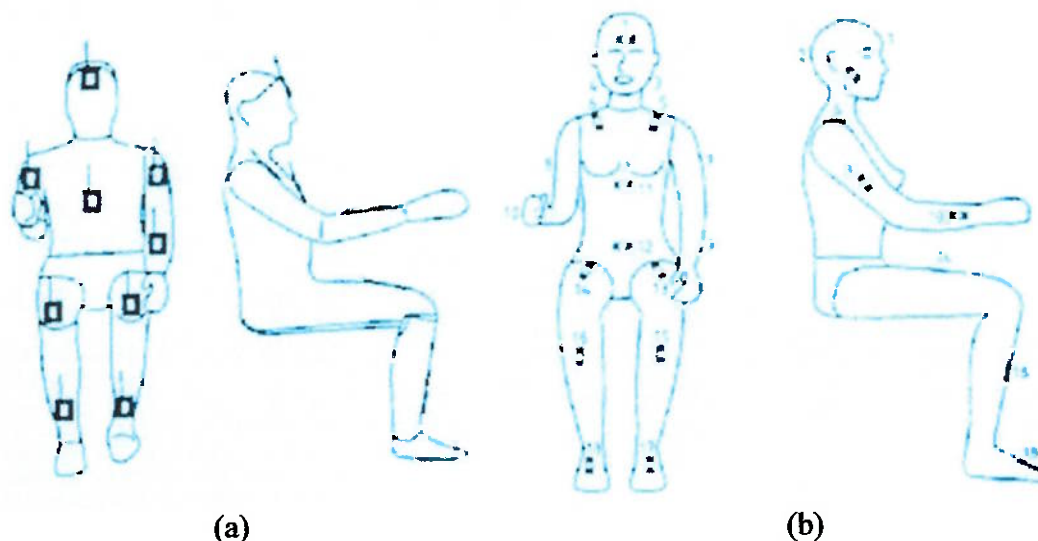


Figura 7.5.3.1. – Configuração da disposição de sensores chatos.
(ISO 14505-2, 2004)

- Esférico, aquecido e controlado por uma unidade separada. A relação entre perda de calor por convecção e radiação é simulada pelo tamanho, formato e posição dos transdutores. Os dados medidos são utilizados para calcular a T_{eq} onidirecional.
- Posicionamento dos sensores em anéis em que simulam a forma humana de uma pessoa sentada. Com essa configuração pode-se medir tanto a temperatura equivalente local como a total.

Calibração

a) Temperatura superficial

-Procedimento: calibração em caixa ou câmara com condições homogêneas.

($T_a = T_r = 34 \pm 0,2^\circ\text{C}$, $\Delta T < 0,4^\circ\text{C}$ para alturas entre 0,1 e 1,1m).

-Intervalo: controle mínimo antes e depois das séries de medição. Com séries longas de controle semanalmente.

-Posição: sem posicionamento específico.

Os sensores devem ser calibrados para toda a faixa de uso. Os manequins com equações de regulagem de conforto e com Q constante, é necessária a calibração

em toda a faixa de medição. O valor médio entre medidas consecutivas deve ser inferior a 3°C.

b) Coeficientes de transferência de calor

-Procedimento: consiste na calibração em uma caixa ou câmara com condições climáticas homogêneas ($T_a = T_r = 24 \pm 0,2^\circ\text{C}$, $v_a=0,05$ m/s, $\Delta T < 0,4^\circ\text{C}$ para alturas entre 0,1 e 1,1m).

Como o h_{cal} nas condições de calibração é função da diferença entre a temperatura da câmara, T_{eq} , e da superficial, T_p , as medições devem ser realizadas em três temperaturas equivalentes diferentes (alta, baixa e a 24°C). No caso de um manequim vestido ou quando as equações de conforto são utilizadas como parâmetro de regulação, h_{cal} pode ser considerado constante nesse intervalo de temperaturas e somente medido a temperatura de 24°C .

- Intervalo: anteriormente aos ensaios, uma vez que é dependente do ambiente e da roupa.

- Posicionamento: o mesmo que irá ser apresentado no local de ensaio. O manequim deve estar sentado em uma cadeira vazada (de rede), ou similar para evitar isolamento adicional.

c) Tempo de recuperação

Tempo necessário para o equipamento se recuperar, depois de um período de 3 min de desligamento, e apresentar condições de temperatura equivalente em regime permanente com valor médio dentro de uma faixa de $\pm 0,5^\circ\text{C}$ do valor anterior. Mediante a condições de temperatura ambiental constante.

d) Exatidão, repetibilidade e grau de reprodução

A exatidão é a diferença entre a T_{eq} apresentada pelo instrumento e a T_{eq} do ambiente uniforme.

A repetibilidade é a variação entre medições realizadas por uma mesma pessoa de uma mesma variável diversas vezes com a utilização do mesmo método. A repetibilidade não pode exceder um valor de temperatura equivalente de $\pm 0,5^\circ\text{C}$.

O grau de reprodução é a variação de medições realizadas por pessoas diferentes de uma mesma variável. O grau de reprodução não pode exceder o valor de temperatura equivalente de $\pm 1^{\circ}\text{C}$.

e) Propriedades da superfície

A absorvidade e emissividade de todas as partes expostas à radiação solar devem possuir um índice de isolamento semelhante à apresentada pela pessoa na situação real.

CAPÍTULO 8

MATERIAIS E MÉTODOS

Nesse capítulo serão apresentados primeiramente os equipamentos utilizados na coleta de dados, o laboratório de conforto térmico onde foi desenvolvida a etapa de calibração do manequim sob condições controladas, a sala cirúrgica experimental de transplante de fígado e a as salas cirúrgicas do Hospital Universitário (HU), onde os ensaios foram realizados.

Posteriormente é apresentado o método traçado para a execução do estudo considerando os materiais e a estrutura anteriormente apresentada.

8.1. Equipamentos

O manequim utilizado nos ensaios e seu sistema de aquisição, denominado SimTer, é apresentado na figura 8.1.1. e composto de 16 sensores distribuídos segundo a relação apresentada na tabela 8.1.1.



Figura 8.1.1. – Manequim térmico

A potência de aquecimento dos sensores é regulável (40 a 120 W/m²), sendo que cada uma das regiões possui ainda um sensor de temperatura superficial.

Tabela 8.1.1.- Regiões analisadas pelos sensores.

Zonas			
1 Face	5 Braço esquerdo	9 Costas	13 Canela esquerda
2 Peito	6 Braço direito	10 Nádegas	14 Canela direita
3 Ante braço esquerdo	7 Mão esquerda	11 Coxa esquerda	15 Pé esquerdo
4 Ante braço direito	8 Mão direita	12 Coxa direita	16 Pé direito

O sistema de controle é composto por dois módulos que são conectados ao manequim e sensores adicionais. O manequim é conectado a um módulo B de controle de potência (figura 8.1.2.), no qual ainda podem ser conectados seis termoanemômetros omnidirecionais, um termômetro de globo e um sensor de temperatura superficial.



Figura 8.1.2– Módulo B de controle



Figura 8.1.3.– Módulo A de aquisição de potência

O Módulo B é conectado a um módulo A de aquisição (figura 8.1.3.), que por sua vez é conectado ao micro computador através da porta serial. O software de aquisição (SimTer.exe) roda em sistema Windows, onde podem ser visualizados os níveis de calor dissipado de cada região, suas respectivas temperaturas superficiais, velocidade e temperatura do ar (figura 8.1.5.).

Os dados podem ser registrados no disco rígido em intervalo definido pelo usuário, sendo que os valores registrados representam as médias do período. O ambiente do software de aquisição de dados é apresentado na figura 8.1.4.

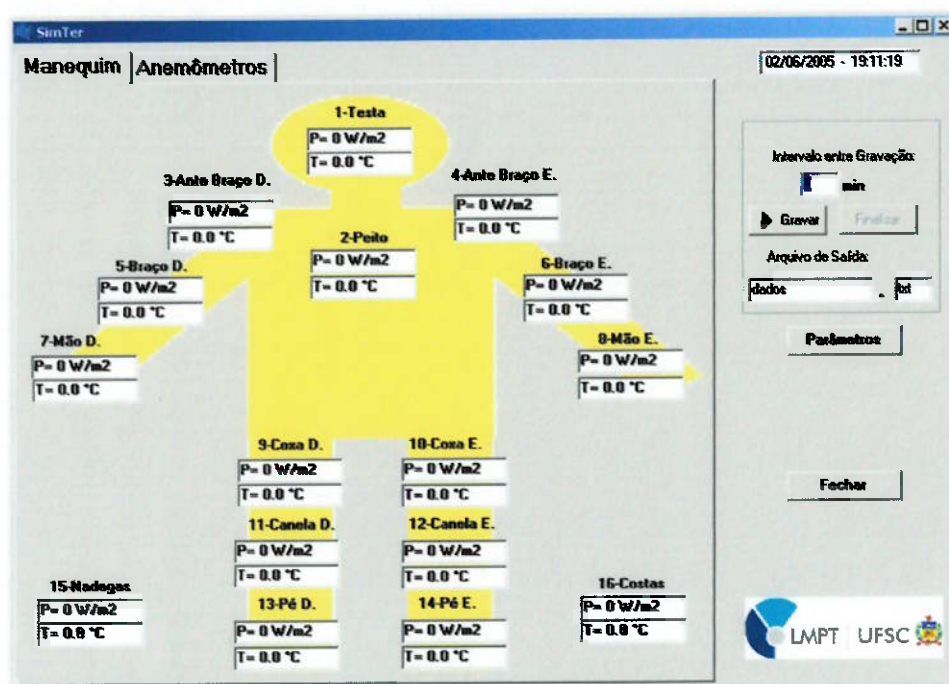


Figura 8.1.4. - Software de aquisição do sistema do manequim.



Figura 8.1.5. – Anemômetro e termopar do sistema do manequim.

Tabela 8.1.2. – Características dos instrumentos de medição.

Sistema SimTerm		
Variáveis	Faixa de medição	Precisão
Temperatura do ar	0 a 50 °C	± 0,3 °C
Velocidade do ar	0 a 3 m/s	± 0,04 + 3% m/s
Potência	40 a 120 W/m2	3%
Equipamentos do Laboratório de Conforto Térmico (Leite, 2003).		
Variáveis	Faixa de medição	Precisão
Temperatura do ar (Sonda capacitiva RTD PT-100)	-50° a 65 °C	± 0,5 °C
Umidade do ar	-20° a 80°C	3%
Temperatura radiante média	10° a 40°C	± 0,5 °C

Os demais equipamentos utilizados nas medições realizadas ao longo do projeto nos ensaios na Sala Experimental e em Sala Cirúrgica do HU/USP correspondem aos pedestais com sensores de temperatura e velocidade do ar do sistema SimTer, e aos sensores de temperatura do ar, temperatura radiante média e umidade relativa do sistema de controle do Laboratório de Conforto Térmico.

Os pedestais do sistema SimTer são constituídos de (figura 8.1.6. e 8.1.7.):

- 04 pedestais com base, cada um contendo 04 sensores de temperatura do ar (alturas aproximadas de 0,66; 1,24; 1,83; 2,43m do piso) e 04 anemômetros omidirecionais;
- 01 pedestal vertical contendo 03 sensores de temperatura do ar; 03 anemômetros omidirecionais e 01 termômetro de globo;



Figura 8.1.6. - Sensor de temperatura do ar e anemômetro omidirecional.

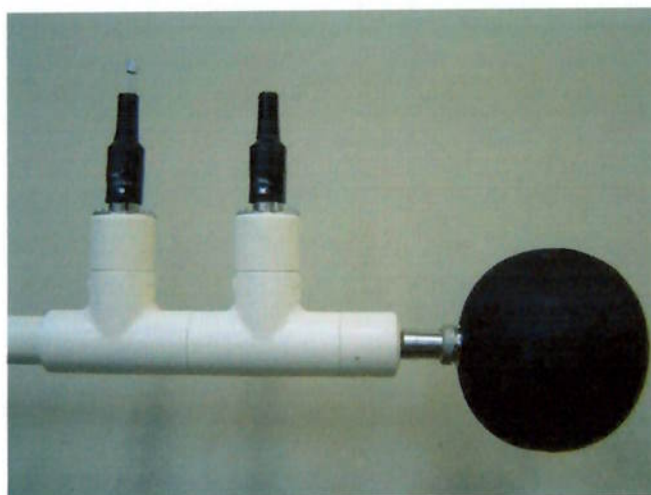


Figura 8.1.7. - Sensores de temperatura e velocidade do ar e de globo.

Os dados referentes aos equipamentos do sistema de controle do Laboratório de Conforto utilizados apresentam-se na tabela 8.1.4.

8.2. Locais de ensaio

Os locais onde foram conduzidos os ensaios estão apresentados abaixo.

8.2.1. Laboratório de Conforto Térmico

O Laboratório de Conforto Térmico do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica da USP, construído com recursos da FAPESP (Processo 99/09798-6) e de empresas do setor, é composto de uma sala que reproduz ambientes de escritório, um sistema de condicionamento de ar e um sistema de automação e controle.

A sala possui 34,8 m², divisórias removíveis de alturas $h=1,20\text{m}$ e/ou $h=1,60\text{m}$ que separam o ambiente em três células de escritório e se encontra totalmente isolada termicamente por camadas de poliuretano (figura 8.2.1.1.). O sistema de condicionamento de ar é composto de um chiller e de um fan coil dotado de ventilador com variador de frequência, permitindo o insuflamento tanto pelo teto como pelo piso.

Um sistema de controle especificado por Leite (2003), permite o controle e monitoramento da temperatura central e umidade relativa da sala a partir da entrada de dados de temperatura de saída do fan coil, temperatura de insuflamento pelo piso e temperatura de pressão estática no plenum e temperatura de retorno do ar.



Figura 8.2.1.1. - Vista da sala de testes do Laboratório de Conforto Térmico.
(Revista Abrava, 2001)

Neste Laboratório foram instalados dois focos cirúrgicos e uma mesa cirúrgica, para “simular” uma sala cirúrgica.

8.2.2. Sala Cirúrgica Experimental da FM/USP

A Sala Cirúrgica Experimental de Transplante de Fígado da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo é constituída de uma sala experimental onde são realizadas cirurgias de transplante de fígado em animais.

Para melhor definir a localização, método de medição e monitoramento, ensaios iniciais foram realizados nesta sala, que conta com um sistema de ar condicionado convencional, com fluxo turbulento.

O sistema de condicionamento de ar é de condensação a ar (*Self Contained*) e condiciona todas as salas do Laboratório de Microcirurgia da FM/USP (cujá planta é apresentada na figura 8.2.2.1) com destaque para a Sala de Cirúrgica Experimental. O insuflamento é realizado por difusores de jato helicoidal na área cirúrgica e por um difusor quadrado próximo à porta. O retorno é feito por grelhas também localizadas no teto. Uma melhor apresentação da disposição dos difusores e grelhas de retorno é apresentada na figura 8.2.2.2.

