



Ricardo Emanuel Ribeiro Campos

Análise e Caracterização Energética
de Equipamentos de Frio Hospitalar

Universidade do Minho
Escola de Engenharia





Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Ricardo Emanuel Ribeiro Campos

Análise e Caracterização Energética
de Equipamentos de Frio Hospitalar

Tese de Mestrado
Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao
Grau de Mestre em Engenharia Mecânica

Trabalho efetuado sob a orientação de
Professor Doutor Pedro Alexandre Moreira
Lobarinhas
Professor Doutor Eurico Augusto Rodrigues de
Seabra

DECLARAÇÃO

Nome: Ricardo Emanuel Ribeiro Campos

Endereço eletrónico: ricardo_campos@live.com.pt

Telefone: 00351 911525190

Número do cartão do cidadão: 12914304

Título dissertação: **Análise e Caracterização Energética de Equipamentos de Frio Hospitalar**

Orientador(es): Professor Doutor Pedro Alexandre Moreira Lobarinhas; Professor Doutor Eurico Augusto Rodrigues de Seabra

Ano de conclusão: 2013

Designação do Mestrado ou do Ramo de Conhecimento do Doutoramento:

Ciclo de Estudos Conducente ao Grau de Mestre em Engenharia Mecânica

Declaro que concedo à Universidade do Minho e aos seus agentes uma licença não-exclusiva para arquivar e tornar acessível, nomeadamente através do seu repositório institucional, nas condições abaixo indicadas, a minha dissertação, no todo ou em parte, em suporte digital.

Declaro que autorizo a Universidade do Minho a arquivar mais de uma cópia da dissertação e a, sem alterar o seu conteúdo, converter a dissertação entregue, para qualquer formato de ficheiro, meio ou suporte, para efeitos de preservação e acesso.

Retenho todos os direitos de autor relativos à dissertação, e o direito de a usar em trabalhos futuros (como artigos ou livros).

Concordo que a minha tese ou dissertação seja colocada no repositório da Universidade do Minho com o seguinte estatuto:

- Disponibilização imediata do conjunto do trabalho para acesso mundial

Universidade do Minho, __ / __ / ____

Assinatura: _____

AGRADECIMENTOS

Queria expressar aqui o meu agradecimento às pessoas que de uma forma ou de outra tornaram isto possível, assim queria agradecer:

Ao Professor Pedro Lobarinhas, pela apresentação do tema, pela disponibilidade sempre demonstrada e pelo cariz profissional com que encara a sua profissão;

Ao Engenheiro Álvaro Badoni e ao Engenheiro Marco Vieira, respetivamente chefes da manutenção do Hospital de Famalicão e do Hospital de Braga, sem eles, sem a sua disponibilidade, paciência, simpatia e entreatuda nada disto seria possível. Ainda aos chefes de serviço dos serviços de Farmácia, ImunoHemoterapia e Patologia Clínica dos hospitais de Braga e Famalicão pela disponibilidade de abertura de espírito e neste capítulo por último a todo o pessoal médico, enfermeiros e assistentes laboratoriais pela incrível paciência durante os ensaios e pela empatia constante, apesar de por vezes o seu normal trabalho ter sido prejudicado pelos testes efetuados, a eles um agradecimento enorme, com certeza que sem a sua disponibilidade nada disto seria possível.

Aos meus amigos mais próximos que me acompanharam nesta longa cruzada: Carlos Mendes, Pedro Ribeiro, Pedro Correia, Roberto Magalhães, Pedro Marques, Renato Alves, Pedro Costa, Luiz Moniz, Nuno Pacheco, Ricardo Ferreira e Bruno Silva, sem a sua companhia, convivência, conversas salutares e companheirismo, esta tarefa ter-se-ia tornado bem mais custosa.

À Sara, pelo carinho, motivação e força de espírito com que sempre me presenteou.

Por último, mas mais importante, à minha família, principalmente pais, António Campos e Maria Ribeiro e avós, Salvador Silva e Maria Silva pelo carinho e pela resiliência ao longo de todo este tempo, para eles uma agradecimento eterno.

"Se vi mais longe foi por estar de pé sobre ombros de gigantes." Isaac Newton

RESUMO

O sangue (coletado), os hemoderivados e os fármacos, fazem hoje parte integrante do desenvolvimento humano no que toca ao aumento da esperança média de vida das populações. A sua correta preservação - no caso do sangue depois de ser coletado, ou dos fármacos que precisam de refrigeração - são alvo de preocupação por parte do pessoal médico que lida com os mesmos, sabendo do valor biológico dos hemoderivados para o tratamento de todo o tipo de doenças (tendo em conta a sua raridade) e do valor económico dos fármacos, a correta preservação dos mesmos é essencial e alvo de criteriosos estudos de qualidade por parte da Organização Mundial de Saúde.

Nesta dissertação foi feito um levantamento das tipologias de equipamentos que se utilizam para a preservação de hemoderivados e de fármacos nos Hospitais de Braga e Famalicão, bem como uma caracterização das suas propriedades geométricas e mecânicas para se poder avaliar a sua eficiência dentro dos *set-points* bem estabelecidos. Foram realizados testes através de equipamentos de medição de temperatura para vários parâmetros de funcionamento, variações da temperatura exterior e testes de abertura prolongada de portas, foram mensurados também os consumos de energia elétrica no intuito de dar ao leitor a perceção dos gastos de um equipamento deste género em comparação com um equipamento de utilização doméstica. Todos os equipamentos foram também alvo de rastreamento de comportamento térmico através de camaras de infravermelhos (termográficas).

Os resultados apontam claramente para um sobredimensionamento claro e criterioso por parte dos fabricantes deste tipo de equipamentos em relação à importância e ao valor económico do produto que estão a conservar, o comportamento para temperaturas medianas (20°C a 28°C) foi em todos os estudos bem conseguido, somente para o caso de dois equipamentos testados (para temperaturas bastante superiores às praticadas normalmente), foram passados os valores da temperatura máxima estabelecida para preservação.

Palavras Chave :Sangue, Fármacos, Refrigeração, Eficiência, Termografia, Consumos Energéticos

ABSTRACT

The collected blood, the hemoderivatives and medication, are today a fundamental part of human development in relation to the increase the average life expectancy for the populations. Their correct preservation – in the case of blood after being collected, or drugs that need refrigeration – a cause concern to the medical personnel, who deal with them, knowing the biological value of blood products for the treatment for all types the of disease (having regard to its rarity) and the economic value of drugs. Proper refrigeration thereof is essential and subject to meticulous quality tests by World Health Organization.

In this thesis made a survey was made for typologies of equipment's that are used in preservation of blood components and drugs in the hospital units of Famalicão and Braga , as well as a characterization of its geometric and mechanical properties in order to estimate their efficiency within the set-points of temperature. Tests were performed using temperature measuring for many operating parameters, including variations in outside temperature and extended door opening tests. The energy consumption was were also measured in order to give to the reader the perception of energy spending in this kind of equipment, compared with domestic types. All the equipment was thermally tracked via infrared cameras (thermography).

The results clearly point to an insightful equipment oversizing by the manufacturers, taking to account theimportance and economic value of the products that are being retained; the behaviour for medium temperatures (20°C and 28 °), has been successful. Only in the case of two equipments tests (quite are high ambient temperatures), the values of maximum ideal temperature established for preservation were passed.

ÍNDICE

Declaração	iii
Agradecimentos.....	v
Resumo.....	vii
Abstract.....	ix
Índice de Figuras	xv
índice de tabelas	xix
Glossário de Símbolos e Abreviaturas.....	xxiii
1 Introdução	1
1.1 Objetivos.....	2
1.2 Motivação	3
2 Revisão da Literatura.....	9
2.1 A “Cadeia de Frio” e a Necessidade de Refrigeração	9
2.1.1 Injetáveis	9
2.1.2 Sangue.....	10
2.1.3 Plasma Congelado.....	10
2.1.4 Crioprecipitados.....	10
2.2 Normas e Legislação aplicável.....	11

2.2.1	Normas Relevantes sobre Equipamentos da “Cadeia de Frio”	12
2.2.2	Normas e Legislação de equipamentos de frio.....	14
2.2.3	Normas Internacionais	16
2.2.4	Legislação ao Nível da UE	18
2.3	Eficiência dos Equipamentos de Refrigeração Hospitalar	20
2.3.1	Carga térmica em equipamentos de refrigeração.....	21
2.3.2	Carga Térmica	21
2.3.3	Principais Requisitos para uma Refrigeração Adequada	22
2.3.4	Características particulares dos Equipamentos de Refrigeração Hospitalar (Contraste com Equipamentos Domésticos)	23
2.3.5	Capacidade de Refrigeração e Consumo de Energia	25
2.4	Fatores de seleção de equipamentos de frio hospitalar	29
2.5	A Monitorização de temperaturas	31
3	Caracterização de equipamentos utilizados em meio hospitalar.....	37
3.1	Componentes do Ciclo de Refrigeração.....	37
3.1.1	Compressor.....	37
3.1.2	Elemento Expansor	39
3.1.3	Evaporador	42
3.1.4	Condensador	43

3.1.5	Acessórios	44
3.2	Fluidos Frigorígenos	46
3.2.1	Propriedades físicas.....	48
3.2.2	Características de desempenho de fluidos frigorígenos no ciclo de compressão de vapor	49
3.2.3	Segurança e classificação de fluidos Frigorígenos	50
3.2.4	Conversões e substituições	51
3.3	Isolamento.....	52
3.3.1	Condutividade Térmica de isolamento	53
3.3.2	Cálculo da espessura de isolamento	54
3.4	Descrição dos Equipamentos	56
3.5	Equipamentos sujeitos a teste	57
3.6	Opções de “ <i>Desing</i> ” do Construtor (Porta Sólida vs Porta em Vidro).....	69
4	Ambiente Experimental.....	75
4.1	Instalação Experimental	75
4.2	Técnicas Experimentais.....	77
4.2.1	Medição de Temperaturas	77
4.3	Análise Qualitativa da Temperatura por Termografia	80
4.4	Medição Consumos de Energia Elétrica	83
5	Análise de resultados	87

5.1	Procedimento dos testes	87
5.2	Condicionantes e erros de nas medições	89
5.3	Teste em Condições “Normais” (Sala a 20 °C)	89
5.4	Teste a 28 °C.....	90
5.5	Teste a 32 °C.....	91
5.6	Teste “Abertura prolongada das portas”	93
5.7	Teste “Falha de Energia Elétrica”	94
5.8	Consumos de Energia Elétrica	96
5.9	Análise Sumária	99
5.10	Análise Qualitativa por Termografia	117
6	Conclusão.....	127
6.1	Trabalho Futuro	129
	Referências Bibliográficas	131
	ANEXO A	133
	ANEXO B.....	137
	Anexo C.....	143
	ANEXO D.....	163

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 – Percentagem do sangue proveniente de doadores internos ao país.....	1
Figura 1.2 – Vacina mantida entre os 2°C e 8°C (esquerda) e do lado direito inutilizada quimicamente por má conservação. [6]	5
Figura 2.1 – Organograma da “cadeia” de hemoderivados.Adaptado de [1]	11
Figura 2.2 – Distribuição das vendas das principais que “abastecem” o mercado dos equipamentos de refrigeração hospitalar.	20
Figura 2.3 – Consumo energético por tempo de ciclo de um equipamento de refrigeração típico. [9].....	29
Figura 2.4- Rotulagem das zonas de temperatura Adaptado.[Fonte:WHO]	30
Figura 2.5 – O tipo de monitorização da cadeia de frio nos Estados Unidos.[Pharmacy Purchasing & Products magazine].....	32
Figura 3.1 – “Algoritmo” para a seleção de compressores de pequena capacidade (< 5 kW). [13]	39
Figura 3.2 – Esquema de uma válvula de expansão. Adaptado de [6].....	41
Figura 3.3 - Representação esquemática da função do evaporador. [6].....	42
Figura 3.4 – Configuração de um evaporador de circulação forçada, do tipo “em sopro”. [8] ...	43
Figura 3.5 – Esquema de um condensador arrefecido a ar. [8]	44
Figura 3.6 – Representação Esquemática de um filtro secador de saída lateral. [8]	46
Figura 3.7 – Valor da resistencia térmica em função da espessura de isolamento.....	53
Figura 3.8- Olitrem A600	59
Figura 3.9 – Sanyo MPR 1404 GR	60
Figura 3.10 – Forma Scientific 3889.....	61
Figura 3.11 –Forma Scientific 3689.....	62
Figura 3.12 – Liebherr Med Line LKUV 1612	63
Figura 3.13 – Sanyo PR1410.....	64
Figura 3.14 – Liebherr GGU 1500	65
Figura 3.15 – Fiocchetti Medika 140.....	66
Figura 3.16 – Liebherr LKUV 3910	67
Figura 3.17 – Liebherr LKUV 1610	68
Figura 4.1 - Vista de frente, posicionamento dos termopares 1 e 2	75

Figura 4.2 – Vista de lado, colocação dos data loggers.....	76
Figura 4.3 – Colocação do multimetros suspenso e fixo para registo de dados	76
Figura 4.4 – Colocação do data logger 1.....	76
Figura 4.5 – Equipamento de condicionamento da temperatura do ar da sala.(Famalicão).....	77
Figura 4.6 . Data loggers de medição de temperatura(esquerda) e“Lay out” de apresentação do software Easy Log Usb(direita)	78
Figura 4.7 – Esquema do <i>Efeito de Seeback</i>	79
Figura 4.8 – Termometro Digital FLUKE 52 K/J.....	80
Figura 4.9 - Termopar Tipo K.....	80
Figura 4.10 – Emissão, Reflexão e Transmissão. [19]	81
Figura 4.11 – Câmara Termográfica <i>Flir I3</i>	82
Figura 4.12 – Logiligh Energy Meter.....	83
Figura 5.1 – Incremento da temperatura em relação á temperatura de referência (20°C) para cada equipamento.	91
Figura 5.2 – Incremento de Temperatura para o teste a 32 °C em relação aos ensaios a 20 °C e 28 °C	93
Figura 5.3 – Temperatura observada em função do tempo para o teste da abertura prolongada das portas	94
Figura 5.4 - Temperatura observada em funcção do tempo para o teste da abertura prolongada das portas	96
Figura 5.5 – Consumos em função das temperaturas de ensaio.....	99
Figura 5.6 - Comportamento (temperatura interior) dos equipamentos em função da temperatura exterior “controlada”	100
Figura 5.7 – Relação do volume com a temperatura média dos equipamentos (ensaio a 20 °C)	101
Figura 5.8 - Relação do volume com a temperatura média para o ensaio a 28°C	101
Figura 5.10 - Relação do volume com a temperatura média para o ensaio a 32°C	102
Figura 5.11 – Gradiente de temperatura	103
Figura 5.12 – Representação do equipamento em corte.....	103
Figura 5.13 - Temperatura em função do tempo do equipamento 1IHB para o teste a 20°C e 28°C.	107

Figura 5.14 - Temperatura em função do tempo do equipamento 2IHB para o teste a 20°C e 28°C.	108
Figura 5.15 - Temperatura em função do tempo do equipamento 3IHB para o teste a 20°C e 28°C.	109
Figura 5.16 – Temperatura em função do tempo do equipamento 4IHB para o teste a 20°C e 28°C.	110
Figura 5.17 - Temperatura em função do tempo do equipamento 1FHB para o teste a 20°C, 28°C e 32 °C.....	111
Figura 5.18 - Temperatura em função do tempo do equipamento 8FHB para o teste a 20°C .	112
Figura 5.19 - Temperatura em função do tempo do equipamento 9FHB para os teste a 20°C, 28°C e 32°C.....	113
Figura 5.20 - Temperatura em função do tempo do equipamento 11FHB para os testes a 20°C, 28°C e 32°C.	114
Figura 5.21 - Temperatura em função do tempo do equipamento 2PCHB para os teste a 20°C,28°C e 32°C.....	115
Figura 5.22 - Temperatura em função do tempo do equipamento 2PCHB para os teste a 20°C,28°C e 32°C.....	116

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1. Valores ótimos da temperatura de transporte e armazenamento de sangue. [2]	10
Tabela 2.2. Tempo de armazenamento permitido em função da temperatura. [2].....	11
Tabela 2.3 – Classificação energética dos equipamentos até 30 de Junho de 2014.Adaptado de [12].....	26
Tabela 2.4 - Classificação energética dos equipamentos depois de 30 de Junho de 2014.Adaptado de [12]	26
Tabela 3.1 - Tipos de compressores recomendados em função do fluido frigorígeno utilizado. [6]	38
Tabela 3.2 - Fluidos frigorígenos , família e propriedades importantes.....	48
Tabela 3.3 – Características do ciclo de compressão de vapor para diversos fluidos refrigerantes.Tevap.=– 15 °C e Tcond.=30 °C.Adaptado de [8]	49
Tabela 3.4 Propriedade físicas de diversos fluidos. [8].....	50
Tabela 3.5 - - Classificação de alguns fluidos frigorígenos de acordo com a Norma ASHRAE 32-92.Adaptado de [8].....	51
Tabela 3.6 - Condutividade térmica de alguns materiais utilizados em refrigeração.Adaptada de [14].....	54
Tabela 3.7 – Classificação dos isolamentos em equipamentos frigoríficos. [14]	55
Tabela 3.8 – Equipamentos pertencentes á imunohemeterapia do Hospital de Braga	56
Tabela 3.9 – Equipamentos pertencentes á Farmácia do Hospital de Braga	56
Tabela 3.10 – Equipamentos pertencentes á Patologia Clínica do Hospital de Braga	57
Tabela 3.11 - Equipamentos pertencentes á imunohemeterapia do Hospital de Famalicão.....	57
Tabela 3.12 - Equipamentos pertencentes á Farmácia do Hospital de Famalicão	57
Tabela 3.13 - - Equipamentos pertencentes á Patologia Clínica do Hospital de Famalicão	57
Tabela 3.14 – Equipamentos selecionados para testes.....	58
Tabela 3.15 - Características do equipamento "Olitrem A600!	59
Tabela 3.16 - Características do equipamento "Sanyo MPR.1404GR"	60
Tabela 3.17 - Caracetísticas do equipamento "Forma Scientific" 3889	61
Tabela 3.18 - Caracterisitcas do equipamento "Forma Scientific 3689"	62
Tabela 3.19 – Caracterisitcas do equipamento “Liebherr Med Line LKUV 1612”	63
Tabela 3.20 – Características do equipamento “Sanyo MPR 1410”	64

Tabela 3.21 – Características do equipamento “Liebherr GGU 1500”	65
Tabela 3.22 – Características do equipamento “Fiochetti Medika 140”	66
Tabela 3.23 – Características do equipamento “Liebherr LKUV 3910”	67
Tabela 3.24 – Características do equipamento “Liebherr LKUV 1610”	68
Tabela 3.25 – Características Construtivas “Olitrem A600”	69
Tabela 3.26 – Cálculo de R_i para a porta de vidro	70
Tabela 3.27 – Variáveis de abertura de porta para o caso da porta de vidro.....	71
Tabela 3.28 – Determinação de R_i para a porta sólida.....	71
Tabela 3.29 - Variáveis de abertura de porta para o caso da porta sólida	72
Tabela 4.1 – Tipos de características de termopares. Adaptado de [8].....	79
Tabela 4.2 – Incertezas de medição dos dispositivos.....	80
Tabela 4.3 . Variação da emissividade e do real valor da temperatura em função da distância ao objeto. Adaptado de [19]	81
Tabela 4.4 – Valores típicos dos processos para diferentes tipologias de corpos	82
Tabela 5.1 – Código abreviativos utilizados.	88
Tabela 5.2 – Notação de cores utilizada.....	88
Tabela 5.3 – Densidade de carga dos equipamentos testados	89
Tabela 5.4 - Testes em condições de temperatura normais a 20 °C	90
Tabela 5.5–Temperatura interior dos equipamentos sujeitos a temperaturas exteriores “moderadas”(28 °C)	90
Tabela 5.6 - Temperatura interior dos equipamentos sujeitos a temperaturas exteriores “extrema”(32 °C).....	92
Tabela 5.7 – Dados relativos aos testes da abertura prolongada de portas	94
Tabela 5.8 – Medições para o teste de falha de energia elétrica	95
Tabela 5.9 – Consumos energéticos e custos anuais de energia elétrica.....	98
Tabela 5.10 – Media Global por cada equipamento e por cada temperatura testada	100
Tabela 5.11 – Imagens termográficas do equipamento SANYO MPR.1404GR.....	118
Tabela 5.12 - Imagens termográficas do equipamento OLITREM A600	119
Tabela 5.13 - Imagens termográficas do equipamento FORMA SCIENTIFIC 3889	120
Tabela 5.14 - Imagens termográficas do equipamento FORMA SCIENTIFIC 3689	121
Tabela 5.15 - Imagens termográficas do equipamento Liebherr LKUV 3910	122
Tabela 5.16 - Imagens termográficas do equipamento Liebherr GGU 1500.....	123

Tabela 5.17 - Imagens termográficas do equipamento Thermo Scientific HERAFREZE BASIC(arca Vertical de -70 °C) 124

GLOSSÁRIO DE SÍMBOLOS E ABREVIATURAS

Símbolos Romanos	Definição	Unidade
A	Área	m^2
q_t	Carga térmica pelas portas	W
h_i	Entalpia do ar infiltrado	kJ/kg
h_r	Entalpia do ar refrigerado	kJ/kg
D	Diâmetro	m
g	Aceleração da gravidade	m/s^2
h_{lv}	Entalpia líquido/vapor	kJ/kg
h_{vv}	Entalpia de vapor	Kj/kg
$T_{\text{evap.}}$	Temperatura de evaporação	$^{\circ}\text{C}$
T_{cond}	Temperatura de condensação	$^{\circ}\text{C}$
\dot{m}	Caudal mássico	kg/s
m	Massa	kg
\dot{Q}	Fluxo de Calor	W
t	Tempo	s
D_t	Fator de abertura de portas	
v	Velocidade Média do ar	m/s
V	Volume	m^3
D_t	Fator de abertura de portas	
Símbolos Gregos		
ρ_r	Massa volúmica	kg/ m^3
Abreviaturas		
CFC	Clorofluorcarbonetos	
HC	Hidrocarbonetos	
HCFC	Hidroclorofluorcarbonetos	
HFC	Hidrofluorcarbonetos	
GWP	Índice de aquecimento global	
OPD	Potencial de destruição da camada de ozono	
OMS	Organização Mundial de Saúde	
DEM	Departamento de Engenharia Mecânica	

COP

Coeficiente de Performance

1.Introdução

1 INTRODUÇÃO

A principal função do sangue é transportar oxigénio desde os pulmões a todas as partes do corpo, transportando consigo, nutriente e outros elementos. Este é preponderante no controlo da coagulação, mantém o ambiente interno do nosso corpo e protege-nos contra organismos potencialmente prejudiciais. O sangue doado é usado na sua maioria para substituição, em caso de perda por acidentes, lesões e operações cirúrgicas e no tratamento de doenças onde o principal componente em falta seja o próprio sangue. [1]

O corpo humano contém aproximadamente 5 litros de sangue, representando sensivelmente 7% do peso do peso total. O sangue é constituído por 45 % de glóbulos (vermelhos, brancos e plaquetas) e 55 % da parte líquida, o plasma. O sangue não pode ser sintetizado em laboratório e a sua única fonte de são mesmo as doações decorrentes. Todos os anos a Organização Mundial de Saúde estima que sejam doados cerca de 92 milhões de unidades de sangue (450 cm³) por todo o mundo, estes colectados de áreas onde vive cerca de 85 % da população mundial. [2]

De acordo com os dados da OMS, apenas 45% do suprimento global de sangue é proveniente de países pobres ou em desenvolvimento, onde está localizada 80% da população mundial.

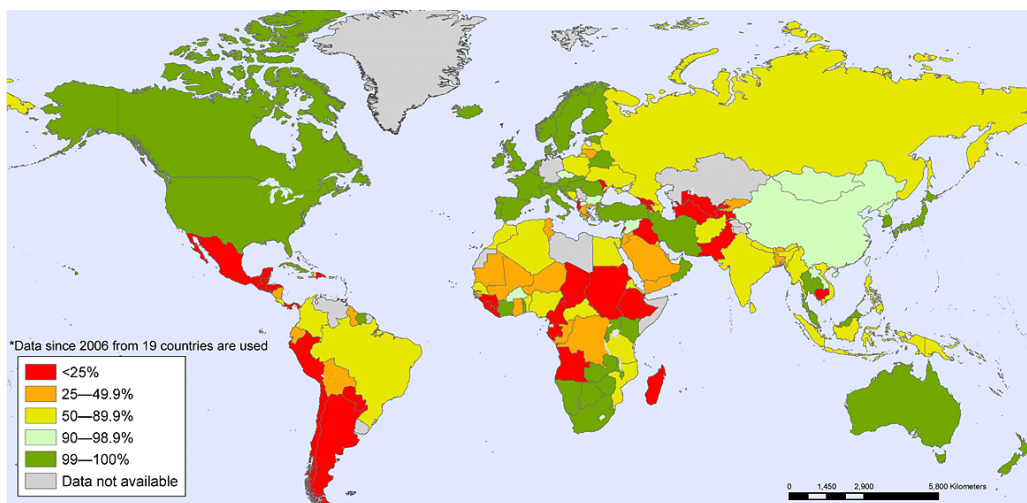


Figura 1.1 – Percentagem do sangue proveniente de doadores internos ao país.

Como tecido “vivo”, uma vez doado, este tem de ser conservado em frigoríficos especiais, antes da sua utilização. A variedade de químicos utilizados para prevenir a coagulação do sangue, conservantes não-tóxicos que ajudam a preservar as qualidades do sangue, aquando da sua preservação fora do corpo humano, além da sua conservação em frio.

Se equiparmos alguns dos equipamentos utilizados em conservação hospitalar com frigoríficos domésticos (caso da farmácia hospitalar), podemos assim considerar que no mundo atual existem aproximadamente mil milhões de equipamentos deste género, á data do ano de 2004 [3]. A utilização aumentou consideravelmente nos países desenvolvidos. Por exemplo, em França existem cerca de 1.7 equipamentos frigoríficos por casa. [4]

Dados sobre epidemiologia recolhidos na Europa, América do Norte, Austrália e Nova Zelândia indicam que uma parte substancial dos produtos biológicos colocados em equipamentos de frio, derivam fundamentalmente do mau manuseamento mesmos. [4]

1.1 OBJETIVOS

A tecnologia procura resolver e tornar a vida do ser humano o mais cómoda possível através da utilização das mais variadas tecnologias ao dispor do homem. Sendo a saúde uma necessidade básica do mesmo, todos os desenvolvimentos tecnológicos e evoluções que advenham no sentido de aumentar significativamente os padrões de qualidade e segurança são portas que se abrem para tornar a saúde num serviço cada vez mais “saudável”. A engenharia propõe-se a resolver esse tipo de problemas associados ao manuseamento de matérias que necessitam de refrigeração com controlo mais apertado, como é o caso dos produtos que derivam do sangue, estes que podem deteriorar-se se não forem seguidas normas apertadas de controlo de temperatura e tempo de exposição á temperatura ambiente, controlo esse que, como referido anteriormente, o ramo de refrigeração tenta colmatar.

Como tal nesse sentido surge este trabalho que pretende numa primeira fase identificar possíveis lacunas na conservação de hemoderivados e produtos farmacêuticos em meio hospitalar, tendo recorrido aos estabelecimentos hospitalares de Braga e Famalicão para recolha de informações no terreno

A cada ano, milhões de euros de vacinas são perdidas no mundo inteiro, a OMS estima que este número se estenda a perto das 500 mil unidades que ficaram inutilizadas devido a condições impróprios de armazenamento, naquilo a que se denomina da “cadeia de frio”.

No sentido de manter este equilíbrio químico entre o produto sintetizado em laboratório até á utilização final – ao doente – o material orgânico de derivados de sangue e as vacinas devem ser

armazenadas na sua generalidade entre os 2°C e os 8°C. Quando algum destes produtos é exposto abaixo ou acima deste intervalo estrito, a potencialidade da sua utilização reduz-se significativamente, ou mesmo podendo mesmo gerar a inutilização do produto.

Um determinado número de fatores influencia o intervalo de temperaturas a que os produtos biológicos. No caso mais *soft* em relação ao condicionamento em refrigeração, as bandejas que contêm os sangue, assim como as embalagens e a caixas de medicamentos, devem ser posicionadas de modo a não obstruírem o escoamento de ar frio que sai dos ventiladores, para evitar a formação de zonas quentes no interior do espaço refrigerado

Algumas características diferem significativamente entre os vários tipos de equipamento (e.x. frigorífico tipo doméstico, dupla zona, equipamento de laboratório), parâmetros como o controlo da temperatura, padrões de convecção, ciclos de descongelamento, manutenção do set-point em controlo apertado, características que determinam a avaliação qualitativa que permita manter os produtos hospitalares em ótimas condições de armazenamento. Assim, não será correto apresentar o intervalo de temperaturas de 2°C a 8°C, como ideal ou suficiente para todos os casos observados em meio hospitalar.

Uma monitorização precisa das temperaturas dos produtos hospitalares requer atenção aos equipamentos de medição usados, assim como os locais onde são colocados no equipamento. Diferentes tipologias de monitorização influenciarão os resultados obtidos, dependendo do local onde será colocado o dispositivo, bem como o tempo em que o mesmo irá recolher os dados e sucessivos intervalos de leitura, daí que se possa extrapolar, que por vezes as leituras obtidas possam não ser conclusivas.

No âmbito do presente trabalho, pretende-se identificar os fatores que envolvendo o manuseio do equipamento possam afetar as condições de conservação dos produtos hospitalares. Para isso, foram feitos testes depara tentar identificar e quantificar possíveis falhas no funcionamento dos mesmos, como também se estes se mantêm adequadamente dentro dos *set points* definidos.

1.2 MOTIVAÇÃO

Este subcapítulo vem complementar o texto supracitado na introdução, dando conta da motivação que leva a que se escreva e investigue numa tese de mestrado sobre este tema em particular, como referido os objetos de estudo aqui retratados são da mais vital necessidade á saúde

do homem, como exemplo podem-se referenciar alguns números que corroboram estas afirmações.

Cerca de 92 milhões de doações são colhidas anualmente em todo o mundo. Cerca de 50 % são arrecadadas nos países de 1º mundo, “casa” de 15% da população mundial. Alguns factos a serem enumerados dão conta da importância desta substância orgânica como [2]:

- Três colheres de chá (cerca de 5 ml) de sangue podem salvar a vida de um bebé;
- Uma doação unitária (450 ml) tem potencial para salvar algo como a vida de três indivíduos;
- Atualmente e, a título de exemplo, nos Estados Unidos da América, cerca de quatro em cada cinco pessoas estão “elegíveis” para doar sangue, mas em média menos de uma o faz;
- Mais de 1,6 milhões de pessoas foram diagnosticadas com cancro no ano de 2011. Muitas delas necessitam de sangue, por vezes todos os dias, durante os tratamentos de quimioterapia.

No caso dos fármacos, a sua conservação é vital para que os efeitos sejam os desejados. Do bolo total, apenas 15% de todas as tipologias de fármacos necessitam de ser conservados em frio, destas quase na totalidade são vacinas e antivirais importantíssimos para a saúde humana. Ainda assim, apesar de o número parecer um tanto ou quanto diminuto, este tipo de fármacos tem um valor comercial enorme e um preço por vezes na ordem dos milhares de euros (uma vacina para o tratamento do cancro do pâncreas pode custar mais de 1500 euros por dose administrada). Em 2005 a percentagem de vacinas sensíveis á preservação em frio representava 31% dos 439 milhões de dólares gastos pela Unicef no bolo total da vacinação em Países do terceiro mundo. [5]

O custo de desperdício por más condições de armazenamento das vacinas (Figura 1.2) apresenta todos os anos cerca de 20 milhões de euros á Reserva Federal Americana, das quais alguns milhões de euros por más condições de refrigeração. [6].

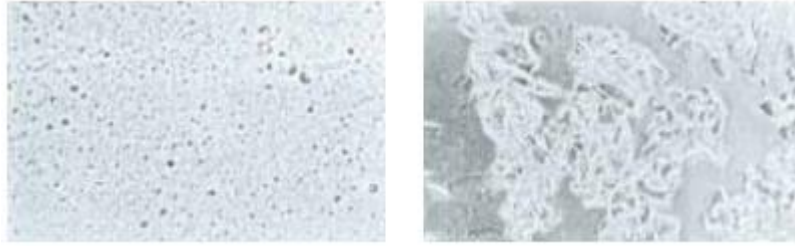


Figura 1.2 – Vacina mantida entre os 2°C e 8°C (esquerda) e do lado direito inutilizada quimicamente por má conservação. [6]

Por estes motivos parece de todo importante que se disserte e se faça uma “investigação” sobre a qualidade dos equipamentos que estão destinados a conservar estes produtos dentro dos valores que eles necessitam, tendo em conta a sua importância, valor económico e social

2.Revisão da Literatura

2 REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo faz-se a revisão da literatura ao estado da arte das mais diversas variantes tantos de equipamentos de conversão de sangue como de vacinas, bem como o conhecimento sobre os fenómenos envolvidos no processo de refrigeração e citações de trabalhos feitos dentro da mesma área, efetuados por outros autores, em nome individual ou entidade.

2.1 A “CADEIA DE FRIO” E A NECESSIDADE DE REFRIGERAÇÃO

As instituições de saúde em países desenvolvidos e subdesenvolvidos precisam de manter os bens essenciais, tanto a nível social como em valor próprio (monetário), como são os casos do sangue e das vacinas para que possam chegar em boas condições ao destinatário final, o paciente.

Como tal, no caso dos injetáveis que precisam de ser conservados numa faixa apertada de temperaturas, as vacinas são das mais sensíveis (tanto ao calor como ao frio), necessitando de ser mantidas a temperaturas entre os 2°C e os 8°C desde a sua conceção como produto até à administração final [2]. No caso do sangue, dos testes rápidos de despiste de VIH, injetáveis pediátricos e uma variedade de reagentes para testes, todos necessitam impreterivelmente de estar em climas controlados.

A variedade de produtos que necessitam de constante controlo de temperatura ao longo da sua cadeia de produção/distribuição, (na ordem os 2°C a 8°C), leva a que a tecnologia a utilizar se torne de extrema importância. Este capítulo apresenta alguns produtos médicos comuns que dependem da cadeia de frio para a sua conservação, e valores sobre seus requisitos específicos de temperatura.

2.1.1 INJETÁVEIS

Todos os injetáveis se degradam ao longo do tempo, aumentando essa “rapidez” de degradação com a temperatura que se sujeitam durante o processo de preservação. Se mantidas a temperaturas entre os 2°C e os 8°C podem-se manter estáveis nas suas propriedades químicas por mais de um ano. Enquanto as temperaturas elevadas afetam adversamente o tempo de “vida” das vacinas, as temperaturas negativas irão danificar permanentemente a vida útil das vacinas, mais propriamente a da Hepatite B, gripe e HPV.

2.1.2 SANGUE

O sangue contendo glóbulos vermelhos deve ser armazenado a uma temperatura entre os $+2^{\circ}\text{C}$ e 6°C (Tabela 2.2). Se o sangue não for mantido a esta temperatura, a sua capacidade de transportar oxigênio baixa consideravelmente, devido ao facto de dentro das saquetas de conservação de sangue existirem anticoagulantes (fora do corpo humano), mantendo as propriedades como se estivessem no corpo humano [2]. Conservantes que permitem que o sangue mantenha os nutrientes que necessita para se manter. A Tabela 2.1 dá-nos informação sobre o intervalo de temperaturas pelas quais o sangue passa nas várias fases e o tempo de armazenamento.

Tabela 2.1. Valores ótimos da temperatura de transporte e armazenamento de sangue. [2]

Condição	Gama de temperaturas	Tempo de armazenamento
<i>Transporte do sangue pré processado</i>	+ 20°C a + 24°C	Menos de 6 h
<i>Armazenamento</i>	+ 2°C a 6°C	Aprox. 35 dias
<i>Transporte do sangue processado</i>	+ 2°C a 10°C	Menos de 24 h

2.1.3 PLASMA CONGELADO

O plasma congelado é uma substância resultante da separação de plasma de unidades de hemácias, num intervalo de tempo de entre 6 a 8 horas depois da coleta e que rapidamente necessita de ser congelado e mantido a uma temperatura inferior a -20°C (Tabela 2.3), não existe porém um limite mínimo de temperatura para o plasma congelado, embora a temperatura ótima de conservação seja de -30°C ou ligeiramente inferior. [2]

2.1.4 CRIOPRECIPITADOS

O crioprecipitado é a solução insolúvel de plasma, que anteriormente foi congelado, posteriormente descongelado e conservado a temperaturas negativas (Tabela 2.3), sendo extramente útil para corrigir defeitos de coagulação sanguínea. [2]. A Tabela 2.2 e a Figura 2.1,

Tabela 2.2. Tempo de armazenamento permitido em função da temperatura. [2]

Produto	Temp. armazenamento	Temp. máximo de armazenamento
<i>Plasma Congelado</i>	-65°C ou abaixo	7 anos
<i>P.C ou Crioprecipitado</i>	-40°C até -64°C	24 meses
<i>P.C ou Crioprecipitado</i>	-30°C até -39 °C	12 meses
<i>P.C ou Crioprecipitado</i>	-25°C até -29°C	6 meses
<i>P.C ou Crioprecipitado</i>	-20°C até -24°C	3 meses

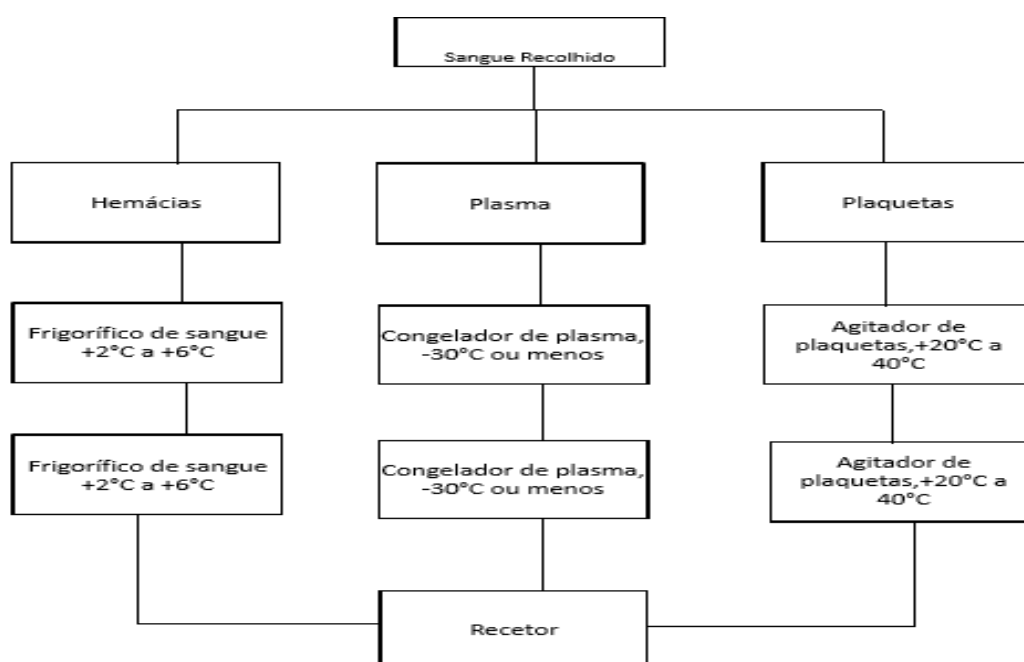


Figura 2.1 – Organograma da “cadeia” de hemoderivados. Adaptado de [1]

2.2 NORMAS E LEGISLAÇÃO APLICÁVEL

Esta secção da dissertação trata de dar a conhecer ao leitor as normas e diretivas regulatórias desta área da refrigeração, em particular a refrigeração comercial, mas abrangendo outras que regulam nomeadamente a parte dos fluidos frigorígenos e complementando com algumas normas/diretivas que não sendo aplicáveis ao setor doméstico são de interesse geral na área da refrigeração.

2.2.1 NORMAS RELEVANTES SOBRE EQUIPAMENTOS DA “CADEIA DE FRIO”

Em prol da implementação do controlo da qualidade da “cadeia de frio”, a *World Health Organization* desenvolveu autonomamente, normas que permitem regular a construção e utilização de equipamentos de guarnição, transporte e monitorização dos produtos pertencentes à cadeia de frio. Estas providenciam a base para a aquisição de equipamentos de qualidade, construídos em certos casos para cumprir especificamente com os restritos limites de temperatura, necessários para que se torne robusta a interligação entre os vários elementos da cadeia de frio.

A Tabela 2.4 lista as normas relevantes para a WHO por categoria. Cada elemento do lado esquerdo da tabela é por si só uma norma.

E03 FRIGORÍFICOS PARA ARMAZENAMENTO DE INJETÁVEIS

- WHO/PQS/E03/FZ01.2¹
- WHO/PQS/E03/FZ02.2²
- WHO/PQS/E03/RF01.2³
- WHO/PQS/E03/RF02.2⁴
- WHO/PQS/E03/RF03.2⁵
- WHO/PQS/E03/RF04.2⁶
- WHO/PQS/E03/RF05.2⁷

¹ http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/pqs_e01_cr_fr01_2_perfspec.pdf

² http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/pqs_e01_cr_fr01_2_perfspec.pdf

³ http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/pqs_e03_rf1.2.pdf

⁴ http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/pqs_e03_rf2.2.pdf

⁵ http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/pqs_e03_rf3.2.pdf

⁶ http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/pqs_e03_rf4.2.pdf

⁷ http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/pqs_e03_rf5.2.pdf

- WHO/PQS/E03/RF06.1⁸
- WHO/PQS/E03/PV01.2⁹

E 06 DISPOSITIVOS MEDIDORES DE TEMPERATURA

- WHO/PQS/E06/AL01.1¹⁰
- WHO/PQS/E06/IN02.2¹¹
- WHO/PQS/E06/IN03.1¹²
- WHO/PQS/E06/IN05.2¹³
- WHO/PQS/E06/TH01.1¹⁴
- WHO/PQS/E06/TH02.2¹⁵
- WHO/PQS/E06/TH03.1¹⁶
- WHO/PQS/E06/TH06.2¹⁷
- WHO/PQS/E06/TR03.1¹⁸
- WHO/PQS/E06/TR04.1¹⁹
- WHO/PQS/E06/TR05.1²⁰

⁸ http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/pqs_e03_rf6.1.pdf

⁹ http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/pqs_e03_pv1.2.pdf

¹⁰ http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/who_pqs_e06_al01_1.pdf

¹¹ http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/who_pqs_e06_in02_1.pdf

¹² http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/who_pqs_e06_in03_1.pdf

¹³ http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/who_pqs_e06_in05_rev_july2011.pdf

¹⁴ http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/who_pqs_e06_th01_1.pdf

¹⁵ http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/who_pqs_e06_th02_2_100706.pdf

¹⁶ http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/who_pqs_e06_th03_1.pdf

¹⁷ http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/who_pqs_e06_th06_2_100706.pdf

¹⁸ http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/who_pqs_e06_tr03_1.pdf

¹⁹ http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/who_pqs_e06_tr04_1.pdf

²⁰ http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/who_pqs_e06_tr04_1.pdf

- WHO/PQS/E06/TR06.3²¹
- WHO/PQS/E06/TR07.1²²

A NORMA “WHO/PQS/E003/FZ01.2” E A NORMA “WHO/PQS/E003/RF01.2”

Dada a importância destas duas normativas emitidas pela *World Health Organization* para a especificação de metodologias de teste, para o tipo de equipamentos especificados nesta tese, as mesmas vêm descritas no Anexo C e Anexo D. Ainda que, devido a falta de meios materiais e também pelo indisponibilidade de equipamentos para testes criteriosos (visto estes estarem em ambiente real), a metodologia destas normas não foi seguida nesta dissertação.

A norma “WHO/PQS/E003/RF01.2”

Este documento emitido pela OMS, descreve o procedimento de verificação da eficiência de equipamentos de refrigeração com ciclo de compressão de vapor. Um equipamento que passe os testes relevantes será pré-qualificado com uma designação de zona de temperatura específica (Anexo C). São descritas em teste, 3 zonas de temperatura: zona moderada, zona temperada e zona quente (descrito na secção 3 do Anexo C). Além disso os aparelhos são testados para que se estabeleça uma designação de temperatura ambiente nominal mínima.

A NORMA “WHO/PQS/E003/FZ01.2”

A gama completa de ensaios (Anexo D) é descrita neste documento e deve realizar-se para a zona de temperatura mais elevada “*hot zone*”. Ao testar para a zona de temperatura mais baixa, alguns dos testes podem ser omitidos, tais como o consumo de energia, ou o tempo de funcionamento do compressor. O Anexo D descreve todo o processo de teste.

2.2.2 NORMAS E LEGISLAÇÃO DE EQUIPAMENTOS DE FRIO

O território nacional, as entidades europeias competentes e as instituições competentes a nível de certificação emitem as normas reguladoras dos equipamentos de frio, desde a manufatura, comportamento mecânica e comportamento elétrico.

