ROGÉRIO VILAIN

**Análise experimental e numérica da concentração e dinâmica de
partículas em sala cirúrgica e quarto de isolamento hospitalar**

São Paulo

2016

ROGÉRIO VILAIN

Análise experimental e numérica da concentração e dinâmica de partículas em sala cirúrgica e quarto de isolamento hospitalar

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

Área de concentração:
Engenharia Mecânica

Orientador:
Prof. Dr. Arlindo Tribess

São Paulo

2016

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

São Paulo, 11 de fevereiro de 2016

Assinatura do autor _____

Assinatura do orientador _____

FICHA CATALOGRÁFICA

Vilain, Rogério.

Análise experimental e numérica da concentração e dinâmica de partículas em sala cirúrgica e quarto de isolamento hospitalar. R. Vilain. ed. rev., São Paulo, 2016.

207 p.

Tese (Doutorado) – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.

1. Qualidade do ar 2. Contaminação aérea hospitalar 3. Sistemas de ventilação 4. Modelo de Wells-Riley 4. Controle de partículas aéreas I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II.t.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Arlindo Tribess, pela competente e paciente orientação durante todo o doutorado.

Ao Prof. Dr. Marcelo Luiz Pereira, pela co-orientação do trabalho e pelos muitos anos de parceria no Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina.

Aos amigos e familiares, em especial Patrícia, Inês e Alexandre, pelo apoio e incentivo ao longo dos anos do doutorado.

Ao professor doutorando Douglas Fabichak Junior, por sua amizade e apoio, desde as disciplinas do doutorado até a montagem e ajuste dos equipamentos para a geração dos dados experimentais. As aulas já estão prontas.

Ao professor José Carlos Orsi Morel, pelos ensinamentos práticos e teóricos – *je vous remercie, monsieur*.

Aos professores Dr. Saulo Güths e Dr. Vicente de Paulo Nicolau, da Universidade Federal de Santa Catarina, pelo apoio à realização desta pesquisa.

Ao amigo doutorando Rubem Toledo Bergamo e família, pelos momentos compartilhados tanto em Campinas quanto em Florianópolis.

Ao Instituto Federal de Santa Catarina, em especial à direção do Câmpus São José, pelo apoio constante à capacitação de seus servidores.

À CAPES – Comissão de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – pela bolsa, que permitiu os estudos e a estadia em São Paulo.

Ao professor Dr. Sérgio Pereira da Rocha, coordenador da Área de Refrigeração e Climatização, pelo apoio à capacitação.

Ao professor George Henry Wojcikiewics, coordenador do curso de Refrigeração e Climatização, pelo apoio à capacitação.

Ao colega Sandro Tavares Conceição, pelo companheirismo e por todo aporte teórico e prático ao desenvolvimento desta pesquisa.

Aos professores da Área de Refrigeração e Climatização, pelo apoio.

Aos laboratoristas do Núcleo de Refrigeração e Climatização do IFSC São José, Carlos Eduardo, Geraldo e Ronaldo, pelo apoio ao desenvolvimento experimental.

Aos servidores do Setor de Reprografia, Aristido Freitas, Jorge Luiz Martins e Washington Luiz Goes Rabelo, pelas muitas impressões, encadernações e pela gentileza no atendimento.

Aos servidores do setor de Gestão de Pessoas do Câmpus São José, em especial à colega Elaine Bunn Platt, pelas orientações e encaminhamento dos processos relativos ao afastamento para capacitação.

À bolsista Eliana Weiss, pelo apoio no desenvolvimento experimental.

Ao Prof. Dr. Vidomar Silva Filho, pelas inúmeras revisões e sugestões na redação desta tese e dos artigos.

Às servidoras da secretaria PPGEM Marisa Lara e Regianne Amaral, pelas muitas orientações e apoio nos trâmites do doutorado.

À colega professora doutoranda Elenira Vilela, pelo companheirismo e incentivo durante o tempo de convivência no Laboratório de Conforto Térmico do PPGEM.

A Danilo de Moura e Victor Barbosa Félix, pelo auxílio durante a escritura da tese.

A Patrícia Rocha Kawase, pela contribuição na revisão da Bibliografia.

A DEUS, pela vida.

RESUMO

A presente pesquisa tem como objetivo avaliar a eficiência de diferentes sistemas de ventilação no controle da transmissão aérea de agentes infecciosos em sala cirúrgica e em quarto de isolamento hospitalar. Para isso, foram desenvolvidos estudos experimentais e numéricos a partir de dados gerados em um hospital brasileiro de referência no tratamento de doenças respiratórias. Em uma sala cirúrgica, comparou-se o sistema de climatização existente (sistema de ventilação unidirecional) com um sistema *split*, adaptado na sala especialmente para este estudo. Em um quarto de isolamento compararam-se diferentes arranjos com ventilação natural (porta e janelas) e/ou mecânica (ventilador axial e unidade de descontaminação – filtro e exaustor). Em ambos os ambientes foram medidos parâmetros ambientais (velocidade do ar, temperatura do ar e intensidade de turbulência) e se realizou um estudo da concentração de partículas, mediante o uso de um gerador de partículas monodisperso. A partir dos dados gerados por meio desses procedimentos experimentais, para a sala cirúrgica, obteve-se o fator de proteção e, para o quarto de isolamento, a probabilidade de infecção utilizando o equacionamento proposto por Wells e Riley, bem como a taxa de decaimento de partículas. Os resultados experimentais subsidiaram a realização de um estudo numérico, que consistiu na avaliação dos campos de velocidade, temperatura e intensidade de turbulência do ar para os diferentes tipos de ventilação estudados e no estudo da dinâmica de partículas nos dois ambientes. Embora o sistema unidirecional seja, teoricamente, mais eficiente no controle das partículas, a metodologia de análise adotada evidenciou ineficiência do sistema na remoção de partículas devido a problemas na instalação e operação. Quanto ao sistema *split*, o presente estudo, como outros semelhantes, evidenciou a inadequação de seu uso em salas cirúrgicas. No quarto de isolamento a ventilação natural mostrou-se o método mais eficiente para a remoção de partículas e, conseqüentemente, o que mais reduz o risco de contaminação cruzada, conforme o equacionamento original de Wells-Riley. Para a sala cirúrgica foram obtidos valores experimentais do fator de proteção variando entre 0,10 e 0,52 e de -0,9 a +2,5 na análise numérica. Para o quarto de isolamento foram obtidos experimentalmente riscos de infecção entre 0,25 e 2,65%. Finalizando, este trabalho visa contribuir na proposição de uma metodologia experimental e numérica para a avaliação da dinâmica das partículas e, conseqüentemente, do risco de infecção por via aérea em ambientes hospitalares.

Palavras-chave: Qualidade do ar. Contaminação aérea hospitalar. Sistemas de ventilação. Modelo de Wells-Riley. Controle de partículas aéreas.

ABSTRACT

This research aims to evaluate the efficiency of different ventilation systems to control airborne transmission of infectious agents in a hospital operating room and isolation room. Experimental and numerical studies were carried out based on data generated in a Brazilian reference hospital for the treatment of respiratory diseases. In an operating room, an existing unidirectional air conditioning system (i. e., laminar air flow – LAF) was compared to a split system, adapted in the room especially for this study. In a respiratory isolation room, comparisons were drawn between different arrangements with natural ventilation (door and window) and/or mechanical ventilation (axial fan and decontamination unit – filter plus exhaust fan). In both rooms, environmental parameters (air speed, air temperature and turbulence intensity) were measured, and a study of particle concentration was developed employing a monodisperse aerosol generator. The data generated by these experimental procedures were used to calculate the protection factor for the operating room and the probability of infection for the isolation room, using the equation proposed by Wells and Riley, as well as the rate of particle decay. The experimental results were then used in a numerical study, which included evaluation of the fields of air velocity, temperature and turbulence intensity for different types of ventilation under study, as well as the analysis of particle dynamics in both environments. Although the unidirectional system is theoretically more effective for particle control, the methodology of analysis adopted revealed an inefficiency of this system in removing particles, due to installation and operation problems. Concerning the split system, this research – similarly to analogous studies – emphasizes the inadequacy of its use in operating rooms. In the isolation room, natural ventilation proved the most effective method for removing particles and, consequently, the one which reduces the most the risk of cross-contamination, according to the original Wells-Riley modeling. In the operating room were obtained experimental data for the protection factor ranging from 0.10 to 0.52 and from -0.9 to +2.5 in the numerical analysis. In the isolation room were obtained probabilities of infection between 0.25 and 2.65%. Finally, this work aims to contribute in proposing an experimental and numerical methodology for assessing the dynamics of particles and hence risk of airborne infection in hospital settings.

Keywords: Air quality. Hospital airborne infection. Ventilation systems. Wells-Riley model. Air particle control.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	xi
LISTA DE QUADROS E TABELAS.....	xvii
LISTA DE SIGLAS	xix
LISTA DE SÍMBOLOS.....	xxi
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 OBJETIVOS.....	8
1.1.1 Objetivo geral.....	8
1.1.2 Objetivos específicos	8
1.2 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	9
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	11
2.1 INTRODUÇÃO.....	11
2.2. SALAS CIRÚRGICAS	13
2.2.1 Contaminação aérea em salas cirúrgicas.....	13
2.2.2 Sistemas de ventilação e condicionamento de ar em salas cirúrgicas	17
2.3 QUARTOS DE ISOLAMENTO	21
2.3.1 Contaminação aérea e cruzada	21
2.3.2 Contaminantes expiratórios.....	23
2.4 MÉTODOS EXPERIMENTAIS E NUMÉRICOS NA ANÁLISE DAS PARTÍCULAS EM AMBIENTES HOSPITALARES	27
2.4.1 Salas cirúrgicas.....	29
2.4.2 Quartos hospitalares	34
2.5 TRABALHOS DESENVOLVIDOS PELO GRUPO DE PESQUISA EM QUALIDADE DO AR – PME/EPUSP	36
3 MÉTODO DE TRABALHO – ESTUDO EXPERIMENTAL.....	37
3.1 DESCRIÇÃO DOS AMBIENTES	40
3.1.1 Ambiente da sala cirúrgica	40
3.1.2 Ambiente quarto de isolamento.....	42
3.2 MEDIÇÕES, PROCEDIMENTOS E INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO.....	45
3.2.1 Medições	45
3.2.1.1 Sala Cirúrgica	45
3.2.1.2 Quarto de isolamento.....	45
3.2.2 Procedimentos de medição.....	46
3.2.2.1 Medição da vazão de insuflamento do ar	46
3.2.2.2 Medição da intensidade de turbulência	46
3.2.2.3 Medição de CO ₂ e de umidade relativa do ar	48
3.2.2.4 Medição da concentração de partículas	49
3.2.3 Equipamentos de medição.....	49
3.2.3.1 Anemômetro de fio quente	49
3.2.3.2 Medidor de temperatura, velocidade e intensidade de turbulência	50

3.2.3.3 Medidor de concentração de CO ₂ e umidade relativa do ar.....	51
3.2.3.4 Gerador de partículas.....	52
3.2.3.5 Contador de partículas.....	53
3.3 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	55
3.3.1 Sala cirúrgica	55
3.3.1.1 Caracterização das condições ambientais	56
3.3.1.2 Cálculo do fator de proteção	57
3.3.2 Quarto de isolamento.....	63
3.4 PROCEDIMENTOS PARA A OBTENÇÃO DO NÚMERO DE RENOVAÇÕES POR HORA, AVALIAÇÃO DA EFICIÊNCIA DE VENTILAÇÃO E DO RISCO DE CONTAMINAÇÃO	68
3.4.1 Procedimento para a avaliação da eficiência de ventilação e de remoção de partículas em salas cirúrgicas.....	68
3.4.2 Estimativa da probabilidade de infecção – equação de Wells-Riley	69
3.4.3 Obtenção do número de renovações de ar por hora (ACH)	72
4 FUNDAMENTAÇÃO NUMÉRICA	75
4.1 EQUAÇÃO GERAL DE TRANSPORTE	75
4.2 O FENÔMENO DA TURBULÊNCIA.....	76
4.2.1 Equações da turbulência.....	77
4.2.2 A modelagem da turbulência.....	80
4.2.3 O modelo k-ε padrão	81
4.2.4 O modelo k-ε realizável.....	82
4.3 AS FUNÇÕES DE PAREDE	84
4.4 MODELAGEM DAS PARTÍCULAS	86
4.4.1 Tamanho e comportamento dinâmico	86
4.4.2. Equacionamento para o movimento das partículas	88
5 RESULTADOS EXPERIMENTAIS.....	91
5.1 SALA CIRÚRGICA.....	92
5.1.1 Vazão de ar.....	92
5.1.2 Número de trocas de ar – ACH de renovação	95
5.1.3 Caracterização do escoamento na sala cirúrgica	96
5.1.3.1 Perfis de velocidade do ar	97
5.1.3.2 Perfis de temperatura do ar.....	100
5.1.3.3 Intensidade de turbulência	102
5.1.4 Diâmetros e concentrações de partículas	105
5.1.4.1 Concentrações de fundo	105
5.1.4.2 Diâmetros e concentrações de partículas medidas na saída do gerador (injeção de partículas)	106
5.1.4.3 Concentração de partículas fora da zona de proteção	107
5.1.5 Cálculo do fator de proteção para a Sala Cirúrgica	108
5.2 QUARTO DE ISOLAMENTO	110
5.2.1 Taxa de renovação de ar	110
5.2.2 Caracterização do escoamento no quarto de isolamento.....	112

5.2.2.1 Perfis de velocidade do ar	113
5.2.2.2 Perfis de temperatura do ar	114
5.2.2.3 Intensidades de turbulência	116
5.2.3 Cálculo da probabilidade de infecção – equação de Wells-Riley	117
5.2.4 Decaimento da concentração de partículas	119
5.2.5 Comparação entre valores de ACH obtidos por decaimento de CO ₂ e por decaimento de partículas	125
6 RESULTADOS NUMÉRICOS	131
6.1 OBTENÇÃO DA MALHA.....	132
6.1.1 Sala Cirúrgica	132
6.1.2 Quarto de isolamento.....	133
6.2 CONDIÇÕES DE CONTORNO.....	134
6.2.1 Sistema unidirecional.....	134
6.2.2 Sistema <i>Split</i>	136
6.2.3 Quarto de isolamento.....	136
6.3 SOLUÇÃO DO ESCOAMENTO.....	139
6.3.1 Sala Cirúrgica	139
6.3.2 Sistema de ventilação <i>split</i>	141
6.3.3 Quarto de isolamento.....	142
6.4 COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS EXPERIMENTAIS E NUMÉRICOS	145
6.4.1 Sala cirúrgica – sistema unidirecional e <i>split</i>	145
6.4.2 Quarto de isolamento.....	150
6.5 ANÁLISE DAS PARTÍCULAS	152
6.5.1 Sala Cirúrgica	152
6.5.2 Quarto de isolamento.....	156
6.5.2.1 Caso 1	157
6.5.2.2 Caso 2	158
6.5.2.3 Caso 3	159
6.5.2.4 Caso 4	160
6.5.2.5 Caso 5	160
6.5.2.6 Caso 6	161
6.5.2.7 Caso 7	162
6.5.2.8 Análise dos resultados numéricos das concentrações para os casos estudados ...	163
7 CONCLUSÃO.....	167
7.1 CONSIDERAÇÕES GERAIS	167
7.2 CONCLUSÕES.....	168
7.3 SUGESTÃO PARA NOVOS TRABALHOS	169
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	171

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Fontes e trajetória de infecção em uma sala cirúrgica (adaptado de LEWIS, 1993).....	14
Figura 2.2 – Imagens de microscopia eletrônica da superfície da pele humana (CLARK; CALCINA-GOFF, 2009, p. S771)	15
Figura 2.3a – Distribuição do tamanho de partículas geradas por diferentes atividades respiratórias, normalizada pelo intervalo de medição (CONCEIÇÃO, 2012, p. 12).	26
Figura 2.3b – Distribuição acumulada de partículas geradas por diferentes atividades respiratórias (CONCEIÇÃO, 2012, p 12).	26
Figura 2.4 – Sala cirúrgica experimental (ZOOM et al, 2007)	30
Figura 2.5 – Sala cirúrgica experimental no Georgia Institute of Technology.....	31
(STEVENSON, 2008).	31
Figura 2.6 – Sala cirúrgica experimental – CERTECA Laboratory, Universidade de Ferrara (COSTANZO; CUSUMANO; GIACONIA, 2011).	34
Figura 3.1 – Esquema da metodologia do estudo experimental – sala cirúrgica.....	38
Figura 3.2 – Esquema da metodologia do estudo experimental – quarto de isolamento.....	39
Figura 3.3 – Modelo 3-D do sistema de ventilação da sala cirúrgica, sistema de ventilação unidirecional e sistema <i>split</i> adaptado.	41
Figura 3.4 – Visão parcial do interior da sala cirúrgica, com os manequins posicionados.	42
Figura 3.5 – Interior da sala cirúrgica, com <i>split</i> instalado e com os manequins posicionados.	42
Figura 3.6 – Planta baixa do quarto de isolamento.	43
Figura 3.7 – Detalhes do quarto de isolamento – janelas, cama, unidade de descontaminação (indicada com seta)	44
Figura 3.8 – Detalhes do quarto de isolamento – porta com grelha de ventilação e ventilador, indicados com setas.	44
Figura 3.9 – Pedestal de medição, com sensores do sistema Comfort Sense instalados.	47
Figura 3.10 – Exemplo de aquisição de sinal de turbulência (DANTEC, s.d).....	48
Figura 3.11 – Anemômetro TA-5 Airflow (AIRFLOW, s. d.).	50
Figura 3.12 – Anemômetro de fio quente com sensor para medição da temperatura e velocidade do ar – indicados por setas (DANTEC, s.d.)	51
Figura 3.13 – Medidor de CO ₂ e umidade relativa do ar modelo AZ 77530 (INSTRUTEMP, s.d.).....	51
Figura 3.14 – Gerador de aerosol monodisperso TSI, modelo 3475 (TSI, 2004)	53

Figura 3.15 – Contador de partículas Metone (TEST EQUIPMENT DEPOT, 2012).	54
Figura 3.16 – Posicionamento dos pedestais com os sensores Comfort Sense na sala cirúrgica	56
Figura 3.17 – Pontos de geração de partículas para medições relativas ao sistema unidirecional da sala cirúrgica.	59
Figura 3.18 – Ponto de geração de partículas para medições relativas ao sistema <i>split</i> da sala cirúrgica.	59
Figura 3.19 – Posicionamento dos contadores de partículas para medições relativas ao sistema unidirecional na sala cirúrgica.	60
Figura 3.20 – Contador de partículas posicionado sobre a mesa cirúrgica.....	61
Figura 3.21 – Contadores de partículas posicionados próximo ao insuflamento (esquerda) e próximo ao retorno (direita).	61
Figura 3.22 – Posicionamento dos contadores de partículas para medições relativas ao sistema <i>split</i> da sala cirúrgica.	62
Figura 3.23 – Contador de partículas posicionado junto ao retorno do <i>split</i> , na sala cirúrgica.	62
Figura 3.24 – Posicionamento dos pedestais com os sensores Comfort Sense no quarto de isolamento.	64
Figura 3.25 – Pedestal com sensores Comfort Sense posicionados no quarto de isolamento	65
Figura 3.26 – Posicionamento dos contadores de partículas (1 e 2) e do gerador de partículas (3) no quarto de isolamento.	66
Figura 3.27 – Geração de partículas no quarto de isolamento.	66
Figura 3.28 – Contadores de partículas posicionados no quarto de isolamento.....	67
Figura 4.1 – Partículas no escoamento laminar e turbulento no plano 2-D (adaptado de MIT Turbulence OpenCourseWare, 2002).....	77
Figura 4.2 – Gráfico esquemático das funções de parede (adaptado de VERSTEEG; MALALASEKERA, 2007).	85
Figura 4.3 – Força peso e força de arrasto sobre uma partícula no escoamento. ...	89
Figura 5.1 – Representação esquemática do insuflamento do ar do sistema unidirecional da sala cirúrgica	92
Figura 5.2 – Representação esquemática das grelhas de retorno do sistema unidirecional da sala cirúrgica	93
Figura 5.3 – Fotos das grelhas de retorno do sistema unidirecional da sala cirúrgica	93
Figura 5.4 – Decaimento da concentração de CO ₂ para o sistema unidirecional e <i>split</i>	96
Figura 3.8 – Posicionamento dos pedestais com os sensores <i>Comfort Sense</i> na sala cirúrgica	97

Figura 5.5 – Perfis de velocidade do ar na sala cirúrgica, sistema unidirecional, com manequins posicionados.....	98
Figura 5.6 – Perfis de velocidade do ar na sala cirúrgica, sistema unidirecional, sem manequins.....	99
Figura 5.7 – Perfis de velocidade do ar na sala cirúrgica, sistema <i>split</i> , com manequins.....	99
Figura 5.8: Perfis de temperatura do ar para o sistema unidirecional, com os manequins posicionados.....	100
Figura 5.9: Perfis de temperatura do ar para o sistema unidirecional, sem os manequins posicionados.....	101
Figura 5.10 – Perfis de temperatura do ar - sistema <i>split</i>	102
Figura 5.11 – Valores de intensidade de turbulência para o sistema unidirecional, com os manequins posicionados.	103
Figura 5.12 – Valores de intensidade de turbulência para o sistema unidirecional, sem os manequins posicionados.	103
Figura 5.13 – Valores de intensidade de turbulência para o sistema <i>split</i> , com os manequins posicionados.....	104
Figura 5.14 – Concentração de fundo na sala cirúrgica nos canais de 2,0 e 5,0 μm , medida sobre a mesa cirúrgica, com o sistema de ventilação desligado.	106
Figura 5.15 – Diâmetro médio e concentração das partículas na saída do gerador de partículas – teste típico.	107
Figura 5.16 – Concentração de partículas sobre a mesa cirúrgica, com a injeção fora da zona de proteção (5 a 10 μm), para os sistemas unidirecional e <i>split</i>	107
Figura 5.17 – Gráfico de decaimento da concentração de CO_2 no quarto de isolamento, para cada forma de ventilação estudada.	111
Figura 3.24 – Posicionamento dos pedestais com os sensores Comfort Sense no quarto de isolamento.....	113
Figura 5.18 – Perfis de velocidade do ar no quarto de isolamento – posição 1.....	114
Figura 5.19 – Perfis de velocidade do ar no quarto de isolamento – posição 2.....	114
Figura 5.20: Perfis de temperatura do ar para o quarto de isolamento – posição 1	115
Figura 5.21: Perfis de temperatura do ar para o quarto de isolamento – posição 2	115
Figura 5.22 – Valores de intensidade de turbulência para o quarto de isolamento – posição 1	116
Figura 5.23 – Valores de intensidade de turbulência para o quarto de isolamento – posição 2.....	116

Figura 5.24 – Probabilidade de infecção para cada esquema de ventilação – equação de Wells-Riley.	118
Figura 3.26 – Posição dos contadores de partículas no quarto de isolamento.	120
Figura 5.25 – Decaimento na concentração de partículas – posição 1, 1º caso.	120
Figura 5.26 – Decaimento na concentração de partículas – posição 2, 1º caso.	121
Figura 5.27 – Decaimento na concentração de partículas – posição 1, 2º caso.	121
Figura 5.28 – Decaimento na concentração de partículas – posição 2, 2º caso.	121
Figura 5.29 – Decaimento na concentração de partículas – posição 1, 3º caso.	122
Figura 5.30 – Decaimento na concentração de partículas – posição 2, 3º caso.	122
Figura 5.31 – Decaimento na concentração de partículas – posição 1, 4º caso.	122
Figura 5.32 – Decaimento na concentração de partículas – posição 2, 4º caso.	123
Figura 5.33 – Decaimento na concentração de partículas – posição 1, 5º caso.	123
Figura 5.34 – Decaimento na concentração de partículas – posição 2, 5º caso.	123
Figura 5.35 – Decaimento na concentração de partículas – posição 1, 6º caso.	124
Figura 5.36 – Decaimento na concentração de partículas – posição 2, 6º caso.	124
Figura 5.37 – Decaimento na concentração de partículas – posição 1, 7º caso.	124
Figura 5.38 – Decaimento na concentração de partículas – posição 2, 7º caso.	125
Figura 5.39 – Correlação entre ACH_{part} e $ACH_{gás}$ para partículas de diâmetro 2 a $5\mu m$	128
Figura 5.40 – Correlação entre ACH_{part} e $ACH_{gás}$ para partículas de diâmetro 5 a $10\mu m$	128
Figura 5.41 – Correlação entre ACH_{part} e $ACH_{gás}$ para partículas de diâmetro maior que $10\mu m$	128
Figura 6.1 – Modelo 3-D da sala cirúrgica destacando os difusores e grelhas de retorno do sistema “laminar” (à esquerda), mesa cirúrgica, equipe cirúrgica e foco cirúrgico (à direita).	132
Figura 6.2 – Malha da sala cirúrgica gerada pelo programa ICEM.	133
Figura 6.3 – Modelo 3D e malha do quarto de isolamento gerada no ICEM.	133
Figura 6.4 – Grelhas de retorno, difusor central e cortina dupla do sistema unidirecional da sala cirúrgica.	134
Figura 6.5 – Elementos modelados para solução do escoamento e definição das condições de contorno.	137
Figura 6.6 – Vetores velocidade no plano longitudinal e transversal na sala cirúrgica – sistema unidirecional.	140
Figura 6.7 – Linhas de fluxo partindo das cortinas de ar 1, 2, 3 e 4.	141
Figura 6.8 – Campo de velocidades (m/s) para o sistema <i>Split</i>	141

Figura 6.9 – Vetores velocidade – 1º caso, ventilador e exaustor ligados, porta e janelas fechadas – plano horizontal a 1,5 m de altura do piso.....	142
Figura 6.10 – Vetores velocidade – 2º caso – somente exaustor ligado, porta e janelas fechadas – plano horizontal a 1,5 m de altura do piso.....	142
Figura 6.11 – Vetores velocidade – 3º caso, ventilador e exaustor desligados, porta fechada e janelas abertas – plano horizontal a 1,5 m de altura do piso.	143
Figura 6.12 – Vetores velocidade – 4º caso, ventilador ligado e exaustor desligado, porta fechada e janelas abertas – plano horizontal a 1,5 m de altura do piso.	143
Figura 6.13 – Vetores velocidade – 5º caso, ventilador e exaustor desligados, porta e janelas abertas – plano horizontal a 1,5 m de altura do piso.	144
Figura 6.14 – Vetores velocidade – 6º caso, ventilador e exaustor desligados, porta aberta e janela fechada - plano horizontal a 1,5 m de altura do piso. ...	144
Figura 6.15 – Vetores velocidade – 7º caso, ventilador e exaustor desligados, porta fechada e janela fechada – plano horizontal a 1,5 m de altura do piso.	145
Figura 3.16 – Posicionamento dos pedestais com os sensores <i>Comfort Sense</i> na sala cirúrgica	145
Figura 3.24 – Posicionamento dos pedestais com os sensores <i>Comfort Sense</i> no quarto de isolamento.....	150
Figura 6.16 – Evolução da simulação de partículas injetadas fora da zona de proteção (3,5 µm) até 900 iterações, para concentrações em fração de volume de 0 até $1,0 \times 10^{-7}$	153
Figura 6.17 – Dinâmica das partículas injetadas fora da zona de proteção (7,5 µm) até 900 iterações, para concentrações em fração de volume de 0 até $1,0 \times 10^{-6}$	153
Figura 6.18 – Dinâmica das partículas injetadas fora da zona de proteção (3,5 µm), lado oposto da mesa cirúrgica até 900 iterações, para concentrações em fração de volume de 0 até $1,0 \times 10^{-7}$	154
Figura 6.19 – Dinâmica das partículas injetadas fora da zona de proteção (7,5 µm), lado oposto da mesa cirúrgica até 900 iterações, para concentrações em fração de volume de 0 até $2,0 \times 10^{-9}$	154
Figura 3.20 – Contador de partículas posicionado sobre a mesa cirúrgica	155
Figura 6.20 – Evolução da solução para o caso 1, partículas de 3,5 µm, até 900 iterações	158
Figura 6.21 –Evolução da solução para o caso 1, partículas de 7,5 µm, até 900 iterações	158
Figura 6.22 – Evolução da solução para o caso 2, partículas de 3,5 µm, até 900 iterações.....	158
Figura 6.23 – Evolução da solução para o caso 2, partículas de 7,5 µm, até 900 iterações.....	159

Figura 6.24 – Evolução da solução para o caso 3, para partículas de 3,5 μm , até 900 iterações.	159
Figura 6.25 - Evolução da solução para o caso 3, partículas de 7,5 μm , até 900 iterações.	159
Figura 6.26 – Evolução da solução para o caso 4, partículas de 3,5 μm , até 900 iterações.	160
Figura 6.27 - Evolução da solução para o caso 4, partículas de 7,5 μm , até 900 iterações.	160
Figura 6.28 - Evolução da solução para o caso 5, partículas de 3,5 μm , até 900 iterações.	161
Figura 6.29 - Evolução da solução para o caso 5, partículas de 7,5 μm , até 900 iterações.	161
Figura 6.30 - Evolução da solução para o caso 6, partículas de 3,5 μm , até 900 iterações.	161
Figura 6.31 - Evolução da solução para o caso 6, partículas de 7,5 μm , até 900 iterações.	162
Figura 6.32 – Evolução da solução para o caso 7, partículas de 3,5 μm , até 900 iterações.	162
Figura 6.33 – Evolução da solução para o caso 7, partículas de 7,5 μm , até 900 iterações.	162
Figura 3.26 – Posição dos contadores de partículas no quarto de isolamento.	163
Figura 6.34 - Concentração de partículas no ponto C1 (em fração de volume) para partículas de 3,5 e 7,5 μm – casos 1 a 7 – posição do paciente na maca 2.	164
Figura 6.35 - Concentração de partículas no ponto C2 (em fração de volume) para partículas de 3,5 e 7,5 μm – casos 1 a 7 – posição de um atendente em pé.	164

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Tabela 2.1 – Quantidade absoluta aproximada de partículas geradas por algumas atividades expiratórias, com base em medições de Duguít (1946)	25
Quadro 3.1 – Medições de partículas para o sistema unidirecional.....	58
Quadro 3.2 – Esquemas de ventilação no quarto de isolamento.....	64
Quadro 3.3 – Concentrações em quanta/h para diversos setores de um hospital em relação a um paciente contaminado.	72
Quadro 4.1 – Dados dinâmicos para o ar, gás traçador e partículas de 10µm e 30µm	88
Tabela 5.1 – Vazões de ar no insuflamento.....	94
Tabela 5.2 – Vazões de ar no retorno	94
Tabela 5.3 – Número de trocas por hora (ACH), parcela de ar externo, para os sistemas de ventilação em estudo.	96
Tabela 5.4 – Concentrações em part/L nas grelhas de exaustão (Ce), no insuflamento (Ci) e no ponto de medição sobre a mesa de cirurgia (Cp), injeção de contaminantes fora da ZP.	109
Tabela 5.5 – Concentrações em part/L nas grelhas de exaustão (Ce), no insuflamento (Ci) e no ponto de medição sobre a mesa de cirurgia (Cp), injeção de contaminantes fora da ZP no lado oposto.	109
Tabela 5.6 – Fatores de proteção (FP) sobre a mesa cirúrgica com geração dentro ou fora da zona de proteção (ZP); canais 2-5 µm e 5-10 µm.....	109
Tabela 5.7 – Análise da ventilação no quarto de isolamento – valores de ACH.	114
Tabela 5.8 – Valores de coeficientes de extinção e ACH para as diferentes formas de ventilação no quarto de isolamento.....	130
Tabela 6.1 – Equipamentos e mobiliário da sala cirúrgica	135
Tabela 6.2 – Vazões de ar no insuflamento.....	135
Tabela 6.3 – Vazões de ar no retorno e nas frestas	136
Quadro 6.1 – Condições de contorno para cada caso estudado no quarto de isolamento.	141
Tabela 6.4 – Comparação dos resultados numéricos e experimentais para o sistema “laminar” com manequins posicionados	150
Tabela 6.5 – Comparação dos resultados numéricos e experimentais para o sistema unidirecional sem os manequins posicionados.....	148
Tabela 6.6 – Comparação dos resultados numéricos e experimentais para o sistema <i>split</i>	149
Tabela 6.7 – Comparação dos resultados numéricos e experimentais para o quarto de isolamento (casos 1 a 7).	151
Tabela 6.8 – Concentrações em fração de volume nas grelhas de exaustão (Ce), no insuflamento (Ci) e no ponto de medição sobre a mesa de cirurgia (Cp), injeção de contaminantes fora da ZP.	155

Tabela 6.9 – Concentrações em fração de volume nas grelhas de exaustão (Ce), no insuflamento (Ci) e no ponto de medição sobre a mesa de cirurgia (Cp), injeção de contaminantes fora da ZP, do lado oposto.	155
Tabela 6.10 – Fatores de proteção (FP) obtidos numericamente sobre a mesa cirúrgica com geração fora da zona de proteção (ZP); diâmetros de 3,5 μm e 7,5 μm	156

LISTA DE SIGLAS

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas.

ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária.

ASHRAE – Associação norte-americana de Aquecimento, Ventilação, Refrigeração, e Condicionamento de ar.

CDC – Centro para Controle e Prevenção de Doenças – Estados Unidos

CRE – Eficiência de remoção de contaminantes (Contaminant removal effectiveness).

DEHS – Di-etil-hexil-sebacato

DIN – Associação Alemã de Normas Técnicas.

DNS – modelo de simulação direta das tensões de Reynolds

LAF – Laminar air flow, sistema de ventilação unidirecional ou “laminar”.

LES – Large eddy simulation – simulação dos grandes turbilhões.

LMAA – Local mean age of the air (idade média local do ar).

FP – fator de proteção (*protection factor*)

RSM – modelo de transporte das tensões de Reynolds

SST – modelo de transporte de tensões cisalhantes

UFC – Unidades formadoras de colônias

ZP – Zona de proteção

LISTA DE SÍMBOLOS

- A – área transversal do duto (m^2)
- ACH – número de trocas de ar por hora (h^{-1})
- C_d – coeficiente de arrasto (adimensional)
- C – concentração do gás traçador (ppm)
- C_e – concentração média na exaustão (part/m^3 , part/cm^3 , part/L ou fração em volume)
- C_i – concentração no insuflamento (part/m^3 , part/cm^3 , part/L ou fração em volume)
- C_p – concentração das partículas na altura de respiração ou ponto de interesse (part/m^3 , part/cm^3 , part/L ou fração em volume)
- d_p – diâmetro da partícula (μm)
- F_d – força de arrasto (*drag force*) (adimensional)
- FP – fator de proteção (adimensional)
- g – aceleração da gravidade (m/s^2)
- h – altura (m)
- k – energia cinética turbulenta (m^2/s^2)
- p – pressão estática (Pa)
- P – pressão média no escoamento (Pa)
- q – vazão de insuflamento (m^3/h)
- Q – vazão (m^3/s)
- Re – número de Reynolds (adimensional)
- S_ϕ - termo fonte
- St – número de Stokes (adimensional)
- T_u – intensidade de turbulência (adimensional)
- $\vec{u}$ – vetor velocidade (m/s)
- u_τ – velocidade fictícia de parede obtida através da tensão na parede (m/s)
- $u_\parallel$ – componente da velocidade paralela ao vetor gravidade (m/s)
- $u_\perp$ – componente perpendicular ao vetor gravidade (m/s)
- u, v, w – velocidades instantâneas do fluido no escoamento (m/s)
- U, V, W – velocidades médias do fluido no escoamento (m/s)

u', v', w' – flutuações de velocidade no escoamento turbulento (m/s)
 $U_{\text{médio}}$ – velocidade média (m/s)
 u_{rms} – valor RMS da flutuação de velocidade (m/s)
 V – volume do ambiente (m^3)
 V_t – velocidade terminal (m/s)
 y – distância do ponto até a parede (m)
 y^+ – número adimensional em função da distância y (adimensional)

Símbolos Gregos

ε – taxa de dissipação da energia cinética turbulenta (m^2/s^3)
 ε_C – eficiência local de remoção de contaminantes (adimensional)
 ν – viscosidade cinemática (m^2/s)
 ρ – densidade (kg/m^3)
 σ_k – número de Prandtl turbulento (adimensional)
 μ – viscosidade (Pa.s)
 μ_t – viscosidade turbulenta (Pa.s)
 φ' – valor de flutuação da propriedade transportada
 τ_{exc} – idade média do ar real no ambiente estudado (s)
 σ_t – número de Schmidt (adimensional)
 δ_{ij} – delta de Kroenecker
 Γ – coeficiente de difusão (m^2/s)
 Φ – valor médio da propriedade transportada
 ϕ – propriedade conservada
 τ_n – tempo mínimo de renovação do ar dado por V/q (s)
 τ_{ij} – tensão cisalhante (Pa)
 ε_τ – eficiência de troca de ar (adimensional)
 Δp – diferença de pressão (Pa)

1 INTRODUÇÃO

A propagação de doenças infecciosas é de interesse global por razões sociais e econômicas. A gripe sazonal, por exemplo, mata entre 200 e 500 mil pessoas anualmente. Em 2009-2010, a gripe A (H1N1) provocou aproximadamente 60,8 milhões de casos, resultando em 12.469 mortes somente nos Estados Unidos, e muitas das vítimas eram adultos saudáveis (SHRESTA et al., 2011). Entre 2002-2003, a Síndrome Respiratória Aguda (SARS) matou mais de 700 pessoas e se espalhou para 37 países (WHO, 2008).

Ironicamente, não raro, o ambiente hospitalar propicia a disseminação de infecções entre os pacientes, constituindo-se as infecções hospitalares (ou nosocomiais) um sério problema de saúde pública. Esse problema atinge proporções maiores principalmente quando se trata de infecções adquiridas a partir do transporte por partículas aéreas.

Existem centenas de agentes patogênicos transmissíveis no ar, classificados em três categorias principais: vírus, bactérias e esporos de fungos. Os vírus (gripe, ornitose, sarampo, rubéola, etc.) são os menores, com diâmetros de 0,02-0,3 μm . As bactérias (febre tifóide, tuberculose, pneumonia, etc.) têm diâmetros na faixa de 0,5-10 μm . Os esporos de fungos (rinites alérgicas, aspergiloses e histoplasmose) são os maiores, com diâmetros na faixa de 0,5-30 μm (ALIABADI et al., 2011).