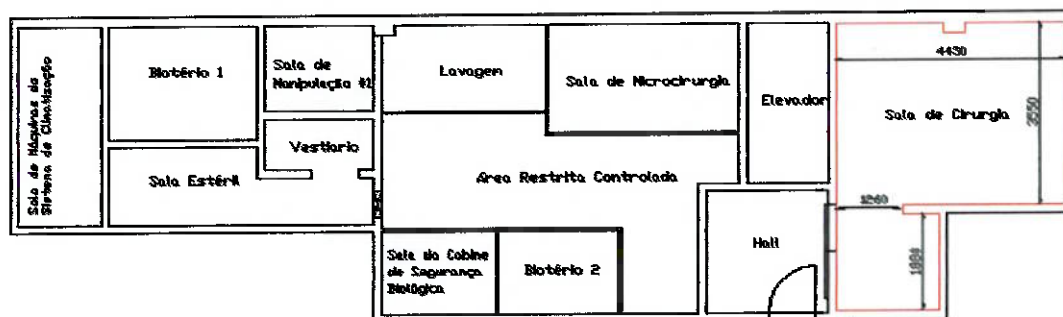


Figura 8.2.2.1 – Planta do Laboratório de Transplante de Fígado.

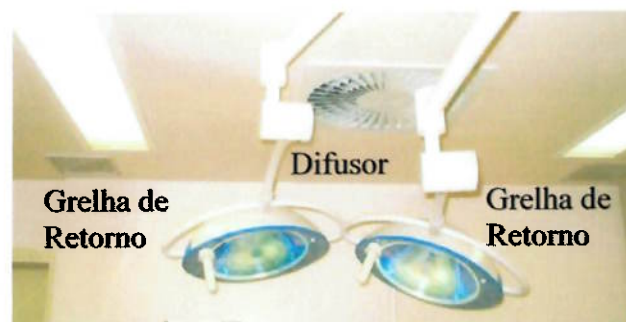


Figura 8.2.2.2 – Difusor helicoidal e grelhas de retorno.

8.2.3. Salas Cirúrgicas do Hospital Universitário da USP

O centro cirúrgico do Hospital Universitário, Órgão Complementar da Universidade de São Paulo, é composto de 10 salas cirúrgicas nas quais se realizam procedimentos cirúrgicos gerais, cirurgias ortopédicas, cirurgias cardíacas, etc, com exceção de pacientes traumáticos e cirurgias neurológicas.

O sistema de condicionamento de ar das Salas Cirúrgicas do HU/USP é central, composto por unidades de resfriamento de água (chiller) e fan coils. O insuflamento é realizado por grelhas de insuflamento lateral superior e o retorno é realizado por grelhas posicionadas na parte inferior da parede (ambas com 290 x 900 mm), como mostrado na figura 8.2.3.1. Esse sistema foi apresentado anteriormente (figura 5.1.2.5.) e corresponde ao sistema de condicionamento de ar convencional em hospitais.



Figura 8.2.3.1. – Sistema de condicionamento de ar de sala cirúrgica do Hospital Universitário (insuflamento à esquerda e retorno à direita).

8.3. Método de trabalho

Inicialmente foi realizada calibração e estudo utilizando manequim com sensores aquecidos no Laboratório de Conforto Térmico. Neste ambiente, utilizando insuflamento pelo piso, é possível obter um ambiente homogêneo nas condições preconizadas na norma ISO 4505-2 (2004) para calibração do manequim.

A utilização do manequim é importante, pois ele será utilizado como ferramenta para a análise do ambiente cirúrgico em diversas condições, sem que haja a necessidade de um paciente e do corpo médico, agilizando o processo.

Posteriormente à determinação da localização e ensaios com os equipamentos na Sala Cirúrgica Experimental, tiveram início os ensaios em Sala Cirúrgica do HU/USP com o manequim, utilizando as mesmas condições de funcionamento do sistema de condicionamento de ar e de carga térmica proveniente das luzes, do foco cirúrgico e das pessoas durante cirurgias.

O método de trabalho foi dividido em partes de acordo com as etapas presentes no projeto, separadas por ensaios e finalidades: calibração, foco cirúrgico, ensaios no laboratório de conforto térmico, sala experimental e hospital universitário.

8.3.1. Calibração

A calibração foi realizada para três condições: paciente, médico e enfermeira. O sistema de insuflamento pelo piso e retorno pelo teto do laboratório foi utilizado e através do sistema de controle procurou-se manter as condições de ensaio exigidas em norma ($T_a = T_r = 24 \pm 0,2^\circ\text{C}$, $V_a < 0,05 \text{ m/s}$, $\Delta T < 0,4^\circ\text{C}$ para alturas entre 0,1 e 1,1m).

Os ensaios foram realizados mediante a estabilização das condições da sala, cujas únicas fontes de carga térmica eram o manequim e o sistema de aquisição de dados instalado (afastado do local de medição).

Foram realizados quatro ensaios, sendo dois para a situação do paciente, provido de vestimenta e nu e dois para o cirurgião e enfermeira. A duração de cada um dos ensaios foi de aproximadamente 1 hora, durante a qual foram adquiridos dados de temperatura e de velocidade do ar em cinco diferentes alturas (0,53; 0,85; 1,10; 1,52; 1,70 m do piso), de fluxo de calor e de temperatura da pele para cada um dos 16 segmentos do corpo do manequim em estudo.

O sistema de aquisição, Simter, do manequim utilizado permite a calibração de h_{cal} através do fornecimento do fluxo de transferência de calor para a atividade realizada e retornando o valor de temperatura da superfície da pele, T_p .

As condições de metabolismo para cada um dos casos em estudo tiveram como referência os dados do trabalho de Mora et al. (2001), no General Montreal Hospital (Canadá), que se encontram apresentados na tabela 8.3.1.1.

Tabela 8.3.1.1. – Metabolismo para equine médica e pacientes. (Mora, 2001).

Caso	Metabolismo	
	met	W/m ²
Cirurgiões	1,6	93
Enfermeiras	1,4	82
Pacientes	0,69	40

A vestimenta e o posicionamento do cirurgião e da enfermeira são os mesmos, mudando somente o fluxo de calor fornecido por cada um deles. A vestimenta tanto do paciente como do cirurgião/enfermeira foram fornecidas pelo Hospital Universitário e o cálculo do índice de isolamento da roupa, I_{clo} , foi realizado por peça de roupa de acordo com as fontes apontadas na tabela 8.3.1.2., e somadas utilizando a fórmula de McCullough e Jones (1984), abaixo:

$$I_{clo} = 0,835 \sum_i I_{clo_i} + 0,161, \quad (8.3.1.1.)$$

onde i = peça de roupa.

Tabela 8.3.1.2. – Resistência da roupa do cirurgião/enfermeira e paciente.

Manequim	Peça	I_{clo} (clo)	fonte
Cirurgião/ Enfermeira	Calça grossa	0,24	1
	Camiseta de manga curta (grossa)	0,25	2
	Meia esportiva curta	0,02	1
	Sapato	0,04	2
	Soma	0,62	3
Paciente	Roupão curto sem manga (fino)	0,18	1

fonte: [1] ASHRAE, 2001; [2] Gonçalves, 2000; [3] McCullough e Jones, 1984

O posicionamento, assim como a vestimenta, pode ser verificada nas figuras de 8.3.1.1. a 8.3.1.3.



Figura 8.3.1.1. – Ensaio do manequim térmico como cirurgião e enfermeira no Laboratório de Conforto Térmico.



Figura 8.3.1.2. – Ensaio do manequim térmico como paciente vestido no Laboratório de Conforto Térmico.



Figura 8.3.1.3. – Ensaio do manequim térmico como paciente nu.

8.3.2. Foco Cirúrgico

Estudos que acompanharam o conforto/desconforto térmico em salas cirúrgicas comprovam que a temperatura recomendada para o conforto dos cirurgiões é inferior àquela indicada para pacientes, enfermeiras e anestesistas. Como mostrado na tabela 6.2.

Para avaliar o efeito dos focos cirúrgicos sobre as condições de desconforto térmico de cirurgiões, acompanhou-se uma série de ensaios no Laboratório de Conforto Térmico utilizando o manequim. Como a potência dos focos não é um parâmetro padronizado para salas de cirurgia, os ensaios realizados avaliam as condições resultantes da variação da potência dos focos cirúrgicos (Felix et al., 2005).

A sala de ensaio foi mantida a uma temperatura média de 22°C, umidade 54% e velocidade do ar 0,01 m/s, através do sistema de controle com insuflamento pelo teto e retorno pela porta e monitorada pelo sistema de aquisição de dados SimTer.

As variáveis pessoais de conforto (metabolismo e vestimenta) foram as mesmas utilizadas na calibração do coeficiente de transferência de calor combinado para o cirurgião, item 8.3.1. do relatório.

Foram realizados cinco ensaios de meia hora de duração cada, variando-se a potência dos focos cirúrgicos de 0, 200, 300, 400 e 500W. O posicionamento do foco e manequim, cuja cabeça foi girada para expor o sensor à parte mais influenciada pelo foco cirúrgico, pode ser conferido na figura 8.3.2.1.

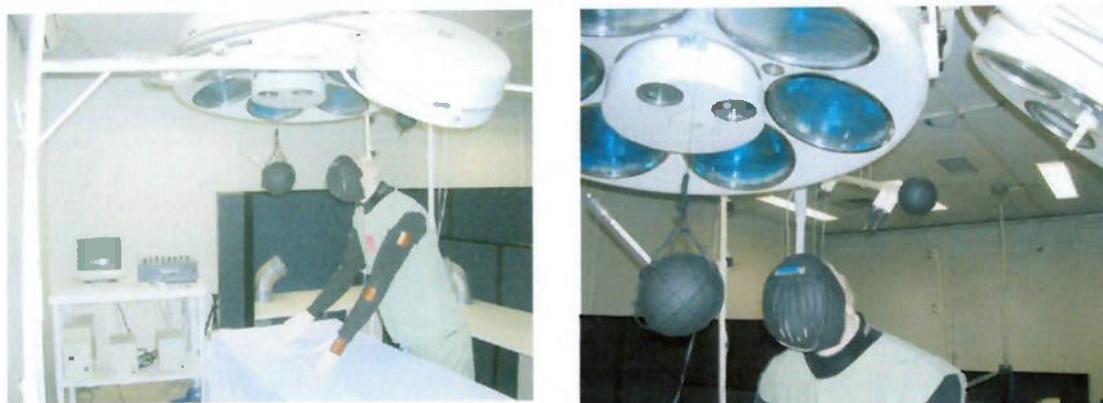


Figura 8.3.2.1. – Disposição do foco cirúrgico e manequim durante os ensaios.

Para a análise dos resultados das temperaturas equivalentes, os dados devem ser plotados em um diagrama de sensação térmica para avaliar condições de conforto (Nilsson (2004); ISO 14505 (2004)), apresentado na figura 8.3.2.2.

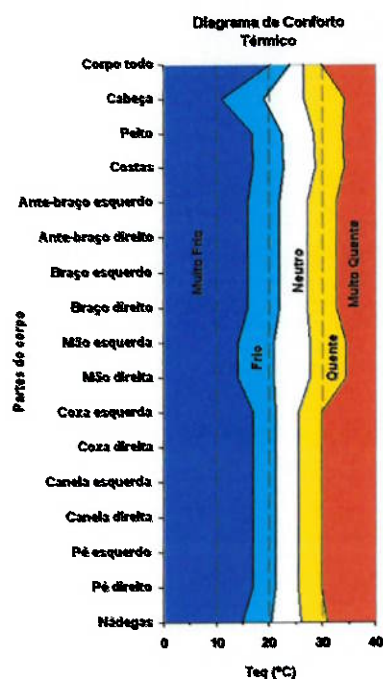


Figura 8.3.2.2. – Diagrama de sensação térmica (Nilsson, 2004)

8.3.3. Laboratório de Conforto Térmico

Os ensaios realizados no Laboratório de Conforto Térmico tiveram como objetivo avaliar sistemas de condicionamento de ar convencionais operando em temperaturas frequentemente utilizadas em hospitais. Os equipamentos presentes no laboratório e o sistema de controle do mesmo permitiram a realização de 24 ensaios diferentes, utilizando-se três diferentes sistemas de condicionamento de ar, com duas temperaturas do ar no centro da sala e quatro condições para o manequim (cirurgião, médico, paciente vestido e nu).

A nomenclatura utilizada para cada ensaio em função do sistema de insuflamento e retorno, assim como da temperatura do ar no centro da sala pode ser verificada na tabela 8.3.3.1.

Tabela 8.3.3.1. – Condições e nomenclaturas dos ensaios.

Nomenclatura	Insuflamento	Retorno	Temperatura do ar
Split(22)	Split	Split	22°C
Teto-porta(22)	Difusores de teto	Grelhas no teto	22°C
Teto-teto(22)	Difusores de teto	Grelhas no teto	22°C
Split(24)	Split	Split	24°C
Teto-porta(24)	Difusores de teto	Grelhas de teto	24°C
Teto-teto(24)	Difusores de teto	Grelhas de teto	24°C

O tempo de medição para cada um dos 24 ensaios foi de trinta minutos, iniciados somente após a estabilização da temperatura no centro da sala, observada durante uma hora. A temperatura no centro da sala foi monitorada por meio do sensor de temperatura do ar do sistema de controle do laboratório, colocado no centro da sala em todos os ensaios.

Os ensaios Teto-porta e Teto-teto foram estabelecidos a partir do sistema de controle do laboratório, enquanto os ensaios com o Split (figura 8.3.3.1.), foram controlados pelo próprio equipamento (modelo: LG - K18), controlando a temperatura de ar de retorno. Por esse motivo, enquanto os ensaios realizados pelo teto apresentaram variações de 22° e 24°C $\pm$ 0,2°C, os ensaios com o Split apresentaram valores médios de 22,0°C e 24,5°C, com variações de amplitude de $\pm$ 0,5°C e período de 25 min para o ensaio Split(22).



Figura 8.3.3.1. – Split do Laboratório de Conforto Térmico.



Figura 8.3.3.2. – Difusor e grelha de retorno do Laboratório de Conforto.

O ambiente cirúrgico foi “simulado” no laboratório e o manequim e demais equipamentos posicionados segundo mostrado nas figuras 8.3.3.3. e 8.3.3.4.