EN 378:2008

²¹ http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/who_pqs_e06_tr06_3.pdf

²² http://www.who.int/immunization_standards/vaccine_quality/who_pqs_e06_tr07_1.pdf

A EN 378:2008 (revisão da EN 378:2000) de seu nome “ Sistemas de Refrigeração e Bombas de Calor – Segurança e requisitos ambientais”, normaliza o projeto e construção de sistemas de refrigeração, em resposta á Diretiva Europeia sobre os equipamentos pressurizados (97/23/EC) e também á diretiva sobre maquinaria a 98/37/EC e a 2006/42/EC.

A norma descreve a escolha de fluido frigorígeno e os procedimentos de teste. O objetivo é reduzir o número de perigos potencialmente existentes nas pessoas, propriedades e ambiente, causados pelos sistemas de refrigeração e respetivos refrigerantes. A segunda parte da norma define os respetivos procedimentos e aceitação dos testes efetuados. A terceira parte versa sobre o local de instalação e a proteção pessoal necessária, e por último as preocupações na operação (substituição de do gás), manutenção, reparação e recuperação.

EN 14276-1:2006

Equipamentos de refrigeração por compressão e bombas de calor- 1ª Parte: Recipientes- Requisitos Gerais

EN 13313:2001

Sistemas de Refrigeração e Bombas de Calor – Competências de pessoal de avaliação

EN 12178:2003

Sistemas de Refrigeração e Bombas de Calor - Dispositivos de indicação de nível- Requisitos, testes e marcação.

EN 13136:2001

Sistemas de Refrigeração e Bombas de Calor – Dispositivos de queda de pressão e tubagens associadas – Métodos de cálculo.

EN 1861:1998

Sistemas de Refrigeração e Bombas de Calor – Diagramas de escoamento de fluidos e tubagens – Símbolos e Layouts da instalação.

EN 12284: 2003

Sistemas de Refrigeração e Bombas de Calor - Válvulas – Requisitos, testes e marcação.

EN 12900:2005

Compressores – Condições de classificação, tolerâncias e apresentação dos dados de eficiência dos fabricantes.

DECRETO-LEI N.º 63/2011

O presente decreto -lei estabelece as medidas de informação a prestar ao utilizador final através de etiquetagem e outras indicações uniformes sobre o consumo de energia e, quando necessário, de outros recursos essenciais necessários á utilização dos produtos relacionados com a energia, transpondo a Directiva n.º 2010/30/UE, do Parlamento Europeu e do Conselho, de 19 de Maio.

DECRETO-LEI N.º 214/ (TRANSCREVE A DIRETIVA EUROPEIA N.º 96/57/CE)

Norma de eficiência energética mínimas abrangendo todas as classes de frio (frigoríficos, congeladores e combinados) de acordo com a directiva são excluídos do mercado a maioria dos equipamentos de frio com classes de eficiência, igual ou inferior á classe D.

DECRETO-LEI N.º 1/2006 (TRANSCREVE A DIRECTIVA 2003/66/CE)

Define as novas classes energéticas desde A++ (muito eficiente), A+, A, B até G (muito ineficiente).

REGULAMENTO N.º 643/2009

Âmbito: Requisitos de conceção ecológica aplicáveis aos aparelhos de refrigeração de uso doméstico alimentados pela rede de eletricidade cujo volume não exceda os 1500 litros.

2.2.3 NORMAS INTERNACIONAIS

ISO 5149:1993

Esta norma (não aprovada por qualquer organismo europeu de normas), “Refrigeração mecânica usada para arrefecimento e aquecimento – requisitos de segurança”

Em relação ao âmbito regula as aplicações de refrigeração com capacidade instalada superior a 150 g de frigorigénio inflamável, em cada circuito individual. A mesma é aplicada a todos os tipos de sistemas de refrigeração nos quais o fluido se evapora e condensa em circuito fechado, incluindo bombas de calor e sistemas de refrigeração por absorção, excetuando os sistemas que usam ar ou água como fluido de troca de calor. É aplicada a novos sistemas de refrigeração, extensões ou modificações da tipologia de existentes.

Esta norma especifica os requisitos relativamente á segurança de pessoas e propriedades no que diz respeito á conceção, construção, instalação e operação de sistemas de refrigeração.

ISO 15502:2005

A ISO 15502:2005 especifica as características essenciais de aparelhos de refrigeração para uso doméstico, montados em fábrica (arrefecidos por convecção natural interna ou circulação de ar forçado) e estabelece métodos de ensaio para a determinação das características.

ANSI/ARI 420-2008

A norma ANSI/ARI 420-2008 “Avaliação da eficiência de circulação forçada de ar em refrigeração”, estabelece para as condições de funcionamento de sistemas de refrigeração: condições de teste; requisitos de avaliação; dados mínimos recolhidos para publicação da avaliação; marcação do equipamento; e condições de conformidade.

Esta norma aplica-se á manufatura do equipamento, á circulação forçada de ar, á operação de alimentação de fluido frigorigénio volátil (ou por expansão direta de ou por sobrealimentação de líquido). Esta norma não se aplica a unidades de ar-condicionado quem têm como objetivo a obtenção de “frio de conforto”, para os quais existem outras normas dedicadas ás mesmas;

ANSI/ARI 530-2005

A norma ANSI/ARI 530-2005 “ Avaliação do som e vibração produzida por compressores”, estabelece a classificação (mediante condições) de: unidades externas de compressão, herméticas e semi-herméticas.

ANSI/ARI 520-2004

A presente norma denominada “ Avaliação da eficiência de volumetria em unidades de condensação” estabelece, para volumes de unidades de condensação: definição, requisitos de teste; requisitos de avaliação; dados mínimos a constar nos requisitos de avaliação; marcação e dados de conformidade

Esta norma aplica-se a motores elétricos, simples ou de velocidade variável, usados em unidades de condensação para refrigeração, evaporadores, e unidades de refrigeração que utilização água como fluido. Não se aplica a unidades de condensação para uso doméstico, tanto frigoríficos como arcas, ar condicionados de automóveis, desumidificadores.

VDMA – EINHEITSBLATT

Norma de origem alemã, resolução do governo da Republica Federal da Alemanha em Agosto de 2007, um processo iniciado e que levou a recentes desenvolvimentos no que diz respeito a novas normas nos sistemas de refrigeração, e no uso de determinados componentes nesses mesmos sistemas (uso em permutadores de calor por exemplo).

IEC 62552: 2007

Esta norma tem como objeto os “Equipamentos de Refrigeração Doméstica – Características e métodos de teste”

2.2.4 LEGISLAÇÃO AO NÍVEL DA UE

Algumas das diretivas europeias são relevantes, e precisam ser tidas em conta durante a modelação e conceção de sistemas de frio. Atualmente, as mesmas estão focadas maioritariamente nos problemas de segurança decorrentes de todo o processo de frio, mas as preocupações ambientais começam a ter a mesma preponderância. Assim se constituem as diretivas que regulam e sustentam as afirmações anteriores.

DIRETIVA 97/23/ CE

A diretiva 97/23/CE aplica-se á conceção, manufatura e avaliação da conformidade de funcionamento de equipamentos sobre pressão, á montagem dos mesmos com um máximo permitido de 0.5 bar acima da pressão atmosférica.

O propósito da existência da diretiva vem no sentido de harmonizar as leis de cada estado membro, tendo em vista, a conceção, manufatura, teste de conformidade dos equipamentos e montagem, definindo:

- A classificação dos equipamentos;
- Requisitos essenciais de segurança com impacto na escolha de materiais, na conceção e manufatura;
- Procedimentos de avaliação da conformidade.

DIRETIVA 2010/30/EU

Diretiva aplicável á rotulagem energética de aparelhos para uso doméstico. Revoga a Diretiva 94/2/EC e a Diretiva 96/57/EC

- O presente regulamento estabelece os requisitos em matéria de rotulagem e de fornecimento de informações suplementares sobre os aparelhos de refrigeração para uso doméstico alimentados pela rede de eletricidade, com um volume útil compreendido entre 10 e 1 500 litros.
- É aplicável aos aparelhos de refrigeração para uso doméstico alimentados pela rede de eletricidade, incluindo os vendidos para usos não-domésticos ou para a refrigeração de artigos que não sejam géneros alimentícios e incluindo os aparelhos encastrados.

REGULAMENTO F-GÁS²³ EC 842/2006

O regulamento F-gás cobre o uso de HFCs(hidrofluorcarbonetos), CFCs(Clorofluorcarbonetos) e HCFCs(hidroclorofluorcarbonetos) em todas as aplicações em termos de refrigeração, excetuando os ar-condicionados móveis, estes estão cobertos por outra diretiva. Este regulamento tem como objetivo a redução de emissões das substâncias citadas através de :

- Melhor armazenamento e recuperação;
- Melhoramento e certificação das pessoas envolvidas no processo;
- Divulgação de dados de produção, importação e exportação deste tipo de produtos;
- Correta rotulagem de produtos e equipamentos contendo hidrofluorcarbonetos;
- A proibição de comercialização e uso de hidrofluorcarbonetos para aplicações onde o armazenamento e recuperação sejam impraticáveis.

Um aumento substancial do uso de “novos” fluidos frigorigénios como a amónia, CO₂ e os hidrocarbonetos (HC), tem sido observado por exemplo em refrigeração industrial e o sector do condicionamento de ar, no caso do uso doméstico a utilização de HC 's tem tido um momento exponencial nos últimos anos.

O PROTOCOLO DE MONTREAL E O REGULAMENTO EC No. 2037/2000 SOBRE SUBSTÂNCIAS QUE DESTROEM A CAMADA DE OZONO.

Entre os anos de 2000 a 2002, deu-se início do programa que tinha como objetivo banir o uso de CFCs em fluidos frigorigénios, a produção dos mesmos e a produção de equipamentos que

²³ Regulamento (CE) do Parlamento Europeu de 17 de Maio de 2006.

usassem esse tipo de fluido. Além disso, o uso de HCFC's "puros" foi institucionalmente banida a 31 de Dezembro de 2009: O uso de HCFC's reciclados será também alvo do mesmo ato a partir de 31 de Dezembro de 2014.

Na Europa, os equipamentos de refrigeração mudaram de HCFCs (o mais comum o R-22) para os HFCs(R-404A e o R507A para baixas e medias temperaturas de utilização), e o caso do R134A a sua utilização centra-se em sistemas de baixa capacidade de refrigeração.

2.3 EFICIÊNCIA DOS EQUIPAMENTOS DE REFRIGERAÇÃO HOSPITALAR

Aquando da escolha de um equipamento de refrigeração para a conservação, tanto de derivados de sangue como de fármacos, terão de ser tomadas algumas considerações importantes. O equipamento deverá ter o tamanho apropriado, para a satisfação das necessidades de sangue/injetáveis do local onde vai ser instalado, como também ter a capacidade para suprir as necessidades de carga térmica associadas. [8]

Um dos fatores importantes será necessariamente o chamado "holdover time", por outras palavras, o tempo que o equipamento permanece com uma temperatura dentro dos parâmetros, para a conservação dos fármacos/sangue. Outras questões chave relativamente ao dimensionamento baseiam-se na "zona climática" onde se encontrará o equipamento, a carga diária a necessitar de refrigeração, a fiabilidade e obviamente o preço.

O MERCADO DA REFRIGERAÇÃO HOSPITALAR

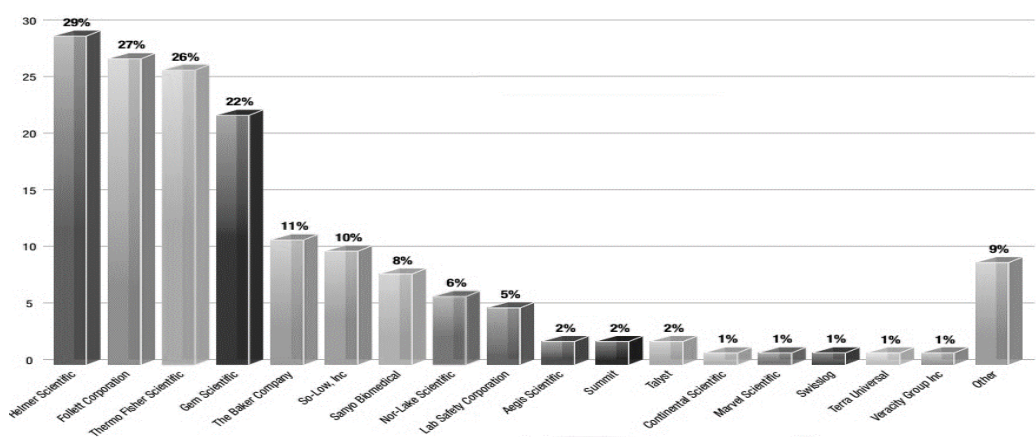


Figura 2.2 – Distribuição das vendas das principais que “abastecem” o mercado dos equipamentos de refrigeração hospitalar.

Pode denotar-se que basicamente 4 marcas “monopolizam” o mercado de venda, em Portugal e respetivamente nos hospitais abordados nesta dissertação, a “Thermo Fischer Scientific”, a

“Sanyo” e a “Liebhrr” condensam em si quase todos os equipamentos estudados. Obviamente que é somente uma amostra do sector em Portugal, mas pela Figura 2.8 é possível extrapolar que nas restantes unidades hospitalares espalhadas pelo país o cenário não deverá divergir muito destes dados, se bem que não há números diretamente relativos a isso no nosso país.

2.3.1 CARGA TÉRMICA EM EQUIPAMENTOS DE REFRIGERAÇÃO

As condições ambientais, particularmente os espaços onde se registam temperaturas muito quentes ou muito frias, têm um impacto significativo na forma como um sistema de refrigeração se comporta. Um equipamento de refrigeração é normalmente dimensionado no sentido de suportar esta “avalancha” de temperaturas, com aumentos de temperatura em resultado da adição de produtos com uma temperatura muito superior à temperatura interior, pela abertura repetida das portas, ou em situações mais extremas, pela falha de energia elétrica.

De uma maneira geral as condições ambientais são a causa principal da mudança na temperatura interna e no padrão de distribuição de temperaturas dentro de um equipamento, o que afeta de maneira nefasta a correta refrigeração de todos os produtos interiormente conservados.

CARGA TÉRMICA

O cálculo da carga térmica associada a cada equipamento torna-se fulcral no processo de desenvolvimento do mesmo, já que este terá de ser desenvolvido tendo em conta as condições para suportar todas as solicitações, tanto as do produto a refrigerar como de variáveis exteriores.

Os principais responsáveis pela carga térmica num equipamento de frio são:

- Ganhos através da envolvente (condução e/ou radiação)
- Carga térmica associada á entrada de ar (infiltrações pela abertura de portas)
- Carga térmica dos produtos
- Calor libertado pelos acessórios do equipamento.

OS PROCESSOS DE TRANSFERÊNCIA DE CALOR

Quando existe diferença de temperatura entre dois sistemas (duas regiões), esta diferença tende a desaparecer espontaneamente pelo aparecimento da forma de energia, o calor. Teoricamente a transferência de calor pode ocorrer isoladamente ou simultaneamente por condução, convecção ou radiação (não tratável nesta dissertação).

TRANSFERÊNCIA DE CALOR POR CONDUÇÃO

A transferência de calor por condução realiza-se pela interação entre as moléculas adjacentes de um material. É diretamente proporcional ao potencial da “força motriz” (neste caso a diferença de temperatura), sendo inversamente proporcional á resistência dos sistema. A forma mais utilizada para correlacionar estas grande é a Lei de Fourier, geralmente apresentada, na forma de uma equação, para placas planas (paredes) ou para cilindros (tubos), como se mostra abaixo.

Para placas planas:

$$\dot{Q} = -kA \frac{\Delta T}{\Delta x} \quad (2.1)$$

Para superfícies cilíndricas:

$$\dot{Q} = 2\pi kL \frac{\Delta T}{\ln \frac{r_2}{r_1}} \quad (2.2)$$

TRANSFERÊNCIA DE CALOR POR CONVECÇÃO

A convecção é o processo de transferência de calor executado pelo “escoamento” de um fluido, que atua como transportador de energia, a qual, por sua vez, é transferida de, ou para uma superfície. A convecção é fortemente influenciada pelas características do escoamento do fluido, como o perfil de velocidades e respetiva turbulência.

O coeficiente de convecção depende das propriedades do fluido e da configuração do escoamento. Normalmente, os valores são tabelados para situações e fluidos mais comuns. Como exemplos, podem-se considerar o coeficiente de convecção entre o ar e as paredes de camara frigorífico. Para o ar externo, este valor é próximo de 29,0 W/m².K para o interno, varia entre os 8,15 e 17,45 W/m².K, dependendo da movimentação do ar. [9]

2.3.2 PRINCIPAIS REQUISITOS PARA UMA REFRIGERAÇÃO ADEQUADA

No caso da conversação das vacinas, é comum o recurso a unidades semelhantes aos frigoríficos domésticos, tanto em ambiente hospitalar como nos centros de saúde, devido ao seu preço mais reduzido e por se tratarem de equipamentos certificados à luz da legislação vigente.

Todos os frigoríficos²⁴, congeladores e combinados dos mesmos vendidos na União Europeia necessitam impreterivelmente de respeitar normas/testes de qualidade (Capítulo 2.2), cumprir requisitos mínimos no que toca a eficiência energética, doutra forma a venda não é sequer autorizada. A eficiência energética é testada para temperaturas de 25°C²⁵, para que possam operar com eficiências satisfatórias entre os 10 °C e os 43 °C [6]. Como já foi referido anteriormente as normas europeias e internacionais, estabelecem um nível mínimo na eficiência energética que os fabricantes têm de apresentar nos seus produtos, contudo, e apesar dos ensaios serem em condições de temperatura elevada, por vezes acontece que em situações reais e quando defeituosamente manuseados pelo operador, os equipamentos acabam por experimentar as situações limite por períodos de tempo indesejáveis.

No que diz respeito aos equipamentos de frio hospitalar, na maior parte das situações (no caso dos hospitais de Braga e Famalicão analisados nesta dissertação), as salas destinadas a receber estes aparelhos possuem sistemas de condicionamento de ar, que previnem que as condições extremas de calor assolem os equipamentos. Contudo nos casos particulares onde não se consegue controlar a temperatura exterior, os equipamentos para a conservação de sangue e fármacos podem ser sujeitos a este tipo de temperaturas indesejáveis - similares às que por vezes os frigoríficos domésticos têm de enfrentar – mas aqui com consequências muitíssimo mais graves (inutilização dos produtos) [7]. Isto para concluir que por vezes é expectável que um frigorífico de índole hospitalar, não se comporte em termos de eficiência, de acordo com o esperado por ser utilizado em contextos distintos daqueles para quem foram construídos.

2.3.3 CARACTERÍSTICAS PARTICULARES DOS EQUIPAMENTOS DE REFRIGERAÇÃO HOSPITALAR (CONTRASTE COM EQUIPAMENTOS DOMÉSTICOS)

Tendo em conta as especificidades e objetivos diferentes, os frigoríficos hospitalares têm necessariamente de ter especificações técnicas que os diferenciem dos “vulgares” frigoríficos domésticos. Estes têm obviamente muitos pontos comuns, como o ciclo de refrigeração que está

²⁴ O termo “frigorífico” quando usado (sozinho) nesta dissertação entende-se como referência a equipamentos de refrigeração doméstica, como a todos os derivados do, arcas, combinados. Quando se pretende referir aos equipamentos de índole hospitalar, a referência será feita a “equipamentos de frio hospitalar”

²⁵ Directiva 96/57/CE do Parlamento Europeu e do Conselho, de 3 de Setembro de 1996, relativa aos requisitos de rendimento energético dos frigoríficos e congeladores eletrodomésticos e respetivas combinações

subjacente, assim como os componentes comuns de um ciclo de refrigeração (compressor, evaporador, elemento expensor, condensador, ventiladores e restantes acessórios).

Por exemplo no caso dos frigoríficos domésticos, o princípio do “descongelamento cíclico” assenta na placa do evaporador que está situada na maior parte das vezes na parte traseira do equipamento que depende somente da convecção natural para fazer com que o ar arrefecido circule, normalmente isto faz com que a placa do evaporador esteja a temperaturas muito baixas, principalmente na parte inferior (traseira do equipamento), no entanto as temperaturas tendem por (convecção natural) a ser mais elevadas na parte superior do aparelho. Nestas circunstâncias, os frigoríficos de propósito hospitalar, na medida em que usam um ventilador que entra em funcionamento, predominantemente só quando o compressor está em funcionamento, para fazer circular “forçadamente” o ar mais frio, promovendo uma homogeneidade da temperatura no interior dos equipamentos [7]

Alguns dos frigoríficos domésticos vendidos na europa são da tipologia “*frost free*” [9], não possuindo um evaporador na parte dos conservados [10], em vez disso recebem o ar mais frio que vem do congelador através de ventiladores que fazem circular o ar (ou mesmo em casos raros, sem ventilador, através de convecção natural já que o ar frio é mais denso).

Pelo contrário os equipamentos hospitalares, onde os ventiladores que auxiliam a refrigeração estão diretamente relacionadas com a temperatura medida pelos sensores dentro da câmara, atuando *in loco* para repor as temperaturas desejadas e não dependem (ou dependem diretamente) dos arranques ou paragens do compressor. [7]

Outras das características dos equipamentos hospitalares é o facto de por vezes a porta ser em vidro, o que não é tão usual - se não mesmo raríssimo para equipamentos domésticos - somente alguns expositores comerciais existem com esta tipologia de portas, esta característica permite ao pessoal médico ter uma leitura expedita do interior dos equipamentos e não ser necessário abrir a porta - e consequentemente introduzir carga térmica desnecessária -, uma variante às portas de vidro simples são as portas de vidro duplo, com as mesmas vantagens mas uma maior resistência á temperatura exterior [9]. Esta tese incluirá um cálculo que assentará precisamente nessa “opção” de construção dos fabricantes, opondo a seleção feita pelas portas sólidas, á seleção feita pelas portas de vidro, demonstrando qual a mais energeticamente viável.

2.3.4 CAPACIDADE DE REFRIGERAÇÃO E CONSUMO DE ENERGIA

A refrigeração necessita de energia elétrica para o seu funcionamento, assim sendo, escolher o equipamento que mais se coaduna com as necessidades torna-se uma tarefa a realizar com afinco. Normalmente a capacidade em termos de tamanho de um equipamento é reportada em litros, enquanto o seu consumo energético é vem referenciado em kWh por 24h. Estes valores são apresentados pelo construtor considerando as situações “limite” de funcionamento do equipamento, os mesmos devem refletir o seu comportamento a nível energético testado á temperatura ambiente da zona onde irá ser utilizado. O consumo de energia irá variar obviamente com a sua capacidade de refrigeração e a tipologia, se apenas refrigeração, se congelamento [10].

2.3.5 A CLASSIFICAÇÃO ENERGÉTICA DE APARELHOS DE REFRIGERAÇÃO SEGUNDO O REGULAMENTO 1060/2010 DA COMISSÃO EUROPEIA.

A Diretiva 92/75/CEE do Conselho, de 22 de Setembro de 1992, relativa à indicação do consumo de energia dos aparelhos domésticos por meio de rotulagem e outras indicações uniformes relativas aos produtos foi substituída pela nova Diretiva 2010/30/UE, de 19 de Maio de 2010, que entrou em vigor a 19 de Junho de 2010. Para cada uma das categorias de produtos, as actuais etiquetas serão gradualmente substituídas por novas etiquetas através de medidas de execução para produtos específicos. Atualmente, as novas etiquetas foram adotadas para três categorias de produtos que já tinham a “antiga” etiqueta (frigoríficos e congeladores, máquinas de lavar roupa e máquinas de lavar louça) e para uma nova categoria, que ainda não tinha etiqueta, os televisores.

As classes energéticas A+, A++ e A+++ são classes de eficiência energética e podem ser integradas na etiqueta, de uma determinada categoria de produto, desde que o desenvolvimento tecnológico o permita.

OS EQUIPAMENTOS FRIGORÍFICOS

O Regulamento delegado (UE) N° 1060/2010 da Comissão, de 28 de Setembro de 2010, relativo a aparelhos de refrigeração para uso doméstico com volume entre 10 e 1500 litros, entrou em vigor a partir de 30 de Novembro de 2011. O regulamento abrange não só os tradicionais aparelhos de refrigeração por compressão, mas também, os aparelhos de refrigeração por absorção e aparelhos de armazenagem de vinhos. Encontram-se também incluídos os aparelhos com utilizações não domésticas ou para a refrigeração de artigos diferentes dos géneros alimentícios.

Tabela 2.3 Excluídos estão todos os aparelhos cuja função principal não seja armazenar alimentos com refrigeração, como máquinas de gelo autónomas ou distribuidores de bebidas ultra-refrigeradas.

Tabela 2.3 – Classificação energética dos equipamentos até 30 de Junho de 2014. Adaptado de [12]

Classe de Eficiência Energética	Índice de Eficiência Energética
A+++ (mais eficiente)	IEE < 22
A++	22 ≤ IEE < 33
A+	33 ≤ IEE < 44
A	44 ≤ IEE < 55
B	55 ≤ IEE < 75
C	75 ≤ IEE < 95
D	95 ≤ IEE < 110
E	110 ≤ IEE < 125
F	125 ≤ IEE < 150
G	150 ≤ IEE

Tabela 2.4 - Classificação energética dos equipamentos **depois de 30 de Junho de 2014**. Adaptado de [12]

Classe de Eficiência Energética	Índice de Eficiência Energética
A+++ (mais eficiente)	IEE < 22
A++	22 ≤ IEE < 33
A+	33 ≤ IEE < 42
A	42 ≤ IEE < 42
B	55 ≤ IEE < 75
C	75 ≤ IEE < 95
D	95 ≤ IEE < 110
E	110 ≤ IEE < 125
F	125 ≤ IEE < 150
G	150 ≤ IEE

CÁLCULO DO ÍNDICE DE EFICIÊNCIA ENERGÉTICA

Para o cálculo do índice de eficiência energética (EEI) de um modelo de aparelho de refrigeração para uso doméstico, o consumo de energia anual do aparelho de refrigeração para uso doméstico é comparado com o seu consumo de energia anual normalizado.

- 1) O índice de eficiência energética (EEI) é calculado do seguinte modo e arredondado às décimas:

$$EEI = \frac{AE_c}{SAE_c} \times 100 \quad (2.3)$$

Em que:

AE_c – consumo de energia anual do aparelho de refrigeração doméstico;

SAE_c – consumo de energia normalizado do aparelho de refrigeração para uso doméstico;

- 2) O consumo de energia anual (AE_c) é calculado do seguinte modo, expresso em kWh/ano arredondado às centésimas:

$$AE_c = E_{24} \times 365 \quad (2.4)$$

Em que:

E_{24h} é o consumo de energia do aparelho de refrigeração para uso doméstico em kWh/24h, arredondado às milésimas.

- 3) O consumo de energia normalizado (SAE_c) é calculado do seguinte modo, arredondado às centésimas:

$$SAE_c = V_{eq} \times M + N + CH \quad (2.5)$$

Em que:

V_{eq} é o volume equivalente do aparelho de refrigeração para uso doméstico

CH é igual a 50 kWh/ano para aparelhos de refrigeração para uso doméstico

Os valores de M e N são tabelados para cada tipo de aparelho obedecendo á

Tabela 2.5 - Valores de M e N para cada categoria de aparelhos de refrigeração para uso doméstico

Categoria	M	N
1	0,233	245
2	0,233	245
3	0,233	245
4	0,643	191
5	0,45	245
6	0,777	303
7	0,777	303
8	0,539	315
9	0,472	286
10	*	*

CONSUMO ENERGÉTICO COMPARATIVO COM UM FRIGORÍFICO DOMÉSTICO

Devido a todos os fatores de segurança que estão intrínsecos aos equipamentos hospitalares (que levam ao seu sobredimensionamento), em termos comparativos de consumo/eficiência energética ficam claramente a perder para os ensaios em modelos domésticos. [9]

De uma maneira geral, todos os equipamentos de refrigeração domésticas são controlados por normas de qualidade para proporcionarem uma eficiência de funcionamento de acordo com o nível de funcionamento verificado. A certificação é baseada em testes sem abertura de porta em climas exteriores controlados a 25°C incluindo um ciclo de descongelamento automático. Como já referido anteriormente, neste momento todos os frigoríficos domésticos vendidos em território europeu têm a tecnologia “*frost free*”, e como tal, para efeitos de cálculo de consumo energético tem um ciclo de descongelamento obrigatório (Figura 2.3). As medições são baseadas em compartimentos de congelamento a operar a - 15°C e a divisão dos conservados a 3°C.

Como comparação com frigoríficos de hospitalares, um frigorífico doméstico (tipo combinado com congelador, com 500 litros de volume útil, rotulagem A++) dito eficiente energeticamente, despenderá cerca de 250 kWh/ano²⁶, o que a um custo médio de 0.15€/kWh²⁷, resultará num gasto aproximado de 37.5 €/ano, admitindo que será instalado num local a 22 °C (temperatura média). Mais á frente nesta dissertação isso irá ser demonstrado através de trabalho pratico a oscilação destes valores em função da temperatura.

Os fatores com maior influência na eficiência energética dum equipamento de refrigeração são: a eficiência do compressor, o tipo de isolamento, a capacidade maior ou menor do sistema de refrigeração intrínseco á máquina (o tipo de evaporador e condensador), o volume da carga (interno), a gama de temperaturas de funcionamento e a temperatura ambiente. Enquanto o volume é um fator diferenciador, quando se comparam diferentes equipamentos, o seu consumo energético está longe de ser diretamente proporcional ou existir uma correlação integral entre esse fatores. [10]

²⁶ <http://www.greenchoices.org/green-living/at-home/what-do-energy-labels-mean>

²⁷ <http://www.edpsu.pt/pt/particulares/tarifasehorarios/BTN/Pages/TarifasBTNate20.7kVA.aspx>

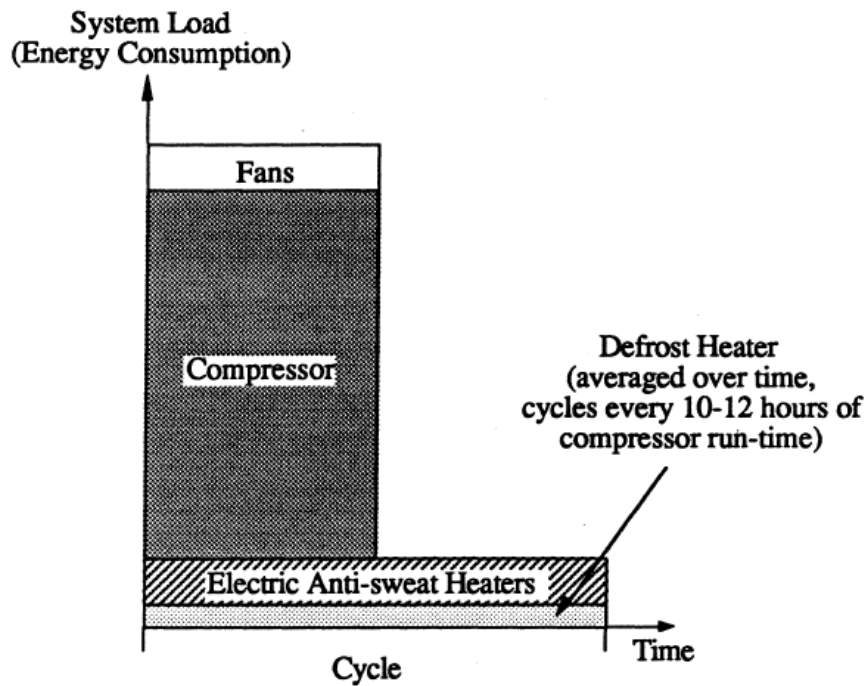


Figura 2.3 – Consumo energético por tempo de ciclo de um equipamento de refrigeração típico. [9]

A

2.4 FATORES DE SELEÇÃO DE EQUIPAMENTOS DE FRIO HOSPITALAR

Ao contrário dos frigoríficos domésticos, a seleção dos equipamentos hospitalares que vão equipar determinada unidade de saúde têm de passar por uma escolha bem mais criteriosa. Entre estas, a temperatura do local de armazenamento, a capacidade de armazenamento, a capacidade de recuperar e suportar uma falha de energia (*holdover time*), o seu preço e a capacidade das equipas médicas lidarem com os mesmos.

TEMPERATURA DO LOCAL

A bibliografia no que toca ao dimensionamento de equipamento de frio hospitalar, refere que o conhecimento da temperatura (média) da zona onde irá ser instalado o equipamento é de uma importância relevante na escolha do mesmo. A temperatura depende obviamente da zona geográfica onde se manifesta. A Figura 2.4- Rotulagem das zonas de temperatura Adaptado. [Fonte:WHO] surge da avaliação da WHO acerca do comportamento dos equipamentos de refrigeração deste tipo, para as diferentes zonas de temperatura.

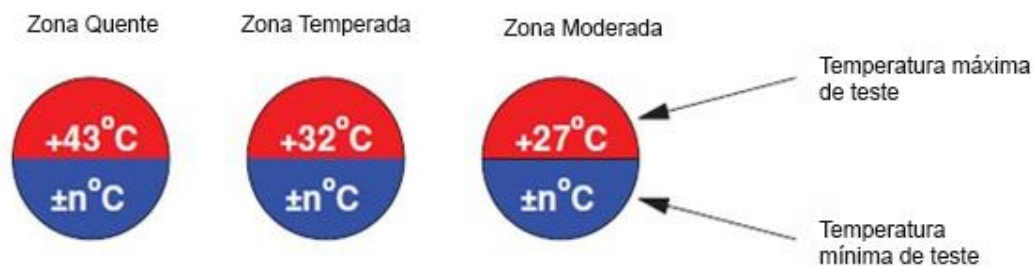


Figura 2.4- Rotulagem das zonas de temperatura Adaptado.[Fonte:WHO]

CAPACIDADE DE ARMAZENAMENTO

A capacidade de armazenamento dos equipamentos de refrigeração de injetáveis/sangue é talvez a consideração primeira a ser tomada no que toca à escolha do equipamento frigorífico. A capacidade de armazenamento deve ter em conta a necessidades máximas da instalação, subdimensionamento porá em causa a viabilidade da cadeia de frio, enquanto o sobredimensionamento levará a que a instalação no global tenha consumos superiores ao necessário.

“HOLDOVER TIME” EM CASO DE FALTA DE ENERGIA

Nos equipamentos de frio hospitalar é importante que não ocorram oscilações bruscas da temperatura, sendo por vezes muito difícil garantir isso. Em situações de falha de energia onde não existe a possibilidade de recorrer a um gerador, a utilização de bancas de gelo no interior do equipamento torna-se a única forma de assegurar que a temperatura não suba rapidamente para valores acima dos recomendados pela WHO. O tempo de sustentação de um equipamento de frio para que o produto não se degrade, deverá ser de pelo menos quatro horas no caso da falha de energia elétrica, por sua vez os frigoríficos equipados com bancos de gelo permanecerão pelo menos 20 horas sob condições de funcionamento para uma temperatura média exterior de 25 °C. [2]

PREÇO

Quando se pensa em saúde e em bens diretamente relacionados com a mesma, como a preservação de derivados de sangue e medicamentos, o termo monetário parece ficar um pouco de parte e tender-se-á a errar por excesso, ou seja, os equipamentos mais caros serão obviamente os selecionados desde que cumpram restritamente todas as premissas enunciadas atrás. Assim

por vezes a escolha deste tipo de equipamentos parece tornar-se mais fácil á primeira vista, obviamente pelo equipamento com o valor mais elevado, mas na prática, utilizando recursos adequados e pessoas especializadas, podem recorrer-se a subterfúgios para poder ter excelentes equipamentos que cumpram os requisitos mas por um preço inferior.

TREINO DAS EQUIPAS MÉDICAS

O treino de equipas que lidam diariamente e manuseiam os equipamentos de frio é fulcral para que toda “cadeia de frio” se cumpra sem problemas. Mesmo que os equipamentos sejam os adequados para a função a que destinam, tornam-se insuficientes para garantir a cadeia de frio sustentável se os operadores não tiverem algum cuidado com o manuseamento. O manual do operador destinado ao país de origem deve ser explícito de modo a facilitar o *modus operandi* por parte do pessoal médico. [8]

2.5 A MONITORIZAÇÃO DE TEMPERATURAS

A monitorização de temperaturas é parte crucial da cadeia de frio, tenta assegurar que exista exposição a temperaturas possivelmente prejudiciais para a integridade química dos produtos farmacêuticos e biológicos. A engenharia tem-se debruçado em desenvolver tecnologias que permitam monitorizar todo o “percurso” de sangue e fármacos. O recomendável é que sejam feitas reproduções de resultados bi-diárias das condições de temperatura a que se encontram esses produtos, além de, obviamente leitura continua através de *data loggers*. São dois exemplos de monitorização *in loco* das condições de temperatura [12].

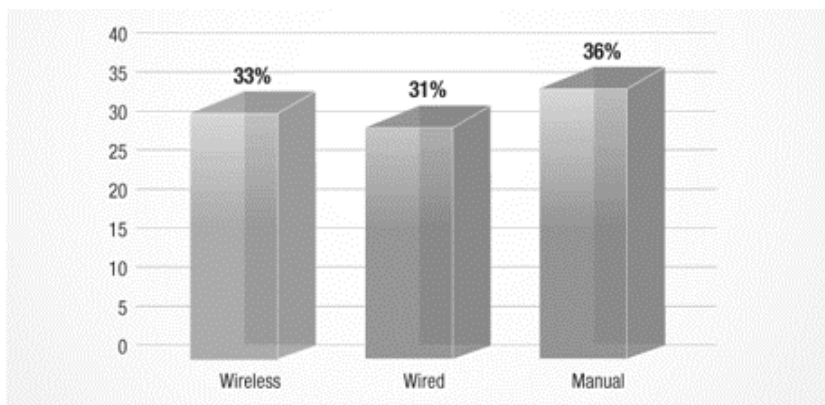


Figura 2.5 – O tipo de monitorização da cadeia de frio nos Estados Unidos. [Pharmacy Purchasing & Products magazine]

Como podemos observar na Figura 2.11, a monitorização de temperaturas nos Estados Unidos da América, alcança já 64% das instalações de totais de preservação de hemoderivados e fármacos, apesar da monitorização manual ainda resultar por si no valor mais elevado, 36%

Nos parágrafos seguintes serão descritos alguns dos sistemas de monitorização de temperatura existentes.

DISPOSITIVO ELETRÓNICO PORTÁTIL

Os dispositivos eletrónicos de monitorização são uma solução simples e razoavelmente barata para o controlo de temperaturas. Quando utilizadas como parte de uma monitorização que passe não só pelo seu emprego mas em conjunto com outras formas de monitorização, que não dependem somente da portabilidade, tomam valor no que toca ao controlo de quase todas as etapas da cadeia de frio. Digamos que a única desvantagem deste tipo de aparelhos será a sua maior utilização para leitura direta de temperaturas, o que pode causar equívocos quando colocados num local onde a oscilação de temperaturas seja significativa.

TERMÓMETRO FIXO DE MARCAÇÃO

Este dispositivo faz registo de temperaturas contínuo das condições a nível de temperatura a que se encontra, isto sem a desvantagem de ser necessário abrir a porta para a leitura dos dados.

TERMÓMETRO ELETRÓNICO INTEGRADO

Tem basicamente a mesma função do anterior, mas trabalhando em modo digital e fornecendo registos eletrónicos sobre a temperatura mínima e máxima no interior da camara. Dando a expedita perceção das temperaturas que se praticaram dentro da camara no período de registo.

TERMÓGRAFO

O termógrafo é um dispositivo analógico que faz registo contínuo em papel vinte e quatro sob vinte e quatro horas. Estes dispositivos são normalmente utilizados na monitorização de um ou vários equipamentos de frio. A maior desvantagem é a necessidade especial de utilização de papel, canetas e tinta que se vão gastando ao longo do tempo.

"DATA LOGGER"

Estes dispositivos de registo permitem também eles monitorização e registo contínuo. A sua portabilidade e o facto de permitir ter um registo de toda a cadeia de frio (desde o equipamento fixo até ao móvel) é a sua maior vantagem.

3.Caracterização de Equipamentos Utilizados **em Meio Hospitalar**

3 CARACTERIZAÇÃO DE EQUIPAMENTOS UTILIZADOS EM MEIO HOSPITALAR

O capítulo de equipamentos hospitalares integrante da dissertação visa fundamentalmente fazer o levantamento de todos os equipamentos de refrigeração de vacinas e hemoderivados existentes nas duas unidades hospitalares em estudo, o Hospital de Braga e a Unidade Hospitalar do Médio Ave – Famalicão. A recolha dos dados assentou no levantamento tanto da marca como do modelo dos equipamentos existentes e aparecem pela ordem da unidade onde estão em funcionamento. Tanto numa unidade hospitalar como na outra, as secções onde são utilizados os equipamentos são basicamente três, Imunohemoterapia, Patologia Clínica e Farmácia hospitalar.

A maior aplicação da termodinâmica é certamente a refrigeração, na qual a transferência de calor é feita da zona de temperatura mais baixa para a de temperatura mais alta. Neste caso, os equipamentos que produzem frio são chamados de frigoríficos e os ciclos sobre os quais estes funcionam chamam-se ciclos frigoríficos. O ciclo mais comum usado em refrigeração é o ciclo de compressão de vapor, no qual o fluido frigorígeno vaporiza e condensa alternadamente e é comprimido na fase gasosa (vapor) [5]. Outro bem conhecido ciclo frigorífico é o ciclo de refrigeração a gás no qual o fluido frigorígeno se mantém no estado gasoso em todas as partes do ciclo

Primeiramente serão apresentados a lista de equipamentos por unidade hospitalar e só posteriormente será apresentada a descrição exhaustiva das características técnicas (mecânicas) relevantes para o assunto tratado na dissertação.

3.1 COMPONENTES DO CICLO DE REFRIGERAÇÃO

Neste subcapítulo serão descritos os principais componentes de um sistema de refrigeração genérico (compressor, evaporador, elemento expensor e condensador) e os principais componentes para a gama de refrigeração que é o objeto de estudo deste trabalho de dissertação.

3.1.1 COMPRESSOR

Genericamente a função do compressor é receber o fluido vindo do evaporador, a pressão e temperaturas baixas, comprimindo-o, este que de seguida passa para o condensador a uma pressão e temperatura mais elevada, para permitir troca de calor com o meio.

TIPOLOGIAS DE COMPRESSORES EM REFRIGERAÇÃO COMERCIAL

Estes podem ser divididos muito simplesmente em duas categorias de acordo com o tipo de compressão que efetuam, os compressores dinâmicos e os de “deslocamento positivo”. Os de deslocamento positivo confinam volumes sucessivos de fluido num espaço fechado, no qual a pressão de fluido aumentará pela diminuição do volume. Estes são os mais utilizados na área da refrigeração comercial/hospitalar. A outra tipologia de compressores, são os de palhetas, não sendo referidos neste trabalho, visto não estarem associados à indústria de refrigeração comercial. [6].

SELEÇÃO DO COMPRESSOR

A eficiência de um compressor é influenciada pelas características termodinâmicas do fluido frigorígeno. Para obter o máximo rendimento de um processo de compressão de vapor, a seleção do compressor deve ter em conta as melhores perspetivas para corresponder aos requisitos da aplicação, e como dito anteriormente, do fluido frigorígeno a ser utilizado. Como já foi referido no capítulo dedicado aos fluidos frigorígenos, uma das características mais importantes no fluido é o rácio de pressões para uma dada de temperatura (temperatura de evaporação necessária à aplicação). Um aumento de temperatura ou uma diminuição da pressão resulta num aumento do volume específico a que corresponde uma redução da eficiência volumétrica do compressor. [6]

Tabela 3.1 - Tipos de compressores recomendados em função do fluido frigorígeno utilizado. [6]

	Temperaturas Baixas (<0)			Temperaturas Médias		
	Potencia do compressor [kW]			Potência do compressor [kW]		
	<1	≤10	>10	<2	≤20	>20
R22,R134a	Pistão	Pistão	Parafuso	Pistão, palhetas	Pistão	Parafuso
R290	Pistão	Pistão	Parafuso	Pistão	Voluta	Parafuso
R404A;R507	Pistão	Pistão	Parafuso	Pistão	Pistão	Parafuso
R407C	Pistão	Pistão	Parafuso	Palhetas, pistão	Pistão	Parafuso
R410A	Pistão	Pistão	Parafuso	Pistão	Pistão	Parafuso
R600a,R717	Palhetas	Palhetas	Parafuso	Palhetas	Palhetas	Parafuso
R744	Pistão	Pistão	Pistão	Pistão	Pistão	Pistão

A seleção do compressor mais eficiente para uma determinada aplicação envolve vários aspetos, entre os quais:

- Condições de operação;
- Capacidade de refrigeração requerida;
- Curva de carga (variação e controlo da capacidade).

Para sistemas de pequena capacidade, com compressores acionados por motores elétricos com potência até 5 kW, tais como os equipamentos de refrigeração de produtos hospitalares, o “algoritmo” apresentado na Figura 2.1 pode ser usado como indicativo primário, contudo a seleção tem de ser usada “caso a caso” para cada tipo de equipamento.