Os microorganismos transportados pelo ar podem ser gerados no interior do próprio hospital, e as atividades humanas são as principais fontes para a dispersão desses agentes. Estas incluem atividades respiratórias (respiração, fala, tosse e espirros), o banho, a lavagem, o uso de água da torneira (atomização de aerossóis infecciosos, particularmente bactérias presentes na água ou na canalização), o ralo de esgoto, o vaso sanitário, e a limpeza de superfícies interiores. Também geram partículas a arrumação de camas ou de tapetes, assim como o desprendimento de fragmentos da pele e a ressuspensão de aerossóis de superfícies. Além disso, vários procedimentos médicos também podem contribuir para a transmissão de patógenos. Alguns procedimentos que podem aumentar a geração de núcleos de gotículas (*droplet nuclei*) são a intubação para reanimação, a broncoscopia, a autópsia e cirurgias que utilizam dispositivos de alta velocidade, como serras e brocas.

Além destas fontes, cada instalação do edifício tem a sua própria ecologia microbiana, que afeta o crescimento de certos tipos de patógenos e suprime o crescimento de outros. Por exemplo, os componentes dos sistemas de ventilação e condicionamento de ar, tais como filtros, serpentinas de refrigeração, tomadas de ar, materiais de isolamento de dutos de ar, bandejas de condensado, podem suportar o crescimento e a disseminação de agentes patogênicos em determinadas áreas de um hospital. Por outro lado, luz solar suficiente e ventilação natural podem desinfetar agentes patogênicos em outras áreas (WHO, 2008).

Dentre as infecções hospitalares, destacam-se aquelas causadas pela contaminação de feridas cirúrgicas e as infecções respiratórias. As infecções cirúrgicas representam um problema considerável na prática hospitalar. Segundo Von Dolinger (2008), a infecção do sítio cirúrgico em pacientes prolonga a estadia hospitalar em média por duas semanas por paciente, duplica as taxas de re-hospitalização, e os custos podem aumentar em mais de 300%. Também contribuem para os custos o aumento da utilização de fármacos, a necessidade de isolamento e o recurso a ulteriores estudos laboratoriais e outros meios diagnósticos. Além disso, infecções hospitalares podem ocasionar óbito ou limitações físicas, com redução significativa na qualidade de vida.

As estimativas nos Estados Unidos apontam a ocorrência de 0,5 a 11% de infecções pós-cirurgia afetando a vida de milhares de pacientes (STOCKS et al., 2010). Klevens et al. (2007) relatam um total anual de 1.737.125 casos de infecções nosocomiais e de 290.485 casos de infecção pós-cirúrgica ocorridos em 2002. Já Geffers e Gestmeier (2010) apresentam dados do Relatório Estatístico Anual da Alemanha que estimam a ocorrência de 390.000 a 560.000 infecções nosocomiais, em 2008, com 10.000 a 14.500 óbitos.

No Brasil, essa problemática tem crescido a cada dia. Mesmo havendo legislação específica no país (ANVISA, 2003), os índices de infecção hospitalar permanecem altos, correspondendo a cerca de 15% dos pacientes internados. Faz-se necessário salientar que esses números podem não refletir inteiramente a realidade, já que muitos dos hospitais brasileiros não enviam aos órgãos de controle indicadores, ou relatam “taxa zero” de infecção. Além disso, muitos não têm laboratório de microbiologia, o que dificulta o diagnóstico dentro dos critérios, culminando na subnotificação dos casos (SESAB, 2010).

Mesmo com todo o avanço científico e tecnológico – como a adoção de procedimentos menos invasivos, a infecção hospitalar ainda é um importante problema de saúde pública. A infecção hospitalar é um fator preocupante não só pelos altos custos e prevalência que lhe são atribuídos, mas também pelo incremento na resistência bacteriana a diversos tipos de agentes antimicrobianos, o que dificulta ainda mais o seu combate e reforça a importância da prevenção e controle desse problema (ALMEIDA, 2010).

De acordo com Kowalski (2011), embora as infecções nosocomiais tenham sido catalogadas e sejam relativamente bem compreendidas, as soluções tradicionais ainda não conseguiram a eliminação desse problema. A prevenção dessas infecções requer a identificação e o controle das fontes de contaminação microbiológica (STOCKS et al., 2010).

Segundo Wan, Chung e Tang (2011), a manutenção de uma qualidade de ar adequada em uma sala de cirurgia é crítica na prevenção das infecções nosocomiais em pacientes hospitalizados. Conforme Von Dolinger et al. (2010), o controle do ar é importante na redução da contaminação bacteriana na incisão cirúrgica e na prevenção das infecções do sítio cirúrgico. A contaminação bacteriana aérea na sala cirúrgica é considerada um dos maiores fatores de risco para a infecção do sítio cirúrgico. Porém, conforme Kowalski (2011), justamente por ser um mecanismo multifatorial, o grau de contribuição da contaminação por via aérea ainda é desconhecido, embora se tornem cada vez mais robustas as evidências de que a transmissão por via aérea desempenhe um papel importante nas infecções adquiridas em hospitais.

Já as infecções do trato respiratório também têm causado grande preocupação, tendo-se como exemplo mais notável a tuberculose. Esta é uma doença infecto-contagiosa, transmitida pelo ar, que pode atingir todos os órgãos do corpo, em especial os pulmões. O microorganismo causador dessa doença é o bacilo de Koch, cientificamente chamado *Mycobacterium tuberculosis*. O contágio ocorre por via inalatória, a partir de aerossóis gerados durante o ato da tosse, fala e espirro de pessoas eliminadoras de bacilos. Os aerossóis ficam em suspensão no ar como gotículas microscópicas (chamadas de gotículas de Pflugge) que, ao serem aspiradas por uma pessoa saudável, ultrapassam os mecanismos de defesa da

árvore respiratória, vindo a se depositar nos alvéolos pulmonares, onde então iniciarão o processo patológico da doença (EICKHOFF, 1994; CDC, 2005).

Em um hospital para tratamento de doenças como a tuberculose, o sistema de ventilação é essencial no controle do contágio. O sistema deve ser projetado para diminuir a concentração de patógenos no ar por meio da diluição dos contaminantes com a admissão de ar externo. Se não forem tomadas medidas de controle adequadas, a contaminação pode se espalhar para todo o quarto de uma enfermaria e até para os ambientes hospitalares. A ventilação é também necessária para controlar a concentração de substâncias químicas liberadas pelos processos associados aos cuidados do paciente e ao tipo de tratamento (CDC, 2005; NIELSEN, 2009).

O uso de ventilação por diluição é muito importante para o controle de doenças do trato respiratório em locais onde pacientes infectados e pessoas suscetíveis compartilham o mesmo espaço sem o uso de proteção respiratória. Isso ocorre principalmente em quartos de isolamento, enfermarias, ambulatorios, salas de emergência, pavilhões de espera com vários ocupantes, corredores e unidades de investigação. Nos quartos de isolamento, são utilizadas estratégias de ventilação natural e de ventilação mecânica.

Altas taxas de ventilação podem diluir o ar contaminado no interior de um ambiente mais rapidamente e também podem diminuir o risco de transmissão de partículas infecciosas para indivíduos neste ambiente (WHO, 2008). No entanto, a taxa máxima de ventilação (acima da qual não há mais nenhuma redução do risco de infecção) ainda não é conhecida. A escolha da taxa de ventilação mínima pode ser influenciada pela necessidade de reduzir o consumo de energia (WHO, 2008) e também por razões de conforto térmico.

A eficiência dos sistemas de ventilação desempenha um papel importante para minimizar a contaminação cruzada. A possibilidade de proteger as pessoas de infecções transmitidas pelo ar foi abordada de forma ampla em revisão da literatura por Li et al. (2007), que concluíram que existem evidências fortes e suficientes que comprovam a relação entre a ventilação e o controle da direção do fluxo de ar nos edifícios e a transmissão e propagação de doenças infecciosas. Assim, pode-se dizer que a ventilação é, possivelmente, a ferramenta mais eficiente que se tem disponível no controle da qualidade do ambiente interno em uma Unidade de Saúde.

Ou seja, por meio da adição de ar não contaminado ao ambiente, os contaminantes podem ser removidos ou as concentrações serem reduzidas a níveis aceitáveis no ambiente. Nessa mesma linha, Menzies (2000) verificou que a conversão tuberculínica entre o pessoal clínico foi significativamente mais rápida e frequente entre aqueles que trabalhavam em ambientes com taxas de ventilação médias inferiores a duas trocas por hora.

O ar proveniente dos locais de atendimento aos pacientes com doenças contagiosas, como a tuberculose, deve ser dirigido para o exterior da unidade, para locais onde não haja circulação de pessoas ou sistemas de captação de ar. Em relação às demais áreas internas adjacentes, esses ambientes devem estar sob pressão negativa, geralmente obtida por meio do uso de exaustores. O uso de ventiladores (ventilação mecânica) pode ser uma alternativa, tanto para aumentar o número de trocas de ar por hora como para criar pressões negativas e positivas de tal forma que o ar se movimente dos locais mais limpos para os mais contaminados. O balanço criterioso das aberturas de portas e janelas, na medida em que permite fluxo de ar, é útil na remoção das partículas infectantes, principalmente em regiões onde há vento constante.

Tanto em uma sala cirúrgica, quanto em um quarto de isolamento, sistemas de ventilação e condicionamento de ar inadequados ou usados sem a devida manutenção favorecem as infecções hospitalares. Já o bom uso desses sistemas pode vir a ser um excelente aliado na prevenção das infecções. Conforme demonstrado por Pereira (2008), os diferentes tipos de sistemas de ventilação e condicionamento de ar exercem influência sobre a quantidade de partículas no ar da sala cirúrgica. Estas, por sua vez, podem transportar os micro-organismos responsáveis pelas infecções até a ferida cirúrgica. Consequentemente, assumem extrema relevância os estudos que investigam a relação entre os sistemas de ventilação e condicionamento de ar adotados em salas cirúrgicas e a presença de partículas aéreas. Da mesma forma, também são de grande importância os estudos que investigam a relação entre os sistemas de ventilação e condicionamento de ar e a incidência de infecções do trato respiratório.

Como se pode ver pelo que se expôs até aqui, as diferentes modalidades de infecções adquiridas em hospitais representam um problema sério para a prática hospitalar, tanto pelo aumento da morbidade, quanto pelo incremento nos custos.

Daí a necessidade de cuidadoso controle sobre as partículas aéreas, as quais constituem um importante fator no transporte de patógenos e, consequente, possibilidade de infecções em pacientes e mesmo nos profissionais de saúde.

No que diz respeito especificamente à realidade brasileira, estudos têm revelado que os sistemas de ventilação e condicionamento de ar adotados nas salas cirúrgicas, via de regra, mostram-se ineficientes na remoção de partículas aéreas (PEREIRA, 2008; VON DOLINGER, 2008). Assim, são necessários mais estudos que investiguem a relação entre o sistema de ventilação e condicionamento de ar e a quantidade e comportamento das partículas em salas cirúrgicas e quartos de isolamento. Por sua vez, esses estudos servirão para fundamentar normas mais adequadas para orientar as práticas hospitalares brasileiras relativamente ao controle sobre as partículas no interior de ambientes nosocomiais.

Conforme discutido no Capítulo 2, é evidente na literatura a falta de informação a respeito de quais os tipos e as características dos sistemas de ventilação e de condicionamento de ar que exercem maior influência sobre a quantidade de partículas em suspensão. Segundo Pereira (2008), embora alguns trabalhos indiquem que alguns métodos de insuflamento do ar na sala cirúrgica podem reduzir os índices de infecção pós-operatória, tais estudos não conseguem estabelecer a importância relativa de fatores como temperatura, umidade, velocidade do ar, diferencial de pressão, entre outros, sobre o número de partículas em suspensão, assim como a influência na trajetória das partículas no interior de uma sala cirúrgica em função do sistema de ventilação adotado. Da mesma forma, faltam estudos sobre o controle de partículas em quartos de isolamento. Isso porque ainda são poucos os estudos experimentais e numéricos que analisam a importância dos sistemas de ventilação e condicionamento de ar no controle e minimização dos riscos de infecção ao paciente e aos profissionais de saúde no interior dos ambientes hospitalares (PEREIRA, 2008; ZOON; LOOMANS; HENSEN, 2011a,b).

Embora se verifique a existência de normatizações para projetos de tratamento de ar em vários ambientes hospitalares, como salas cirúrgicas e quartos de isolamento, diferentes sistemas de ventilação são utilizados de forma aleatória, sem que se leve em conta um padrão de controle ambiental. Assim, em muitas situações, a saúde e o bem-estar dos ocupantes acabam sendo postos em risco.

Além disso, as recomendações existentes nem sempre são cumpridas, não só porque os hospitais não possuem condições para tal, como também pelo fato de os profissionais de saúde não estarem sensibilizados e informados sobre a importância do cumprimento de algumas medidas de controle (VON DOLINGER, 2008). Isso é muito claro quando se trata de medidas de controle ambiental, principalmente as que envolvem o processo de ventilação e condicionamento de ar.

Acredita-se que, pelo fato de os profissionais de saúde não terem conhecimento técnico sobre o funcionamento e a importância de um sistema de condicionamento de ar, não exigem dos administradores hospitalares um maior investimento para a utilização de sistemas adequados que possam controlar os riscos de se contrair doenças transmitidas pelo ar. Ou seja, embora as poucas recomendações existentes apontem para a utilização de sistemas de ventilação e condicionamento de ar mais sofisticados, na prática são utilizados sistemas de baixo custo como solução de climatização (PEREIRA et al., 2010). Esse é o caso, por exemplo, dos hospitais que utilizam sistemas de condicionamento de ar de janela ou *splits* em salas cirúrgicas.

Agrava ainda mais o problema o fato de que, no Brasil, as normas e procedimentos relativos ao controle da contaminação aérea em ambientes hospitalares são insuficientes para proibir o uso de sistemas inadequados, como é o caso dos *splits*, citados acima (PEREIRA, 2008; VON DOLINGER et al., 2010). Não se exige um padrão mínimo de eficiência, tanto do ponto de vista da proteção do paciente como do ponto de vista dos profissionais de saúde. Dentro desse contexto, o estudo aqui proposto visa contribuir para reduzir essa lacuna por meio da disseminação de conhecimentos entre pesquisadores e profissionais que atuam na área, permitindo a formação de uma cultura que considere a importância da qualidade do ar no meio hospitalar.

Propõe-se aqui uma metodologia para avaliação dos riscos de infecção em ambientes críticos hospitalares – sala cirúrgica e quarto de isolamento. A metodologia proposta compreende procedimentos experimentais e numéricos para análise dos riscos de infecção tanto pela deposição de patógenos sobre a ferida cirúrgica, durante procedimentos cirúrgicos, quanto pela inalação de agentes contaminantes nos quartos de isolamento.

Justifica a realização deste trabalho o fato de que a metodologia experimental e numérica proposta pode ser adaptada facilmente, tanto para o estudo dos riscos de infecção da ferida cirúrgica, como para o estudo de transmissão aérea de doenças. Com o aparato numérico e experimental aqui descrito, estudos como este poderão ser realizados em outros tipos de ambientes com alto risco de contágio, tais como salas de procedimentos, salas de espera/recepção, etc. Ademais, com as informações obtidas, será possível a geração de dados mais confiáveis para a alimentação de modelos de dinâmica dos fluidos computacionais (CFD – *Computational Fluid Dynamics*) e também a criação de estratégias de controle mais precisas.

Além de sua relevância acadêmica e de engenharia, a pesquisa aqui desenvolvida tem elevada relevância social. Um controle mais eficiente sobre a qualidade do ar em hospitais reduz a probabilidade de que o paciente venha a desenvolver infecções. Isso, além de reduzir os custos com internação e medicação suplementares, também propicia melhor qualidade de vida aos pacientes.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo geral

Desenvolver estudo experimental e numérico para a avaliação da eficiência de diferentes sistemas de ventilação no controle da transmissão aérea de agentes infecciosos em sala cirúrgica e em quarto de isolamento hospitalar, por meio da análise da concentração e dos padrões de movimentação e distribuição das partículas nesses ambientes.

1.1.2 Objetivos específicos

- a) Desenvolver estudo experimental para a avaliação do desempenho da ventilação em uma sala cirúrgica existente, estabelecendo os parâmetros do escoamento do ar (velocidade, temperatura, turbulência)

e da eficiência de ventilação para dois sistemas de ventilação: sistema de ventilação unidirecional e sistema split (adaptado na sala existente).

- b) Desenvolver estudo experimental em um quarto de isolamento para tratamento de tuberculose, definindo os parâmetros de eficiência de ventilação com ventilação natural e com ventilação mecânica (com exaustor e com ventilador).
- c) Avaliar o grau de proteção em sala cirúrgica na região acima da mesa cirúrgica utilizando o fator de proteção (VDI, 2005).
- d) Avaliar os riscos de infecção em quarto de isolamento utilizando modelo de Wells-Riley (RILEY; MURPHY; RILEY, 1978).
- e) Utilizar um software comercial – Fluent – para avaliar numericamente o campo de distribuição das partículas, turbulência, velocidade e temperatura do ar, para os diferentes ambientes e sistemas de ventilação e condicionamento em estudo.
- f) Comparar os resultados experimentais e numéricos e estabelecer a potencialidade de risco à infecção, por meio da avaliação comparativa da trajetória e da concentração das partículas.
- g) Propor melhorias na metodologia de projeto e avaliação de desempenho dos sistemas de ventilação utilizados em salas cirúrgicas e em quartos de isolamento.

1.2 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Neste **capítulo 1** fez-se uma apresentação geral do trabalho, analisando o contexto em que está inserida a pesquisa sobre contaminação aérea função dos sistemas de ventilação e condicionamento de ar em salas cirúrgicas e quartos de isolamento. Foram apresentados os principais questionamentos sobre o assunto, uma breve descrição dos tipos de sistemas de ventilação e a sua influência sobre a contaminação aérea além de uma breve discussão das normatizações existentes. Também foram apresentados a motivação, a justificativa e os objetivos do trabalho.

No **capítulo 2** faz-se uma revisão da literatura sobre o assunto, apresentando e discutindo o problema da contaminação aérea em salas cirúrgicas e em quartos de isolamento, abordando as fontes de contaminação, a influência do sistema de ventilação, os métodos de análise da eficiência de remoção de partículas, a função dos sistemas de ventilação e os principais trabalhos encontrados na literatura sobre o assunto.

O método experimental a ser utilizado é detalhado no **capítulo 3**, onde é descrita a sala cirúrgica e o quarto de isolamento utilizados neste estudo, bem como os arranjos experimentais. A metodologia para a realização dos testes é apresentada juntamente com os principais equipamentos de medição. Ao final do capítulo são descritos os passos necessários na obtenção da modelação numérica e da solução do escoamento no interior da sala cirúrgica. Também são apresentados e discutidos os principais índices para a avaliação do risco de infecção, que serão utilizados na avaliação do desempenho dos sistemas de ventilação estudados.

A fundamentação teórica para a simulação numérica dos casos propostos é apresentada no **capítulo 4**, que traz as equações que descrevem o escoamento na sala cirúrgica e no quarto de isolamento, os modelos de turbulência disponíveis na literatura e a modelagem da dinâmica das partículas.

No **capítulo 5** são apresentados os resultados experimentais obtidos na análise da sala cirúrgica e do quarto de isolamento. Conforme indicado na metodologia do trabalho, foi realizado um mapeamento do escoamento baseado nas variáveis ambientais da sala, tais como, número de trocas de ar, vazão de insuflamento, vazão de retorno, temperatura do ar, velocidade do ar e intensidade de turbulência, além do estudo da contaminação aérea, utilizando-se um gerador de partículas e a contagem de partículas em pontos de interesse na sala cirúrgica e no quarto de isolamento. Os resultados obtidos permitem o cálculo do fator de proteção para a sala cirúrgica e da probabilidade de infecção no quarto de isolamento.

No **capítulo 6** são apresentados os resultados de simulação numérica, de acordo com a proposta de casos estudados, com ênfase na solução dos campos de temperaturas, velocidades e intensidades de turbulência.

No **Capítulo 7** são apresentadas as conclusões do trabalho e sugestões de continuidade do trabalho.

Finalmente, no **Capítulo 8** são apresentadas as referências bibliográficas.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo, apresenta-se uma revisão da literatura sobre os principais tópicos explorados no estudo. Discute-se, com base na literatura pesquisada, o problema da contaminação aérea em salas cirúrgicas e em quartos de isolamento, fontes de contaminação, a influência do sistema de ventilação e métodos de análise da eficiência de remoção de partículas função dos sistemas de ventilação.

2.1 INTRODUÇÃO

Conforme já citado, existem centenas de agentes patogênicos transmissíveis no ar, classificados em três categorias principais: vírus, bactérias, fungos e esporos. Os vírus (gripe, ornitose, sarampo, rubéola, hepatite tipo B, etc.) são os menores, com diâmetros de 0,02-0,3 μm . As bactérias (febre tifóide, tuberculose, pneumonia, etc.) têm diâmetros na faixa de 0,5-10 μm . Os esporos de fungos (rinites alérgicas, aspergiloses e histoplasmose) são os maiores, com diâmetros na faixa de 0,5-30 μm (ALIABADI et al., 2011).

Os hospitais, pela sua própria natureza como ambientes de tratamento e recuperação, apresentam muitos riscos potenciais que requerem vigilância constante para manter um ambiente seguro e saudável e para garantir uma boa qualidade do ar interior, visando à proteção dos pacientes e profissionais de saúde contra os riscos ocupacionais e infecções hospitalares (KOWALSKI, 2011). A qualidade do ar em hospitais é determinada por um conjunto complexo e dinâmico de fatores e é afetada por contaminantes gerados no ambiente interno e/ou no ambiente externo. Quando gerados no ambiente externo, esses contaminantes podem entrar no edifício através de aberturas ou pelo sistema de ventilação mecânica (VON DOLINGER et al., 2010).

As partículas no interior de um hospital podem ser geradas e lançadas ao ar por atividades expiratórias humanas (fala, tosse e espirros), descamação de pele ou ressuspensão a partir de superfícies (MORAWSKA, 2006). Diante disso, entender os fatores que afetam a geração e o transporte de contaminantes é especialmente

importante no ambiente hospitalar por causa de sua relevância para a qualidade do ar interno e para o desenvolvimento de estratégias de controle de infecção.

Exposições inadvertidas a patógenos transmitidos pelo ar podem resultar em infecções com morbidade e/ou mortalidade significativas. Diante disso, dois setores em um ambiente hospitalar que demandam um rigoroso controle com relação aos patógenos transmitidos pelo ar são as salas cirúrgicas e os quartos de isolamento.

No caso das salas cirúrgicas, as infecções da ferida cirúrgica podem ser adquiridas a partir da exposição a patógenos contidos em partículas que se depositam diretamente sobre a ferida ou sobre materiais estéreis que serão utilizados durante o procedimento cirúrgico, os quais, por consequência, contaminarão a ferida cirúrgica. Um exemplo de microorganismo patógeno que pode ser transmitido pelo ar em ambientes cirúrgicos é o *Staphylococcus aureus*. Essa bactéria pode ser expelida por pessoas fortemente colonizadas e ser carregada para o ar. Surto de infecção em ambientes cirúrgicos causados por esse agente foram atribuídos à transmissão aérea por membros da equipe cirúrgica, desde salas de cirurgia colonizadas até os pacientes (PEREIRA, 2008).

Nos quartos de isolamento, as infecções podem ser adquiridas a partir da exposição a patógenos contidos nas gotículas ou nos núcleos de gotículas (*nuclei droplet*). Quando as gotículas são produzidas durante um espirro ou tosse de um portador de uma infecção respiratória, uma nuvem de partículas infecciosas de tamanhos diversos é expelida, resultando na exposição potencial de pessoas suscetíveis.

Ou seja, na sala cirúrgica o foco de proteção é impedir a contaminação da ferida cirúrgica, evitando principalmente que partículas contaminadas atinjam a ferida cirúrgica. Por sua vez, nos quartos de isolamento, a principal preocupação é evitar que patógenos provenientes de pessoas com infecção respiratória venham a infectar por via aérea, pessoas suscetíveis.

A partir desta constatação, diferentes métodos de análise são utilizados para a avaliação do risco de infecção em salas cirúrgicas e em quartos de isolamento. No caso da sala cirúrgica, o risco de contaminação da ferida cirúrgica é calculado com base no fator de proteção. Já no caso do quarto de isolamento, o risco de contaminação cruzada (por inalação) é calculado com base na equação de Wells-

Riley, que estima a probabilidade de infecção a partir da concentração de patógenos no ar liberados pelo paciente (SZE TO; CHAO, 2010).

2.2. SALAS CIRÚRGICAS

2.2.1 Contaminação aérea em salas cirúrgicas

Em uma sala cirúrgica típica existem várias fontes de infecção, várias trajetórias possíveis para os microorganismos atingirem a ferida cirúrgica e variados fatores associados à infecção. Entre esses fatores incluem-se: tipo de procedimento cirúrgico; susceptibilidade do paciente à infecção; profilaxia antibiótica, a fragilidade da técnica ou do padrão de assepsia da equipe cirúrgica, descamações da pele, gotículas geradas pela equipe médica, número de pessoas na sala cirúrgica e suas condições de saúde e higiene, autocontaminação do paciente pela pele, fluidos, etc., campos cirúrgicos, luvas, vestimentas, máscaras, respiradores ou sistemas de exaustão da equipe cirúrgica (se houver), atividade e nível de desconforto (suor) na sala cirúrgica; localização e quantidade de calor dissipado pelas luzes e equipamentos; luzes ultravioleta (se houver); sistema de condicionamento de ar e ventilação (projeto, operação, manutenção); instrumentos contaminados e outros. Em qualquer situação, uma infecção pós-operatória pode resultar de vários fatores atuando independentemente ou em conjunto.

De acordo com Stocks et al. (2010), uma fonte potencial de contaminação é o ar no interior da sala de cirurgia. Estudos têm demonstrado uma correlação entre a contaminação bacteriana no ar e a sepse articular pós-operatória (VON DOLINGER, 2008). Outros trabalhos têm abordado o risco de bactérias no ar terminarem por se depositar em feridas cirúrgicas (CLARK; CALCINA-GOFF, 2009).

Na Figura 2.1 apresenta-se um esquema proposto por Lewis (1993) indicando as fontes possíveis e a trajetória da contaminação até atingir os instrumentos cirúrgicos e a ferida cirúrgica.

Segundo King et al. (2013), embora seja altamente provável que a maior parte da transmissão de infecções hospitalares ocorra por meio de contato direto de um instrumento, campo cirúrgico ou luva contaminados, existem evidências que

sugerem que, pelo menos, 20% das infecções adquiridas em hospitais sejam transmitidas por via aérea.

Partículas oriundas da pele, cabelo, fibras, sangue, ou outros fluidos corporais etc. são, devido ao seu tamanho, facilmente carregadas pelas correntes de ar e tendem a se depositar ao longo do tempo ou permanecer em suspensão por várias horas. As partículas que podem se desprender da superfície da pele ou da roupa representam um risco potencial quando as pessoas são expostas a esses agentes em uma sala cirúrgica, porque estas partículas podem conter agentes patogênicos (PEREIRA et al., 2012). É importante também que as vestimentas sejam de boa qualidade e não soltem fibras ou partículas no ambiente.

Figura 2.1 – Fontes e trajetória de infecção em uma sala cirúrgica (adaptado de LEWIS, 1993)

De acordo com Swift et al. (2007), baseado nos relatórios do Centro para Controle de Doenças (CDC), de 1999 a 2001, nos Estados Unidos, 2,54% dos pacientes submetidos a procedimentos invasivos experimentaram complicações relacionadas a infecções pós-operatórias.

Normalmente, as principais preocupações relacionam-se aos procedimentos de esterilização utilizados pelos profissionais de saúde. Entretanto, conforme King et al. (2013), a distribuição dos contaminantes (em função do sistema de ventilação) e a renovação de ar também podem ter efeito sobre as infecções pós-operatórias.

Conforme Memarzadeh e Manning (2002), é consensual na literatura que a principal fonte de bactérias causadoras de infecções são escamas da pele ou outras partículas. Estas partículas, segundo esses autores, são da ordem de $10\mu\text{m}$ de diâmetro e são oriundas das regiões expostas da pele, tanto do pessoal cirúrgico, quanto por parte do paciente. Também, segundo esses autores, são geradas aproximadamente $1,15 \times 10^6$ a $0,9 \times 10^8$ partículas durante uma cirurgia comum com duração de 2 a 4 horas. Na Figura 2.2 mostra-se imagens de microscopia eletrônica da superfície da pele humana, onde se podem ver escamas de pele prestes a se destacar.

Figura 2.2 – Imagens de microscopia eletrônica da superfície da pele humana (CLARK; CALCINA-GOFF, 2009, p. S771)

As descamações da pele e outras partículas, como fibras de tecido, podem servir de meio para o transporte de bactérias, que ficam aderidas a essas partículas por contato eletrostático. Desta forma, essas partículas, ao entrar em contato com superfícies contaminadas, podem representar um vetor de infecção ao serem mecanicamente alçadas pelo ar.

Neste contexto, a ressuspensão de partículas pode aumentar consideravelmente a contaminação dentro de uma sala cirúrgica. Mesmo sutis movimentações do ar próximo às superfícies podem causar ressuspensão de

partículas. Assim, são fatores importantes a atuar na taxa de ressuspensão o movimento de pessoas e equipamentos, correntes de ar induzidas pelo sistema de ventilação, infiltração de ar pelas portas e correntes de ar provocadas pelo calor liberado por pessoas e equipamentos aquecidos, como o foco cirúrgico (PEREIRA, 2008).

Da mesma forma, procedimentos de limpeza e reorganização da sala cirúrgica após as cirurgias, também podem aumentar o número de partículas e microorganismos, tendo impactos importantes nas salas de cirurgia (CLARK; CALCINA-GOFF, 2009; PEREIRA et al., 2012).

A magnitude do efeito da ressuspensão sobre a quantidade de partículas aéreas ainda não é bem conhecida, havendo uma limitação de dados sobre o assunto na literatura. De acordo com Rim e Novoselac (2010), a taxa de deposição de partículas dentro de um ambiente é influenciada por diversos fatores incluindo tamanho da partícula, densidade e velocidade do ar.

Devido, portanto, a esta multiplicidade de fatores envolvidos na geração de partículas no interior de uma sala cirúrgica, a compreensão dos mecanismos de transmissão de doenças infecciosas é muito importante para a prevenção da ocorrência de partículas que transportam agentes patológicos e biológicos. Da mesma forma, a quantificação dos riscos de infecção desses agentes somente é possível se os fatores que afetam a sua geração são completamente compreendidos. Uma maneira de se alcançar esse entendimento é pela medição da concentração e tamanho dos aerossóis presentes em uma sala de cirurgia.

De acordo com Stocks et al. (2010), dados sobre a presença de microorganismos no ar ambiente da sala de operação, particularmente na região da cirurgia, podem ser relevantes na predição do risco de infecção. Enquanto que a contagem de bactérias em tempo real durante os procedimentos de uma cirurgia não é viável atualmente, a contagem eletrônica de partículas no ar é relativamente simples. Em função das bactérias comporem uma porção da massa total de partículas, a contagem de partículas aéreas pode ser correlacionada com a quantidade de bactérias no ar (PEREIRA et al., 2012).

A literatura que trata da relação entre o número de partículas e o número de bactérias no ar não é consensual. Landrin et al. (2005), por exemplo, não encontraram correlação entre contagem de partículas e de bactérias em salas

cirúrgicas. Por outro lado, estudo desenvolvido por Seal e Clark (1990) encontrou correlação positiva entre o número de partículas aéreas e a quantidade de bactérias, obtida por meio das unidades formadoras de colônias (UFC). Há que se destacar que o estudo de Landrin; Bissery e Kac (2005) foi realizado em uma sala cirúrgica desocupada, que não representa os movimentos de equipamentos, equipe cirúrgica, e do paciente, que são típicos de uma cirurgia.

Stocks et al. (2010) também encontraram correlação entre o número de UFC's e o número de partículas acima de 10 μm , a aproximadamente 40 cm da ferida cirúrgica, em cirurgias de artroplastia de quadril e de joelho. Conforme descrito pelos autores, é consensual na literatura que as bactérias possuem tamanho $\geq 1\mu\text{m}$ e aderem a partículas maiores. As partículas que podem transportar microorganismos estão na faixa de 4 a 20 μm . Isto explica ainda, segundo esses autores, porque muitos trabalhos anteriores não encontraram uma correlação entre UFC's e contagem de partículas, por analisarem somente partículas com diâmetros menores que 5 μm . Ainda segundo esses mesmos autores: "quando a densidade de partículas com tamanho $\geq 10\mu\text{m}$ excedeu o valor de 3.000 part/ m^3 no intervalo de 10 minutos de medição, a contagem média de UFC's excedeu 10 UFC/ m^3 ". Ainda segundo esses autores houve uma grande variância no número de UFC's, de 0 a 93 UFC/ m^3 , havendo a necessidade de outros estudos para validar a correlação entre o número de UFC's e o número de partículas.

Diab-Elschahawl et al. (2011), utilizando técnicas de contagem de UFC's, avaliaram o risco de contaminação do sítio cirúrgico em 80 cirurgias ortopédicas. A partir dos resultados, os autores sustentam a necessidade de se eliminar as partículas do escoamento com o objetivo de se garantir também a eliminação das UFC's do sítio cirúrgico.

2.2.2 Sistemas de ventilação e condicionamento de ar em salas cirúrgicas

A avaliação da qualidade do ar interior depende do tipo de espaço a ser analisado. Em um ambiente hospitalar a avaliação da qualidade do ar interior é primariamente alcançada pela quantificação da taxa pela qual o sistema de ventilação e condicionamento de ar protege o paciente da infecção, ou,

inversamente, contribui para o risco de infecções. Normalmente, as principais preocupações são os procedimentos de esterilização utilizados pelos profissionais da saúde. Mas, a movimentação e a taxa de renovação de ar podem ter um efeito significativo sobre os resultados do paciente no que se refere à probabilidade de complicações devidas a infecções (SWIFT et al., 2007).

Há a necessidade de um cuidadoso planejamento e uso de sistemas de ventilação e condicionamento de ar que propiciem controle da dispersão de microorganismos (ASHRAE, 2013a; PEREIRA, 2008; PEREIRA; GRAUDENZ; TRIBESS, 2005; HOWORTH, 1993).

Conforme a ASHRAE (2013a), no projeto desses sistemas um dos primeiros pontos a ser considerado é o controle da movimentação do ar no interior da sala de cirurgia, função direta do sistema de ventilação. É preciso que o ar se movimente das zonas limpas para as contaminadas, e não o contrário. O controle desse tipo de movimentação é mais eficientemente feito quando se cria pressão positiva na sala cirúrgica com relação às áreas adjacentes. Isso também ajuda a compensar uma localização pouco estratégica do centro cirúrgico. Em segundo lugar, é preciso que o sistema de ventilação auxilie no controle da temperatura do ar na sala cirúrgica, de forma a evitar a formação de gradientes excessivos, pois estes provocam movimentos de convecção que, por sua vez, causarão o alçamento de partículas depositadas.

De maneira geral, os sistemas de ventilação de mistura são amplamente utilizados em centros cirúrgicos. Dentro dessa concepção de fornecimento de ar têm-se os sistemas com os difusores localizados no teto (ou na parede, em alguns casos) e as grelhas de retorno localizadas próximo ao piso. Uma das grandes desvantagens desse tipo de sistema é que, quando o ar é insuflado, cria-se próximo ao perímetro de insuflamento do ar zonas de baixa pressão por efeito Venturi, para onde se dirigirá o ar contaminado do interior da sala (LEWIS, 1993; PEREIRA; GRAUDENZ; TRIBESS, 2005). Se isso não for evitado, compromete-se a qualidade do ar filtrado. Este tipo de efeito pode ocorrer mesmo em sistemas com baixa velocidade, como nos sistemas “laminares” (unidirecionais), em função da baixa temperatura de insuflamento em relação à temperatura da sala.

Josephe (1981) e Friberg; Burman e Friberg (1998) defendem a necessidade do estabelecimento de fluxos unidirecionais, não turbulentos, para reduzir a

suspensão de partículas depositadas no piso e sobre outras superfícies da sala cirúrgica. Entretanto, segundo Howorth (1993), os sistemas de fluxo “laminar” apresentam limitações. Argumenta-se, por exemplo, que os sistemas de fluxo “laminar” não conseguem estabelecer um fluxo unidirecional em uma sala de cirurgia em que o pessoal esteja se movimentando, ou quando existam focos luminosos móveis suspensos, aparelhos de sucção, fontes de calor (por exemplo, pessoas, unidades de eletrocoagulação e luzes). Qualquer desses fatores pode produzir turbulência. Ressalta-se também que, quando a equipe cirúrgica está inclinada sobre o paciente, o fluxo unidirecional descendente conduz microorganismos liberados pelos membros da equipe para o sítio cirúrgico. Como outra limitação importante dos sistemas de fluxo “laminar” descendente, destaca-se seu alto custo de operação.

Estudos desenvolvidos por Brandt et al. (2008), em salas cirúrgicas ventiladas com sistemas com fluxo “laminar”, não mostraram nenhum efeito protetor sobre a taxa de infecção do sítio cirúrgico em cirurgias ortopédicas e abdominais. Conforme esses autores, o risco de infecção grave do sítio cirúrgico após o implante de prótese de quadril foi significativamente maior com ventilação com fluxo “laminar”, em comparação com ventilação turbulenta (de mistura). Estas críticas também são corroboradas por Gastmeier; Breier e Brandt (2012) com base em uma revisão de estudos de acompanhamento de infecções pós-cirúrgicas nos últimos dez anos anteriores em diversas cirurgias de implantes de prótese de joelho e em quatro cirurgias de implante de prótese de quadril, em diversos países (Inglaterra, Estados Unidos, Holanda, etc.), onde não se observou qualquer benefício do uso de sistemas ultralimpos com difusores laminares e, em vários casos, até uma incidência de infecção maior para o uso dos difusores laminares.

Wloszyn, Virgone e Mélen (2004) estudaram o fluxo de ar e a distribuição de partículas no interior de uma sala cirúrgica por meio de métodos experimentais e numéricos em condições isotérmicas. De acordo com resultados experimentais e numéricos obtidos, os autores concluíram que o risco de contaminação é diretamente influenciado pela posição das grelhas de entrada e saída de ar, pelas características geométricas da sala e pela fonte de emissão dos poluentes. Kao e Yang (2006) também analisaram diferentes tipos de sistemas de insuflamento e retorno de ar para verificar a eficiência de remoção de poluentes no campo cirúrgico.

Esses autores também observaram que a disposição das grelhas de insuflamento e retorno de ar tem uma grande influência no movimento das partículas dentro de uma sala cirúrgica.