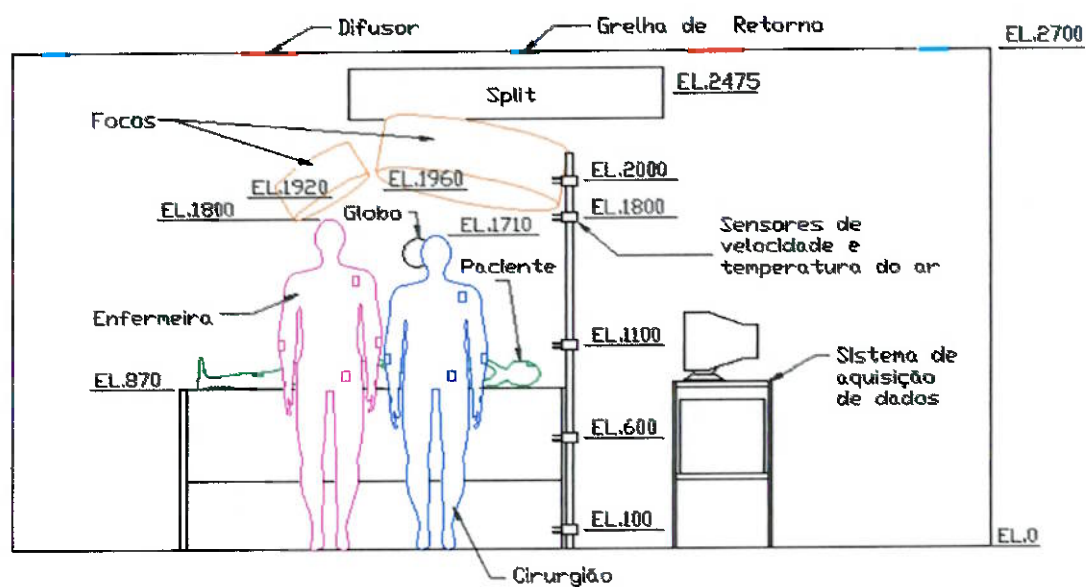


Figura 8.3.3.3. – Esquema do posicionamento durante os ensaios, vista lateral (dimensões em mm).

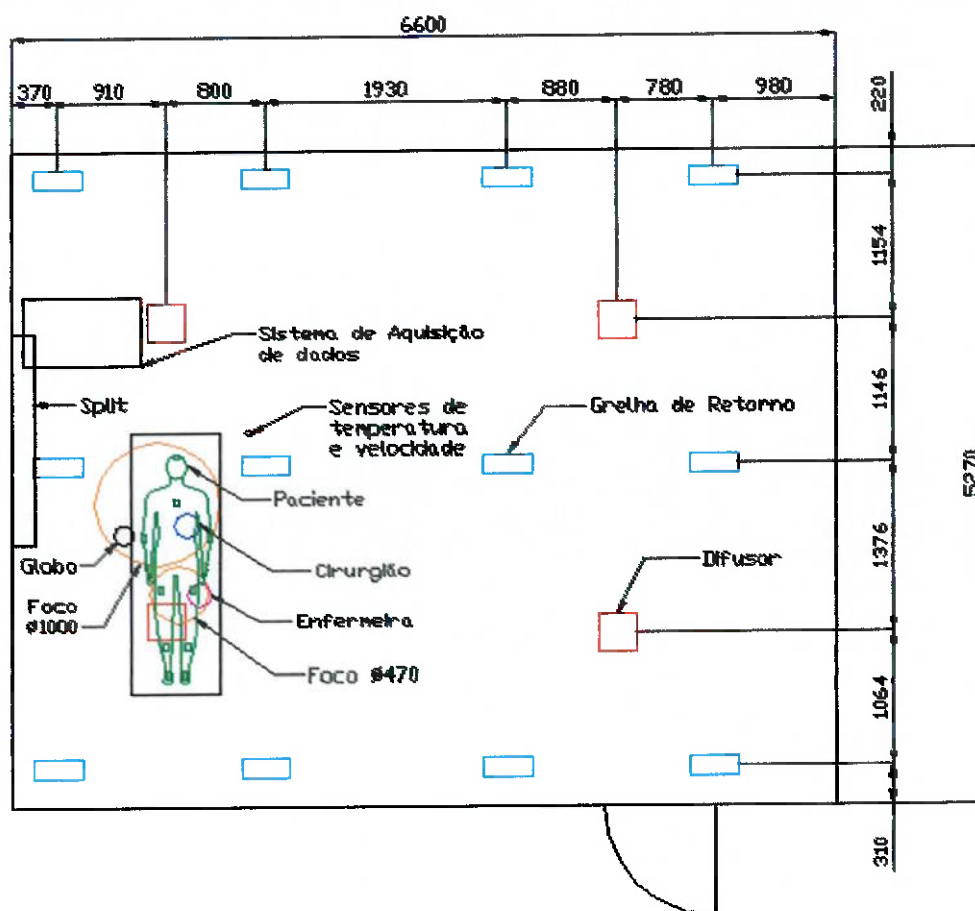


Figura 8.3.3.4. – Esquema do posicionamento durante os ensaios, vista superior (dimensões em mm).

As únicas fontes de carga térmica são o calor dissipado pelo manequim e seu sistema de aquisição dados e pelo foco cirúrgico com potência fixa de 260 W (figura 8.3.3.5.).



Figura 8.3.3.5. – Focos cirúrgicos utilizados nos ensaios.

A vestimenta e o valor de metabolismo utilizado para o manequim foram os mesmos apresentados durante a calibração (tabelas 8.3.1.1. e 8.3.1.2.) para cirurgião, enfermeira e paciente.

Assim como nos ensaios para avaliação do efeito do foco cirúrgico sobre o cirurgião os dados de temperatura equivalente foram realizados para cada segmento do corpo (com exceção das nádegas que teve seu sensor avariado durante o experimento), utilizando o diagrama de sensação térmica apresentado em Nilsson (2004).

Além dos dados fornecidos pelo manequim térmico, sensores de velocidade e temperatura do ar do sistema SimTer foram posicionados ao lado do cirurgião (9manequim) à alturas de 0,1; 0,6; 1,1; 1,8 m (ASHRAE 55, 2004) e 2,0m do piso; um sensor de globo em frente ao cirurgião e um sensor de umidade relativa no centro da sala. Com esses sensores adicionais foram realizadas as avaliações do conforto térmico local e do estudo do conforto para o cirurgião pelo PPD.

8.3.4. Sala Cirúrgica Experimental da FM/USP

Os ensaios realizados na Sala Cirúrgica Experimental da FM/USP avaliaram as condições de conforto térmico para as três condições: cirurgião, médico e paciente nu. A avaliação da temperatura equivalente foi realizada com o manequim, sistema SimTer e a avaliação das condições locais e de conforto por Fanger foram realizadas pelos sensores de temperatura de globo, velocidade e temperatura do ar afixados nos pedestais do sistema.

Os ensaios foram realizados com a mesma vestimenta e metabolismo estabelecido nos ensaios anteriores permitindo, assim, a utilização do coeficiente combinado de transferência de calor obtido durante a calibração.

Assim como no ensaio no Laboratório de Conforto, o sensor correspondente às nádegas não esteve em funcionamento e um novo sensor, referente à mão direita apresentou problemas de funcionamento, não sendo considerado nessa análise.

O posicionamento dos sensores, colocados em suportes móveis, e as medidas foram realizadas em pontos significativos no campo cirúrgico, na zona periférica e na zona do manequim no ensaio em questão.

Como o estudo foi desenvolvido juntamente com o projeto de pesquisa em “Sistemas de tratamento de ar em salas cirúrgicas: Estudo da distribuição de partículas na avaliação da contaminação aérea” foram utilizados os sensores de velocidade do ar, umidade, temperatura do ar, temperatura de globo do projeto. Por não existir nenhum padrão para a altura dos sensores no estudo de contaminação realizado as medidas de temperaturas e velocidades do ar foram realizadas nas alturas de 0,66; 1,24; 1,83; 2,43m do piso, correspondentes ao equipamento disponível. Essas alturas por serem próximas ao estabelecido pelas normas técnicas de conforto térmico de 0,6m; 1,1m e 1,8m (ASHRAE 55, 2004), serão utilizadas para a avaliação.

Os pedestais de base foram posicionados um em cada canto da sala, e o pedestal A, próximo ao manequim, em cada uma das condições de ensaio. O posicionamento do manequim e dos equipamentos pode ser conferido nas figuras de 8.3.4.1. a 8.3.4.4.

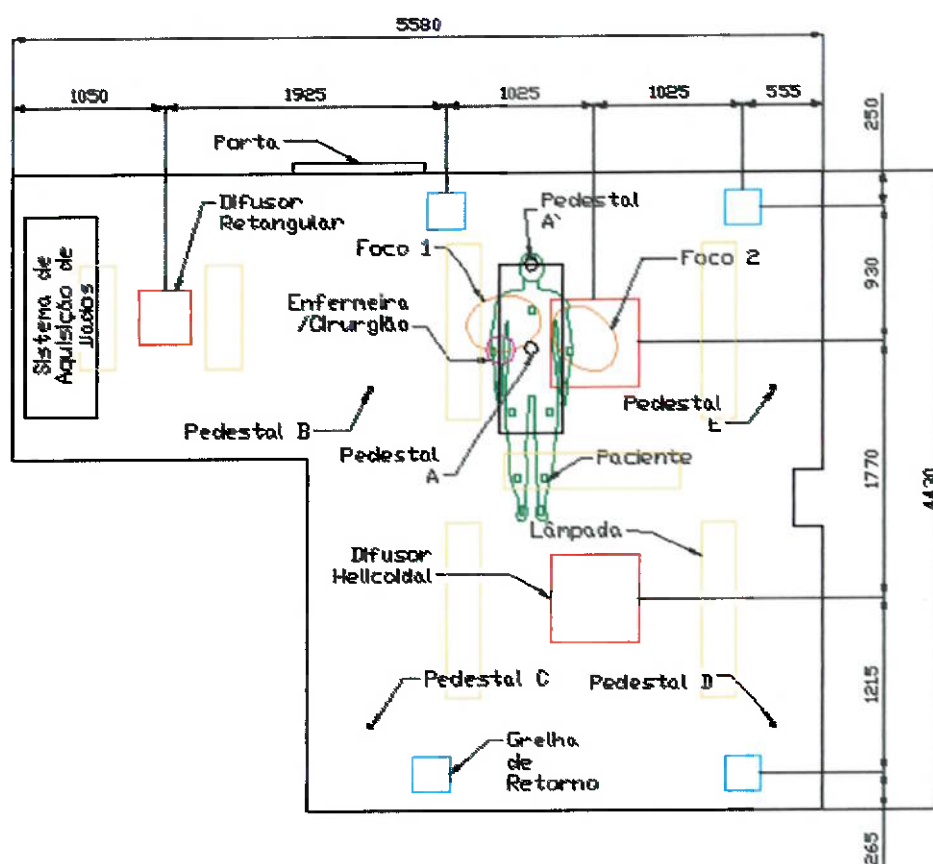


Figura 8.3.4.1. – Posicionamento do manequim e equipamentos durante ensaios na Sala Cirúrgica Experimental, vista superior (dimensões em mm).

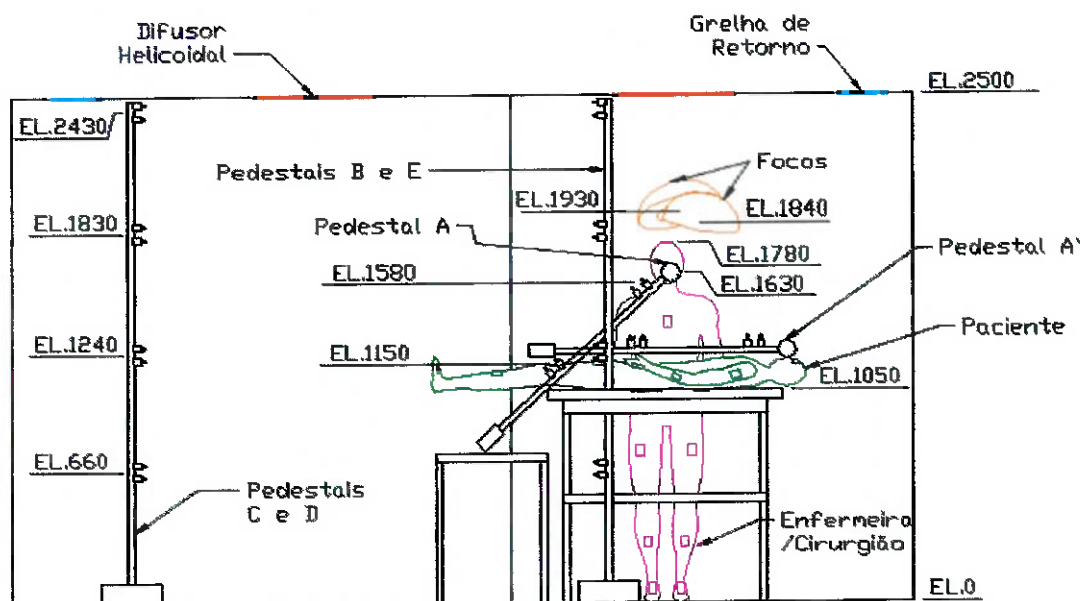


Figura 8.3.4.2. – Posicionamento do manequim e equipamentos durante ensaios na Sala Cirúrgica Experimental, vista lateral (dimensões em mm).

A temperatura e velocidade do ar necessárias para o cálculo de percentual de pessoas insatisfeitas foram obtidas a altura média de 1,10 m para o paciente e de 1,50m para a enfermeira e o cirurgião.

O sensor de globo foi posicionado na altura da cabeça a 1,63 m para cirurgião e enfermeira e 1,10 m para o paciente, como mostrado na figura 8.3.4.2. onde o pedestal A corresponde aos ensaios realizados para o cirurgião e a enfermeira e o pedestal A' ao ensaio realizado para o paciente. A umidade relativa para o ensaio foi admitida como sendo 50%, valor geralmente utilizado de projeto e encontrado em ambientes climatizados.

O sistema de condicionamento de ar operou sob condições normais utilizadas durante cirurgias e as fontes de calor foram as apresentadas pelas lâmpadas (aproximadamente 400W), pelo manequim, pelos dois focos cirúrgicos (130W cada) e pelo sistema de aquisição.

O intervalo de aquisição dos dados foi de no mínimo 20 minutos para cada um dos ensaios (paciente, cirurgião e enfermeira).



Figura 8.3.4.3. – Posicionamento do cirurgião e da enfermeira (no ensaio a testa foi girada em direção ao foco).



Figura 8.3.4.4.. – Posicionamento do paciente.

8.3.5. Salas Cirúrgicas do Hospital Universitário

As condições de ensaio se assemelharam muito àquelas estabelecidas nos ensaios na Sala Cirúrgica Experimental da FM/USP, tanto quanto ao posicionamento dos pedestais (cantos da sala e próximo ao manequim), dos ensaios realizados (cirurgião, enfermeira e paciente nu) e da carga térmica na sala durante os ensaios (foco, iluminação e equipamento de aquisição de dados).

As diferenças em relação ao ensaio anterior, além da configuração da sala e do sistema de insuflamento de ar, foi a potência da carga das lâmpadas de 260 W e o posicionamento do pedestal A, no ensaio para o cirurgião e a enfermeira no teto. A configuração do posicionamento dos equipamentos pode ser conferida nas figuras de 8.3.5.1 a 8.3.4.