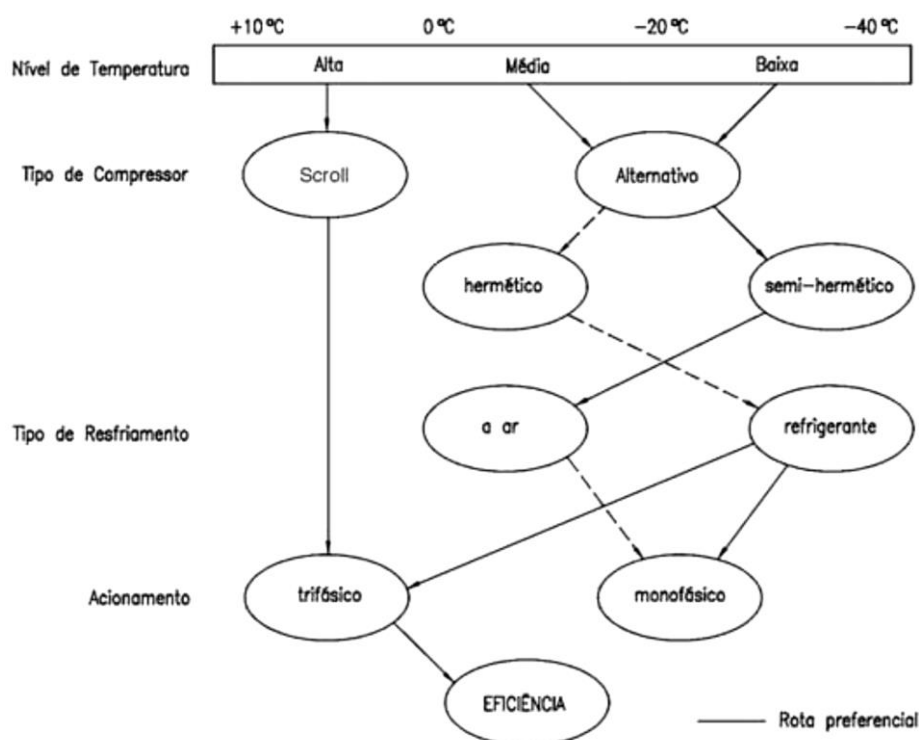


Figura 3.1 – “Algoritmo” para a seleção de compressores de pequena capacidade (< 5 kW). [13]

3.1.2 ELEMENTO EXPANSOR

Apesar da referência no capítulo introdutório, aqui se explicará de forma mais minuciosa a função, a importância e os tipos de elemento expensor mais utilizados em refrigeração comercial.

O elemento expensor tem como função estratégica no ciclo de frio, a de controlar o caudal de fluido que passa através deste, ou seja, por outras palavras, a quantidade de fluido que chega ao evaporador e do qual depende a capacidade de refrigeração, adaptando a cada esse efeito tendo em conta a energia de refrigeração necessária, regulando posteriormente a quantidade de fluido que será alvo de sobre aquecimento á saída do compressor. O elemento expensor fará

com que exista uma queda de pressão necessária ao correto funcionamento do ciclo, separando as linhas de baixa e alta pressão.

Os elementos expansores utilizados em refrigeração são fundamentalmente de três tipos, sendo que, neste subcapítulo serão escrutinados apenas aqueles sobejamente utilizados em refrigeração comercial/hospitalar. Assim os tipos de elementos expansores resumem-se a:

- Tubos capilares (tipicamente encontrados em refrigeração doméstica e equipamentos de congelamento);
- Válvulas de expansão termostática;
- Válvula de expansão eletrónica;

TUBO CAPILAR

É um tubo de pequeno diâmetro onde é feita uma restrição ao escoamento de fluido. A queda de pressão alcançada ao longo do capilar depende tanto do seu diâmetro como do comprimento do mesmo. Uma sobrecarga na restrição da passagem de fluido pode levar a que as pressões baixem demasiado, o que levará conseqüentemente a sobrecarregar o compressor, aumentando também possibilidade de fugas de fluido no circuito. Na maioria dos casos estes elementos são feitos em cobre. [6]

VÁLVULA DE EXPANSÃO TERMOSTÁTICA

As válvulas desta tipologia pressupõem uma haste ligada a uma mola e esta a uma membrana, tipicamente de metal. Para que o seu funcionamento seja *in loco*, o interior da válvula está ligado ao evaporador, mas separado do sensor pela membrana metálica (Figura 2.2). O bolbo é colocado em contacto com a parte final do evaporador. Abaixo da membrana metálica, a pressão corresponde á temperatura de evaporação do fluido utilizado no bolbo, que por si corresponde á temperatura de sobreaquecimento do fluido. [6]

Uma válvula de expansão termostática é selecionada de acordo com a queda de pressão requerida para cada ciclo de frio e respectiva capacidade do evaporador, ajustado com o sobreaquecimento necessário para a temperatura de evaporação desejada. Normalmente este tipo de válvula é configurada para manter aproximadamente o mesmo grau de sobreaquecimento no fim do evaporador para todas as condições do ciclo. O caudal de fluido que passará no evaporador irá variar em reposta ás mudanças de carga sentidas no bolbo. Por exemplo, se o compressor parar

o seu funcionamento a dada altura do ciclo, deixará de existir sobreaquecimento detetável no sensor, então a válvula está fechada.

O funcionamento esquemático de uma válvula deste género está representado na Figura 2.2, regendo-se este objetivamente por três “forças”:

- a força de fecho , F ;
- a pressão da mola , P_s ; e
- a pressão dada pelo evaporador P_1 ;

Quando a pressão no evaporador aumenta enquanto P_b se mantém constante, a válvula fecha. Se a pressão no bolbo largamente, a válvula abre ($P_b > P_1 + P_s$).

Este tipo de válvulas são as mais largamente utilizadas nos equipamentos de frio hospitalar, permitindo um controlo totalmente seguro das pressões requeridas e do sobreaquecimento á saída do evaporador.

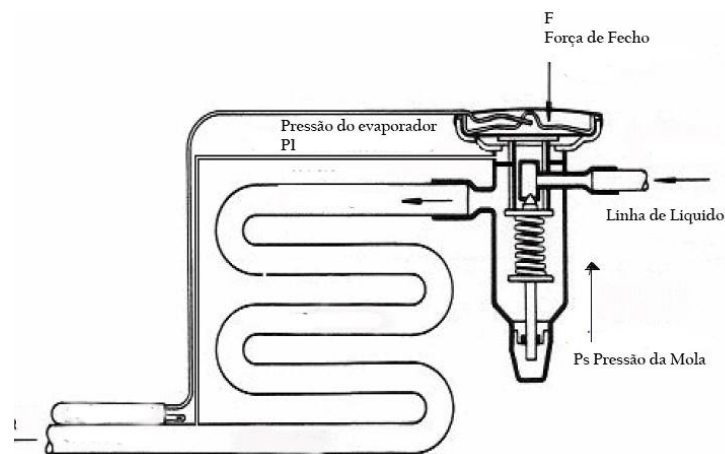


Figura 3.2 – Esquema de uma válvula de expansão. Adaptado de [6].

VÁLVULAS DE EXPANSÃO ELETRÓNICA

Usando este tipo de válvulas nos equipamentos de frio, consegue-se obviamente um controlo muito mais apertado. Nestas é possível baixar o sobreaquecimento do evaporador, aumentando o rendimento do ciclo. Além disso, genericamente permitem um controlo mais apertado da regulação da temperatura, responsável pela preservação em frio dos produtos, aniquilando algumas variáveis como a temperatura exterior, fazendo com que esta não afete a *eficiência* do ciclo.

3.1.3 EVAPORADOR

A mudança de fase no que toca a evaporação acontece neste elemento. O fluido mantido a baixa pressão passa no evaporador com condições de temperatura para retirar calor ao ambiente envolto. A representação da função do evaporador na remoção de calor está esquematizado na Figura 2.3.

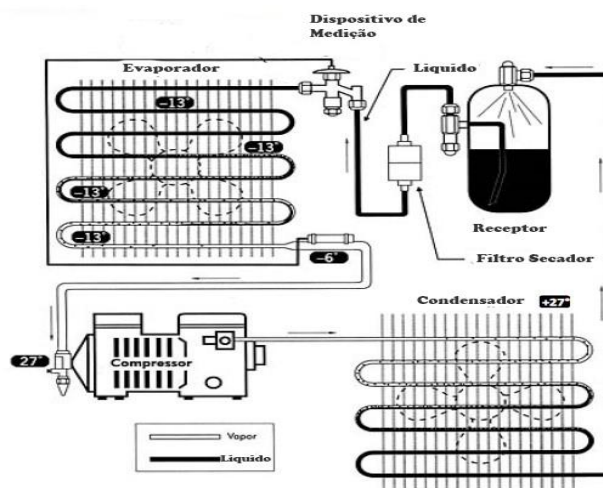


Figura 3.3 - Representação esquemática da função do evaporador. [6]

TIPOLOGIAS

Quanto à tipologia de evaporadores descrever-se-ão aqui os utilizados em refrigeração comercial/hospitalar, existindo obviamente uma outra panóplia de tipologias utilizadas na refrigeração industrial. Podemos então distinguir facilmente três formas/tipologias de evaporadores. Uma delas é o caso dos evaporadores para refrigeração de ar (refrigeração comercial), neste tipo de evaporador, o fluido frigorífico, ao vaporizar no interior dos tubos, refrigera diretamente o ar que se escoou pela superfície externa do permutador. No que toca à circulação de ar, estes podem dividir-se em duas subcategorias, os de circulação natural e os de circulação forçada.

EVAPORADORES COM CIRCULAÇÃO NATURAL

Os coeficientes de transferência de calor destes evaporadores são em norma mais baixos, o que exige grandes áreas de troca de calor. Outro fator fundamental tem que ver com a forma como são geometricamente dobrados, sendo que existe bastante variação entre os fabricantes, mas em geral são em espiral cilíndrica, hélice ou “zigue-zague”.

Os valores normais para os coeficientes de transferência de calor por convecção exterior de evaporadores com circulação natural são [7]:

- Tubos lisos: $h=14$ a 21 W/m^2K
- Tubos alhetados: $h=6$ a 9 W/m^2K

EVAPORADORES COM CIRCULAÇÃO FORÇADA

São atualmente os mais utilizados, utilizando um ventilador para promover o efeito de circulação forçada. Quanto á posição do ventilador em relação ao evaporador, existem fundamentalmente dois tipos [7]:

- Ventilador em sucção (*Drawn-Trough*). Esta solução permite um maior alcance do fluxo de ar frio, em contrapartida o calor gerado pelo motor do ventilador não é imediatamente retirado.
- Ventilador em Sopro (*Blow-Through*). Embora o alcance seja menor nesta solução, o calor do motor do ventilador é imediatamente retirado após libertação.

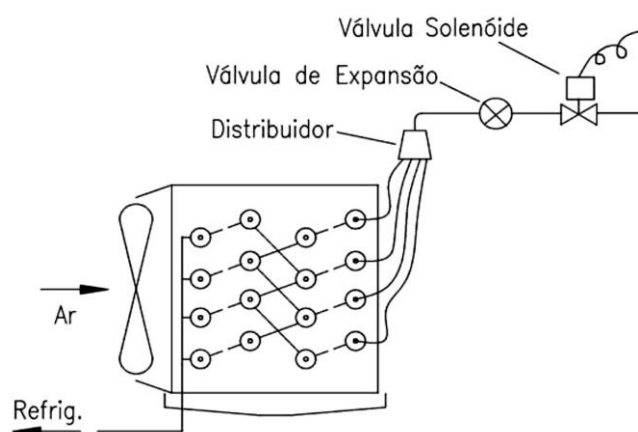


Figura 3.4 – Configuração de um evaporador de circulação forçada, do tipo “em sopro”. [8]

3.1.4 CONDENSADOR

A função do condensador tal como representado nos ciclos de frios dos capítulos anteriores é a de rejeitar calor para o ambiente envolto. Genericamente o fluido em estado de vapor sobreaquecido entra no condensador (permutador de calor), onde é “arrefecido” trocando calor com o ambiente que está a uma temperatura inferior. Para aumentar a eficiência na troca de calor, tal como nos evaporadores, são usadas ventoinhas que aumentam o fluxo de ar que passa no condensador, permitindo diminuir a área destes o que para o caso da refrigeração comercial é fundamental.

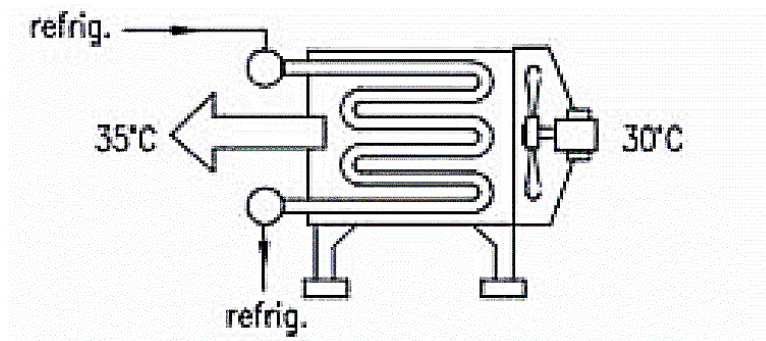


Figura 3.5 – Esquema de um condensador arrefecido a ar. [8]

SELEÇÃO DO CONDENSADOR

No dimensionamento a temperatura de condensação deve ser fixada num valor de 11 °C aos 15 °C superior á temperatura de bolbo seco do ar que entra no condensador. Do ponto de vista económico o valor ótimo para a diferença entre a temperatura de condensação e a temperatura do ar que deixa o condensador deve situar-se entre os 3,5 e 5,5 °. [3]

É recomendável que, em qualquer situação, a temperatura de condensação nunca seja superior a 55 °C, ainda assim, para garantir a eficiência mecânica do sistema de compressão e, ao mesmo tempo, obter uma vida útil maior para o compressor, recomenda-se por normal que a temperatura de condensação não deva ser superior a [8]:

- 48°C, quando a temperatura de evaporação do sistema frigorifico for maior ou igual a 0 °C.
- 43°C, quando a temperatura de evaporação do sistema for menor do que 0°C.

3.1.5 ACESSÓRIOS

Além dos componentes principais, os acessórios têm um papel fundamental no ciclo de frio, os próximos tópicos abordarão os principais acessórios existentes.

PRESSOSTATO

Este acessório é um interruptor elétrico comandado pela pressão. O ajuste da pressão é feito através de um parafuso. Pode ser classificado como:

- Pressostato de baixa pressão, que desliga, quando a pressão de sucção se torna inferior a um determinado valor;

- Pressostato de alta pressão, que desliga, quando a pressão de descarga se torna superior a um determinado valor;
- Pressoestato de alta e baixa pressão, que reúne os dois tipos anteriores num único dispositivo;

TERMOSTATO

É o dispositivo que permite o ajuste da gama de temperaturas de operação, fechando ou abrindo contactos eléctricos. Pode ser classificado de acordo com o elemento de medição da temperatura:

- Bimetálico: converte variações de temperatura em deflexões de uma barra metálica constituída por dois metais diferentes, fechando ou abrindo os contactos. Os materiais são colocados justapostos.
- Termostato com bolbo sensor de temperatura: quando a temperatura no bolbo (que contém normalmente um gás ou um líquido) aumenta, há um aumento da pressão no fluido que é transmitido ao fole do termóstato. O movimento do fole proporciona o fecho ou a abertura dos contactos através do mecanismo de alavanca.
- Termostato eletrónico: composto por um termístor que basicamente é uma resistência, que varia de uma forma não linear, com a temperatura. O termístor pode estar em contacto com ar ou com água. A mudança nos contactos será em função da temperatura, um aumento da temperatura resulta uma diminuição da resistência.

FILTRO E SECADOR

O filtro emprega-se fundamentalmente para eliminar partículas estranhas ao circuito de refrigeração. É constituído basicamente por um involucro metálico, no interior do qual se encontra uma tela de malha fina, feita normalmente de níquel ou bronze. Este pode ser montado tanto na linha de sucção como na linha de líquido. Quando é colocado na primeira evita que as impurezas cheguem ao compressor juntamente com o fluido (no estado de vapor), quando é colocada na linha de líquido destina-se a evitar que as impurezas do sistema sigam para o evaporador juntamente com o refrigerante.

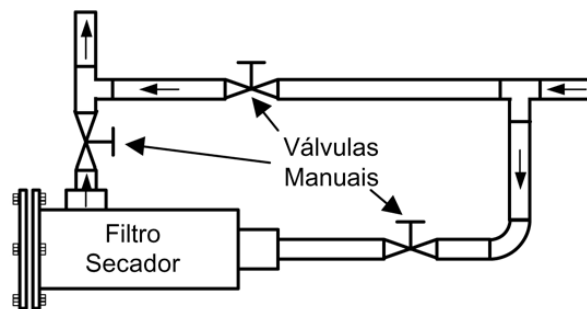


Figura 3.6 – Representação Esquemática de um filtro secador de saída lateral. [8]

Além destas funções o filtro secador destina-se também a eliminar a humidade que independentemente dos cuidados tomados antes e durante a carga de fluido, pode entrar no ciclo do refrigerante, trazendo com isso vários problemas associados. O filtro secador é constituído normalmente por elementos filtrantes repletos de material altamente higroscópico (sílica gel) e é colocado na linha de líquido.

SEPARADOR DE ÓLEO

O separador de óleo é utilizado quando o retorno de óleo num sistema é inadequado, ou quando a quantidade de óleo em circulação é excessiva, causando perda de eficiência nas superfícies sujeitas à troca de calor. Normalmente durante a operação do compressor, uma pequena quantidade de óleo é arrastada pelo vapor na descarga. Esse óleo, em pequenas quantidades não provoca danos, porém em quantidades excessivas no condensador, nos dispositivos de controlo de caudal de fluido, no evaporador e nos filtros, interferirá no normal funcionamento destes. Em equipamentos de baixa temperatura, se existir uma quantidade de óleo significativamente elevada ao longo do sistema este tornar-se-á espesso e dificilmente se conseguirá remover o mesmo ao nível do evaporador. Com a finalidade de evitar estes problemas, recorre-se à instalação de um separador de óleo entre a descarga do compressor e o condensador.

3.2 FLUIDOS FRIGORIGÉNIOS

Os fluidos frigorigénios são usados como veículos térmicos na realização dos chamados “ciclos de refrigeração”. Neste capítulo será feita uma descrição de alguns dos fluidos existentes, na refrigeração comercial, serão referidas restrições de uso e propriedades que devem ser tidas em conta na escolha do fluido frigorigénio para cada tipo de aplicação.

Enumeram-se algumas características desejáveis a um fluido deste tipo:

O *National Institute of Standards* (NIST), dos EUA, realizou uma pesquisa onde analisou mais de 800 fluidos industriais quanto ao seu potencial para uso como fluido refrigerante, devendo os mesmos satisfazer as seguintes condições termodinâmicas:

- Temperatura de fusão $< -40^{\circ}\text{C}$
- Temperatura crítica superior a 80°C
- $P_{\text{sat}80^{\circ}\text{C}} < \text{a } 50 \text{ MPa}$
- $h_{lv/vv} > \text{a } 1 \text{ kJ/litro}$

A 1ª e 2ª condição visam à eliminação de fluidos com ponto de fusão e temperatura crítica próximos da faixa de operações típica de aplicações frigoríficas. A 3ª condição visa à eliminação de fluidos excessivamente voláteis, associados portanto a pressões de compressão igualmente elevadas. A 4ª condição está relacionada com o tamanho do compressor. A pesquisa realizada pelo NIST revelou que as condições impostas foram satisfeitas por 51 compostos, cujos perfis são os seguintes:

- 15 hidrocarbonetos
- 5 compostos oxigenados (éteres e aldeídos, etc.)
- 5 compostos nitrogenados (NH_3 , metilamina)
- 3 compostos de enxofre (SO_2 , etc)

Segundo o mesmo estudo não foram envolvidas na pesquisa as misturas que se tornaram populares nos últimos anos devido à necessidade de refrigerante alternativos aos CFC's para satisfazer determinadas condições de operação. [4]. A Tabela 3.2 mostra de forma resumida grande parte dos fluidos utilizados no mercado, bem como a sua codificação de acordo com a norma ASHRAE 3492, o seu OPD (*Ozone Depletion Potential*)²⁸ e o GWP (*Global Warming Potential*)²⁹.

²⁸ É definido o valor do Potencial de Destruição do Ozono (índice ODP), de cada composto, verificando-se: maior %Cloro e/ou %Bromo resulta num ODP maior, o ODPR-11 =1 é tomado como referência. Os compostos com bromo são os que apresentam maiores valores de ODP, seguidos pelo CFC e HCFC.

²⁹ – Quantifica o potencial para o efeito de estufa; É medido tendo como referência o CO₂; Valores GWP dos principais refrigerantes tabelados

Tabela 3.2 - Fluidos frigoríficos, família e propriedades importantes.

FAMÍLIA	COMPOSIÇÃO QUÍMICA	NOME	Nº	ODP	GWP
Hidrocarbonetos halogenados	CCl ₃ F	Tri cloro monofluor metano	11	1	1
	CCl ₂ F ₂	Bi cloro bi fluor metano	12	1	3,20
	CClF ₃	Mono cloro tri fluor metano	13		
	CHCl ₂ F	Hidro bicloro mono fluor metano	22	0,05	0,34
	CHF ₃	Hidro tri fluor metano	23	0	N/d
	CH ₂ F ₂	Bi hidro bi fluor metano	32	0	0,12
	C ₂ HCl ₂ F ₃	Hidro bicloro bifluor etano	123	0,02	0,02
	C ₂ HF ₅	Hidro pentafluor etano	125	0	0,84
	C ₂ H ₂ F ₄	Bi hidro tetra fluor etano	134a	0	0,28
	C ₂ H ₄ F ₂	Tetra hidro bi fluor etano	152a	0	0,03
Misturas não azeotrópicas	22/152a/124 (53%/13%/34%)	-	401A	0,03	0,22
	125/290/22 (60/2/38)	-	402A	0,02	0,52
	290/22/218 (5/75/20)	-	403A		
	125/143a/134a (44/52/4)	-	404A	0	0,94
	32/125/134a (20/40/40)	407C	0	0,38	
	22/124/142b (60/25/15)	-	409A	0,05	0,30
	Misturas azeotrópicas*	12/152a (73,8/26,2)	-	500	
22/115 (48,8/51,2)		-	502	0,22	3,7
125/143a (50/50)		-	507A		
Hidrocarbonetos	C ₂ H ₆	Etano	170		
	C ₃ H ₈	Propano	290		
	C ₄ H ₁₀	Butano	600		
	C ₄ H ₁₀	Butano normal (isobutano)	600a		
Compostos Inorgânicos	NH ₃	Amônia	717	0	0
	H ₂ O	Água	718	0	0
	CO ₂	Dióxido de carbono	744		

3.2.1 PROPRIEDADES FÍSICAS

Para uma dada instalação de refrigeração, as pressões requeridas são fator determinante na seleção do fluido. Se, por um lado, pressões elevadas exigem que componentes como as tubagens do sistema sejam de maior espessura, por outro, fluidos de baixa pressão tornar-se-ão inadequados na medida em que para aplicações de baixa temperatura existe a possibilidade de infiltrações devido à pressão inferior à atmosférica.

A determinação do fluido frigorífico adequado baseia-se em parâmetros fundamentais como a temperatura de condensação e de evaporação. No caso de fluidos de baixa temperatura crítica e, portanto, de baixa temperatura de ebulição, devem obviamente ser utilizados em aplicações de

baixa temperatura de evaporação, enquanto, por sua vez os fluidos de elevada temperatura crítica são adequados para aplicações de alta temperatura de evaporação, como bombas de calor.

3.2.2 CARACTERÍSTICAS DE DESEMPENHO DE FLUIDOS FRIGORIGÉNIOS NO CICLO DE COMPRESSÃO DE VAPOR

Embora o desempenho do ciclo de Carnot (ideal) não dependa do fluido de trabalho utilizado, o mesmo não acontece nos ciclos reais de compressão de vapor. O desempenho destes é afetado pelo fluido utilizado, assim, é importante que o desempenho em termos de eficiência seja considerado como um dos parâmetros de seleção, para determinada aplicação. [6]

O fluido R12 e, subsequentemente, o seu “substituto”, o R134a, apresentam as menores pressões e menor volatilidade. O R502 e o seu potencial substituto, O R404a, são menos voláteis, porém apresentam a menor relação entre pressões, que, sob ponto de vista operacional, proporciona um melhor rendimento volumétrico do compressor, além de possibilitar a redução do tamanho do mesmo. Tabela 3.3

Tabela 3.3 – Características do ciclo de compressão de vapor para diversos fluidos refrigerantes. $T_{evap.} = -15\text{ }^{\circ}\text{C}$ e $T_{cond.} = 30\text{ }^{\circ}\text{C}$. Adaptado de [8]

	R12	R134A	R22	R404A	R502	R717
Pressão de Evaporação [KPa]	182,5	164,1	295,6	364,3	348,6	236,3
Pressão de Condensação [Kpa]	744,6	770,9	1191	1418	1319	1171
Relação de pressões	4,08	4,7	4,03	3,89	3,78	4,96
Energia Útil [kJ/kg]	116,4	147,4	162,9	113,4	104,4	1102
Volume Específico [m³/kg]x10⁻³	0,774	0,842	0,852	1,02	0,839	1,68
Coefficiente de Eficiência COP	4,7	4,61	4,66	4,17	4,35	4,75

O “efeito útil” de refrigeração, definido como a diferença entre a entalpia do fluido entre a saída e a entrada, determinará o caudal de fluido que o circuito deverá conter. Assim, os fluidos halogenados, por apresentarem valores de “efeito de refrigeração” inferiores aos da amônia, caracterizam-se por necessitar de caudais mássicos maiores. Contudo, essa vantagem da amônia é compensada pelo menor volume específico dos fluidos halogenados, fazendo assim com que os caudais mássicos sejam semelhantes independentemente da sua origem “química”. [9]

A Tabela 3.4 dá-nos uma perspectiva geral sobre as propriedades mais relevantes dos vários fluidos encontrados no “mercado”, sendo que alguns já foram abolidos do mercado,

Tabela 3.4 Propriedade físicas de diversos fluidos. [8]

REFRIGERANTE	MASSA MOLECULAR	TEMPERATURA CRÍTICA [°C]	PRESSÃO CRÍTICA [kPa _a]	PONTO DE FUSÃO [°C]	PONTO DE EBULIÇÃO NORMAL [°C]	h_{lv} [kJ/kmol] (PRESSÃO NORMAL)
R11	137,38	198,00	4.406	-111,0	23,80	24.768
R12	120,90	112,00	4.113	-158,0	-29,80	19.982
R13	104,50	28,80	3.865	-181,0	-81,40	15.515
R22	86,48	96,00	4.974	-160,0	-40,80	20.207
R23	70,02	25,60	4.833	-155,0	-82,10	17.039
R32	52,02	78,40	5.830	-136,0	-51,70	19.834
R113	187,39	214,10	3.437	-35,0	47,60	27.513
R123	152,90	183,80	3.674	-107,0	27,90	26.005
R125	120,00	66,30	3.631	-103,0	-48,60	19.276
R134a	102,30	101,10	4.067	-96,6	-26,20	22.160
R152a	66,05	113,50	4.492	-117,0	-25,00	21.039
R401A*	94,44	108,00	4.604	-	-33,10	21.457
R402A*	101,60	75,50	4.135	-	-49,20	19.721
R404A*	97,60	72,15	3.735	-	-46,55	19.555
R407C*	86,20	86,79	4.597	-	-43,90	21.486
R409A*	97,40	107,00	4.600	-	-34,20	21.525
R410A*	72,58	72,13	4.925	-	-51,54	19.718
R500	99,31	105,5	4.423	-159,0	-33,50	19.975
R502	111,60	82,20	4.075	-	-45,50	19.258
R507A	98,86	70,74	3.714	-	-47,10	19.408
R170	30,07	32,20	4.891	-183,0	-88,80	14.645
R290	44,10	96,70	4.284	-188,0	-42,10	18.669
R600	58,13	152,00	3.794	-139,0	-0,50	22.425
R600a	58,13	135,00	3.645	-160,0	-11,70	21.174
R717	17,03	133,00	11.417	-77,7	-33,30	23.343
R718	18,02	374,00	22.064	0	100,00	40.664
R744	44,01	31,10	7.372	-	-88,10	17.006

3.2.3 SEGURANÇA E CLASSIFICAÇÃO DE FLUIDOS FRIGORIGÉNIOS

A norma ASHRAE 34-92 classifica os fluidos de acordo com o seu nível de toxicidade e inflamabilidade. Dependendo do seu grau de toxicidade, para concentrações abaixo dos 400 ppm, os compostos são classificados em dois grupos:

- Classe A – compostos cuja toxicidade não foi identificada
- Classe B – foram identificadas evidências de toxicidade

Quanto ao nível de inflamabilidade, os fluidos são classificados em três grupos:

- Classe 1 – Não se observa propagação da chama no ar a 18°C e 101,325 kPa
- Classe 2 – limite inferior de inflamabilidade (LII) superior a 0.10 kg/m³ a 21°C e 101,325 kPa, poder calorífico inferior a 19000 kJ/kg.
- Classe 3 – Inflamabilidade elevada, caracterizando-se por LII inferior ou igual a 0.10 kg/m³ a 21°C, poder calorífico superior a 19000 kJ/kg.

A classificação de alguns fluidos frigorígenos quanto à sua toxicidade e inflamabilidade é apresentada na Tabela 3.5. Como pode ser observado, fluidos do grupo CFCs são da classe A1 Tabela 3.5, não inflamáveis e não tóxicos. O R123, um HCFC, substituto do R11, é classificado como B1, requerendo cuidados de manuseamento. Os HFCs, substitutos dos CFCs, não tóxicos, porém podem apresentar um certo grau de inflamabilidade. A amônia, classificada como B2, é tóxica e apresenta um grau médio de inflamabilidade. O dióxido de carbono, o R12 e o R22 não são considerados inflamáveis, embora a pressões superiores a 1.380 kPa.

Tabela 3.5 - - Classificação de alguns fluidos frigorígenos de acordo com a Norma ASHRAE 34-92. Adaptado de [8]

Fluido	Classe	Fluido	Classe	Fluido	Classe
R11	A1	R134a	A1	R502	A1
R12	A1	R152a	A2	R507a	A1
R13	A1	R401a	n.d	R170	A3
R22	A1	R402a	n.d	R290	A3
R23	A1	R403a	n.d	R600	A3
R32	A2	R404a	n.d	R600a	A3
R113	A1	R407a	n.d	R717	B2
R123	B1	R410a	n.d	R718	A1
R125	A1	R500	A1	R744	A1

3.2.4 CONVERSÕES E SUBSTITUIÇÕES

Os fluidos R134a e R22 são fluidos alternativos ao R12. O R123 e R245 são fluidos alternativos ao R11. De realçar que os fluidos R22 e R123 são provisórios, já que o fim da sua fabricação está previsto para 2040 em países desenvolvidos.

O R245 é o possível substituto do R123.

Os fluidos R404 A, R507 e R410 A são fluidos substitutos ao R502, utilizado este na sua maioria em equipamentos de refrigeração comercial. O R404 A é uma mistura não azeotrópica

composta por R125 /R143a e o R 507 é uma mistura azeotrópica composta por R125 / R143a. [8]

3.3 ISOLAMENTO

Um isolante é qualquer material que, interposto entre dois ambientes a temperaturas diferentes, retarda de maneira significativa a transferência de calor do ambiente mais quente para o mais frio.

Não considerando a transferência de calor por radiação, o isolante perfeito seria o vácuo ($R_{\text{condução}} = 0$). No entanto, a utilização de câmaras de frigoríficas com painéis de isolamento a vácuo não é comum, pelas dificuldades técnicas de construção, pelo altíssimo custo a que essa tecnologia ainda se encontra.

De seguida, irão ser descritas sumariamente algumas das características dos isolantes que equipam grande parte, dos equipamentos de refrigeração que existem no mercado.

ESPUMA RÍGIDA DE POLIURETANO E POLIURETANO EXPANDIDO

Nas últimas décadas, o poliuretano atraiu a atenção no campo do isolamento térmico a baixas temperaturas, dado a umas particularidades químicas que o levam a ter: baixa condutividade térmica (Figura 3.7), a possibilidade de ser expandido no local em que vai ser empregue, suportar temperaturas superficiais elevadas.

POLIESTIRENO EXPANDIDO

Material também conhecido por XPS, altamente poroso e praticamente impermeável, aquecida em moldes metálicos, onde adquire a sua forma e rigidez final. Obtém-se um material com estrutura celular muito fina: 350000 células / cm^3 , tendo as células entre 0.1 e 0.01 mm de diâmetro, sendo que a parede das mesmas terá de 1 a 2 μm , sendo que mais de 97 % do volume é ocupador ar.

Diversos outros materiais podem ser utilizados como isolantes térmicos. Nos últimos anos, tem ocorrido uma evolução constante nas suas características. O uso de painéis monolíticos de lâ de rocha (LDR) tem-se tornado uma excelente opção, da mesma forma os painéis de poliuretano (PUR) e poliestireno (EPR), tem uma grande aceitação no mercado de componentes de isolamento

em refrigeração devido à relação entre as ótimas propriedades de em termos de retenção da passagem de calor e a facilidade de instalação.

No que toca ao isolamento de tubagens, empregam-se largamente as espumas elastoméricas e os polietilenos expandidos, resultando num material com excelentes propriedades de isolamento e facilidade de instalação.

3.3.1 CONDUTIVIDADE TÉRMICA DE ISOLAMENTO

A Tabela 3.7 fornece a condutividade térmica para alguns isolantes térmicos mais comuns no ramo da refrigeração.

Obviamente que a espessura usada para o isolamento depende sempre de um compromisso entre o custo do mesmo e custo associado à carga térmica adicional pelo uso de uma espessura menor, ou de outra forma, um isolante térmico com condutividade térmica e mais barato.

Uma regra empírica aponta para, que cerca de 5 cm por cada 10°C de diferença de temperatura entre a temperatura de trabalho da camara e a temperatura da face externa do isolante. [14]

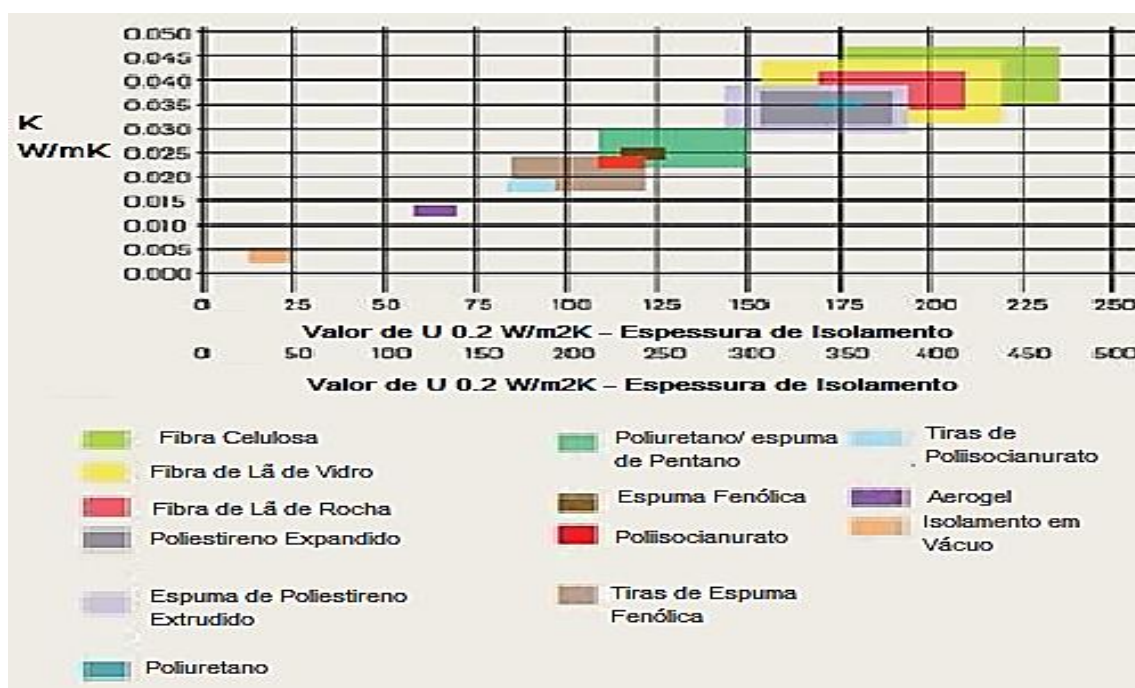


Figura 3.7 – Valor da resistencia térmica em função da espessura de isolamento.

Tabela 3.6 - Condutividade térmica de alguns materiais utilizados em refrigeração. Adaptada de [14]

Material	Densidade [kg/m ³]	Valor de R _t [m ² K/W]	Permeabilidade	Tensão de Compressão [Mpa]	Preço
Poliestireno Moldado	16	0,7	Média	83-117	Baixo
Poliestireno Extrudido	86	0,95	Média	124-276	Médio
Poliuretano	32	1,14	Média	172	Médio
Vidro Celuloso	136	0,53	0	690	Alto
Fibra de Vidro	173	0,74	Alta	n.d	Baixo

3.3.2 CÁLCULO DA ESPESSURA DE ISOLAMENTO

A espessura de isolamento a adotar num equipamento será normalmente e em todo o caso calculado a partir da expressão da resistência térmica. Assim, para o caso de uma parede plana:

$$R_T = \frac{1}{h_{ext}A} + \frac{\Delta x_a}{k_a A} + \frac{\Delta x_i}{K_i A} + \frac{1}{h_{ext}} = \frac{T_{ext} - T_{int}}{\dot{Q}} = \frac{1}{UA} \quad (3.1)$$

Em que:

R_t – Resistência térmica [K/W];

h_{ext}, h_{int} – Coeficiente de transferência de calor por convecção interior, exterior [W/m².°C];

A – Área de superfície [m²];

Δx – Espessura de material (isolante) [m];

T_{int} – Temperatura interior [°C];

k – Condutividade térmica do material [W.m/°C]

T_{ext} – Temperatura exterior [°C];

\dot{Q} = Fluxo de calor [W];

U = Coeficiente global de transferência de calor [W/m².°C]

A expressão para o cálculo da espessura do isolante torna-se então:

$$R = \frac{L_{isol}}{k_{isol}.A} = \frac{T_{ext} - T_{int}}{q} = \frac{1}{UA} \quad (3.2)$$

$$\Leftrightarrow L_{isol} = \frac{k_{isol}(T_{ext} - T_{int})}{\frac{\dot{Q}}{A}} \quad (3.3)$$

Onde:

L_{isol} . – Espessura do isolante [m]

De acordo com [14] o isolamento térmico poderá ser classificado conforme a Tabela 3.7.

Tabela 3.7 – Classificação dos isolamentos em equipamentos frigoríficos. [14]

Classificação do Isolamento	Fluxo de Calor p/Unid. De Área[w/m²]
Excelente	9,3
Bom	11,63
Aceitável	13,96
Regular	17,45
Mau	>17,45

A escolha do fluxo de calor a ser adotado em determinado projeto de equipamento de frio depende da relação entre os custos operacionais e os custos iniciais. Os custos iniciais são relativos principalmente à aquisição do material isolante e os custos operacionais referem-se ao consumo de energia. Aumentando-se a espessura de isolamento, aumentam-se obviamente os custos com o mesmo, porém também os custos operacionais vão diminuir (a carga térmica reduz-se). De outra maneira, diminuindo-se a espessura do isolante, diminuem-se os custos iniciais, mas os ganhos térmicos pela envolvente serão maiores com o conseqüente aumento nos custos operacionais. A utilização de um fluxo de calor igual a 9.3 W/m² representa um bom compromisso entre os custos iniciais e operacionais. [14]. Para o cálculo da diferença de temperatura, deve considerar-se a temperatura média externa de projeto do local onde será instalado o equipamento

O coeficiente de transferência de calor por convecção h , depende de vários fatores, como a diferença de temperatura, velocidade do ar, posição e tipo de revestimento superficial. De uma forma simplista, recomendam-se os seguintes valores:

- Superfícies planas [16]:
 $h_{cv} = 8.0 \text{ W/m}^2 \cdot \text{K}$
 $h_{cv} = 17.4 \text{ a } 28.5 \text{ W/m}^2 \cdot \text{K}$ (para velocidades do ar iguais a 12 e 24 km/h, respectivamente).
- Superfícies cilíndricas [16]:

$h_{convec.} = 9.0 \text{ W/m}^2.K$ (isolamento sem proteção ou pintado, em zonas ligeiramente ventiladas).

$h_{convec.} = 6.0 \text{ a } 7.0 \text{ W/m}^2.K$ (isolamento recoberto com chapa de aço galvanizado ou zona de pouca ventilação).

$h_{convec.} = 4.0 \text{ a } 5.0 \text{ W/m}^2.K$ (isolamento recoberto com folha de alumínio ou áreas estanques).

3.4 DESCRIÇÃO DOS EQUIPAMENTOS

A Tabela 3.1, a Tabela 3.2 e a Tabela 3.3 dizem respeito ao levantamento efetuado no Hospital de Braga, respetivamente da Imunohemoterapia, da Farmácia e da Patologia Clínica, estas são as “alas” hospitalares onde se encontram os frigoríficos de sangue e fármacos, desta dissertação foram retirados os chamados “frigoríficos” de serviço, e os frigoríficos de serviço, que servem basicamente de apoio a todos as alas dos hospitais para guardar qualquer tipo de material sem ser hemoderivados e fármacos, razão pelo qual não têm interesse de estudo neste trabalho.

Tabela 3.8 – Equipamentos pertencentes à imunohemoterapia do Hospital de Braga

Referência.	Serviço	Equipamento	Marca	Modelo
I1	Imunohemoterapia	Frigorífico	Forma Scientific	Non CFC 3687
I2	Imunohemoterapia	Frigorífico	Sanyo	MBR.1404 GR
I3	Imunohemoterapia	Arca frigorífica	Thermo Scientific	HERAFREZE BASIC
I4	Imunohemoterapia	Frigorífico	Forma Scientific	
I5	Imunohemoterapia	Frigorífico	Zanussi	Freezone
I6	Imunohemoterapia	Frigorífico	Olitrem	AP600
I7	Imunohemoterapia	Arca frigorífica	Forma Scientific	8103
I8	Imunohemoterapia	Arca vertical	Thermo Scientific	Plasma Storage
I9	Imunohemoterapia	Frigorífico	Forma Scientific	NON CFC

Tabela 3.9 – Equipamentos pertencentes à Farmácia do Hospital de Braga

Referência	Serviço	Equipamento	Marca	Modelo
F1	Farmácia	Frigorífico	Liebherr	Vinothek
F2	Farmácia	Frigorífico	Liebherr	Med Line LKUV 1612
F3	Farmácia	Arca -20°C	Liebherr	Premium
F4	Farmácia	Frigorífico	Liebherr	Med Line
F5	Farmácia	Arca -70°C	HAIER	HF50/A
F6	Farmácia	Frigorífico	DIVERGE	TA-8
F7	Farmácia	Frigorífico	SANYO	MPR-1410R
F8	Farmácia	Frigorífico	SANYO	MPR-1410
F9	Farmácia	Frigorífico	Liebherr	GGU 1500
F10	Farmácia	Frigorífico medicamentos	SANYO	MPR-1410R
F11	Farmácia	Frigorífico	FIOCCHETTI	Medika 140
F12	Farmácia	Frigorífico	FIOCCHETTI	Medika 140

Tabela 3.10 – Equipamentos pertencentes à Patologia Clínica do Hospital de Braga

Referência	Serviço	Equipamento	Marca	Modelo	Obs.
PC1	Patologia Clínica	Arca -70 °C	Forma Scientific	902	
PC2	Patologia Clínica	Frigorífico	Liebherr	LKUV 3910	
PC3	Patologia Clínica	Frigorífico	Liebherr	LKUV 3910	
PC4	Patologia Clínica	Frigorífico	Liebherr	LKUV 1610	
PC5	Patologia Clínica	Frigorífico	Liebherr	LKUV 1610	
PC6	Patologia Clínica	Frigorífico	Liebherr	LKUV 1610	
PC7	Patologia Clínica	Frigorífico	Liebherr	LKUV 1610	
PC8	Patologia Clínica	Frigorífico	Liebherr	LKUV 1610	
PC9	Patologia Clínica	Frigorífico	Liebherr	LKUV 1610	
PC10	Patologia Clínica	Frigorífico	Liebherr	LKUV 1610	
PC11	Patologia Clínica	Frigorífico	Liebherr	LKUV 1610	
PC12	Patologia Clínica	Frigorífico	Liebherr	LKUV 1610	
PC13	Patologia Clínica	Arca -20°C	Liebherr	GG4010	
PC14	Patologia Clínica	Arca -20°C	Liebherr	GG4010	
PC15	Patologia Clínica	Arca -20°C	Liebherr	GG4010	

Tabela 3.11 - Equipamentos pertencentes à imunohemoterapia do Hospital de Famalicão

Referência	Serviço	Equipamento	Marca	Modelo
I1	Imunohemoterapia	Frigorífico	Forma Scientific	3889
I2	Imunohemoterapia	Frigorífico	Forma Scientific	3689
I3	Imunohemoterapia	Arca Vertical	Forma Scientific	Bio Freezer

Tabela 3.12 - Equipamentos pertencentes à Farmácia do Hospital de Famalicão

Referência	Serviço	Equipamento	Marca	Modelo
F1	Farmácia	Frigorífico	SANYO	MPR-1410R
F2	Farmácia	Frigorífico	SANYO	MPR-1410R

Tabela 3.13 - Equipamentos pertencentes à Patologia Clínica do Hospital de Famalicão

Referência	Serviço	Equipamento	Marca	Modelo
PC1	Patologia Clínica	Frigorífico	Forma Scientific	3889
PC2	Patologia Clínica	Frigorífico	SANYO	MPR-1410R
PC3	Patologia Clínica	Arca frigorífica	Thermo Scientific	HERAFREZE BASIC

3.5 EQUIPAMENTOS SUJEITOS A TESTE

Foram selecionados de entre todos os equipamentos presentes no levantamento dos dois hospitais, 10 equipamentos. Estes não foram ocasionalmente selecionados, respeitaram algumas premissas requeridas para que os testes cumprissem todas as variações de condições que eram exigidas, p.e o facto de a sala onde estão contidos possuir, ou não ar-condicionado, o que permite a variação das condições de temperatura externa, condicionou a escolha, visto que nem todas as

salas possuíam esse equipamento, a comparação entre pelo menos dois, outra regra de seleção foi a possibilidade de comparação direta entre equipamentos com as mesmas características, ou seja, dois equipamentos (pelo menos) com porta de vidro, dois com porta sólida e volumes interiores relativamente iguais, isto para permitir que os resultados obtidos pudessem ser analisados em quase comparação direta de equipamentos, a repetibilidade dos equipamentos, seja dentro do mesmo hospital, seja até de hospital para hospital também foi manifestamente um fator de escolha, visto que não faria sentido estar a analisar equipamentos iguais. Para a execução dos testes, os equipamentos de congelamento de derivados sanguíneos foram excluídos, visto que existia alguma dificuldade de atravacamento das medições e a sensibilidade dos produtos contidos nos mesmos é também bastante alta, e bastante suscetível a deterioração.