Conforme descrito anteriormente, o problema da infecção aérea em uma sala cirúrgica é multifatorial. Portanto, quando se deseja isolar determinado fator na análise de risco de infecção, existe a necessidade de manter as demais condições inalteradas. A dificuldade de diversos autores em estabelecer a real eficácia de um sistema de ventilação na sala cirúrgica decorre, em parte, da análise somente do número de casos de infecção pós-cirúrgica. Devido a isso, ainda existe grande dificuldade em determinar qual tipo de sistema de ventilação é mais adequado para uso em salas cirúrgicas. Existe, em especial, grande controvérsia quanto ao uso de sistemas com fluxo “laminar” ou convencionais (de mistura), e há estudos relevantes apontando em direções opostas relativamente a essa questão.

Por exemplo, Gastmeier et al. (2012), conforme citado anteriormente, em extenso estudo de revisão, que compreendeu artigos escritos ao longo de 10 anos e que reúnem, ao todo, dados de quase 200 mil casos cirúrgicos, concluem que os sistemas “laminares” não parecem oferecer vantagem em relação aos sistemas convencionais no que diz respeito ao controle de infecções pós-cirúrgicas. Devido ao custo elevado de manutenção e instalação desses sistemas, e tendo em vista a falta de evidências quanto à sua real eficácia, os autores recomendam, inclusive, que seu uso seja abandonado.

Por outro lado, Diab-Elschahawl et al. (2011) recomendam que as cirurgias ortopédicas de implante sejam realizadas em sistemas com fluxo “laminar” livre de partículas.

Da mesma maneira, Evans (2010), em revisão sistemática sobre os sistemas de ventilação mais utilizados em salas cirúrgicas, sustenta a vantagem do uso dos sistemas “laminares”. Em estudo citado pelo autor destaca-se o fato de que em mais de 8.000 artroplastias, a taxa de infecção pós-cirurgia com sistema “laminares” como única forma de proteção e sem uso de antibióticos diminuiu de 3,4% para 1,6%, enquanto a taxa para aqueles que receberam apenas profilaxia antibacteriana sem a proteção de um sistema “laminar” diminuiu de 3,4% para 0,8%. Quando as duas intervenções foram utilizadas em conjunto, a taxa de infecções pós-operatórias diminuiu de 3,4% para 0,7%. Esse autor aponta, ainda, que, com base

em estudos sobre a combinação de sistemas “laminares” com profilaxia antibiótica, os Centros para Controle e Prevenção de Doenças (CDC) dos Estados Unidos, consideram que a profilaxia antibiótica é mais relevante do que o uso dos sistemas laminares. Entretanto, é preciso destacar que a profilaxia com antibióticos implica aumento considerável nos custos hospitalares e favorece o desenvolvimento de cepas altamente resistentes de bactérias, o que constitui atualmente grave problema.

Verifica-se da análise da literatura que existe controvérsia quanto à importância relativa dos tipos de sistemas de ventilação e condicionamento de ar no controle do transporte de partículas com micro-organismos no ambiente hospitalar. Vários autores enfatizaram ainda as limitações de seus trabalhos e a necessidade de um maior número de estudos para a validação de seus resultados. Por fim, a realidade multifatorial das infecções cirúrgicas dificulta o controle das variáveis envolvidas, principalmente na análise de cirurgias reais.

2.3 QUARTOS DE ISOLAMENTO

2.3.1 Contaminação aérea e cruzada

Hospitais e outros serviços de saúde são ambientes complexos, requerendo uma atenção ainda maior na dispersão aérea de biocontaminantes em função de se tratar de ambientes propícios à contaminação (COLE; COOK, 1998, BEGGS, 2003, TANG et al., 2006, NIELSEN, 2009).

A contaminação cruzada resultante da dispersão de poluentes expiratórios gerados por pessoas infectadas, contaminando outras pessoas, tem sido tema de preocupação crescente.

Os microrganismos responsáveis pela contaminação aérea e cruzada no interior de um hospital podem ser gerados pelas várias atividades humanas realizadas no interior dos seus diversos ambientes. Estas incluem atividades respiratórias (respiração, fala, tosse, espirros, etc.), banho, lavagem, uso de água da torneira (atomização de aerossóis infecciosos, particularmente bactérias presentes na água ou na canalização), ralo de esgoto, vaso sanitário, limpeza de superfícies interiores (MORAWSKA, 2006), além de outras atividades humanas, como

arrumação de camas e de tapetes e movimentos que provocam desprendimento de pele e ressuspensão de aerossóis de superfícies (TANG et al., 2006).

Também podem contribuir para a transmissão de patógenos vários procedimentos médicos, como intubação para reanimação, broncoscopia, autópsia e cirurgias que utilizam dispositivos de alta velocidade, com serras e brocas. Além destas fontes, cada edifício tem a sua própria ecologia microbiana, que afeta o crescimento de certos tipos de patógenos e suprime o crescimento de outros. Por exemplo, os componentes dos sistemas de ventilação e condicionamento de ar, tais como filtros, serpentinas de refrigeração, tomadas de ar, materiais de isolamento de dutos de ar e bandejas de condensado, podem suportar o crescimento e disseminação agentes patogênicos em determinadas áreas de um hospital.

Muitas vezes, para impedir a infecção cruzada, torna-se necessário estabelecer o isolamento dos doentes infectados em locais apropriados (quartos de isolamento), no sentido de proteger as pessoas que necessitem entrar em contato com o paciente que está com uma doença que pode ser transmitida pelas vias respiratórias altas. No interior desse ambiente, diferentes atividades realizadas podem induzir a produção de aerossóis, que poderão ficar suspensos no ar se não forem removidos de forma eficiente pelos mecanismos de controle ambiental existentes nesses espaços.

A tuberculose é um exemplo de uma doença crônica infectocontagiosa transmitida pelo ar nesses ambientes. O contágio ocorre por via inalatória, a partir de aerossóis gerados durante tosse, fala ou espirro de pessoas eliminadoras de bacilos. Os aerossóis ficam em suspensão no ar como gotículas microscópicas (2 a 5 μm de diâmetro) que, ao serem aspiradas por uma pessoa saudável, ultrapassam os mecanismos de defesa da árvore respiratória, vindo a se depositar nos alvéolos pulmonares, onde então iniciarão o processo patológico da doença (EICKHOFF, 1994; CDC 2005).

Outros exemplos de agentes transmitidos pelo ar em diferentes espaços no interior de um hospital são a Aspergilose, a Legionella e o Staphylococcus. A Aspergilose é uma doença causada por fungos, transmitida pela inalação de esporos existentes no ar. Estes fungos estão presentes no ambiente externo e penetram nos ambientes hospitalares através do sistema de ventilação (BEGGS et al., 2000).

A *Legionella*, por sua vez, causa pneumonias sérias em hospitais (EICKHOFF, 1994). Esta é uma doença bacteriana aguda transmitida por via aérea, cujo agente infeccioso é a *Legionella pneumophila*. O microrganismo tem sido isolado em vários componentes de sistemas de condicionamento de ar, como torres de arrefecimento, bandejas de condensado, sistemas de umidificação e condensadores evaporativos. Os hospitais devem dedicar especial atenção para eliminar esses microrganismos, porque as pessoas que estão doentes ou que estão em tratamento com agentes supressores de resposta imunológica podem ter um aumento de susceptibilidade à infecção (EICKHOFF, 1994).

Os Staphylococci também são bactérias perigosas que são transmitidas por aerossóis infectados. Infecções de Staphylococci ocorrem de forma predominante em berçários, salas de recuperação e salas cirúrgicas (EICKHOFF, 1994).

Os métodos disponíveis para o controle de agentes infecciosos transmitidos pelo ar incluem ventilação com renovação de ar, filtração, irradiação ultravioleta e isolamento por controle de níveis de pressão. Cada uma destas tecnologias tem vantagens e limitações. Um dos focos do presente trabalho é o estudo da contaminação cruzada em quartos de isolamento pela disseminação de contaminantes infecciosos, os quais podem ser carregados pelas gotículas liberadas pelo homem em atividades expiratórias. No próximo item, algumas características dessas gotículas são apresentadas.

2.3.2 Contaminantes expiratórios

Os seres humanos são uma importante fonte de geração de gotículas devido a atividades expiratórias, como a respiração, a tosse, o espirro ou o riso (ALIABADI et al., 2011). A geração dessas gotículas ocorre da mesma maneira que o vento gera gotículas de água ao passar pelas ondas do mar (CONCEIÇÃO, 2012). Conforme Morawska (2006), este processo é chamado de atomização e pode ser definido como o ato de gerar gotículas líquidas pelo atrito em um gás, com uma dada velocidade, sobre a superfície de alguma substância líquida.

Quando uma pessoa infectada tosse ou espirra, contaminantes patogênicos presentes no seu trato respiratório podem ser carregados e expelidos. Algumas dessas gotículas podem ser inaladas por outras pessoas ou podem se depositar

sobre roupas ou outros objetos. A produção de partículas provenientes da infecção respiratória depende do tipo e frequência da atividade respiratória, localização da infecção e patogenicidade do agente.

Além desses fatores, uma vez suspensas no ar as gotículas, existem vários processos que modificam sua composição química, características físicas e concentração, influenciando na dinâmica desse tipo de partícula. Os fatores mais importantes, que exercem maior influência sobre essas partículas são: a coagulação, quando partículas de tamanhos semelhantes colidem umas com as outras e aderem, formando partículas maiores; a deposição de partículas menores na superfície de partículas maiores; as mudanças no tamanho das partículas devido a variações no seu conteúdo de umidade (crescimento higroscópico ou redução por evaporação); a sedimentação; e, por fim, a deposição em superfícies. Esses processos modificam o tamanho das gotículas, o qual, em conjunto com a velocidade inicial, representam as variáveis que mais afetam na sua trajetória (MORAWSKA, 2006).

Conforme Galton et al (2011), a influência das várias atividades respiratórias na disseminação de doenças ainda é controversa devido aos diversos fatores envolvidos, tais como a frequência de cada atividade respiratória, a quantidade de partículas geradas em cada evento e a distribuição da carga de patógenos nas partículas de diversos tamanhos. Recentemente, vírus respiratórios foram detectados durante a respiração normal – atividade contínua, mas supostamente produtora de um número reduzido de partículas (STELZER-BRAID et al, 2009; HUYNH et al., 2008).

Segundo Galton et al. (2011), indivíduos saudáveis liberam partículas na faixa entre 0,01 e 500 μm ao realizar atividades expiratórias (tossir, espirrar, falar). Já os indivíduos infectados produzem partículas entre 0,05 e 500 μm . De forma geral, as gotículas maiores do que 5 μm depositam-se em superfícies mais rapidamente devido a uma maior relação massa/volume, que reduz o efeito de arraste por correntes de ar.

Bémer et al. (2000) demonstraram experimentalmente que gotículas menores possuem coeficiente de transporte por difusão similar ao coeficiente de difusão dos gases, sendo mais facilmente arrastadas pelo escoamento. Desta forma, as gotículas menores permanecem em suspensão por tempo suficiente para que a

fase líquida evapore e restem os resíduos de gotículas ou núcleos de gotículas (*droplet nuclei*) (ALIABADI et al., 2011). Esses resíduos podem permanecer em suspensão por longos períodos de tempo e transportar os biocontaminantes por distâncias maiores (TANG et al., 2006).

Conforme Duguid (1946), a quantidade de partículas atomizadas pelo homem depende do tipo de atividade expiratória, sendo o espirro a atividade mais geradora, seguida pela tosse e depois a fala. Ainda conforme o autor, as atividades expiratórias podem gerar milhares de partículas polidispersas, sendo que 95% delas possuem tamanho médio entre 2 e 100µm, e a maior quantidade está entre 4 e 8µm. A partir dos dados gerados por Duguid (1946), Conceição (2012) elaborou a Tabela 2.1, que apresenta a quantidade de partículas geradas para diferentes atividades expiratórias. Também a partir de dados de Duguid (1946), Conceição (2012) construiu as Figuras 2.3a e 2.3b, que mostram as distribuições das partículas de diferentes tamanhos geradas por espirro, tosse e fala.

Tabela 2.1 – Quantidade absoluta aproximada de partículas geradas por algumas atividades expiratórias, com base em medições de Duguid (1946)

Atividade Expiratória	Quantidade total de partículas
1 espirro	1.000.000
1 tosse com boca fechada	5.000
Contar alto de 1 a 100	250

Fonte: Conceição (2012, p. 12)

Percebem-se, na literatura, algumas divergências entre os valores considerados por diferentes pesquisadores para a concentração de gotículas provenientes de atividades expiratórias. Segundo Chao et al. (2009), essas divergências podem ser explicadas pelas dificuldades associadas com o método de medição.

A concentração de gotículas na tosse é da ordem de 10^3 partículas por cm^3 (YANG et al., 2007), o que corresponde, segundo Xie et al. (2007) a 5 minutos de fala. Estudos anteriores de Duguid (1946) demonstraram que o número de partículas liberadas num espirro é cerca de 200 vezes maior que a quantidade de partículas liberadas na tosse.

Figura 2.3a – Distribuição do tamanho de partículas geradas por diferentes atividades respiratórias, normalizada pelo intervalo de medição (CONCEIÇÃO, 2012, p. 12).

Figura 2.3b – Distribuição acumulada de partículas geradas por diferentes atividades respiratórias (CONCEIÇÃO, 2012, p 12).

Assim a concentração gerada em um espirro é da ordem de 10^5 part/cm^3 (YANG et al, 2007). Já o estudo mais recente de Chao et al. (2009) indica que a concentração de partículas é da ordem de 10 part/cm^3 , ou seja, uma concentração duas ordens de grandeza menor que a obtida por Yang et al. (2007).

Ainda que o entendimento sobre o tema tenha evoluído bastante, pouco se conhece sobre a dinâmica das partículas e a influência do sistema de ventilação na dispersão de agentes infecciosos. Por consequência, falta conhecimento para controlar e prevenir a sua disseminação (MORAWSKA, 2006).

2.4 MÉTODOS EXPERIMENTAIS E NUMÉRICOS NA ANÁLISE DAS PARTÍCULAS EM AMBIENTES HOSPITALARES

A disponibilidade de avançados métodos numéricos e experimentais tem estimulado o interesse em melhorar a compreensão de como o ar proveniente dos sistemas de ventilação é distribuído no interior de um edifício e como os poluentes são transportados (SPENGLER; CHEN., 2000; CHAO; WAN, 2006). De acordo com Forejt (2009), são duas as abordagens principais utilizadas em pesquisas na avaliação da qualidade do ar: modelação numérica e análise experimental. Dentro da análise experimental têm-se dois métodos de abordagem realizados durante uma cirurgia ou em salas experimentais: avaliação biológica com contagem de bactérias e contagem total de partículas.

No caso de uma análise experimental, em que se utiliza avaliação biológica, é importante destacar que, uma vez que as partículas contaminadas com microrganismos foram coletadas, elas devem ser identificadas e contadas por um dos diferentes métodos existentes. A escolha de um determinado método de análise específico vai depender do tipo de informações que se deseja obter. Esse método de avaliação possui algumas desvantagens. Por exemplo, alguns organismos requerem condições muito específicas para o crescimento. Mesmo quando um meio de cultura específico é usado para cada amostra a fim de otimizar o crescimento, alguns micro-organismos importantes não são observados. Além disso, alguns micro-organismos produzem inibidores de crescimento que previnem o crescimento de micro-organismos concorrentes. Outra limitação da avaliação biológica é que todos os micro-organismos têm períodos de viabilidade limitados quando

transportados pelo ar, e isto varia de acordo com a taxa de renovação do ar (NAPOLI et al., 2012; STOCKS et al., 2010).

Com relação à contagem de partículas, a grande vantagem desse método é a economia de tempo na análise da concentração, geralmente realizada em tempo real. Normalmente, esse tipo de técnica utiliza um contador óptico, uma tecnologia de medição com certas limitações, como a possibilidade de interferência devido à coincidência das partículas durante a medição em concentrações altas ($\sim 10^7$ part/m³). Outra limitação desta tecnologia é a possibilidade de medição apenas da concentração e tamanho das partículas, sem a caracterização do tipo de partícula medida ou do seu formato (STOCKS et al., 2010). Entre as vantagens do uso dos contadores ópticos pode-se citar ainda, a identificação do diâmetro da partícula e a possibilidade de associação com a fonte de contaminação, boa precisão, baixo custo relativo em relação a outros métodos de contagem, facilidade de uso, e no caso de uso em salas cirúrgicas, baixa intrusividade (HEIM et al., 2008).

A aplicação dos métodos numéricos exige equipamentos com grande capacidade de processamento e, além disso, os estudos devem ser validados com resultados experimentais que permitam a verificação de sua precisão. Precisão e confiabilidade são as principais preocupações no uso das simulações de CFD. É amplamente aceito que as simulações de CFD são muito sensíveis ao grande número de parâmetros que devem ser definidos pelo usuário. Portanto, estudos de validação e de verificação das simulações numéricas são fundamentais, bem como estudos de sensibilidade em relação às variáveis de entrada de maneira a balizar o uso dos parâmetros de entrada para futuros estudos com CFD (RAMPONI; BLOCKEN, 2012). Os esforços para melhorar a confiabilidade das técnicas de simulação numérica só são possíveis por meio da comparação com resultados experimentais precisos obtidos em campo ou em laboratórios em escala real.

Geralmente, dentro de uma análise numérica são feitas simplificações para adaptar o modelo numérico à realidade experimental ou da sala cirúrgica real. Como consequência disso, segundo Milner, Dimitroulopoulou e Apsimon (2004), muitas das simplificações assumidas acabam por afastar os modelos sugeridos das situações reais e os resultados obtidos possuem pouca validade. Além disso, muitos desses trabalhos também fazem uma série de pressupostos para simplificar os cálculos e vários parâmetros-chave que afetam a concentração e distribuição dos

contaminantes no ar não são considerados, como por exemplo, a deposição em superfícies, a umidade relativa, o tamanho do aerossol, a presença das pessoas, etc. Em teoria, estes fatores podem ser incorporados nos códigos de CFD, porém isto não é uma prática. Por exemplo, Gant, Kelsey e Gobeau (2006) determinaram que dois fatores geralmente ignorados nos modelos de CFD, a radiação e a umidade do ar, têm um papel destacado no transporte de contaminantes em ambientes interiores. Segundo os autores, a umidade relativa é de importância crítica quando se calcula a distância percorrida por gotículas, o tamanho das partículas que são transportadas e a trajetória de contaminantes aéreos no ar.

Conforme Versteeg e Malalasekera (2007), não é possível uma boa modelagem computacional da dinâmica dos fluidos sem validação experimental contínua. Os autores afirmam que já se abandonou a ideia, acalentada inicialmente, de que seria possível substituir completamente a experimentação por uma modelagem computacional. Diante das limitações apontadas, ambas as abordagens – experimental e numérica – apresentam atualmente limitações, e continuam ainda sem compreensão completa os mecanismos de propagação e dispersão de agentes infecciosos por via aérea (SEKNER, 2012).

2.4.1 Salas cirúrgicas

Na abordagem numérica, um dos métodos é observar a trajetória das partículas liberadas de fontes fixas prevendo o número de partículas que atingem as áreas críticas¹. Na abordagem experimental as partículas são geradas no entorno da mesa cirúrgica fora da zona de proteção, e a concentração de partículas é medida acima da mesa de cirurgia. A qualidade do ar é avaliada nos dois métodos pela eficiência do sistema de ventilação em proteger as áreas críticas (FOREJT, 2009; ZOON; LOOMANS; HENSEN, 2011a; HJALMARSSON et al, 2012).

Chow e Yang (2004) apresentam revisão sobre o estado da arte dos estudos de ventilação em salas cirúrgicas, mostrando que aplicações dos métodos numéricos nesses ambientes começaram a aparecer em 1990 com o crescimento da modelagem matemática e computacional. Desde então, o uso de CFD está se

¹ A área crítica ou zona de proteção em uma sala cirúrgica típica compreende a mesa de cirurgia e as mesas de instrumentação.

tornando uma ferramenta muito poderosa e eficaz em estudos do comportamento de correntes de ar e dispersão de poluentes em ambientes ventilados. Em salas cirúrgicas as técnicas de simulação numérica são geralmente utilizadas para o estudo da movimentação e dispersão dos contaminantes presentes no ar (MEMARZADEH; MANNING, 2002; ZOON; LOOMANS; HENSEN, 2008, 2011a, 2011b; FOREJT, 2009; STEVENSON, 2008; HO; ROSARIO; RAHMAN, 2009; YI et al., 2009). No entanto, como já comentado, a limitada disponibilidade de dados experimentais restringe a confiabilidade da modelagem numérica nesses ambientes.

Zoon et al (2007), compararam os resultados experimentais obtidos em uma sala experimental (Figura 2.4) com os resultados numéricos obtidos mediante os softwares comerciais Phoenics e Fluent, utilizando modelo k- ϵ padrão e função de parede padrão, juntamente com a equação da energia. As condições de contorno foram de temperatura fixa para as paredes e potência dissipada fixa para os cilindros (pessoas) e equipamentos. Outros trabalhos desenvolvidos por Zoon, Loomans e Hensen (2008, 2011b) na mesma sala experimental abordam a sensibilidade dos parâmetros para a análise da eficiência de ventilação e a precisão dos métodos numéricos utilizados, respectivamente.

Figura 2.4 – Sala cirúrgica experimental (ZOON et al, 2007)

Também utilizando uma câmara de testes experimental (Figura 2.5), Stevenson (2008), testou diferentes configurações de difusores unidirecionais, com insuflamento pelo teto e retorno próximo ao piso ou com retorno conjugado junto ao piso e próximo ao teto, na obtenção de velocidades preconizadas em diretrizes de projeto (ASHRAE, 2009). Foi investigado também o efeito da temperatura do

paciente sobre a convecção natural acima do paciente, utilizando sistema de anemometria de imagem de partículas (*particle image velocimetry* - PIV) para a medição do campo de velocidades e simulação numérica. Os resultados sugerem que, quando a temperatura superficial do paciente é mantida a 29,4 °C, a influência da convecção natural não é significativa; porém, quando esse valor sobe para 37,7°C, existe o risco de infiltração de bactérias na região da cirurgia.

Na mesma linha experimental, utilizando a abordagem de contagem de partículas, tem-se o trabalho de Pereira (2008), no qual o autor fez um estudo de campo em salas cirúrgicas, com variados sistemas de ventilação, nas quais se realizam diferentes tipos de cirurgias. O autor desenvolveu um modelo matemático para a predição da concentração de partículas na sala de cirurgia em diferentes tipos de cirurgia, estabelecendo correlações com a dinâmica das partículas. O autor conclui que, além do sistema de ventilação e da natureza do procedimento cirúrgico, outros fatores também devem ser considerados, como a abertura de portas, a taxa de renovação de ar, o número de pessoas na sala, o tempo de cirurgia, entre outros.

Figura 2.5 – Sala cirúrgica experimental no Georgia Institute of Technology (STEVENSON, 2008).

Forejt (2009) realizou estudos experimentais e numéricos em hospitais de campanha. Foram utilizadas partículas finas para a simulação de contaminantes. As salas de cirurgia móveis são constituídas por três containers desmontáveis conjugados com dimensão de 2x6x3m cada um. Várias estratégias de ventilação

foram testadas, incluindo o sistema unidirecional (“laminar”) e o insuflamento por parede lateral. O autor testou dois modelos de turbulência: $k-\epsilon$ padrão e $k-\omega$. Entre os parâmetros analisados destacam-se: velocidade do ar de insuflamento, tamanho dos difusores de insuflamento, fluxo de calor através das paredes, etc. Neste trabalho também foram analisadas as condições de conforto térmico dos ocupantes.

Ho, Rosario e Rahman (2009) realizaram um estudo numérico em uma sala de cirurgia (6x4x3). A análise foi baseada no cálculo dos parâmetros de conforto térmico (PMV e PPD) e na eficiência de remoção de partículas. A análise evidencia que a posição das grelhas de retorno não teve grande influência, mas a posição da grelha de insuflamento deve estar sobre a linha de simetria vertical.

No trabalho já citado de Diab-Elschahawi et al. (2011), foi realizado um estudo experimental usando contagem de bactérias (UFC’s) comparando duas salas de cirurgia com dois tamanhos diferentes de difusores, usando sistemas “laminares” e uma sala com sistema convencional. O estudo concluiu que o uso de difusores laminares não garante a eliminação de UFC’s sobre a mesa cirúrgica e mesas de instrumentação, embora o difusor laminar de maior tamanho tenha apresentado uma proteção maior, seguido do difusor laminar menor e por último, com maior número de contagem de UFC’s e menor proteção, o sistema convencional. Permanece a necessidade, segundo os autores, de um maior número de medições para a confirmação dos resultados obtidos.

Diab-Elschahawi et al. (2011) ressaltam que constitui uma limitação importante em seu estudo a falta da contagem do número de partículas no ar, mesmo que, segundo os autores, alguns cirurgiões só considerem importantes as partículas viáveis e que possam, portanto, gerar contaminação.

Zoon, Loomans e Hensen (2011a) realizaram testes da eficiência de remoção de contaminantes na mesma sala experimental da Figura 2.5, que possui *layout* típico de uma sala cirúrgica (6x6x3m). A câmara de testes utilizada possuía quatro difusores laminares nos quais se podia variar a velocidade e a temperatura de insuflamento individualmente. O aerossol era gerado no entorno da mesa cirúrgica, e as concentrações de partículas foram avaliadas nas zonas de interesse, ou seja, sobre a mesa cirúrgica e sobre as mesas de instrumentação. Na Figura 2.4, também se pode observar que no estudo de Zoon, Loomans e Hensen (2011a) o paciente não é simulado sobre a mesa cirúrgica.

Foi empregado no estudo um gerador de partículas finas (gerador de fumaça). A maior concentração de partículas geradas está na faixa de 0,5 a 1,0 μm . Segundo os autores, como o tamanho das bactérias menores está também nesta faixa, esses tamanhos foram utilizados para avaliar a performance do sistema de ventilação. Entretanto, há que se considerar que as bactérias aderem eletrostaticamente a partículas maiores. Assim, também seria necessário analisar o comportamento de partículas com tamanho superior a 1,0 μm .

Zoon, Loomans e Hensen (2011a) concluíram que, além da velocidade e temperatura do ar de insuflamento, o posicionamento das grelhas de retorno e exaustão junto ao piso e no teto, e a posição e formato do foco cirúrgico, deve ser considerada na avaliação da eficiência de remoção de partículas a carga térmica interna do ambiente.

Wan, Chung e Tang (2011) realizaram um extensivo trabalho de acompanhamento da qualidade do ar durante seis meses em salas cirúrgicas de um Centro Médico em Taiwan por meio da medição de diversos parâmetros: concentração de partículas, concentração de CO_2 , número de UFC's, umidade relativa e temperatura do ar. Este trabalho destacou a existência de uma correlação entre número de pessoas na sala cirúrgica, número de partículas e o número de UFC's. Para a melhoria da qualidade do ar em salas cirúrgicas os autores sugerem o uso de filtros HEPA (*high efficiency particulate air*) e o aumento da taxa de renovação do ar, provocando a diminuição das partículas em suspensão e conseqüentemente do número de UFC's presentes no ar.

Na Figura 2.6 é mostrada uma câmara de testes atual construída na Universidade de Ferrara (Itália), utilizada principalmente para o desenvolvimento de estudos de conforto térmico e qualidade do ar em salas cirúrgicas (COSTANZO; CUSUMANO; GIACONIA, 2011).

Observa-se, no quanto foi apresentado, uma preocupação de diversos autores, quando utilizam uma abordagem numérica, de associarem uma metodologia experimental que sustente os resultados obtidos, seja em uma sala cirúrgica experimental ou na medição em campo.

Figura 2.6 – Sala cirúrgica experimental – CERTECA Laboratory, Universidade de Ferrara (COSTANZO; CUSUMANO; GIACONIA, 2011).

Diante da multiplicidade de fatores que interferem na geração, dispersão e remoção de partículas em salas cirúrgicas, há a necessidade de estudos específicos que abordem esse tema, para buscar de forma mais eficiente soluções que minimizem a quantidade de infecções em hospitais. Ou seja, determinar o desempenho de um sistema de ventilação, do ponto de vista do risco de contaminação, de uma sala cirúrgica em funcionamento ou em uma sala experimental, tem sido objeto de estudo de vários pesquisadores. No entanto, não se tem ainda uma confluência na abordagem do problema, e algumas questões permanecem controversas.

2.4.2 Quartos hospitalares

Nielsen et al. (2010), estudaram o comportamento das partículas aéreas geradas pelos pacientes em uma enfermaria hospitalar com duas camas. Os autores utilizaram gás traçador para simular os contaminantes no ar, e a concentração foi medida com diferentes taxas de insuflamento de ar e diferentes posições/posturas dos pacientes (manequins). No experimento, foi utilizado uma partição de tecido entre as camas para a proteção dos pacientes, o que é típico em uma enfermaria de um hospital. Nesse estudo os autores utilizaram uma metodologia experimental e

numérica na análise das partículas e concluíram que, na maioria dos casos, a partição utilizada não diminui a infecção cruzada.

Qian et al., (2010), demonstraram em um estudo experimental em quartos de isolamento de um hospital em Hong Kong, que uma alta taxa de ventilação é um mecanismo eficaz para a redução do risco de infecção cruzada de doenças transportadas pelo ar. Segundo os autores, a ventilação natural pode oferecer taxa de ventilação muito maior do que ventilação mecânica e de uma forma mais eficiente em termos de energia. Diante disso, o uso de ventilação natural pode ser uma boa estratégia para o controle de infecção em serviços hospitalares.

Na mesma linha do estudo anterior, Gilkesona et al. (2013), analisaram o impacto da ventilação na diminuição dos riscos de infecção aérea em uma grande enfermaria aberta de um hospital no Reino Unido ventilado naturalmente. Os autores utilizaram um gás traçador para avaliar o potencial de risco de infecção e as taxas de ventilação em vários pontos do quarto. Os autores concluíram que, em todos os locais avaliados, a ventilação natural é muito eficaz em unidades abertas com uma distribuição baixa e uniforme do potencial de risco de infecção por via aérea. Foi feita uma comparação com uma ala que utiliza partições físicas entre as camas e, ao contrário do trabalho de Nielsen et al. (2010), concluiu-se que o potencial de risco de infecção dos pacientes diminui com o uso das divisões. Outro fato observado é que as concentrações de contaminantes mais elevadas estão presentes tanto na proximidade quanto na jusante da fonte do contaminante.

Yam, Yuen e Choy (2011), usando uma abordagem exclusivamente baseada em uma análise CFD, compararam o desempenho de remoção de contaminantes (utilizando a idade do ar e a eficiência de remoção de contaminantes) em um quarto de hospital com 6 leitos. Foram comparados o desempenho de um sistema de ventilação convencional com retorno pelo corredor, com um novo sistema com retorno dutado dentro do próprio quarto, buscando manter uma estratégia de remoção de contaminantes da região mais contaminada para a mais limpa. Os resultados numéricos foram obtidos usando o software comercial FloVent. Com esta abordagem, os autores demonstraram que é possível atingir níveis de eficiência de remoção de contaminantes próximo ao que seria obtido em um quarto de isolamento. Os parâmetros de análise incluíram a taxa de renovação de ar e a eficiência de remoção dos contaminantes.

Hathway et al. (2011) realizaram trabalho experimental e numérico examinando de que forma os bioaerossóis que colonizam a pele de um paciente são dispersos através da pele para o ambiente. Segundo os autores, a maioria das pesquisas foca seus estudos nos agentes patogênicos liberados pela respiração, negligenciando o estudo de dispersão de outros patógenos oriundos da pele do paciente, em um quarto de hospital. A câmara de testes utilizada para os testes foi mantida a uma pressão negativa de -25Pa, com filtro HEPA no insuflamento e no retorno. O bioaerossol foi gerado utilizando um nebulizador por colisão, de 6 jatos (CN 25, fab. BGI, EUA), com vazão de 12 l/min. Uma cultura de *Serratia marcescens* foi utilizada para criar o bioaerossol. Uma das conclusões é de que os resultados numéricos tiveram boa concordância com os resultados experimentais obtidos.

2.5 TRABALHOS DESENVOLVIDOS PELO GRUPO DE PESQUISA EM QUALIDADE DO AR – PME/EPUSP

Para contextualizar a pesquisa realizada neste trabalho, realizada no âmbito do grupo de pesquisa do Laboratório de Conforto Térmico do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica da USP, e que depois veio a constituir um grupo de pesquisas também em Qualidade do ar e Controle de Partículas, seguem alguns trabalhos desenvolvidos nesta linha de pesquisa. Neste percurso destacam-se os trabalhos recentes de mestrado e de doutorado em conforto térmico e qualidade do ar realizados em *mock-up's* de cabines de avião, em escala real, instalados no referido laboratório, que evoluíram para trabalhos com análise de dispersão de partículas (MOURA, 2009; CONCEIÇÃO, 2012; FABICHAK JUNIOR, 2013).

Em salas cirúrgicas tem-se a linha de trabalho experimental em hospitais de São Paulo e em Santa Catarina em Pereira (2008), já mencionado neste capítulo, e também em Felix (2008), e que levaram à realização do presente trabalho, como uma evolução para uma pesquisa experimental e numérica em controle de partículas aéreas em sala cirúrgica e em quarto de isolamento.

3 MÉTODO DE TRABALHO – ESTUDO EXPERIMENTAL

Neste capítulo é apresentado o método de trabalho para o estudo experimental de análise do impacto do sistema de ventilação utilizado em diferentes ambientes hospitalares sobre o risco de contaminação por partículas aéreas. Os ambientes estudados foram: uma sala cirúrgica e um quarto de isolamento, os quais caracterizam os principais ambientes críticos em hospitais com relação à contaminação aérea por partículas. No caso da sala cirúrgica, o risco de contaminação da ferida cirúrgica é calculado com base no fator de proteção. Já no caso da sala de isolamento, o risco de contaminação cruzada (por inalação) é calculado com base na equação de Wells-Riley, que estima a probabilidade de infecção a partir da concentração de patógenos no ar liberados pelo paciente.

Para o desenvolvimento do estudo na sala cirúrgica foram estudados dois dos principais tipos de sistemas de ventilação utilizados em pequenos e grandes centros cirúrgicos no Brasil: sistema tipo *split* e sistema com fluxo “laminar”/unidirecional.

No quarto de isolamento foram estudados os dois tipos de ventilação mais utilizados nesses ambientes: ventilação mecânica e ventilação natural. Utilizando-se a ventilação mecânica, foram estudados dois sistemas de ventilação típicos: com exaustor e com ventilador axial, e com a utilização de ambos. Com a ventilação natural foram estudadas as seguintes combinações: porta aberta e janelas fechadas; porta fechada e janelas abertas; porta e janelas abertas; porta e janelas fechadas.

Nas Figuras 3.1 e 3.2 apresentam-se um esquema da metodologia de trabalho aplicada na análise da sala cirúrgica e do quarto de isolamento, respectivamente. Inicialmente, foram medidas as variáveis ambientais que caracterizam esses ambientes: vazão e temperatura do ar de insuflamento e da temperatura do ar de retorno, velocidade, temperatura e umidade relativa do ar, número de trocas de ar (ACH - *air change per hour*) e intensidade de turbulência. Em seguida, foram feitas medições da concentração de partículas a partir da injeção controlada destas em cada um dos ambientes. Os parâmetros medidos foram, posteriormente, utilizados no cálculo do fator de proteção na sala cirúrgica e do risco de infecção no quarto de isolamento.

Figura 3.1 – Esquema da metodologia do estudo experimental – sala cirúrgica

Figura 3.2 – Esquema da metodologia do estudo experimental – quarto de isolamento

Na primeira seção deste capítulo apresenta-se uma descrição dos ambientes em estudo – sala cirúrgica e quarto de isolamento. A seguir, descrevem-se, em linhas gerais, os procedimentos para coleta de dados. Após isso, é feita uma descrição detalhada dos procedimentos experimentais. Por fim, faz-se uma caracterização e discussão sobre os equipamentos e métodos de medição empregados no estudo, além de uma discussão sobre os índices de análise de risco de contaminação para os dois ambientes.

3.1 DESCRIÇÃO DOS AMBIENTES

Os estudos foram desenvolvidos em uma sala cirúrgica e um quarto de isolamento, ambos localizados em um hospital público para tratamento de doenças infecto-contagiosas, localizado em Florianópolis, Santa Catarina. O hospital é referência estadual em infectologia e pneumologia, contando com 90 leitos para internações, 15 leitos para hospital-dia e nove leitos de UTI.

3.1.1 Ambiente da sala cirúrgica

A sala cirúrgica em estudo, Figura 3.3, é aproximadamente cilíndrica, com 5,00m de diâmetro e 2,70m de pé-direito, que resulta em um volume de cerca de 53m³. Está instalado na sala um sistema de condicionamento de ar unidirecional com uma vazão de insuflamento de 3.100m³/h, composto por uma cortina de ar retangular (2,60m x 2,00m), dois difusores centrais de teto (0,85m x 0,55m) e três grelhas de exaustão. Duas dessas grelhas medem 0,30m x 0,14m e ficam na parede do fundo, a 2,36 m de altura do piso. A terceira grelha fica no teto, no lado oposto da sala, próximo à porta de entrada e mede 0,50m x 0,30m. Cada difusor da cortina de ar tem duas fendas de insuflamento, com 13 mm de largura.

Também foi instalado na sala, na parede do fundo, especificamente para o desenvolvimento do presente estudo, um sistema *split*, Figura 3.5, com as seguintes características: unidade evaporadora posicionada a uma altura de 2,10 m do piso, com uma capacidade de refrigeração de 12.000 BTU/h, vazão máxima de 600m³/h, com insuflamento frontal e retorno na parte superior (frente e topo).

Nas medições realizadas na sala cirúrgica simulou-se a presença da equipe médica utilizando-se quatro manequins, posicionados dois a dois à direita e à esquerda da mesa cirúrgica (Figura 3.4). No caso do sistema unidirecional, foram realizados dois conjuntos de medições, com os manequins em posição e sem os manequins. Visa-se, com isso, verificar o aumento da turbulência na região crítica (área cirúrgica) provocado pela presença da equipe cirúrgica (PEREIRA; GRAUDENZ; TRIBESS, 2005). Já com o sistema *split*, todas as medições foram realizadas com os manequins posicionados. Sabe-se que esse tipo de sistema, por si só, provoca grande turbulência (PEREIRA, 2008) não se considerando necessário analisar o efeito da equipe cirúrgica sobre a intensidade de turbulência neste caso.

Figura 3.3 – Modelo 3-D do sistema de ventilação da sala cirúrgica, sistema de ventilação unidirecional e sistema *split* adaptado.