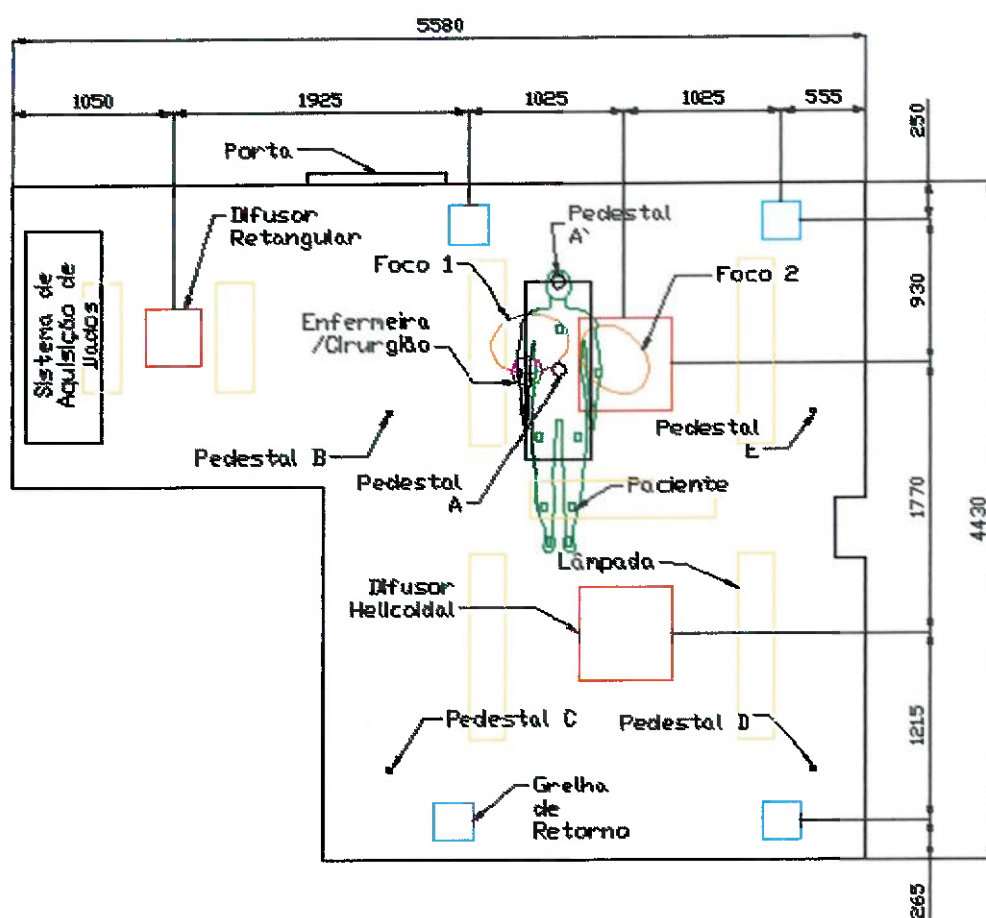


Figura 8.3.5.1. – Disposição dos equipamentos na sala cirúrgica do HU, vista superior (dimensões em mm).

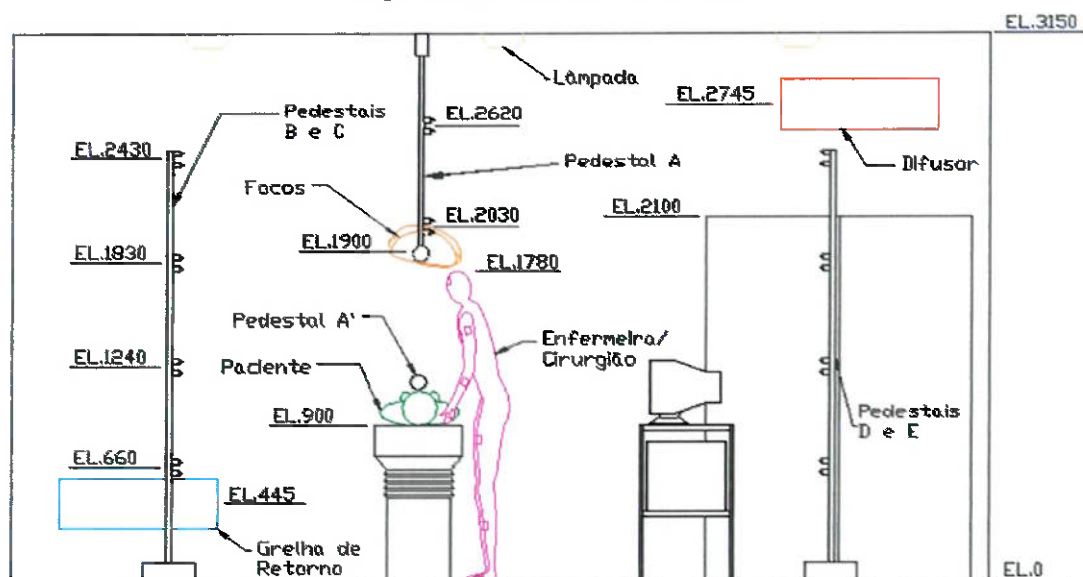


Figura 8.3.5.2. – Disposição dos equipamentos na sala cirúrgica do HU, vista lateral (dimensões em mm).

Os ensaios tiveram duração mínima de 20 minutos e foram utilizados para a determinação de temperaturas equivalentes e de PMV e PPD, assim como no ensaio anterior.



Figura 8.3.5.3. – Manequim como enfermeira e cirurgião.



Figura 8.3.5.4. – Manequim como paciente.

CAPÍTULO 9

RESULTADOS

9.1. Calibração

As condições médias da sala durante a calibração estão apresentadas na tabela 9.1.1.. A velocidade do ar não sofreu alteração ao longo do estudo permanecendo a uma velocidade constante de 0,01 m/s e as temperaturas variaram dentro da faixa de $24 \pm 0,4^{\circ}\text{C}$ com exceção da calibração para o cirurgião que apresenta valor de $23,4^{\circ}\text{C}$ para a altura de 0,85 m. Como pode ser observado no gráfico da figura 9.1.1.

A faixa recomendada por norma para o ensaio é de $24 \pm 0,2^{\circ}\text{C}$, e apesar da precisão do equipamento ser $\pm 0,3^{\circ}\text{C}$, seria recomendável repetir o ensaio para o caso do cirurgião.

Tabela 9.1.1. – Condições de ensaio médias

Condições de ensaio				
	Cirurgião	Enfermeira	Paciente	
			Vestido	Nu
Temperatura do ar ($^{\circ}\text{C}$)	23,7	23,9	24,0	24,1
Velocidade do ar (m/s)	0,01	0,01	0,01	0,01
Fluxo de calor (W/m^2)	93,7	82,0	38,0	38,2
Temperatura do corpo ($^{\circ}\text{C}$)	28,3	28,1	25,8	26,0

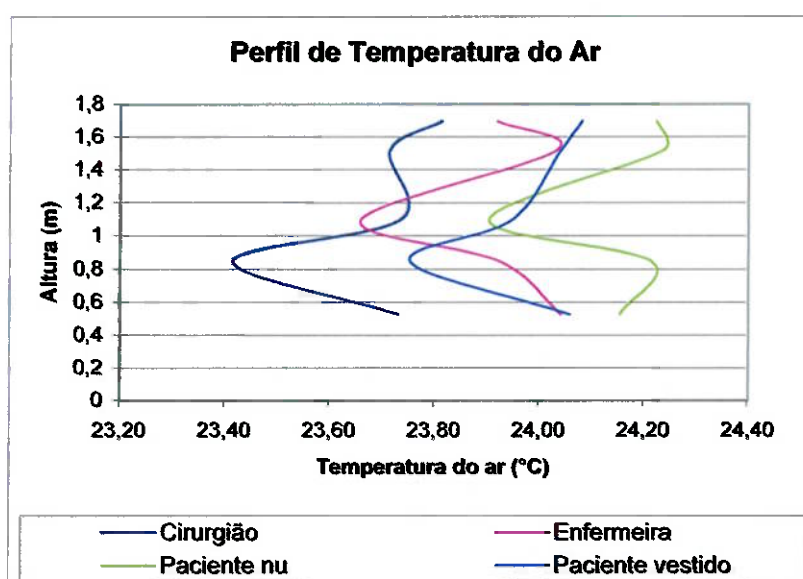


Figura 9.1.1. – Perfil de velocidade do ar.

A temperatura superficial da “pele”, apresentada na tabela 9.1.2. juntamente com as condições médias, permite calcular o valor do coeficiente de transferência de calor combinado segundo a equação (7.5.3.). Os valores de h_{cal} estão apresentados na tabela 9.1.3. para cada segmento do corpo.

Tabela 9.1.2. – Temperatura da pele para os diversos segmentos do corpo

Temperatura da Pele (°C)				
Segmento	Cirurgião	Enfermeira	Paciente	
			Vestido	Nu
Corpo todo	28,3	28,1	25,8	26,0
Cabeça	28,6	28,1	25,2	25,4
Tórax	29,1	28,7	26,5	26,3
Costas	28,0	27,7	26,1	26,5
Braço esquerdo	28,5	28,1	25,9	26,2
Braço direito	28,0	27,6	25,8	26,0
Ante-braço esquerdo	27,9	27,5	25,7	26,0
Ante-braço direito	27,9	27,6	25,8	26,0
Mão esquerda	27,3	27,1	25,6	25,8
Mão direita	27,5	27,2	25,5	25,7
Coxa esquerda	28,8	28,7	25,9	26,0
Coxa direita	28,4	28,3	25,6	25,8
Canela esquerda	28,9	28,6	25,9	26,1
Canela direita	28,4	28,2	25,6	25,8
Pé esquerdo	28,4	28,3	25,7	25,8
Pé direito	28,3	28,2	25,6	25,8
Nádegas	29,2	28,8	27,1	27,4

Tabela 9.1.3. – Coeficientes de transferência de calor combinado de radiação e convecção

Coeficiente de transferência de calor combinado de radiação e convecção, h_{cal} – (W/m ² .K)				
Segmento	Cirurgião	Enfermeira	Paciente	
			Vestido	Nu
Corpo todo	20,4	19,8	21,0	20,2
Cabeça	18,9	19,5	32,9	30,3
Tórax	17,0	16,8	15,4	17,6
Costas	21,5	21,4	18,0	15,9
Braço esquerdo	20,2	19,8	20,4	19,7
Braço direito	21,9	22,3	22,0	20,8
Ante-braço esquerdo	22,3	22,3	22,8	21,2
Ante-braço direito	22,4	22,3	21,9	21,0
Mão esquerda	26,1	25,5	25,3	23,9
Mão direita	24,9	25,2	25,2	24,0
Coxa esquerda	18,1	17,6	14,2	20,7
Coxa direita	20,1	18,6	15,9	22,1
Canela esquerda	18,1	17,5	13,9	19,4
Canela direita	19,9	19,2	16,0	22,4
Pé esquerdo	19,7	18,8	15,8	22,6
Pé direito	20,4	19,0	16,3	23,2
Nádegas	17,2	16,8	8,8	12,0

9.2. Foco Cirúrgico

Com os valores calibrados de coeficiente de transferência combinado e os valores de temperatura da pele, temperatura do ambiente e fluxo de calor dissipado por cada um dos 16 sensores do manequim, obteve-se as respectivas temperaturas equivalentes para cada uma dos segmentos do corpo.

Os resultados de temperaturas equivalentes foram plotados no diagrama de conforto de Nilsson (2004) e encontram-se na figura 9.2.1.

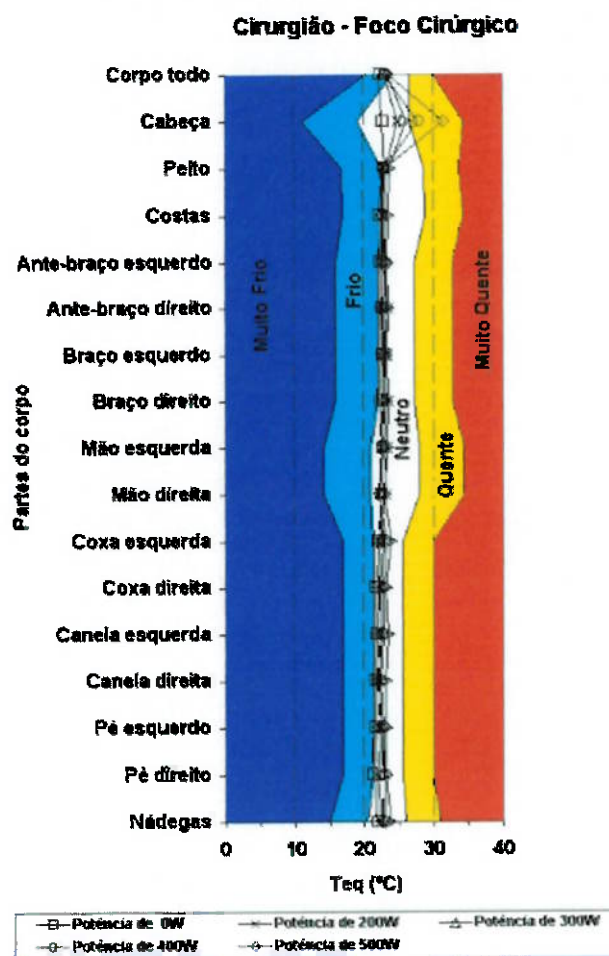


Figura 9.2.1. – Diagrama de sensação térmica do cirurgião para diferentes potências do foco cirúrgico.

Observando o gráfico da figura 9.2.1. percebe-se que para todas as partes do corpo a temperatura equivalente permanece dentro da faixa neutra, com exceção para a temperatura da cabeça que se encontra na região quente, porém termicamente confortável, para os ensaios com potência de foco cirúrgico de 400 e 500W. Esse fato pode ser melhor verificado no gráfico da figura 9.2.2. que apresenta o aumento da temperatura equivalente para a cabeça em função da potência do foco cirúrgico.