A Tabela 4.1 mostra os 10 equipamentos que foram selecionados para a realização dos testes. Para que ao longo do texto a leitura dos resultados seja mais expedita, foi criado um código para cada um dos equipamentos, em que o primeiro algarismo representa a ordem pela qual ele surge no levantamento dos equipamentos (por cada ala hospitalar em estudo), a(s) letras a seguir representam a ala de onde surgem (ImunoHemoterapia, Farmácia ou Patologia Clínica) e por último o hospital onde se situam (Braga ou Famalicão. Um exemplo, “8FHB” representa o equipamento número 8 da ala da farmácia da unidade hospitalar de Braga. Nas figuras e tabelas seguintes, surgirá a representação fotográfica do equipamento em causa e uma tabela genérica sobre as características relevantes para este trabalho.

Tabela 3.14 – Equipamentos selecionados para testes.

Código	Marca	Modelo	Configuração Porta	Volume [l]
1IHB	Olitrem	AP600	Vidro	517
2IHB	Sanyo	MBR.1404 GR	Vidro	1287
3IHF	Forma Scientific	3889	Vidro	588
4IHF	Forma Scientific	3689	Vidro	1034
1FHB	Liebherr	Med Line LKUV 1612	Sólida	141
8FHB	SANYO	MPR-1410	Vidro	1365
9FHB	Liebherr	GGU 1500	Sólida	133
11FHB	FIOCCHETTI	Medika 140	Vidro	140
2PCHB	Liebherr	LKUV 3910	Sólida	360
3PCHB	Liebherr	LKUV 1610	Sólida	141

OLITREM A600

Figura 3.8- Olitrem A600

Tabela 3.15 - Características do equipamento "Olitrem A600!"

1IHB		
Marca	OLITREM	
Modelo	AP600	
Volume (L)	<i>Bruto</i>	<i>Útil</i>
	550	517
Composição das paredes	Aço Inoxidável	Poliuretano
Espessura(s)(mm)	n.d	n.d
Tipo de Porta	Vidro Simples	
Grupo Refrigerífico		
Temperatura Operação	2°C - 8°C	
Ciclo de Refrigeração	Compressão de Vapor	
Compressor	2 compressores 0.5 HP	
Evaporador	Ventilado	
Elemento Expansor	n.d	
Condensador	Estático	
Fluido Refrigerígeno	R 134a	
Quantidade Fluido(s) (g)	170	
Potência (W)		
Térmica	n.d	
Elétrica	400 W	

SANYO MPR.1404 GR



Figura 3.9 – Sanyo MPR 1404 GR

Tabela 3.16 - Características do equipamento "Sanyo MPR.1404GR"

2IHB		
Marca	Sanyo	
Modelo	MBR.1404GR	
Volume (L)	<i>Total</i> n.d	<i>Útil</i> 1287
Composição das paredes	Aço Inoxidável	Poliuretano
Espessura(s)(mm)	n.d	n.d
Tipo de Porta	Vidro Duplo	
Espessura Vidro(mm)		
Grupo Frigorífico		
Temperatura Operação	4°C ± 1,5°C	
Ciclo de Refrigeração	Compressão de Vapor	
Compressor	Hermético- 300 W	
Evaporador	Tubos alhetatos/Ventilado	
Elemento Expansor	n.d	
Condensador	Tubos alhetados/Estático	
Fluido Frigorígeno	R 134a	
Quantidade Fluido(s) (g)	329	
Potência (W)		
Térmica	n.d	
Elétrica	390	

FORMA SCIENTIFIC 3889

Figura 3.10 – Forma Scientific 3889

Tabela 3.17 - Características do equipamento "Forma Scientific" 3889

3IHB		
Marca	Forma Scientific	
Modelo	3889	
Volume (L)	<i>Total</i> n.d	<i>Útil</i> 588
Composição das paredes	Aço Inoxidável	Poliuretano
Espessura(s)(mm)	n.d	50
Tipo de Porta	Vidro Duplo	
Espessura Vidro(mm)	n.d	
Grupo Frigorífico		
Temperatura Operação	4°C±0,8°C	
Ciclo de Refrigeração	Compressão de Vapor	
Compressor	Hermético 1/3 HP	
Evaporador	Tubos alhetados/Ventilado	
Elemento Expansor	Tubo Capilar	
Condensador	Tubos alhetados/Estático	
Fluido Frigorígeno	R 134a	
Quantidade Fluido(s) (g)	164	
Potência (W)		
Térmica		
Elétrica	390	

FORMA SCIENTIFIC 3689



Figura 3.11 –Forma Scientific 3689

Tabela 3.18 - Características do equipamento "Forma Scientific 3689"

4 IHF		
Marca	Thermo Scientific	
Modelo	3689	
Volume (L)	<i>Total</i>	<i>Útil</i>
	n.d	1034
Composição das paredes	Aço Inoxidável	Poliuretano
Espessura(s)(mm)	n.d	n.d
Tipo de Porta	Porta Basc./Vidro Simples	
Espessura Vidro(mm)	n.d	
Grupo Frigorífico		
Temperatura Operação	2°C - 14°C	
Ciclo de Refrigeração	n.d	
Compressor	n.d	
Evaporador	Tubos alhetatos/Ventilado	
Elemento Expansor	Tubo Capilar	
Condensador	Tubos alhetados/Estático	
Fluido Frigorígeno	R134a	
Quantidade Fluido(s) (g)	268	
Potência (W)		
Térmica	n.d	
Elétrica	n.d	

LIEBHERR MED LINE LKUV 1612

Figura 3.12 – Liebherr Med Line LKUV 1612

Tabela 3.19 – Características do equipamento “Liebherr Med Line LKUV 1612”

1FHB		
Marca	Liebherr	
Modelo	Med Line LKUV 1612	
Volume (L)	<i>Total</i> n.d	<i>Útil</i> 141
Composição das paredes	Aço Inoxidável	Poliuretano/Pentano
Espessura(s)(mm)	n.d	40
Tipo de Porta	Porta Basculante/Vidro Duplo	
Espessura Vidro(mm)	n.d	
Grupo Frigorífico		
Temperatura Operação	3°C - 8°C	
Ciclo de Refrigeração	Compressão de Vapor	
Compressor	n.d	
Evaporador	Tubos alhetatos/Ventilado	
Elemento Expansor	Tubo Capilar	
Condensador	Tubos alhetados/Estático	
Fluido Frigorígeno	R-600a	
Quantidade Fluido(s) (g)	26	
Potência (W)		
Térmica	n.d	
Elétrica	n.d	

SANYO MPR-1410



Figura 3.13 – Sanyo PR1410

Tabela 3.20 – Características do equipamento “Sanyo MPR 1410”

8FHB		
Marca	Sanyo	
Modelo	MPR 1410	
Volume (L)	Total n.d	Útil 1370
Composição das paredes	Aço Inoxidável	Poliuretano
Espessura(s)(mm)	n.d	40
Tipo de Porta	Vidro Duplo	
Espessura Vidro(mm)	n.d	
Grupo Frigorífico		
Temperatura Operação	4°C - 8°C	
Ciclo de Refrigeração	Compressão de Vapor	
Compressor	Hermético 300W	
Evaporador	Tubos alhetatos/Ventilado	
Elemento Expansor	Tubo Capilar	
Condensador	Tubos alhetados/Estático	
Fluido Frigorígeno	R-134a	
Quantidade Fluido(s) (g)	350	
Potência (W)		
Térmica	n.d	
Elétrica	380	

LIEBHERR GGU 1500

Figura 3.14 – Liebherr GGU 1500

Tabela 3.21 – Características do equipamento “Liebherr GGU 1500”

9FHB		
Marca	Liebherr	
Modelo	GGU 1500	
Volume (L)	<i>Total</i>	<i>Útil</i>
	143	133
Composição das paredes	Aço Inoxidável	n.d
Espessura(s)(mm)	n.d	n.d
Tipo de Porta	Sólida	
Espessura Vidro(mm)	n.d	
Grupo Frigorífico		
Temperatura Operação	n.d	
Ciclo de Refrigeração	Compressão de Vapor	
Compressor	n.d	
Evaporador	Tubos alhetatos/Estático	
Elemento Expansor	Tubo Capilar	
Condensador	Tubos alhetados/Estático	
Fluido Frigorígeno	R-600a	
Quantidade Fluido(s) (g)	30	
Potência (W)		
Térmica	n.d	
Elétrica	100	

FIOCCHETTI MEDIKA 140



Figura 3.15 – Fiocchetti Medika 140

Tabela 3.22 – Características do equipamento “Fiocchetti Medika 140”

11FHB		
Marca	FIOCCHETTI	
Modelo	Medika 140	
Volume (L)	<i>Total</i> n.d	<i>Útil</i> 140
Composição das paredes	Aço Inoxidável	Poliuretano
Espessura(s)(mm)	n.d	40
Tipo de Porta	Vidro	
Espessura Vidro(mm)	n.d	
Grupo Refrigerífico		
Temperatura Operação	2°C - 15°C	
Ciclo de Refrigeração	Compressão de Vapor	
Compressor	n.d	
Evaporador	Tubos alhetatos/Ventilado	
Elemento Expansor	Tubo Capilar	
Condensador	Tubos alhetados/Estático	
Fluido Frigorígeno	R-134	
Quantidade Fluido(s) (g)	29	
Potência (W)		
Térmica	n.d	
Elétrica	n.d	

LIEBHERR LKUV 3910

Figura 3.16 – Liebherr LKUV 3910

Tabela 3.23 – Características do equipamento “Liebherr LKUV 3910”

2PCHB		
Marca	Liebherr	
Modelo	LKUV 3910	
Volume (L)	<i>Total</i> 360	<i>Útil</i> 344
Composição das paredes	Aço Inoxidável	Poliuretano/Pentano
Espessura(s)(mm)	n.d	40
Tipo de Porta	Sólida	
Espessura Vidro(mm)	n.d	
Grupo Frigorífico		
Temperatura Operação	3°C - 8°C	
Ciclo de Refrigeração	Compressão de Vapor	
Compressor	n.d	
Evaporador	Tubos alhetatos/Ventilado	
Elemento Expansor	Tubo Capilar	
Condensador	Tubos alhetados/Estático	
Fluido Frigorígeno	R-600a	
Quantidade Fluido(s) (g)	55	
Potência (W)		
Térmica	n.d	
Elétrica	130	

LIEBHERR LKUV 1610



Figura 3.17 – Liebherr LKUV 1610

Tabela 3.24 – Características do equipamento “Liebherr LKUV 1610”

3PCHB		
Marca	Liebherr	
Modelo	LKUV 3910	
Volume (L)	<i>Total</i> 141	<i>Útil</i> 130
Composição das paredes	Aço Inoxidável	Poliuretano/Pentano
Espessura(s)(mm)	n.d	40
Tipo de Porta	Sólida	
Espessura Vidro(mm)	n.d	
Grupo Frigorífico		
Temperatura Operação	3°C - 8°C	
Ciclo de Refrigeração	Compressão de Vapor	
Compressor	n.d	
Evaporador	Tubos alhetatos/Ventilado	
Elemento Expansor	Tubo Capilar	
Condensador	Tubos alhetados/Estático	
Fluido Frigorígeno	R-600a	
Quantidade Fluido(s) (g)	24	
Potência (W)		
Térmica	n.d	
Elétrica	130	

3.6 OPÇÕES DE “DESING” DO CONSTRUTOR (PORTA SÓLIDA VS PORTA EM VIDRO)

Este capítulo integrante deste trabalho de mestrado surge com o intuito de perceber qual a melhor opção de construção de uma câmara deste tipo para meio hospitalar, se por seu lado a porta de vidro (na sua maioria vidro duplo) tem a potencialidade de se observar o conteúdo do equipamento sem ser necessário abrir a porta (diminui as infiltrações de ar), por outra perde consideravelmente em questões de isolamento, face a uma porta sólida com um isolamento substancialmente melhor mas que pressupõe a abertura das portas para atestar o conteúdo.

Tendo em conta que todos os fatores que interiores a nível de produtos serão os mesmos, as variáveis serão somente a constituição da porta e as aberturas da mesma. Pegando num equipamento que é integrante desta tese de mestrado, o “Olitrem A600A” e comparando o mesmo que é constituído por porta de vidro com a sua eficiência se tivesse porta sólida. Com as dimensões:

Dimensões(m)	
h	1,62
l	0,83
e	1,44

A Tabela 3.25 tem as características construtivas do equipamento:

Tabela 3.25 – Características Construtivas “Olitrem A600”

	Condutividades (K)[W/m.k]	Espessura (L)(m)
Material Exterior (Aço Galvanizado)	15,6	0,0007
Isolamento(Polituretano)	0,024	0,04
Material Interior(Polystyrol)	0,17	0,001
Vidro Interior	0,7	0,003
ar	0,026	0,002
Vidro Exterior	0,7	0,003

“CASE STUDY” PARA A PORTA ENVIDRAÇADA

Através do cálculo das resistências convectiva e condutiva e para uma área de envidraçado de 1.34 m², no cálculo da resistência global á passagem de calor, representado na Tabela 3.5

Tabela 3.26 – Cálculo de R_t para a porta de vidro

Determinação do R_t [K/W]			
Área Opaca	Resistência Convectiva	Interior	0,015813097
		Exterior	,015813097
	Resistência Condutiva	Aço Galvanizado	9,01172E-06
		Polituretano	0,334720953
		<i>Polystyrol</i>	0,001181368
Resistencia Parte Opaca		0,335911332	
Vidro	Resistência Condutiva	Vidro	0,003187353
		Lâmina de ar	0,057208893
		Vidro	0,003187353
		Resistência Vidro	0,063583598
		Resistência Total	0,085089828

Se considerarmos uma temperatura média exterior de funcionamento deste equipamento de 20°C e uma temperatura média de 5 °C para o interior da câmara, temos um valor de calor ganho pela envolvente (com envidraçado) de $Q_{envol.} = 188,03W$

A pressão negativa no interior da câmara, induz obviamente a uma entrada de ar quente através da abertura das portas, para isso podemos calcula-la em função do número de aberturas de portas, segundo a equação empírica [16]:

$$q_t = vA(h_i - h_r)\rho_r * D_t \quad (3.4)$$

Onde , D_t é dado por:

$$D_t = \frac{(P\theta_p + 600\theta_0)}{3600\theta_d} \quad (3.5)$$

Em que :
 ρ_r :densidade do ar

P :Número de aberturas de porta (por dia de operação)

θ_p :Tempo em que a porta é aberta e fechada (tempo de abertura de portas) [s]

θ_0 :Tempo em que a porta fica aberta continuamente [min]

θ_d :Periodo diário de operação

Tendo em conta o equipamento em estudo, na sua utilização diária o “Olitrem A600” e depois de observações feitas no “campo”, as variáveis da equação foram definidas, assim, para o número médio de vezes que este equipamento é aberto (sempre tendo em conta a sua geometria de vidro), foi estipulado o valor de $P = 25$, para o tempo médio que a porta é aberta para a tiragem de qualquer produto o valor é $\theta_p = 3$ segundos, tendo em conta que em altura alguma a porta fica aberta, até porque tem fecho automático, ou seja, $\theta_s = 0$, por último sendo o horário de laboração deste equipamento de 10 horas ($\theta_e = 10$), resulta num valor de $D_i = 0,00333$. Tomando como valores para a primeira equação:

Tabela 3.27 – Variáveis de abertura de porta para o caso da porta de vidro

Variável	Valor
v [m/s]	0,4
A [m ²]	0,48
h_i [kJ/kg]	42
h_r [kJ/kg]	11
ρ_r [kg/m ³]	1,2963
D_t	0,002083

O que resulta num valor $q_i = 16,07$ W, somando somente as duas cargas térmicas condicionadas pela geometria da porta, obtém-se $Q_{total} = 204,11$ W.

“CASE STUDY” PARA A PORTA OPACA

Repetir-se-ão os cálculos para o caso onde a porta é totalmente sólida e terá empiricamente (visto o equipamento ter na realidade porta de vidro) o mesmo valor na espessura da porta do que no resto das faces. Em relação à Tabela 3.4 mudará somente o facto de todas as faces do equipamento serem de opções construtivas iguais (sólidas). Assim temos:

Tabela 3.28 – Determinação de R_t para a porta sólida

Determinação de R_t [K/W]			
Área Opaca	Resistência Convectiva	Interior	0,015813097
		Exterior	0,015813097
	Resistência Condução	Aço Galvanizado	7,09562E-06
		Poliuretano	0,263551613
		Polystyrol	0,000930182
	Resistência Total		0,296115084

Se considerarmos os mesmos fatores, ou seja, uma temperatura média exterior de funcionamento deste equipamento de 20°C e uma temperatura média de 5 °C para o interior da câmara, temos um valor de calor ganho pela envolvente (porta sólida) de $Q_{envol.} = 54,03 \text{ W}$

Aplicando a Equação (3.4), mas desta vez incluindo alterando os valores das variáveis para o caso da porta sólida, temos para o número médio de vezes que este equipamento é aberto (tendo em conta em o geometria de porta sólida), foi estipulado o valor de $P = 40$, para o tempo médio que a porta é aberta para a tiragem de qualquer produto o valor é $\theta_p = 3$ segundos, tendo em conta que em altura alguma a porta fica aberta, até porque tem fecho automático, ou seja, $\theta_s = 0$, por último sendo o horário de laboração deste equipamento de 10 horas ($\theta_a = 10$), resulta num valor de $D_t = 0,002$. Tomando como valores para a primeira equação:

Tabela 3.29 - Variáveis de abertura de porta para o caso da porta sólida

Variável	Valor
$v[\text{m/s}]$	0,4
$A[\text{m}^2]$	0,48
$h_i[\text{kJ/kg}]$ (Anexo A)	42
$h_r[\text{kJ/kg}]$ (AnexoA.)	11
$\rho_r[\text{kg/m}^3]$	1,2963
D_t	0,003333

Com estas variáveis obtemos um valor de $q_i = 28,7 \text{ W}$, adicionando a carga térmica pela envolvente da geometria da porta sólida, obtemos um valor de $Q_{total} = 79,73 \text{ W}$

Em conclusão e por observação dos resultados, mesmo com a diferença no número de abertura da carga térmica ser para o fabricante do equipamento importante no que diz respeito a dimensionar portas, a geometria da porta sólida será a melhor opção no que toca á carga térmica menor. Apesar de desde o inicio essa fosse a hipótese mais “credível” em termos de carga térmica, os valores apresentados em cima vieram prova-lo. Apesar todo o sistema de frio para suporta-la, tendo obviamente de dimensiona-lo de maneira diferente para o caso da porta de vidro.

4.Ambiente Experimental

4 AMBIENTE EXPERIMENTAL

O objetivo da realização de testes no âmbito deste trabalho foi a elaboração de resultados conclusivos sobre a eficiência de 10 equipamentos tanto de refrigeração de fármacos como de sangue sob variáveis de teste adversas, estabelecidas no sentido de conhecer o comportamento dos equipamentos sob as mesmas condições, e, se ainda assim cumpriam a sua função e os *set-points*.

4.1 INSTALAÇÃO EXPERIMENTAL

Como já foi supracitado, foram utilizados equipamentos de medição de temperatura, 2 termopares ligados a um Termómetro Digital 3 *data loggers*. A Figura 4.2 e a Figura 4.3, são a representação esquemática dos locais da colocação dos mesmos. No que toca aos termopares a colocação foi sempre a mesma, no que diz respeito aos *data loggers* por questões de avançamento, e de não influenciar o normal funcionamento da logística hospitalar, por vezes tiveram de ser deslocados uns centímetros tanto para o lado, ou mesmo, um pouco para frente ou para trás, mas nunca de forma significativa que pudessem não obedecer á localização que é esquematizada na figura.

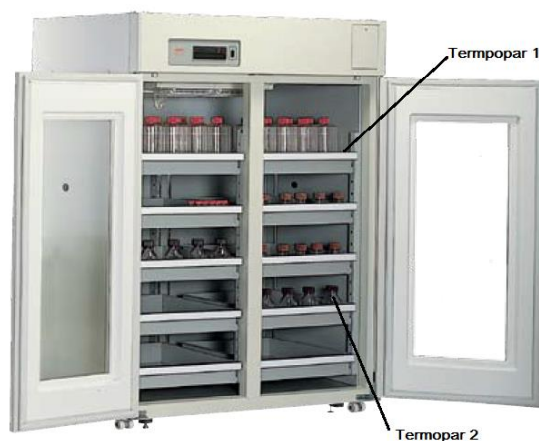


Figura 4.1 - Vista de frente, posicionamento dos termopares 1 e 2

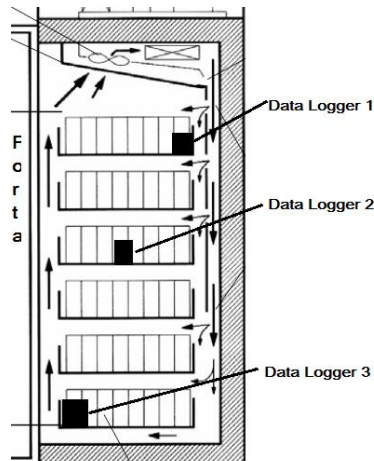


Figura 4.2 – Vista de lado, colocação dos data loggers.



Figura 4.3 – Colocação do multimetros suspenso e fixo para registo de dados



Figura 4.4 – Colocação do data logger 1

As figuras Figura 4.4 e Figura 4.5, são representações fotográficas da colocação, primeiro do Termómetro Digital que foi fixado às portas dos equipamentos para registo mais prático dos dados e a figura posterior da caixa de papel que continha os *data loggers*, isto para que se pudessem obter leituras mais próximas do que aconteceria por exemplo dentro da caixa de um fármaco.

Para o condicionamento de temperatura do ar nas salas de ensaio, foi utilizado o equipamento de regulação da temperatura da Figura 4.5, vulgo ar-condicionado.



Figura 4.5 – Equipamento de condicionamento da temperatura do ar da sala.(Famalicão)

4.2 TÉCNICAS EXPERIMENTAIS

No sentido de aferir a temperatura tanto nos equipamentos, como nas embalagens de sangue e nas caixas de fármacos, foram realizadas enumeras medições no local, daí este capítulo ter a denominação de métodos experimentais. Aqui serão descritas e justificadas de forma pormenorizada as etapas de medição em uso: i) medição das temperaturas interiores dos equipamentos em vários pontos; ii) medição da temperatura das embalagens de sangue, derivados e fármacos; iii) avaliação qualitativa através de fotografia termográfica do gradiente de temperaturas e “pontos quentes” dos equipamentos. Este capítulo surge então com o propósito de descrever os princípios subjacentes a cada técnica experimental e correlacionar as mesmas dentro do ambiente experimental.

4.2.1 MEDIÇÃO DE TEMPERATURAS

Na presente dissertação foram efetuadas medições de temperatura com recurso a um Termómetro Digital com dois termopares e 3 *data loggers*, as medições foram feitas com diferentes finalidades, como sendo:

- Temperatura em vários pontos distintos no interior dos equipamentos;
- Temperatura em 3 pontos distintos a partir da porta;
- Temperatura em 3 pontos distintos a partir do cimo/base do equipamento;

- Temperatura na face exterior das embalagens que contêm o sangue e medicação da temperatura dos fármacos exteriormente;

DATA LOGGERS

Os *data loggers* utilizados foram os “EL – USB -1” (Figura 5.1), existentes no Departamento de Engenharia Mecânica, este é um *data logger* de medição de temperatura USB com uma faixa de medição de - 35°C a 80°C. A aquisição de dados pode armazenar até 16.328 leituras. Algumas especificações podem ser enumeradas, tais como:

- Faixa: -35 a 80 ° C (-31 a 176 ° F)
- Repetibilidade: $\pm 0,5$ ° C ($\pm 0,2$ ° F)
- Resolução: 0,5 ° C (1,0 ° F)

Precisão:

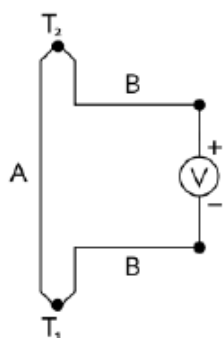
- Típico: $\pm 0,5$ ° C ($\pm 1,0$ ° F)
- Max: $\pm 1,5$ ° C ($\pm 3,0$ ° F)



Figura 4.6 . Data loggers de medição de temperatura(esquerda) e “Lay out” de apresentação do software Easy Log Usb(direita)

TERMOMETRO DIGITAL DIGITAL COM TERMOPARES

O princípio de funcionamento dos termopares assenta no *Efeito Seebeck*, que consiste na produção de uma tensão elétrica quando se submetem duas junções de materiais condutores diferentes, A e B, em circuito fechado a diferentes temperaturas, T_1 e T_2 (Figura 5.3 – Esquema do *Efeito de Seebeck*). A diferença de potencial que ocorre é proporcional á diferença de temperatura entre as junções. Conhecendo uma das temperaturas – junta fria – é possível determinar a temperatura a que está sujeita a outra junção.

Figura 4.7 – Esquema do *Efeito de Seebeck*

O par de materiais com que são construídos os termopares é normalmente normalizado e bem conhecida a relação entre a temperatura e a tensão produzida. Existem para isso várias combinações de pares de materiais, denominadas de “tipos”, de acordo com a gama de temperaturas a ser lida entre outros aspetos, como a sensibilidade ou resistência à corrosão. Na Tabela 5.1 encontram-se os tipos de termopares existentes, a sua sensibilidade, gama de temperaturas e limites de erro. Os termopares utilizados no Termómetro Digital são do tipo K, devido a possuírem uma gama de medida adequada ao presente trabalho, serem baratos e facilmente encontrados no mercado, devido à sua adaptabilidade. A Figura 5.4 representa o termómetro digital utilizado A Figura 5.5 representa um termopar tipo K utilizado nas medições.

Tabela 4.1 – Tipos de características de termopares. Adaptado de [8]

Tipo	Par metálico		Sensibilidade [$\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$]	Gama de temperatura [$^{\circ}\text{C}$]	Limites de erro [$^{\circ}\text{C}$]
	Positivo (+)	Negativo (-)			
K	Cromel, Ni-Cr	Alumel, Ni-Al	41	-200 a 1370	2,5
E	Cromel, Ni-Cr	Constantan, Cu-Ni	68	-270 a 1000	2,5
J	Ferro, Fe	Constantan, Cu-Ni	55	-210 a 760	2,5
N	Nicrosil, Ni-Cr-Si	Nisil, Ni-Cr-Mg	39	0 a 1100	2,5
B	Platina Ródio, Pt-30%Rh	Platina Ródio, Pt-6%Rh	10	0 a 1820	1,5
R	Platina Ródio, Pt-13%Rh	Platina, Pt	10	-50 a 1768	1,5
S	Platina Ródio, Pt-10%Rh	Platina, Pt	10	-50 a 1768	1,5
T	Cobre, Cu	Constantan, Cu, Ni	43	-270 a 400	1,0



Figura 4.8 – Termometro Digital FLUKE 52 K/J



Figura 4.9 - Termopar Tipo K

Tabela 4.2 – Incertezas de medição dos dispositivos

Dispositivo	U(K=2)°C
Data Logger(1,2,3)	0,67
Fluke(2 termopares)	0,59

4.3 ANÁLISE QUALITATIVA DA TEMPERATURA POR TERMOGRAFIA

Embora a radiação infravermelha (IR) não seja detetável ao olho humano, uma câmara de infravermelhos consegue de sobremaneira converter uma imagem que descreve uma variação de temperatura ao longo de um objeto ou uma mesma de imagem integral. O IR cobre a porção do espectro eletromagnético aproximadamente dos 0.9 a 14 μm . A radiação infravermelha é emitida por todos os objetos acima do zero absoluto, aumentando a quantidade de radiação refletida com o aumento da temperatura. Os componentes principais de uma camara de infravermelhos são: a lente, um detetor em forma de lente focal (FPA), possibilitando a “refrigeração” para o detetor, uma espécie de junta fria, a componente eletrónica de processamento da imagem e o a interface com o utilizador (software). [17]

MEDIÇÕES DE TEMPERATURA ATRAVÉS DE IR

A camara termográfica de infravermelhos é o método “online” mais expedito para analisar uma dada distribuição de temperaturas. Uma das principais vantagens em relação aos convencionais sistemas de termopares é a de permitir observar quase *in loco* todo o panorama de temperaturas que queremos analisar. Em trabalhos realizados com este tipo de tecnologia é possível

identificar fontes de perda de calor em refrigeração, que de outra maneira não seriam possíveis caso, por exemplo, os termopares não fossem colocados nos pontos fulcrais das perdas. [18].

Tabela 4.3 . Variação da emissividade e do real valor da temperatura em função da distância ao objeto. Adaptado de [19]

Distância [m]	Emissividade	Tem. Câmara[°C]	Temp. Termopar [°C]
2	0,9	15,1	14,7
3	0,9	15,1	14,7
4	0,89	15,1	14,7
5	0,88	15,1	14,7
6	0,88	15,1	14,7
7	0,87	14,4	14,7
8	0,86	14,4	14,7
9	0,85	14,4	14,7
10	0,85	14,4	14,7
11	0,84	14,3	14,7
12	0,83	14,1	14,7
13	0,83	14,1	14,7
14	0,82	14,1	14,7

MEDIÇÃO DA RADIAÇÃO INFRAVERMELHA

Na Figura 5.7 podemos ver que a radiação registada pelo sensor de imagem térmica consiste na emissão, reflexão e transmissão de ondas longas da radiação infravermelha através de um objeto, no campo de visão da câmara termográfica.

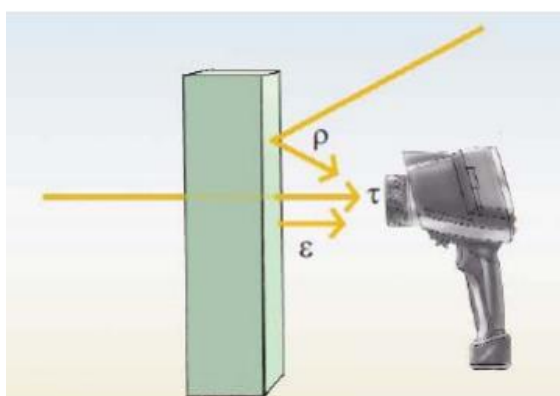


Figura 4.10 – Emissão, Reflexão e Transmissão. [19]

A aplicação da Lei de Stephan- Boltzmann para corpos cinzentos e não cinzentos mostra que a quantidade de calor transferido por radiação por unidade de área, de um corpo a uma dada temperatura T é dado por:

$$q_r = \epsilon \cdot \sigma \cdot T^4 \quad (4.1)$$

Alguns materiais apresentam valores específicos para os processos descritos, tais como mostram na Tabela 5.2.

Tabela 4.4 – Valores típicos dos processos para diferentes tipologias de corpos

Corpo	Emissividade ϵ	Reflexão ρ	Transmissão τ
Negro	$\epsilon=1$	$\rho=0$	$\tau=0$
Transparente	$\epsilon=0$	$\rho=0$	$\tau=1$
Espelho Perfeito	$\epsilon=0$	$\rho=1$	$\tau=0$
Superfície Opaca	$\epsilon+\rho=1$		$\tau=0$
Cinzentos	$\epsilon=\text{constante}$	$\rho=\text{constante}$	$\tau=0$



Figura 4.11 – Câmara Termográfica *Flir i3*.

CARACTERIZAÇÃO DA CÂMARA TERMOGRÁFICA

A câmara termográfica disponibilizada pelo Departamento de Engenharia Mecânica é uma *Flir i3*, com as características:

- Tipo de detetor: Sistema FPA (Focal Plane Array) de 320 x 340, com microbolómetro;
- Gama de medição de temperatura: - 20 °C a + 250°C;
- Precisão da medição de temperatura: $\pm 2^{\circ}\text{C}$ ou 2%;
- Sensibilidade Térmica (NETD): $\leq 0.055^{\circ}\text{C}$ (45mK);
- Total de pixéis: 3600;
- Banda espectral IR: 7,5 μm a 14 μm ;
- Distância mínima de focagem: 15 cm

4.4 MEDIÇÃO CONSUMOS DE ENERGIA ELÉTRICA

O equipamento utilizado para medir os consumos foi o *Logiligh Energy Meter* também disponibilizado pelo Professor Doutor Pedro Lobarinhas do Departamento de Engenharia Mecânica. Além da potencialidade de leitura e medição de consumos, este aparelho tem a capacidade para ler diferenças de potencial e intensidade de corrente, bem como permite a possibilidade de introduzir uma tarifa para a energia elétrica e faz diretamente o cálculo dos consumos (não permite introdução de regimes Bi/tri-horários)



Figura 4.12 – Logiligh Energy Meter

5. Análise de Resultados

5 ANÁLISE DE RESULTADOS

Neste capítulo serão abordadas as condições e procedimentos que envolveram os testes efetuados, ditam-se algumas condicionantes às medições e justificam-se algumas opções tomadas no sentido deste estudo se tornar mais abrangente.

Para além disso, serão mostrados e discutidos os resultados obtidos, nomeadamente quanto à variação das temperaturas “em teste”, através de elementos de visualização expedita como tabelas e gráficos, complementado com texto na explicação dos resultados.

5.1 PROCEDIMENTO DOS TESTES

Os testes foram conduzidos no sentido de comparar a eficiência e resposta dos equipamentos em ambiente normal e sob condições anómalas que foram provocadas. Resumidamente:

- Testes em condições de temperatura e solicitações de uso normais;
- Testes em condições de “stress” térmico aumentando a temperatura da sala;
- Testes o equipamento em falha de energia;
- Testes de abertura prolongada das portas;
- Testes com embalagens equivalentes a embalagens de fármacos;
- Testes às fugas de calor dos equipamentos e visualização dos “pontos quentes”.

O que se requeria deste tipo de testes e a informação útil a retirar dos mesmos passou por:

- Perceber as temperaturas no interior dos equipamentos;
- Entender a estratificação de temperaturas, tanto no sentido vertical como no sentido horizontal no interior dos mesmos;
- Perceber flutuações de temperatura pela abertura prolongada das portas;
- Entender a capacidade de recuperação aquando das situações limites exteriores;
- Conhecer a que temperaturas são solicitados o sangue e os fármacos através da colocação de *data loggers* no interior de caixas de cartão.
- Perceber os locais onde o equipamento “perde” mais calor através dos chamados “pontos quentes”;

NOTAÇÃO UTILIZADA

1. Foram criados códigos para cada equipamento: tal como já visto anteriormente, para facilitar a construção e a leitura das tabelas, respetivamente a cada equipamento. A relação código/Marca-Modelo está representada na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 – Código abreviativos utilizados.

Código	Marca	Modelo
1IHB	Olitrem	AP 600
2IHB	Sanyo	MBR.1404 GR
3IHF	Forma Scientific	3889
4IHF	Forma Scientific	3689
1FHB	Liebherr	Med Line LKUV 1612
8FHB	SANYO	MPR-1410
9FHB	Liebherr	GGU 1500
11FHB	FIOCCHETTI	Medika 140
2PCHB	Liebherr	LKUV 3910
3PCHB	Liebherr	LKUV 1610

2. O termo “Ocorrência Perigosa” usado nas tabelas, baseia-se nas medições onde a temperatura ultrapassou os +12°C por mais do que 15 minutos (recomendação da OMS para um evento adverso, que pode resultar em deterioração biológica e posterior inutilização dos produtos hospitalares necessitados de refrigeração).
3. Nas células das tabelas são usadas cores diferentes que indicam a que temperatura exterior corresponde o teste. Tal como mostra a tabela.

Tabela 5.2 – Notação de cores utilizada.

Sala a 20 °C	Sala a 28 °C	Sala a 32 °C

Para a mostragem dos resultados em tabelas ser de mais fácil leitura, os algarismos são formatados de maneira distinta. As temperaturas aparecem a vermelho ou azul, caso sejam a temperaturas mais alta e mais baixa respetivamente. Surgirão a negrito (azul ou vermelho), caso estejam fora dos set-points estabelecidos (< 2 °C ou > 8 °C) e posteriormente sublinhado se estiveram abaixo de 0 °C ou superior a 12 °C (caso ocorram).

Quanto á densidade de carga dos equipamentos testados, a Tabela 5.3 dá-nos a indicação sobre a densidade de ocupação dos equipamentos “á data” dos testes.

Tabela 5.3 – Densidade de carga dos equipamentos testados

Equipamento	Densidade de Carga		
	Baixa	Média	Elevada
1IHB		X	
2IHB			X
3IHF		X	
4IHF		X	
1FHB	X		
8FHB			X
9FHB	X		
11FHB	X		
2PCHB			X
3PCHB		X	

5.2 CONDICIONANTES E ERROS DE NAS MEDIÇÕES

Tratando-se de um ensaio em ambiente real, as condicionantes de teste foram muito significativas, assim não foi possível manter as portas tanto das salas como dos equipamentos fechadas a todo o tempo, visto que decorreram em situação de utilização normal (excetuando o teste da abertura de portas e da falha de energia elétrica), assim o facto da abertura das portas das salas poderá resultar num erro associado aos resultados, visto que no caso do ensaio da temperatura “extrema” de 32 °C a temperatura exterior à sala era substancialmente inferior (≈ 24 °C).

As temperaturas observadas dos termopares 1 e 2 resultam de registo totalmente manual efetuado com intervalos de 5 minutos, enquanto a periodicidade da *data loggers* no registo de valores é de 1 minuto só que neste caso o registo é automático e traduzido em tabelas de dados, daí que o registo manual apesar de cronometrado é suscetível de erro.

5.3 TESTE EM CONDIÇÕES “NORMAIS” (SALA A 20 °C)

Este teste decorreu durante 120 minutos consecutivos para cada equipamento com funcionamento dos mesmos totalmente regular, tal como as solicitações exteriores a nível de abertura de portas para tiragem de componentes.

A Tabela 5.4 mostra a distribuição de temperaturas - tendo em conta o posicionamento dos leitores de temperaturas – dentro dos equipamentos, para uma temperatura exterior de 20 °C.

Tabela 5.4 - Testes em condições de temperatura normais a 20 °C

	1IH B	2IH B	3IH F	4IH F	1FH B	8FH B	9FH B	11FH B	2PCH B	3PCH B
Termopar 1	6,2	5,4	5,1	5,0	4,8	4,7	4,6	5,9	4,6	4,5
Termopar 2	5,2	4,5	4,1	4,1	3,9	3,6	3,7	4,5	3,6	3,8
Data Logger1	6,1	5,4	5,0	5,0	4,7	4,7	4,5	5,7	4,5	4,5
Data Logger2	5,5	4,7	4,4	4,6	4,5	4,1	4,2	5,2	4,1	4,0
Data Logger3	5,1	4,5	4,2	4,2	4,3	3,7	3,6	4,4	3,6	3,9
\bar{T}	5,6	4,9	4,5	4,6	4,3	4,2	4,1	5,1	4,1	4,1
Variação Máxima	1,1	0,9	1,0	0,9	1,0	1,1	1,0	1,5	1,0	0,7

Neste teste consegue ver-se perfeitamente que para esta temperatura, que será uma temperatura média m do ano para a região em causa (Minho) ($\approx 20^\circ\text{C}$) [21], os equipamentos mantiveram as temperaturas perfeitamente dentro dos *set points* para a conversação ideal, nenhuma das temperaturas subiu nem desceu abaixo dos limites estabelecidos, e a variação máxima das temperaturas ao longo dos equipamentos foram bastante diminutas. No geral o melhor comportamento foi conseguido pelo “Liebherr LKUV 1610”, que manteve uma média de temperaturas e uma variação máxima excelente para este teste.

5.4 TESTE A 28 °C

O teste a 28°C decorreu apenas para 60 minutos de funcionamento dos equipamentos, isto pelo facto de ser uma temperatura mais elevada do que a média do ano, o que causaria desconforto térmico acentuado ao pessoal médico caso o teste decorresse durante mais tempo. A Tabela 5.5 demonstra os resultados obtidos para uma temperatura exterior controlado de 28°C, condições consideradas “moderadas”.

Tabela 5.5–Temperatura interior dos equipamentos sujeitos a temperaturas exteriores “moderadas”(28 °C)

	1IH B	2IH B	3I HF	4I HF	1F HB	8F HB	9F HB	11F HB	2PC HB	3PC HB
Termopar 1[°C]	6,9	7,2	6,6	6,4	5,7	6,5	5,6	7,4	5,7	5,8
Termopar 2[°C]	5,9	6,1	5,7	5,6	4,9	5,9	5,0	6,6	4,4	4,7
Data Logger1[°C]	6,8	6,9	6,5	6,3	5,5	6,2	5,5	7,1	5,6	5,8
Data Logger2[°C]	6,6	6,2	6,0	5,9	5,1	6,1	5,2	6,9	5,5	5,7
Data Logger3[°C]	6,1	5,7	5,6	5,5	4,8	5,8	5	6,6	4,4	5,1
\bar{T} [°C]	6,5	6,4	6,1	5,9	5,2	6,1	5,3	6,9	5,1	5,4
Variação Máxima[°C]	1,0	1,5	1,0	0,9	0,9	0,7	0,6	0,8	1,3	1,1
Incr.média Ref.(20°C) [°C]	0,9	1,5	1,5	1,3	0,9	1,9	1,2	1,8	1,0	1,3

Neste ensaio, foi introduzido o conceito de “Incremento máximo em relação á média” (Figura 5.1), que nos indica, que para 8°C de incremento feitos na temperatura exterior, por exemplo, o equipamento “SANYO MPR-1410” aumentou a sua temperatura média em quase 2°C. O equipamento que teve melhor comportamento em termos gerais foi o equipamento “Liebherr LKUV 3910“, que apesar do aumento da temperatura manteve uma média de temperaturas das mais baixas, apesar da estratificação de temperatura ter sido na ordem dos 1,3°C, o equipamento “Liebherr GGU 1500” obteve a menor estratificação, mas é rapidamente explicável pelo seu volume mais reduzido em relação aos outros equipamentos em estudo.

O teste a esta temperatura “controlada” mais elevada serve de certa maneira para alertar que a colocação nas prateleiras de cima – quando a temperatura exterior é mais elevada – torna-se mais arriscado, porque é neste local dos equipamentos onde são registadas as temperaturas mais elevadas, devido ao facto do ar quente (menos denso) se aglomerar neste local. ’

Como regra geral deverá ser tomada em conta também que não se deverão acumular materiais biológicos e fármacos nas paredes das camaras, de forma ao ar refrigerado poder circular livremente deixando atuar o efeito da convecção forçada e não obstruir a passagem do ar frio.