Conforme descrito no **Capítulo 2**, pouca informação se tem na literatura sobre o uso de *splits* em salas cirúrgicas, justamente porque esse tipo de aparelho não atende às especificações de renovação de ar e de filtragem exigidas pelas normas internacionais. Assim, a introdução do *split* no presente trabalho visa preencher uma lacuna no estudo da realidade brasileira, analisando os efeitos deste tipo de sistema quando utilizado indevidamente em uma sala cirúrgica, e também traçando um paralelo com o sistema unidirecional, que é considerado um dos sistemas de referência para salas cirúrgicas.

Figura 3.4 – Visão parcial do interior da sala cirúrgica, com os manequins posicionados.

Figura 3.5 – Interior da sala cirúrgica, com *split* instalado e com os manequins posicionados.

3.1.2 Ambiente quarto de isolamento

O quarto de isolamento estudado, Figura 3.6, tem dimensões de 3,55m x 6,35m, excluía uma área de 2,25m x 1,70m, correspondente ao banheiro. O pé-

direito é de 3,25m. Portanto, o volume do quarto, excluído o banheiro, é de aproximadamente 60m³.

Figura 3.6 – Planta baixa do quarto de isolamento.

O quarto conta com duas janelas corrediças, Figura 3.7, com abertura máxima de 0,80m x 1,40m e uma porta de 0,80m x 2,10m, dotada de grelha de ventilação com dimensões 0,50m x 0,40m, a 0,15m do piso, Figura 3.8. No quarto, há duas camas hospitalares de dimensões 0,90m x 2,00m e altura 0,80m do piso. Há ainda uma porta adicional que dá para uma sacada e outra que dá para o banheiro. Ambas foram mantidas fechadas durante todos os procedimentos experimentais.

Está instalada no quarto uma unidade de descontaminação (exaustor e filtro), marca Vecoflow, modelo UD600, com potência de 300W e vazão nominal de 1020m³/h, equipada com filtro G4, mostrada na Figura 3.7. Há também um ventilador axial de parede, com 0,50m de diâmetro e potência de 130W, mostrado na Figura 3.8, com vazão de 2m³/s (120m³/min).

Figura 3.7 – Detalhes do quarto de isolamento – janelas, cama, unidade de descontaminação (indicada com seta)

Figura 3.8 – Detalhes do quarto de isolamento – porta com grelha de ventilação e ventilador, indicados com setas.

3.2 MEDIÇÕES, PROCEDIMENTOS E INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO

Nesta seção são apresentados as medições realizadas, os procedimentos adotados e os equipamentos de medição. Entre outros tópicos, detalha-se o princípio de funcionamento dos equipamentos, a incerteza de medição, as técnicas para a realização das medições e os índices para a avaliação das medidas realizadas.

3.2.1 Medições

3.2.1.1 Sala Cirúrgica

Inicialmente, para a caracterização do ambiente da sala cirúrgica, considerando cada sistema de ventilação, foram realizados levantamentos das vazões de insuflamento do ar, mediante uso de um anemômetro de fio quente. Mediu-se também, em posições e alturas variadas, a velocidade e temperatura do ar, assim como a turbulência. Mediu-se ainda a temperatura do ar de insuflamento, a temperatura do ar de retorno e a umidade relativa do ar no ambiente. Por fim, utilizando-se uma fonte de geração de CO₂, obteve-se a curva de decaimento da concentração de CO₂, a partir da qual se calculou o número de trocas de ar (ACH), conforme procedimento apresentado no item 3.4.3.

Em seguida, foram injetadas partículas na atmosfera da sala cirúrgica, utilizando-se gerador monodisperso, com medição da concentração e do tamanho das partículas em diferentes pontos da sala, para obter a eficiência de remoção de partículas em áreas críticas, com a mesa cirúrgica, para cada sistema de ventilação, conforme procedimento apresentado no item 3.4.1. Expressando-se essa eficiência (ϵ_c) logaritmicamente, obteve-se o fator de proteção (FP), conforme apresentado no item 3.4.1.

3.2.1.2 Quarto de isolamento

Assim como na sala cirúrgica, no quarto de isolamento também se mediu a velocidade, a temperatura e a umidade relativa do ar, a intensidade de turbulência e

o decaimento da concentração de CO₂, para a determinação do ACH e da eficiência de remoção de partículas, para cada sistema de ventilação estudado e, adicionalmente, para a obtenção da probabilidade de infecção, conforme procedimento apresentado no item 3.4.2.

3.2.2 Procedimentos de medição

3.2.2.1 Medição da vazão de insuflamento do ar

Normalmente, tem-se dificuldade em obter medidas precisas da vazão de insuflamento do ar, com as incertezas usuais da ordem de $\pm 10\%$. Isso quando as medições são feitas de forma adequada (SQASIG, 2004). Embora os fabricantes possam informar a área efetiva do difusor e o procedimento de medição (posição) da velocidade do ar para o tipo específico de difusor, utilizando um tubo de Pitot ou anemômetro de fio quente, as variações de velocidade ao longo do difusor dificultam este tipo de procedimento.

No presente estudo, a fim de minimizar a incerteza de medição associada às flutuações de velocidade em cada ponto do difusor e ao longo do tempo, fez-se um mapeamento das velocidades de insuflamento e de retorno nos difusores posicionando o anemômetro de fio quente em vários pontos de cada difusor. Em cada ponto escolhido, obteve-se a média das medidas. Outro cuidado que se teve foi o de posicionar o sensor sempre na direção do fluxo de ar.

3.2.2.2 Medição da intensidade de turbulência

Um dos objetivos deste estudo foi mapear a intensidade de turbulência em alguns pontos, comparando a turbulência gerada pelos dois tipos de sistemas de ventilação estudados na sala cirúrgica. Destaca-se que a intensidade de turbulência é um dos parâmetros mais importantes, por definir a difusão das partículas no ambiente. Estes valores também irão auxiliar na construção das condições de contorno do modelo numérico.

A intensidade de turbulência foi determinada em três pontos, simultaneamente, utilizando os três sensores de velocidade do ar disponíveis no sistema *Comfort Sense*. Os sensores deste sistema foram instalados em um pedestal móvel, Figura 3.9, que foi posicionado em diferentes pontos da sala. O objetivo desse procedimento experimental foi utilizar o sistema para mapear a intensidade de turbulência em pontos de interesse: na sala cirúrgica, no insuflamento do ar, sobre a mesa de cirurgia e nas grelhas de retorno; no quarto de isolamento, no centro do ambiente e entre as macas.

Figura 3.9 – Pedestal de medição, com sensores do sistema Comfort Sense instalados.

Na Figura 3.10 apresenta-se um exemplo da medição do sinal de velocidade do ar com os valores RMS da flutuação de velocidade e da velocidade média em relação ao tempo.

Figura 3.10 – Exemplo de aquisição de sinal de turbulência (DANTEC, s.d)

A intensidade de turbulência é definida pela Equação 3.1:

$$Tu = \frac{u_{rms}}{U_{médio}} \quad (3.1)$$

Em que:

T_u = intensidade de turbulência.

u_{rms} = valor RMS da flutuação de velocidade (m/s).

$U_{médio}$ = velocidade média (m/s).

3.2.2.3 Medição de CO₂ e de umidade relativa do ar

Na sala cirúrgica a medição do decaimento da concentração de CO₂ foi realizada para determinar as taxas de renovação de ar (ACH) tanto para o sistema unidirecional quanto para o sistema *split*. Após a injeção de CO₂ no ambiente com o equipamento de climatização ligado, registraram-se as concentrações de CO₂ para um tempo em torno de 20 min. Durante os testes também foram monitoradas a umidade relativa do ar na sala cirúrgica registrando-se os valores obtidos. O objetivo é caracterizar a umidade relativa média do ar para os dois sistemas, unidirecional e split, durante os testes realizados: caracterização do escoamento e partículas.

3.2.2.4 Medição da concentração de partículas

A contagem de partículas em diversos pontos da sala cirúrgica tem como objetivo caracterizar a eficiência do sistema de climatização na remoção de contaminantes do ambiente. Os contaminantes são simulados pela injeção controlada de partículas em alta concentração. A concentração dessas partículas é medida no ponto crítico de proteção que é a mesa cirúrgica. No caso do sistema unidirecional, além da mesa de cirurgia, há a necessidade de caracterizar a concentração no insuflamento e no retorno de ar, ou seja, são necessários no mínimo três contadores de partículas para a caracterização da remoção de partículas. No caso do sistema *split* há a necessidade de medição no ponto de interesse (mesa cirúrgica) e no retorno do aparelho para caracterizar a concentração de partículas no retorno. O procedimento detalhado é descrito no item 3.3 – Procedimento experimental.

3.2.3 Equipamentos de medição

3.2.3.1 Anemômetro de fio quente

O anemômetro de fio quente é um dispositivo que permite a medição da velocidade do ar utilizando um sensor aquecido. Por meio da análise da temperatura do sensor, quando resfriado pelo jato de ar mais frio, pode-se calcular a velocidade do ar. Geralmente esses sensores são bastante precisos. Mas, quando se utiliza este tipo de anemômetro em escoamentos turbulentos, mesmo em baixas velocidades, em função das flutuações intermitentes provocadas pelo escoamento, pode-se obter medidas acima daquelas que seriam obtidas com um anemômetro de pás, conforme manual do instrumento (AIRFLOW, s.d.).

O modelo utilizado nas medições de velocidade do ar no presente estudo foi o Airflow TA-5, Figura 3.11, com faixa de medição de 0 a 20 m/s, resolução de 0,01 m/s, com incerteza de medição de $\pm 2\%$ do fundo de escala (escalas automáticas de 0-2, e 0-20 m/s).

Figura 3.11 – Anemômetro TA-5 Airflow (AIRFLOW, s. d.).

O anemômetro de fio quente Airflow foi utilizado nas medições de velocidade do ar para o sistema unidirecional dividindo-se a cortina de ar e o difusor central em vários pontos de medição e obtendo-se a média de velocidade em cada ponto. Este mesmo procedimento foi repetido para as grelhas de retorno instaladas na sala cirúrgica. A partir desse mapeamento obteve-se a vazão média de insuflamento que será utilizada nos cálculos da taxa de renovação de ar e como dado de entrada para os modelos de simulação numérica da sala cirúrgica.

Para o quarto de isolamento a metodologia foi diferente. A vazão de insuflamento de ar (igual ao de renovação neste caso) foi caracterizada pelo volume da sala e pela análise da curva de decaimento da concentração de CO₂ na sala, conforme descrito no item 3.4.3.

3.2.3.2 Medidor de temperatura, velocidade e intensidade de turbulência

O sistema Comfort Sense, Figura 3.12, utilizado neste estudo para a medição de temperatura e velocidade do ar e para a avaliação da intensidade de turbulência, é usualmente empregado na avaliação de conforto térmico. Este sistema dispõe de sensores de temperatura e de velocidade do ar acoplados a um sistema dedicado de aquisição de dados. O sensor de velocidade do ar omnidirecional do sistema é um anemômetro de fio quente modelo Dantec 54T33 com faixa de medição de 0,05 a 5 m/s, com uma incerteza de medição de $\pm (0,02 + 0,02 V)$ m/s, na faixa de 0 a 1 m/s. A constante de tempo do sensor de velocidade é

menor do que 0,1s, conjugado com o sistema eletrônico, ideal para a análise de turbulência.

Figura 3.12 – Anemômetro de fio quente com sensor para medição da temperatura e velocidade do ar – indicados por setas (DANTEC, s.d.)

3.2.3.3 Medidor de concentração de CO₂ e umidade relativa do ar

O medidor de concentração de CO₂ e umidade relativa do ar (Figura 3.13), que foi utilizado nas medições da taxa de renovação de ar da sala cirúrgica e do quarto de isolamento, também foi utilizado na monitoração da umidade relativa do ambiente durante os testes. Os registros de concentração de CO₂ e umidade relativa são armazenados no aparelho e em seguida transferidos para um computador via comunicação serial. A incerteza de medição para a concentração de CO₂ é de ± 30 ppm ($\pm 5\%$) da leitura (0 a 10000ppm), e para a medição de umidade relativa do ar a incerteza é de $\pm 5\%$, com faixa de medição entre 0 a 95%.

Figura 3.13 – Medidor de CO₂ e umidade relativa do ar modelo AZ 77530 (INSTRUTEMP, s.d.).

3.2.3.4 Gerador de partículas

Conforme consta na literatura, são utilizados dois métodos principais para o estudo do escoamento em salas cirúrgicas: o uso de um gás traçador (SF_6 , por exemplo) ou o uso de geradores de partículas (FOREJT, 2009; CONCEIÇÃO, 2012). Com relação aos geradores de partículas, têm-se três tipos principais: os geradores polidispersos de partículas finas entre 0,1 e 1,0 μm (denominados comumente de geradores de fumaça), os geradores polidispersos com tamanhos de partícula até 5,0 μm e os geradores monodispersos com diâmetros de partículas até 8,0 μm .

Os geradores de partículas podem gerar partículas de tamanho único (partículas monodispersas) ou de tamanho variado (partículas polidispersas), dependendo do seu princípio de atomização. Conforme a norma VDI 3491 (2005), um aerossol monodisperso real deve ter um desvio padrão do diâmetro das partículas $\sigma_d < 1,15$, enquanto que o aerossol polidisperso deve ter $\sigma_d > 1,5$. Portanto, o aerossol monodisperso não apresenta todas as partículas da mesma dimensão, mas sim com uma menor variação de tamanho (menor dispersão).

No presente estudo foi utilizado o gerador monodisperso TSI 3475, apresentado na Figura 3.14. A utilização desse gerador monodisperso melhora o controle sobre as partículas geradas porque, além da medição da vazão, tem-se, no modelo utilizado, um monitor de partículas instalado na saída do aparelho, que permite avaliar o diâmetro médio das partículas geradas, assim como a sua concentração.

O gerador TSI 3475 opera pelo princípio da condensação heterogênea controlada (ALTMANN; PETERS, 1992), que permite variar o tamanho e a concentração das partículas geradas. Para isso, é necessária uma fonte de nitrogênio pressurizado a aproximadamente 6 bar durante toda a operação

Figura 3.14 – Gerador de aerossol monodisperso TSI, modelo 3475 (TSI, 2004)

Esse equipamento gera partículas monodispersas com tamanho médio entre 0,1 a 8 μm , faixa esta que engloba a maior quantidade de partículas geradas em atividades expiratórias e pode produzir aerossol com concentração mínima de aproximadamente 10^5 cm^{-3} (TSI, 2004). No presente estudo, geraram-se partículas de DEHS (di-etil-hexil-sebacato), que é um líquido com baixa taxa de evaporação, massa específica de 915 kg/m^3 (próxima à da água) e temperatura de fusão de aproximadamente 250°C (HINDS, 1999). A vazão de aerossol do gerador escolhido é de 1,3 L/min. Considerando que o diâmetro do tubo de saída de aerossol é de 10 mm, a velocidade estimada na saída é de aproximadamente 0,3 m/s.

O objetivo na utilização do gerador para a avaliação dos dois sistemas de ventilação foi obter concentrações tão altas quanto possível, próximas ao limite de monitoração do contador de partículas, da ordem de 10^7 part/m^3 , para partículas de 1,0 a 10,0 μm , de forma a obter uma melhor resolução nas medições.

3.2.3.5 Contador de partículas

O contador de partículas (Figura 3.15) opera pelo princípio de dispersão de um feixe luminoso (laser de diodo). As partículas do ar, aspiradas por uma bomba de vácuo interna, ao passar pelo feixe luminoso provocam a dispersão desse feixe. O sinal resultante é analisado eletronicamente por meio de um detector, do outro lado do feixe, para a determinação do número de partículas. A principal fonte de

incertezas na medição de partículas com contador ótico está associada aos erros por coincidência, daí a limitação da concentração máxima de medição para estes aparelhos. No presente estudo foi utilizado um contador Met One, modelo HHPC-6. Esse tipo de contador possui um erro de coincidência máximo de 5% para concentrações até $\sim 10^7$ part/m³, subindo para patamares impraticáveis no caso de operar acima deste limite (TEST EQUIPMENT DEPOT, 2012).

Figura 3.15 – Contador de partículas Metone (TEST EQUIPMENT DEPOT, 2012).

Outra importante fonte de incerteza está associada ao escoamento próximo ao tubo de sucção do aparelho. Como o aparelho opera com uma bomba de vácuo captando uma amostra de ar para a contagem de partículas, velocidades do ar próximas ao aparelho acima de certos limites podem acarretar erros de medição. Estes limites podem ser determinados teoricamente por meio das tabelas apresentadas por Hinds (1999), que relacionam o erro para condição não-isocinética com o diâmetro da partícula, o número de Stokes para a partícula e a relação entre a velocidade do escoamento e a velocidade de captura pelo contador de partículas. Teoricamente o limite entre a relação dessas velocidades para um erro menor do que 5% é de cinco vezes. A condição de operação correta é a isocinética, correspondente a ar quiescente no ambiente (HINDS, 1999).

Uma vez que a movimentação do ar na sala cirúrgica e no quarto de isolamento apresenta velocidades baixas, as condições de medição da concentração podem ser consideradas isocinéticas. A fim de minimizar ainda mais

os erros relativos à condição não-isocinética nas medições próximas do insuflamento dos sistemas de ventilação, onde as velocidades tendem a ser mais altas, adotaram-se, neste estudo, os seguintes cuidados:

1) Na sala cirúrgica, ao se medir a concentração de partículas no insuflamento do sistema unidirecional, posicionou-se o tubo coletor do contador próximo a um dos difusores centrais, os quais apresentam baixa velocidade de insuflamento.

2) Na sala cirúrgica, o contador não foi posicionado junto ao insuflamento do *split*, mas apenas junto ao retorno, onde a velocidade é baixa.

3) No quarto de isolamento os contadores foram posicionados em pontos onde a velocidade do ar é baixa (leito e centro da sala).

Para as estimativas das incertezas estatísticas durante as medições foi utilizada distribuição normal, com a incerteza calculada com base no desvio padrão das medidas (Equação 3.2).

$$IMc = \frac{\sigma}{\sqrt{n}} \quad (3.2)$$

Em que:

σ = desvio padrão das medidas.

n = número de medições.

IMc = incerteza de medição estatística da concentração (part/m^3).

3.3 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

3.3.1 Sala cirúrgica

Na sala cirúrgica, para ambos os sistemas de ventilação – unidirecional e *split*, realizaram-se procedimentos de medição voltados a duas finalidades básicas: caracterização do ambiente por meio da medição das variáveis ambientais e cálculo do fator de proteção a partir da geração e medição da concentração de partículas em diferentes pontos.

3.3.1.1 Caracterização das condições ambientais

Para a caracterização da movimentação e distribuição do ar, utilizando o sistema *Comfort Sense*, foram realizadas inicialmente medidas de velocidade e temperatura do ar em diferentes pontos e diferentes alturas, e foram calculadas as intensidades de turbulência. Na Figura 3.16 veem-se os pontos da sala cirúrgica nos quais se posicionou o pedestal para as medições. A escolha desses pontos visa caracterizar as diferentes zonas do sistema unidirecional, notadamente, sobre a mesa cirúrgica (pontos 7 e 8), dentro da região de proteção da cortina de ar (pontos de 3 a 6) e fora da cortina de ar (pontos 1 e 2)

Figura 3.16 – Posicionamento dos pedestais com os sensores *Comfort Sense* na sala cirúrgica

As medições de velocidade e temperatura do ar foram realizadas, tanto quanto possível, segundo procedimentos e métodos de medição apresentados nas normas ASHRAE 55 (ASHRAE, 2013a) e ISO 7726 (ISO, 1998). Os sensores foram posicionados em três alturas: 0,80m, 1,40m e 2,00m, exceto nos pontos 7 e 8, sobre a mesa, para os quais se utilizaram as alturas 1,10m, 1,40m e 2,00. O pedestal permaneceu em cada posição na sala durante 10min. Durante esse tempo foram realizadas 20 medições, distribuídas em ciclos com 10s de aquisição de dados em

20s de intervalo entre as aquisições. A velocidade média final para cada altura em cada ponto é a média aritmética dos 20 valores obtidos.

As vazões de insuflamento e de exaustão do ar foram obtidas mediante medidas de velocidade do ar realizadas com anemômetro de fio quente, apresentado no item 3.2.3.1 Para o sistema unidirecional o anemômetro foi posicionado em diversos pontos de cada grelha e da cortina de ar, anotando-se os valores da velocidade do ar. Calculou-se a média desses valores e multiplicou-se pela área de cada dispositivo de insuflamento/exaustão para obter as respectivas vazões. Para o *split*, fez-se uma varredura apenas das velocidades no insuflamento, utilizando-se o mesmo instrumento e procedimento de medição do sistema unidirecional, descrito em detalhes no item 3.2.2.1.

Para o sistema unidirecional o número de trocas de ar foi calculado indiretamente, por meio da medição da concentração de CO₂. Inicialmente, com o sensor de CO₂ instalado sobre a mesa cirúrgica, o sistema de ventilação foi ligado e foi injetado CO₂ na sala até que a concentração ultrapassasse 4000ppm. Após atingida essa concentração, a geração de CO₂ foi desligada e, aproximadamente nos dois minutos seguintes, foi registrada a concentração de CO₂, obtendo-se assim a sua curva de decaimento. Para o caso do sistema *split*, adotou-se o mesmo procedimento. Porém, observou-se um decaimento muito lento caracterizando um número de trocar de ar desprezível (PEREIRA, 2008; PEREIRA; VILAIN; TRIBESS, 2010; PEREIRA et al., 2010).

3.3.1.2 Cálculo do fator de proteção

Para o sistema unidirecional foram realizados três conjuntos de medições, conforme apresentado no Quadro 3.1. Cada conjunto de medições durou cerca de 20 a 25 minutos. A primeira medição destinou-se a avaliar a concentração de fundo, sem o gerador de partículas em funcionamento.

Quadro 3.1 – Medições de partículas para o sistema unidirecional

Conjunto de medições	Condições experimentais
1	ar desligado e sem geração de partículas
2	ar ligado e gerador de partículas fora da ZP
3	ar ligado e gerador de partículas fora da ZP, lado oposto

Para o sistema *split* foi realizada apenas uma medição com o gerador de partículas fora da zona de proteção. Da mesma forma que para o sistema unidirecional, cada medição durou cerca de 20 a 25 minutos.

O fator de proteção é calculado como o logaritmo da eficiência de remoção de contaminantes (ϵ_c). Para a avaliação da eficiência de ventilação dos sistemas unidirecional e *split* na remoção de contaminantes aéreos das regiões críticas (mesa cirúrgica), geraram-se partículas no interior da sala cirúrgica e mediu-se a concentração e o tamanho médio em diferentes pontos. Para o sistema unidirecional, a saída do gerador de partículas foi posicionada a 1,30 m do piso, sucessivamente, em dois pontos de interesse (Figura 3.17):

- 1 – externamente à cortina de ar retangular, à direita da mesa cirúrgica;
- 2 – externamente à cortina de ar retangular, à esquerda da mesa cirúrgica.

No ambiente da sala cirúrgica esses pontos caracterizam a geração de contaminantes fora da zona de proteção (pontos 1 e 2). Geralmente as normas estabelecem testes de proteção com a injeção de partículas fora da zona de proteção para verificar se a contaminação pode atingir a ferida cirúrgica (VDI 3491, 2005; ZOON; LOOMANS; HENSEN, 2011a).

Para o sistema *split*, o ponto de injeção do gerador de partículas também foi posicionado a 1,30 m do piso. Mas foi considerado apenas o ponto 1 para injeção de partículas (Figura 3.18).

Figura 3.17 – Pontos de geração de partículas para medições relativas ao sistema unidirecional da sala cirúrgica.

Figura 3.18 – Ponto de geração de partículas para medições relativas ao sistema *split* da sala cirúrgica.

Conforme visto anteriormente, os “contaminantes” foram simulados com a injeção de partículas de di-etil-hexil-sebacato (DEHS) produzidas com um gerador de partículas TSI, modelo 3475. O gerador TSI foi ajustado para uma vazão de 1,33

L/min, com concentrações da ordem de 10^6 partículas de DEHS por cm^3 . Essas concentrações são muito mais elevadas do que as concentrações de fundo encontradas no ambiente, tanto com o sistema de climatização unidirecional ligado ou desligado.

Todas as medições foram realizadas com os manequins posicionados, usando-se o foco cirúrgico e a iluminação da sala como única fonte de carga térmica e em regime permanente. Depois da temperatura do ar na sala atingir o regime permanente, o gerador de partículas foi ligado e foi realizada a contagem das partículas nos pontos de interesse na sala de cirurgia. Para o sistema unidirecional, utilizaram-se três contadores de partículas, um sobre a mesa cirúrgica, um próximo ao insuflamento e outro próximo ao retorno (Figuras 3.19, 3.20 e 3.21). O ponto 1 caracteriza o local onde se quer estudar a concentração de partículas. Os pontos de insuflamento e retorno são utilizados no cálculo da eficiência de remoção de partículas, juntamente com a concentração medida no ponto 1.

Figura 3.19 – Posicionamento dos contadores de partículas para medições relativas ao sistema unidirecional na sala cirúrgica.

Figura 3.20 – Contador de partículas posicionado sobre a mesa cirúrgica

Figura 3.21 – Contadores de partículas posicionados próximo ao insuflamento (esquerda) e próximo ao retorno (direita).

Para o sistema *split*, foram utilizados somente dois contadores de partículas, um sobre a mesa cirúrgica e um próximo ao retorno do *split*. (Figuras 3.22 e 3.23). A contagem das partículas em suspensão na sala de cirurgia foi realizada com um contador óptico de partículas, calibrado pelo fabricante (Met One). O equipamento foi ajustado para registrar a contagem de partículas a cada minuto para seis faixas de medição: 0,3 μm a 0,5 μm ; 0,5 μm a 1,0 μm ; 1,0 μm a 2,0 μm ; 2,0 μm a 5,0 μm ; 5,0 μm a 10,0 μm ; e >10 μm , com uma vazão de 0,1 cfm (2,83 L/min). Neste trabalho foi dado maior ênfase aos tamanhos de 2,0 μm a 10,0 μm . Nesta faixa de tamanho estão incluídas as partículas portadoras de bacterias (PEREIRA; VILAIN; TRIBESS, 2010).

Figura 3.22 – Posicionamento dos contadores de partículas para medições relativas ao sistema *split* da sala cirúrgica.

Figura 3.23 – Contador de partículas posicionado junto ao retorno do *split*, na sala cirúrgica.

3.3.2 Quarto de isolamento

No quarto de isolamento foram estudadas duas formas de ventilação, mecânica e natural. A ventilação mecânica foi proporcionada por um ventilador axial e uma unidade de descontaminação (exaustor), já instalados no quarto. Assim, foram analisadas três formas de ventilação mecânica: a) somente exaustor ligado, com porta e janelas fechadas; b) exaustor ligado, ventilador ligado, com porta e janelas fechadas; c) ventilador ligado, com porta fechada e janelas abertas. Já a ventilação natural foi feita com o ventilador e o exaustor desligados e com as seguintes combinações: a) porta aberta e janelas fechadas; b) porta fechada e janelas abertas; c) porta e janelas abertas; d) porta e janelas fechadas.

Para cada forma de ventilação obteve-se o número de trocas de ar (ACH), a partir de medições do decaimento na concentração de CO₂. Também para cada caso de ventilação estudada, realizaram-se medições da concentração e tamanho de partículas. Os valores do número de trocas de ar, juntamente com parâmetros obtidos na literatura (taxa de ventilação pulmonar, quantidade de patógenos liberados, etc.), alimentaram o modelo de Wells-Riley (v. 3.4.2). Proposto originalmente por Wells (1955), o modelo prevê a existência de *quantum*, a dose de patógeno necessária para infectar um indivíduo susceptível (QIAN et al., 2009).

Da mesma forma que para a sala cirúrgica, no quarto de isolamento, realizaram-se procedimentos de medição destinados à caracterização do ambiente por meio da medição das variáveis ambientais e do cálculo da probabilidade de infecção por meio da equação de Wells-Riley, para cada um dos casos de ventilação estudados, conforme descrito no item 3.2 e mostrado no Quadro 3.2. Também foi realizada a medição do decaimento da concentração de partículas para as diferentes formas de ventilação estudadas, objetivando a utilização desses dados para o estudo numérico (capítulo 6).

A forma de ventilação 1 é aquela normalmente utilizada no período noturno. As demais formas de ventilação testadas visam fornecer subsídios para se determinar qual a melhor forma para reduzir a quantidade de partículas em suspensão e, conseqüentemente, o risco de contaminação.

Quadro 3.2 – Esquemas de ventilação no quarto de isolamento.

Esquema	Exaustor	Ventilador	Porta	Janelas
1	ligado	ligado	fechada	fechadas
2	ligado	desligado	fechada	fechadas
3	desligado	desligado	fechada	abertas
4	desligado	ligado	fechada	abertas
5	desligado	desligado	aberta	abertas
6	desligado	desligado	aberta	fechadas
7	desligado	desligado	fechada	fechada

Para investigação da movimentação e da distribuição do ar em diferentes pontos e alturas no interior do quarto de isolamento, assim como na sala cirúrgica, foram efetuadas medidas de velocidade e temperatura do ar e de intensidade de turbulência utilizando o sistema *Comfort Sense*. Os pedestais de medição foram posicionados em dois pontos, sucessivamente, conforme ilustrado na Figura 3.24, o primeiro entre as camas, próximo ao criado-mudo e à poltrona de acompanhante, o segundo aproximadamente no meio do quarto, próximo à porta de entrada. Em ambas as posições de medição, os sensores foram posicionados a 0,80 m, 1,40 m e 2,00 m de altura. O pedestal de medição, com os sensores *Comfort Sense* instalados, é mostrado na Figura 3.25.

Figura 3.24 – Posicionamento dos pedestais com os sensores *Comfort Sense* no quarto de isolamento.

Figura 3.25 – Pedestal com sensores Comfort Sense posicionados no quarto de isolamento

Para investigar a dinâmica das partículas no quarto de isolamento, para utilização na metodologia numérica, utilizou-se o gerador de partículas. O diâmetro médio das partículas geradas se situou entre 5 e 6 μm . O gerador foi ajustado para uma vazão de 1,3 L/min. Para a geração das partículas o gerador foi ligado durante 2 a 3 minutos, de forma a obter concentrações próximas ao limite superior de medição do contador de partículas. Logo após, o gerador foi desligado e foram realizadas medições da quantidade e tamanho médio das partículas. A contagem das partículas foi feita com dois contadores da mesma marca e modelo utilizados na sala cirúrgica (Met One), descritos no item 3.2.3.4. Na Figura 3.26 mostra-se o posicionamento do ponto de injeção das partículas e dos contadores no quarto de isolamento. Nas Figuras 3.27 e 3.28 mostram-se, respectivamente, o gerador de partículas e os contadores de partículas posicionados.

Figura 3.26 – Posicionamento dos contadores de partículas (1 e 2) e do gerador de partículas (3) no quarto de isolamento.

Da mesma forma que na sala cirúrgica, a contagem das partículas deu-se segundo as faixas de medição do equipamento. Também se programou o contador para a realização de aquisições durante todo o tempo de medição em todas as medições. Convém lembrar que o contador de partículas registra a contagem nas mesmas faixas de medição que na sala cirúrgica: 0,3 μm a 0,5 μm ; 0,5 μm a 1,0 μm ; 1,0 μm a 2,0 μm ; 2,0 μm a 5,0 μm ; 5,0 μm a 10,0 μm ; e >10 μm , com uma vazão de 0,1 cfm (2,83 L/min).

Figura 3.27 – Geração de partículas no quarto de isolamento.

Figura 3.28 – Contadores de partículas posicionados no quarto de isolamento.

A principal diferença em relação ao método utilizado para a análise da concentração de partículas na sala cirúrgica é que o gerador não permanece ligado durante a medição da concentração. Para cada forma de ventilação do quarto de isolamento, tem-se um conjunto de medidas da concentração em dois pontos do quarto de isolamento, conforme descrito anteriormente (v. Quadro 3.2), totalizando sete conjuntos de medidas. A duração de cada medição completa varia entre 15 e 20 minutos. Os dois contadores realizaram a contagem de partículas simultaneamente. O volume de cada amostra foi regulado para 2,83 L. Sendo a vazão de ar do contador de 2,83 L/min, cada amostragem durou, portanto, 1 minuto. Houve um intervalo entre medições de 30 segundos. Assim, o contador registrou o valor da concentração a cada 1min e 30s.

Para determinar o número de trocas de ar, que será utilizado no cálculo da probabilidade de infecção, para cada uma das formas de ventilação mostradas no Quadro 3.2, mediu-se o decaimento na concentração de CO₂, mediante os mesmos procedimentos e equipamentos utilizados na sala cirúrgica (v. 3.3.1).

3.4 PROCEDIMENTOS PARA A OBTENÇÃO DO NÚMERO DE RENOVAÇÕES POR HORA, AVALIAÇÃO DA EFICIÊNCIA DE VENTILAÇÃO E DO RISCO DE CONTAMINAÇÃO

3.4.1 Procedimento para a avaliação da eficiência de ventilação e de remoção de partículas em salas cirúrgicas

Um dos objetivos do sistema de ventilação é a remoção dos contaminantes principalmente pela diluição e filtragem desses contaminantes. Diversos índices têm sido propostos para avaliar a eficiência de remoção de contaminantes. Entre eles tem-se a idade média do ar e a efetividade de remoção dos poluentes (ASHRAE, 2013b).

A efetividade de remoção de contaminantes é expressa pela relação da concentração de partículas C_p na zona de ocupação e a concentração de partículas C_e na exaustão (retorno). Quando o insuflamento possui também uma concentração relevante de poluentes, acrescenta-se o termo de concentração no insuflamento C_i , conforme indicado na Equação 3.3:

$$\varepsilon_c = \frac{C_p - C_i}{C_e - C_i} \quad (3.3)$$

Em que:

ε_c é a eficiência de remoção de partículas (adimensional);
 C_p é a concentração no ponto de interesse (part/cm³);
 C_i é a concentração no insuflamento (part/cm³);
 C_e é a concentração na exaustão ou retorno (part/cm³).

Em ambientes de escritório e outros, de forma geral, os estudos concentram-se na chamada “zona de respiração”, que é a região com altura próxima ao nariz de uma pessoa em pé ou sentada. Já na sala cirúrgica, a preocupação é com a chamada “zona de proteção” do sítio cirúrgico, definida como o espaço logo acima da mesa cirúrgica. Ou seja, o objetivo é proteger o paciente contra infecções na ferida cirúrgica.

Com base nesse índice de eficiência, a norma VDI 2167 (VDI, 2007) propõe um fator de proteção para os pontos de interesse (mesa de cirurgia e mesas de instrumentação), baseado na eficiência de ventilação e indicado na Equação 3.4.

$$FP = -\log_{10} \frac{C_p - C_i}{C_e - C_i} \quad (3.4)$$

Em que:

FP é o fator de proteção (adimensional);
 C_p é a concentração no ponto de interesse (part/cm³);
 C_i é a concentração no insuflamento (part/cm³);
 C_e é a concentração na exaustão (part/cm³).

Valores típicos do fator de proteção vão de 5,0 (excelente) até 1,0 (proteção moderada) ou mesmo 0 (nenhum efeito de proteção). Como exemplo, em novas salas cirúrgicas já construídas de acordo com as recomendações dadas nas diretrizes da norma VDI 2167 (VDI, 2007), deve-se ter um efeito de proteção da ordem de 4,0, comprovado por medições experimentais, quando se utiliza a mesma sala cirúrgica para vários tipos de cirurgias (FOREJT, 2009).

3.4.2 Estimativa da probabilidade de infecção – equação de Wells-Riley

Estudos baseados em modelos matemáticos na análise de transmissão aérea de doenças infecciosas têm sido utilizados para descrever a transmissão da tuberculose quantitativamente, estimando-se a probabilidade de infecção (LIAO; CHEN; CHANG, 2008).

Os modelos matemáticos utilizados para a previsão de transmissão de doenças infecciosas são usados para entender melhor a dinâmica de uma situação real e para testar hipóteses sobre as variáveis envolvidas. Ou seja, modelos foram desenvolvidos para prever concentrações de partículas no ar, em recintos fechados, provenientes de diferentes fontes. Tais ferramentas de modelagem habilitam o usuário desses modelos a quantificar as relações entre concentrações de poluentes e as variáveis ambientais que interferem na sua concentração, quantificando, portanto, as contribuições relativas das diferentes fontes de poluição e fazendo uma estimativa das concentrações em recinto fechado.

Wells (1955) verificou que existe uma relação epidemiológica entre o número de casos de infecção e a taxa de ventilação, onde a probabilidade de infecção através de núcleos de gotículas infecciosas é inversamente correlacionada com a taxa de ventilação (BEGGS et al., 2003). Esse modelo foi modificado por Riley, que

propôs o equacionamento publicado em Riley, Murphy e Riley (1978), para obtenção da probabilidade de infecção (P_I).

O modelo de Wells-Riley prediz o risco de se adquirir uma infecção pela inalação de uma partícula infecciosa. Quando uma pessoa infectada tosse ou espirra, uma percentagem dos micróbios expelidos torna-se aerossol, que possui o potencial de causar doenças se atingir direta ou indiretamente as membranas mucosas de uma pessoa susceptível (CDC, 2005).

Esse modelo faz duas hipóteses para quantificar as infecções respiratórias em um ambiente fechado. A primeira hipótese implica que um núcleo de gota infecciosa tem uma chance igual de ser inalada em qualquer local do ambiente de um edifício. A segunda hipótese implica que a taxa de geração de quantum e a taxa de fornecimento de ar externo permanecem constantes ao longo do tempo.

A probabilidade de infecção de acordo com o modelo de Wells-Riley é calculada pela equação 3.5 (RILEY; MURPHY; RILEY, 1978):

$$P = \frac{C}{S} = 1 - \exp\left(-\frac{Iqpt}{Q}\right) \quad (3.5)$$

Em que:

P = Probabilidade de novos casos de infecção;
 C = Número de pessoas contaminadas;
 S = Número de pessoas susceptíveis;
 I = Número de fontes de infecção (isto é, infectores);
 q = Número de partículas infectantes geradas por minuto (quanta/min);
 p = Taxa de ventilação pulmonar (L/min);
 t = Duração do tempo de exposição (min);
 Q = Taxa de ventilação do ambiente (L/min)

O expoente na Equação 3.5 representa o grau de exposição à infecção e o termo $1 - \exp\left(-\frac{Iqpt}{Q}\right)$ é a probabilidade de um único suscetível ser infectado.