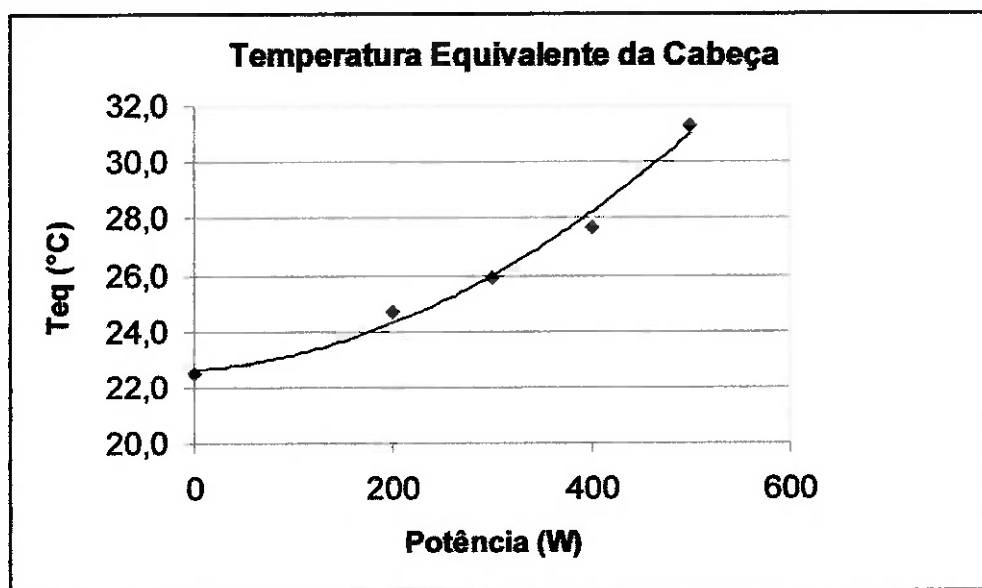


Figura 9.2.2. – Temperatura equivalente da cabeça em função da potência do foco cirúrgico.

9.3. Ensaios no Laboratório de Conforto Térmico

Para melhor apresentação e análise dos dados aqisitados, esse item foi dividido em três subitens: temperatura equivalente, conforto térmico local e PMV e PPD do cirurgião.

9.3.1. Temperatura Equivalente

Agrupando os dados de acordo com a condição do manequim no diagrama de sensação térmica, foram obtidas as figuras de 9.3.1.1. a 9.3.1.4., onde se pode verificar que:

- Todos os valores encontram-se dentro da zona termicamente confortável para o cirurgião. A maioria dos valores apresenta-se dentro da área neutra, com exceção dos valores de temperatura equivalente para o corpo todo nos ensaios a 22°C que se apresentam na região de levemente frio, porém termicamente confortável.
- Na temperatura de 22°C para o cirurgião, os pontos permanecem mais próximos à região fria, porém confortável, no ensaio com o *Split*, principalmente na parte superior do corpo.

- Como esperado, os valores de temperatura equivalente para 22°C e 24°C no centro da sala para o mesmo sistema apresentam-se deslocados no sentido das temperaturas menores e maiores, respectivamente.
- Para o cirurgião e para a enfermeira as áreas mais afetadas por frio são o peito e as costas para os ensaios a 22°C. Para 24°C a região mais quente seria a cabeça do cirurgião e da enfermeira.
- Paciente vestido e nu apresentam diagramas muito semelhantes de temperatura equivalente, sendo que um aumento na região da testa não é verificado. No entanto, uma temperatura superior é apresentada no peito e nas costas, correspondente a região exposta ao foco e isolada pela maca, respectivamente.
- Uma pequena assimetria entre os hemisférios do corpo foi possível de ser identificada nos diagramas, principalmente para a região dos braços e mãos. Separando por atividade temos:

Cirurgião: os ensaios *Split*(24) e *Teto-porta*(24) apresentam assimetrias contrárias, apresentando temperaturas maiores no lado direito e esquerdo respectivamente. Essa diferença é em média de 0,4°C para os dois sistemas e função da localização dos focos cirúrgicos e do *Split* mais à esquerda do cirurgião.

Enfermeira: perfil de temperatura equivalente semelhante para todos os sistemas, com assimetria média de 0,5°C no tronco superior (braço, ante-braço e mão). Com valores superiores no lado direito, devido à maior carga térmica proveniente dos focos cirúrgicos nesse lado.

Paciente: temperaturas equivalentes inferiores no lado direito do corpo (0,4°C em média), nos ensaios realizados com o *Split*, localizado à direita do paciente.

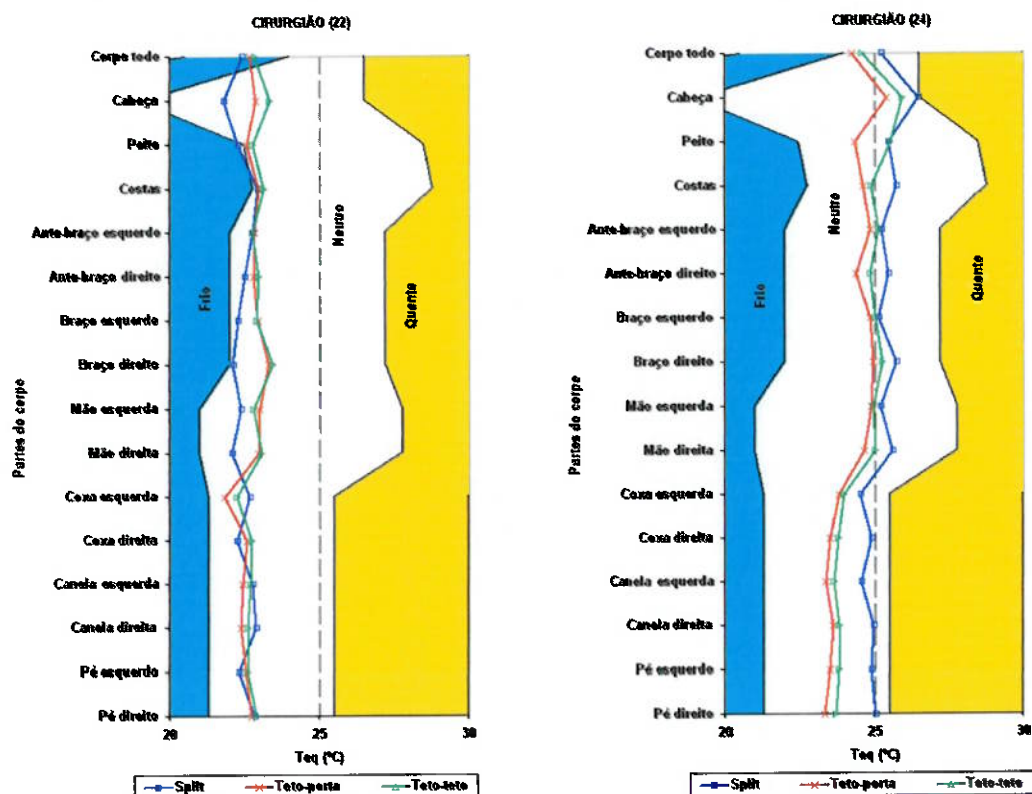


Figura 9.3.1.1. – Diagrama para o cirurgião a 22°C e 24°C.

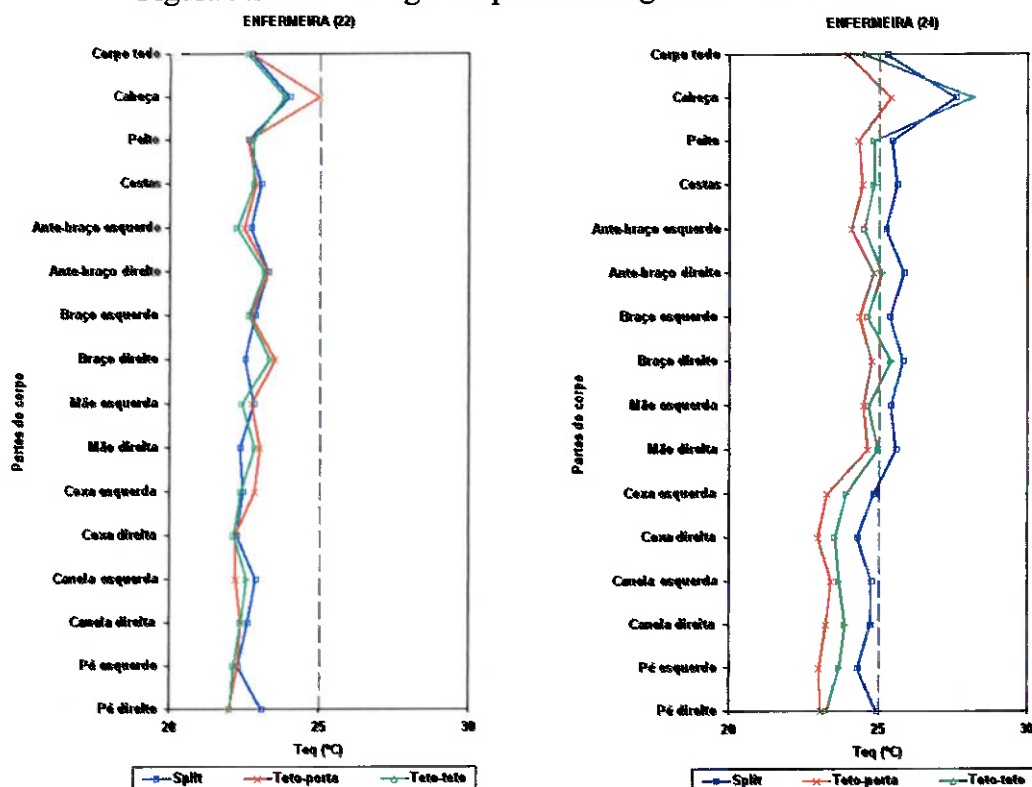


Figura 9.3.1.2. – Diagrama para a enfermeira a 22°C e 24°C.

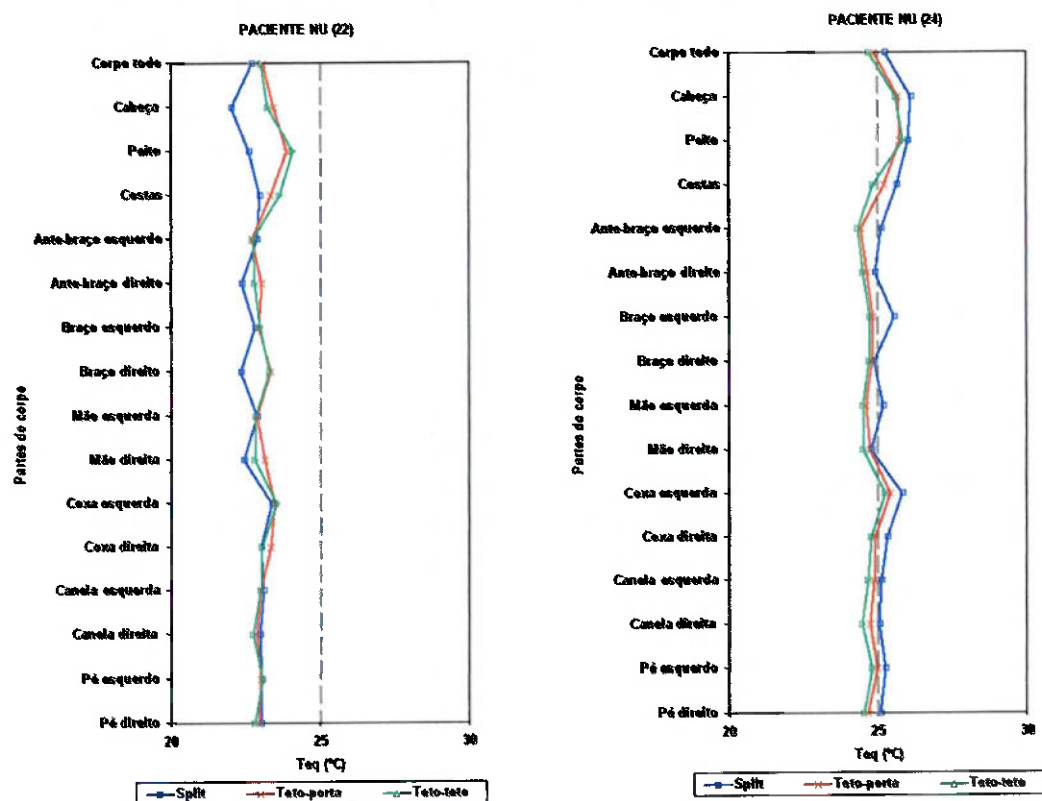


Figura 9.3.1.3. – Diagrama para o paciente nu a 22°C e 24°C.

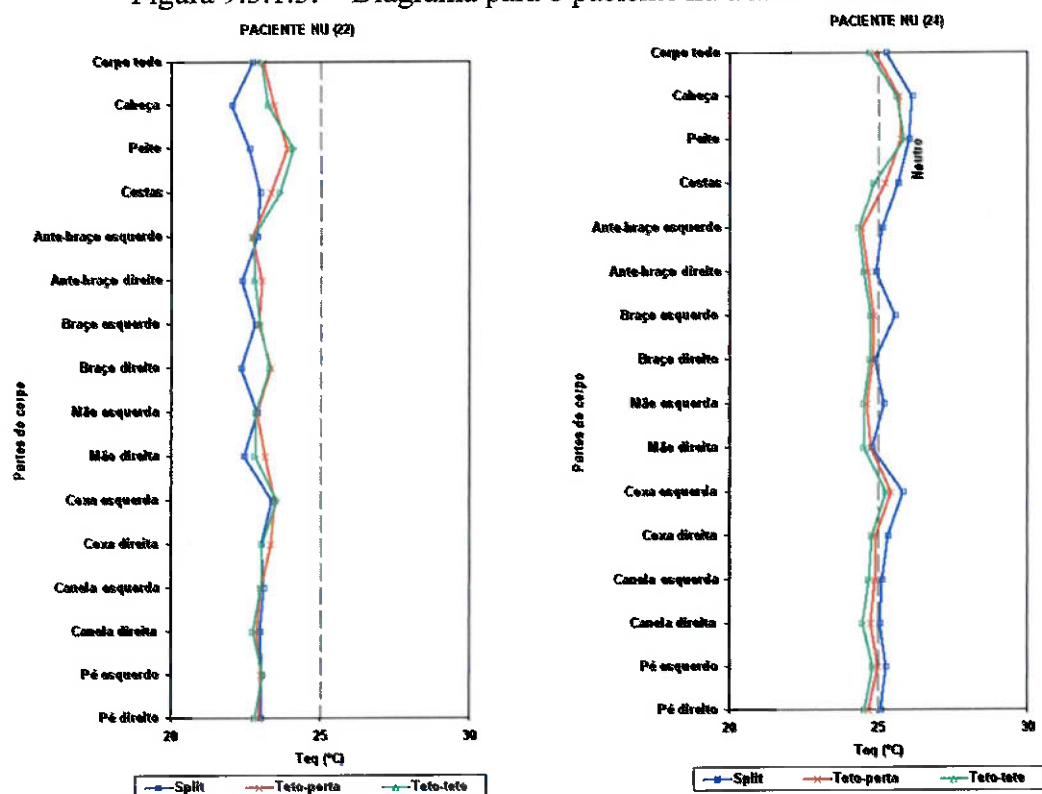


Figura 9.3.1.4. – Diagrama para o paciente vestido a 22°C e 24°C.

9.3.2. Conforto local

Os dados para a realização dessa etapa são dos sensores de temperatura e velocidade do ar localizados ao lado do cirurgião, que permitiram a geração dos perfis de temperatura e velocidade apresentados nas figuras 9.3.2.1. e 9.3.2.2.