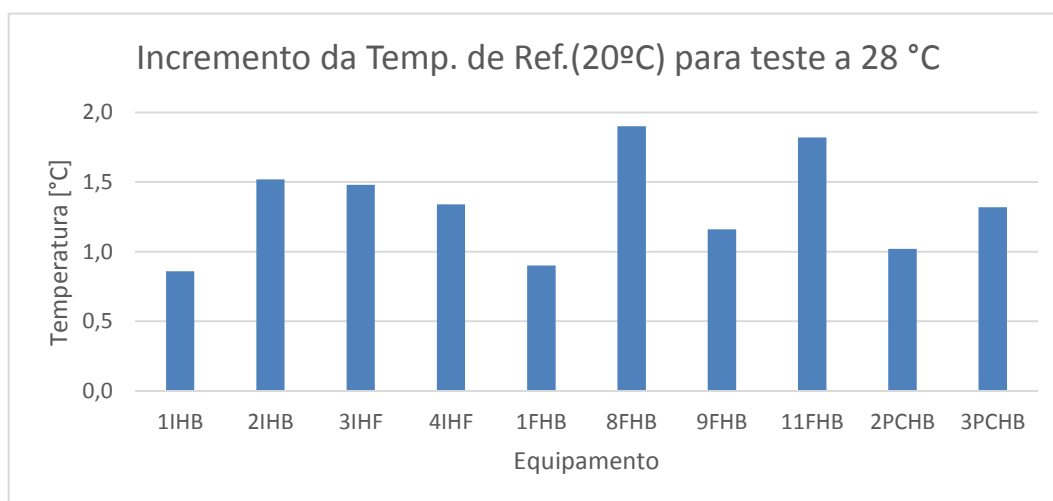


Figura 5.1 – Incremento da temperatura em relação á temperatura de referência (20°C) para cada equipamento.

5.5 TESTE A 32 °C

Apesar desta temperatura “limite” se verificar em média apenas em 4% dos dias do ano segundo o Instituto Português do Mar e da Atmosfera, foram realizados testes para esta temperatura controlado, sempre com o cuidado de que se as temperaturas saíssem fora da gama reque-

rida durante um intervalo de tempo mais longo, o teste seria interrompido de imediato para salvar a qualidade dos produtos em refrigeração. De notar também que neste teste não puderam ser analisados todos os 10 equipamentos listados até agora, pelo facto de existirem salas onde essa temperatura perturbaria o trabalho do pessoal médico e onde adjacentes a esses equipamentos existiam as arcas de congelação de $-70\text{ }^{\circ}\text{C}$ de crioprecipitados, existindo mesmo que a ínfima possibilidade de danificar esses produtos, optou-se por reduzir substancialmente o número de equipamentos testados, mas ainda assim os ensaios a esta temperatura decorreram para alguns dos equipamentos, para existir uma perceção de como se comportam os equipamentos a essas temperaturas “extremas”. Pelas razões explicitadas acima só foram possíveis analisar 4 equipamentos.

Tabela 5.6 - Temperatura interior dos equipamentos sujeitos a temperaturas exteriores “extrema” ($32\text{ }^{\circ}\text{C}$)

	1FHB	8FHB	9FHB	11FHB
Termopar 1 [$^{\circ}\text{C}$]	5,5	8,4	6,8	8,2
Termopar 2 [$^{\circ}\text{C}$]	4,2	7,1	5,9	7,5
Data Logger1 [$^{\circ}\text{C}$]	5	8,2	6,7	8,1
Data Logger2 [$^{\circ}\text{C}$]	4,8	7,5	6,4	7,7
Data Logger3 [$^{\circ}\text{C}$]	4,1	7,2	6,1	7,4
\bar{T} [$^{\circ}\text{C}$]	4,7	7,7	6,4	7,8
Variação Máxima [$^{\circ}\text{C}$]	1,4	1,3	0,9	0,8
Incr.média Ref.(20°C) [$^{\circ}\text{C}$]	0,4	3,5	2,3	0,9
Incr.média Ref.(28°C) [$^{\circ}\text{C}$]	-0,5	1,6	1,1	6,9

Neste teste (Tabela 5.6), foram registados 3 pontos onde as temperaturas subiram além dos 8°C nas medições pontuais (média de cada sensor durante o tempo de teste). No equipamento “SANYO MPR-1410”, o termopar 1 situado na prateleira de cima, registou a temperatura de 8.4 graus e o *data logger* 1 situado na mesma prateleira mas na posição traseira registou $8.2\text{ }^{\circ}\text{C}$, no mesmo sentido o equipamento “FIOCCHETTI Medika 140” registou também nos mesmos locais, temperaturas acima das recomendáveis, média das temperaturas registadas nestes dois equipamentos também se encontra perigosamente próximas de 8°C .

Uma particularidade observada neste teste, e depois de ter sido juntado mais um fator de comparação, que foi a diferença entre a média das temperaturas para os 28°C e a média agora medida para 32°C , fator esse que permitiu visualizar que o equipamento “Liebherr MedLine LKUV 1612” desceu a sua temperatura média em $0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ (Figura 5.2), daqui podemos extrapolar que este equipamento está efetivamente preparado para estas condições extremas de temperatura.

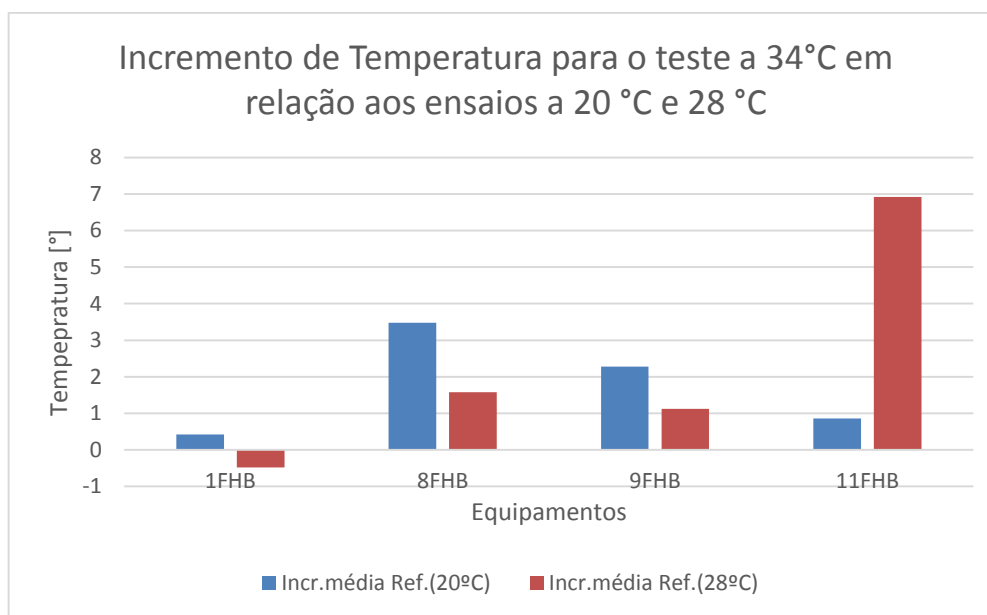


Figura 5.2 – Incremento de Temperatura para o teste a 32 °C em relação aos ensaios a 20 °C e 28 °C

Note-se quase em nota de rodapé e, como já referido anteriormente neste subcapítulo, que devido á perigosidade deste teste, as temperaturas só foram “mantidas” acima dos 8 °C no máximo 5 minutos, tempo ainda assim bastante respeitado pelo facto de a OMS advertir que, em nenhum caso deverão ser mantidos acima dos 12°C por mais de 15 minutos. [11].

5.6 TESTE “ABERTURA PROLONGADA DAS PORTAS”

Este teste só foi possível devido ao facto de na unidade hospitalar de Famalicão existir um equipamento que durante alguns dias se manteve vazio, e que normalmente continha hemoderivados no seu interior. Teria sido de todo conveniente testar mais equipamentos para que pudesse ser feita uma comparação de eficiência para este teste, infelizmente como se trabalha em ambiente real não foi possível fazê-lo dado o risco para os conservados em frio. Assim, e para uma temperatura externa registada na sala de 22°C foram conduzidos testes no sentido de perceber o comportamento do equipamento.

O equipamento em causa foi o 4IHF (“Forma Scientific 3689”) e o teste consistiu em deixar a porta aberta por 15 minutos, fechando-a posteriormente, registando as temperaturas observadas, tempo de recuperação e inércia á mudança para temperaturas mais elevadas (Tabela 5.7). Note-se novamente que o equipamento permaneceu vazio em todo o tempo, daí os dados não poderem ser diretamente correlacionados com o ensaio com produtos no seu interior

Tabela 5.7 – Dados relativos aos testes da abertura prolongada de portas

Código	4IHF
Termopar 1	5,1
Termopar 2	4,3
Data Logger1	5
Data Logger2	4,6
Data Logger3	4,3
Tempo até 8 °C(min)	9
Tempo até 12 °C(min)	13
Tem. Máx.(15 min)	14,1
Tem ate recuperar abaixo de 8 °C(min)	21

Importante perceber que o equipamento (apesar de vazio) permaneceu 9 minutos dentro das temperaturas exigidas, demorou ainda 13 minutos até atingir- e posteriormente - passar a temperatura indesejável dos 12 °C. A temperatura máxima que o equipamento atingiu aos 15 minutos de medição, foi a média dos 3 leitores presentes, que se estabeleceu nos 14.1 °C. Sendo que o último fator medido é aquele que mais ressalta á percepção da leitura e interpretação, porque demonstra que chegando á temperatura máxima de 14.1 °C, o equipamento ainda precisa de 21 minutos para conseguir descer ate á gama de temperaturas de segurança.

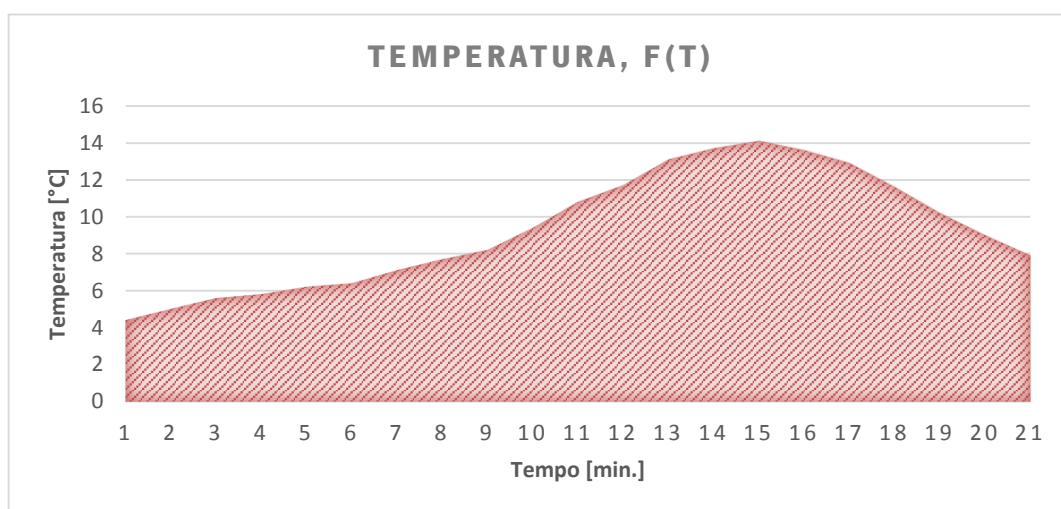


Figura 5.3 – Temperatura observada em função do tempo para o teste da abertura prolongada das portas

5.7 TESTE “FALHA DE ENERGIA ELÉTRICA”

Tal como o anterior, este teste só pode ser efetuado devido a um dos equipamentos não se encontrar em utilização. Este ensaio permitiu perceber a “velocidade” com que se dá o aumento da temperatura dentro do equipamento, quando fica sem energia elétrica, sujeito a uma tempera-

tura exterior – temperatura da sala - de 19,4°C. O equipamento utilizado foi 4IHF (“Forma Scientific 3689”) já utilizado no teste da abertura de portas. O teste decorreu em condições normais com a porta fechada. O tempo decorrido que consta na Tabela 5.8 até atingir determinada temperatura, foi calculado para o momento em que algum dos sensores atingisse essa temperatura, pois é a partir desse instante de tempo que os produtos se encontram em perigo de deterioração.

Tabela 5.8 – Medições para o teste de falha de energia elétrica

Código	4IHF	Equipamento 1000 L(32°C)
Data Logger1	4,8	n.d
Data Logger2	4,6	n.d
Data Logger3	4,3	n.d
até 8 °C	26	21
ate 12 °C	72	68
até 20 °C	221	194
>8 até 12 °	36	n.d

Este teste e os seus resultados, podem dar ao leitor uma perspetiva de algumas características intrínsecas ao aparelho (não obstante de que testes efetuados em mais do que um equipamento seriam de todo o modo mais conclusivos sobre a eficiência de cada um quanto á falha de energia), nomeadamente da eficiência do isolamento e da “inercia térmica”, um bom isolamento manterá obviamente a temperatura mais baixa durante mais tempo, o que está diretamente relacionado com a inércia térmica do equipamento.

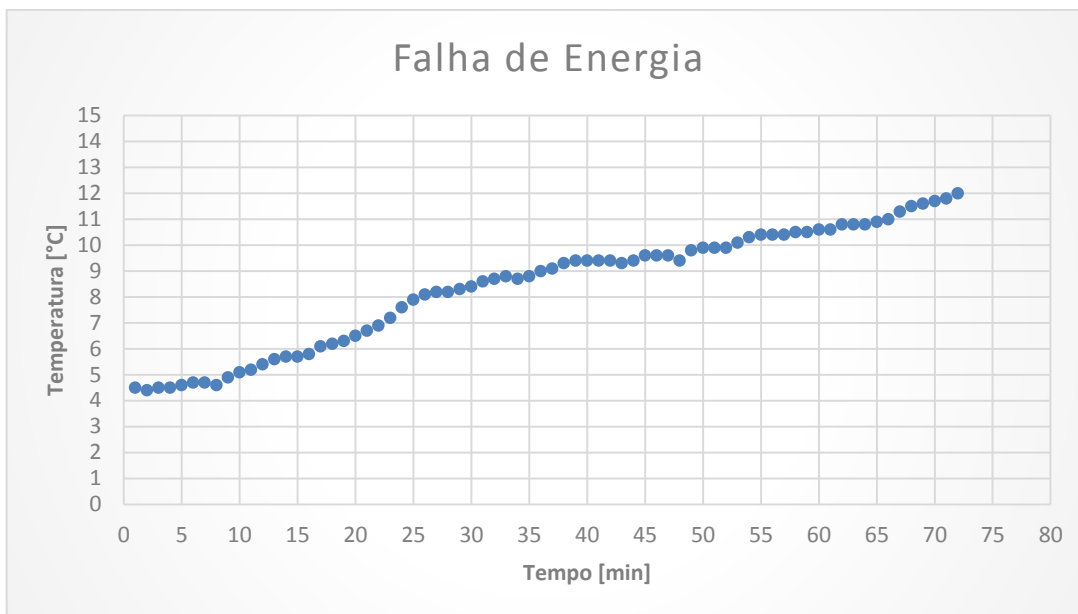


Figura 5.4 - Temperatura observada em função do tempo para o teste da abertura prolongada das portas

Em termos de comparação teórica com outros trabalhos realizados [20], um equipamento com um volume aproximado (1000 L), porta de vidro, num teste em condições de temperatura superior (32 °C), estabeleceu os resultados que aparecem na coluna do lado direito da Tabela 5.8. Não se podem correlacionar diretamente os dados, somente foi colocado neste trabalho para servir de *standart* ao leitor, para que se possa ter uma noção dos valores que um teste destes pode devolver.

No caso do equipamento em estudo, alguns valores se podem realçar (ainda que, mais uma vez se refere que o equipamento se encontrava vazio no momento do teste), o primeiro dos quais, o facto de mesmo depois de falha elétrica o equipamento permanecer 26 minutos nas temperaturas ideais de refrigeração e só ao fim demais de 1h12 min é que atinge a temperatura crítica de 12 °, da qual a permanência não é adequada, ainda que mesmo depois de atingir os 8°C, existia um intervalo de tempo de 36 minutos (última linha da tabela) para salvaguardar os conservados antes da deterioração.

5.8 CONSUMOS DE ENERGIA ELÉTRICA

Os testes de consumos de energia decorreram em média durante 24h para cada equipamento, a uma temperatura que nesses mesmos dias foi dos 19 aos 22°C (primeira coluna) e os valores foram medidos em laboração normal do pessoal médico, na última linha aparecem os valores das medições feitas em altura do ano em que a temperatura rondou durante os 3 dias os

≈27°C, isto para que se possa ter uma noção da disparidade de consumos em função da temperatura

Tabela 5.9 – Consumos energéticos e custos anuais de energia elétrica

	1IHB	2IHB	3IHF	4IHF	1FHB	8FHB	9FHB	11FHB	2PCHB	3PCHB
Consumos 21 °C [kWh/ano]	1587,6	3805,8	1475,1	1923,6	521,2	2079,8	485,6	745	749,8	458,2
Custo anual (0,15€/kWh)21°C [€/ano]	238,14	570,87	221,265	288,54	78,18	311,97	72,84	111,8	112,47	68,73
Consumos 27°C [kWh/ano]	2265	5730,5	1880,2	2523,2	665,1	2611,7	618	1062,9	1129	589,5
Custo anual (0,15€/kWh)-27°C [€/ano]	339,75	859,57	282,03	378,47	99,77	391,76	92,69	159,43	169,35	88,42
Volume[L]	517	1287	588	1034	141	1365	133	140	360	141
Diferença de Custo(27-21) [€/ano]	101,61	288,7	60,77	89,93	21,59	79,79	19,85	47,68	56,88	19,69

Neste tabela foi introduzido o volume útil dos equipamentos para que fosse possível comparar os consumos, visto obviamente que o volume será um dos fatores de um maior ou menor consumo, ainda que tipicamente não em proporção direta. [20]

Daqui também se pode retirar que os equipamentos da “Liebherr” são os mais eficientes energeticamente, a título de exemplo, um dos equipamentos da marca referida tem um consumo somente maior em 4 kWh/ano em comparação com outro (FIOCCHETTI) que tem um terço do volume útil.

O facto de se ter calculado os gastos de cada equipamento, dá-nos imediatamente uma ideia dos consumos em € de cada um - significativa em alguns casos - como o “Sanyo MBR.1404 GR” que extrapolando o valor do consumo energético, consome quase 600 €/ano, se a média de temperatura subir $\approx 5^{\circ}\text{C}$, consome mais 288,70 €, em média os equipamentos consomem mais 524,3 kWh/ano (dados não constam da tabela) com o aumento da temperatura de 5°C , o que resulta num aumento médio de 78,25 € por equipamento na fatura energética.

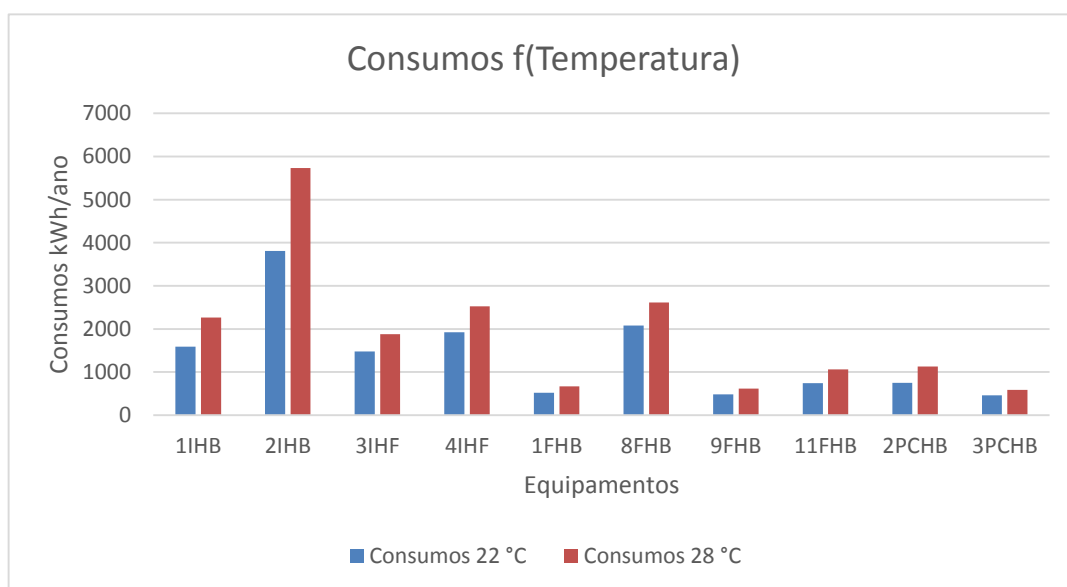


Figura 5.5 – Consumos em função das temperaturas de ensaio.

5.9 ANÁLISE SUMÁRIA

A Tabela 5.10 é o resultado da média das temperaturas de todos os sensores de temperatura, em função de cada temperatura média exterior por equipamento analisado.

Tabela 5.10 – Media Global por cada equipamento e por cada temperatura testada

	1IHB	2IHB	3IHF	4IHF	1FHB	8FHB	9FHB	11FHB	2PCHB	3PCHB
20 °C	5,6	4,9	4,6	4,6	4,3	4,2	4,1	5,1	4,1	4,1
28 °C	6,5	6,4	6,1	5,9	5,2	6,1	5,3	6,9	5,1	5,4
32 °C					4,7	7,7	6,4	7,8		

Para visualmente se compreender melhor a relação de temperaturas em função da temperatura exterior, podemos fazê-lo através da Figura 5.6, onde ressalta a vista o pormenor que já tinha sido referido anteriormente, o equipamento 1FHB “LiebherrMed Line LKUV 1612” baixou a sua temperatura média (em 0,5 °C) para o ensaio a 32°C em relação ao ensaio anterior de 28°C.

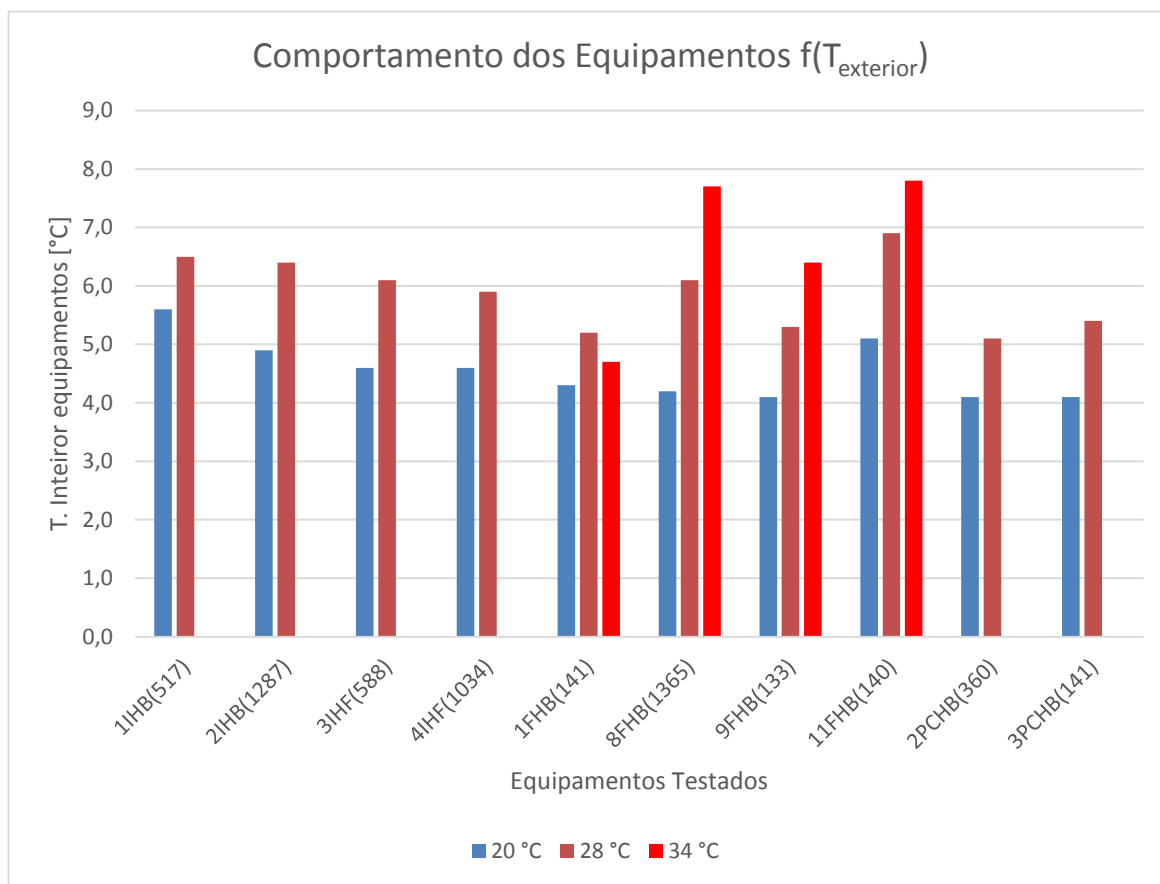


Figura 5.6 - Comportamento (temperatura interior) dos equipamentos em função da temperatura exterior “controlada”.

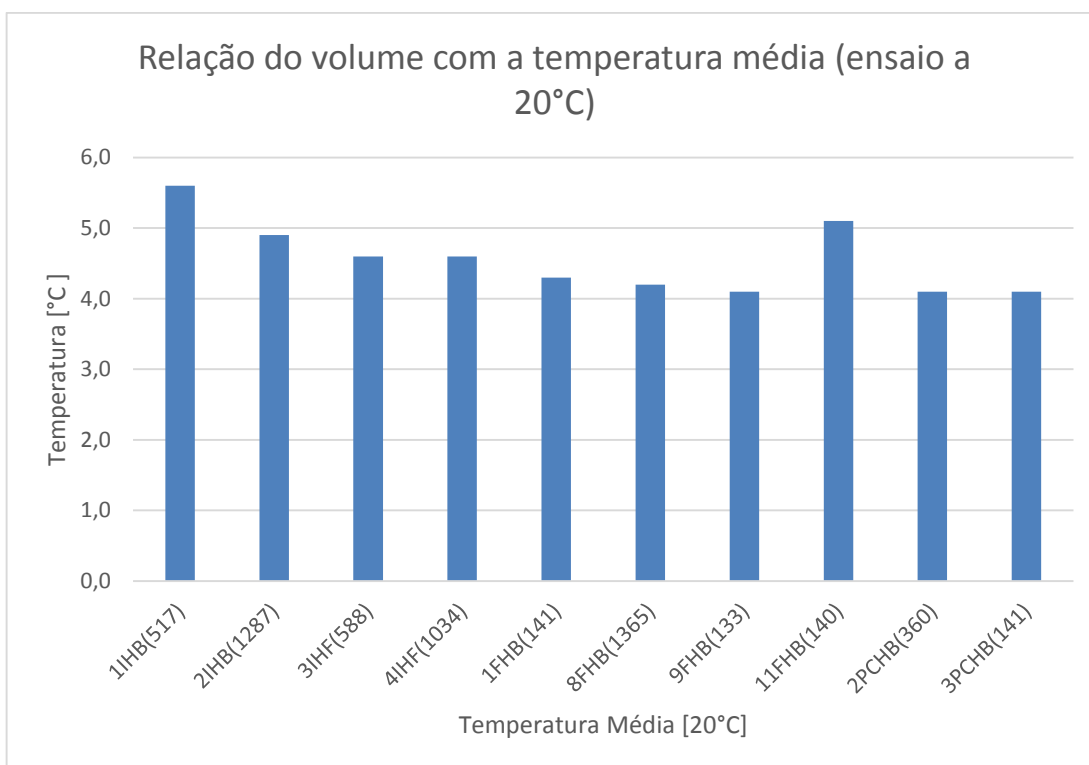


Figura 5.7 – Relação do volume com a temperatura média dos equipamentos (ensaio a 20 °C)

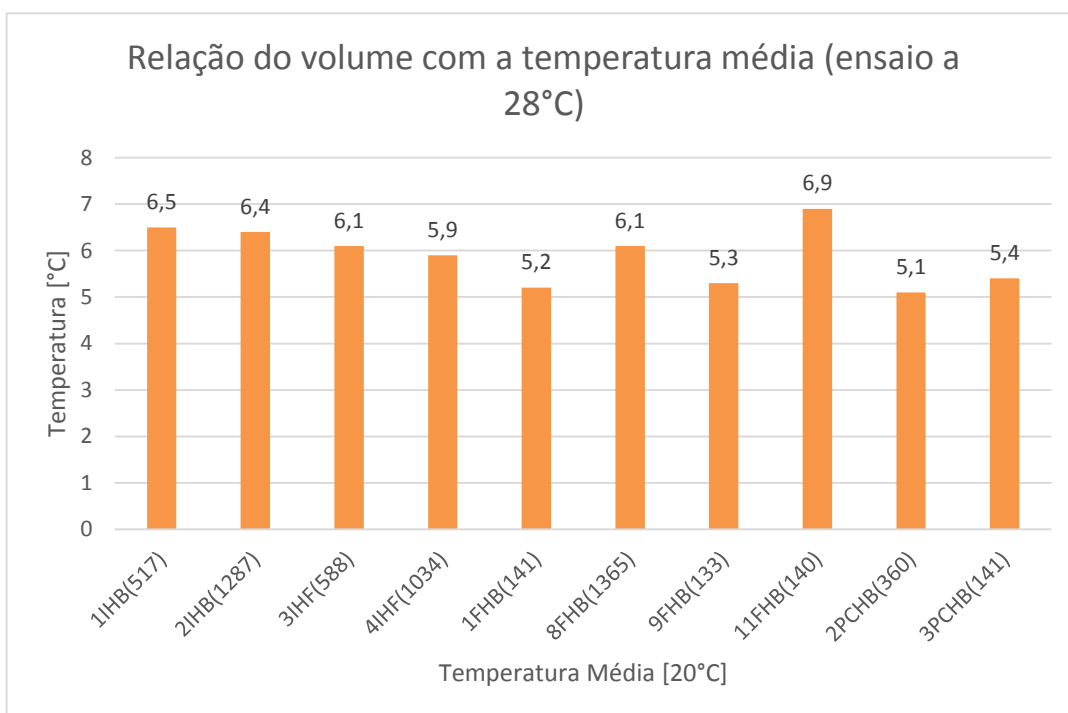


Figura 5.8 - Relação do volume com a temperatura média para o ensaio a 28°C

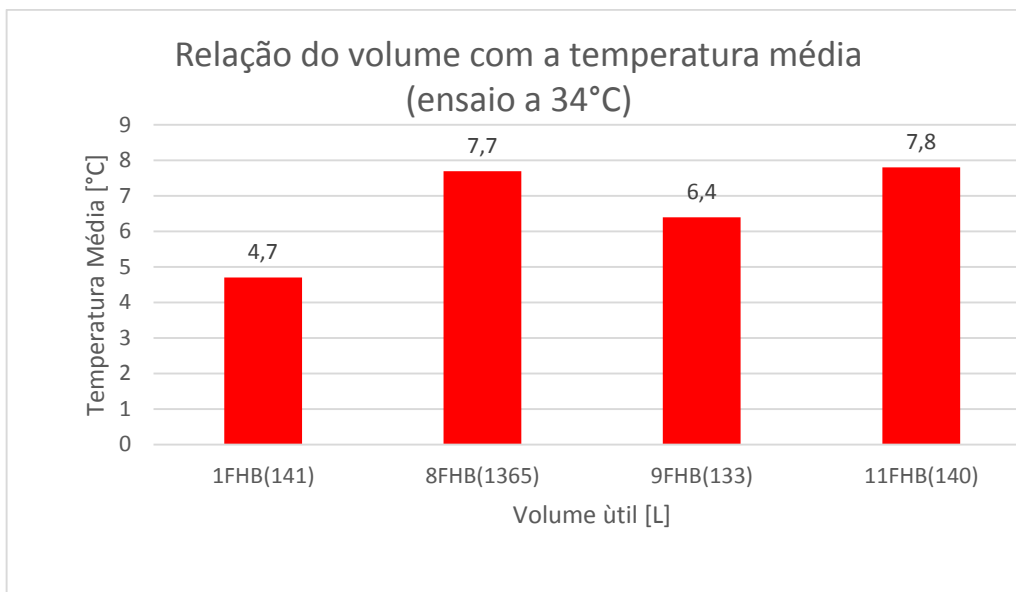


Figura 5.9 - Relação do volume com a temperatura média para o ensaio a 32°C

Na procura de estabelecer uma relação entre a volumetria útil da camara e o seu comportamento em relação ao aumento da temperatura exterior, surgiram a Tabela 5.6 e a Figura 5.9. Era presumível que os equipamentos com um volume menor suportassem de uma maneira pior os aumentos da temperatura, o que veio a revelar-se de certa maneira, pois o equipamento com um dos volumes mais reduzidos, foi o que teve o pior desempenho global nos 3 ensaios (o desempenho dos 2 primeiros ensaios é claramente mais valorizável visto que no último ensaio não constam todos os equipamentos).

Ainda assim, este tipo de constatação não será correta, não podendo ser extrapolado que todo o equipamento com volume reduzido terá um comportamento geralmente mais fraco com a subida da temperatura (se bem que empiricamente isso se possa pensar), visto que temos 3 equipamentos de grande volumetria e 4 de volumetria mais reduzida (os outros 3 podem ser considerados de volumetria média ≈ 500 L), no global os equipamentos de volume mais reduzido conseguem médias bem mais baixas em relação aos de volume maior.

ESTRATIFICAÇÃO DE TEMPERATURA INTERIOR COM O AUMENTO DA TEMPERATURA EXTERIOR

Neste subcapítulo de demonstração de resultados, apresenta-se uma perspetiva (meramente) ilustrativa sobre a mudança na temperatura interna dos equipamentos em função do aumento da temperatura externa, realizado por programação em *Microsoft Excel*.

Nesta comparação gráfica, aparecem somente os equipamentos que foram testados às 3 temperaturas (20°C, 28 °C, 32 °C) e representa a vista de lado dos equipamentos. O tamanho das células têm em conta (hipoteticamente) o volume comparativo dos equipamentos, a célula vertical a negro corresponde á porta.

LIEBHERR MED LINE LKUV 1612



Figura 5.10 – Gradiente de temperatura

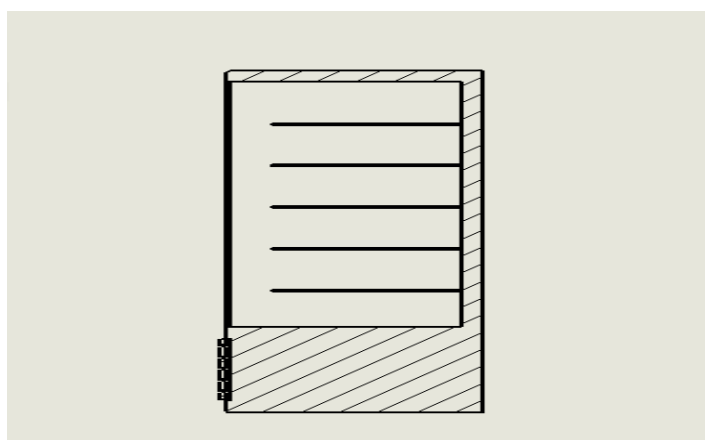


Figura 5.11 – Representação do equipamento em corte

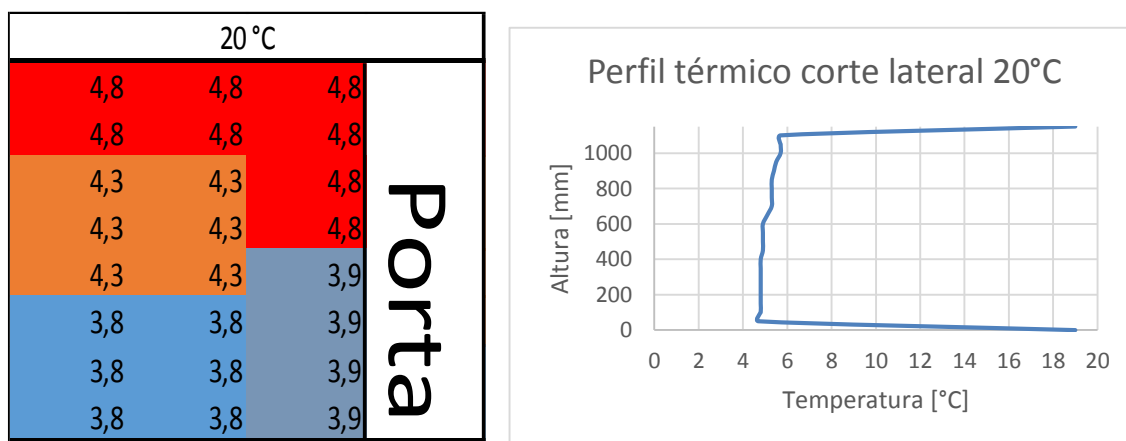


Figura 5.12 - Estratificação da temperatura em corte a 20°C. LIEBHERR MED LINE LKUV 1612

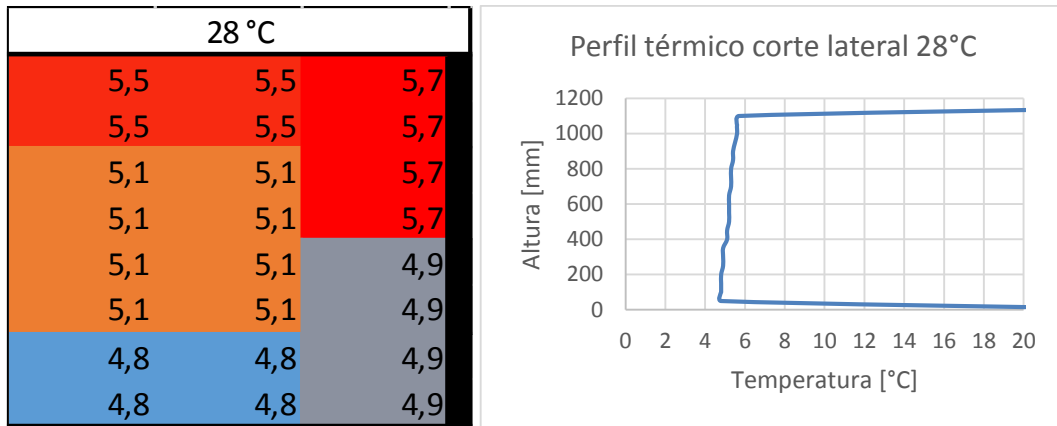
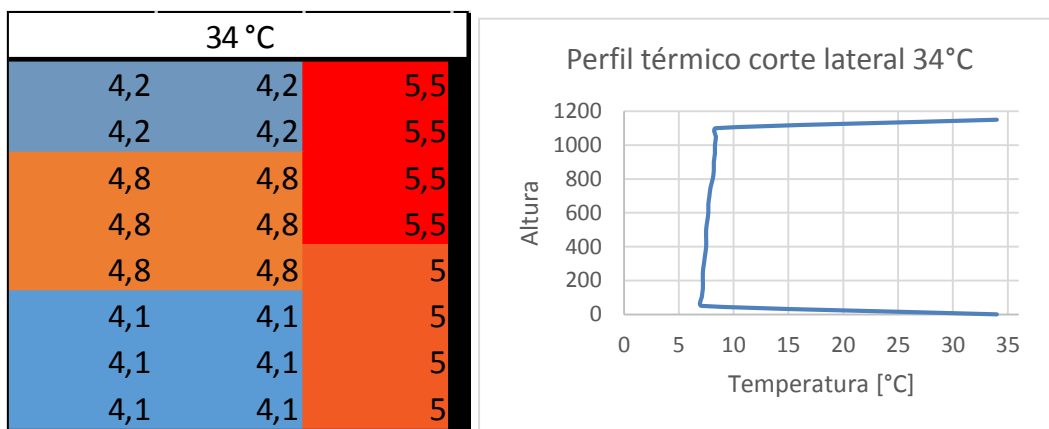


Figura 5.13 - Estratificação da temperatura em corte a 28°C. LIEBHERR MED LINE LKUV 1612



SANYO MPR-1410



20 °C			
4,6	4,6	4,6	4,7
4,6	4,6	4,6	4,7
4,6	4,6	4,6	4,7
4,6	4,6	4,6	4,7
4,1	4,1	4,1	4,7
4,1	4,1	4,1	4,7
4,1	4,1	4,1	3,6
4,1	4,1	4,1	3,6
3,7	3,7	3,7	3,6
3,7	3,7	3,7	3,6
3,7	3,7	3,7	3,6
3,7	3,7	3,7	3,6



28 °C			
6,2	6,2	6,2	6,5
6,2	6,2	6,2	6,5
6,2	6,2	6,2	6,5
6,2	6,2	6,2	6,5
6,1	6,1	6,1	6,5
6,1	6,1	6,1	6,5
6,1	6,1	6,1	5,9
6,1	6,1	6,1	5,9
6,1	6,1	6,1	5,9
5,8	5,8	5,8	5,9
5,8	5,8	5,8	5,9
5,8	5,8	5,8	5,9



34 °C			
8,2	8,2	8,2	8,4
8,2	8,2	8,2	8,4
8,2	8,2	8,2	8,4
8,2	8,2	8,2	8,4
7,5	7,5	7,5	8,4
7,5	7,5	7,5	8,4
7,5	7,5	7,5	7,1
7,5	7,5	7,5	7,1
7,2	7,2	7,2	7,1
7,2	7,2	7,2	7,1
7,2	7,2	7,2	7,1
7,2	7,2	7,2	7,1

LIEBHERR GGU 1500



20°C

4,5	4,5	4,6	4,6
4,5	4,5	4,6	4,6
4,5	4,5	4,6	4,6
4,4	4,4	4,5	4,5
4,4	4,4	4,5	4,5
4,1	4,1	4,5	4,5
4,1	4,1	4,5	4,5
4,1	4,1	4,5	4,5



28°C

5,5	5,5	5,6	5,6
5,5	5,5	5,6	5,6
5,5	5,5	5,6	5,6
5,3	5,3	5,6	5,6
5,3	5,3	5,5	5,5
5,3	5,3	5,5	5,5
5,2	5,2	5,5	5,5
5,2	5,2	5,5	5,5



34°C

6,7	6,7	6,8	6,8
6,7	6,7	6,8	6,8
6,7	6,7	6,8	6,8
6,6	6,6	6,8	6,8
6,6	6,6	6,8	6,8
6,5	6,5	6,8	6,8
6,5	6,5	6,8	6,8
6,5	6,5	6,8	6,8

TEMPERATURA EM FUNÇÃO DO TEMPO DE TESTE PARA CADA EQUIPAMENTO E PARA CADA SENSOR

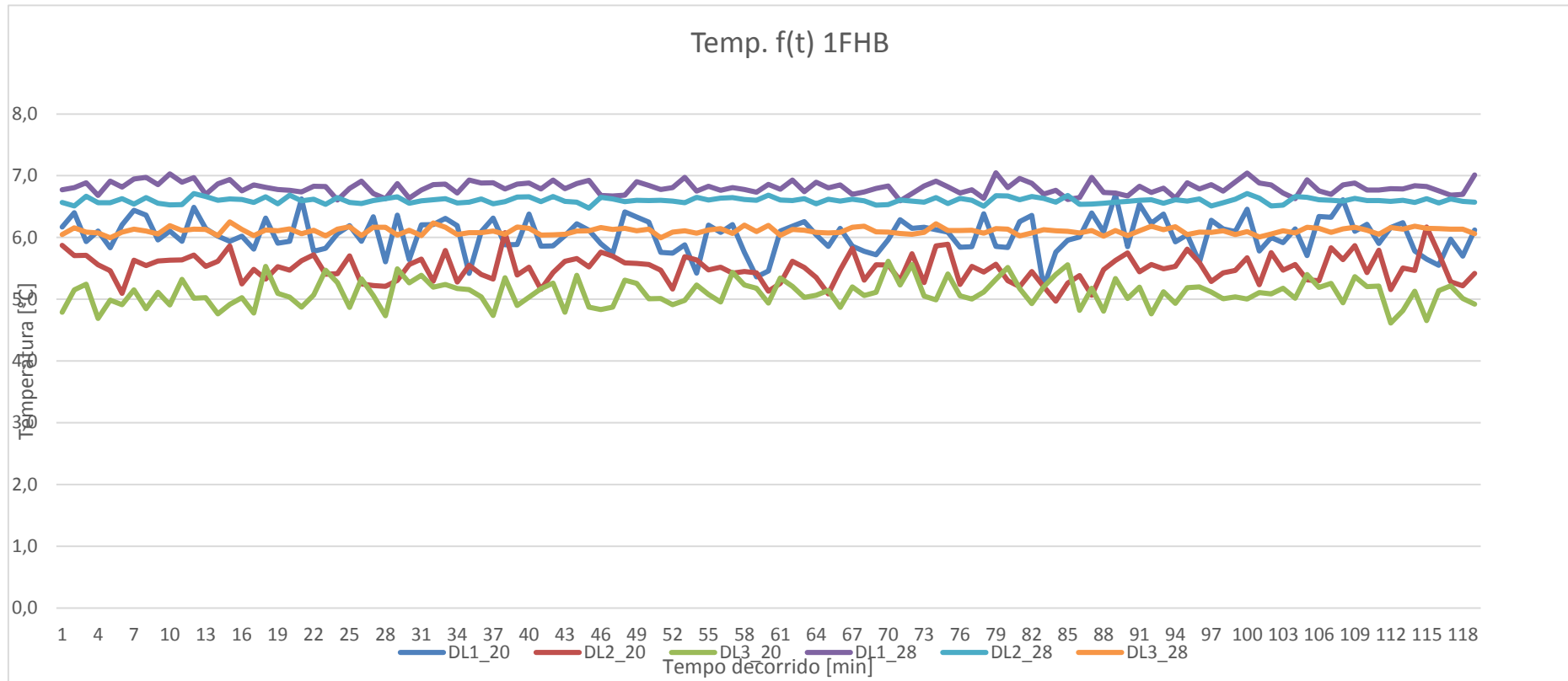


Figura 5.14 - Temperatura em função do tempo do equipamento 1IHB para o teste a 20°C e 28°C.