Por meio da equação 3.5, pode-se observar que o risco de infecção diminui exponencialmente com o aumento da ventilação ou da adoção de qualquer outra medida de proteção, como por exemplo, o aumento da proteção respiratória pessoal.

A equação de Wells-Riley funciona bem quando os núcleos das gotículas das partículas infecciosas são aleatoriamente distribuídos pelo ar da sala, o que implica em uma ventilação de mistura dentro do ambiente com a média da

concentração igual a $\frac{Iq}{Q}$, e que a probabilidade de infecção é igual em qualquer ponto dentro do recinto.

É importante destacar que 1 quantum (q) é a quantidade mínima de aerossol infectante requerido para produzir uma infecção, geralmente assumido ser um bacilo viável.

Wells (1955) concebeu a idéia de um quantum (ou dose infecciosa) em um esforço para descrever o comportamento estocástico da infecção aerotransportada. Um quantum de infecção pode significar um grande número de organismos, mas não significa, em última análise, que mais de um organismo inicia a infecção, e também não resulta em um conceito de modelo de sucesso múltiplo como sugerido por alguns autores (NICAS; NAZAROFF; HUBBARD, 2005). Wells (1955) apontou que, mesmo quando uma dose quântica representa muito mais do que um único patógeno, a infecção pode ainda ser modelada com uma distribuição de probabilidade de Poisson com relação a esta dose. O hospedeiro responde como se um único organismo penetrasse em um locus viável, onde as condições são favoráveis à sua multiplicação e indução da infecção. Assim, a exposição a um quantum de infecção dá uma probabilidade média de 63% ($1 \times e^{-1}$) de infecção (essencialmente uma dose infecciosa com probabilidade de infecção de 63%). Para alguns organismos, esta probabilidade de encontrar e aproveitar um locus vulnerável é extremamente baixa.

A hipótese de que múltiplas formas de deposição de organismos, independentes são necessárias para iniciar a infecção não é suportado por evidências biológicas, nem é biologicamente plausível. Assim, o símbolo q representa a taxa de geração de doses infecciosas, não organismos ou partículas infecciosas; é a “força média” da fonte infecciosa de infectar indivíduos.

A fim de obter a Equação 3.5, Riley, Murphy e Riley (1978) estabeleceram duas outras premissas importantes: (1) ambiente com ventilação de mistura perfeita, e (2) condições de regime permanente. O primeiro pressuposto implica que uma partícula infecciosa tem uma chance igual de estar em qualquer lugar no espaço aéreo de um edifício, independentemente de quando e onde a partícula infecciosa foi gerada. O segundo pressuposto implica que a concentração de geração de quantum e a taxa de ventilação de ar externo permanecem constantes com o tempo.

Desta forma o uso de um gás traçador, como o CO₂, permite a derivação de um modelo matemático que não faz a exigência da suposição de condições de regime permanente. Um pressuposto adicional é que a eliminação de partículas infecciosas causadas pela perda de viabilidade, filtração, decantação, e outros mecanismos são pequenas em comparação com a remoção por ventilação; a aplicabilidade do modelo proposto, de maneira geral, depende da validade desta hipótese.

No Quadro 2.3 mostra-se alguns valores de quanta para diferentes setores de um hospital para o bacilo da tuberculose

Quadro 3.3 – Concentrações em quanta/h para diversos setores de um hospital em relação a um paciente contaminado (adaptado da SBPTT, 2011).

Local	Taxa estimada de disseminação em unidades infectantes/hora (quanta/h)	Comentários
Sala de autópsia	>1000	alto risco associado a aerossóis durante cortes; uso de serra
Broncoscopia e intubação orotraqueal	250	possível alto risco de indução de tosse e diluição de muco com saliva
TB laríngea	60	tosse e facilidade de transição
TB cavitária não-tratada	13	maior carga bacilar em cavidades comparada a infiltrado/nódulos
TB em pacientes sob terapia	1,25	risco reduzido com tratamento e ventilação apropriada

3.4.3 Obtenção do número de renovações de ar por hora (ACH)

Vários índices têm sido propostos para a caracterização do comportamento da mistura de ar e a distribuição dos poluentes dentro de um ambiente (NOVOSELAC; SREBRIC, 2003). O índice mais utilizado para caracterizar a eficiência de ventilação, ou seja, a forma como o sistema de ventilação insufla ar não contaminado em uma zona é o conceito de efetividade de troca de ar (ACH – *air changes per hour*).

Há que se distinguir entre o ar de renovação, ou ar externo, e o ar insuflado pelo sistema de ventilação, o qual consiste em uma mistura desse ar de renovação com o ar interno, ambos submetidos à filtragem (ASHRAE, 2013b).

A fim de diferenciar as trocas desses dois tipos de ar, neste trabalho, denomina-se ACH às trocas relativas ao ar de renovação e ACH total às trocas relativas ao ar total insuflado.

O número de trocas de ar ou ACH é uma variável importante a ser determinada como parte da análise da qualidade do ar interno. O ACH é definido como o número de vezes em que o volume total do ar é renovado em um determinado espaço em um determinado período de tempo. Este parâmetro é calculado dividindo-se o volume total de ar insuflado em um ambiente (m^3/h) pelo volume total (m^3) da sala. A equação 3.6 expressa esta relação.

$$ACH = \frac{q}{V} \quad (3.6)$$

Em que:

ACH é o número de trocas por hora (h^{-1});
 q é a vazão de insuflamento (m^3/h);
 V é o volume do ambiente (m^3).

A *American Society of Testing Materials International* (ASTM), desenvolveu um método E741-00, designado por "*Standard Test Method for Determining Air Exchanges in a Single Zone by Means of a Tracer Gas Dilution*" (ASTM, 2006) que permite determinar as taxas de ventilação de um edifício utilizando a técnica de diluição por gás traçador. Nesta técnica, a partir da curva logarítmica de concentração *versus* tempo, obtém-se a taxa de troca de ar. Esta técnica pode ser usada apenas quando a fonte do poluente diluído pode ser removida do recinto ou desligada. Além do mais, apenas poluentes não reativos podem ser usados desta forma, e a média de concentração durante o período de decréscimo deve ser significativamente acima das concentrações externas.

As concentrações inicial e final do gás traçador são determinadas, permitindo o cálculo da taxa de ventilação de acordo com a equação 3.7:

$$ACH = \frac{\ln C(t_1) - \ln C(t_2)}{t_2 - t_1} \quad (3.7)$$

Em que:

C é concentração do gás traçador (ppm);
 t_1 é o tempo inicial da medição (h);
 t_2 é o tempo final da medição (h).

No caso do presente estudo, para a determinação da taxa de renovação de ar, utilizou-se como gás não reativo, o CO₂, que foi injetado no ambiente interno. Inicialmente, mediu-se a concentração de fundo de CO₂, ou seja, aquela já existente no ambiente. Em seguida liberou-se o CO₂, até que a concentração interna alcançasse um nível apreciável, em torno de 4000 ppm. Então, uma vez atingida uma concentração uniforme, o dispositivo de liberação do gás foi desligado. Produziu-se, assim, uma curva exponencial descendente e foi medido o decaimento da concentração do gás traçador, até que a concentração se estabilizasse próximo do valor inicialmente medido no ambiente.

É necessário que se destaque que o índice ACH por si só não permite que se preveja o risco de contaminação. Na sala cirúrgica, além da determinação do ACH, foi calculado o chamado fator de proteção (FP). Já no quarto de isolamento, para se calcular o risco de infecção, o ACH é associado aos fatores: número de fontes de contaminação (pessoas infectadas), volume pulmonar da pessoa susceptível e o tempo de exposição. Esses índices são ainda complementados pela dose de exposição, que é definida como a concentração do contaminante multiplicada pelo tempo de exposição (VDI, 2005; RUDNICK; MILTON, 2003; RILEY; MURPHY; RILEY, 1978).

4 FUNDAMENTAÇÃO NUMÉRICA

Neste capítulo, inicialmente, são apresentadas as equações que descrevem o escoamento em ambientes ventilados para aplicação na solução do escoamento na sala cirúrgica e no quarto de isolamento. Em seguida, são abordados de forma resumida os modelos de turbulência disponíveis e as suas limitações, com ênfase nas hipóteses simplificativas mais utilizadas pelos diversos modelos e que permitem a solução do problema de turbulência, como a decomposição de Reynolds, a hipótese de Boussinesq e as Equações de Termos Médios de Reynolds para as equações de Navier-Stokes (RANS – *Reynolds Averaged Navier-Stokes equations*) e para as outras propriedades do escoamento turbulento.

Dentre os vários modelos de turbulência disponíveis, o modelo mais utilizado na análise em salas cirúrgicas, conforme observado da revisão bibliográfica é o modelo $k-\epsilon$, e a sua versão modificada, o modelo $k-\epsilon$ realizável (STEVENSON, 2008, FOREJT, 2009; ZOON; LOOMANS; HENSEN, 2007, 2008, 2011a, 2011b). Por esta razão as equações de transporte do modelo $k-\epsilon$ e do modelo $k-\epsilon$ realizável são apresentadas juntamente com as constantes utilizadas na modelagem do problema. E finalmente é discutido o problema da modelagem das partículas, quais os tamanhos serão analisados e qual o comportamento dinâmico de partículas de diferentes tamanhos tendo como exemplos as partículas de 1, 10 e $30\mu\text{m}$ (FOREJT, 2009), bem como as equações que regem o seu movimento.

4.1 EQUAÇÃO GERAL DE TRANSPORTE

As equações que descrevem a conservação das quantidades transportadas em um escoamento podem ser generalizadas na equação geral para o transporte de uma variável ϕ em um escoamento, que deve ser resolvida para que se tenha a solução do escoamento do ar num ambiente ventilado (Equação 4.1) (VERSTEEG; MALALASEKERA, 2007). Em regime permanente o primeiro termo da Equação 4.1 é nulo. Os divergentes representam o balanço da propriedade dentro de um volume de controle infinitesimal, com o termo de convecção no lado esquerdo da equação e o de difusão no lado direito da equação.

$$\frac{\partial(\rho \phi)}{\partial t} + \text{div}(\rho \phi \vec{u}) = \text{div}(\Gamma \text{grad } \phi) + S_\phi \quad (4.1)$$

Em que:

ϕ é a propriedade conservada,

$\vec{u}$ é o vetor velocidade (m/s),

S_ϕ é o termo fonte,

ρ é a densidade (kg/m³),

Γ é o coeficiente de difusão para a variável ϕ .

4.2 O FENÔMENO DA TURBULÊNCIA

A turbulência interfere diretamente na dissolução de substâncias em um fluido. O escoamento turbulento é essencialmente caótico. É caracterizado por flutuações das propriedades do fluido como temperatura, velocidade, concentração, etc., e a intensificação das trocas de quantidade de movimento, calor e massa no escoamento. No escoamento na sala cirúrgica estão presentes os principais tipos de escoamento turbulento, como jatos, esteiras, efeitos de parede e mistura de jatos.

Na Figura 4.1 traz-se uma representação do escoamento laminar e turbulento, bem como do comportamento das partículas nestes escoamentos. As linhas paralelas horizontais representam linhas de fluxo no escoamento laminar e no escoamento médio turbulento. No escoamento laminar, as partículas seguem estritamente as linhas de fluxo, conforme ilustrado pelo marcador de tinta inserido no fluxo. No escoamento turbulento a presença dos turbilhões de pequenas e grandes escalas faz com que as partículas sejam desviadas das linhas de fluxo do escoamento médio e a linha de tinta seja dissolvida no escoamento. O resultado é que, no escoamento turbulento, ocorre uma intensa difusão das partículas, ao contrário do que ocorre no escoamento laminar. Os turbilhões maiores mudam a direção do escoamento das partículas, e os menores provocam um estiramento do escoamento, aumentando a uniformidade da difusão. Note-se que a Figura 4.1 tem que ser entendida como uma idealização do comportamento de pequenos e grandes vórtices, já que não existe separação física nem rigidez destas entidades e, em sua maioria, os vórtices somente são identificados com a análise estatística do sinal de turbulência.

Figura 4.1 – Partículas no escoamento laminar e turbulento no plano 2-D
(adaptado de MIT Turbulence OpenCourseWare, 2002)

A principal diferença entre o escoamento laminar e o turbulento é o aparecimento de turbilhões de diversas escalas no escoamento turbulento. Em um domínio típico de 10cm x 10cm, as menores escalas para números de Reynolds turbulentos altos podem conter turbilhões de 10 a 100 μm de tamanho. Para se descrever minimamente esses turbilhões, seriam necessários de 10^9 a 10^{12} células nesta pequena malha computacional (VERSTEEG; MALALASEKERA, 2007). Ou seja, a modelação direta dos pequenos turbilhões é impraticável.

4.2.1 Equações da turbulência

No método de decomposição de Reynolds, descreve-se a velocidade instantânea do fluido como a soma da velocidade média mais a flutuação (Equação 4.2).

$$u_i = U_i + u_i' \quad (4.2)$$

Em que:

- u_i é a velocidade instantânea do fluido (m/s),
- U_i é a velocidade média (m/s),
- u_i' é a flutuação de velocidade em relação à velocidade média (m/s).

Também as quantidades escalares no escoamento são descritas em termos do valor médio e de sua flutuação, conforme a Equação 4.3.

$$\phi = \Phi + \phi' \quad (4.3)$$

Em que:

ϕ é o valor instantâneo de uma quantidade escalar como pressão, energia, ou concentração.

Φ é o valor médio e ϕ' é a flutuação em relação à média.

Em coordenadas cartesianas, as equações de continuidade (Equação 4.4), da conservação da quantidade de movimento (Equação 4.5 a 4.7) e da conservação de um escalar (Equação 4.8), quando se aplica a decomposição de Reynolds e a média sobre os termos das equações, apresentam-se assim:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div}(\rho \vec{U}) = 0 \quad (4.4)$$

$$\frac{\partial(\rho U)}{\partial t} + \text{div}(\rho U \vec{U}) = -\frac{\partial P}{\partial x} + \text{div}(\mu \text{ grad } U) + S_{Mx} + \left[-\frac{\partial(\rho \overline{u'^2})}{\partial x} - \frac{\partial(\rho \overline{u'v'})}{\partial y} - \frac{\partial(\rho \overline{u'w'})}{\partial z} \right] \quad (4.5)$$

$$\frac{\partial(\rho V)}{\partial t} + \text{div}(\rho V \vec{U}) = -\frac{\partial P}{\partial y} + \text{div}(\mu \text{ grad } V) + S_{My} + \left[-\frac{\partial(\rho \overline{u'v'})}{\partial x} - \frac{\partial(\rho \overline{v'^2})}{\partial y} - \frac{\partial(\rho \overline{v'w'})}{\partial z} \right] \quad (4.6)$$

$$\frac{\partial(\rho W)}{\partial t} + \text{div}(\rho W \vec{U}) = -\frac{\partial P}{\partial z} + \text{div}(\mu \text{ grad } W) + S_{Mz} + \left[-\frac{\partial(\rho \overline{u'w'})}{\partial x} - \frac{\partial(\rho \overline{v'w'})}{\partial y} - \frac{\partial(\rho \overline{w'^2})}{\partial z} \right] \quad (4.7)$$

$$\frac{\partial(\rho \Phi)}{\partial t} + \text{div}(\rho \Phi \vec{U}) = \text{div}(\Gamma_{\Phi} \text{ grad } \Phi) + S_{\Phi} + \left[-\frac{\partial(\rho \overline{u'\phi'})}{\partial x} - \frac{\partial(\rho \overline{v'\phi'})}{\partial y} - \frac{\partial(\rho \overline{w'\phi'})}{\partial z} \right] \quad (4.8)$$

Em que:

ρ = densidade do fluido (kg/m^3);

u' , v' e w' são as flutuações de velocidade nos três eixos coordenados (m/s);

U , V , e W são as velocidades médias nos três eixos coordenados (m/s);

μ é a viscosidade (Pa.s);

P = pressão média no escoamento (Pa);

$\vec{U}$ = vetor velocidade (m/s);

S_{Mx} , S_{My} , S_{Mz} = termo fonte;

S_{Φ} = termo fonte para a propriedade ϕ ;

Γ_{Φ} = coeficiente de difusão da propriedade ϕ .

Usando a notação indicial, as quantidades $-\rho \overline{u'_i u'_j}$ representam as tensões de Reynolds, que aparecem pela decomposição de Reynolds e a aplicação da

média sobre os termos instantâneos das propriedades. Este tipo de abordagem utilizando as tensões de Reynolds, no entanto, traz um problema de fechamento das equações, gerando mais incógnitas do que o número de equações.

Para fluidos newtonianos, as tensões cisalhantes são função da taxa de deformação do fluido, Equação 4.9.

$$\tau_{ij} = \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (4.9)$$

Em que:

τ_{ij} é a tensão cisalhante (Pa);

μ é a viscosidade (Pa.s);

u_i e u_j são as velocidades instantâneas, notação indicial (m/s).

Na Equação 4.10, a viscosidade turbulenta (μ_t) relaciona as tensões de Reynolds à taxa de deformação do campo médio de velocidades (hipótese de Boussinesq). Esta viscosidade turbulenta é utilizada para o fechamento das equações de turbulência.

$$-\rho \overline{u_i' u_j'} = \mu_T \left(\frac{\partial U_i}{\partial x_j} + \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} \rho k \delta_{ij} \quad (4.10)$$

Em que:

ρ = densidade do fluido (kg/m³),

u_i' e u_j' = valores de flutuação da velocidade nos três eixos coordenados, notação indicial (m/s),

μ_T = viscosidade turbulenta (Pa.s),

U_i , U_j = velocidades médias do fluido, notação indicial (m/s);

k = energia cinética turbulenta (m²/s²),

δ_{ij} = delta de Kroenecker.

Da mesma forma como foi desenvolvido para as tensões, as quantidades escalares, como a concentração, por exemplo, são relacionadas por meio de um coeficiente de difusão turbulento (Γ_t), Equação 4.11.

$$-\rho \overline{u_i' \phi'} = \Gamma_t \frac{\partial \Phi}{\partial x_i} \quad (4.11)$$

Em que:

- Γ_t = coeficiente de difusão turbulenta;
- Φ = valor médio da propriedade transportada;
- ϕ' = valor de flutuação da propriedade transportada;
- ρ = densidade do fluido (kg/m^3);
- u_i' = valor da flutuação da velocidade em notação indicial (m/s).

A difusividade turbulenta é calculada a partir da viscosidade turbulenta utilizando o número de Schmidt, dado pela Equação 4.12. Experimentos têm demonstrado que o número de Schmidt se situa entre 0,7 e 1 (VERSTEEG; MALALASEKERA, 2009).

$$\sigma_t = \frac{\nu_t}{\Gamma_t} \quad (4.12)$$

Em que:

- σ_t = número de Schmidt (adimensional);
- ν_t = viscosidade cinemática turbulenta (m^2/s);
- Γ_t = coeficiente de difusão turbulenta (m^2/s).

4.2.2 A modelagem da turbulência

O programa de simulação utilizado (Fluent) disponibiliza diversos modelos de turbulência: o modelo k- ϵ , o modelo k- ϵ realizável, o modelo k- ϵ RNG, o modelo de transporte das tensões de Reynolds (RSM), o modelo k- ω de Spallart-Allmaras, o modelo de transporte das tensões cisalhantes (SST), o modelo de simulação direta das tensões de Reynolds (DNS), e o modelo para descrição dos grandes turbilhões (LES).

Os modelos k- ϵ , o modelo de tensões de Reynolds (RSM) e o modelo de simulação das grandes escalas de turbulência (LES) são válidos principalmente no centro dos escoamentos turbulentos, ou seja, nas regiões afastadas das paredes. O modelo k- ω de Spallart-Allmaras foi desenvolvido para toda a camada viscosa, desde a parede, desde que a resolução da malha próximo à parede seja suficientemente refinada. O modelo de transporte das tensões cisalhantes (SST k- ω) foi desenvolvido por Menter para aliar a característica de precisão e robustez do

modelo k- ω na região próxima à parede com o bom desempenho do modelo k- ϵ longe da parede. Para alcançar este objetivo, o modelo inclui uma função de ajuste intermediária para a transição entre as duas zonas (FLUENT, 2006).

4.2.3 O modelo k- ϵ padrão

O modelo k- ϵ padrão (VERSTEEG; MALALASEKERA, 2007; FLUENT, 2006) é um modelo semiempírico baseado no equacionamento do transporte para a energia cinética turbulenta (k) e para a taxa de dissipação da turbulência (ϵ).

A energia cinética da turbulência é definida pela Equação 4.13.

$$k = \frac{1}{2} \left(\overline{u'^2} + \overline{v'^2} + \overline{w'^2} \right) \quad (4.13)$$

Em que:

k é a energia cinética turbulenta (m^2/s^2);
 u' , v' e w' são as flutuações de velocidade nos três eixos coordenados (m/s).

E a taxa de dissipação da turbulência é dada pela Equação 4.14.

$$\epsilon \equiv \nu \overline{\frac{\partial u_i'}{\partial x_j} \left(\frac{\partial u_i'}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j'}{\partial x_i} \right)} \quad (4.14)$$

Em que:

ϵ é a taxa de dissipação da energia cinética turbulenta (m^2/s^3);
 ν é a viscosidade cinemática (m^2/s);
 u_i são as flutuações de velocidade na notação indicial (m/s);

No modelo k- ϵ , a viscosidade turbulenta (μ_t) é calculada por:

$$\mu_t = C_\mu \frac{k^2}{\epsilon} \quad (4.15)$$

Em que:

μ_t é a viscosidade turbulenta (Pa.s);
 $C_\mu = 0,09$
k é a energia cinética turbulenta (m^2/s^2);
 ϵ é a taxa de dissipação da energia cinética turbulenta (m^2/s^3).

A equação de transporte de k utilizando a notação indicial é dada pela Equação 4.16.

$$\rho U_i \frac{\partial k}{\partial x_i} = \mu_t \left(\frac{\partial U_j}{\partial x_i} + \frac{\partial U_i}{\partial x_j} \right) \frac{\partial U_j}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_i} \left(\frac{\mu_t}{\sigma_k} \frac{\partial k}{\partial x_i} \right) - \rho \varepsilon \quad (4.16)$$

Em que:

- ρ é a densidade do fluido (kg/m³);
- U_i é a velocidade média do escoamento (m/s);
- k é a energia cinética turbulenta (m²/s²);
- μ_t é a viscosidade turbulenta (Pa.s);
- σ_k é o número de Prandtl turbulento (adimensional);
- ε é a taxa de dissipação da energia cinética turbulenta (m²/s³).

E a equação para o transporte de ε é dada pela Equação 4.17.

$$\rho U_i \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_i} = C_{1\varepsilon} \left(\frac{\varepsilon}{k} \right) \mu_t \left(\frac{\partial U_j}{\partial x_i} + \frac{\partial U_i}{\partial x_j} \right) \frac{\partial U_j}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_i} \left(\frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon} \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_i} \right) - C_{2\varepsilon} \rho \left(\frac{\varepsilon^2}{k} \right) \quad (4.17)$$

Em que:

- ρ é a densidade do fluido (kg/m³);
- U_i é a velocidade média do escoamento (m/s);
- k é a energia cinética turbulenta (m²/s²);
- μ_t é a viscosidade turbulenta (Pa.s);
- σ_k é o número de Prandtl turbulento (adimensional);
- ε é a taxa de dissipação da energia cinética turbulenta (m²/s³);
- e as constantes são dadas por: $C_\mu = 0,09$; $\sigma_k = 1,00$, $\sigma_\varepsilon = 1,30$; $C_{1\varepsilon} = 1,44$; $C_{2\varepsilon} = 1,92$.

4.2.4 O modelo k- ε realizável

O modelo k- ε realizável (k- ε *realizable*) é um modelo mais sofisticado do que o modelo k- ε padrão. O modelo k- ε padrão superdimensiona os efeitos da viscosidade turbulenta (μ_t). Para corrigir este problema Shih; Zhu e Lumley (1995) propuseram modificações para as equações de transporte de k e ε :

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_j}(\rho k U_j) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k + G_b - \rho \varepsilon - Y_M + S_k \quad (4.18)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \varepsilon) + \frac{\partial}{\partial x_j}(\rho \varepsilon U_j) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + \rho C_1 S_\varepsilon - \rho C_2 \frac{\varepsilon^2}{k + \sqrt{\nu \varepsilon}} + C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{k} C_{3\varepsilon} G + S_\varepsilon \quad (4.19)$$

Em que S_ε e S_k são termos de geração definido pelo usuário.

G_k é a geração de energia cinética turbulenta devido aos gradientes da velocidade média e definida na equação a seguir:

$$G_k = -\rho \overline{u_i' u_j'} \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \quad (4.20)$$

G_b é a geração de energia cinética turbulenta devido a flutuação e é definida para os gases perfeitos por:

$$G_b = -g_i \frac{\mu_t}{Pr_t} \frac{\partial \rho}{\partial x_i} \quad (4.21)$$

Y_m é a contribuição da dilatação nos escoamentos compressíveis turbulentos para a taxa total de dissipação:

$$Y_M = 2\rho \varepsilon M_t^2 \quad (4.22)$$

Em que M_t é o numero de Mach turbulento, $C_{1\varepsilon} = 1,44$, $C_2 = 1,9$, $\sigma_k = 1,0$, e $\sigma_\varepsilon = 1,0$. E $C_{3\varepsilon}$ é definido como:

$$C_{3\varepsilon} = \tanh \left| \frac{u_{\parallel}}{u_{\perp}} \right| \quad (4.23)$$

Em que:

$u_{\parallel}$ é a componente da velocidade paralela ao vetor gravidade (m/s);

$u_{\perp}$ é a componente perpendicular a este vetor (m/s);

C_1 é definida pela equação 4.24:

$$C_1 = \max \left[0,43, \frac{\sqrt{2S_{ij}} \frac{k}{\varepsilon}}{\sqrt{2S_{ij}} \frac{k}{\varepsilon} + 5} \right] \quad (4.24)$$

Em que S_{ij} é o tensor taxa de deformação.

No modelo k-ε realizável, no cálculo da viscosidade turbulenta, C_μ passa a ser uma variável dada por:

$$C_\mu = \frac{1}{A_0 + A_s \frac{kU^*}{\varepsilon}} \quad (4.25)$$

Em que A_0 e A_s são constantes e U^* é função das taxas de deformação e de rotação do fluido.

4.3 AS FUNÇÕES DE PAREDE

Conforme citado anteriormente, muitos dos modelos disponíveis para a modelação da turbulência (k-ε padrão, k-ε realizável, LES) resolvem bem o problema no centro do escoamento, mas apresentam dificuldades para resolver o escoamento próximo as paredes, onde o efeito da viscosidade torna-se mais pronunciado. Para solucionar este problema, criam-se nos modelos equações de parede que resolvem o escoamento próximo destas regiões, baseadas em resultados experimentais.

Usando a lei de Newton da viscosidade, estabelece-se uma tensão de parede em função do perfil de velocidade do fluido junto à parede (Equação 4.26), podendo se obter também uma velocidade fictícia de parede, u_τ (Equação 4.27). A equação 4.28 apresenta um número adimensional (y^+) que é utilizado para a definição da lei de parede.

$$\tau_p = \mu \frac{\partial U}{\partial y} \Big|_{y=0} \quad (4.26)$$

$$u_\tau = \sqrt{\frac{\tau_p}{\rho}} \quad (4.27)$$

$$y^+ = \frac{\rho u_\tau y}{\mu} \quad (4.28)$$

Em que:

τ_p é a tensão na parede (Pa);

U é a velocidade média do fluido no escoamento turbulento (m/s);

μ é a viscosidade do fluido (Pa.s);

u_τ é a velocidade fictícia de parede obtida através da tensão na parede (m/s);

y^+ é o número adimensional em função da distância y (*adimensional*);
 y é a distância do ponto até a parede (m);
 ρ é a densidade do fluido (kg/m^3).

Finalmente, utilizando-se de medições experimentais que comprovam este comportamento, indicando em um gráfico (Figura 4.2) o logaritmo do número de Reynolds, $\ln y^+$, *versus* a relação entre a velocidade média do fluido e a velocidade de parede, $\frac{U}{u_\tau}$. Observa-se quatro regiões definidas: A primeira é uma camada laminar em que se tem uma relação linear entre velocidade e distância da parede; em seguida, tem-se uma camada de transição; depois uma camada logarítmica; e, por fim, uma camada externa longe da parede, em que a velocidade do fluido corresponde à velocidade livre do escoamento (u_∞), ou seja, sem a influência da parede.

Figura 4.2 – Gráfico esquemático das funções de parede (adaptado de VERSTEEG; MALALASEKERA, 2007).

Portanto, tem-se para a região interna, próxima à parede, as equações para a subcamada viscosa ($y^+ < 5$), e a equação de parede para a camada logarítmica ($y^+ > 30$), dadas pelas Equações 4.29 e 4.30 respectivamente.

$$\frac{U}{u_\tau} = \frac{\rho u_\tau y}{\mu} \quad (4.29)$$

$$\frac{U}{u_\tau} = 2,5 \ln \left(\frac{\rho u_\tau y}{\mu} \right) + 5,45 \quad (4.30)$$

Definindo, portanto uma distância da parede, y , é possível determinar a velocidade média do fluido, U , sem a necessidade de resolver as equações da quantidade de movimento para os volumes de controle próximos à parede sólida.

4.4 MODELAGEM DAS PARTÍCULAS

4.4.1 Tamanho e comportamento dinâmico

Durante os procedimentos cirúrgicos são liberados na atmosfera da sala cirúrgica, além de gases anestésicos, partículas de poeira, fibras de vestimentas, escamas da pele, fumaças oriundas de cauterizações e aerossóis gerados na respiração. Pela importância dessas partículas no transporte de micro-organismos viáveis, existe uma tendência, no entanto, de se modelar como fonte principal de contaminação as escamas da pele que possuem um formato achatado com dimensões aproximadas de 30x30x 3 a 5 μm . O formato simplificado para a modelação desta contaminação geralmente é uma esfera com 10 μm de diâmetro (MEMARZADEH; MANNING, 2002; FOREJT, 2009; DIAB-ELSCHAHAWI et al., 2011).

É comum, no entanto, pelo seu baixo custo, o uso dos geradores de fumaça com partículas finas (0,1 a 1,0 μm) para a simulação de contaminantes em salas cirúrgicas, como também o uso de gases traçadores como o SF_6 . Nos experimentos que utilizam esta metodologia, como em Zoon, Loomans e Hensen (2011a) e Forejt (2009) que seguem a norma VDI 2167 (VDI, 2007), os resultados oriundos destes trabalhos podem ser criticados quanto ao rigor na avaliação da trajetória das partículas, porque, em uma sala cirúrgica real, as partículas de interesse têm um tamanho maior e possivelmente trajetórias diferentes (RIM; NOVOSELAC, 2010). A justificativa destes pesquisadores para tal procedimento será discutida a seguir.

No Quadro 4.1 apresenta-se os resultados para o comportamento dinâmico do ar, do gás traçador e de partículas com 10 μ m e 30 μ m em um escoamento turbulento, adotando como parâmetros característicos deste escoamento: comprimento característico (1m), velocidade característica (0,2m/s), intensidade de turbulência de (5%) e temperatura do ar de 18°C (FOREJT, 2009).

Observa-se, no Quadro 4.1, que o coeficiente de difusão molecular é cerca de 1000 vezes menor do que o coeficiente de difusão turbulenta para o ar, e esta característica se estende às partículas de 10 e 30 μ m. As partículas de 10 μ m têm um coeficiente de difusão molecular Γ_b de $2,43 \times 10^{-12} \text{ m}^2/\text{s}$, que é muitas ordens de grandeza menor do que a difusão molecular do ar ($10,19 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$). As partículas de 1 μ m têm um coeficiente de difusão ainda menor, de cerca de $10 \times 10^{-11} \text{ m}^2/\text{s}$. Para os tamanhos de partículas discutidas, a difusão turbulenta das partículas têm a mesma ordem de grandeza do coeficiente da difusão turbulenta para o ar, que é de $\Gamma_{ft} = 2 \times 10^{-3}$.

Outra análise do comportamento dinâmico é feita a partir do número de Stokes. Com um número de Stokes muito próximo de zero, a partícula ou o gás traçador tende a acompanhar o escoamento, ou seja, segue as linhas de fluxo do ar. Nesse sentido, tanto as partículas de 1 μ m como as de 10 μ m teriam um bom comportamento dinâmico e facilmente acompanhariam o fluxo.

Forejt (2009) argumenta, desta forma, que o gás traçador seria o mais indicado para a análise do fluxo no interior da sala cirúrgica, por ter um comportamento bem próximo ao das moléculas de ar, e que poderia representar também as partículas com diâmetro aerodinâmico de 10 μ m. Ou seja, segundo este autor, mesmo admitindo um diâmetro aerodinâmico de 10 μ m, não existe necessidade de geração de partículas de 1 μ m e 10 μ m (e mesmo de partículas de 30 μ m – ver Quadro 4.1) para avaliar a trajetória destas partículas no escoamento dentro da sala cirúrgica; embora outros pesquisadores tenham alertado para esta necessidade (STOCKS et al., 2010).

Quadro 4.1 – Dados dinâmicos para o ar, gás traçador e partículas de 10µm e 30µm

Parâmetro	Unidade	símbolo	Propriedades para ar, gás traçador e partículas			
			AR	SF ₆	D ₁₀	D ₃₀
Difusão molecular (ar quiescente)	m ² /s	Γ_m/Γ_b	$10,19 \times 10^{-6}$	$2,06 \times 10^{-6}$	$2,43 \times 10^{-12}$	$0,7 \times 10^{-12}$
Coeficiente de Cunningham	—	Cc	—	—	1,02	1,00
Número de Reynolds	—	Re _p	$0,066 \times 10^{-6}$	$0,30 \times 10^{-6}$	$3,2 \times 10^{-3}$	88×10^{-3}
Coeficiente de difusão turbulenta	—	Γ_{ft}/Γ_{pt}	2×10^{-3}	—	Mesma ordem de Γ_{ft} do ar	Mesma ordem de Γ_{ft} do ar
Força de arrasto	N	Fd	—	—	$20,4 \times 10^{-12}$	—
Velocidade terminal	m/s	Vt	$0,16 \times 10^{-3}$	$0,125 \times 10^{-3}$	$3,1 \times 10^{-3}$	36×10^{-3}
Número de Stokes	—	St	—	$1,51 \times 10^{-18}$	$12,3 \times 10^{-9}$	$1,66 \times 10^{-6}$

(adaptado de FOREJT, 2009)

No escopo deste trabalho, no entanto, o contaminante será gerado com partículas esféricas de DHS, com interesse na análise das partículas com diâmetros entre 2 e 10µm, ou seja, diâmetros aerodinâmicos que correspondam às partículas que podem transportar bactérias. Conforme demonstrado, por exemplo, por Rim e Novoselac (2010) e Pereira, Vilain e Tribess (2009), esse procedimento é necessário, pois a eficiência de remoção de partículas em um ambiente varia com a taxa de ventilação e com o tamanho das partículas. Ou seja, para uma correta avaliação da eficiência de ventilação, é necessário que se utilizem partículas com diferentes tamanhos.

4.4.2. Equacionamento para o movimento das partículas

Além da solução das equações de transporte para a fase contínua, o Fluent permite a simulação de uma segunda fase discreta em um referencial Euleriano ou Lagrangiano. O modelo utilizado para a análise das partículas foi o modelo de

mistura (*Mixture model*), que é um modelo Euleriano, com as partículas tratadas como uma segunda fase discreta. Esta segunda fase é constituída por esferas dispersas na fase contínua. O volume da fase dispersa (partículas) deve ser menor do que 10 a 12% do volume do escoamento.

A equação do movimento das partículas é baseada na velocidade relativa ou de escorregamento entre a partícula e o ar. O cálculo da trajetória das partículas inclui inércia, arrasto aerodinâmico, flutuação e força da gravidade, em regime permanente (Figura 4.3). Não serão consideradas outras forças, como movimento browniano, termoforese e efeito Saffman, por influenciarem pouco nos resultados finais obtidos.

Figura 4.3 – Força peso e força de arrasto sobre uma partícula no escoamento.

O balanço de forças na direção x é dado por 4.31.

$$\frac{du_p}{dt} = F_D(u - u_p) + \frac{g_x(\rho_p - \rho)}{\rho_p} \quad (4.31)$$

Em que:

u_p é a velocidade da partícula na direção x (m/s);

u é a velocidade do ar na direção x (m/s);

F_D é a força de arrasto por unidade de massa da partícula (N);

g_x é a componente da aceleração da gravidade na direção x (m/s²);

ρ é a densidade do ar (kg/m³);

ρ_p é a densidade da partícula (para o DHS, = 915 kg/m³);

A força de arrasto é dada pela equação:

$$F_d = \frac{18\mu}{\rho_p d_p^2} \frac{C_d \text{Re}}{24} \quad (4.32)$$

Em que:

F_d é a força de arrasto (N);
 μ é a viscosidade do ar (Pa.s);
 ρ_p é a densidade da partícula (kg/m³);
 d_p é o diâmetro da partícula (m);
 C_d é o coeficiente de arrasto (adimensional);
 Re é o número de Reynolds (adimensional).

O número de Reynolds é definido para a velocidade relativa e diâmetro da partícula, conforme a equação abaixo.

$$Re = \frac{\rho d_p |u_p - u|}{\mu} \quad (4.33)$$

Em que:

Re é o número de Reynolds para a partícula (adimensional),
 ρ é a densidade do ar (kg/m³),
 d_p é o diâmetro da partícula (m),
 u_p é a velocidade da partícula na direção x (m/s),
 u é a velocidade do ar na direção x (m/s),
 μ é a viscosidade do ar (Pa.s).

5 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Neste Capítulo apresentam-se os resultados obtidos nas medições experimentais na sala cirúrgica e no quarto de isolamento, segundo a metodologia descrita no Capítulo 3. Os dados experimentais apresentados e discutidos neste capítulo servirão, no capítulo 6, para alimentar e avaliar o grau de aproximação obtido com as condições utilizadas no modelo numérico.

Uma das dificuldades encontradas para a execução deste trabalho foi a repetição das medições experimentais, devido à pouca disponibilidade dos ambientes de análise e à dificuldade das medições (deslocamento de equipamentos e pessoal, tempo de análise, etc). Por outro lado, todos os dados levantados refletem a realidade de um hospital brasileiro e serão utilizados como referência em trabalhos posteriores, sendo fundamentais na aplicação da metodologia de análise proposta.

As incertezas do tipo A ou estatísticas, seguindo a nomenclatura da norma *ISO/IEC Guide 98-3* (ISO/IEC, 2008), foram utilizadas especificamente para descrever a contagem de partículas no cálculo do fator de proteção da sala cirúrgica. As incertezas de medição do tipo B associadas a cada um dos equipamentos utilizados foram apresentadas no capítulo 3 – Método de Trabalho – Estudo Experimental, conforme indicadas pelos diversos fabricantes.