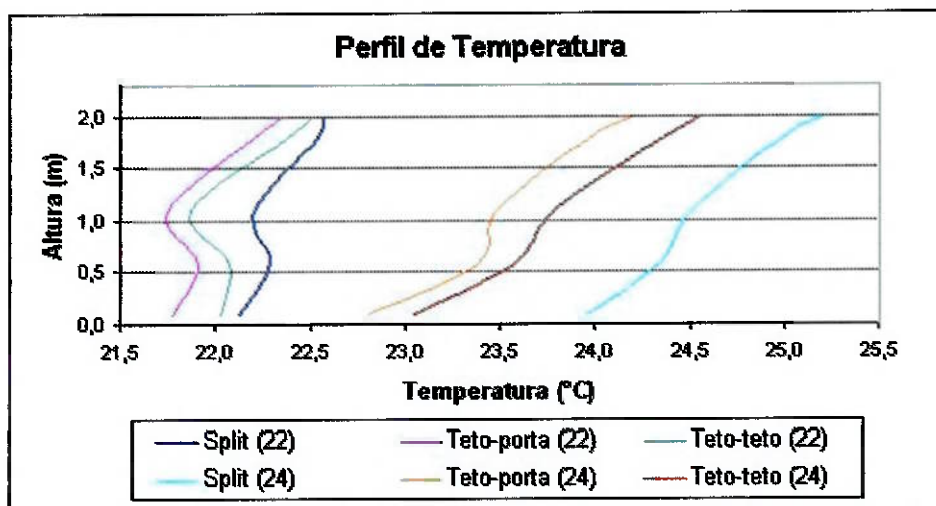


Figura 9.3.2.1. – Perfil de temperatura nos ensaios no Laboratório de Conforto Térmico (POLI/USP)

Pelo perfil de temperatura percebe-se que para as duas condições de temperatura do ar no centro da sala (22° e 24°C), as temperaturas fornecidas pelo Teto-porta são as maiores, seguidas pelo ensaio Teto-teto e pelo *Split*, respectivamente. Esse comportamento explica a ordem de grandeza nos diagramas de temperatura equivalente, que geralmente segue essa mesma ordem, o que pode ser melhor visto nas condições de 24°C, nas figuras de 9.3.1.4. a 9.3.1.7.

O gráfico da figura 9.3.2.1. permite ainda observar que o perfil de temperatura para sistemas diferentes, porém com mesma temperatura no centro da sala, são paralelos. Apresentando uma maior variação ao longo da altura para os ensaios com temperatura de 24°C, que apresenta uma variação de aproximadamente 1,5°C entre 0,1 e 2,0m, metade do valor máximo de 3°C entre a altura dos pés e cabeça recomendado pela norma ISO 7730 (1994) e ASHRAE 55 (2004).

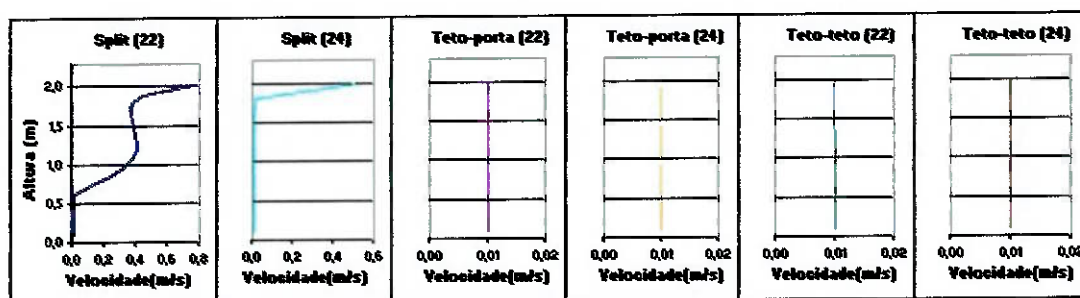


Figura 9.3.2.2. – Perfil de velocidade nos ensaios no Laboratório de Conforto Térmico (POLI/USP).

O ar pode ser considerado parado para os ensaios com insuflamento pelo teto, pois os valores medidos de 0,01 m/s se encontram dentro da faixa de precisão do sensor, $\pm 0,03$ m/s.

Para os ensaios com o Split(24) tem-se um aumento de velocidades a partir de 2,0 m e para o caso do Split(22) a partir de 1,1m, mesmo com as paletas da grelha de insuflamento direcionadas para cima durante os ensaios. A velocidade é crítica no ensaio Split(22), pois as velocidades mais elevadas encontram-se na zona de ocupação em torno de 0,39 m/s, superiores ao máximo indicado pelas normas ASHRAE 55 e ISO 7730 para atividade leve durante o verão (0,25 m/s).

O efeito da velocidade do Split(22) pode ser observada nas menores temperaturas equivalentes nos diagramas de 22°C, principalmente na temperatura da cabeça tanto para o cirurgião, enfermeira e paciente, que para os demais sistemas apresentou-se claramente superior.

9.3.3. PPD do cirurgião

A partir dos valores de temperatura e velocidade do ar a altura de 1,80 m, de temperatura de globo e de umidade relativa, pôde-se obter os valores de PMV e PPD para o cirurgião (tabela 9.3.3.1.)

Tabela 9.3.3.1. – Dados coletados e cálculo do PMV e PPD no Laboratório de Conforto (POLI/USP).

Cirurgião ($I_{clo}=0,62$ CLO)						
Ensaio	Split		Teto-porta		Teto-teto	
	22	24	22	24	22	24
Ta (°C)	22,5	25,0	22,2	24,0	22,4	24,4
Tg	22,5	25,1	23,1	25,1	23,3	25,1
Tr (°C)	22,4	25,1	23,5	25,5	23,6	25,3
To (°C)	22,5	25,1	22,8	24,7	23,0	24,8
Va (m/s)	0,39	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01
UR (%)	60	56	60	46	53	46
PMV	-0,91	0,39	-0,24	0,21	-0,24	0,25
PPD (%)	22,5	8,2	6,2	5,9	6,2	6,3

Pela tabela acima se percebe pelo sinal do PMV que todos os ensaios realizados a 22°C e 24°C no centro da sala indicam sensação de frio e calor, respectivamente. No entanto, o índice de insatisfação (PPD) encontra-se dentro das normas ASHRAE 55 (limite de 10%) e ISO 7730 (limite de 20%) para todos os ensaios, com exceção do ensaio do Split(22), que não atende nenhuma das duas.

As maiores temperaturas do ar são responsáveis por um maior índice de insatisfação para os ensaios com o Split, agravado pela alta velocidade na altura da cabeça para o ensaio Split(22), como já foi observado no perfil de temperatura e velocidades dos gráficos 9.3.2.1. e 9.3.2.2.

9.4. Sala Cirúrgica Experimental da FM/USP

Assim como no ensaio no Laboratório de Conforto Térmico esse item foi dividido na avaliação de conforto pela temperatura equivalente, conforto térmico local e do PMV e PPD para cirurgião, enfermeira e paciente nu.

9.4.1. Temperatura Equivalente

Pelo diagrama de conforto térmico de Nilsson (2004) para o cirurgião e os dados de temperatura equivalente obtidos com o manequim térmico (figura 9.4.1.1. e 9.4.1.2.), pode-se observar que:

- Temperatura equivalente elevada para cabeça do cirurgião e enfermeira, com valores próximos da região de calor, mas ainda dentro da faixa neutra para o cirurgião.
- No paciente não se observou a presença de aumento na temperatura da cabeça, porém a região do peito apresentou valor superior às demais condições, verificada pelo direcionamento do foco na região do tórax e abdômen (figura 8.3.8).

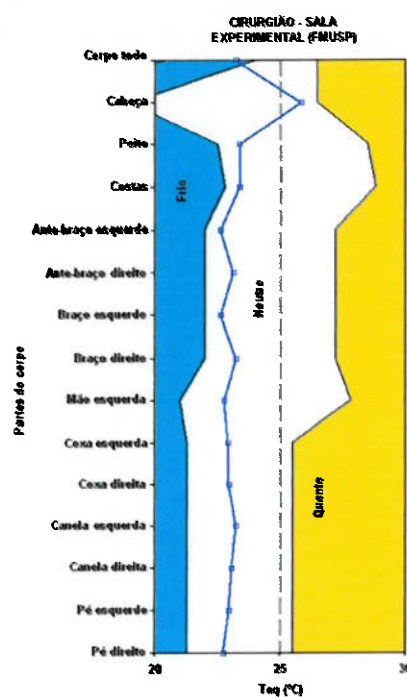


Figura 9.4.1.1. – Diagrama de conforto de Nilsson para o cirurgião (FM/USP).

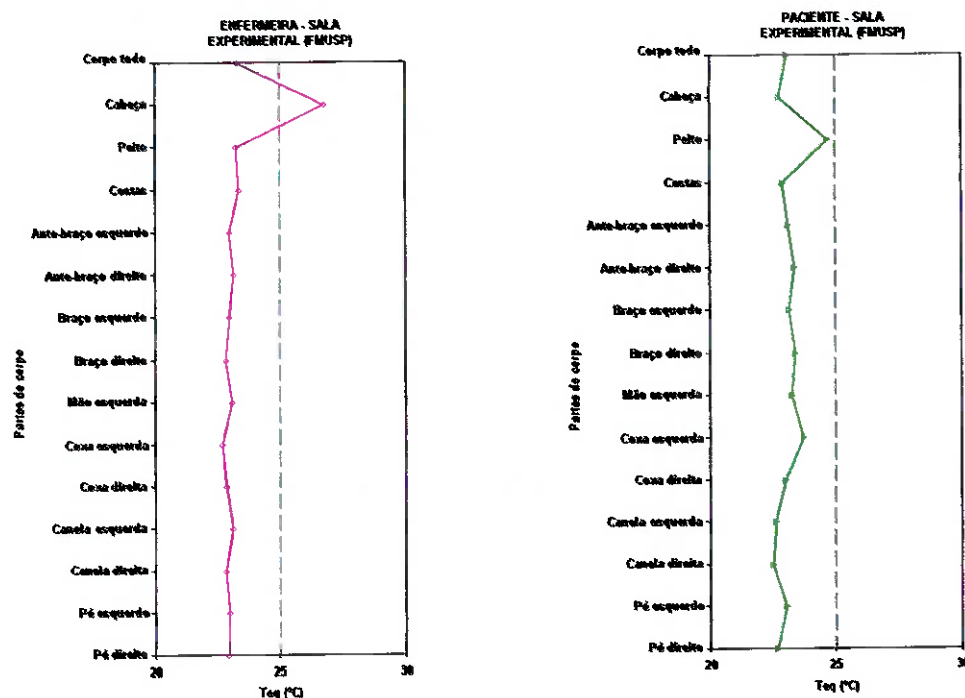


Figura 9.4.1.2. – Temperaturas equivalentes para enfermeira e paciente (FM/USP).

9.4.2. Conforto local

Nos ensaios realizados na Sala Cirúrgica Experimental da FM/USP incorporou-se ao estudo a utilização dos pedestais para mapear os perfis de temperatura e velocidade em diferentes regiões e para as três condições do manequim analisadas (cirurgião, enfermeira e paciente).

Os dados coletados de temperatura e velocidade do ar pelos pedestais do sistema SimTer nas alturas de 0,66; 1,24; 1,83; 2,43 m, e no pedestal próximo ao manequim foram utilizados para análise do perfil de temperatura e velocidade apresentados nas figuras 9.4.2.1. e 9.4.2.2.

Observam-se valores de temperatura do ar variando entre 21,5° e 23° C para os pedestais localizados em cada um dos quatro cantos da sala em todos os ensaios. O perfil apresenta-se semelhante para cada um das condições uma vez que a única mudança de carga térmica no ambiente seria a fornecida pelo manequim. Os pedestais mais afastados da mesa cirúrgica (C e D), apresentam perfis sinuosos de temperatura, enquanto, o pedestal E e B apresentam perfis curvos.

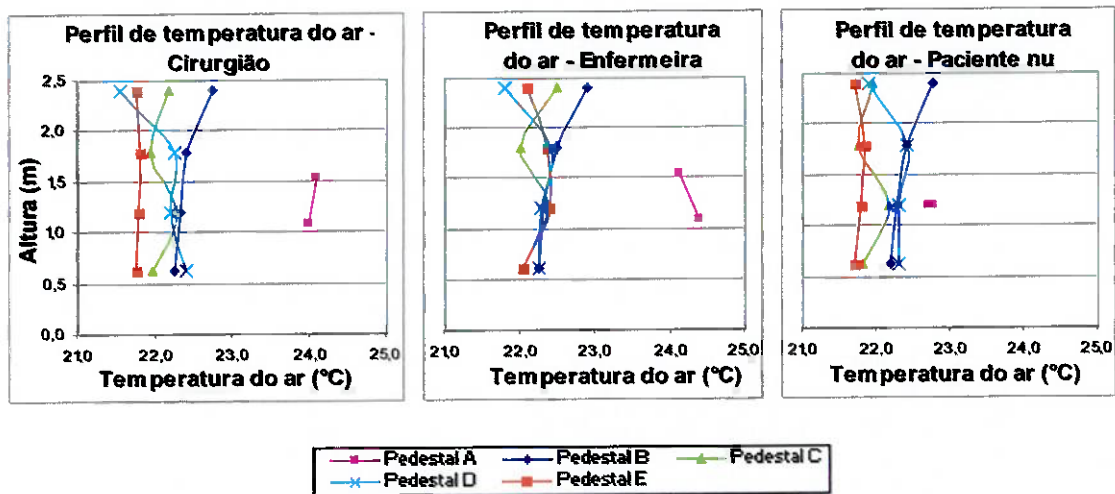


Figura 9.4.2.1. – Perfil de temperatura do ar na FM/USP.

Para os pedestais próximos ao manequim, cuja posição permaneceu na horizontal para o ensaio com o paciente (altura de 1,1 m) e vertical para o cirurgião e enfermeira, verificam-se altas temperaturas registradas para a região da acima de 1,1 m para enfermeira e cirurgião, atingindo 24°C.

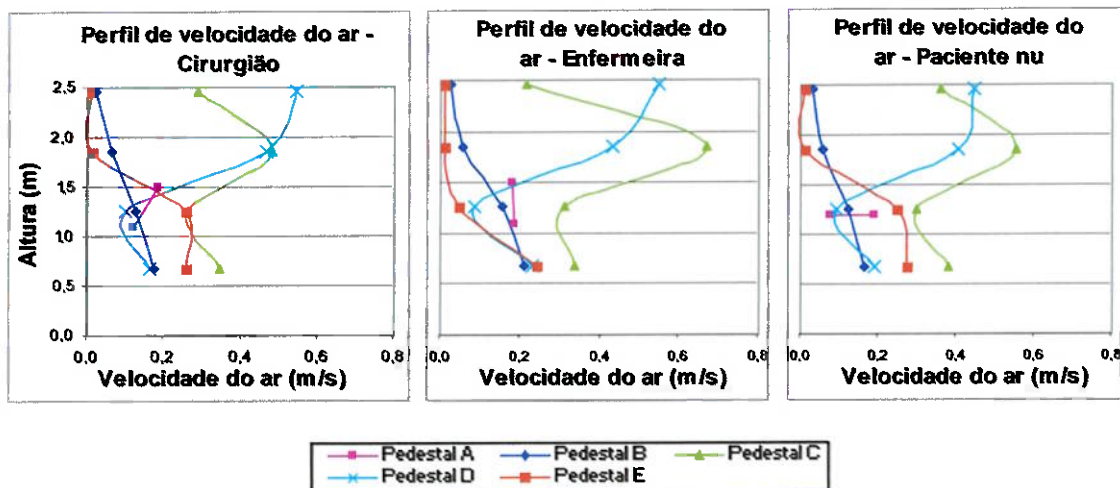


Figura 9.4.2.2. – Perfil de velocidade do ar.