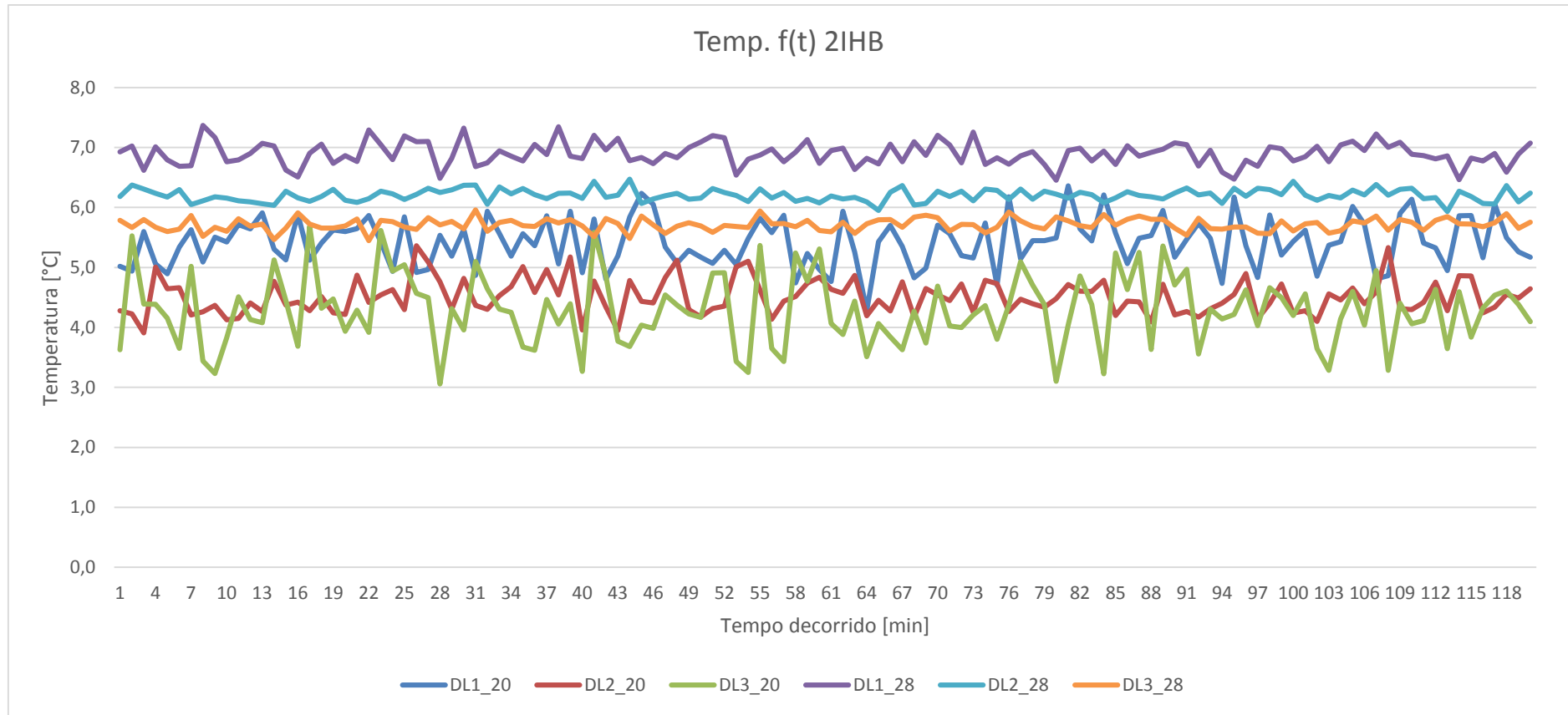


Figura 5.15 - Temperatura em função do tempo do equipamento 2IHB para o teste a 20°C e 28°C.

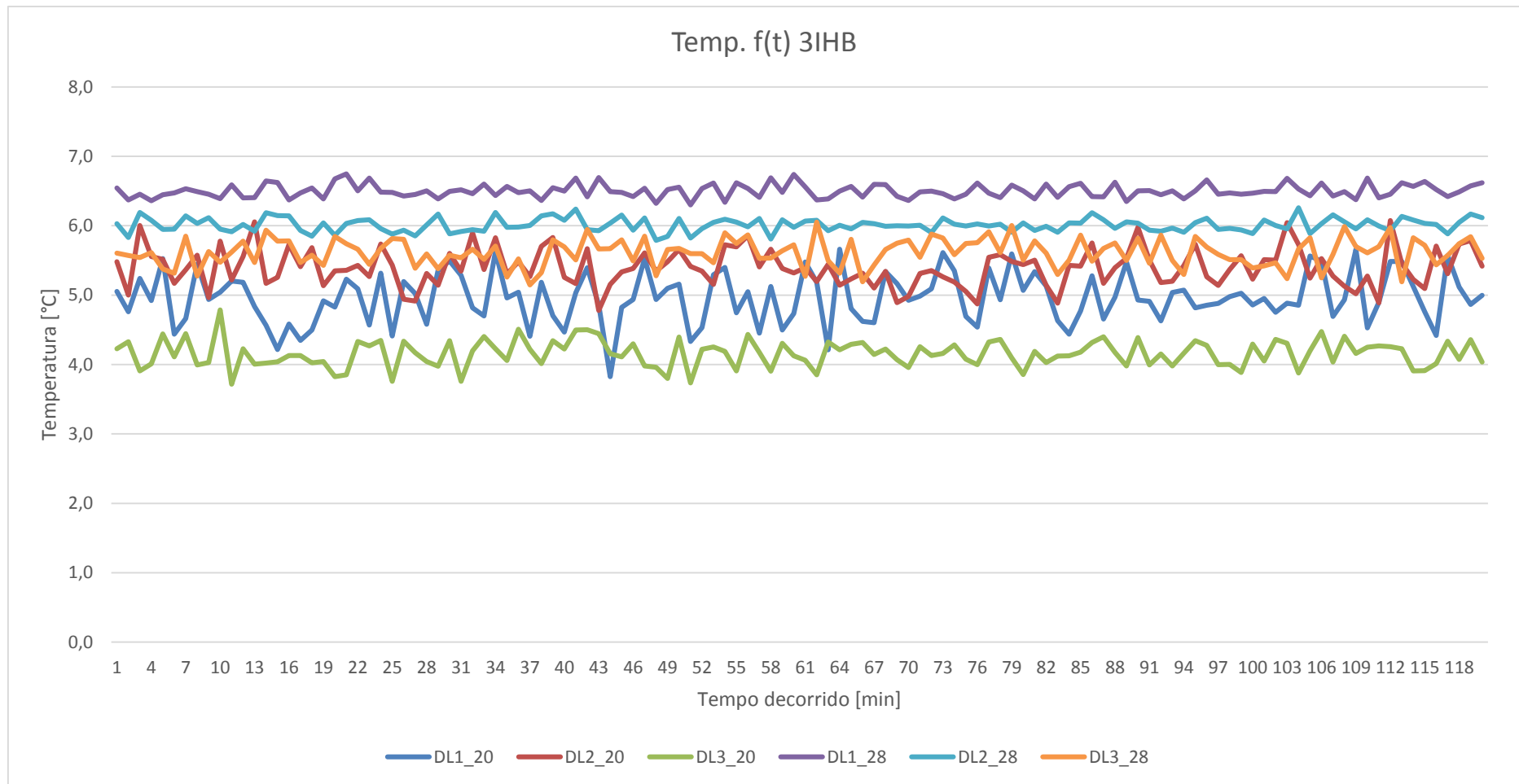


Figura 5.16 - Temperatura em função do tempo do equipamento 3IHB para o teste a 20°C e 28°C.

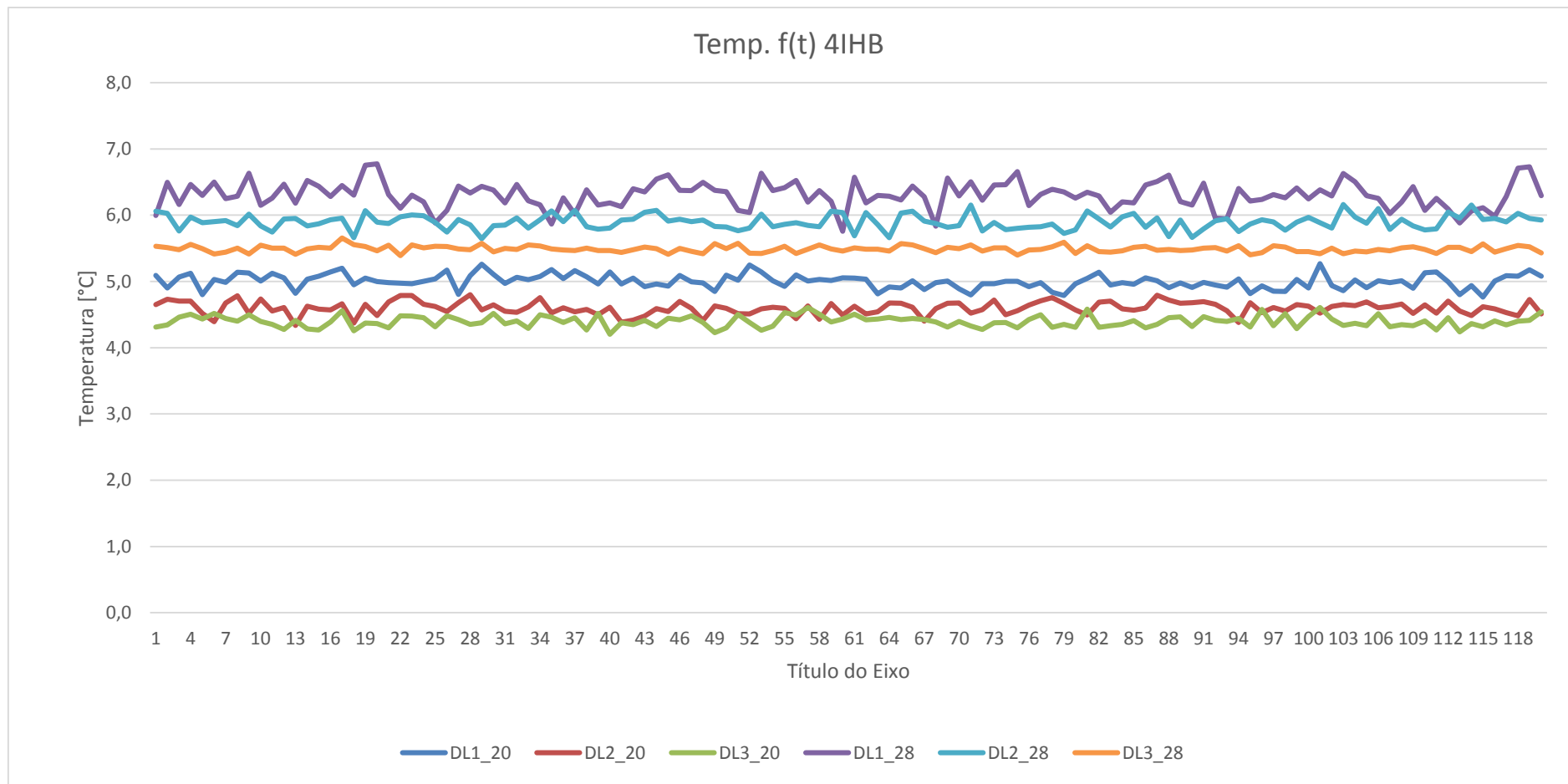


Figura 5.17 – Temperatura em função do tempo do equipamento 4IHB para o teste a 20°C e 28 °C.

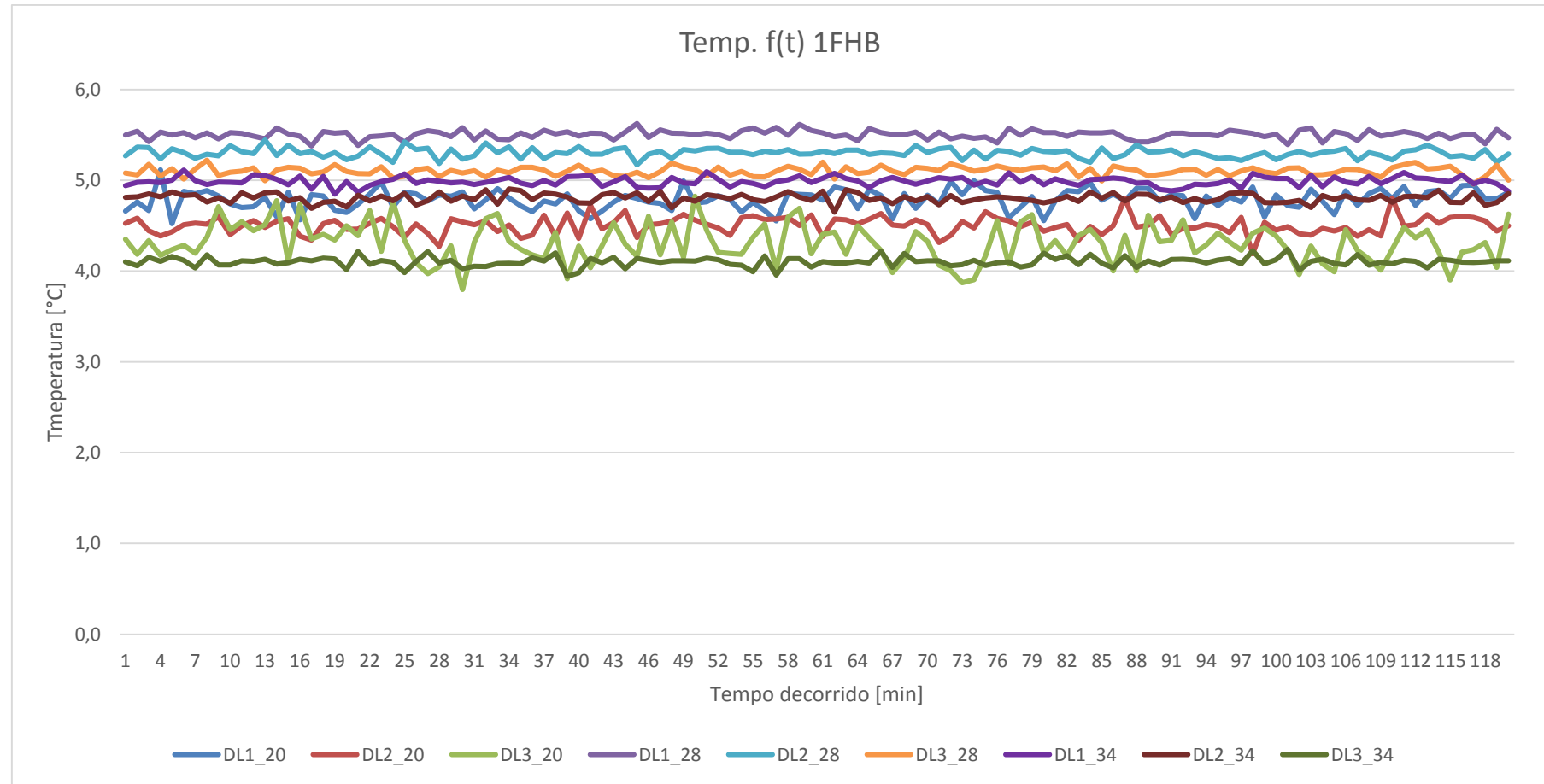


Figura 5.18 - Temperatura em função do tempo do equipamento 1FHB para o teste a 20°C, 28 °C e 32 °C

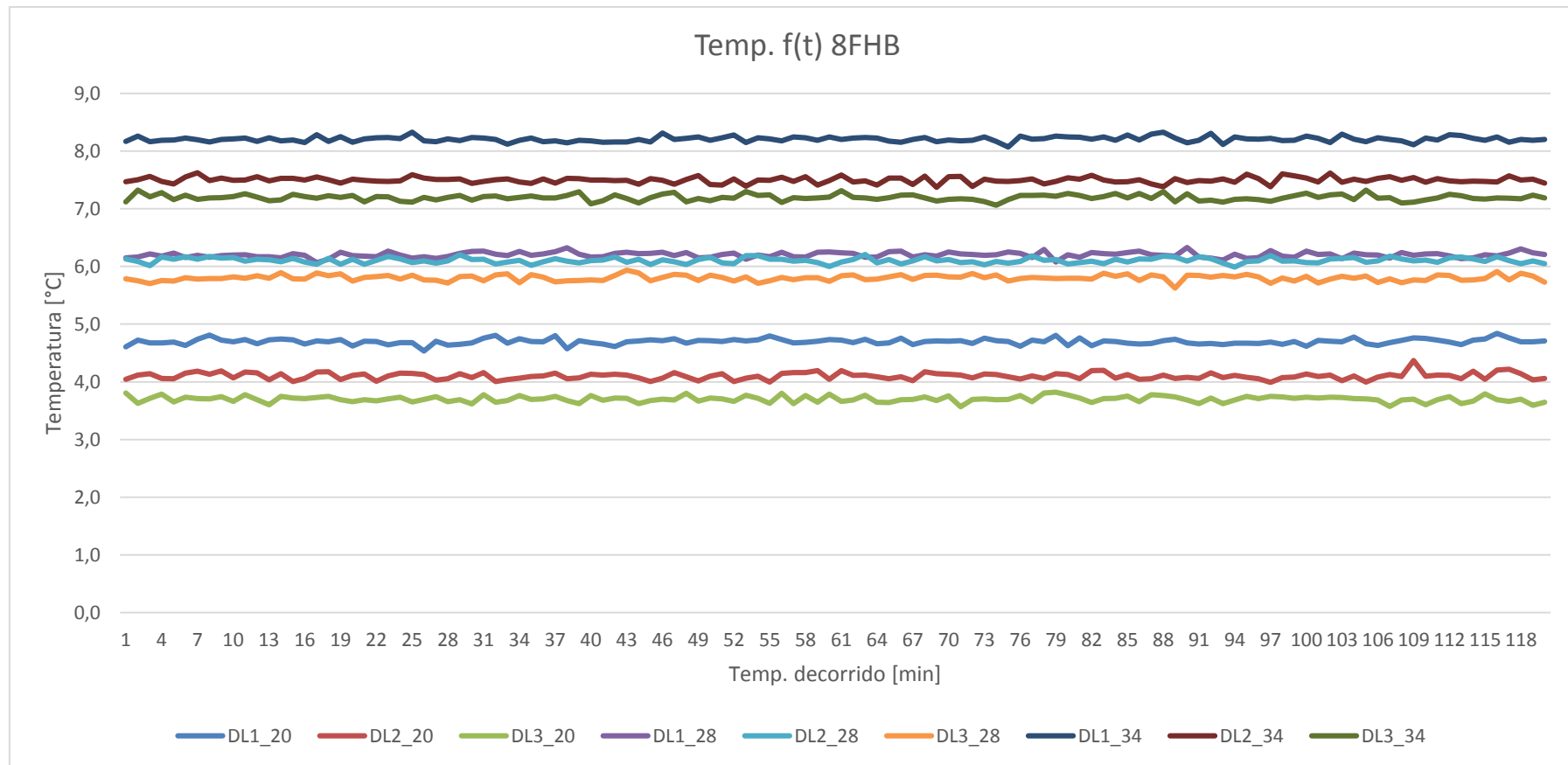


Figura 5.19 - Temperatura em função do tempo do equipamento 8FHB para o teste a 20°C

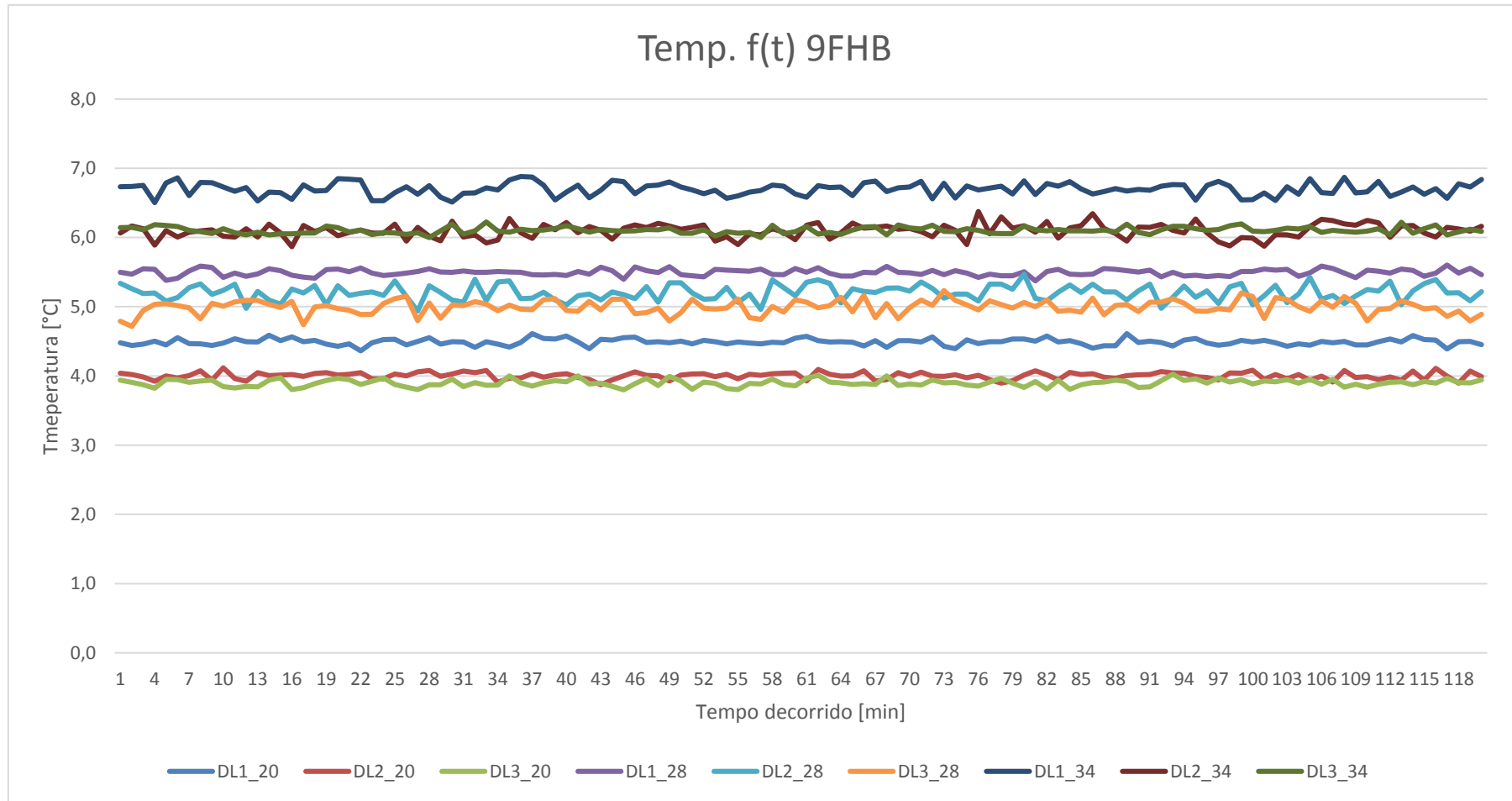


Figura 5.20 - Temperatura em função do tempo do equipamento 9FHB para os teste a 20°C, 28 °C e 32°C

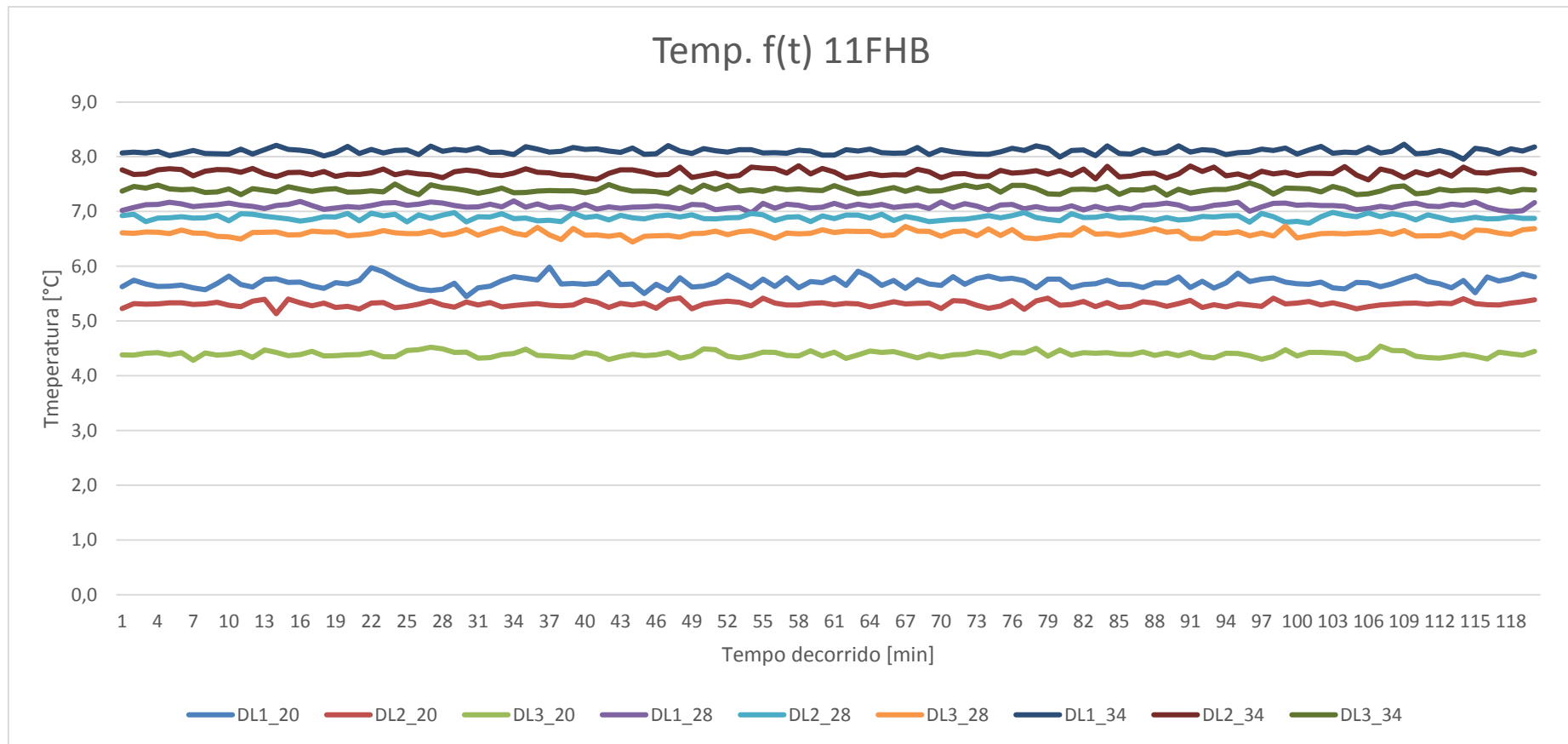


Figura 5.21 - Temperatura em função do tempo do equipamento 11FHB para os testes a 20°C, 28°C e 32°C.

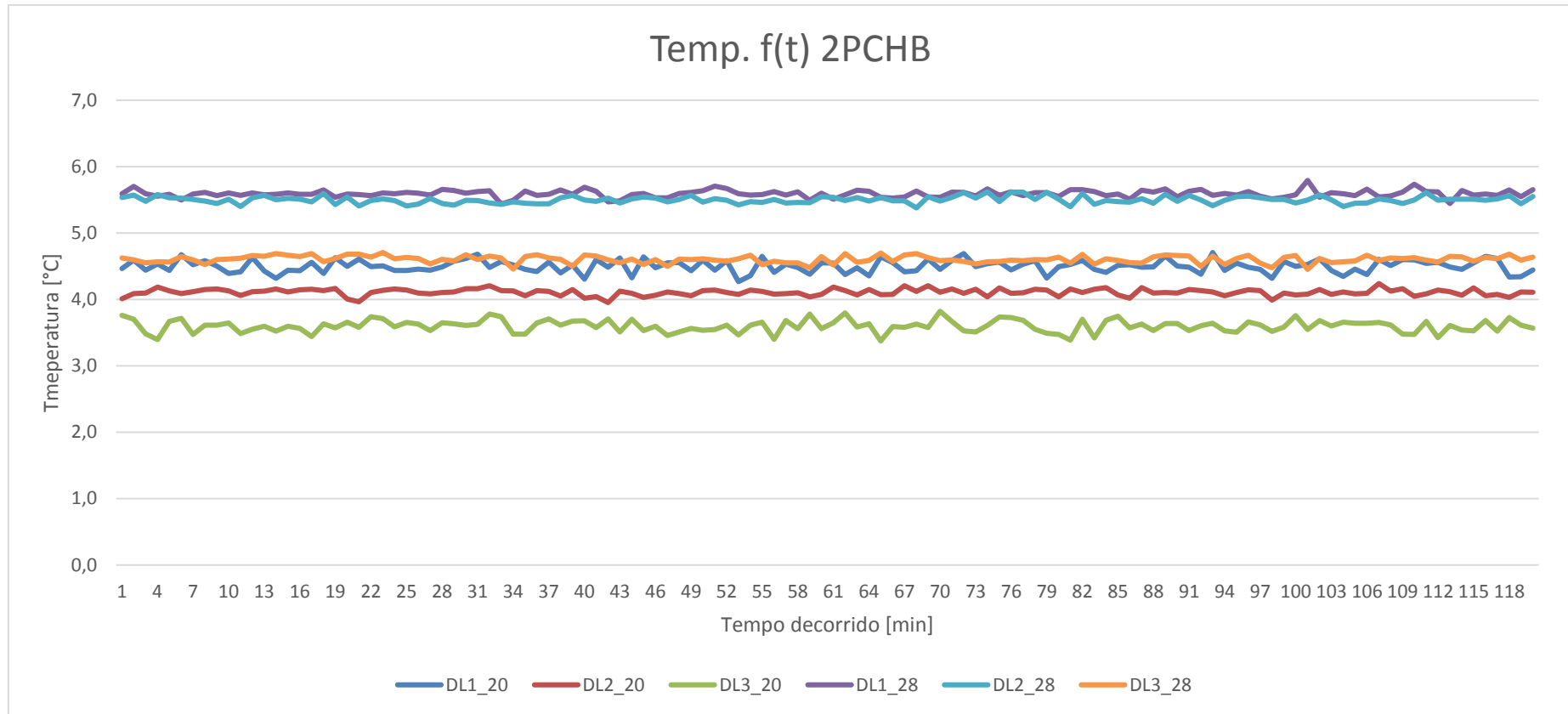


Figura 5.22 - Temperatura em função do tempo do equipamento 2PCHB para os teste a 20°C,28°C e 32°C

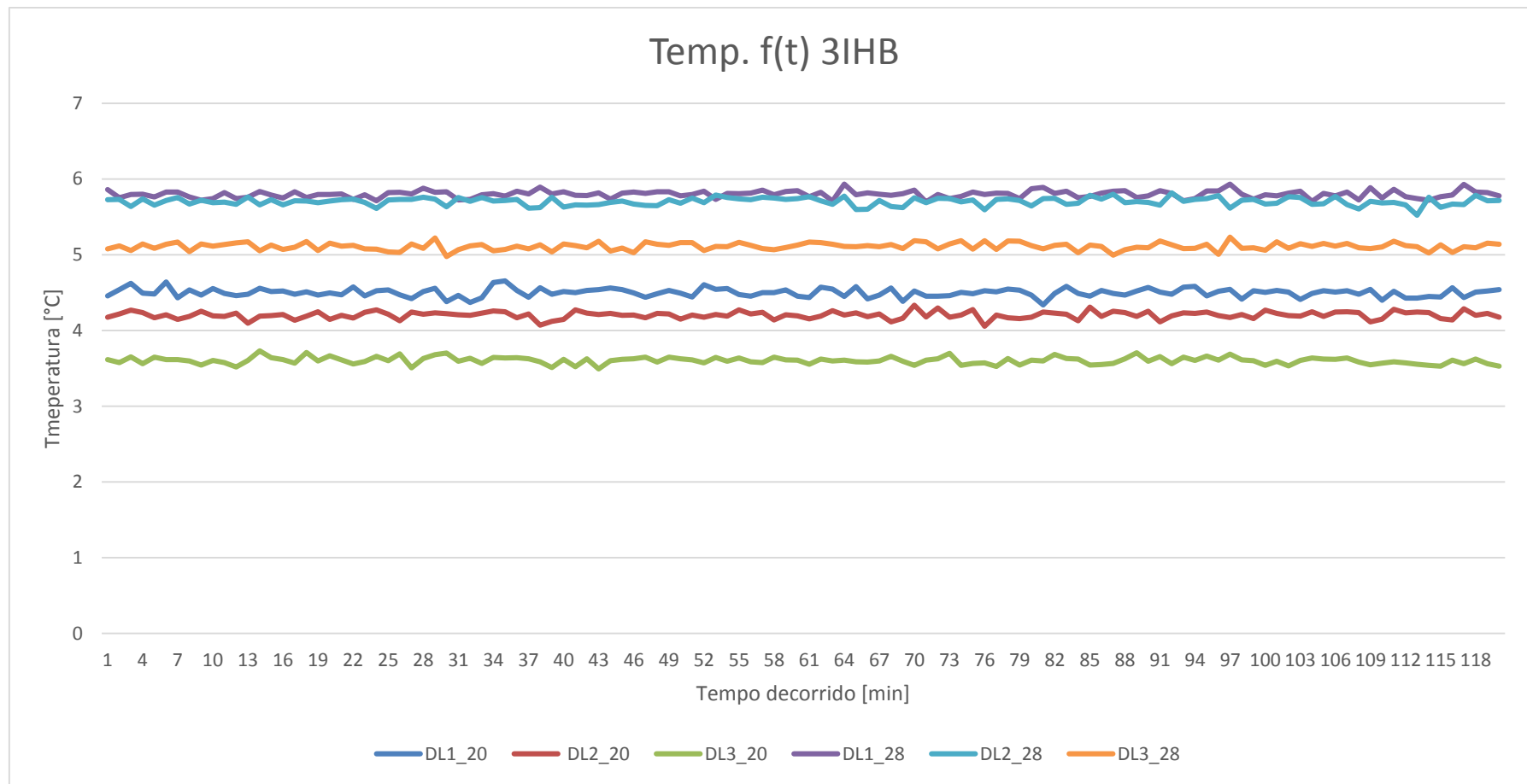


Figura 5.23 - Temperatura em função do tempo do equipamento 2PCHB para os teste a 20°C,28°C e 32°C

5.10 ANALISE QUALITATIVA POR TERMOGRAFIA

Este subcapítulo pretende ser demonstrativo de uma análise qualitativa realizada aos equipamentos de refrigeração, das duas unidades hospitalares que estiveram em estudo nesta tese. A termografia tem a capacidade de nos dar informações sobre o gradiente de temperaturas que existe num determinado equipamento, sobre os pontos quentes existentes no mesmo, e possíveis fugas de calor. De reparar que a temperatura medida depende da emissividade da superfície que a está a refletir, a incerteza na medição pode ser $\pm 2^{\circ}\text{C}$ [17], o que pode não conferir uma avaliação da temperatura correta a todos os níveis, mas ainda assim como foi referido anteriormente, dá-nos uma preciosa informação visual sobre os gradientes de temperatura.

Esta técnica oferece um método alternativo para analisar um sistema de frio comparado com os tradicionais termopares (ou outros sensores de temperatura), com particular interesse de se obter uma imagem global sobre as 3 formas de transferências de calor e as potenciais perdas de calor, o que com as técnicas comuns de leitura de temperaturas não é possível. Nas páginas seguintes temos uma perspetiva de todos os pormenores citados anteriormente.

De assinalar que a gama de temperaturas que surge nas imagens (gama de temperaturas da barra inferior), dá ao observador uma ideia das temperaturas com que se pode deparar na imagem, enquanto os valores que aparecem no extremo esquerdo da imagem nos dão uma indicação da temperatura do local preciso para onde o pointer central aponta.

Tabela 5.11 – Imagens termográficas do equipamento SANYO MPR.1404GR

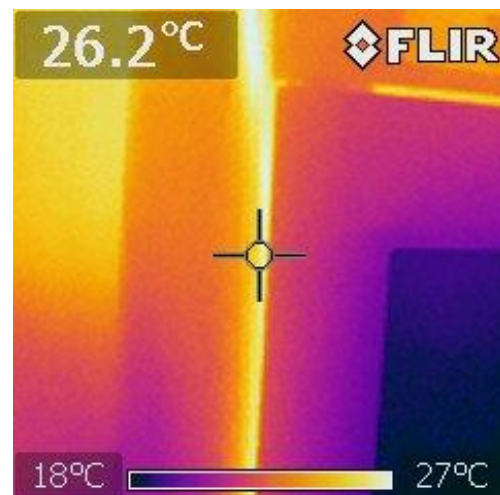
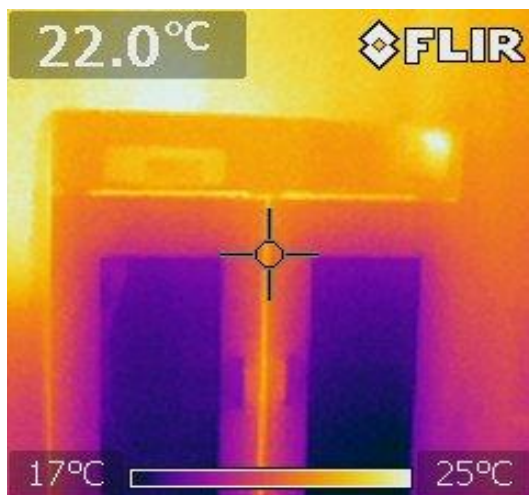
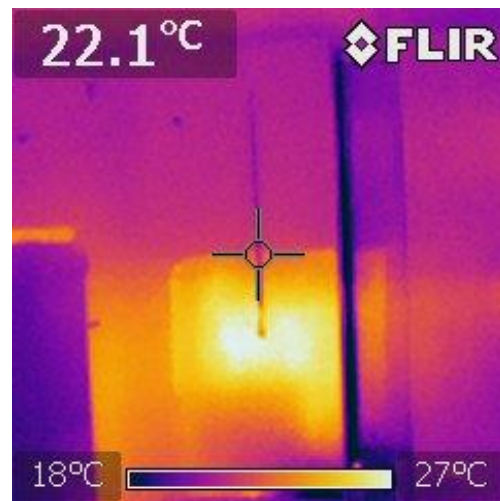
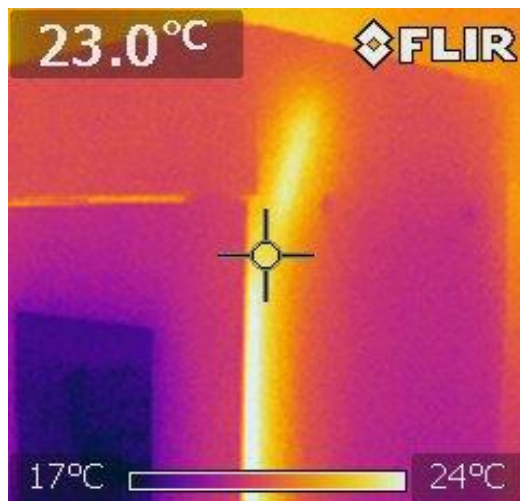


Tabela 5.12 - Imagens termográficas do equipamento OLITREM A600

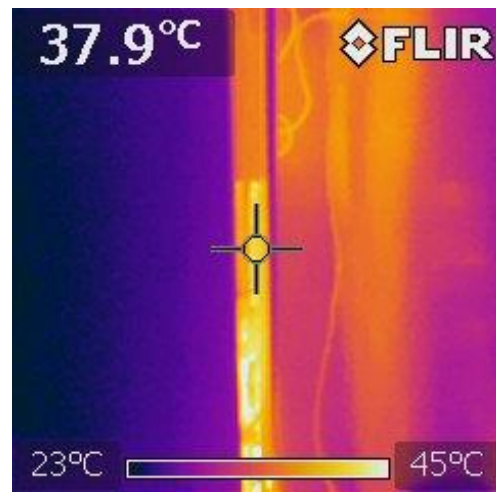
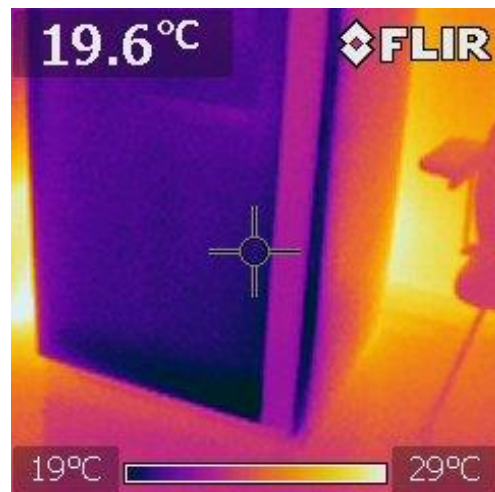
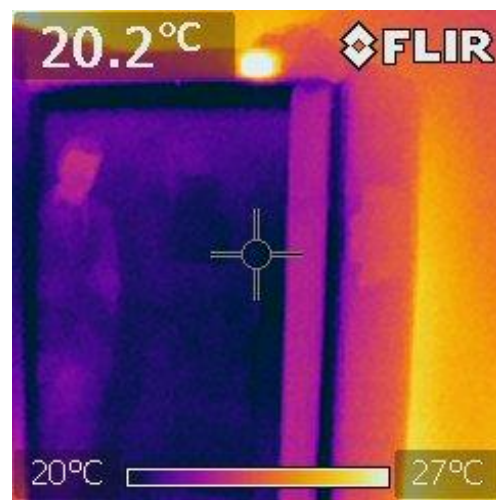
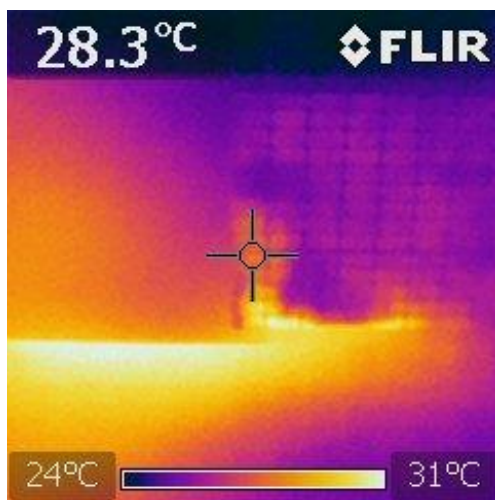


Tabela 5.13 - Imagens termográficas do equipamento FORMA SCIENTIFIC 3889

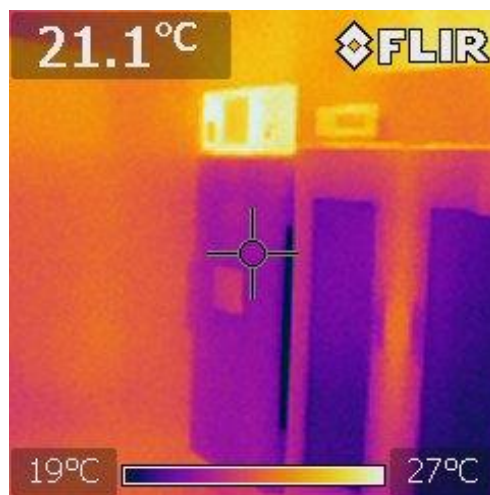
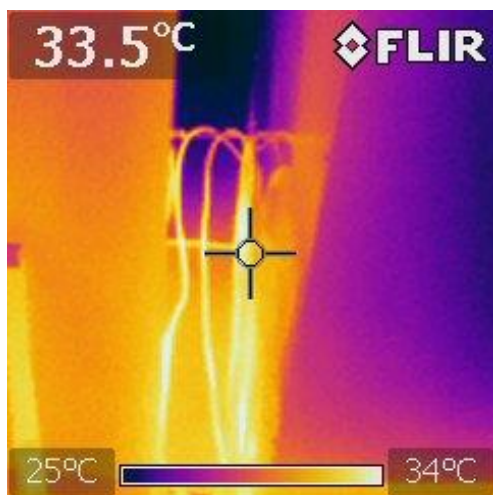