Cada um dos contadores de partículas da MetOne foi calibrado pelo próprio fabricante, ou pelo seu representante no Brasil e segue norma específica para este tipo de equipamento, a *ISO 21501-4* (ISO, 2007). O Sistema *Comfort Sense* da Dantec também possui curva de calibração própria do fabricante e os dados da varredura obtidos com o sistema *Comfort Sense* e aqui publicados são oriundos do próprio software do sistema. Uma descrição mais detalhada das incertezas de medição associadas ao uso do anemômetro de fio quente e do sistema *Comfort Sense* da Dantec está descrita em: *How to measure turbulence with a hot wire anemometer* (JØRGENSEN, 2002).

No caso da medição de vazão seguiram-se as normatizações de medição da associação SQASIG, principalmente para medição de vazão nos difusores centrais do sistema unidirecional, sendo que a área do difusor é dividida em seis partes

realizando-se uma medida de velocidade no centro de cada área e a 10cm do difusor (SQASIG, 2004). A maioria dessas recomendações é oriunda da tecnologia de avaliação de salas limpas.

5.1 SALA CIRÚRGICA

5.1.1 Vazão de ar

Conforme descrito no capítulo 3, a vazão de ar do sistema unidirecional foi medida utilizando-se um anemômetro de fio quente, posicionado em vários pontos dos difusores centrais e das cortinas de ar (representados esquematicamente na Figura 5.1), assim como nas três grelhas de retorno (Figuras 5.2 e 5.3).

Figura 5.1 – Representação esquemática do insuflamento do ar do sistema unidirecional da sala cirúrgica

Figura 5.2 – Representação esquemática das grelhas de retorno do sistema unidirecional da sala cirúrgica

Figura 5.3 – Fotos das grelhas de retorno do sistema unidirecional da sala cirúrgica

As vazões médias nos pontos de insuflamento e de retorno são apresentadas nas Tabelas 5.1 e 5.2. As incertezas na medição da vazão, conforme comentado na seção 3.4.3, são da ordem de $\pm 10\%$.

Tabela 5.1 – Vazões de ar no insuflamento

Insuflamento	Vazão média (m ³ /h)
Difusor 1	505
Difusor 2	467
Cortina de ar 1	795
Cortina de ar 2	752
Cortina de ar 3	439
Cortina de ar 4	214
Vazão total de insuflamento	3172

Tabela 5.2 – Vazões de ar no retorno

Retorno	Vazão média (m ³ /h)
Grelha 1	155
Grelha 2	155
Grelha 3	1987
Vazão total de retorno	2297

Dividindo-se a vazão total de insuflamento (Tabela 5.1) em m³/h pelo volume da sala, calcula-se o número de trocas de ar para o ar de insuflamento (ACH). Considerando-se que o volume da sala é de 53m³, tem-se um ACH de 60 h⁻¹. Esse valor satisfaz as recomendações da norma AIA – *Guidelines for the Construction of Health Building Facilities* (AIA, 2013a), que prevê para salas cirúrgicas um mínimo de 5 trocas por hora de ar externo e 25 trocas por hora de ar insuflado, ou seja, um ACH total (ar de renovação mais ar de retorno) de 30 h⁻¹. A norma também prevê uma umidade relativa do ar entre 45 e 55% e temperatura do ar entre 17 e 27°C.

Tomando-se como referência a vazão de insuflamento, vê-se que a vazão de retorno é 27% menor. Essa diferença explica-se pelas fugas, especialmente por debaixo da porta, e é desejável, uma vez que se pretende manter pressão positiva na sala cirúrgica em relação ao ambiente externo. Também se pode observar o desbalanceamento da vazão do sistema de ventilação. Praticamente todo retorno se dá pela grelha 3 (grelha posicionada no teto). As grelhas de retorno do fundo da sala, 1 e 2, retornam apenas cerca de 13,5 % de toda a vazão de ar insuflada. Os efeitos desse desbalanceamento serão mais bem estudados na análise numérica do capítulo 6, onde se irá se observar o efeito do desbalanceamento sobre o escoamento do ar.

Para o sistema *split*, a medição da vazão foi feita apenas no insuflamento, considerando-se que, para esse modelo de aparelho (*Hi-Wall*), a vazão de insuflamento é igual à de retorno. A vazão média de insuflamento medida foi de 560 m³/h.

5.1.2 Número de trocas de ar – ACH de renovação

Conforme descrito no procedimento experimental, no capítulo 3, o número de trocas do ar da sala cirúrgica (ACH) foi medido com a liberação de CO₂ no ar da sala até se atingir concentrações altas (4000 a 5000ppm). A seguir, por meio do sistema de aquisição de dados, foi possível traçar a curva do decaimento da concentração de CO₂ para o sistema unidirecional e para o sistema *split*.

Na Figura 5.4 tem-se as curvas para os dois sistemas de ventilação estudados. O tempo de teste é em torno de 20 minutos e se observa uma taxa de decaimento bem maior para o sistema unidirecional em relação ao sistema *split*. A concentração de CO₂ de base é de 500 ppm. Ou seja, sem geração de CO₂, a sala permanece com uma concentração de CO₂ de 500 ppm (concentração de CO₂ do ar externo).

Da análise das curvas mostradas na Figura 5.4, verifica-se que de fato o sistema unidirecional consegue atingir a mesma concentração do ar externo à sala (500 ppm), enquanto o sistema *split*, que não proporciona renovação de ar, está bem distante desse valor durante o período de teste.

Figura 5.4 – Decaimento da concentração de CO₂ para o sistema unidirecional e split.

O ACH externo calculado para cada um dos sistemas é apresentado na Tabela 5.3.

Tabela 5.3 – Número de trocas por hora (ACH), parcela de ar externo, para os sistemas de ventilação em estudo.

Sistema de ventilação	ACH
<i>Split</i>	0,53
Unidirecional	13,2

Da análise da Tabela 5.3 verifica-se que o sistema de ventilação unidirecional consegue atender à norma *AIA – Guidelines for the Construction of Health Building Facilities* (AIA, 2013a) no que diz respeito ao valor de ACH para a renovação de ar, mas não o *split*. Destaca-se também que o *split* não mantém uma pressão positiva no interior da sala cirúrgica, não atendendo a regra de movimentação do ar das zonas mais limpas para as zonas mais contaminadas, ou seja, de dentro para fora da sala cirúrgica.

5.1.3 Caracterização do escoamento na sala cirúrgica

Conforme descrito no capítulo 3, para a caracterização do escoamento no interior da sala cirúrgica foi utilizado o sistema *Comfort Sense* (Dantec). O pedestal

com o conjunto de sensores foi instalado, sucessivamente, em oito posições na sala, conforme mostrado na Figura 3.8, reproduzida aqui, por conveniência.

Figura 3.8 – Posicionamento dos pedestais com os sensores *Comfort Sense* na sala cirúrgica

Os pontos 1 e 2 encontram-se fora da zona de proteção definida pela cortina de ar proporcionada pelo sistema unidirecional. Os demais pontos encontram-se no interior da zona de proteção, sendo que os pontos 7 e 8 estão sobre a mesa cirúrgica, que é a área mais crítica relativamente à necessidade de ar limpo, pelo risco aumentado de contaminação da ferida cirúrgica.

Para caracterizar o escoamento na sala cirúrgica mediram-se os seguintes parâmetros: temperatura do ar, velocidade do ar, e intensidade de turbulência. A seguir, são apresentados graficamente e analisados os resultados obtidos na medição de cada um desses parâmetros para os sistemas unidirecional e *split*.

5.1.3.1 Perfis de velocidade do ar

Nas Figuras 5.5, 5.6 e 5.7 mostram-se os perfis de velocidade do ar na sala cirúrgica para o sistema unidirecional, com e sem os manequins instalados, e para o sistema *split*, com os manequins posicionados. Observa-se que, no caso do sistema unidirecional, quando os manequins estão instalados (Fig. 5.5), os maiores valores de velocidade do ar foram obtidos dentro da zona de proteção (ponto 4). Vê-se

também que, neste caso, na maioria dos pontos, a velocidade do ar estava acima de 0,20 m/s nesta área.

Figura 5.5 – Perfis de velocidade do ar na sala cirúrgica, sistema unidirecional, com manequins posicionados

De acordo com McNeill; Hertzberg e Zhai (2013) e Stevenson (2008), na área de proteção a velocidade do ar deve estar abaixo de 0,20 m/s. Portanto, com os manequins em posição, o sistema unidirecional não conseguiu prover um perfil de velocidades do ar adequado às necessidades da sala cirúrgica em estudo. Trata-se de um resultado preocupante, uma vez que a presença dos manequins simula mais proximamente a situação real em que a equipe cirúrgica se encontra em torno da mesa de operação.

Quando os manequins são removidos, existe uma alteração significativa do campo de velocidades, que pode ser conferida na Figura 5.6. Observa-se que a amplitude de variação nas velocidades é muito menor e que os valores máximos também são inferiores aos medidos com os manequins posicionados. Observa-se também um padrão regular de variação das velocidades com a altura na sala, com as maiores velocidades ocorrendo na parte inferior e as menores na parte superior do ambiente. Comparando-se os gráficos das Figuras 5.6 e 5.7, observa-se que a presença dos manequins introduz bastante turbulência no campo de escoamento, comprovado na análise de turbulência realizada no item 5.1.3.3.

Figura 5.6 – Perfis de velocidade do ar na sala cirúrgica, sistema unidirecional, sem manequins

Como se pode verificar na Figura 5.7, para o sistema *split*, os pontos localizados na linha do jato proveniente do insuflamento (pontos 7 e 8), para a altura de 2,0 m, apresentaram as velocidades mais altas, acima de 0,80 m/s. Também pode-se ver que, para este sistema, a velocidade mostra uniformidade para os outros pontos, ou seja, os perfis de velocidade são muito semelhantes dentro e fora da zona de proteção da mesa cirúrgica.

Figura 5.7 – Perfis de velocidade do ar na sala cirúrgica, sistema *split*, com manequins

Observa-se que, justamente nos pontos críticos (7 e 8), as velocidades são mais altas que nos demais pontos. Vê-se também que nas três alturas do ponto 8 e nas duas alturas superiores do ponto 7 as velocidades são mais altas que o limite de 0,2 m/s recomendado por McNeill; Hertzberg e Zhai (2013) e Stevenson (2008). Portanto, o sistema *split* mostra-se pouco adequado no que diz respeito ao perfil de velocidade do ar desejável sobre a mesa cirúrgica (PEREIRA, 2008).

5.1.3.2 Perfis de temperatura do ar

Nas Figuras 5.8 e 5.9 mostram-se, respectivamente, os perfis de temperatura do ar para o sistema unidirecional com os manequins junto à mesa cirúrgica e sem manequins posicionados. Os valores de temperatura do ar, medidos em todos os pontos, variaram entre 13°C e 15°C, quer os manequins estivessem ou não dispostos lateralmente à mesa cirúrgica. Tais valores estão muito abaixo do recomendado nas normas e na literatura (ABNT, 2005; AIA, 2013b; VILAIN et al., 2013).

Figura 5.8: Perfis de temperatura do ar para o sistema unidirecional, com os manequins posicionados.

Figura 5.9: Perfis de temperatura do ar para o sistema unidirecional, sem os manequins posicionados.

Comparando-se as curvas mostradas nas Figuras 5.8 e 5.9, percebe-se que, quando os manequins não estão instalados, o perfil de temperatura do ar mostra um perfil bastante regular, com as temperaturas mais baixas na parte inferior e as mais altas na parte superior do ambiente. Por outro lado, com os manequins posicionados ao lado da mesa cirúrgica, tem-se um perfil de distribuição de temperaturas do ar bem mais complexo. Em alguns pontos (3, 6, 7 e 8), a temperatura do ar na parte inferior é maior que na parte superior. Em outros (1, 2, 4), dá-se o contrário. Esses resultados sugerem que a presença dos manequins introduz turbulência na movimentação do ar na sala cirúrgica, o que será verificado na subseção 5.1.3.3, que trata especificamente da intensidade de turbulência.

Para a medição dos perfis de temperatura do ar com o sistema *split*, este foi mantido com o sistema de refrigeração desligado, apenas com ventilação em funcionamento. A mistura do ar provocada pelo *split* faz com que a temperatura do ar se uniformize, de forma que não há praticamente variação entre os níveis inferiores e superiores da sala, como se pode ver nas curvas mostradas na Figura 5.10.

Figura 5.10 – Perfis de temperatura do ar - sistema *split*.

Para o sistema *split*, os valores de temperatura do ar estavam perto da recomendação e mostraram maior uniformidade (20°C a 22°C) quando comparados aos valores medidos com o sistema unidirecional. Pode-se observar um aumento aproximadamente uniforme dos valores entre o ponto no qual se posicionou primeiramente o pedestal (ponto 2) e aquele em que o pedestal foi posicionado por último (ponto 1), devido ao aumento gradual da temperatura da sala durante a sequência de medições.

5.1.3.3 Intensidade de turbulência

Conforme descrito no capítulo 3, a intensidade de turbulência é definida como a razão entre o valor RMS da flutuação da velocidade e a velocidade média. Assim, quanto maiores as variações na velocidade em relação à média em um ponto, tanto maior a turbulência nesse ponto.

Nas Figuras 5.11 e 5.12 mostram-se a intensidade de turbulência para o sistema unidirecional com e sem os manequins posicionados, respectivamente. Comparando-se os gráficos, pode-se observar que os valores de turbulência, em praticamente todos os pontos, são superiores quando os manequins estão

posicionados, o que confirma a hipótese feita na subseção 5.1.3.2 de que os manequins provocam aumento na turbulência.

Figura 5.11 – Valores de intensidade de turbulência para o sistema unidirecional, com os manequins posicionados.

Figura 5.12 – Valores de intensidade de turbulência para o sistema unidirecional, sem os manequins posicionados.

Estejam os manequins posicionados (Fig. 5.11) ou não (Fig. 5.12), a intensidade de turbulência apresenta valores bem variados, conforme o local de medição. Fora da zona de proteção, no ponto 1, os valores de intensidade de turbulência nas duas cotas inferiores estão próximos ao valor máximo aceitável para este tipo de sistema, de acordo com os critérios apresentados em McNeill; Hertzberg e Zhai (2013). Mas, para os demais pontos (pontos 2-8), as intensidades de turbulência podem ser consideradas excessivas. Na zona de proteção são recomendados valores de intensidade de turbulência não superiores a 20% (FOREJT, 2009; McNEILL; HERTZBERG e ZHAI, 2013). Valores altos de turbulência são indesejáveis, porque facilitam o realçamento e a difusão de partículas potencialmente portadoras de patógenos, causadores de infecções (PEREIRA, 2008).

Com o sistema *split* em operação, observa-se um padrão bastante característico, com turbulência mais acentuada nas alturas intermediárias e menor nas alturas superiores e nas inferiores, como se pode ver na Figura 5.13. Esse perfil de turbulência é bastante indesejável, uma vez que as maiores intensidades de turbulência ocorrem justamente na altura da mesa cirúrgica, que é a área para a qual se visa a maior proteção.

Figura 5.13 – Valores de intensidade de turbulência para o sistema *split*, com os manequins posicionados.

5.1.4 Diâmetros e concentrações de partículas

Conforme já descrito no capítulo 3, Método de Trabalho – Estudo Experimental, para avaliar o desempenho dos dois sistemas, unidirecional e *split*, e compará-los, injetaram-se partículas fora da zona de proteção proporcionada pela cortina de ar e os contaminantes foram simulados com gerador de partículas de di-etil-hexil-sebacato (DEHS)

No caso do sistema unidirecional foram adotados dois pontos de injeção de partículas: fora da zona de proteção, em um lado da mesa cirúrgica e do lado oposto da mesa cirúrgica. Para o *split* a injeção de partículas foi realizada somente em um ponto fora da zona de proteção demarcada pela cortina de ar. Para ambos os sistemas um contador de partículas foi colocado sobre a mesa cirúrgica, ponto de maior interesse de medição. No caso do sistema unidirecional, foram utilizados dois outros contadores, um próximo ao insuflamento e outro próximo ao retorno. Para o sistema *split* foram utilizados dois contadores, um contador sobre a mesa cirúrgica e outro próximo ao retorno do *split*.

O contador posicionado sobre a mesa cirúrgica serviu especialmente para a obtenção de dados relativos à eficiência dos sistemas na proteção da zona crítica (mesa cirúrgica) contra partículas potencialmente carreadoras de agentes patogênicos (especificamente bactérias). Os demais contadores serviram para obter dados necessários ao cálculo do fator de proteção (FP).

Todas as medições foram efetuadas com a sala cirúrgica sem ocupação, usando-se o foco cirúrgico como a única fonte de carga térmica, em regime estacionário e com os manequins posicionados.

5.1.4.1 Concentrações de fundo

Antes de se efetuar a geração das partículas, ligaram-se os contadores de partículas por 25 minutos para obter a concentração de fundo. Na Figura 5.14 mostra-se os valores de concentração obtidos ao longo desse tempo sobre a mesa de cirurgia com o sistema de ventilação desligado. Como se pode ver na Figura 5.14, a concentração máxima das partículas na sala cirúrgica é de 0,025 partículas/cm³ para a faixa de diâmetros de 2,0-5,0 µm. Para a faixa de 5-10µm de

diâmetro, a concentração de fundo é próxima de zero. Os baixos valores de concentração de fundo obtidos mostram que a concentração de partículas pré-existente na sala não interferiu nos resultados experimentais.

Figura 5.14 – Concentração de fundo na sala cirúrgica nos canais de 2,0 e 5,0 µm, medida sobre a mesa cirúrgica, com o sistema de ventilação desligado.

5.1.4.2 Diâmetros e concentrações de partículas medidas na saída do gerador (injeção de partículas)

Na Figura 5.15 mostra-se o diâmetro médio e a concentração das partículas na saída do gerador de partículas para os testes com os sistemas unidirecional e *split*. Trata-se de uma concentração típica, mantida aproximadamente constante ao longo de todos os ensaios. Observa-se que o diâmetro médio situa-se entre 5,0 e 6,0 µm e que a concentração é de cerca de 0,7 a $1,0 \times 10^6$ partículas/cm³, lembrando que, para um gerador monodisperso, $\sigma_d < 1,15$, na escala log-normal (CONCEIÇÃO, 2012).

Figura 5.15 – Diâmetro médio e concentração das partículas na saída do gerador de partículas – teste típico.

5.1.4.3 Concentração de partículas fora da zona de proteção (ZP)

Na Figura 5.16 mostra-se as concentrações de partículas para a faixa de diâmetro de 5,0 a 10,0 μm , medidas sobre a mesa de cirurgia, para os sistemas unidirecional e *split* com a geração de partículas fora da ZP. Verifica-se na análise da Figura 5.16 que, com o sistema *split* ligado, a concentração de partículas aumentou continuamente ao longo do tempo, enquanto que com o sistema unidirecional em operação a concentração permaneceu aproximadamente constante e baixa. Comprova-se, assim, a maior eficiência do sistema de fluxo unidirecional para evitar que partículas geradas fora da zona de proteção atinjam o sítio cirúrgico.

Figura 5.16 – Concentração de partículas sobre a mesa cirúrgica, com a injeção fora da zona de proteção (5 a 10 μm), para os sistemas unidirecional e *split*

5.1.5 Cálculo do fator de proteção para a Sala Cirúrgica

Conforme discutido anteriormente, o fator de proteção em uma sala cirúrgica define a eficiência do sistema de ventilação na proteção das zonas críticas (mesa cirúrgica e mesa de instrumentação). Como ficou demonstrado nas medições para o sistema *split*, a concentração de partículas aumenta continuamente no decorrer do tempo, ou seja, não ocorre estabilização da concentração de partículas. Além disso, também não se tem a definição de uma zona de proteção para o tipo de aparelho analisado (ausência de filtragem, de cortina de ar e de renovação de ar), não sendo possível e nem adequado se avaliar o fator de proteção para este aparelho.

Por outro lado, o sistema de fluxo unidirecional, devido à filtragem mais eficiente, à diluição de contaminantes proporcionada pela renovação de ar e à cortina de ar, mostra-se bem mais eficiente na criação de uma zona de proteção. Essa eficiência é obtida matematicamente pelo cálculo do fator de proteção, com a Equação 3.4:

$$FP = -\log_{10} \frac{C_p - C_i}{C_e - C_i} \quad (3.4)$$

Nas tabelas 5.4 e 5.5 são apresentados os valores da concentração de partículas nos pontos de interesse com a respectiva incerteza de medição estatística (tipo B, equação 3.2 do capítulo 3).

Na tabela 5.6 são apresentados os valores calculados para o fator de proteção utilizando a Eq. (3.4) e os valores médios de concentração de partículas (nos diâmetros 2-5µm e 5-10µm) das tabelas 5.4 e 5.5, em regime permanente, obtidos no ponto de interesse (C_p) e nos pontos de exaustão e insuflamento (C_e e C_i),

A norma VDI 2167 (2007) recomenda testes para a avaliação do fator de proteção com injeção de partículas em vários pontos no entorno da zona de proteção. Nesses testes são utilizadas partículas finas, com diâmetro inferior a 1,0µm (ZOOM; LOOMANS; HENSEN, 2011a), usando-se geradores de partículas polidispersos.

Tabela 5.4 – Concentrações em part/L nas grelhas de exaustão (Ce), no insuflamento (Ci) e no ponto de medição sobre a mesa de cirurgia (Cp), injeção de contaminantes fora da ZP.

Faixa de diâmetro	Ce (Grelha 3) (part/L)	Cp (part/L)	Ci (part/L)
2 - 5 μm	65.000 $\pm$ 2.000	46.000 $\pm$ 1.000	10.500 $\pm$ 600
5 - 10 μm	11.000 $\pm$ 500	3.700 $\pm$ 100	310 $\pm$ 30

Tabela 5.5 – Concentrações em part/L nas grelhas de exaustão (Ce), no insuflamento (Ci) e no ponto de medição sobre a mesa de cirurgia (Cp), injeção de contaminantes fora da ZP no lado oposto.

Faixa de diâmetro	Ce (Grelha 3) (part/L)	Cp (part/L)	Ci (part/L)
2 - 5 μm	50.000 $\pm$ 200	42.000 $\pm$ 700	17.000 $\pm$ 500
5 - 10 μm	7600 $\pm$ 100	3300 $\pm$ 60	500 $\pm$ 10

Tabela 5.6 – Fatores de proteção (FP) sobre a mesa cirúrgica com geração dentro ou fora da zona de proteção (ZP); canais 2-5 μm e 5-10 μm .

Faixa de diâmetro	Injeção fora da ZP	Injeção fora da ZP (lado oposto da mesa)
2 - 5 μm	+0,15	+0,10
5 - 10 μm	+0,52	+0,40

A princípio, se o sistema de filtragem consegue proteger a mesa de cirurgia contra partículas finas, será ainda mais eficiente na proteção ou filtragem de partículas maiores. No entanto, deve-se lembrar que a dinâmica das partículas maiores é diferente. Assim, neste trabalho, optou-se por uma análise levando-se em conta o tamanho da partícula, considerando a injeção e medição de concentração de partículas maiores do que 1,0 μm . Nos valores calculados para o fator de proteção ficou evidente que o sistema de filtragem está falhando na proteção do sítio cirúrgico, principalmente devido à filtragem deficiente dos tamanhos de partículas em estudo (2-5 μm e 5-10 μm).

Conforme discutido no capítulo 3, têm-se como valores de referência para o fator de proteção, FP: 0,0 (nenhum efeito de proteção); 1,0 (proteção moderada); 5,0 (proteção excelente) (FOREJT, 2009). Segundo Forejt (2009), o valor de FP esperado para uma sala nova é 4,0. Conforme se pode observar na Tabela 5.6, os valores de FP obtidos nos testes (de +0,10 a +0,52) estão bem abaixo do esperado e evidenciam problemas na filtragem das partículas, que expõem a área de cirurgia a risco de infecção. Convém lembrar, entretanto, que a recomendação para uso de sistemas unidirecionais e o uso de filtros HEPA de alta eficiência só é recomendada para salas cirúrgicas que operam com cirurgias de alto risco, como as de implante ortopédico e as de transplante.

5.2 QUARTO DE ISOLAMENTO

5.2.1 Taxa de renovação de ar

Conforme descrito no Capítulo 3, a taxa de renovação de ar no quarto de isolamento foi calculada a partir da curva de decaimento de concentração de CO₂. Para cada esquema de ventilação (v. 3.3.2), liberou-se CO₂ na atmosfera do quarto até que se atingisse a concentração próxima de 4000 ppm e então se ligou o sistema de aquisição de dados do sensor de CO₂, a fim de registrar o decaimento da concentração. Com os valores obtidos, elaborou-se o gráfico da Figura 5.17 e a Tabela 5.7. Conforme descrito no Capítulo 3, cada caso corresponde a uma forma de ventilação, natural ou mecânica, ou uma combinação de ambas:

- 1º caso – exaustor e ventilador ligados, porta e janelas fechadas;
- 2º caso – somente exaustor ligado, porta e janelas fechadas;
- 3º caso – ventilador e exaustor desligados, porta fechada e janelas abertas;
- 4º caso – ventilador ligado, porta fechada e janelas abertas;
- 5º caso – ventilador e exaustor desligados, porta e janelas abertas;
- 6º caso – ventilador e exaustor desligados, somente porta aberta;
- 7º caso – ventilador e exaustor desligados, porta e janelas fechadas.

As formas de ventilação mecânica, 1º e 2º casos, não tiveram variação significativa do ACH, que ficou um pouco acima de 10 trocas por hora em ambos, independentemente do uso ou não do ventilador axial. Ou seja, com porta e janelas fechadas, predomina a vazão imposta pela unidade de descontaminação (exaustor) independentemente do uso do ventilador axial.

Comparando-se o 3º e 4º casos, o procedimento de ligar o ventilador axial auxiliando a ventilação do ambiente, com a porta fechada e as janelas abertas, aumentou um pouco o valor do ACH obtido. Porém, os valores estão bem próximos (de 18,4 para 21,5). Deve-se destacar novamente que as formas de ventilação que envolvem algum efeito de ventilação natural, como a abertura de janelas ou de porta, são influenciados pelas condições de vento local no dia da medição.

Figura 5.17 – Gráfico de decaimento da concentração de CO₂ no quarto de isolamento, para cada forma de ventilação estudada.

No 5º caso, devido aos ventos fortes no dia da medição, a forma de ventilação natural com porta e janelas abertas apresentou um valor excepcionalmente alto de ACH (48,7), que está bem acima dos valores mínimos exigidos para este tipo de ambiente.

Tabela 5.7 – Análise da ventilação no quarto de isolamento – valores de ACH

Forma de Ventilação	ACH
1º caso – exaustor e ventilador ligados, porta e janelas fechadas (quarentena de verão)	10,9
2º caso – somente exaustor ligado, porta e janelas fechadas	10,4
3º caso – ventilador e exaustor desligados, porta fechada e janelas abertas	18,4
4º caso – ventilador ligado, porta fechada e janelas abertas (esquema de ventilação noturno)	21,5
5º caso – ventilador e exaustor desligados, porta e janelas abertas	48,7
6º caso – ventilador e exaustor desligados, somente porta aberta	7,9
7º caso – ventilador e exaustor desligados, porta e janelas fechadas	4,8

Conforme se observa da Tabela 5.7, o 7º caso, a forma de ventilação natural com porta e janelas fechadas, apresentou o valor de ACH mais baixo, conforme esperado. Mesmo assim o valor de 4,8 fica próximo ao mínimo recomendado, que é de 6 a 12 trocas por hora (CDC, 2005).

Comparando-se ainda a ventilação natural do 6º e 7º casos, com ventilador e exaustor desligados, o 6º caso – com porta aberta – tem ACH maior em relação ao 7º caso, em que a porta está fechada e o ar passa pela grelha da porta somente. Em ambos os casos, o ar infiltrado é canalizado pela grelha da porta ou pela porta aberta

5.2.2 Caracterização do escoamento no quarto de isolamento

De forma similar ao realizado na sala cirúrgica, empregou-se o sistema *Comfort Sense* (Dantec) para caracterizar o escoamento no interior do quarto de isolamento. O pedestal com o conjunto de sensores foi instalado, sucessivamente, em duas posições no quarto, conforme mostrado na Figura 3.24, que também é reproduzido aqui, por conveniência de leitura.

Figura 3.24 – Posicionamento dos pedestais com os sensores Comfort Sense no quarto de isolamento

Os pontos 1 e 2 foram escolhidos por ficarem próximos à cama junto à janela, sobre a qual se instalou o gerador de partículas, para simular o paciente como fonte de contaminação. Para caracterizar o escoamento no quarto mediram-se os seguintes parâmetros ambientais: temperatura do ar, velocidade do ar, intensidade de turbulência. Nas seções 5.2.3.1 a 5.2.3.4 são apresentados os resultados obtidos na medição de cada um desses parâmetros, para cada forma de ventilação e para cada altura dos sensores posicionados no pedestal.

5.2.2.1 Perfis de velocidade do ar

Nas Figuras 5.18 e 5.19 mostram-se os perfis de velocidade do ar no quarto de isolamento, para as sete formas de ventilação analisadas. Observando-se os gráficos, verifica-se que as velocidades mais altas ficam em torno de 1 m/s. Para sistemas sem resfriamento do ar, como os existentes na sala, essa velocidade é capaz de garantir conforto térmico, ASHRAE 55 (ASHRAE, 2013a), dependendo da temperatura ambiente. Em ambos os gráficos, observa-se que as velocidades mais altas ocorrem nas formas de ventilação em que se tem mais trocas de ar, devido à abertura da porta e/ou das janelas (casos 4 e 5) e também na forma na qual estão ligados o ventilador e o exaustor, com portas e janelas fechadas (caso 1). Neste

último caso, as velocidades mais altas preocupam pela maior possibilidade de dispersão de contaminantes.

Figura 5.18 – Perfis de velocidade do ar no quarto de isolamento – posição 1

Figura 5.19 – Perfis de velocidade do ar no quarto de isolamento – posição 2

5.2.2.2 Perfis de temperatura do ar

Nas Figuras 5.20 e 5.21, são mostrados os perfis de velocidade do ar no quarto de isolamento, para as sete formas de ventilação estudadas. Observa-se que, para ambos os pontos de medição, 1 e 2, há uma diferença máxima de cerca de 2 °C

entre a temperatura mais alta e a mais baixa. Vê-se também que, para cada ponto de medição, em cada forma de ventilação, praticamente não há diferença entre as temperaturas medidas em cada altura.

Figura 5.20: Perfis de temperatura do ar para o quarto de isolamento – posição 1

Figura 5.21: Perfis de temperatura do ar para o quarto de isolamento – posição 2

Portanto, todas as formas de ventilação estudadas foram adequadas para a manutenção da temperatura de conforto. Ademais, nenhuma das formas de ventilação provoca grandes gradientes de temperatura, o que seria indesejável, por favorecer o aparecimento de correntes de convecção e consequente alçamento de partículas potencialmente contaminadas.

5.2.2.3 Intensidades de turbulência

Nas Figuras 5.22 e 5.23 mostram-se os valores de intensidade de turbulência do ar no quarto de isolamento, para as sete formas de ventilação analisadas. Os níveis de turbulência variaram de cerca de 6% até cerca de 48%, conforme a forma de ventilação analisada e a altura no ambiente. De forma geral, exceto pela forma de ventilação 7, todos as demais resultaram em valores de turbulência medianos ou altos, especialmente na parte superior do quarto. No nível intermediário, os valores de turbulência tenderam a ser menores. Não houve diferença considerável entre os pontos 1 e 2 no que diz respeito aos valores de turbulência.

Figura 5.22 – Valores de intensidade de turbulência para o quarto de isolamento – posição 1

Figura 5.23 – Valores de intensidade de turbulência para o quarto de isolamento – posição 2

Observa-se, nos dois gráficos das Figuras 5.22 e 5.23, que a forma de ventilação do 7º caso (janelas e portas fechadas, exaustor e ventilador desligados), conforme se esperaria, foi a que provocou menor intensidade de turbulência, porque é também a forma com menor taxa de ventilação (ACH). Comparando-se o 3º e o 4º caso, vê-se que o acionamento do ventilador axial provoca aumento da intensidade de turbulência na cota intermediária, que é para onde se dirige o jato de ar provindo do ventilador axial. Uma comparação entre o 1º e o 2º caso mostra resultado semelhante, com a presença do ventilador aumentando a turbulência na altura intermediária.

Por fim, comparando-se os dois esquemas com ventilação natural, 5º e 6º casos, vê-se que a turbulência aumenta quando se fecham as janelas e se mantém apenas a porta aberta (6º caso). Isso, a princípio, poderia parecer contraditório, visto que o ACH é bem maior no 5º caso. Entretanto, é importante lembrar que as velocidades no 6º caso são bem menores (v. seção 5.2.3.1) e que a intensidade de turbulência é inversamente proporcional à velocidade média. Portanto, variações pequenas de velocidade têm maior impacto sobre a turbulência nesse caso.

5.2.3 Cálculo da probabilidade de infecção – equação de Wells-Riley

De posse dos valores de ACH, utilizando a equação de Wells-Riley (3.3), apresentada e discutida no capítulo 3 e aqui reproduzida por conveniência, foi calculada a probabilidade de novos casos de infecção para cada forma de ventilação analisada no quarto de isolamento.

$$P = \frac{C}{S} = 1 - \exp\left(-\frac{Ipqt}{Q}\right) \quad (3.3)$$

Seguindo o proposto por Rudnick e Milton (2003) e Noakes et al. (2006a, b), foram assumidos os seguintes valores para cada variável:

- S = Número de pessoas susceptíveis = 1;
- I = Número de fontes de infecção (isto é, infectores) = 1;
- q = Número de partículas infectantes geradas por segundo =
10 quanta/h = $2,78 \times 10^{-3}$ quanta/s;

- p = Taxa de ventilação pulmonar = 8 L/min = $1,33 \times 10^{-4}$ m³/s;
- t = Duração do tempo de exposição em segundos = 7200 s;
- Q = Taxa de ventilação do ambiente = ACH x V^2 , em m³/s.

De posse dos valores de P , foi construído o gráfico mostrado na Figura 5.24:

Figura 5.24 – Probabilidade de infecção para cada esquema de ventilação – equação de Wells-Riley.

Conforme se pode observar no gráfico, da Figura 5.24, mantidas as mesmas condições para os diversos esquemas de ventilação (taxa de ventilação pulmonar, geração de contaminantes, etc.), os valores de probabilidade de infecção refletem as condições de ventilação da sala. Ou seja, aos casos com maior taxa de ventilação, ACH, associam-se menores probabilidades de contaminação. Assim, os casos 1 (uso de ventilador e exaustor) e 2 (somente exaustor ligado), que apresentam ACH similares, também tem uma probabilidade de infecção similar. O mesmo acontece com os casos 3 e 4 (porta fechada e janelas abertas com ventilador ligado ou desligado, respectivamente). O 5º caso (porta e janelas abertas), que tem um valor de ACH excepcionalmente alto, apresenta a menor probabilidade de infecção. Já o 6º caso (somente porta aberta) e o 7º caso (porta e janelas fechadas), que

² Obteve-se Q multiplicando-se os valores de ACH apresentados na tabela 5.7 (expressos em s⁻¹), pelo volume do quarto de isolamento igual, que é de 70 m³.

apresentam os menores valores de ACH, irão apresentar a maior probabilidade de infecção.

Observa-se, portanto, que, uma vez mantidos os valores das demais variáveis, a probabilidade de infecção passa a ser função apenas da taxa de ventilação quando se utiliza a equação de Wells-Riley original. Ocorre que, como se verá mais adiante, na análise utilizando injeção e contagem de partículas, outros fatores também influenciam a probabilidade de infecção, notadamente os padrões de movimentação das partículas e a arquitetura da ventilação. Portanto, a equação de Wells-Riley apresenta limitações quanto ao estudo de contaminação quando se precisa comparar sistemas de ventilação diferentes, sendo necessário, para uma análise mais qualificada, o estudo da movimentação das partículas na sala.

No item 5.2.4, a seguir, são estudados os efeitos das taxas de ventilação sobre o decaimento na concentração de partículas em diferentes faixas de diâmetro, potencialmente carreadoras de patógenos. Essa análise só foi possível com a disponibilidade no presente estudo do uso de um gerador de partículas, constituindo-se em uma investigação pouco usual no cenário brasileiro.

No item 5.2.5, é feita uma comparação entre os coeficientes de extinção de partículas e o ACH correspondente calculado (ACH_{part}) com o ACH obtido mediante o método do decaimento da concentração de CO_2 (ACH_{CO_2}). Objetiva-se, com isso, gerar dados adicionais para a alimentação e comparação com a análise numérica (Capítulo 6).

5.2.4 Decaimento da concentração de partículas

Conforme descrito no capítulo 3, Método de trabalho – estudo experimental, para cada uma das formas de ventilação analisadas, realizou-se a medição do decaimento da concentração de partículas. Para isso, foram injetadas partículas de di-etil-hexil-sebacato (DEHS) no quarto e se mediu sua concentração nas seis faixas de diâmetro oferecidas pelo contador de partículas. Foram selecionadas para análise as faixas de 2 a 5 μm , de 5 a 10 μm e > 10 μm , porque é nessas faixas de tamanho que se têm partículas potencialmente carreadoras de patógenos.

Nas Figuras 5.25 a 5.38 mostram-se os gráficos de decaimento das partículas para cada forma de ventilação analisada (casos 1 a 7), para as duas

posições de medição, mostradas na Figura 3.26, reproduzida abaixo por conveniência.

Figura 3.26 – Posição dos contadores de partículas no quarto de isolamento.

As concentrações foram normalizadas, para cada intervalo de tamanhos de partículas, dividindo-se a concentração das partículas pelo valor da concentração média (C/C_m). Isto permite a visualização, em um mesmo gráfico, do decaimento na concentração dos diversos tamanhos de partículas.