O perfil de velocidade também se apresentou semelhante para as três condições permanecendo em uma faixa de velocidades de 0 a 0,7m/s. Com velocidades acima do recomendado pela norma ASHRAE 55 e ISO 7730 para

atividade leve durante o verão (0,25 m/s) para os pedestais C e D no ensaio com o cirurgião.

9.4.3. PPD

Os dados de velocidade e temperatura do ar e de globo utilizados corresponderam aos fornecidos pelo pedestal próximo à cabeça do manequim em cada uma das condições de ensaio (pedestal A).

A tabela 9.4.3.1. apresenta os dados coletados e os valores de voto médio (PMV) e de percentual de pessoas insatisfeitas (PPD). Pelo voto médio verifica-se a tendência à sensação de calor para o cirurgião e a enfermeira e a de frio para o paciente. Enquanto o percentual de pessoas insatisfeitas é aceitável para cirurgião e enfermeira o mesmo não ocorre para o paciente, cujo valor atinge o máximo de desconforto por frio.

Tabela 9.4.3.1. – Tabela de dados coletados e calculo do PMV e PPD na FM/USP.

Ensaio	Cirurgião (0,62 clo)	Enfermeira (0,62clo)	Paciente nu
Ta (°C)	24,1	24,1	22,7
Tg	23,8	24,1	23,0
Tr (°C)	23,7	24,1	23,1
To (°C)	23,9	24,1	22,9
va (m/s)	0,19	0,18	0,19
UR (%)	50	50	50
MET (W/m ²)	93	84	38
PMV	0,42	0,27	-3,00
PPD (%)	8,7	6,5	99,1

9.5. Sala Cirúrgica do Hospital Universitário

O método adotado nesses ensaios por ser semelhante ao adotado para a Sala Cirúrgica Experimental da FM/USP, é composto dos mesmos tópicos de análise.

9.5.1. Temperatura Equivalente

Os dados provenientes da análise do manequim térmico em cada uma das condições propostas permitem observar que (figura 9.5.1.1. e 9.5.1.2.):

- Valores de temperatura equivalente para o cirurgião em todas as partes do corpo do manequim dentro da região fria, porém confortável, com valores no meio desta faixa ou na fronteira com a zona de neutralidade. Porém, temperatura do corpo todo dentro da região de frio (mais de 20% de insatisfação).
- Os resultados obtidos para cirurgião e enfermeira foram quase similares com temperaturas superiores para as mãos e cabeça, ambos na área de efeito do foco. E região das pernas mais próxima à região de sensação de frio, devido à proteção da maca e aos efeitos da radiação sobre as mesmas.
- No paciente, temperaturas mais elevadas na parte superior do tronco para a cabeça e peito, locais de influência do foco cirúrgico.

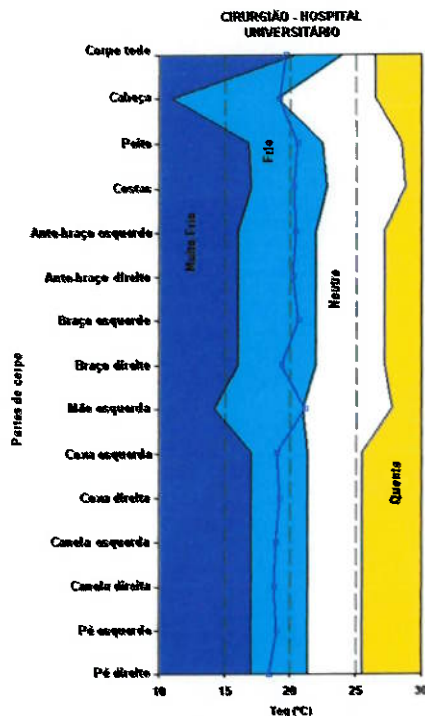


Figura 9.5.1.1. - Diagrama de conforto térmico de Nilsson para o cirurgião (HU/USP).

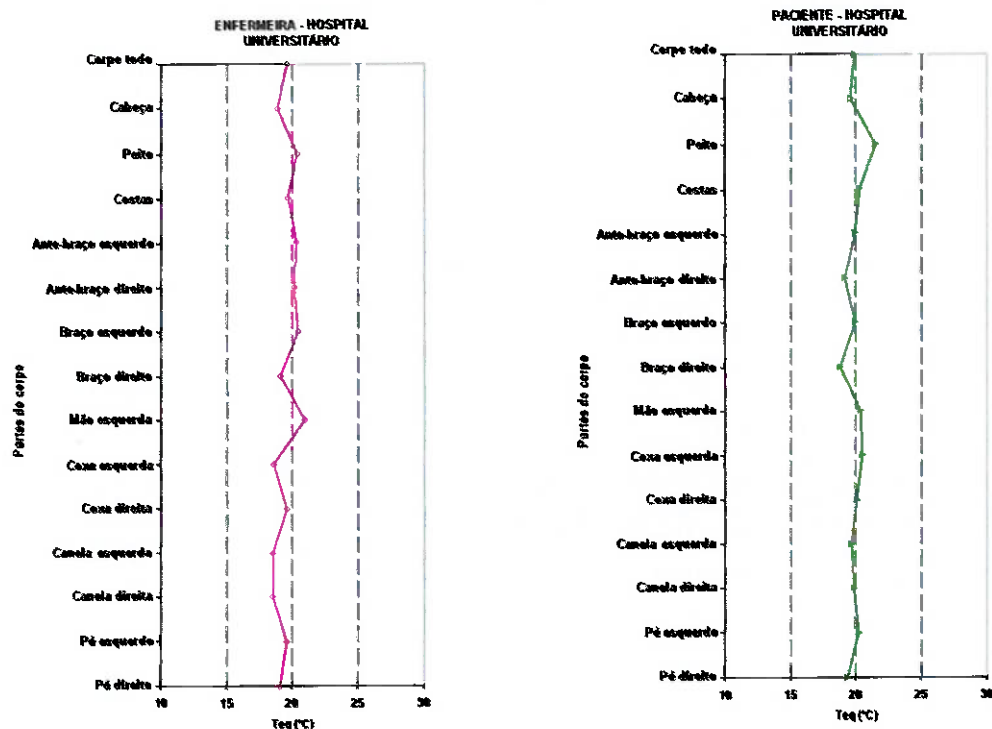


Figura 9.5.1.2. - Temperaturas equivalentes para o cirurgião e enfermeira (HU/USP).

9.5.2. Conforto local

O monitoramento da variação da temperatura e velocidade do ar com o auxílio dos pedestais, permitiu a geração dos perfis de temperatura e velocidade do ar apresentados abaixo.

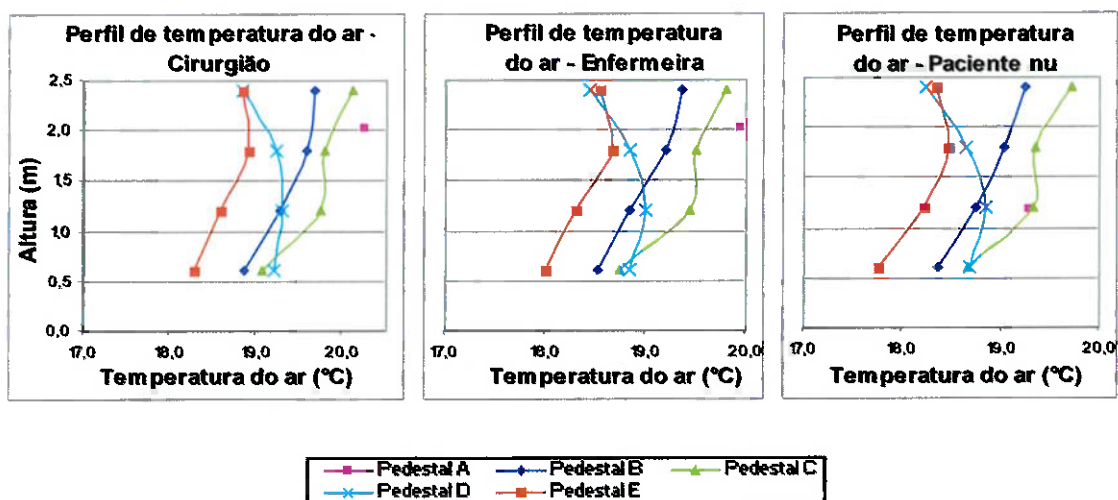


Figura 9.5.2.1.- Perfil de temperatura do ar para as salas cirúrgicas do HU.

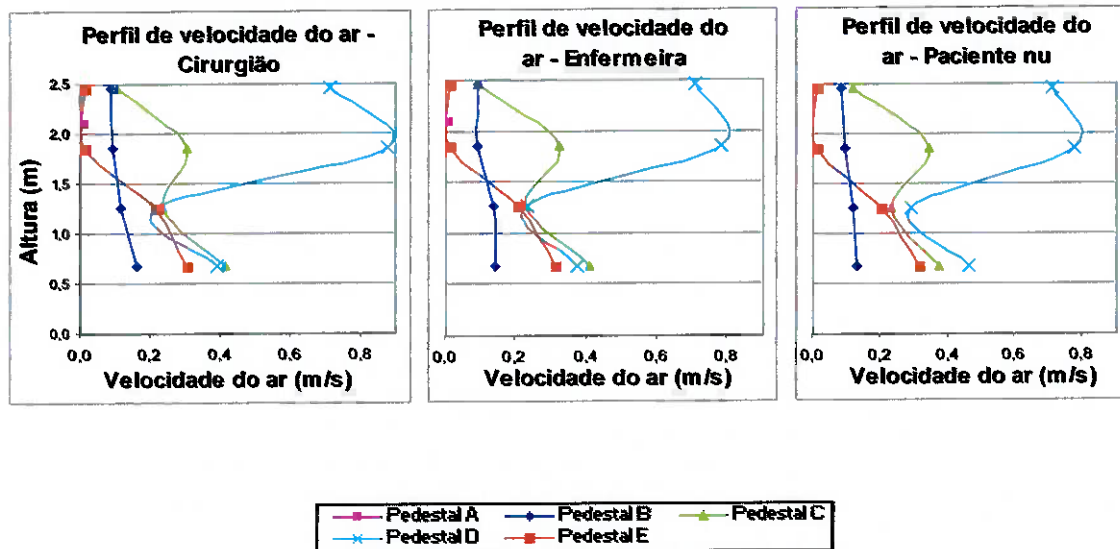


Figura 9.5.2.2.- Perfil de velocidades do ar para as salas cirúrgicas do HU.

Os perfis de temperatura e velocidade do ar apresentam-se muito semelhantes para todos os ensaios, variando de 17,5° a 20,5°C e 0 a 0,8 m/s, respectivamente.

Os valores de temperatura do ar para alturas superiores a 1,2 m apresentam-se inferiores para os pedestais E e D, podendo se observar o efeito do difusor sobre os mesmos.

Ainda nessa faixa superior de altura (acima de 1,2m), verifica-se velocidades no pedestal D, próximo ao difusor e no pedestal C, no canto oposto da sala atingindo valores superiores a norma ASHRAE 55 e ISO 7730. Na região inferior do corpo somente o pedestal B, próximo a grelha de retorno, não apresenta velocidades superiores a 0,2 m/s.

9.5.2. PPD

A análise de conforto pelo voto médio estimado e pelo percentual de pessoas insatisfeitas, apresentado na tabela 9.5.2., mostra a sensação de frio apresentada para todas as condições ensaiadas, com valores críticos para o paciente e próximo ao máximo de 10% recomendado pela ASHRAE 55 para a enfermeira.

Tabela 9.5.2.1. - Tabela de dados coletados e calculo do PMV e PPD no HU.

Ensaio	Cirurgião (0,62 clo)	Enfermeira (0,62clo)	Paciente nu
Ta (°C)	20,2	19,9	19,3
Tg	20,4	20,3	19,7
Tr (°C)	20,4	20,4	19,8
To (°C)	20,3	20,2	19,5
va (m/s)	0,01	0,01	0,01
UR (%)	50	50	50
MET (W/m ²)	94	84	40
PMV	-0,14	-0,47	-3,00
PPD (%)	5,4	9,6	99,1

CAPÍTULO 10

CONCLUSÃO

A primeira etapa do trabalho permitiu o conhecimento das condições apresentadas em hospitais tanto em termos estruturais, de projeto e especificação de sistemas de ar condicionado, como em termos pessoais de conforto térmico da equipe cirúrgica (Alonso et al, 1999), (Wyon et al, 1968), (Woods et al., 1986).

O estudo da teoria de conforto térmico e de alguns modelos existentes para a avaliação desse parâmetro criou a base para o início do estudo dos equipamentos, posicionamento e utilização dos mesmos.

Os valores de h_{cal} encontrados no Laboratório de conforto térmico (POLI/USP) foram utilizados para o cálculo da temperatura equivalente nos ensaios subseqüentes realizados com o manequim térmico no próprio Laboratório de Conforto Térmico, na Sala de Cirurgia Experimental (FM/USP) e no Hospital Universitário. A calibração condiz com as determinações apresentadas na norma ISO 14505-2 (2004), com exceção da calibração para o cirurgião que excedeu a tolerância de temperatura do ar em 0,2 °C.

O ensaio realizado para avaliar a temperatura equivalente dos cirurgiões com a mudança da potência do foco cirúrgico mostrou que a maior variação de temperatura equivalente ocorre na cabeça atingindo a região quente, porém confortável, do diagrama de sensação térmica (Nilsson, 2004).

Nos ensaios realizados no laboratório de conforto térmico para diferentes sistemas de condicionamento de ar foi possível observar:

- Valores de temperatura equivalente para o cirurgião dentro da faixa de conforto térmico do diagrama de Nilsson (2004).
- Devido ao posicionamento da enfermeira (altura de 1,80m) logo abaixo do foco menor (altura de 1,92m) e ao seu metabolismo inferior se comparado com o do cirurgião, percebe-se uma maior temperatura equivalente na cabeça (testa). O cirurgião também apresenta esse aumento e o paciente, porém, em menor intensidade.
- Temperatura equivalente mais elevada nos ensaios com o paciente vestido e nu em todos os tipos de condicionamento de ar para a região das costas,

isoladas termicamente pela maca e para o peito, região de influência do foco.