Tabela 5.14 - Imagens termográficas do equipamento FORMA SCIENTIFIC 3689

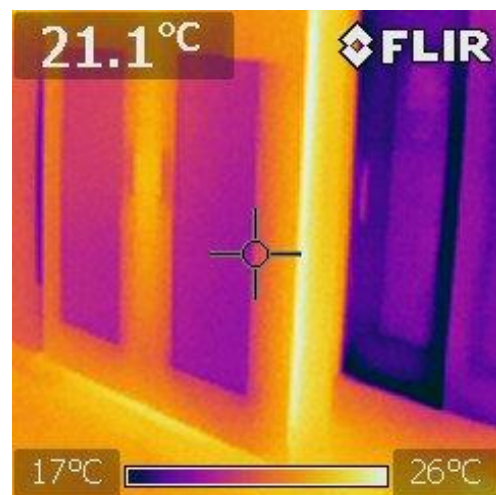
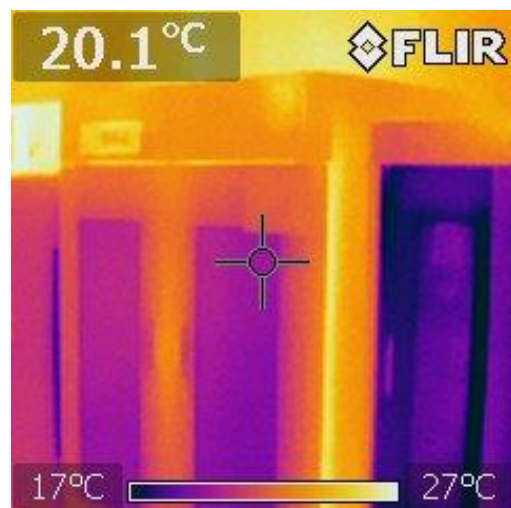
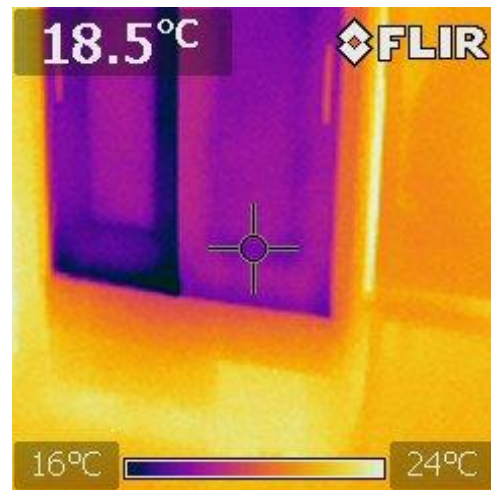
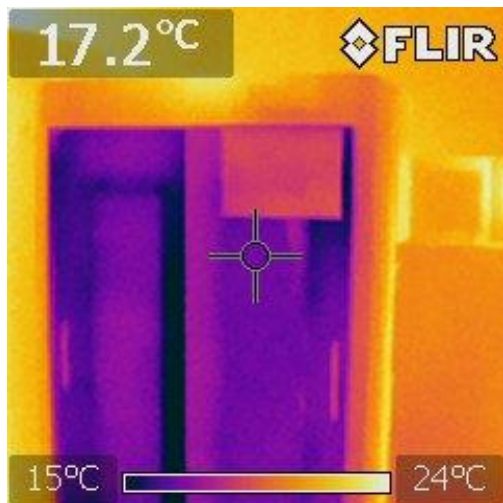


Tabela 5.15 - Imagens termográficas do equipamento Liebherr LKUV 3910

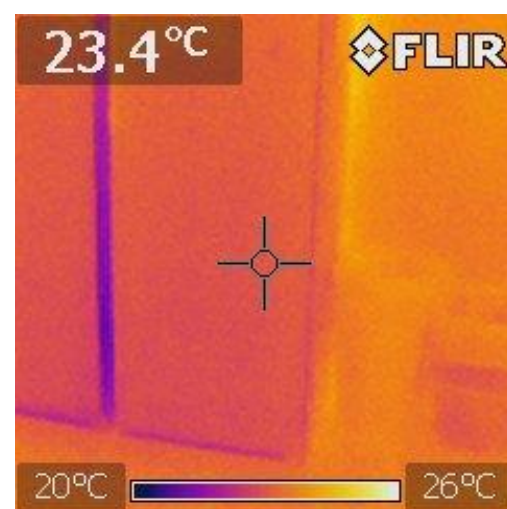
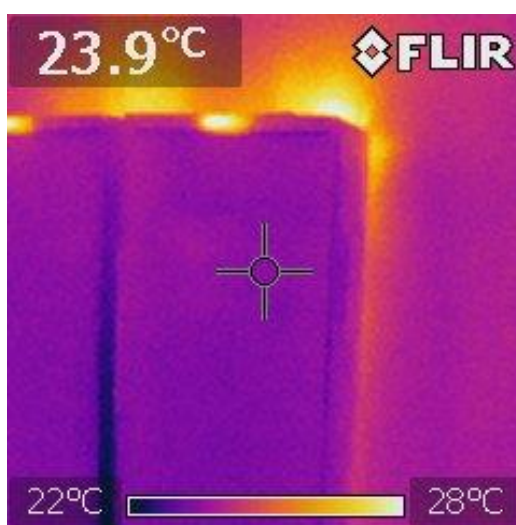
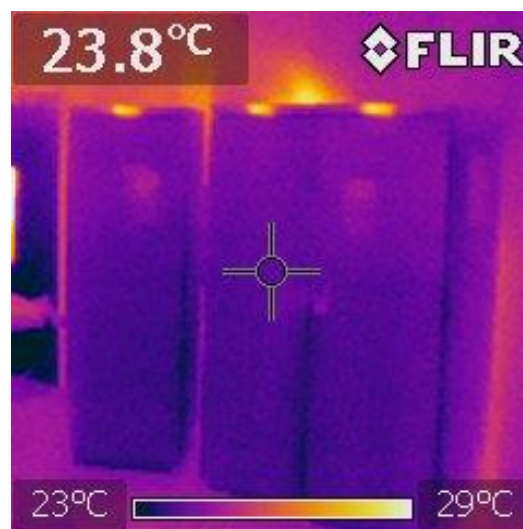
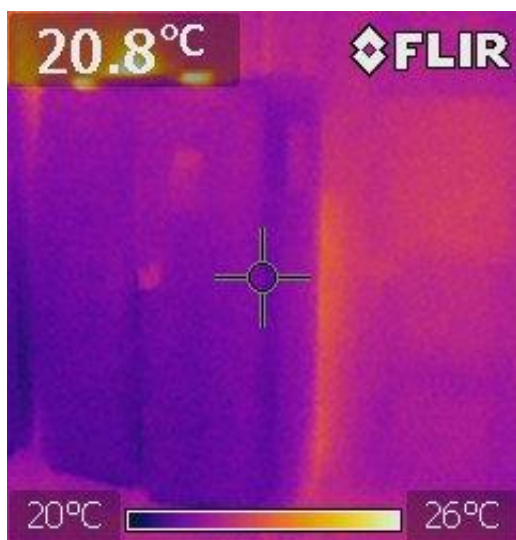


Tabela 5.16 - Imagens termográficas do equipamento Liebherr GGU 1500

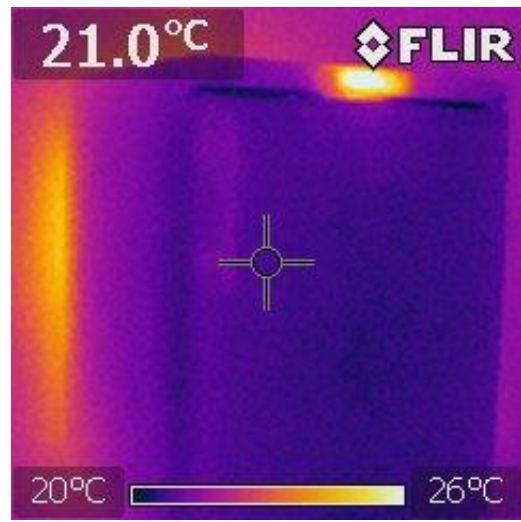
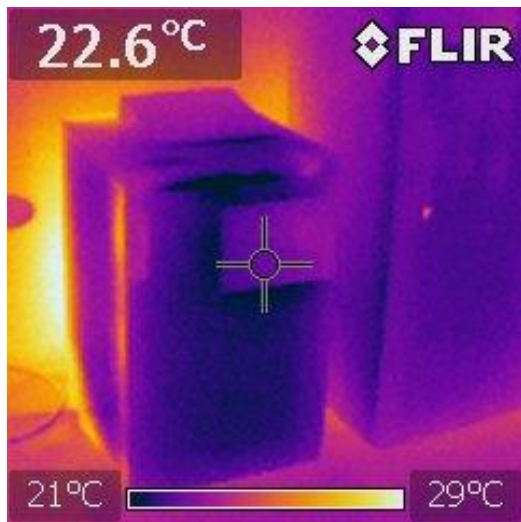
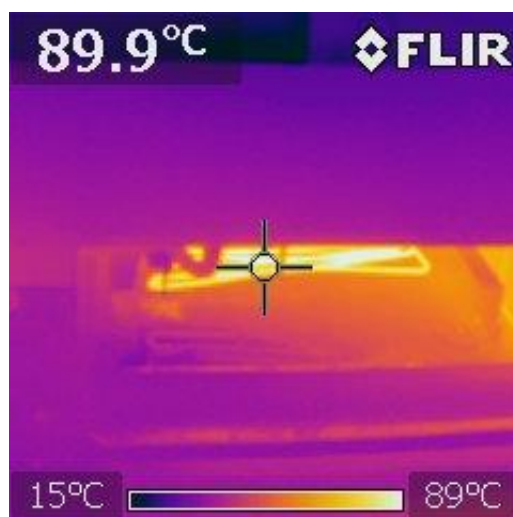


Tabela 5.17 - Imagens termográficas do equipamento Thermo Scientific HERAFREZE BASIC(arca Vertical de -70 °C)



6. Conclusão

6 CONCLUSÃO

Primeiramente serão abordados algumas conclusões mais gerais no âmbito da escrita da tese, no que toca às pesquisas efetuadas e ao trabalho de campo, de maneira análoga mas noutra subcapítulo serão abordadas com maior profundidade as conclusões de caráter técnico do trabalho de dissertação.

SEM CARÁCTER CIENTÍFICO

No global podemos tirar algumas conclusões durante os meses que decorreram na elaboração desta tese. No que toca à revisão bibliográfica, pode-se concluir depois de uma extensa análise no que toca a tudo que existe no mercado, tanto da refrigeração hospitalar como comercial, que grande parte da bibliografia encontrada e os estudos efetuados são da década de 90, e que, excetuando a OMS, que no máximo de 2 em 2 anos lança uma revisão sobre o estado dos equipamentos que se utilizam nomeadamente no continente africano e países do 3º mundo, o “estudo académico” sobre este tema não tem produzido muitos artigos científicos nos últimos anos. Conclui-se que parece haver um “assentar” nos estudos de eficiência destes equipamentos (frio hospitalar), tendo em conta que foi no início do milénio que existiu um “boom” no desenvolvimento destes e que os estudos de eficiência académicos se tornaram quase insignificantes tendo em conta que os fabricantes se viam obrigados a desenvolver esta área como nenhuma outra, no sentido de cumprir normas tanto de segurança como de eficiência.

Tal como já tinha sido reportado no capítulo introdutório desta dissertação, o facto de se manusear material orgânico de grande valor biológico (mesmo a mais ínfima quantidade de sangue não tem valor económico quantificável), condicionou em parte a fase de testes.

Primeiramente no que toca aos equipamentos de conservação de sangue, algum do pessoal médico mostrava (compreensivelmente) alguma reticência ao facto de se estarem a fazer testes aos equipamentos, e que um mau manuseio do material orgânico pudesse levar à deterioração do mesmo.

Esta tese vem também identificar lacunas a nível da normalização específica deste tipo de equipamentos tão característicos mas de tanta importância (excetuando a OMS). Assim por razões óbvias a Comissão Europeia deveria ter em conta a especificidade destes equipamentos e regulá-los de forma a aumentar consideravelmente os padrões de qualidade e segurança. A Austrália é

exemplo de um país extremamente desenvolvido nesta matéria, não só ao nível da regulamentação, como ao nível de relatórios frequentes sobre a qualidade da “cadeia de frio” e dos equipamentos que a sustentam.

DE CARACTER CIENTIFICO

A tecnologia de análise de infravermelhos revelou ser uma técnica alternativa para a monitorização de temperaturas no que diz respeito á análise qualitativa. As “técnicas experimentais” utilizando esta ferramenta de análise provaram ser uma ferramenta útil para nos proporcionar uma perspetiva sobre o campo de temperaturas que envolve determinado equipamento de frio. Permitted por exemplo, descortinar as fugas de calor, obviamente que, uma das áreas sensíveis que á priori já seria de esperar que fosse de maior relevância em termos da perda de calor seria a perda pelas portas e pelas chamadas “fronteiras moveis”, o mesmo não seria possível recorrendo exclusivamente ao uso de termopares, poderíamos ter uma avaliação de qual seria a temperatura registado em vários pontos da camara, mas nunca saberíamos por onde se estaria a dissipar o calor. Permitted também perceber que as extremidades (curvas) do evaporador, são as zonas *deficit* em termos de transferência de calor para as câmaras.

Depois de identificadas as perdas de calor mais frequentes em equipamentos deste tipo, serão explicitadas algumas formas de os superar. A técnica experimental é muito útil para analisar o comportamento do sistema, contudo é muito limitada para avaliar as estratificações de temperatura ao nível do evaporador e no interior da camara.

As avaliações feitas ao comportamento em eficiência dos equipamentos foram inferidas convenientemente no capítulo da discussão de resultados, ainda assim sumariamente podemos referir quanto aos ensaios de temperatura efetuados que:

- Os equipamentos mantiveram as temperaturas perfeitamente dentro dos *set points* para a conservação “ideal”, nenhuma das temperaturas subiu nem desceu abaixo dos limites estabelecidos, e a variação máxima das temperaturas ao longo das arcas foram bastante diminutas para os ensaios a temperatura ambiente “não controlada”;
- Alguns equipamentos, nomeadamente o “Liebherr MedLine LKUV 1612” desceram a sua temperatura média quando a temperatura ambiente foi aumentada, facto pelo qual se nota sobredimensionamento para estas situações limite;

- No teste de abertura de portas o equipamento teve um desempenho bastante bom para as condições impostas, permaneceu 9 minutos dentro das temperaturas exigidas, demorou ainda 13 minutos até atingir- e posteriormente - passar a temperatura indesejável dos 12 °C, apesar de depois de atingir os 14 .1 Necessita de 21 minutos para voltar a operar abaixo de 8°C, o que danificaria quimicamente os produtos químicos e/ou biológicos;
- No que diz respeito à falha de energia, o equipamento permaneceu 26 minutos a temperaturas ideais e somente as ultrapassou passado mais de 1h, (1 h e 12 min precisamente);
- Em sumário no que toca aos consumos de energia, ressaltou-se entre outras coisas o facto de um aumento de 5°C na temperatura exterior leva a um aumento médio de de 78,25 € (nalguns casos acima dos 100% do valor de consumo normal);
- Na tentativa de estabelecer uma relação casual entre a volumetria e o comportamento em solicitação - apesar do equipamento com pior eficiência fosse efetivamente um dos menos volumosos - foi um claramente um caso pontual, não se conseguindo correlacionar esses dois fatores com os equipamentos em estudo. A (nalguns casos) “alta” estratificação de temperatura desde os pontos superiores verticais até aos pontos inferiores nos aparelhos de volumetria reduzida é que deixou bastante a desejar, visto que nalguns casos têm um valor de diferença de temperaturas entre a parte superior e a parte inferior muito similar a equipamentos com 3 vezes o seu volume;

6.1 TRABALHO FUTURO

Pelo facto de nesta tese não poderem ser utilizados os métodos de experimentação, que á primeira vista seriam os expectáveis para um ensaio que se pretendia mais rigoroso, ensaios esses que, primeiramente passaram pelo estudo da aplicabilidade de duas técnicas de medição. A primeira, a técnica RFID (*Radio Frequency identification*), relevou ser uma técnica barata e talvez com aplicabilidade no campo das temperaturas, mas a pouca sustentação da sua aplicabilidade em ambiente com varias interferências eletrónicas e a possibilidade de falta de precisão fizeram com que se abandonasse esta tecnologia. Em segundo a placa portátil de aquisição de sinal não foi utilizada por falta de disponibilidade em laboratório e motivos de logisticas financeira, levaram ao “precoce” abandono da sua implementação.

Assim e como trabalho futuro serão propostas algumas soluções:

- Seria de todo conveniente analisar o equipamento em mais do que 5 pontos, e com uma continuidade e repetibilidade de leituras mais precisa, isto para se conseguir uma perspectiva da estratificação de temperaturas mais assertiva, a utilização da placa de aquisição de dados seria a solução mais viável do ponto de vista da qualidade dos dados produzidos;
- A possibilidade de registo dos tempos de trabalho do compressor daria uma perspectiva sobre a solicitação que lhe é requerida, em estudos bibliográficos consultados esse valor era quase sobremaneira analisado e dava conta da eficiência geral do sistema de refrigeração;
- A possibilidade de se analisar a eficiência de mais do que um equipamento no testes de abertura de portas e de falha de energia elétrica, era preponderante para se entender o comportamento comparativo dos equipamentos nestas condições, o estudo de um só equipamento deixa um pouco a desejar, visto sem comparação ele pode tanto ser o melhor como o pior nessas eficiências;
- Seria também de todo conveniente analisar o equipamento para uma temperatura mais baixa, na ordem dos 10°C, para tentar perceber qual seria o comportamento dos equipamentos para uma temperatura muito próxima dos *set-points*, ou seja, se existia a possibilidade de congelamento;

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] T. F. Institute, Blood - The Human Heart, 2012.
- [2] WHO, "The Blood Cold Chain," 2002.
- [3] I. I. o. Refrigeration, "Report on Refrigeration Sector Achievements and," 2002.
- [4] G. D. O'Brien, "Domestic refrigerator air temperatures and the public's awareness of refrigerator use".
- [5] Y. A. Çengel and M. A. Boles, Termodinâmica, McGraw- Hill, 2001.
- [6] E. C. D. ENTR, "Preparatory Study for Eco-design," 2011.
- [7] Y. A. Cengel, Heat Transfer - A Practical Approach.
- [8] M. N. d. Silva, "Eficiência Energética em Sistemas de Refrigeração Industrial e Comercial," 2005.
- [9] B. E. Boughton, A. M. Clausing and T. A. Newell, "An Investigation of Household Refrigerator Cabinet Loads," 1992.
- [10] WHO, PQS eficiência specification standards.
- [11] WHO, "Manual on the management, maintenance and use of blood cold chain equipment," 2005.
- [12] WHO, "PQS Independent type-testing protocol for monitoring temperature devices," 2007.
- [13] WHO, " WHO prequalified equipment: temperature monitoring devices," 2006.
- [14] W. F. Stoecker, Industrial Refrigeration Handbook, 1998.

- [15] F. C. F. Leite, C. P. O. Martins, A. J. B. Gonçalves and A. A. B. Vieira, "Incêndios Florestais no Distrito de Braga," Escola de Geografia da Universidade do Minho, 2012.
- [16] R. A. Cole, *Infiltration Load Calculations for Refrigerated Warehouses*, 1987.
- [17] FLIR, *The Ultimate Infrared Handbook for R&D Professionals*.
- [18] C. Cristialli, A. Grassi and R. M. Rodriguez, "A fast on line quality control of refrigerators based on thermal image detection and power consumption, in: Proceeding at 16th Internacional Compressor Engineering Conference at Prdue Proceedings," 2002.
- [19] T. M. d. Oliveira, "Análise de Sistemas de Energia e Máquinas Elétricas com Recurso a Termografia," 2012.
- [20] T. L. T. Australian General Praticce Network by Test Research, "Testing of Purpose-Built refrigerating Vaccine Storage Cabinets," 2009.
- [21] E. Björk, B. Palm and J. Nordenberg, "A thermographic study of the on-off behavior of an all-refrigerator," 2010.
- [22] P. Lobarinhas, *Apontamentos de Frio Industrial*, 2011.
- [23] M. Chojnacky, W. Miller and G. Strouse, "Thermal Analysis of Refrigeration Systems Used for Vaccine Storage : Report on Pharmaceutical Grade Refrigerator," 2010.
- [24] W. A. Hendrix and D. R. Henderson, *Infiltration heat gains through cold storage room doorways*, ASHRAE, 1989.

ANEXO A

Tabelas e Gráficos

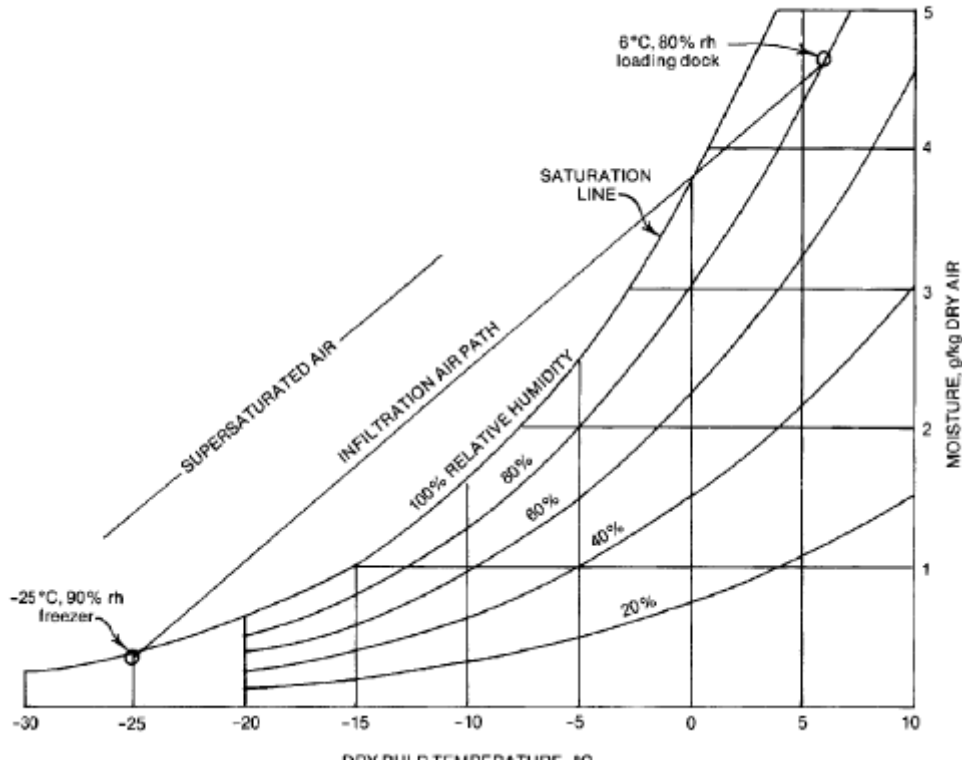
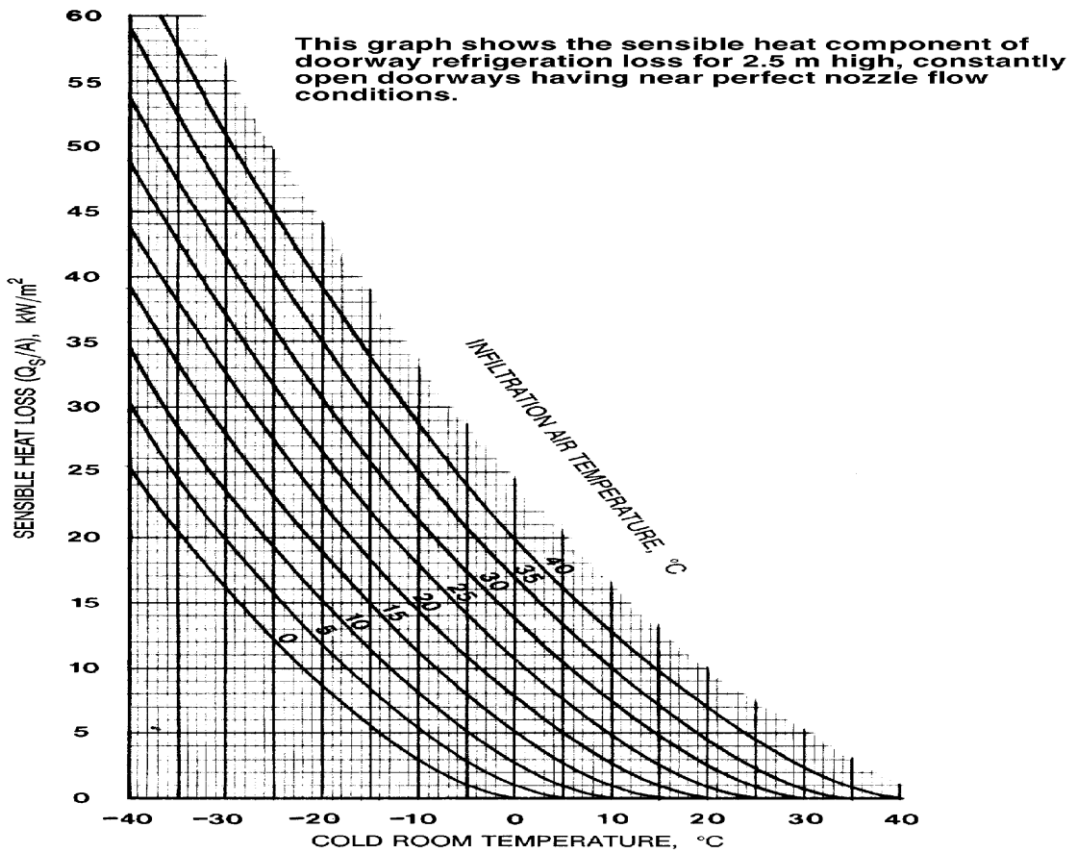
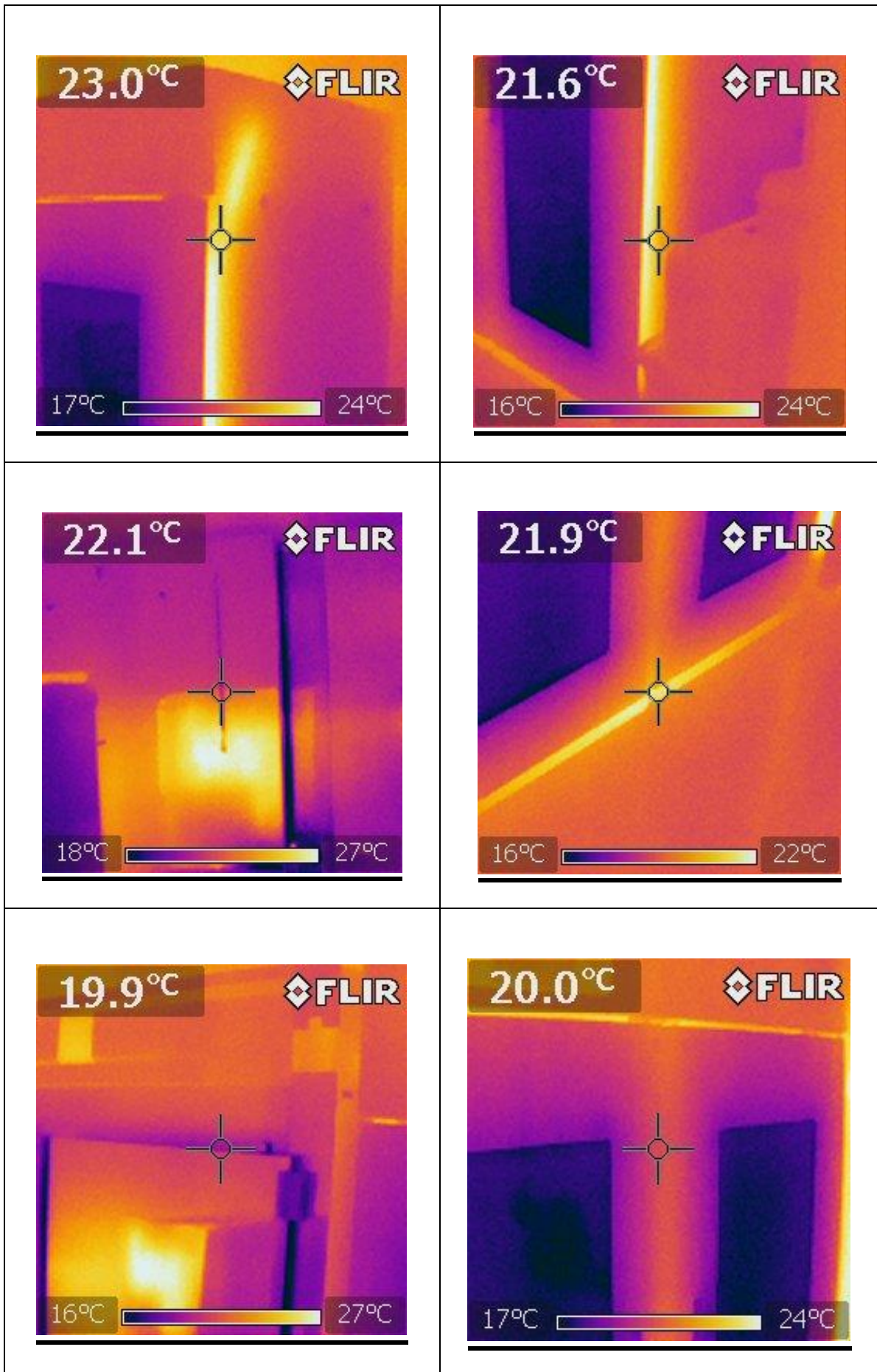


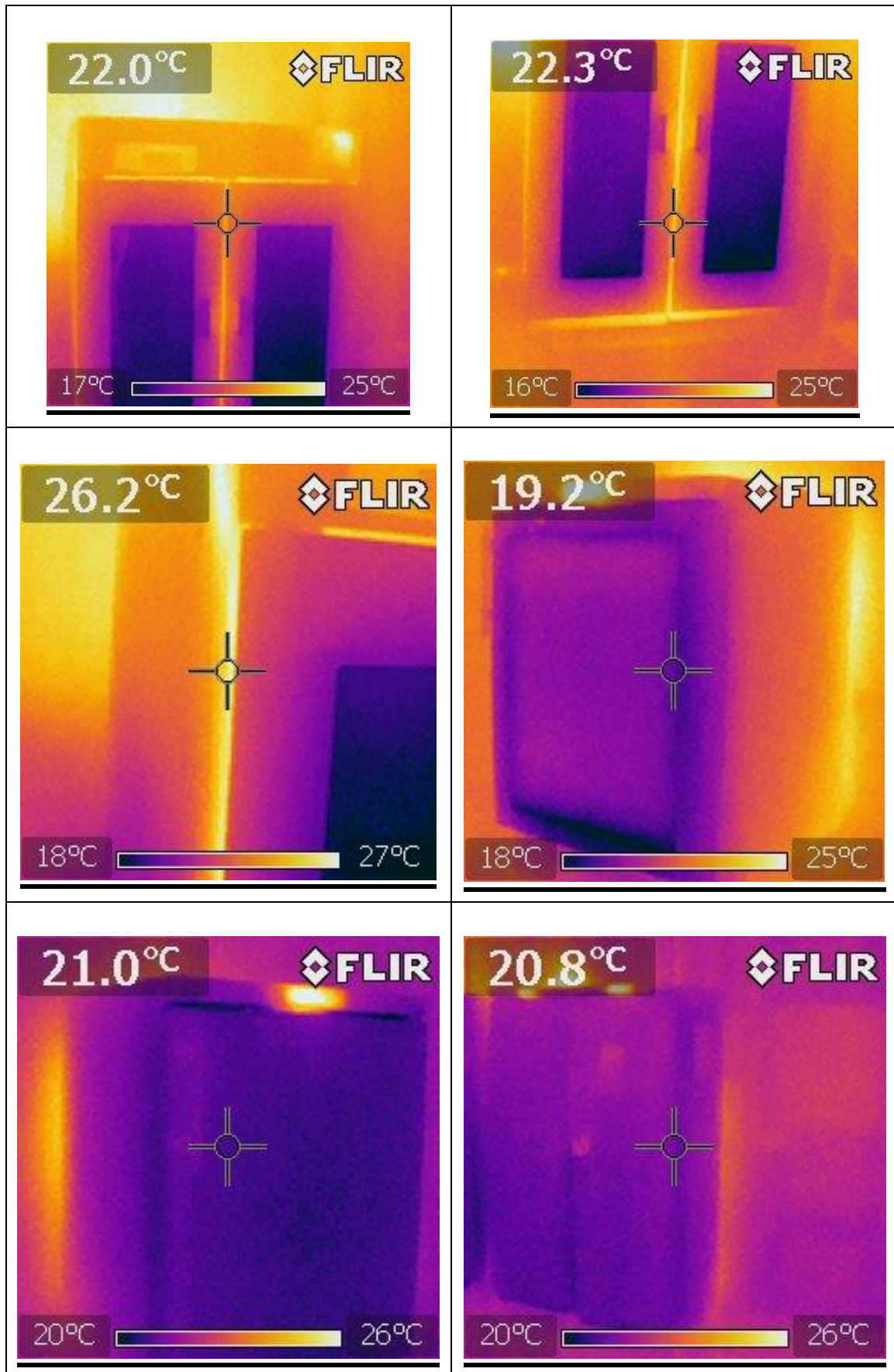
Figura A.1 – Diagrama psicométrico

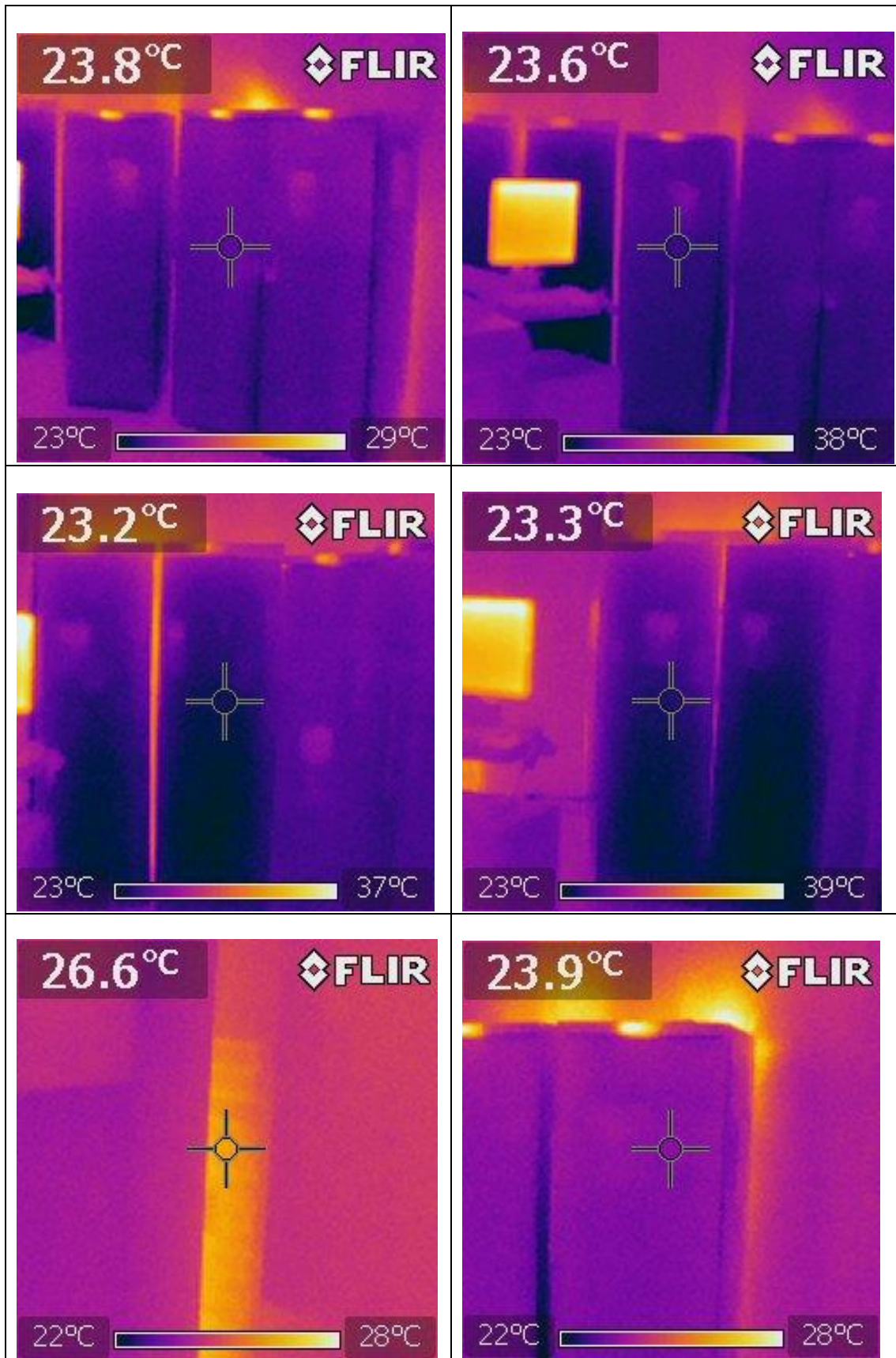


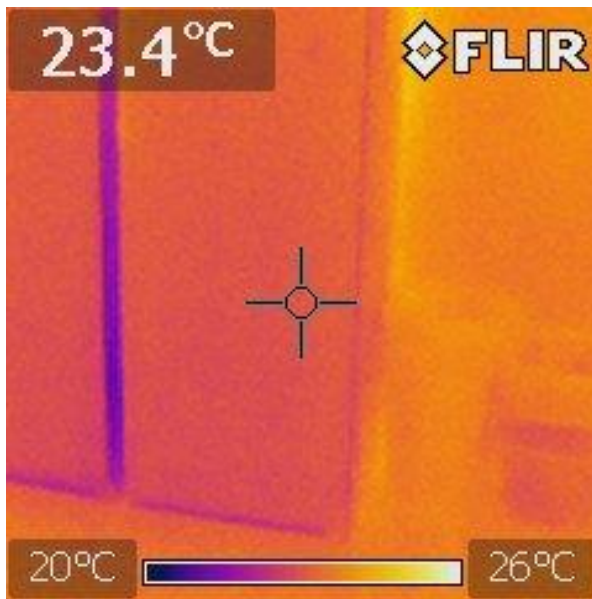
ANEXO B

Fotografias Termográficas









ANEXO C

WORLD HEALTH ORGANIZATION “Performance Quality Safety Independent type-testing protocol”



PQS Independent type-testing protocol

WHO/PQS/RFO1-VP.2

Original: English

Distribution: General

TITLE: Refrigerator or combined refrigerator and water-pack freezer: compression cycle

Product verification protocol: E003/RFO1-VP.2

Applies to specification ref(s): E003/RFO1.2

Issue date: 6 July 2010

Date of last revision: 2 August 2007

Contents:

1. Scope:	1
2. Normative references:	2
3. Terms and definitions:	2
4. Applicability:	4
5. Type-testing procedure:	4
5.1 Evidence of conformity assessment:.....	4
5.2 Number of samples:	4
5.3 Test procedure:	4
5.3.1 Test 1: Type examination:	4
5.3.2 Test temperatures:.....	6
5.3.3 Test 2: Cool-down:.....	6
5.3.4 Test 3: Stable running and power consumption test:.....	6
5.3.5 Test 4: Water-pack freezing capacity and power consumption test:	7
5.3.6 Test 5: Holdover time test:	7
5.3.7 Test 6: Day/night test:	8
5.3.8 Test 7: Compressor starting test:.....	8
5.3.9 Test 8: Minimum rated ambient temperature test:.....	9
5.4 Test criteria for qualification:	10
6. Quality control checklist:	10
6.1 Quality control standards:	10
6.2 Quality control checklist:	10
6.3 Quality control evaluation:	10
7. Pre-qualification evaluation:	11
8. Modified products:	11
Annex 1 – General test conditions	12
Annex 2 – Temperature sensor positions	15
Annex 3 – Temperature sensor specification	16
Revision history:	17

1. Scope:

This document describes the procedure for verifying the eficiência of compression cycle refrigerators or combined refrigerator and water-pack freezers. A product that passes the relevant tests will be pre-qualified with a specific temperature zone designation. Three temperature zones are described: [moderate zone](#), [temperate zone](#) and [hot zone](#); the scope of each category is defined in Section 3. In addition appliances are tested to establish a minimum [rated ambient temperature](#) designation.

Manufacturers can offer a product for testing at one or more of the three temperature zones. If testing is carried out for more than one zone, the full range of tests described in this document must be carried out for the hottest temperature zone selected. When testing for the selected lower temperature zones, the following tests may optionally be omitted: water-pack freezing and power consumption; holdover time; compressor starting and minimum rated ambient temperature.

2. Normative references:

DIN 8985: 1983-05: *Testing the surfaces of installed refrigerators and freezers.*

IEC 60335-1: 2006: *Household and similar electrical appliances - Safety - Part 1: General requirements.*

IEC 60335-2-24: 2007 - *Household and similar electrical appliances - Safety - Part 2-24: Particular requirements for refrigerating appliances, ice-cream appliances and ice-makers.*

IEC 62552: 2007: *Household refrigerating appliances – Characteristics and test methods.*

ISO/IEC 17025: 2005: *General requirements for the competence of testing and calibration laboratories.*

WHO/PQS/E003/RF01.2: *Eficiência Specification: Refrigerator or combined refrigerator and water-pack freezer: compression cycle.*

3. Terms and definitions:

Acceptable temperature range: The acceptable temperature range for storing vaccine is +2°C to +8°C. However, transient excursions outside this range will be tolerated, within the following limits:

- No excursion must exceed +20°C.
- No excursion must reach 0°C.

The cumulative effect of any excursions within the above range will be assessed over the five day period of the *day/night* test. For this test, the calculated mean kinetic temperature (MKT)¹ must remain within the range +2°C to +8°C when the default activation energy is set at 83,144 kJ per mol. Using the recorded temperature data, an MKT figure will be calculated for each sensor. The worst-case result will determine the outcome of the test. Excursions in other tests will be noted and must not exceed the defined upper and lower limits.

Hot zone: Hot zone appliances must operate at a steady +43°C ambient temperature and over a +43°C/+25°C day/night cycling temperature range.

Holdover time: The time in hours during which all points in the vaccine compartment remain between +2°C and +10°C, after the power supply has been disconnected, at the maximum ambient temperature of the temperature zone for which the appliance is rated.

In writing: means communication by letter, fax or email.

Legal Manufacturer: The natural or legal person with responsibility for the design, manufacture, packaging and labelling of a product or device before it is placed on the market under his own name, regardless of whether these

¹ Refer to Seevers, R. et al. The Use of Mean Kinetic Temperature (MKT) in the Handling, Storage and Distribution of Temperature Sensitive Pharmaceuticals. Pharmaceutical Outsourcing, May/June 2009.

operations are carried out by that person himself or on his behalf by a third party.

Manufacturer's gross volume: The manufacturer's stated gross volume or, for purposes of comparison, the internal free volume, including the space occupied by the freezing compartment, and the volume occupied by shelves, but excluding the space taken by the ice-lining or other type of thermal storage, if present.

Minimum rated ambient temperature: In addition to the day/night test, all appliances will be challenged by reducing the ambient temperature in 5°C increments below the lower limit for the model's rated temperature zone, down to a minimum of -10°C. This test is designed to determine the lowest constant ambient temperature at which the **acceptable temperature range** can be maintained with a full vaccine load. Once established, this figure will be displayed in the blue sector of the Annex 1 temperature zone symbol. This will enable purchasers in countries with low winter temperatures to select the most appropriate models.

Moderate zone: Moderate zone appliances must operate at a steady +27°C ambient temperature and over a +27°C/+10°C day/night cycling temperature range.

Montreal Protocol: Montreal Protocol on Substances that Deplete the Ozone Layer.

Reseller: A commercial entity, licensed to act on behalf of a **Legal Manufacturer**, and which carries product liability and warranty responsibilities no less onerous than those carried by the Legal Manufacturer.

Temperate zone: Temperate zone appliances must operate at a steady +32°C ambient temperature and over a +32°C/+15°C day/night cycling temperature range.

Vaccine storage capacity: The net capacity in an appliance available for the storage of vaccines. It is measured in litres in the following manner:

- **Freezers:** Load the vaccine storage compartment up to the manufacturer's loading markings with boxes or blocks measuring 100x100x100 mm or 100x100x50 mm, packed so that there is minimal air space between each column of packets or between the packets and any adjoining wall. The total volume of the dummy load, in litres, represents the net volume available for the storage of vaccines.
- **Refrigerators:** Load the vaccine storage compartment up to the manufacturer's loading markings with boxes or blocks measuring 100x100x100 mm or 100x100x50 mm, packed so that there is a minimal air space between each column of packets or between the packets and any adjoining wall. If baskets are provided, load the boxes or blocks into the baskets in the same manner. The total volume of the dummy load, in litres, represents the net volume available for the storage of vaccines.

Water-pack: Flat plastic container, filled with water, conforming to specification **E005/IP01**.

Water-pack freezing capacity: The maximum weight of water-packs which can be fully frozen, in one batch, during a 24 hour freezing cycle. During this period the temperature of the vaccine storage compartment must remain within the **acceptable temperature range**. The temperature of the water-pack freezing compartment must remain below -3°C, except during the actual freezing process after unfrozen water-packs have been loaded.

4. Applicability:

Type-testing will be carried out by an independent [ISO/IEC 17025](#) testing laboratory, accredited by WHO.