Figura 5.25 – Decaimento na concentração de partículas – posição 1, 1º caso

Figura 5.26 – Decaimento na concentração de partículas – posição 2, 1º caso

Figura 5.27 – Decaimento na concentração de partículas – posição 1, 2º caso

Figura 5.28 – Decaimento na concentração de partículas – posição 2, 2º caso

Figura 5.29 – Decaimento na concentração de partículas – posição 1, 3º caso

Figura 5.30 – Decaimento na concentração de partículas – posição 2, 3º caso

Figura 5.31 – Decaimento na concentração de partículas – posição 1, 4º caso

Figura 5.32 – Decaimento na concentração de partículas – posição 2, 4º caso

Figura 5.33 – Decaimento na concentração de partículas – posição 1, 5º caso

Figura 5.34 – Decaimento na concentração de partículas – posição 2, 5º caso

Figura 5.35 – Decaimento na concentração de partículas – posição 1, 6º caso

Figura 5.36 – Decaimento na concentração de partículas – posição 2, 6º caso

Figura 5.37 – Decaimento na concentração de partículas – posição 1, 7º caso

Figura 5.38 – Decaimento na concentração de partículas – posição 2, 7º caso

Observando-se os gráficos das Figuras 5.25 a 5.38, verifica-se que, de forma geral, as curvas de decaimento de partículas obtidas nas duas posições de medição se assemelham. Nota-se também uma tendência a decaimentos mais acentuados quando é menor a turbulência (ventilador desligado).

5.2.5 Comparação entre valores de ACH obtidos por decaimento de CO₂ e por decaimento de partículas

Conforme já mencionado, a análise da probabilidade de infecção somente como função da taxa de ventilação obtida por decaimento de CO₂ utilizando a equação original de Wells-Riley deixa de levar em conta outros fatores, notadamente a dinâmica das partículas. Assim, é interessante incorporar a dinâmica de partículas na análise de risco. A seguir inicia-se a investigação da dinâmica de partículas pela análise do coeficiente de extinção das partículas.

Para fins de análise numérica do comportamento das partículas e também para estabelecer um paralelo entre o comportamento de partícula e de gás, buscou-se comparar os valores de ACH obtidos mediante análise de partículas com os valores obtidos pelo método do CO₂. Calculou-se, para cada forma de ventilação (1 a 7), para cada posição de medição (1 ou 2) e para cada faixa de tamanho de partícula em estudo (2 a 5 µm, 5 a 10 µm ou > 10 µm), a partir de um ajuste de curvas, o coeficiente de extinção (β), que reflete a taxa média de decaimento da

concentração de partículas por minuto. A seguir, os valores de β foram multiplicados por 60 (transformando a unidade de medida para taxa de decaimento por hora), para obter o valor de ACH para as partículas. Os valores de β , ACH obtidos por análise das partículas (ACH_{part}) e ACH obtido por CO_2 ($ACH_{gás}$) são apresentados na Tabela 5.8. Esta tabela também apresenta os valores para R^2 , para indicar a qualidade do ajuste da curva aos dados experimentais.

Analisando-se os resultados apresentados na Tabela 5.8, verifica-se que os valores de R^2 , na maioria dos casos, ficaram em torno de 0,9, o que indica uma boa correlação entre os valores experimentais de β e os valores teóricos. Portanto, as taxas de decaimento medidas aproximam-se do comportamento exponencial previsto na equação $c = c_0 \times e^{-\beta t}$.

Correlacionando estatisticamente as colunas ACH_{part} e $ACH_{gás}$ para os tamanhos de 2 a 5 μm , 5 a 10 μm e $>10 \mu m$ para os esquemas de ventilação estudados, tem-se os coeficientes de correlação (r – coeficiente de correlação de Pearson) de 0,58, 0,51 e 0,37, respectivamente (MAGALHÃES; LIMA, 2010). Ou seja, não existe correlação significativa entre o comportamento de partículas e o comportamento de gás (partículas de um gás) para os tamanhos de partícula em estudo. Além disso, percebe-se uma diminuição no coeficiente de correlação à medida que aumenta o tamanho das partículas, conforme previsto na literatura (BOUILLY et al., 2005).

Para ilustrar esta análise, nas Figuras 5.39 a 5.41 apresentam-se os gráficos de $ACH_{gás}$ *versus* ACH_{part} , para cada forma de ventilação e cada posição de medição.

A ausência de correlação estatística significativa entre ACH_{part} e $ACH_{gás}$ confirma que o comportamento de partículas não pode ser adequadamente modelado pelo método do CO_2 , porque outros fatores (tamanho das partículas, estratégia de ventilação, intensidade de turbulência, velocidade do ar, etc.), e não apenas a taxa de ventilação, influem sobre a taxa de extinção das partículas. Confirmam-se, portanto, os resultados de Bouilly et al. (2005, p. 4891), para quem “um aumento na taxa de ventilação não leva necessariamente a uma maior deposição [de partículas]”.

Tabela 5.8 – Valores de coeficientes de extinção e ACH para as diferentes formas de ventilação no quarto de isolamento.

Caso	Posição	Faixa de tamanho	R ²	β	ACH _{part}	ACH _{gás}
1	1	2-5 μm	1,00	0,132	7,9	10,9
		5-10 μm	0,92	0,102	6,1	
		> 10 μm	0,99	0,159	9,5	
	2	2-5 μm	1,00	0,139	8,3	
		5-10 μm	1,00	0,144	8,6	
		> 10 μm	0,83	0,084	5,0	
2	1	2-5 μm	0,67	0,161	9,7	10,4
		5-10 μm	0,71	0,219	13,1	
		> 10 μm	0,59	0,077	4,6	
	2	2-5 μm	0,55	0,142	8,5	
		5-10 μm	0,62	0,220	13,2	
		> 10 μm	0,51	0,078	4,7	
3	1	2-5 μm	0,88	0,202	12,1	18,4
		5-10 μm	0,92	0,262	15,7	
		> 10 μm	0,83	0,121	7,2	
	2	2-5 μm	0,99	0,303	18,2	
		5-10 μm	0,98	0,356	21,4	
		> 10 μm	0,98	0,222	13,3	
4	1	2-5 μm	0,94	0,071	4,2	21,5
		5-10 μm	0,92	0,071	4,3	
		> 10 μm	0,86	0,058	3,5	
	2	2-5 μm	0,98	0,097	5,8	
		5-10 μm	0,95	0,068	4,1	
		> 10 μm	0,99	0,109	6,5	
5	1	2-5 μm	0,98	0,254	15,2	48,7
		5-10 μm	0,99	0,301	18,1	
		> 10 μm	0,89	0,164	9,8	
	2	2-5 μm	0,98	0,227	13,6	
		5-10 μm	0,99	0,279	16,8	
		> 10 μm	0,84	0,128	7,7	
6	1	2-5 μm	1,00	0,151	9,1	7,9
		5-10 μm	0,99	0,172	10,3	
		> 10 μm	0,95	0,113	6,8	
	2	2-5 μm	0,99	0,152	9,1	
		5-10 μm	1,00	0,175	10,5	
		> 10 μm	0,95	0,129	7,8	
7	1	2-5 μm	0,95	0,087	5,2	4,8
		5-10 μm	0,95	0,094	5,6	
		> 10 μm	0,95	0,094	5,7	
	2	2-5 μm	0,98	0,059	3,5	
		5-10 μm	0,98	0,068	4,1	
		> 10 μm	0,71	0,051	3,1

Figura 5.39 – Correlação entre ACH_{part} e ACH_{gás} para partículas de diâmetro 2 a 5μm.

Figura 5.40 – Correlação entre ACH_{part} e ACH_{gás} para partículas de diâmetro 5 a 10μm.

Figura 5.41 – Correlação entre ACH_{part} e ACH_{gás} para partículas de diâmetro maior que 10μm.

Como consequência, vê-se que o método de Wells-Riley em sua formulação original é limitado, por não considerar a distribuição real da concentração de partículas efetivamente carreadoras de patógenos no ambiente. No capítulo 6, dos resultados numéricos, será realizada uma nova análise do risco de contaminação comparando os casos de ventilação estudados, mas considerando a distribuição da concentração de partículas no quarto de isolamento.

6 RESULTADOS NUMÉRICOS

Neste Capítulo apresentam-se os resultados das simulações numéricas obtidas a partir do programa Fluent para a solução do escoamento na sala cirúrgica e no quarto de isolamento e a apresentação, para efeito de análise qualitativa, desses resultados numéricos, para os mesmos pontos, com os resultados experimentais do capítulo 5. Para a sala cirúrgica, tem-se a simulação do sistema unidirecional (com e sem manequins posicionados) e do sistema *split*. Para o quarto de isolamento tem-se a simulação dos casos de ventilação analisados.

A solução do escoamento envolve o cálculo dos parâmetros: velocidade, temperatura e intensidade de turbulência do ar. A partir da solução obtida para o escoamento, são realizadas as análises numéricas para partículas representando o último objetivo da simulação. Uma das vantagens da simulação numérica é a possibilidade de se obter a solução do escoamento não só em pontos discretos, mas em todo o domínio do escoamento. Permitindo, portanto, a visualização do escoamento como um todo, ao contrário do que acontece na análise experimental do Capítulo 5, que define o valor das grandezas medidas apenas em alguns pontos discretos.

Na simulação numérica de partículas obteve-se o fator de proteção para a sala cirúrgica com os manequins posicionados, e para o quarto de isolamento foram obtidas as concentrações de partículas simulando a injeção de partículas a partir da maca 1. Para representar os tamanhos de partículas utilizados no estudo experimental, considerou-se um tamanho médio e único de partícula para cada canal, 3,5 μm para o canal de 2-5 μm e 7,5 μm para o canal de 5-10 μm .

Para o sistema *split* da sala cirúrgica não se realizou uma análise numérica da difusão de partículas porque, conforme discutido no capítulo 5 – Resultados experimentais, não há a definição de uma zona de proteção, e a tendência é o aumento contínuo da concentração de partículas na sala cirúrgica pela ausência de renovação de ar e de filtragem adequada.

6.1 OBTENÇÃO DA MALHA

6.1.1 Sala Cirúrgica

O programa utilizado para a geração das malhas é o ICEM (ANSYS, 2007). Na figura 6.1, tem-se a geometria simplificada representando a sala cirúrgica construída em 3-D e exportada para o programa ICEM. Na figura 6.2 mostra-se a malha construída no ICEM a partir desta geometria com 291 mil elementos tetraédricos, que foi a seguir exportada para o programa Fluent (ANSYS, 2009) onde o escoamento é resolvido (figura 6.2). Após definido o tamanho das células e garantida a independência da malha (FOREJT, 2009), os refinamentos são feitos nas regiões de insuflamento e retorno, bem como no ponto de geração.

O número relativamente pequeno de elementos da malha foi definido de acordo com os objetivos desta pesquisa, onde os resultados numéricos da dispersão de partículas e a sua concentração no ambiente serão analisados qualitativamente somente.

Por outro lado, nos trabalhos nos quais se pretende, por exemplo, simular a geração de contaminantes, representados pelas escamas de pele que são liberadas pela equipe cirúrgica, o número de elementos para um caso com geometria e tamanhos semelhantes pode chegar a casa dos milhões e a capacidade computacional necessária é bem maior, necessitando do uso de *clusters* ou supercomputadores (SADRIZADEH ; HOLMBERG e TAMMELIN, 2014).

Figura 6.1 – Modelo 3-D da sala cirúrgica destacando os difusores e grelhas de retorno do sistema “laminar” (à esquerda), mesa cirúrgica, equipe cirúrgica e foco cirúrgico (à direita).

Figura 6.2 – Malha da sala cirúrgica gerada pelo programa ICEM

6.1.2 Quarto de isolamento

Da mesma forma que se fez para a sala cirúrgica, construiu-se um modelo 3-D para o quarto de isolamento com a geração de uma malha para a simulação numérica (Figura 6.3) com 207 mil elementos tetraédricos. O número de elementos para a malha do quarto de isolamento segue a mesma lógica descrita para a Sala Cirúrgica. Foram modeladas a unidade de descontaminação (exaustor), as duas camas, o criado-mudo, o sofá, o ventilador axial de parede, a grelha da porta do corredor e uma fresta de infiltração sob a porta que dá para a sacada, além das duas janelas. Esses componentes permitiram que se simulassem os sete casos de ventilação estudados para o quarto de isolamento.

Figura 6.3 – Modelo 3D e malha do quarto de isolamento gerada no ICEM.

6.2 CONDIÇÕES DE CONTORNO

6.2.1 Sistema unidirecional

Conforme descrito no capítulo 3, a vazão do sistema unidirecional foi medida utilizando-se um anemômetro de fio quente, posicionado em vários pontos dos difusores centrais e das cortinas de ar, bem como nas três grelhas de retorno (Figura 6.4).

A condição de contorno adotada para as cortinas de ar e os difusores centrais é de velocidade prescrita; para as grelhas de retorno foram prescritas as vazões de retorno (exaustão) em percentuais. As velocidades e as vazões médias adotadas nos pontos de insuflamento e de retorno são apresentadas nas Tabelas 6.1 a 6.3. Uma vez que cada cortina de ar que envolve a mesa cirúrgica é composta por dois difusores (Tabela 6.1), esta é representada no modelo numérico dividida em duas posições (exemplo, cortinas de ar 1.1 e 1.2 que se referem aos difusores da cortina de ar 1, interna e externa, respectivamente). A temperatura de insuflamento é de 12°C e a intensidade de turbulência, de acordo com os dados da literatura, nos difusores é de 20% (FOREJT, 2007).

Figura 6.4 – Grelhas de retorno, difusor central e cortina dupla do sistema unidirecional da sala cirúrgica

Os equipamentos e o mobiliário considerados na simulação numérica são apresentados na tabela 6.1, bem como as potências de dissipação de cada aparelho, e representam uma sala cirúrgica típica. Conforme descrito no capítulo 3, o único aparelho que permaneceu ligado durante os testes foi o foco cirúrgico.

Tabela 6.1 – Equipamentos e mobiliário da sala cirúrgica

Quant.	Equipamento ou mobília	Dimensões características	Potência dissipada (W)
01	Mesa de operação	2,00x0,55x0,86 m	0
03	Mesa de instrumentação	1,00x0,45x0,80 m	0
02	Foco cirúrgico	$\phi = 0,45\text{m}$, $h = 0,15\text{ m}$	250
04	Manequins	altura = 1,80 m	0
01	Coagulador	0,40x0,35x1,05 m	100
01	Mesa auxiliar	0,60x0,40x0,46 m	0
01	Máquina de anestesia	0,70x0,65x1,00 m	200
04	Lâmpadas fluorescentes (conjunto de 4 lâmpadas)		160

Tabela 6.2 – Vazões de ar no insuflamento

Ponto de Insuflamento	Velocidade média (m/s)	Vazão média (m³/h)
Difusor 1	0,3	505
Difusor 2	0,3	467
Cortina de ar 1.1	2,8	342
Cortina de ar 1.2	3,7	453
Cortina de ar 2.1	3,3	403
Cortina de ar 2.2	2,9	349
Cortina de ar 3.1	1,9	182
Cortina de ar 3.2	2,7	257
Cortina de ar 4.1	1,2	113
Cortina de ar 4.2	1,1	101
Vazão total de insuflamento		3172

Tabela 6.3 – Vazões de ar no retorno e nas frestas

Ponto de Retorno	Exaustão (%)	Vazão (m³/h)
Grelha 1	4,9%	155
Grelha 2	4,9%	155
Grelha 3	62,7%	1987
Frestas*	27,5%	875
Vazão total		3172

* a vazão de frestas é calculada como sendo a diferença entre a vazão de insuflamento e a de retorno.

6.2.2 Sistema *Split*

Para a solução do escoamento do sistema *Split*, foi utilizada uma velocidade fixa de insuflamento de 3,0 m/s correspondente a uma vazão de 0,17 m³/s (560 m³/h), com uma temperatura de insuflamento de 21,0°C. As paredes internas tem temperatura fixa, incluindo o teto e o piso, de 23°C. Uma vez que os manequins não foram aquecidos, a temperatura superficial na modelação é a mesma das paredes, 23°C.

Conforme descrito no capítulo 5 – Resultados experimentais, para o sistema *split*, a medição de vazão de ar foi feita apenas no insuflamento, considerando-se que, para esse modelo de aparelho (*Hi-Wall*), a vazão de insuflamento é igual à de retorno.

6.2.3 Quarto de isolamento

Na figura 6.5 destaca-se os elementos que são utilizados para a definição das condições de contorno para o quarto de isolamento para todos os casos estudados.

Figura 6.5 – Elementos modelados para solução do escoamento e definição das condições de contorno.

Para cada um dos casos analisados foi calculada a vazão de insuflamento para o quarto multiplicando o valor de ACH obtido experimentalmente (a tabela 5.7 é aqui reproduzida por comodidade de visualização) pelo volume do quarto ($60,0\text{m}^3$). Para o ventilador axial e o exaustor foram utilizados os dados de catálogo para a vazão de cada equipamento.

Foi adotado um valor fixo de 30% para a intensidade de turbulência nos pontos de insuflamento para a fresta sob a porta e para o insuflamento pelas janelas, baseados em valores indicados na literatura (AWBI, 2003). Destaca-se que, em função da fragilidade mecânica do sensor de turbulência da Dantec, não se mediu a intensidade de turbulência nos insuflamentos (ventilador axial, janelas e fresta da porta).

Tabela 5.7 – Análise da ventilação no quarto de isolamento – valores de ACH

Esquema de Ventilação	ACH
1º caso – exaustor e ventilador ligados, porta e janelas fechadas (quarentena de verão)	10,9
2º caso – somente exaustor ligado, porta e janelas fechadas	10,4
3º caso – ventilador e exaustor desligados, porta fechada e janelas abertas	18,4
4º caso – ventilador ligado, porta fechada e janelas abertas (esquema de ventilação noturno)	21,5
5º caso – ventilador e exaustor desligados, porta e janelas abertas	48,7
6º caso – ventilador e exaustor desligados, somente porta aberta	7,9
7º caso – ventilador e exaustor desligados, porta e janelas fechadas	4,8

Quadro 6.1 – Condições de contorno para cada caso estudado no quarto de isolamento.

Caso 1	Utilizada modelação como ventilador (<i>FAN</i>), fixando a pressão total para obter a vazão desejada ($2 \text{ m}^3/\text{s}$) Vazão da unidade de descontaminação (exaustor) prescrita ($0,28 \text{ m}^3/\text{s}$) Entrada de ar pela fresta de infiltração e saída pelo exaustor
Caso 2	Idem ao caso 1 sem o ventilador axial
Caso 3	Velocidade prescrita para janelas 1 e 2 ($0,14 \text{ m/s}$) O ar entra pela janela e é exaurido pela grelha da porta do corredor, 100% da exaustão pela grelha da porta do corredor
Caso 4	Similar ao caso 3, mas com o ventilador axial ligado
Caso 5	Ventilador e exaustor desligados O ar entra pelas janelas (velocidade prescrita, $V = 0,36 \text{ m/s}$) e é exaurido pela porta do corredor que está aberta (100% de exaustão pela porta do corredor)
Caso 6	Ventilador e exaustor desligados O ar entra pela fresta de infiltração da porta que dá para a sacada (velocidade prescrita) e é exaurido pela porta que está aberta (100% de exaustão pela porta do corredor)
Caso 7	Similar ao caso 6, com o ar saindo pela grelha da porta do corredor. A porta do corredor está fechada.

As velocidades médias de insuflamento foram calculadas a partir dos valores de ACH experimentais e utilizadas para definir as velocidades para as janelas e para a fresta de infiltração. Em função dos ventos predominantes no local, durante a medição, as condições de contorno para cada caso foram definidas de forma que o escoamento fosse direcionado da sacada para o corredor – vento predominante. A porta adjacente à sacada foi considerada fechada em todos os casos.

A temperatura de parede e a temperatura de insuflamento do ar externo são prescritas. No quadro 6.1 é apresentado um resumo das condições de contorno para a solução de cada caso estudado.

6.3 SOLUÇÃO DO ESCOAMENTO

A solução do escoamento pelo programa Fluent envolve a resolução simultânea das equações do escoamento apresentadas no capítulo 4 – Fundamentação Numérica: equação da continuidade, equação da conservação da quantidade de movimento, equação da energia e as equações adicionais de fechamento para o modelo de turbulência.

O modelo de turbulência adotado foi o $k-\epsilon$ padrão. As funções de parede utilizadas também são padrão. Os critérios de convergência do problema para os resíduos são da ordem de 10^{-3} para continuidade, velocidade, energia cinética turbulenta e taxa de dissipação da turbulência e 10^{-6} para energia. O esquema numérico utilizado para a solução do acoplamento pressão-velocidade foi o SIMPLE. Os termos de convecção foram discretizados utilizando o esquema de segunda ordem *upwind*.

6.3.1 Sala Cirúrgica

Para a visualização do escoamento, principalmente na região de maior interesse, que é acima da mesa cirúrgica, foram gerados dois planos de visualização: um plano longitudinal, com extensão de 5,0 m, passando pelo centro da mesa cirúrgica, e um plano transversal, com extensão de 4,8 m, passando pelo centro da cortina dupla de ar transversal próxima à parede do fundo da sala cirúrgica, ou seja, do lado oposto à porta de entrada da sala cirúrgica. Nas figuras

6.6 a 6.8 são utilizados esses planos de análise para a visualização da solução do escoamento.

Na figura 6.6, vetores velocidade, observa-se que o fluxo de ar vindo dos difusores e das cortinas de ar é desviado em direção às grelhas de retorno do teto e da parede do fundo. Fica claro que a cortina de ar sofre uma deflexão em direção à grelha de retorno, ao invés de formar uma barreira de proteção em direção ao piso, para evitar a infiltração de contaminantes para a região de proteção da mesa cirúrgica (lado superior direito da figura 6.6). Isto ocorre devido à ausência de grelhas de retorno próximas ao piso e ao desbalanceamento das vazões como destacado nos resultados experimentais do capítulo 5. O mesmo efeito irá ocorrer, com menor intensidade, na cortina transversal do lado direito da figura 6.6 para os fundos da sala. O efeito resultante é a exposição da mesa cirúrgica, com a infiltração de ar contaminado de fora da zona de proteção para a região da mesa cirúrgica. Além disso, as outras duas cortinas de ar longitudinais sofrerão um efeito de torção aumentando a mistura de ar no interior da sala cirúrgica.

A figura 6.7 mostra linhas de fluxo partindo das cortinas 1, 2, 3 e 4, indicando o efeito de torção das cortinas de ar com a consequente perda de proteção da mesa cirúrgica. A cortina 3 (próxima às duas grelhas de retorno do fundo da sala) e a cortina 4 (que está próxima à grelha de retorno do teto) são as que apresentam as menores vazões, de acordo com os resultados experimentais do capítulo 5. Com estas velocidades baixas, essas cortinas não protegem a mesa cirúrgica contra a infiltração de partículas geradas foras da zona de proteção.

Figura 6.6 – Vetores velocidade no plano longitudinal e transversal na sala cirúrgica – sistema unidirecional

Figura 6.7 – Linhas de fluxo partindo das cortinas de ar 1, 2, 3 e 4.

6.3.2 Sistema de ventilação *split*

Na figura 6.8, vetores velocidade, tem-se o campo de velocidades para o *split*. O jato de ar que é insuflado pelo *split* passa por cima da mesa de cirurgia e retorna para o *split* próximo às paredes laterais. O resultado desse escoamento é a criação de uma zona de estagnação acima da mesa de cirurgia.

Figura 6.8 – Campo de velocidades (m/s) para o sistema *Split*.

6.3.3 Quarto de isolamento

Para visualizar a solução obtida para o escoamento dos casos de 1 a 7 estudados no quarto de isolamento utiliza-se um plano horizontal a 1,5 m do piso, como mostrado nas figuras 6.9 a 6.15, vetores velocidade.

Na figura 6.9, está representada a solução para o caso 1. Observa-se que existe um fluxo de ar predominante no centro do quarto insuflado pelo ventilador e que retorna próximo às paredes do quarto para o retorno do ventilador. A influência do exaustor praticamente não é visualizada neste plano, pois a exaustão está localizada em um plano acima deste, e a região de influência na sucção do exaustor é pequena.

Na figura 6.10, tem-se a solução para o caso 2, com o desligamento do ventilador em relação ao caso 1 e mantendo apenas o exaustor ligado. Neste caso, em relação ao caso 1, a movimentação do ar no centro da sala é reduzida e forma-se uma região de quase estagnação.

Figura 6.9 – Vetores velocidade – 1º caso, ventilador e exaustor ligados, porta e janelas fechadas – plano horizontal a 1,5 m de altura do piso

Figura 6.10 – Vetores velocidade – 2º caso – somente exaustor ligado, porta e janelas fechadas – plano horizontal a 1,5 m de altura do piso

Na figura 6.11, estão representados os vetores velocidade na solução para o caso 3, onde o ar penetra pelas janelas e é exaurido pela porta do corredor que permanece aberta.

Na figura 6.12, tem-se os vetores velocidade para a solução do caso 4, com as janelas abertas, mas com a porta do corredor fechada, prevalecendo o escoamento imposto pelo ventilador axial no plano indicado.

Na figura 6.13, tem-se a representação dos vetores velocidade para a solução do caso 5, com o ventilador e o exaustor desligado e com a porta fechada. O ar entra pelas janelas e é exaurido pela grelha da porta do corredor. O efeito final é que o escoamento é praticamente uma repetição do caso 3 (Figura 6.11), mas com a diminuição das velocidades do ar.

Figura 6.11 – Vetores velocidade – 3º caso, ventilador e exaustor desligados, porta fechada e janelas abertas – plano horizontal a 1,5 m de altura do piso.

Figura 6.12 – Vetores velocidade – 4º caso, ventilador ligado e exaustor desligado, porta fechada e janelas abertas – plano horizontal a 1,5 m de altura do piso.

Figura 6.13 – Vetores velocidade – 5º caso, ventilador e exaustor desligados, porta e janelas abertas – plano horizontal a 1,5 m de altura do piso.

Nas figuras 6.14 e 6.15, tem-se os vetores velocidade para os casos 6 e 7 com o ventilador e exaustor desligados e com janelas fechadas, as soluções são bem semelhantes. Porém, como no caso 6 a porta está aberta, a vazão insuflada é maior, resultando em velocidades maiores do ar.

Figura 6.14 – Vetores velocidade – 6º caso, ventilador e exaustor desligados, porta aberta e janela fechada - plano horizontal a 1,5 m de altura do piso.

No caso 7, figura 6.15, que possui a menor taxa de renovação entre todos os casos estudados, o escoamento do ar em todo o quarto fica próximo à estagnação.

Figura 6.15 – Vetores velocidade – 7º caso, ventilador e exaustor desligados, porta fechada e janela fechada – plano horizontal a 1,5 m de altura do piso.

6.4 COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS EXPERIMENTAIS E NUMÉRICOS

6.4.1 Sala cirúrgica – sistema unidirecional e *split*

Conforme descrito no capítulo 3, para a caracterização do escoamento do ar no interior da sala cirúrgica, foi empregado o sistema *Comfort Sense* (Dantec). O pedestal com o conjunto de sensores foi instalado, sucessivamente, em oito posições na sala com os sensores instalados em três alturas diferentes, conforme mostrado na figura 3.16, reproduzida aqui, por conveniência.

Os resultados obtidos para a velocidade do ar, temperatura do ar e intensidade de turbulência foram apresentados no capítulo 5 – Resultados Experimentais.

Figura 3.16 – Posicionamento dos pedestais com os sensores *Comfort Sense* na sala cirúrgica

Nas Tabelas 6.4 e 6.5, são apresentados os resultados numéricos e experimentais para o sistema unidirecional com e sem manequins posicionados, respectivamente. Na Tabela 6.6, estão indicados os resultados comparativos para o sistema *split*.

A partir da análise dos valores apresentados na tabela 6.5 para o sistema unidirecional com os manequins posicionados, conclui-se que há uma boa concordância entre as medições experimentais e os resultados numéricos para as temperaturas e uma razoável concordância nas velocidades. Com relação à intensidade de turbulência, a aplicação do modelo de turbulência k- ϵ padrão com as condições de contorno estabelecidas para os jatos de ar do difusor e das cortinas de ar apresentou uma intensidade de turbulência significativamente abaixo do obtido nas medições.

Na tabela 6.5, que compara os valores numéricos para o sistema unidirecional sem os manequins, observa-se a mesma tendência de análise da tabela 6.4 entre os resultados experimentais e numéricos, ressaltando-se que, diferentemente do observado no estudo experimental, a presença ou ausência dos manequins não alterou consideravelmente a intensidade de turbulência na zona de proteção (pontos 7 e 8 das tabelas 6.4 e 6.5).

Na tabela 6.6, é apresentada a comparação dos valores obtidos para o sistema *split*. Os resultados seguem a mesma tendência geral verificada para o sistema unidirecional, com uma razoável concordância para velocidades e temperaturas e uma intensidade de turbulência abaixo dos valores experimentais, mesmo com o ajuste no modelo numérico do ângulo de incidência do jato de ar do insuflamento do split, que foi modificado de jato horizontal (simulação convencional) para um jato com um ângulo de incidência de 30° em relação à direção horizontal.

Com base nos resultados experimentais, tem-se como indicativo que a simulação numérica consegue representar com razoável aproximação as condições do escoamento do ar na sala cirúrgica real. Ou seja, as malhas e os modelos utilizados, as condições de contorno e as aproximações geométricas utilizadas na simulação numérica são válidos para os propósitos do presente trabalho, considerando a simulação para regime permanente, utilizando um modelo de mistura e com apenas dois tamanhos de partícula (3,5 e 7,5 μm) para representar os canais de medição do contador de partículas.

Também como indicativo geral destes resultados tem-se como necessário um melhor estudo do comportamento dos jatos da cortina de ar no sistema unidirecional, em especial a deflexão e o efeito de turbulência dos dois jatos paralelos da cortina dupla. Da mesma forma é necessário um estudo do jato de insuflamento do sistema *split* para um melhor ajuste do modelo numérico.

Tabela 6.4 – Comparação dos resultados numéricos e experimentais para o sistema unidirecional com manequins posicionados

			Experimental			Numérico		
Posição	h (m)		V (m/s)	T (°C)	Tu (%)	V (m/s)	T (°C)	Tu (%)
Fora da zona de proteção	1	0,80	0,28	13,8	21	0,10	12,0	4
		1,40	0,23	14,2	21	0,12	11,2	8
		2,00	0,18	15,0	27	0,10	12,0	6
	2	0,80	0,29	13,8	43	0,05	12,0	6
		1,40	0,19	14,2	34	0,08	12,0	6
		2,00	0,13	14,6	24	0,12	12,0	5
Dentro da zona de proteção	3	0,80	0,23	13,6	50	0,40	11,0	8
		1,40	0,46	13,2	44	0,35	11,0	10
		2,00	0,36	13,3	46	0,40	11,0	16
	4	0,80	0,47	13,9	39	0,08	12,0	8
		1,40	0,52	13,9	35	0,08	12,0	12
		2,00	0,56	14,2	45	0,10	11,0	18
	5	0,80	0,24	13,8	33	0,15	11,0	11
		1,40	0,34	13,8	36	0,14	11,0	12
		2,00	0,36	14,0	44	0,14	12,0	18
	6	0,80	0,16	13,5	48	0,35	12,0	7
		1,40	0,25	13,2	51	0,40	12,0	8
		2,00	0,31	13,2	39	0,50	12,0	13
Sobre a mesa cirúrgica	7	1,10	0,17	13,5	55	0,08	11,0	12
		1,40	0,21	13,2	51	0,08	11,1	15
		2,00	0,29	13,1	52	0,10	11,2	24
	8	1,10	0,07	13,4	41	0,08	11,1	12
		1,40	0,08	13,2	56	0,08	11,2	15
		2,00	0,19	13,1	33	0,10	11,0	24

Tabela 6.5 – Comparação dos resultados numéricos e experimentais para o sistema unidirecional sem os manequins posicionados

		Experimental				Numérico		
	Posição	h (m)	V (m/s)	T (°C)	Tu (%)	V (m/s)	T (°C)	Tu (%)
Fora da zona de proteção	1	0,80	0,28	17,2	25	0,05	15,0	9
		1,40	0,23	17,8	25	0,12	15,0	5
		2,00	0,15	18,7	26	0,05	15,3	8
	2	0,80	0,32	15,4	32	0,08	15,2	6
		1,40	0,22	15,8	30	0,05	15,0	6
		2,00	0,20	16,4	28	0,10	15,3	6
Dentro da zona de proteção	3	0,80	0,24	15,0	32	0,22	15,5	10
		1,40	0,19	15,5	28	0,32	15,0	12
		2,00	0,16	16,0	30	0,32	15,2	19
	4	0,80	0,21	17,0	31	0,15	15,0	6
		1,40	0,20	17,3	32	0,10	15,2	9
		2,00	0,14	18,1	30	0,08	15,1	8
	5	0,80	0,27	16,0	32	0,15	15,2	8
		1,40	0,21	16,3	31	0,10	15,0	11
		2,00	0,15	17,1	28	0,15	15,1	11
	6	0,80	0,27	15,2	35	0,23	15,5	8
		1,40	0,21	15,5	32	0,32	15,5	12
		2,00	0,16	16,2	32	0,40	15,4	20
Sobre a mesa cirúrgica	7	1,10	0,22	15,0	31	0,08	15,2	12
		1,40	0,18	15,7	28	0,10	15,5	14
		2,00	0,14	16,5	29	0,10	14,8	23
	8	1,10	0,27	16,0	32	0,10	15,0	10
		1,40	0,21	16,2	29	0,08	14,8	14
		2,00	0,16	17,0	29	0,10	14,5	22

Tabela 6.6 – Comparação dos resultados numéricos e experimentais para o sistema *split*.

		Experimental				Numérico		
	Posição	h (m)	V (m/s)	T (°C)	Tu (%)	V (m/s)	T (°C)	Tu (%)
Fora da zona de proteção	1	0,80	0,10	21,8	18	0,08	21,5	5
		1,40	0,06	21,9	37	0,10	22,5	5
		2,00	0,21	21,9	12	0,12	22,0	8
	2	0,80	0,10	20,2	16	0,15	22,0	6
		1,40	0,01	20,5	38	0,07	22,0	6
		2,00	0,18	20,3	8	0,05	22,5	5
Dentro da zona de proteção	3	0,80	0,09	21,1	9	0,07	21,5	4
		1,40	0,02	20,9	42	0,10	21,0	4
		2,00	0,09	20,8	8	0,12	21,0	12
	4	0,80	0,04	21,0	23	0,10	21,0	3
		1,40	0,02	21,2	44	0,12	21,5	3
		2,00	0,16	21,3	11	0,16	21,5	13
	5	0,80	0,11	21,4	34	0,03	22,0	7
		1,40	0,10	21,4	37	0,12	22,0	10
		2,00	0,25	21,5	18	0,22	22,2	12
	6	0,80	0,08	21,5	23	0,07	22,0	8
		1,40	0,06	21,7	36	0,12	22,0	9
		2,00	0,22	21,7	13	0,20	22,5	12
Sobre a mesa cirúrgica	7	1,10	0,12	21,8	37	0,10	21,0	10
		1,40	0,30	21,9	52	0,22	21,5	20
		2,00	0,87	21,9	21	0,57	21,0	30
	8	1,10	0,27	21,7	41	0,10	21,0	10
		1,40	0,28	21,7	33	0,30	21,3	15
		2,00	0,93	21,6	23	0,42	21,3	20

6.4.2 Quarto de isolamento

Conforme descrito no capítulo 3, o pedestal de medição com os sensores do sistema Dantec foi posicionado em dois pontos do quarto de isolamento, com os sensores nas alturas de 0,80, 1,40 e 2,00 m a partir do piso, conforme figura 3.24 reapresentada aqui.

Figura 3.24 – Posicionamento dos pedestais com os sensores Comfort Sense no quarto de isolamento

Na Tabela 6.7, são apresentados os resultados numéricos e experimentais para o quarto de isolamento, considerando os casos de ventilação estudados. A partir da análise dos valores apresentados na tabela 6.8, conclui-se novamente que há uma boa concordância entre os valores médios das medições experimentais e os resultados numéricos para as temperaturas e uma razoável concordância nas velocidades. Com relação à intensidade de turbulência, a aplicação do modelo de turbulência $k-\epsilon$ padrão com as condições de contorno apresentou uma intensidade de turbulência significativamente abaixo do obtido nas medições. Uma das simplificações da simulação do escoamento nos casos em que se tem ventilação natural ou natural e mecânica (com janelas abertas, por exemplo) é que o modelo é alimentado com velocidades médias, em vez de se prever a intermitência causada pelo escoamento natural.

Nos casos em que se tem uma ventilação predominantemente mecânica, como no caso do escoamento com o uso do ventilador axial e da unidade de descontaminação (exaustor), a tendência é ter-se uma melhor representação do escoamento real.

Tabela 6.7 – Comparação dos resultados numéricos e experimentais para o quarto de isolamento (casos 1 a 7).

			Experimental			Numérico		
	Posição	h (m)	V (m/s)	T (°C)	Tu (%)	V (m/s)	T (°C)	Tu (%)
Caso 1 (ACH = 10,9)	1	0,80	0,49	21,9	26	1,00	22,0	13
		1,40	0,50	22,2	21	1,00	22,0	15
		2,00	0,16	22,1	33	1,50	22,0	16
	2	0,80	0,71	22,1	31	0,25	22,0	22
		1,40	0,54	22,0	21	1,25	22,0	17
		2,00	0,31	22,0	30	3,25	22,0	37
Caso 2 (ACH = 10,4)	1	0,80	0,10	22,3	13	0,19	22,0	4
		1,40	0,20	22,3	7	0,12	22,0	4
		2,00	0,02	22,4	41	0,12	22,0	5
	2	0,80	0,04	22,3	12	0,13	22,0	6
		1,40	0,17	22,4	5	0,19	22,0	5
		2,00	0,01	22,3	30	0,13	22,0	3
Caso 3 (ACH = 18,4)	1	0,80	0,52	20,8	28	0,02	22,0	6
		1,40	0,27	21,0	14	0,04	22,0	7
		2,00	0,06	21,2	40	0,03	22,0	8
	2	0,80	0,35	20,3	25	0,04	23,0	8
		1,40	0,23	20,8	15	0,03	23,0	8
		2,00	0,06	21,9	44	0,03	23,0	9
Caso 4 (ACH = 21,5)	1	1,10	0,70	21,3	33	0,80	21,0	10
		1,40	0,73	21,4	21	1,40	21,0	13
		2,00	0,20	21,5	32	3,20	21,0	14
	2	1,10	0,88	21,1	33	1,25	21,0	10
		1,40	0,70	21,2	21	1,00	21,0	18
		2,00	0,18	21,2	27	1,00	21,0	22
Caso 5 (ACH = 48,7)	1	1,10	1,03	20,6	10	0,05	20,0	4
		1,40	1,22	20,8	8	0,30	20,0	6
		2,00	0,31	21,0	32	0,12	20,0	5
	2	1,10	0,83	20,2	18	0,10	20,0	5
		1,40	0,67	20,2	7	0,12	20,0	5
		2,00	0,24	20,1	47	0,12	20,0	5
Caso 6 (ACH = 7,9)	1	1,10	0,04	21,5	28	0,01	22,0	14
		1,40	0,18	22,4	23	0,01	22,0	17
		2,00	0,08	22,0	31	0,02	22,0	18
	2	1,10	0,18	22,0	21	0,01	22,0	19
		1,40	0,11	22,2	16	0,01	22,0	19
		2,00	0,02	22,5	24	0,03	22,0	17
Caso 7 (ACH = 4,8)	1	1,10	0,04	22,5	14	0,01	22,0	9
		1,40	0,17	22,7	5	0,01	22,0	11
		2,00	0,02	22,8	19	0,01	22,0	11
	2	1,10	0,17	22,4	11	0,01	22,0	8
		1,40	0,07	22,6	5	0,01	22,0	10
		2,00	0,08	22,8	15	0,01	22,0	10

6.5 ANÁLISE DAS PARTÍCULAS

6.5.1 Sala Cirúrgica

O objetivo da análise de partículas para a Sala Cirúrgica segue a mesma lógica das medições experimentais, ou seja, caracterizar o fator de proteção (FP) em função do tamanho da partícula e analisar a dinâmica das partículas nas condições de operação da sala. Para tanto, duas situações são novamente analisadas: com a injeção de partículas fora da zona de proteção de um lado da mesa cirúrgica, e com a injeção de partículas no lado oposto da mesa cirúrgica. No capítulo 5 – Resultados experimentais, o fator de proteção foi calculado para partículas com tamanho entre 2 e 5 μm e entre 5 e 10 μm , ou seja, de acordo com os canais de medição do contador de partículas para aqueles tamanhos que são potencialmente carreadores de bactérias. Lembrando que os contadores de partículas utilizados neste estudo possuem seis canais de medição.