- Assimetria inferior a 0,5°C apresentada entre os hemisférios do corpo devido ao posicionamento do foco cirúrgico e *Split* em relação ao manequim, que devido ao pequeno valor pode ser desconsiderado.
- Melhor capacidade de resfriamento do sistema pelo Teto-teto, seguida do Teto-porta e *Split* na região do cirurgião.
- Índice de insatisfação do cirurgião por frio no ensaio com o Split (22) de 22,5%, superior ao limite estabelecido pela ASHRAE 55 (10%) e ISO 7730 (20%). Função dos valores elevados de velocidade do ar para alturas acima de 1,1m do piso, 56% acima do recomendado pela ISO 7730 e ASHRAE 55 (figura 9.3.2.2).

Nos ensaios realizados na Sala Cirúrgica Experimental da FM/USP, foram excluídos ensaios com o paciente vestido, uma vez que os resultados se mostraram muito parecidos com o paciente nu. Ainda foi incluída a utilização de pedestais para melhor monitoramento da sala.

As principais observações verificadas na Sala Cirúrgica Experimental foram:

- Temperatura equivalente para as partes do corpo dentro da faixa de neutralidade do cirurgião, próxima à região de frio, com exceção para a temperatura da cabeça. Verificado pelas maiores temperaturas do ar na região (figura 9.4.2.1), função do foco cirúrgico.
- Velocidades do ar superiores à estabelecida em norma para os pedestais mais afastados da mesa cirúrgica (figura 9.4.2.2).
- Na análise pelo PMV e PPD verificou-se que cirurgião e enfermeira tendem a sentir calor, mas ainda encontram-se na região de conforto segundo norma ASHRAE 55 (limite de 10%) e ISO 7730 (limite de 20%), no entanto, o paciente sofre intenso desconforto térmico por frio, com máximo de insatisfação.

Na Sala Cirúrgica do HU/USP, repetiu-se o procedimento realizado na FM/USP, observando-se:

- Valores de temperatura equivalente dentro da região de frio, porém confortável, com valores no meio desta faixa ou na fronteira com a zona de neutralidade para o cirurgião. Temperatura do corpo todo na região muito fria.
- Os resultados obtidos para cirurgião e enfermeira foram quase coincidentes com temperaturas na zona de neutralidade térmica para as mãos e cabeça. No paciente, temperaturas mais elevadas na parte superior do tronco para a cabeça e peito, locais de influência do foco.
- Os perfis de temperatura e velocidade do ar apresentam-se muito semelhantes para todos os três ensaios, variando de 17,5° a 20,5°C.
- Valores superiores à norma ASHRAE 55 e ISO 7730 para a região próxima ao difusor e no canto oposto da sala.
- Sensação de frio verificada pelo PMV e PPD para todas as condições ensaiadas, com valores críticos para o paciente e próximo ao máximo de 10% recomendado pela ASHRAE 55 para a enfermeira.

Mesmo com as diferenças de sistemas de condicionamento de ar e disposição da sala, pode-se observar comparando todos os ensaios que:

- A temperatura equivalente para as partes do corpo permaneceu dentro da região de conforto térmico, inferior a 20% de insatisfação para o cirurgião. A temperatura equivalente do corpo todo se apresentou na região de frio para os ensaios no Laboratório de Conforto Térmico a 22°C e na Sala Experimental, com valores na região neutra para o Laboratório de Conforto Térmico a 24°C, porém, na região de desconforto por frio nos ensaios nas Salas Cirúrgicas do Hospital Universitário.
- Notou-se uma maior temperatura equivalente na cabeça em todos os casos para o cirurgião e a enfermeira, com exceção do caso com o *Split* no Laboratório de Conforto Térmico, devido às altas velocidades desenvolvidas na região. O efeito decorrente do foco cirúrgico é mais intenso no caso da enfermeira, função do menor metabolismo desenvolvido nessa condição.

- Para o paciente a parte do corpo mais próxima à região quente foi a do peito, devido ao direcionamento do foco em sua direção. O efeito do isolamento da maca só foi observado no ensaio no Laboratório de Conforto (presença de colchão espesso).
- A temperatura equivalente das pernas do paciente permaneceu muitas vezes superior à do cirurgião e da enfermeira devido à maior área de influência do foco cirúrgico sobre as mesmas no primeiro caso.
- O perfil de velocidades do ar na Sala Cirúrgica Experimental e no Hospital Universitário apresentou velocidades superiores àquelas estabelecidas por norma em algumas regiões periféricas. No entanto, para ambos os casos as regiões afastavam-se mais de 1,5 m do campo cirúrgico e fora da zona de circulação de pessoas durante a cirurgia.
- As velocidades na região ocupada por cirurgião, paciente e enfermeira apresentaram-se menores que as periféricas, inferiores a 0,2 m/s para todos os ensaios, com exceção dos ensaios realizados com o *Split* a 22°C no Laboratório de Conforto.
- Índice de insatisfação (PPD) por frio para o cirurgião nos ensaios a 22°C no Laboratório de Conforto Térmico (avaliação do índice para enfermeira e paciente não foi realizado), para o paciente na Sala Experimental e para todas as condições (enfermeira, cirurgião e paciente) no Hospital Universitário. Atingindo valores máximos de desconforto para o paciente na Sala Experimental e no Hospital Universitário (onde é utilizada manta térmica para evitar hipotermia do paciente).
- Finalmente, verifica-se pelos resultados obtidos que as condições térmicas do centro cirúrgico do Hospital Universitário privilegiam a condição de conforto térmico do cirurgião (com leve sensação de frio) para que execute as suas tarefas da melhor forma possível. Este procedimento mostra-se bastante adequado, uma vez que a enfermeira pode “corrigir” a sua sensação de frio utilizando roupas mais pesadas e no caso do paciente são utilizadas mantas térmicas em cirurgias mais demoradas.

Como sugestões para um próximo trabalho propõe-se:

- Verificação da influência da utilização de mantas térmicas no conforto térmico do paciente.
- Elaboração de diagramas de regiões de sensação térmica para a avaliação das condições de conforto térmico por meio dos valores obtidos de temperatura equivalente em cada um dos sensores do manequim.
- Incorporação do estudo da temperatura assimétrica e da avaliação do gradiente de temperatura do ar na região dos pés do manequim, possibilitando uma melhor análise das condições de conforto térmico local.
- Maior mapeamento da sala cirúrgica, com a aquisição de mais pedestais para monitoração dos perfis de temperatura e velocidade. ou realização de um número maior de ensaios.

CAPÍTULO 11

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALONSO J.F.S.J.; GÓMEZ E.V.; MARTYNES F.J.R.; GUERRA M.A.; PELAEZ C.G. *Study of Enviromental Quality of a Surgical Block*. Energy and Buldings, v.2, p.179-187, 1999.

ASHRAE. ANSI/ ASHRAE Standard 55, *Thermal Environmental Conditions for Human Occupancy*. Atlanta, American Society of Heating, Refrigerating, and Air Conditioning Engineers, Inc., 2004.

ASHRAE. 2001. *Handbook of Fundamentals*. Atlanta, American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers, Inc., 2001.

ASPAN. *Clinical Guideline for the prevention of unplanned perioperative hypothermia*. American Society of PeriAnesthesia Nurses , 1998.

BAY J, NUNN JF, PRYS-ROBERTS C. *Factors influencing arterial PO2 during recovery from anaesthesia*. Br J Anaesth 1968; 40:398-406

BEDFORD, T. *The warmth factor in comfort at work*. MRC Industrial Heath Board Report, HMSO, Londres, No. 76, 1936.

BISSONNETTE B, SESSLER DI, LAFLAMME P. *Intraoperative temperature monitoring sites in infants and children and the effect of inspired gas warming on esophageal temperature*. J Anesth Analg 69:192-196, 1989.

BREMMELGAARD A, RAAHAVE D, BEIR-HOLGERSEN R, PEDERSEN JV, ANDERSEN S, SORENSEN AI. *Computer-aided surveillance of surgical infections and identification of risk factors*. J Hosp Infect 1989; 13:1-18.

CALIFORNIA. 1989. *California administrative code*, Title 24, Part 4. Sacramento: State of California.

DIN 1946, Heating Ventilation and Air Conditioning of Hospital System: HVAC *systems in hospitals*.

FANGER, P.O. *Thermal Comfort: Analysis and Applications in Environmental Engeneering*. New York, McGraw-Hill Book Company, 1972.

FLACKE JW, FLACKE WE et al. *Inadvertent hypothermia: Frequent, insidious, and often serious*. Semin Anesth 1983; 2:183–96.

FRANK SM, BEATTIE C, CHRISTOPHERSON R, NORRIS EJ, PERLER BA, WILLIAMS GM, GOTTLIEB SO. Unintentional hypothermia is associated with postoperative myocardial ischemia. ANESTHESIOLOGY 1993; 78:468–76.

FRANK SM, FLEISHER LA, BRESLOW MJ, HIGGINS MS, OLSON KF, KELLY S, BEATTIE C. *Perioperative maintenance of normothermia reduces the incidence of morbid cardiac events: A randomized clinical trial*. JAMA 1997; 277:1127–34.

GONÇALVES, W.B. *Estudo de índices de conforto térmico avaliados com base em população universitária na região metropolitana de Belo Horizonte*. Dissertação de Mestrado, Belo Horizonte: Escola de Engenharia da UFMG, Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, 214 p, 2000.

GREIF R, AKÇA O, HORN E-P, KURZ A, SESSLER DI, Outcomes Research™ Group: *Supplemental perioperative oxygen to reduce the incidence of surgical wound infection*. N Engl J Med 2000; 342:161–7.

HALEY RW, CULVER DH, MORGAN WM, WHITE JW, EMORI TG, HOOTON TM. *Identifying patients at high risk of surgical wound infection: A simple*

multivariate index of patient susceptibility and wound contamination. Am J Epidemiol 1985; 121:206–15.

HERMANS R.D. *Health Care Facility Desing Manual – Room Desing*. ASHRAE Transactions: Symposia, v. 106, pt.2, p 762-767, 2000 Annual Meeting, Minneapolis, 2000.

HIERHOLZER. 1993. *Chloramphenicol treatment of resistant Enterococcus faecium infections*, abstr. 110. In Program and abstracts of the Infectious Diseases Society of America Annual Meeting.

HOLCATOVA I.; BENESOVÁ V.; HARTIOVÁ D. *Comparison of the Enviroment in Operating Theatres in Two Hospitals*. Indoor and Built Enviroment, v. 12, p. 121-124, 2003.

HOOPER V et al. *Perioperative thermoregulation: A survey of clinical practices. Paper presented at the Consensus Conference on Perioperative Thermoregulation*, ASPAN, Bethesda, MD, 1998.

HOPF HW, HUNT TK, WEST JM. *Wound tissue oxygen tension predicts the risk of wound infection in surgical patients*. Arch Surg 1997; 132:997–1005.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION - ISO 14505-2. *Ergonomics of the thermal environment – Evaluation of thermal environment in vehicles*, 2004.

ISO 7726 . *Thermal Environments – Instruments and Methods for Measuring Physical Quantities*. Geneva, International Organization for Standardization, 1998.

ISO 7730 – *Moderate Thermal Environments – Determination of the PMV and PPD indices and specification of the conditions for thermal comfort*. Geneva, International Organization for Standardization, 1994.

JONHSTON, I.D.A., HUNTER A.R.. *The Desing and utilization of operating theatres*. The Royal College of Surgeons of England, 1984

KURZ A, PLATTNER O, SESSLER DI. *The threshold for thermoregulatory vasoconstriction during nitrous oxide/isoflurane anesthesia is lower in elderly than young patients*. *Anesthesiology* 1993; 79: 465–469.

KURZ A. ; SESSLER D.I.; NARZT E.; BAKAR A. ;LENHARDT R.; HUEMER G. et al. *Postoperative hemodynamic and thermoregulatory consequences of intraoperative core hypothermia*. *J Clin Anesth* 1995; 7:359–66

LEITE, B.C.C. *Sistema de ar condicionado com insuflamento pelo piso em ambientes de escritórios: Avaliação do conforto térmico e condições de operação*. São Paulo, EPUSP, 2003 (Tese de Doutorado).

LESLIE K. *Perioperative hypothermia in the high-risk surgical patient*. *Best Practice & Reserch Clinical Anaesthesiology*, v. 17, n. 4, p. 485-498, 2003.

LEWIS, J.R. 1993. *Operating room air distribution effectiveness*. *ASHRAE Transactions* 99(2): 1191-1200.

LIDWELL. O. M. 1988. *Air, antibiotics and sepsis in replacement joints*. *Jornal of Hospital Infection* 11 (Supplement C): 18-40.

MAHONEY C., ODOM J. *Epidural Intraoperative normothermia: a meta-analysis of outcomes with costs*. *AANA Journal* 67:155-164, 1999.

MATSUKAWA T, SESSLER DI, OZAKI M, et al. *Comparison of distal esophageal temperature to "deep sternal" " deep forehead," "and tracheal temperatures"*. *Can J Anaesth* April 44:433-438 1997.

MORA R.; ENGLISH M.J.M.; ATHIENITIS A.K. *Assessment of Thermal Comfort During Surgical Operations*. ASHRAE Transactions: Symposia, v. 107, pt. 1, p. 52-62, 2001. The Winter Meeting, 2001.

NILSSON, H.O. *Evaluation and visualization of perceived thermal conditions*. European Journal of Applied Physiology, 92(6), p.714-716, 2004.

PEREIRA, M.L, GRAUDEZ G., TRIBESS A. *Sistemas de tratamento de ar em salas cirúrgicas: Estudo da distribuição de partículas na avaliação da contaminação aérea*. VIII Congreso Ibero Americano: Aire Condicionado, Calefacción y Refrigeración, 2005 (CD-ROM).

FELIX, V.B.; PEREIRA, M. L; MAXIMIANO, L. F; OTOCH, J. P.; TRIBESS, A. *The effect of surgical lights power on staff thermal discomfort*. 12th International Conference in BioMedical Engineering (ICBME), 2005 (Aprovado).

SARIRIAN K, NICKERSON DA. *Enhancement of murine in vitro antibody formation by hyperthermia*. Cell Immunol 1982; 74:306-12

SCHMIDT, P. 1987. *Air control in operation theaters*. Heizung Luftung Haus Technik 38(3): 145-153.

SESSLER D.. *Temperature monitoring*, in Miller R (ed). Anesthesia. Philadelphia, PA, Lippincott, pp 1227-1242, 1990.

SESSLER D.I. *Complications and Treatment of Mild Hypothermia*. Anesthesiology, v. 95, p. 43, 2001.

SESSLER DI, RUBINSTEIN EH, MOAYERI A. *Physiological responses to mild perianesthetic hypothermia in humans*. Anesthesiology 1991; 75:594-610