5. Type-testing procedure:

5.1 Evidence of conformity assessment:

Products must carry the CE mark, UL mark and/or equivalent internationally accepted evidence of conformity assessment.

5.2 Number of samples:

The [Legal Manufacturer](#) or [Reseller](#) must supply the testing laboratory with a full duplicate set of the Product Dossier already supplied to WHO in accordance with the requirements of specification clause 7. One sample of the product is required. If more than one version of the product is available (for example, for different climate zones), provide one sample of each version. Ensure that the voltage and frequency rating of the sample(s) is suitable for the country where the test laboratory is located².

5.3 Test procedure:

5.3.1 Test 1: Type examination:

- **Step 1:** Unpack the product. Using the manufacturer's installation instructions only, set up the system components. Record the process and any problems encountered.
- **Step 2:** Check all samples for similarities between different models³, dissimilarities between samples of one model, any defects or damage or any problem which make it difficult or impossible to test the appliance.
- **Step 3:** Record any differences between the samples ordered and those received.
- **Step 4:** Tabulate the following information for each model submitted for examination. Obtain any additional supporting information required [in writing](#) from the [Legal Manufacturer](#) or [Reseller](#) and attach this information to the report:

Identification:

- Code (a unique identifier to be assigned by the testing laboratory);
- Model;
- [Legal Manufacturer](#) or [Reseller](#);
- Product type (i.e. vaccine refrigerators or combined unit);
- Country of origin;
- Conformity assessment markings (e.g. CE mark).

Eficiência characteristics:

- Temperature zone rating sticker conforms/does not conform to Annex 1 design (specification clause 4.2.1).
- Cycle type conforms/does not conform to specification clause 4.2.2.

² If there is any doubt that the eficiência of the product will vary under the other nominal voltage/frequency combinations supplied by the manufacturer, he must be asked to comment [in writing](#).

³ The purpose of this inspection is to establish whether products offered by competing companies are re-badged versions of an otherwise identical product.

- Voltage and frequency conforms/does not conform to specification clause 4.2.3
- Combined units only: Water-pack freezing compartment capacity conforms/does not conform to specification clause 4.2.4.
- Exclusion of areas not suitable for vaccine storage conforms/does not conform to specification clause 4.2.5.
- Thermostat type conforms/does not conform to specification clause 4.2.7.
- Thermometer conforms/does not conform to specification clause 4.2.8.
- Lock conforms/does not conform to specification clause 4.2.13.
- Corrosion resistance conforms/does not conform to specification clause 4.2.14.
- Electrical safety rating conforms/does not conform to specification clause 4.2.15.
- Markings conform/do not conform to specification clause 4.2.16.
- Vaccine storage advice conforms/does not conform to specification clause 4.2.17.

Environmental requirements:

- Ambient temperature range during transport and storage conforms/does not conform to specification clause 4.3.1.
- Ambient humidity range during transport, storage and use conforms/does not conform to specification clause 4.3.2.

Physical characteristics:

- Overall dimensions conform/do not conform to specification clause 4.4.1.
- Weight conforms/does not conform to specification clause 4.4.2.

Interface requirements:

- Voltage stabilizer compatibility conforms/does not conform to specification clause 4.5.1.
- Power lead conforms/does not conform to specification clause 4.5.2.

Human factors:

- General design of the product conforms/does not conform to specification clause 4.6.1.
- Control panel and thermometer conforms/does not conform to specification clause 4.6.2.

Materials and construction:

- Record materials of all major visible components.
- Refrigerant conforms/does not conform to clause 4.7.1.
- Thermal insulation foaming agent conforms/does not conform to specification clause 4.7.2.
- Other restricted materials listed in clause 4.7.3 are/are not present.

Physical data:

- Record major rectangular dimensions in centimetres (± 1.0 cm);
- Record weight in kilograms (± 0.25 kg).
- Record internal volumes of refrigerator and/or freezer compartment(s) in litres.
- Record estimated vaccine storage capacity in litres.
- Record maximum water-pack capacity in kilograms, if freezer included.

Warranty

- Warranty conforms/does not conform to specification clause 4.8.

Instructions:

- Instructions conform/do not conform to specification clause 4.11.
- **Step 5:** Take a three quarter view digital photograph of the appliance with the door open. A high resolution digital image in jpeg format should be provided for attachment to the PQS report. Take any other photographs needed to illustrate features of the product in the report.
- **Acceptance criteria:** Inspection indicates full conformity with all major specification requirements.

5.3.2 *Test temperatures:*

The specific tests listed below apply equally to moderate zone, temperate zone and hot zone appliances. Relevant test chamber temperatures are given in the following format M:<XX°C> for moderate zone; T:<XX°C> for temperate zone and H:<XX°C> for hot zone.

Note: Domestic refrigerators typically have separate vegetable compartments in the bottom. These areas usually operate at higher temperatures and are not normally used for storing vaccine. Analyse and report temperature distribution data from these areas separately so that the values obtained for the vegetable compartment do not distort those for the main compartment.

5.3.3 *Test 2: Cool-down:*

Power: Continuous.

- **Step 1:** Set the test chamber temperature to M:+27°C, T:+32°C, H:+43°C and leave for 48 hours with the appliance empty, the lid or door open and the power supply switched off.
- **Step 2:** Close the lid or door of the appliance, switch it on and leave it to stabilize.
- **Step 3:** After stabilization, record temperatures every minute for 24 hours. During this period measure the energy consumption and determine the compressor duty cycle. Measure the duty cycle by timing from the end of one cycle to the end of a corresponding cycle approximately 24 hours later. Calculate the percentage 'on' time over this period. Measure electricity consumption over the same time scale and report as kWh/day.
- **Acceptance criterion:** Stabilized internal temperatures between +2°C and +8°C in the vaccine storage compartment and below -3°C in the water-pack freezing compartment (if present) achieved within the test period.
- **Rejection criterion:** Failure to stabilize within the required temperature range(s).

5.3.4 *Test 3: Stable running and power consumption test:*

Power: Continuous

- **Step 1:** When the internal temperature(s) are stabilized at the end of Test 2, load the appliance with simulated, pre-conditioned vaccine as described in Annex 1. Ensure that the water-pack freezing compartment (if present) is empty.
- **Step 2:** Close the lid or door of the appliance and leave it to stabilize.
- **Step 3:** After temperature stabilization has been achieved, record temperatures every minute for 24 hours. During this period measure the energy consumption and determine the compressor duty cycle. Measure the duty cycle by timing from the end of one cycle to the end of a corresponding cycle approximately 24 hours later. Calculate the percentage

‘on’ time over this period. Measure electricity consumption over the same time scale and report as kWh/day.

- **Acceptance criteria:** Internal temperatures maintained between +2°C and +8°C in the vaccine storage compartment and below -3°C in the water-pack freezing compartment (if present). Power consumption to be reported.
- **Rejection criterion:** Failure to meet one or more of the acceptance criteria.

5.3.5 Test 4: Water-pack freezing capacity and power consumption test:

Application: Combined units only.

Power: Continuous.

- **Step 1:** Continue the Test 3 conditions.
- **Step 2:** Stabilize water-packs at M:+27°C, T:+32°C, H:+43°C .
- **Step 3:** Load a minimum of 1.6 kg of water-packs and not less than 2.4 kg per 50 litres of gross freezer volume of water-packs into the freezer compartment, if possible in a row and with the edges perpendicular to the evaporator surface. Install the freezer thermocouples, centred as uniformly as possible between the loaded water-packs. The minimum distance between a thermocouple and the lid/door, wall or evaporator should be 30mm.
- **Step 4:** Record water-pack and vaccine load temperatures every minute for the following 24 hours.
- **Step 5:** At the end of the test period check that freezing compartment is below -3°C and the water-packs are frozen. Check that the vaccine load has remained within the +2°C and +8°C range throughout the 24 hour test period. Remove the water-packs.
- **Step 6:** Repeat steps 3 to 5 introducing larger loads of stabilized water-packs up to the point when one or more of the following conditions occurs:
 - One or more of the water-packs does not fully freeze within the 24 hour period;
 - The temperature of the vaccine load breaches the +2°C and +8°C range on one or more sensors;

Establish and record the maximum weight of water-packs that can be fully frozen whilst still meeting the requirements of specification clause 4.2.4. This is the appliance’s ‘water-pack freezing capacity’. Measure electricity consumption over the same time scale and report energy consumption in kWh/day.

- **Acceptance criteria:** In combined units with freezer compartment, a minimum of 1.6 kg of water-pack must be frozen per 24 hours whilst maintaining the temperature control specified in specification clause 4.2.6. For freezers with at least 50 litres of gross freezer volume a minimum of 2.4 kg of water-pack must be frozen per 24 hours whilst maintaining the temperature control specified in specification clause 4.2.6.
- **Rejection criteria:** Failure to meet one or more of the acceptance criteria.

5.3.6 Test 5: Holdover time test:

Power: Continuous.

- **Step 1:** For units without water-pack freezing, continue the Test 3 conditions. For combined units, continue the Test 4 conditions but with the water-pack freezing compartment empty.

- **Step 2:** Stabilize the vaccine load temperature between +2°C and +8°C and the water-pack freezing compartment (if present) below -3°C. Once the temperature has stabilized, record temperatures every minute.
- **Step 3:** Switch off the power supply at the start of a compressor ON phase. Record the length of the preceding compressor OFF period (t).
- **Step 4:** Monitor the temperature of the vaccine load at one minute intervals. At the moment when the warmest point in the load exceeds +10°C, record the elapsed time since power supply switch off and add this to the value 't' recorded in Step 3. Record the position of the warmest point.
- **Acceptance criterion:** Minimum 4 hours at a continuous ambient temperature of M:+27°C, T:+32°C, H:+43°C.
- **Rejection criterion:** Failure to meet the minimum period at the upper temperature of the temperature zone for which the appliance is rated.

5.3.7 Test 6: Day/night test:

Power: Continuous.

- **Step 1:** Stabilize the test chamber at M:+27°C, T:+32°C, H:+43°C. Load the appliance with simulated, pre-conditioned vaccine as described in Annex 1. Ensure that the water-pack compartment (if present) is empty.
- **Step 2:** Switch the appliance on and stabilize the vaccine load temperature between +2°C and +8°C and the water-pack freezing compartment (if present) below -3°C. Allow to run for a further 24 hrs.
- **Step 3:** Over a 3-hour period reduce the temperature of the test chamber to M:+10°C, T:+15°C, H:+25°C. Hold this temperature for 9 hours. Raise the temperature to M:+27°C, T:+32°C, H:+43°C over a 3-hour period. Hold at M:+27°C, T:+32°C, H:+43°C for a further 9 hours. Reduce again to M:+10°C, T:+15°C, H:+25°C again over a further 3 hr period. Repeat this simulated day/night cycle five times. Record the vaccine load temperature every minute.
- **Step 4:** Review the data and calculate the MKT for each sensor over the five day period⁴. Record the highest and lowest temperatures reached during the test.
- **Acceptance criteria:** Vaccine load temperatures must remain within the [acceptable temperature range](#) throughout the test. The MKT of the worst-case sensor must not be outside the range +2°C to +8°C. Freezer compartment temperature (if applicable) must remain below -3°C.
- **Rejection criteria:** Failure to maintain the vaccine load within the acceptable temperature range throughout the test, and/or the MKT of the worst-case sensor is outside the range +2°C to +8°C and/or freezer compartment temperature (if applicable) exceeds -3°C.

5.3.8 Test 7: Compressor starting test:

Power: Continuous.

- **Step 1:** Empty the appliance.
- **Step 2:** Switch on the appliance using a starting voltage 20% lower than the nominal voltage of the compressor.
- **Step 3:** Repeat Step 2 ten times from cold with the compressor at M:+27°C, T:+32°C, H:+43°C.

⁴ MKT may be calculated using the Stability System program, currently supplied free by ScienTek Software, Inc. http://www.stabilitysystem.com/II/request_mkt.htm

- **Step 4:** Repeat Step 2 ten times with the compressor at its normal stable running temperature.
- **Step 5:** Reduce the voltage to -22% of the nominal voltage, repeating steps 2 to 4 for each voltage.
- **Step 6:** If there is a test failure at or before the -22% voltage test, establish the likely cause of the problem and include the diagnosis in the test report.
- **Acceptance criterion:** Ten out of ten starts must be successful in both cold start and hot start tests at a minimum of 22% below the manufacturer's nominal voltage.
- **Rejection criterion:** One or more start failures.

5.3.9 Test 8: Minimum rated ambient temperature test:

Power: Continuous.

- **Step 1:** If the manufacturer's stated minimum ambient operating temperature is lower than the simulated night time temperature in the day/night test, stabilize the test chamber at this temperature, rounded up or down to the nearest 5°C⁵. Otherwise stabilize the test chamber at M:+10°C, T:+15°C, H:+25°C.
- **Step 2:** Load the appliance with simulated, pre-conditioned vaccine and water-packs (if applicable) as described in Annex 1.
- **Step 3:** Switch the appliance on and stabilize the vaccine load temperature between +2°C and +8°C and the water-pack freezing compartment (if present) below -3°C.
At the same time, for combined units, stabilize the minimum specified water-pack load at the current ambient temperature.
- **Step 4:** Load the water-packs (combined units only) and leave the appliance to run for 24 hours.
- **Step 5:** Record temperatures every minute. At the end of the 24 hour test period, remove the water-packs from the freezing compartment (if applicable) and check that they are fully frozen.
- **Step 6:**
 - Condition 1: The vaccine load has remained within the +2°C to +8°C range and (in combined units only) water-packs are fully frozen. Lower the temperature of the test chamber by 5°C and repeat steps 3 to 5. Continue this cycle until **either:** the minimum water-pack load (if applicable) is not fully frozen, **or:** the vaccine load temperature strays outside the +2°C to +8°C range **or** the temperature of the test chamber reaches -15°C.
 - Condition 2: The vaccine load has not remained within +2°C to +8°C range and/or (in combined units only) water-packs are not fully frozen. Raise the temperature of the test chamber by 5°C and repeat steps 3 to 5. Continue this cycle until the minimum water-pack load (if applicable) is fully frozen **and** the vaccine load temperature remains within the +2°C to +8°C range. Stop the test cycle if the appliance fails at the simulated night time temperature used in the day/night test.
- **Acceptance criteria:** Record the lowest temperature increment at which the vaccine load temperature remains within the +2°C to +8°C range

⁵ For example, if the manufacturer's rated minimum operating temperature for a temperate climate appliance is +8°C, start the test at +10°C. If no minimum temperature is given, start the test at +15°C.

throughout the 24 hour cycle and the minimum water-pack load (if applicable) is fully frozen by the end of the cycle. This temperature is the **minimum rated ambient temperature** for the appliance ⁶ and this figure, rounded up to the nearest 5°C, will be printed in the blue sector of the temperature zone symbol (see specification Annex 1).

- **Rejection criterion:** Failure to pass the test at the simulated night time temperature used in the day/night test.

5.4 Test criteria for qualification:

A final report must be issued after all testing is complete. The report of the tests must contain the following data and analyses:

- **Summary:** Conclusions and recommendations, including confirmation of the temperature zone(s) for which the product is suitable.
- **Test 1:** Comments on samples received, tabulated data on the type-examination test and relevant photographs.
- **Test 2:** Results of cool-down test, including temperature graphs.
- **Test 3:** Results of stable running and consumption test (continuous power), including temperature graphs.
- **Test 4:** Results of water-pack freezing capacity test, including temperature graphs and power consumption.
- **Test 5:** Results of holdover time test, including temperature graphs.
- **Test 6:** Results of day/night test, including temperature graphs.
- **Test 7:** Results of compressor starting test.
- **Test 8:** Results of minimum rated ambient temperature test, including temperature graphs.
- **Excursion analysis:** MKT excursion analysis based on the day/night test data in accordance with the **acceptable temperature range** definition.
- **Annexes:** Description of the test apparatus. Test chamber temperature records. Copy of reference thermometer calibration certificate(s). Diagrams showing the location and identification codes for temperature sensors, clearly distinguishing between sensors measuring vaccine, water-pack, freezer and evaporator temperatures. Additional supporting documentation requested and received from the **Legal Manufacturer** or **Reseller** during the course of the type-testing.

6. **Quality control checklist:**

6.1 Quality control standards:

All testing and reporting must be carried out in accordance with the requirements of **ISO 17025:2005** or later edition.

6.2 Quality control checklist:

An on-site inspection of the manufacturing plant is not required.

6.3 Quality control evaluation:

Not required.

⁶ Although the test chamber may reach -15°C during the test, the **minimum rated ambient temperature** will never be below -10°C.

7. Pre-qualification evaluation:

A product will qualify for inclusion on the register of PQS pre-qualified equipment in accordance with WHO procedures provided the final report indicates full conformity with the requirements of specification **E003/RF01.2**

8. Modified products:

The [legal manufacturer](#) or [reseller](#) must notify WHO [in writing](#) of any changes which affect the eficiência of the product. WHO will carry out a desk evaluation of the reported change(s). If any change is deemed adversely to affect the eficiência of the product, WHO may request full or partial re-verification based on the test procedures described in this document.

Annex 1 – General test conditions

The following conditions are applicable to all refrigerator and freezer tests.

Test conditions:

- Carry out tests in a test chamber in which temperatures can be controlled to $\pm 1^{\circ}\text{C}$ and humidity within the range of 45% to 75% unless otherwise stated below. Measure test chamber temperatures in accordance with IEC 62552, clause 8.2.
- Maximum test chamber temperatures of M:+27°C, T:+32°C and H:+43°C are required for the tests.
- Minimum test chamber temperatures down to -15°C may be required for the [minimum ambient temperature rating](#) test. The actual minimum required for a specific appliance should be discussed with the product manufacturer before the test commences.
- Temperatures within the appliance must be continuously monitored to an accuracy of $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ without the presence of the sensors influencing the test in any way. Thermocouples that are sealed within the appliance are most commonly used. Up to 15 simultaneous temperature measurements may be required for a single appliance. The suggested temperature sensor locations are shown in Annex 2. See Annex 3 for temperature sensor specifications.
- Position the test appliance in the test chamber with its back face 50 mm clear of one of the chamber walls. Ensure that it is accurately levelled.

Stabilization times:

Before measuring the eficiência of a refrigerator or freezer under normal running conditions, temperature conditions inside the appliance must be stable. This is normally assumed to have occurred when either:

- The thermostat has been cycling for 24 hours, or
- The temperature at each of corresponding points during successive operating cycles varies by less than $\pm 1^{\circ}\text{C}$ and there is no marked trend away from the mean temperature at that point over 24 hours.

Vaccine storage capacity measurement:

- Measure [vaccine storage capacity](#) using cardboard boxes, plastic foam or wooden blocks, 100 x 100 x 100 mm and 100 x 100 x 50 mm.
- Fill the appliance up to the maximum loading line recommended by the manufacturer.

- Where baskets and shelves are supplied, these should be used to hold the dummy load. Do not place any boxes outside the zone designated by the manufacturer for vaccine storage.
- Do not place the dummy load in the fast freeze compartments of vaccine freezers.

Recording temperatures:

- Test appliances, either loaded or empty, as described above in the verification protocol.
- Take temperature readings once per minute

Sensor placement:

- Place sensors at the centre of the vaccine load compartment and at other positions which are likely to experience extremes of temperature. Such positions might be near door seals, or where air circulation is restricted by the appliance design – see the Annex 2 sensor position diagrams and note.
- Fix the sensors in position so that they cannot be displaced during the course of the tests. Sensors may be fixed in position using thin rigid wire, tape or similar materials which do not affect the thermal eficiência of the appliance.
- After initial setup, do not alter the position of sensors during subsequent tests.
- Where sensors are located in the vaccine storage compartment place them within the volume designated by the manufacturer for vaccine storage.
- Where vaccine storage baskets are supplied with the appliance, fix sensors within the volume(s) defined by the internal faces of the basket(s).
- Monitor all sensors so that an overall picture of the temperature distribution can be obtained.

Where applicable, the following points should also be monitored:

- Surface temperature of evaporator plates;
- Flue temperature;
- Condenser fins or outer skin temperatures.

Dummy vaccine load:

Make up a dummy vaccine load⁷ using partially filled water-packs.

- Measure the chosen water-packs to establish their nominal unit volume in litres (length x width x thickness in cm/1000).
- Select the number of empty water-packs required to build a dummy load whose nominal volume is equal to the measured [vaccine storage capacity](#) in litres divided by five, $\pm 5\%$.
- Partially fill the water-packs with equal volumes of water so that the mass of the load is equal to the nominal load volume x 0.4 kg (0.4 kg per litre).

Pre-condition the dummy load at +8°C and place in the appliance as follows so that it does not interfere with the sensor positions already established:

Front-opening appliances:

- Stack the partially filled water-packs evenly on the shelves designated for vaccine storage.

Top-opening refrigerators:

- Stack the partially filled water-packs evenly on the bottom of baskets supplied for vaccine storage.
- If baskets are not required to keep vaccine away from the base and walls of the appliance, stack the partially filled water-packs evenly on the base of the appliance.

Top-opening freezers:

- Stack the partially filled water-packs evenly on the base of the appliance.

⁷ The dummy load described below is intended to approximate the minimum vaccine load in a well managed refrigerator holding a 25% safety stock.

Water-packs:

Tests which require water-packs must use 0.3, 0.4 or 0.6 litre water-packs conforming to PQS specification **E005/IP01**.

Dual compressor units:

Both compressors should be switched on during all tests.

Multi-fuel and multi-function appliances:

- Multi-fuel equipment (typically absorption refrigerators or freezers) will be lengthy and costly to test, so a decision on which options should be tested will be made by WHO on a case by case basis.
- In the case of appliances which can be run either as a freezer or as a refrigerator, the first set of tests should test the refrigerator function and the second set should test the freezer function.

Annex 2 – Temperature sensor positions

Approximate sensor positions are indicated by the figures. Except for sensors placed centrally in a compartment, the centre of sensors should be placed 50 ± 10 mm away from the lining of the water-pack freezing compartment or vaccine storage compartment. If baskets are used for vaccine storage, the sensors should be located inside the basket(s) but not touching the basket material.

Figure 1: Refrigerators with integral water-pack freezing section

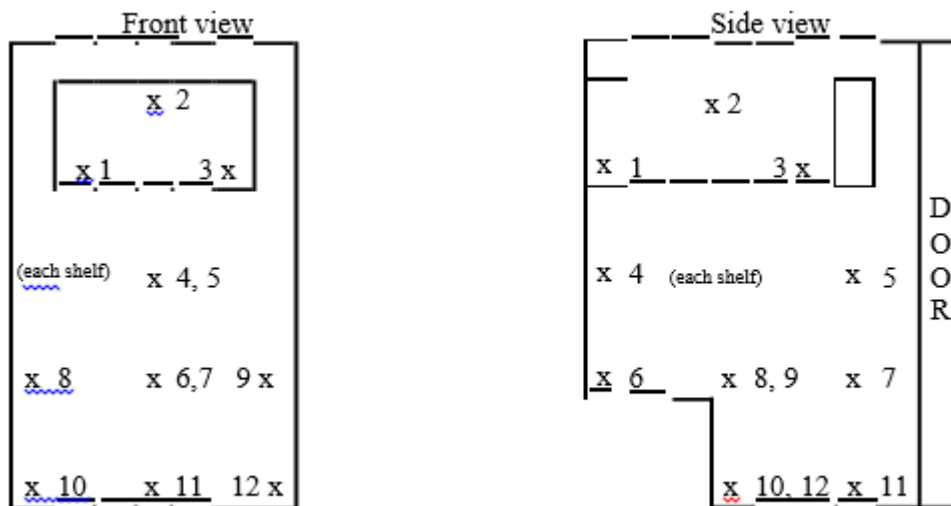


Figure 2: Refrigerator with separate freezer

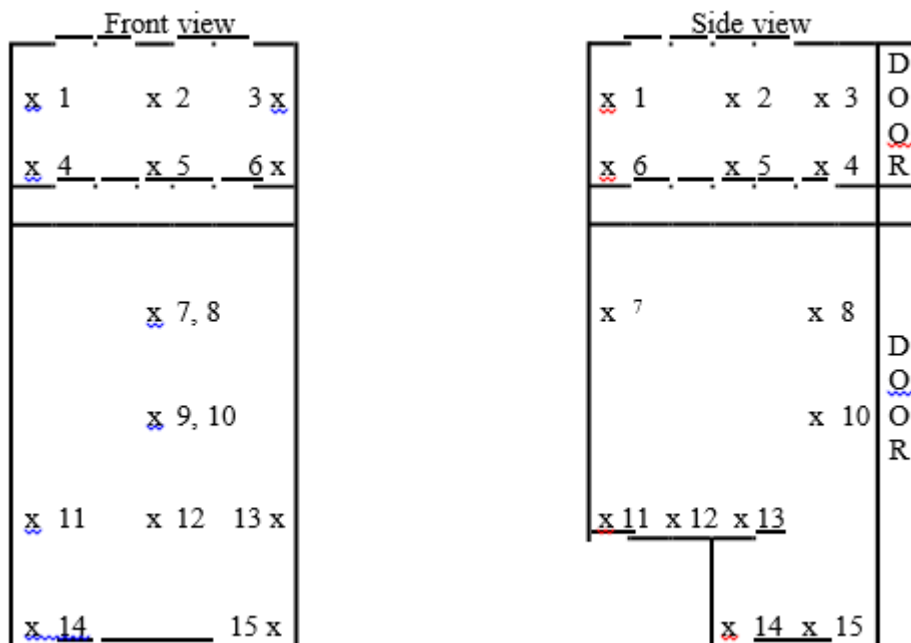
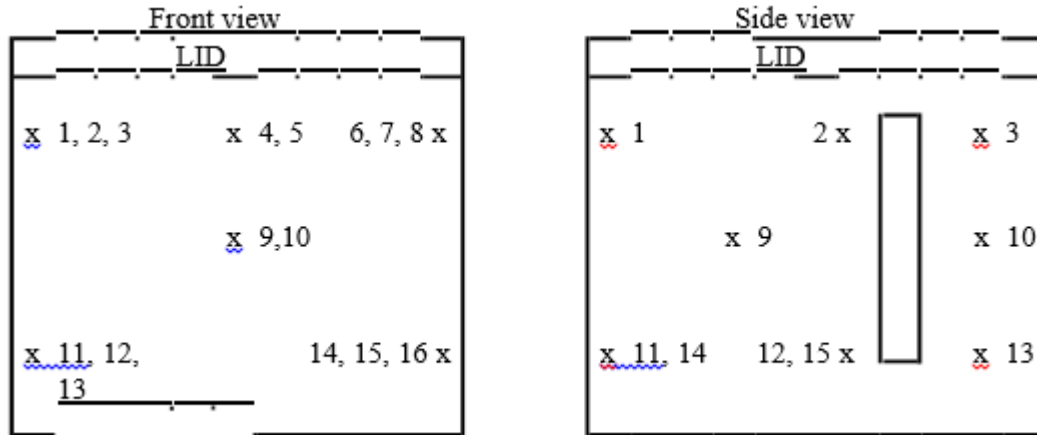


Figure 3: Chest type refrigerator/freezer



Annex 3 – Temperature sensor specification

Complying with IEC 62552, clause 8.7.1. Probe, accurate to $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$, inserted into brass or tin-covered copper mass of $25\text{ g} \pm 5\%$ and of minimum external area (diameter = height = about 15.2 mm).

Revision history:			
Date	Change summary	Reason for change	Approved
23.05.2007	General edit	Final revisions to PQS format.	UK
31.05.2007	SMc comments incorporated.		UK
02.10.2007	5.3.6: Acceptance criterion changed to 4 hours.		UK
06.07.2010	<p>Scope: Note added.</p> <p>'Icepack' changed to 'water-pack'.</p> <p>2: Normative references updated.</p> <p>3: Acceptable temperature range definition changed. Water-pack definition clarified. Water-pack freezing capacity definition. Vaccine storage capacity amended.</p> <p>5.3.3: Minor clarification. Step 3 amended.</p> <p>5.3.4: Steps 1 and 2 merged. Step 1 amended. Other minor clarifications.</p> <p>5.3.5: Clarification re water-pack load. Step 5: (to -3°C or below) deleted. Cross references corrected.</p> <p>5.3.6 – Step 2: minor clarification.</p> <p>5.3.6 – Step 1 re-written. Step 3 and Step 4 amended. Acceptance criterion: changed to 4 hours.</p> <p>5.3.7: MKT excursion analysis added. Acceptance and rejection criteria amended.</p> <p>5.3.9: Clause amended. Step 1 and Step 6 re-written. Footnote added. Rejection criterion reworded.</p> <p>5.4: MKT excursion analysis.</p> <p>Annex 1: General amendment.</p> <p>Annex 2: Figure 1: Sensor 9 position clarified</p> <p>Annex 3 added.</p>	Response to comments from manufacturers, testing laboratories and others.	

ANEXO D

WORLD HEALTH ORGANIZATION “Performance Quality Safety – Eficiência Specification



WHO/PQS/E003/FZ01.2

Original: English
Distribution: General

**TITLE: Vaccine freezer or combined vaccine and water-pack freezer:
compression-cycle**

Specification reference: E003/FZ01.2
Product verification protocol: E003/FZ01-VP.2
Issue date: 6 July 2010
Date of last revision: 2 August 2007

Contents:

1. Scope:	2
2. Normative references:	2
3. Terms and definitions:	3
4. Requirements:	3
4.1 General:	3
4.2 Eficiência:.....	3
4.2.1 <i>Operating temperature range:</i>	3
4.2.2 <i>Refrigeration cycle:</i>	3
4.2.3 <i>Voltage and frequency:</i>	3
4.2.4 <i>Water-pack freezing:</i>	3
4.2.5 <i>Areas not suitable for vaccine storage:</i>	4
4.2.6 <i>Temperature control:</i>	4
4.2.7 <i>Thermometer:</i>	4
4.2.8 <i>Holdover time:</i>	4
4.2.9 <i>Compressor starting voltage:</i>	4
4.2.10 <i>Power consumption:</i>	4
4.2.11 <i>Evaporator configuration:</i>	4
4.2.12 <i>Lock:</i>	4
4.2.13 <i>Corrosion resistance:</i>	4
4.2.14 <i>Electrical safety rating:</i>	4
4.2.15 <i>Markings:</i>	4
4.2.16 <i>Vaccine storage advice:</i>	4
4.3 Environmental requirements:	5
4.3.1 <i>Ambient temperature range during transport and storage:</i>	5
4.3.2 <i>Ambient humidity range during transport, storage and use:</i>	5
4.4 Physical characteristics:	5
4.4.1 <i>Overall dimensions:</i>	5
4.4.2 <i>Weight:</i>	5
4.5 Interface requirements:.....	5
4.5.1 <i>Voltage stabilizer compatibility:</i>	5
4.5.2 <i>Power lead:</i>	5
4.6 Human factors:.....	5
4.6.1 <i>Generally:</i>	5
4.6.2 <i>Control panel and thermometer:</i>	5
4.7 Materials:.....	6
4.7.1 <i>Refrigerant:</i>	6
4.7.2 <i>Thermal insulation foaming agents:</i>	6

4.7.3	<i>Other restricted materials:</i>	6
4.8	Warranty:.....	6
4.9	Servicing provision:	6
4.10	Disposal and recycling:	6
4.11	Instructions:	6
4.12	Training:	7
4.13	Verification:.....	7
5.	Packaging:	7
6.	On-site installation:	7
7.	Product dossier:	7
8.	On-site maintenance:	7
9.	Change notification:	8
10.	Defect reporting:	8
	Annex 1 – Temperature zone symbol for freezers:	9
	Annex 2 - Refrigerant symbols	9
	Revision history:	10

1. Scope:

This specification defines the requirements for compression-cycle vaccine freezers or compression-cycle combined vaccine and water-pack freezers. Three temperature zone designations are described: [moderate zone](#), [temperate zone](#) and [hot zone](#).

2. Normative references:

DIN 8985: 1983-05: *Testing the surfaces of installed refrigerators and freezers.*

EMAS: *European Union Eco-Management and Audit Scheme.*

IEC 60335-1: 2006: *Household and similar electrical appliances - Safety - Part 1: General requirements.*

IEC 60335-2-24: 2007 - *Household and similar electrical appliances - Safety - Part 2-24: Particular requirements for refrigerating appliances, ice-cream appliances and ice-makers.*

IEC 62552: 2007: *Household refrigerating appliances – Characteristics and test methods.*

ISO 9001: *Quality Management Systems – Requirements.*

ISO 14001: 2004: *Environmental management systems - Requirements with guidance for use.*

ISO/IEC 17025: 2005: *General requirements for the competence of testing and calibration laboratories.*

ISO 20282-1: 2006: *Ease of operation of everyday products - Part 1: Context of use and user characteristics.*

WHO/PQS/E006/TH02.1: *Fixed gas or vapour pressure dial thermometer.*

WHO/PQS/E006/TH06.1: *Integrated electronic maximum-minimum thermometer, with factory programmed alarms, for vaccine refrigerators and freezers.*

3. **Terms and definitions:**

Holdover time: The time in hours during which all points in the vaccine or water-pack freezing compartment of the freezer remains below -5°C after the power supply has been disconnected.

Hot zone: Hot zone appliances must operate at a steady $+43^{\circ}\text{C}$ ambient temperature and over a $+43^{\circ}\text{C}/+25^{\circ}\text{C}$ day/night cycling temperature range.

In writing: means communication by letter, fax or email.

Legal Manufacturer: The natural or legal person with responsibility for the design, manufacture, packaging and labelling of a product or device before it is placed on the market under his own name, regardless of whether these operations are carried out by that person himself or on his behalf by a third party.

Moderate zone: Moderate zone appliances must operate at a steady $+27^{\circ}\text{C}$ ambient temperature and over a $+27^{\circ}\text{C}/+10^{\circ}\text{C}$ day/night cycling temperature range.

Montreal Protocol: Montreal Protocol on Substances that Deplete the Ozone Layer.

Reseller: A commercial entity, licensed to act on behalf of a **Legal Manufacturer**, and which carries product liability and warranty responsibilities no less onerous than those carried by the Legal Manufacturer.

Temperate zone: Temperate zone appliances must operate at a steady $+32^{\circ}\text{C}$ ambient temperature and over a $+32^{\circ}\text{C}/+15^{\circ}\text{C}$ day/night cycling temperature range.

Water-pack freezing capacity: The maximum weight of water-packs which can be frozen, in one batch, during a 24 hour freezing cycle. During this period the temperature of the vaccine storage compartment must not exceed -15°C , except during the actual freezing process after unfrozen water-packs have been loaded when a rise to a maximum of -5°C is permitted.

4. **Requirements:**

4.1 *General:*

Compression-cycle vaccine freezers or combined vaccine and water-pack freezers, powered by mains electricity, are used primarily in areas with a reliable electricity supply (i.e. 20 or more hours of continuous electricity per typical day). Manufacturers may offer products suitable for one or more temperature zones.

4.2 *Eficiência:*

4.2.1 *Operating temperature range:*

As indicated on the temperature zone rating sticker attached to the product (see Annex 1).

4.2.2 *Refrigeration cycle:*

Compression-cycle unit operating on alternating current electricity.

4.2.3 *Voltage and frequency:*

220-240 volt 50/60 Hz and 100-127 volt 50/60 Hz options are to be offered. Eficiência is to be identical for all options, regardless of the nominal voltage and frequency rating of the appliance.

4.2.4 *Water-pack freezing:*

In combined freezers, not less than 7.2 kg of water-packs must be frozen per 24 hours whilst maintaining the temperature control specified in 4.2.5.

4.2.5 *Areas not suitable for vaccine storage:*

Areas of an otherwise acceptable appliance which are too warm must be excluded from use by design.

4.2.6 *Temperature control:*

- **All freezers:** The vaccine load must remain below -15°C during any continuous ambient temperature test(s) or day/night cycling temperature test(s). Combined units must achieve this eficiência with no water-packs in the water-pack compartment.
- **Combined freezers only:** While freezing a quantity of water-packs equal to its water-pack freezing capacity, the temperature of the full load of vaccines must remain below -5°C and return to below -15°C within the 24 hour freezing cycle under the maximum continuous ambient temperature test conditions of its rated temperature zone.

4.2.7 *Thermometer:*

- **Option A:** Externally readable cabinet-mounted gas or vapour pressure dial thermometer complying with PQS specification **E006/TH02**.
- **Option B:** Externally readable cabinet-mounted electronic thermometer conforming to PQS specification **E006/TH06**.

4.2.8 *Holdover time:*

No standard set; however eficiência data will be published.

4.2.9 *Compressor starting voltage:*

At 22% below manufacturers stated voltage, 10 out of 10 cold starts and 10 out of 10 hot starts must all be successful.

4.2.10 *Power consumption:*

No standard set however results will be reported.

4.2.11 *Evaporator configuration:*

If the evaporator is mounted in shelves the minimum clearance between shelves must be 130 mm.

4.2.12 *Lock:*

The door or lid must be fitted with a lock. Two keys are to be supplied with every unit.

4.2.13 *Corrosion resistance:*

Internal and external cabinet, lid and frame protected against corrosion to DIN 8985.

4.2.14 *Electrical safety rating:*

Manufacturer to certify compliance with IEC 60335-1 and IEC60335-2-24.

4.2.15 *Markings:*

Compressors must be marked with the blue identifying symbol shown in Annex 2. In addition, the freezer cabinet must be permanently marked, near the compressor position, with the chemical name of the refrigerant, or with the refrigerant number, formula or proportion (for blended refrigerants).

4.2.16 *Vaccine storage advice:*

All units must carry a factory-fitted non-removable label, designed to last the lifetime of the appliance, carrying the following information:

- **Vaccine freezers:** Vaccine storage instructions and the appropriate temperature zone symbol as Annex 1.
- **Combined freezers:** Vaccine storage instructions, water-pack freezing instructions and the appropriate temperature zone symbol as Annex 1.

The instructions should be fixed to the lid of chest freezers and near the top of the door on upright freezers. Instructions should be in one of the languages specified in clause 4.11, as indicated by the purchaser at the time of ordering.

4.3 Environmental requirements:

4.3.1 Ambient temperature range during transport and storage:

-30°C to +55°C when the product is inactivated.

4.3.2 Ambient humidity range during transport, storage and use:

5% to 95% RH, non-condensing.

4.4 Physical characteristics:

4.4.1 Overall dimensions:

To allow for manoeuvring through corners, corridors and doorways, the minimum dimension of the product (either length, width or height) should not exceed 710mm; exceptionally a minimum dimension up to 830mm can be accepted, but this will restrict the number of sites where the appliance can be installed. The maximum dimension must not exceed 1700mm and the maximum diagonal (corner to corner) dimension must not exceed 1850mm.

4.4.2 Weight:

Mechanical lifting equipment will typically not be available at the installation sites. It is recommended that the refrigerator and any associated components should be designed for lifting in such a way that no single worker is required to carry more than 25 kg whilst working on their own, or in a group.

4.5 Interface requirements:

4.5.1 Voltage stabilizer compatibility:

All electrical components must be compatible with voltage stabilizers that use tap-changing technology. If the product contains components that are incompatible with this type of voltage stabilizer it must be supplied with an appropriate device of equivalent eficiência to those voltage stabilizers that are currently pre-qualified in PQS section E07. A warning must be affixed to the unit stating the type(s) of voltage stabilizer that may be used and the user's manual and spare parts list must clearly record this warning.

4.5.2 Power lead:

The product is to be supplied with a power lead with a sealed-on plug compatible with the electricity socket standard in the country where the equipment is to be installed. The power lead must be at least 1.5 meters and not more than 2.0 meters in length.

4.6 Human factors:

4.6.1 Generally:

The product must be useable by the widest practicable range of active health workers, regardless of age, gender, size or minor disability, including colour blind users and long-sighted people without glasses, in accordance with the general principles laid out in ISO 20282-1: 2006.

4.6.2 Control panel and thermometer:

Controls, thermometer and other visual displays may be positioned on the front of the unit; preferably as close to eye level as possible. Alternatively they may be mounted on top of the unit at a height not exceeding 1.3 metres. If a low level position is essential, the display should be aligned so that it can

easily be read without the user having to squat or kneel down. The on-off and/or defrost switch, if present, should be recessed or otherwise protected so that it is not possible inadvertently to activate it.

4.7 Materials:

4.7.1 Refrigerant:

HFC (hydro fluorocarbon) or HC (hydrocarbon) refrigerant. CFC (chloro-fluorocarbon) and HCFC (hydrochlorofluorocarbon) gases are not acceptable. The suitability of alternative refrigerant gases will continue to be assessed and preference will be given to products that use gases with low global warming potential (GWP).

4.7.2 Thermal insulation foaming agents:

Any gas complying with the limitations and deadlines set by the [Montreal Protocol](#) on the elimination of ozone-depleting chemicals.

4.7.3 Other restricted materials:

The product and its constituent components, including batteries, must not contain lead, mercury, cadmium, hexavalent chromium, polybrominated biphenyls (PBB) or polybrominated biphenyl ethers (PBDE).

4.8 Warranty:

The product is to be covered by a two year replacement warranty in the event of any component failure arising from defective design, materials or workmanship.

4.9 Servicing provision:

The product is to be designed to achieve a maintenance-free life of not less than 10 years apart from routine de-frosting and cleaning and replacement of batteries (if any).

4.10 Disposal and recycling:

The manufacturer is to provide information to the buyer on the hazardous materials contained within the system and suggestions for resource recovery/recycling and/or environmentally safe disposal. For the European Union [WEEE](#) compliance in accordance with European Union Directive 2002/96/EC is mandatory.

4.11 Instructions:

User and maintenance instructions in Arabic, English, French, Mandarin Chinese, Russian and Spanish. The instructions are to be written for users and repair technicians and are to cover the following topics:

- installation procedures;
- compatible types of voltage stabilizer;
- temperature adjustments (if applicable);
- simple daily, weekly and monthly maintenance tasks;
- periodic preventative maintenance checks;
- diagnostic and repair procedures;
- itemized list of spare parts including part numbers;
- end-of-life resource recovery and recycling procedures.

4.12 Training:
Not required.

4.13 Verification:
In accordance with PQS Verification Protocol **E003/FZ01-VP.2**.

5. Packaging:

Materials used for packaging the finished product are to be free of ozone-depleting compounds as defined in the [Montreal Protocol](#). The general specification of shipping containers will be subject to agreement with the individual procurement agencies.

6. On-site installation:

Not required.

7. Product dossier:

The [legal manufacturer](#) or [reseller](#) is to provide WHO with a pre-qualification dossier containing the following:

- Dossier examination fee in US dollars.
- General information about the [legal manufacturer](#), including name and address.
- Unique identification reference for the product type.
- Brand name of the product.
- Full specifications of the product being offered, covering all the requirements set out in this document, including details of product marking and traceability.
- A comprehensive set of photographs showing all external surfaces of the unit, the interior layout, the compressor and a close-up of the thermometer and the control panel.
- Certified photocopies of all type-approvals obtained for the product, including CE marking and the like.
- Certified photocopies of the legal manufacturer's ISO 9001 quality system certification.
- Where relevant, certified photocopies of the [legal manufacturer's](#) ISO 14001 certification, EMAS registration or registration with an equivalent environmental audit scheme. Conformity with an environmental audit scheme is not mandatory; however preference will be given to manufacturers who are able to demonstrate compliance with good environmental practice.
- Where available, laboratory test report(s) proving conformity with the product specifications.
- Indicative cost of the product per unit, per 10 units and per 100 units, EXW (Incoterms 2000).

8. On-site maintenance:

Maintenance will be carried out by the end-user and/or his agents.

9. Change notification:

The **legal manufacturer** or **reseller** is to advise WHO **in writing** of any changes which adversely affect the eficiência of the product after PQS pre-qualification has taken place. Any change that WHO considers would alter the test results obtained against the PQS verification protocol **E003/FZ01-VP.2** will result in a request for the product to be retested.

10. Defect reporting:

The **legal manufacturer** or **reseller** is to advise WHO and the UN purchasing agencies **in writing** in the event of safety-related product recalls, component defects and other similar events. If requested to do so by WHO/UNICEF, the manufacturer is to submit a report to WHO/UNICEF stating the number of affected systems and the number of component repairs/replacements provided, together with copies of any associated field reports.

Revision history:			
Date	Change summary	Reason for change	Approved
07.03.2007	General edit with additional clauses plus Annexes 1 and 2.	Final revisions to PQS format.	UK
23.03.2007	Further minor revisions following comment round		UK
23.05.2007	4.2.5: New clause.		UK
02.08.2007	4.2.12: Lock spec changed. 4.4.1: Dims clarified.	Response to manufacturer's comment.	UK
06.07.2010	'Icepack' changed to 'water-pack'. 2: Normative references updated. 3: Holdover time max temp changed to -5°C. Water-pack freezing compartment definition added. 4.2.4: Clause title changed. 4.2.7: Option A & B amended. 4.4.1: Clause amended. 4.4.2: Clause amended. 4.6.1: Clause amended. 4.6.2: Clause amended. 4.7.1: GWP amendment. 4.9: Clause amended. 4.13: VP ref updated. 7: ISO 9001 waiver omitted. Annex 2: Symbols amended.	Response to comments from manufacturers, testing laboratories and others.	