Para a análise numérica de partículas o modelo utilizado é o de mistura (*Mixture Model* – Fluent). A partir da solução do escoamento obtido para a sala cirúrgica é simulada a injeção de partículas de DEHS na concentração de $1,0 \times 10^6$ part/ cm^3 , correspondente à concentração média na saída do gerador de partículas para os diâmetros médios de cada canal, 3,5 μm (para a faixa de 2 a 5 μm de diâmetro) e 7,5 μm (para a faixa de 5 a 10 μm de diâmetro), para caracterizar o fator de proteção de acordo com os canais de medição do contador. A velocidade de injeção de partículas é de 0,3 m/s na direção horizontal, correspondente à vazão utilizada no gerador de partículas e ao diâmetro do tubo de injeção de partículas.

Na figura 6.16 ilustra-se o comportamento das partículas de 3,5 μm quando injetadas fora da zona de proteção. A concentração é medida em fração de volume para a fase 2 (partículas com 3,5 μm de diâmetro). Observa-se que a tendência da maior parte das partículas é serem exauridas pela grelha do teto (grelha 3). No entanto, conforme visto na solução do escoamento, falhas nas cortinas de ar de proteção da mesa cirúrgica resultam em uma concentração significativa de partículas acima da mesa cirúrgica, ou seja, caracterizando infiltração de contaminantes na zona de proteção.

Na figura 6.17, para partículas de 7,5 μm , a tendência é similar. Mas, com o peso maior das partículas, a dificuldade de exaustão é maior e as partículas se difundem mais no ambiente, diminuindo a eficiência de remoção das partículas.

Nas figuras 6.18 e 6.19 indicam-se a dinâmica das partículas quando a injeção é do lado oposto da mesa de cirurgia. O comportamento é similar, mas a infiltração das partículas sobre a mesa de operação é intensificada, com a consequente piora dos fatores de proteção tanto para partículas de 3,5 μm quanto para partículas de 7,5 μm .

Figura 6.16 – Evolução da simulação de partículas injetadas fora da zona de proteção (3,5 μm) até 900 iterações, para concentrações em fração de volume de 0 até $1,0 \times 10^{-7}$.

Figura 6.17 – Dinâmica das partículas injetadas fora da zona de proteção (7,5 μm) até 900 iterações, para concentrações em fração de volume de 0 até $1,0 \times 10^{-6}$.

Figura 6.18 – Dinâmica das partículas injetadas fora da zona de proteção (3,5 µm), lado oposto da mesa cirúrgica até 900 iterações, para concentrações em fração de volume de 0 até $1,0 \times 10^{-7}$.

Figura 6.19 – Dinâmica das partículas injetadas fora da zona de proteção (7,5 µm), lado oposto da mesa cirúrgica até 900 iterações, para concentrações em fração de volume de 0 até $2,0 \times 10^{-9}$.

Com base nos resultados numéricos do modelo de mistura para partículas com diâmetro de 3,5 µm e 7,5 µm, utilizando a equação 3.4, repetida aqui, obtêm-se os fatores de proteção para os dois tamanhos de partículas:

$$FP = -\log_{10} \frac{C_p - C_i}{C_e - C_i} \quad (3.4)$$

No modelo numérico, a condição de contorno para concentração de partículas no insuflamento (C_i) foi considerada zero para os diâmetros de 3,5 µm e 7,5 µm, simplificando. Portanto, na equação 3.4, tem-se nessa simulação $C_i=0$. Os valores obtidos numericamente para a média da concentração nas grelhas de exaustão (C_e) e para a concentração sobre a mesa cirúrgica (C_p) são apresentados

nas tabelas 6.8 e 6.9. Na figura 3.20, repetida aqui, mostra-se a posição do contador de partículas que define a concentração no ponto de interesse (Cp). Na definição do fator de proteção, para efeito de comparação e simplificação, repetindo o procedimento da parte experimental, a concentração de exaustão (Ce) é definida na grelha 3 de exaustão somente, embora no modelo numérico estejam disponíveis as concentrações nas grelhas de exaustão 1 e 2 (tabelas 6.8 e 6.9).

Figura 3.20 – Contador de partículas posicionado sobre a mesa cirúrgica

Tabela 6.8 – Concentrações em fração de volume nas grelhas de exaustão (Ce), no insuflamento (Ci) e no ponto de medição sobre a mesa de cirurgia (Cp), injeção de contaminantes fora da ZP.

Diâmetro da partícula	Ce			Cp	Ci
	Grelha 1	Grelha 2	Grelha 3		
3,5 µm	$7,6 \times 10^{-12}$	$1,2 \times 10^{-10}$	$1,7 \times 10^{-9}$	$1,44 \times 10^{-8}$	0 (C.C)
7,5 µm	$1,9 \times 10^{-10}$	$6,9 \times 10^{-13}$	$8,7 \times 10^{-8}$	$1,5 \times 10^{-9}$	0 (C.C)

Tabela 6.9 – Concentrações em fração de volume nas grelhas de exaustão (Ce), no insuflamento (Ci) e no ponto de medição sobre a mesa de cirurgia (Cp), injeção de contaminantes fora da ZP, do lado oposto.

Diâmetro da partícula	Ce			Cp	Ci
	Grelha 1	Grelha 2	Grelha 3		
3,5 µm	$1,6 \times 10^{-9}$	$2,0 \times 10^{-9}$	$1,4 \times 10^{-9}$	$4,0 \times 10^{-9}$	0 (C.C)
7,5 µm	$1,7 \times 10^{-9}$	$1,9 \times 10^{-9}$	$3,1 \times 10^{-8}$	$2,2 \times 10^{-10}$	0 (C.C)

Na tabela 6.10, estão indicados os resultados numéricos para o fator de proteção da sala cirúrgica, com injeção de um lado da mesa cirúrgica e do lado oposto da mesma mesa. Observa-se que os valores obtidos estão próximos dos valores obtidos no estudo experimental, com valores do fator de proteção variando de 0,10 a 0,52 (tabela 5.6 do capítulo 5).

Tabela 6.10 – Fatores de proteção (FP) obtidos numericamente sobre a mesa cirúrgica com geração fora da zona de proteção (ZP); diâmetros de 3,5 μm e 7,5 μm .

Diâmetro da partícula	Injeção fora da ZP	Injeção fora da ZP (lado oposto da mesa)
3,5 μm	-0,9	-0,45
7,5 μm	+2,5	+2,3

* valores negativos do FP indicam que a concentração no ponto de interesse é maior do que a concentração na exaustão, o que significa índice de proteção pior e indicação de zonas de estagnação.

6.5.2 Quarto de isolamento

No modelo numérico para o quarto de isolamento, as partículas são injetadas pelo gerador acima da maca 1, posição do paciente infectado, na direção horizontal dirigida para o centro da sala. O gerador simula a geração de partículas pelo paciente na mesma vazão e tamanho médio de partículas que foram gerados para a análise da sala cirúrgica. Da mesma forma que se fez para analisar o comportamento das partículas nos canais de maior interesse do contador (2-5 μm e 5-10 μm) na simulação numérica da sala cirúrgica, dois tamanhos de partícula são selecionados na análise numérica: 3,5 μm e 7,5 μm , com a mesma concentração de 1×10^6 part/cm³. Ou seja, será analisada novamente a distribuição da concentração de contaminantes em dois tamanhos de partículas diferentes.

No modelo utilizado para a análise de partículas, *Mixture Model*, a concentração para a fase 2 (partículas) é indicada em fração de volume. Desta forma, as concentrações estão indicadas também em fração de volume nas figuras de 6.20 a 6.33.

Para estabelecer uma avaliação comparativa entre os diversos casos de ventilação estudados experimentalmente no quarto de isolamento no Capítulo 5, foi utilizado para a análise do comportamento das partículas o modelo original de

Wells-Riley. Conforme discutido anteriormente, este modelo considera uma ventilação de mistura perfeita e, portanto, uma distribuição uniforme dos contaminantes (quanta) em toda a sala. Na simulação numérica, entretanto, é possível estabelecer a distribuição real dos contaminantes no ambiente em estudo, ressaltadas as aproximações na solução do escoamento, e definir para os pontos de interesse quais os modos de ventilação apresentam efetivamente um menor risco para o paciente. Além disso, com o uso de CFD é possível visualizar a distribuição das partículas em todo quarto de isolamento.

Os resultados da evolução da simulação para cada caso, até atingir 900 iterações, estão indicados nas figuras 6.20 a 6.33 por meio da visualização da concentração de partículas no quarto de isolamento, representando aproximadamente a dinâmica das partículas para cada caso de ventilação estudado e para os dois tamanhos de partículas em análise. Ressaltando, novamente, que a atenção é voltada para tamanhos de partículas que são potencialmente carreadoras de patógenos (bactérias), neste modelo representadas pelos tamanhos de partículas de 3,5 e 7,5 μm .

Primeiramente, faz-se uma análise qualitativa de cada caso observando o resultado obtido para a difusão das partículas no ambiente. Em todos os casos analisados, a geração de partículas ocorre acima da maca 1 (paciente) na mesma vazão e concentração, tanto para partículas de 3,5 como de 7,5 μm .

6.5.2.1 Caso 1

Nas figuras 6.20 e 6.21, tem-se os resultados obtidos para o caso 1, onde se nota que a influência do ventilador axial é maior do que a da unidade de descontaminação (exaustor). Observa-se também que o exaustor não é efetivo para captar as partículas, que acabam por se dispersar no ambiente. O comportamento é similar para os dois tamanhos de partículas analisados. De forma geral, a influência do ventilador axial é prejudicial, pulverizando as partículas no interior da sala.

Figura 6.20 – Evolução da solução para o caso 1, partículas de 3,5 µm, até 900 iterações .

Figura 6.21 –Evolução da solução para o caso 1, partículas de 7,5 µm, até 900 iterações .

6.5.2.2 Caso 2

Nas figuras 6.22 e 6.23, tem-se o resultado da simulação para o caso 2, com portas e janelas fechadas e com o exaustor ligado. Em que pese o exaustor promover a renovação de ar da sala ($ACH = 10,4$), o papel desempenhado pelo exaustor na proteção contra a contaminação cruzada não é efetivo nos tamanhos de partículas estudados. O comportamento observado para as partículas é idêntico, apenas se acentuando o decaimento das partículas de 7,5 µm em relação às partículas de 3,5 µm.

Figura 6.22 – Evolução da solução para o caso 2, partículas de 3,5 µm, até 900 iterações.

Figura 6.23 – Evolução da solução para o caso 2, partículas de 7,5 µm, até 900 iterações.

6.5.2.3 Caso 3

Nas figuras 6.24 e 6.25, são apresentados os resultados para o caso 3, com o ventilador e exaustor desligados. Como as janelas estão abertas e o escoamento está dirigido para a grelha da porta junto ao corredor (a porta está fechada), observa-se que as partículas geradas acumulam-se ao longo do quarto de isolamento próximo as duas macas. Consequentemente, embora a taxa de ventilação seja adequada ($ACH = 18,4$), superior ao exigido por norma (6 a 12 trocas por hora, CDC, 2005) a proteção obtida em relação à contaminação cruzada é limitada.

Figura 6.24 – Evolução da solução para o caso 3, para partículas de 3,5 µm, até 900 iterações.

Figura 6.25 - Evolução da solução para o caso 3, partículas de 7,5 µm, até 900 iterações.

6.5.2.4 Caso 4

Na figura 6.26 e 6.27, tem-se os resultados para o caso 4. Com o ventilador axial ligado nota-se a mesma tendência de pulverização das partículas como descrito no caso 1. Os contaminantes não são captados pela unidade de descontaminação e se acumulam na zona de estagnação próxima à porta que está voltada para a sacada, junto ao banheiro. A tendência é a mesma para os dois tamanhos de partículas analisados.

Figura 6.26 – Evolução da solução para o caso 4, partículas de 3,5 µm, até 900 iterações.

Figura 6.27 - Evolução da solução para o caso 4, partículas de 7,5 µm, até 900 iterações

6.5.2.5 Caso 5

No caso 5, figuras 6.28 e 6.29, ventilador e exaustor desligados, janelas e porta aberta, observa-se uma variação mais acentuada para o comportamento das partículas de 3,5 e 7,5 µm. As partículas de 3,5 µm estão difundidas em pontos mais altos na sala, enquanto as partículas de 7,5 µm tendem a se concentrar junto ao piso.

Figura 6.28 - Evolução da solução para o caso 5, partículas de 3,5 µm, até 900 iterações

Figura 6.29 - Evolução da solução para o caso 5, partículas de 7,5 µm, até 900 iterações.

6.5.2.6 Caso 6

Para o caso 6, figuras 6.30 e 6.31, ventilador e exaustor desligados, porta aberta e janela fechada, o comportamento para partículas de 3,5 e 7,5 µm é praticamente idêntico, com as partículas se difundindo ao longo do ambiente, mas se concentrando junto ao piso.

Figura 6.30 - Evolução da solução para o caso 6, partículas de 3,5 µm, até 900 iterações.

Figura 6.31 - Evolução da solução para o caso 6, partículas de 7,5µm, até 900 iterações.

6.5.2.7 Caso 7

Nas figuras 6.32 e 6.33 tem-se os resultados obtidos para a simulação do caso 7 que do ponto de vista da ventilação é um caso extremo, pois o ventilador e o exaustor estão desligados além de janelas e portas fechadas. Assim, o valor de ACH obtido é o menor entre os casos estudados ($ACH = 4,8$). Apesar da baixa renovação de ar e da estagnação do escoamento, as partículas geradas tendem a se acumular junto ao piso diminuindo o risco de contaminação. Este resultado tem que ser analisado com restrições, pois não atende ao mínimo de renovação de ar requerida, em torno de seis renovações por hora.

Figura 6.32 – Evolução da solução para o caso 7, partículas de 3,5 µm, até 900 iterações

Figura 6.33 – Evolução da solução para o caso 7, partículas de 7,5 µm, até 900 iterações

6.5.2.8 Análise dos resultados numéricos das concentrações para os casos estudados

Na figura 3.22 (repetida aqui) ilustra-se o posicionamento dos contadores no método experimental. Estes pontos são mantidos para a análise numérica de partículas no quarto de isolamento, alterando o método de avaliação do risco para levar em conta o modo de ventilação e o tamanho da partícula infectada.

Figura 3.26 – Posição dos contadores de partículas no quarto de isolamento.

Nas figuras 6.34 e 6.35 são apresentados os resultados para concentração de partículas para as posições 1 e 2 dos contadores de partículas e para os dois tamanhos de partículas estudados, $3,5\ \mu\text{m}$ e $7,5\ \mu\text{m}$. Estas posições representam pessoas susceptíveis: no ponto C1 um paciente na cama 2 (altura da respiração a 0,9m do piso), e no ponto C2 um atendente em pé (altura da respiração a 1,5m do piso). Uma vez que a fonte de contaminantes é mantida constante, são analisados quais os casos que apresentam maior concentração de partículas nos pontos de interesse C1 e C2.

Figura 6.34 - Concentração de partículas no ponto C1 (em fração de volume) para partículas de 3,5 e 7,5 µm – casos 1 a 7 – posição do paciente na maca 2.

Figura 6.35 - Concentração de partículas no ponto C2 (em fração de volume) para partículas de 3,5 e 7,5 µm – casos 1 a 7 – posição de um atendente em pé.

O caso de ventilação 7, com porta e janelas fechadas, apresentou o menor valor de ACH entre todos os modos de ventilação e, conforme apresentado na

análise experimental do capítulo 5, figura 5.34, a maior probabilidade de infecção entre os modelos estudados utilizando a equação original de Wells-Riley.

Com a simulação das partículas, de acordo com cada caso, observa-se que os casos 1, 2 e 4 apresentam concentrações de partículas nos pontos C1 e C2 semelhantes ao caso 7. Como a movimentação do ar é muito reduzida no caso 7, a tendência das partículas mais pesadas é permanecerem próximas ao piso, diminuindo o risco de infecção, conforme já mencionado. Ou seja, a lógica de análise do risco de infecção em relação ao uso da equação original de Wells-Riley torna-se bastante diversa. Um ambiente com pouca ventilação e alta estagnação, como o do caso 7, apresenta risco de infecção semelhante aos outros casos para partículas nos tamanhos analisados, o que demonstra que, conforme esperado, a dinâmica das partículas maiores tem que ser analisada para se poder estabelecer o risco de contaminação mais próximo da realidade.

Observando as concentrações obtidas, conclui-se que os casos 3, 5 e 6 apresentam riscos relativos de contaminação semelhantes (Figuras 6.34 e 6.35). Os casos 1 e 4 com ventilador ligado apresentam concentrações próximas e, portanto, riscos de contaminação semelhantes. Ou seja, o fato do exaustor estar ou não ligado não modifica o risco de contaminação quando se liga o ventilador axial.

7 CONCLUSÃO

7.1 CONSIDERAÇÕES GERAIS

Nas salas cirúrgicas do Brasil vem sendo introduzido paulatinamente o sistema de ventilação com fluxo unidirecional, mais moderno e eficiente. Entretanto, especialmente em pequenas clínicas e hospitais antigos, ainda é bastante utilizado o sistema *split*, apesar da literatura desaconselhar seu uso nessa situação. Nos quartos de isolamento, por sua vez, é comum o uso de ventilação natural ou mecânica.

Embora o sistema de ventilação unidirecional seja um dos mais modernos, o seu elevado custo ainda limita a recomendação do seu uso apenas em cirurgias de alto risco de contaminação como, por exemplo, os transplantes e as cirurgias ortopédicas.

Não existe um consenso na literatura sobre a maior eficácia de proteção dos sistemas unidirecionais em relação a outros tipos de sistemas de ventilação em salas cirúrgicas, o que requer mais estudos, a exemplo do presente trabalho.

O trabalho foi desenvolvido dentro de um hospital brasileiro na ala específica para doenças infecciosas. A realização dos ensaios em sala cirúrgica e em quarto de isolamento reais foi extremamente importante. Trouxe, contudo, o inconveniente da pouca disponibilidade para a realização de ensaios, pois além das medições também foram necessárias ações para a geração de partículas, interferindo sobremaneira no uso destes ambientes pelo hospital.

Felizmente, o objetivo de obter valores de temperatura, velocidade e intensidade de turbulência do ar, e de concentração de partículas foi alcançado. Porém não foi possível verificar a repetibilidade dos resultados. Uma melhor avaliação das incertezas de medição só seria possível com o uso de mais instrumentação e muito mais tempo ou, como proposto na sugestão de novos trabalhos, em ambientes de laboratório simulando salas cirúrgicas e quartos de isolamento.

7.2 CONCLUSÕES

A seguir são apresentadas as principais conclusões do trabalho realizado.

O sistema de ventilação unidirecional apresentou fatores de proteção bem abaixo dos recomendados na norma europeia para uma sala cirúrgica nova (VDI, 2007; DIN, 2008), tendo sido obtidos valores entre 0,10 e 0,52 na avaliação experimental e de -0,9 a +2,5 na análise numérica. Este resultado mostra o quão importante são a instalação e o uso corretos do sistema de ventilação, uma vez que os valores baixos do fator de proteção foram decorrência da não instalação de grelhas de retorno próximas ao piso e ao desbalanceamento do retorno nas grelhas posicionadas no teto e na parede de fundo, além de problemas no sistema de filtragem do ar.

O uso do sistema *split* Instalado na sala cirúrgica especificamente para efeito de comparação, mostrou ser totalmente inadequado, não só pela falta de renovação de ar e filtragem, mas também e, sobretudo, pelo tipo de escoamento – o insuflamento e o retorno estão praticamente no mesmo ponto da sala próximo ao teto. Cabe uma advertência: mesmo que alguns modelos de *split* possuam filtragem adequada e seja instalado sistema de renovação de ar, o padrão de escoamento obtido por este tipo de equipamento não é adequado para salas cirúrgicas.

Na avaliação do fator de proteção, normalmente, são utilizadas partículas finas ($<1,0\mu\text{m}$). No presente estudo, porém, foram utilizadas partículas com tamanhos variando entre 2 e $10\mu\text{m}$ de diâmetro, que são efetivamente as partículas carreadoras de patógenos (especialmente bactérias). Tanto no procedimento experimental quanto no procedimento numérico ficou clara a importância de se considerar o diâmetro maior das partículas na avaliação do desempenho de salas cirúrgicas, pois a trajetória das partículas é bastante diversa daquela obtida quando se utiliza partículas finas ($<1,0\mu\text{m}$) ou mesmo um gás (CO_2 , etc.).

Na determinação do risco de contaminação para o quarto de isolamento a aplicação da equação original de Wells-Riley demonstrou que o sistema mais eficaz é a ventilação natural com janelas e portas abertas, que alcançou o maior valor da taxa de renovação do ar, ACH.

As diferenças observadas entre as medições experimentais e a modelação numérica, principalmente para a intensidade de turbulência, evidenciam a

necessidade de mais estudos experimentais subsidiando a aplicação dos modelos numéricos. Com relação aos valores dos fatores de proteção, a simulação numérica apresentou uma boa concordância entre os valores numéricos e experimentais.

Com o desenvolvimento do presente trabalho observou-se uma importante lacuna entre o preconizado na norma NBR 7256 (ABNT, 2005) e a realidade dos hospitais brasileiros. Enquanto cresce a instalação de sistemas unidirecionais, a norma não considera aspectos específicos importantes de orientação na instalação e operação desses sistemas, tais como posicionamento de grelhas de exaustão, taxas de renovação de ar, balanceamento do sistema etc., que levariam a uma maior segurança na aplicação desses sistemas, até se atingir um novo cenário que seria considerar a análise do desempenho desses sistemas com a utilização de geradores de partículas como aplicados na presente pesquisa.

A troca de informações entre os profissionais de saúde e este pesquisador permitiu que se atingisse um dos objetivos do trabalho que é a disseminação dos conhecimentos específicos e sugestões de melhorias relativas ao emprego dos sistemas de ventilação em ambientes críticos de hospitais. Por outro lado, agregaram-se informações fundamentais sobre a rotina de operação e os equipamentos utilizados em hospitais para os profissionais envolvidos.

Finalmente, o desenvolvimento do presente trabalho visa contribuir na proposição de uma metodologia experimental e numérica para a avaliação da dinâmica das partículas e, conseqüentemente, do risco de infecção por via aérea em ambientes hospitalares.

7.3 SUGESTÃO PARA NOVOS TRABALHOS

- Montagem de uma sala experimental com sistema unidirecional e com sistema *split*, para o teste dos difusores, das cortinas de ar e melhor caracterização do jato de ar do sistema *split*.
- Incorporação de outros sistemas de ventilação utilizados em salas cirúrgicas e quartos de isolamento para comparação da eficiência desses sistemas.
- Repetição da metodologia, em campo, para uma sala cirúrgica com sistema balanceado.

- Melhoria da simulação numérica com a incorporação de um modelo de tosse na análise numérica do quarto de isolamento.
- Teste de outros modelos de partículas para efeito de comparação (*Random Walk Model*, *Fluent*)
- Estudo específico da deposição de partículas para os sistemas estudados, aumentando os dados experimentais disponíveis.
- Medição da intensidade de turbulência incorporando sensores mais robustos (tipo pastilha) para medição das intensidades de turbulência nos insuflamentos.
- Aprofundamento dos estudos numéricos em outros ambientes que utilizam sistema *split* (salas de aula, por exemplo).
- Utilização de um *mock-up* de sala cirúrgica para o desenvolvimento da metodologia de análise e na análise de novos projetos de salas cirúrgicas

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABNT – ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 7256:** Tratamento de ar em estabelecimentos assistenciais de saúde (EAS): Requisitos para projeto e execução das instalações. Rio de Janeiro, 2005.

AIA – AMERICAN INSTITUTE OF ARCHITECTS. **Guidelines for design and construction of health care facilities.** Washington, 2013a.

AIA – AMERICAN INSTITUTE OF ARCHITECTS. **HVAC Design Manual for Hospitals and Clinics.** 2nd ed. Atlanta, 2013b.

AIRFLOW. **TA-5 Thermal anemometers:** operating instructions 9020758/E/899. Buckinghamshire: Airflow, s. d.

ALIABADI A. A., ROGAK S. N., BARTLETT K. H., GREEN S. I. Preventing airborne disease transmission: review of methods for ventilation design in health care facilities. **Advances in Preventive Medicine**, vol. 2011.

ALMEIDA, C. L. **Material particulado, microbiota aérea e perfil de resistência de *staphylococcus aureus* em suspensão durante o intra-operatório de cirurgias ortopédicas em um hospital de médio porte de São Carlos.** 2010. 117 f. Dissertação (Mestrado) – Departamento de Enfermagem, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2010.

ALTMANN, J.; PETERS, C. The adjustment of the particle size at a Sinclair-La Mer-type aerosol generator. **Journal of Aerosol Science**, v. 23, supplement 1, p. S277-80, 1992.

ANSYS. **Fluent users's guide.** Ansys Fluent 14.0. Canonsburg, PA: Ansys. 2009.

ANSYS. **ICEM user's guide.** Ansys Icem CFD 11.0. Canonsburg, PA: Ansys, 2007.

ANVISA – AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Resolução-RE nº 9, de 16 de janeiro de 2003. **Diário Oficial da União**, Brasília, 20 de janeiro de 2003. Seção I, p. 35.

ASHRAE – AMERICAN SOCIETY OF HEATING, REFRIGERATING AND AIR-CONDITIONING ENGINEERS. **2009 ASHRAE Handbook:** Fundamentals. SI Edition. Atlanta: ASHRAE, 2009.

ASHRAE – AMERICAN SOCIETY OF HEATING, REFRIGERATING AND AIR-CONDITIONING ENGINEERS. **Standard 55-2013:** Thermal environmental conditions for human occupancy. Atlanta: ASHRAE, 2013a.

ASHRAE – AMERICAN SOCIETY OF HEATING, REFRIGERATING AND AIR-CONDITIONING ENGINEERS. **Standard 62.1-2013:** Ventilation for Acceptable Indoor Air Quality. Atlanta: ASHRAE, 2013b.

ASTM – AMERICAN SOCIETY OF TESTING MATERIALS INTERNATIONAL.
Standard E741-00: Standard Test Method for Determining Air Change in a Single Zone by Means of a Tracer Gas Dilution. American Society for Testing and Materials. West Conshohocken, Pennsylvania: ASTM International, 2006.

AWBI, H. B. **Ventilation of Buildings**. London/New York: Spon Press, 2003.

BEGGS, C. B. The airborne transmission of infection in hospital buildings: fact or fiction? *Indoor and Built Environment*, vol. 12, p. 9-18, 2003.

BEGGS, C. B.; NOAKES C. J.; SLEIGH P. A.; FLETCHER L.A.; SIDDIQI, K. The transmission of tuberculosis in confined spaces: an analytical review of alternative epidemiological models. **International Journal of Tuberculosis and Lung Disease**, vol. 7, p. 1015–1026, 2003.

BEGGS, C.B.; DONNELLY, J.K., KERR, K.G.; SLEIGH, P.A., MARA, D.D.; CAIRNS, G. The use of engineering controls to disinfect mycobacterium tuberculosis and airborne pathogens in hospital buildings. **Indoor Built Environment**. Vol. 9, p. 17-27, 2000.

BÉMER, D.; CALLÉ, S., GODINOT, S.; R. RÉGNIER, R.; DESSAGNE, J.M. Measurement of the Emission Rate of an Aerosol Source? Comparison of Aerosol and Gas Transport Coefficients. **Applied Occupational and Environmental Hygiene**. Vol 15, n. 12, p. 904-910, 2000.

BOUILLY, J.; LIMAM, K.; BÉGHEIN, C.; ALLARD, F. Effect of ventilation strategies on particle decay rates indoors: an experimental and modeling study. **Atmospheric Environment**, vol. 39, p. 4885-4892, 2005.

BRANDT, C.; HOTT, U; SOHR, D.; DASCHNER, F.; GASTMEIER, P.; RÜDEN, H. Operating room ventilation with laminar airflow shows no protective effect on the surgical site infection rate in orthopedic and abdominal surgery. **Annals of Surgery**, v. 248, n. 5, p. 695-700, 2008.

CDC – Center for Disease Control. Guidelines for preventing the transmission of *mycobacterium tuberculosis* in health-care facilities. **MMWR – Morbidity and Mortality Weekly Report**. v. 54, n. RR-17, Dec. 30, 2005. Disponível em: <http://www.cdc.gov/mmwr/pdf/rr/rr5417.pdf>. Acesso em: 5 abr. 2015.

CHAO C. Y. H.; WAN, M. P. A study of the dispersion of expiratory aerosols in uni-directional downward and ceiling-return type airflows using multiphase approach. **Indoor Air**, v. 16, n. 8, p. 296-312, 2006.

CHAO, C. Y. H.; WAN, M. P.; MORAWSKA, L.; JOHNSON, G. R.; RISTOVSKI, Z. D., HARGREAVES, M.; Mengersen, K; CORBETT, S.; XIE, X; KATOSHEVSKI, D. Characterization of expiration air jets and droplet size distributions immediately at the mouth opening. **Journal of Aerosol Science**, vol. 40, n. 2, p. 122-33, 2009.

CHOW T. T.; YANG, X. Y. Ventilation performance in operating theatres against airborne infection: review of research activities and practical guidance. **Journal of Hospital Infection**, v. 56, n. 2, p. 85-92, 2004.

CLARK, R. P.; CALCINA-GOFF, M. L. Some aspects of airborne transmission of infection. **Journal of the Royal Society Interface**, v. 6, p. S767-82, 2009.

COLE, C. E., COOK, C. E. Characterization of infectious aerosols in health care facilities: an aid to effective engineering controls and preventive strategies. **American Journal of Infection Control**, vol. 26, n. 4, p. 453-464, 1998.

CONCEIÇÃO, S. T. **Método de avaliação de contaminação aérea em cabines climatizadas**. 2012. 218 p. Tese (Doutorado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012.

CONSTANZO, S.; CUSUMANO, A.; GIACONIA, C. Ventilation rates and unsatisfied percentage from indoor CO₂ concentration. **Indoor and Built Environment**, v. 20, n. 2, p. 232-45, 2011.

DANTEC DYNAMICS. Nova Instruments. **ComfortSense Product Information**. Publication Number 264_v12. s.d.

DIAB-ELSCHAHAWI, M.; BERGER, J.; BLACKY, A.; KIMBERGER, O; OGUZ, R.; KUELPMANN, R.; KRAMER, A.; ASSADIAN, O. Impact of different-sized laminar air flow versus no laminar air flow on bacterial counts in the operating room during orthopedic surgery. **American Journal of Infection Control**, v. 39, n. 7, p. 25-9, 2011.

DIN – DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG. **Ventilation and air conditioning – Part 4: Ventilation in buildings and rooms of health care**. 2008.

DUGUID JP. The size and the duration of air-carriage of respiratory droplets and droplet-nuclei. **The Journal of Hygiene**, v. 44, n. 6, p. 471-9, 1946.

EICKHOFF, T. S. Airborne nosocomial infection: a contemporary perspective. **Infection Control & Hospital Epidemiology**, vol. 15, n. 10, p. 663-672, 1994.

EVANS, R. P. Current concepts for clean air and total joint arthroplasty: laminar airflow and ultraviolet radiation: a systematic review. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 469, n. 5, p. 945-53, 2011.

FABICHAK JUNIOR, D. **Arquiteturas de distribuição de ar em cabines de aeronaves: Análise experimental de partículas expiratórias**. 2013. 126p. Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

FELIX, V.B. **Condições de conforto térmico e desconforto local em salas cirúrgicas**. 2008. 80 p. Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

FLUENT. **Fluent 6.3 User's guide**. Lebanon: Fluent Inc, 2006.

FOREJT, L. **Airflow performance modeling in mobile operating rooms**. 2009. Thesis (Doctorate) – Department of Environmental Engineering, Czech Technical University, Prague, 2009.

FRIBERG, B.E.E.; BURMAN, L.G.; FRIBERG, S. Zoned exponential, vertical and horizontal ultra-clean laminar airflows. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 69, n. 2, p. 169-72, 1998.

GANT S.E.; KELSEY, A.; GOBEAU, N. **Factors influencing the indoor transport of contaminants and modelling implications**. HSL/ 2006/29. Buxton: Health and Safety Laboratory, 2006. Disponível em: <http://www.hse.gov.uk/research/hsl_pdf/2006/hsl0629.pdf>. Acesso em: 5 abr. 2014.

GASTMEIER, P.; BREIER, A.C.; BRANDT, C. Influence of laminar airflow on prosthetic joint infections: a systematic review. **Journal of Hospital Infection**, v. 81, n. 2, p. 73-8, 2012.

GEFFERS, C.; GASTMEIER, P. Häufigkeit und Vermeidbarkeit nosokomialer Infektionen: eine Hochrechnung für Deutschland. **International Journal of Biologic Macromolecules**, v. 32, n. 5, p. 140-3, 2010.

GILKESONA, C. A., CAMARGO-VALEROA, M. A., PICKINA, L. E., NOAKES, C. J. Measurement of ventilation and airborne infection risk in large naturally ventilated hospital wards. **Building and Environment**, v. 65, p. 35-48, 2013.

GRALTON, J.; TOVEY, E.; MCLAWS, M. L.; RAWLINSON, W. The role of particle size in aerosolised pathogen transmission: a review. **Journal of Infection**, v. 62, n. 1, p. 1-13, 2011.

HATHWAY, C.J.; NOAKES, C. J.; SLEIGH, P. A.; FLETCHER, L. A. CFD simulation of airborne pathogen transport due to human activities. **Building and Environment**, v. 46, n. 12, p. 2500-11, 2011.

HEIM, M.; MULLINS, B. J.; UMHAUER, H.; KASPER, G. Performance evaluation of three optical particle counters with an efficient “multimodal” calibration method. **Journal of Aerosol Science**, v. 49, n. 12, p. 1019-31, 2008.

HINDS, W.C. **Aerosol technology: properties, behavior, and measurement of airborne particles**. New York: Wiley Interscience, 1999.

HJALMARSSON, S.; LINDBERG, T.; WERNSTRÖM, I.; ANDERSSON, A. E.; KARLSTEEN, M. ; TARAKANOV, Y. A.; APELL, S. P. Particle tracing: analysis of airborne infection risks in operating theatres. In: 2012 COMSOL CONFERENCE, Milan, 2012. **Proceedings of...** Disponível em: <http://www.comsol.com/offers/conference2012papers/papers/file/id/12900/file/14260_apell_paper.pdf> Acesso em: 7 dez. 2013.

HO, S. H.; ROSARIO, L.; RAHMAN, M. M. Three-dimensional analysis for hospital operating room thermal comfort and contaminant removal. **Applied Thermal Engineering**, v. 29, n. 10, p. 2080-92, 2009.

HOWORTH, F. Prevention of airborne infection during surgery. **ASHRAE Transactions**, v. 99, n. 1, 1993.

HUYNH K. N., OLIVER B. G., STELZER S., RAWLINSON W., TOVEY E. R. A new method for sampling and detection of exhaled respiratory virus aerosols. **Clinical Infectious Diseases**, v. 46, p. 93-5, 2008.

INSTRUTEMP. **Aparelho portátil para medição de CO₂ e umidade relativa**. Modelo AZ 77530. Manual de utilização. Disponível em: www.instrutemp.com.br. Acesso em: 3 fev. 2015.

ISO – INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 21501-4. Calibration standard for light scattering air particle counters**. 2007.

ISO – INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 7726:1998, Ergonomics of the thermal environment: Instruments for measuring physical quantities**. ISO, 1998. Disponível em: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:7726:ed-2:v1:em>. Acesso em: 7 dez. 2013.

ISO/IEC – INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION / INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **GUM 98-3. Guide to the expression of uncertainty in measurement**. 2008.

JØRGENSEN, F. E. **How to measure turbulence with hot-wire anemometers**. Skovlunde, Denmark: Dantec Dynamics, 2002.

JOSEPH, P. E. A re-evaluation of laminar air flow in hospital operating rooms. **ASHRAE Transactions**, v. 87, n. 2, 1981.

KAO P. H.; YANG R.J. Virus diffusion in isolation rooms. **Journal of Hospital Infection**, v. 62, n. 3, p. 338-45, 2006.

KING, M.-F.; NOAKES, C. J.; SLEIGH, P. A.; CAMARGO-VALERO, M. A. Bioaerosol deposition in single and two-bed hospital rooms: a numerical and experimental study. **Building and Environment**, v. 59, p. 436-47, 2013.

KLEVENS, R. M.; EDWARDS, J. R.; RICHARDS, JR, C. L.; HORAN, T. C., GAYNES, R. P., POLLOCK, D. A., CARDO, D. M. Estimating healthcare-associated infections in U.S. hospitals, 2002. **Public Health Reports**, v. 122, n. 2, p. 160-6, 2007.

KOWALSKI, W. **Hospital Airborne Infection Control**. Boca Raton: CRC Press. Taylor & Francis Group, 2011.

LANDRIN, A.; BISSERY, A.; KAC, G. Monitoring air sampling in operating theatres: can particle counting replace microbiological sampling? **Journal of Hospital Infection**, v. 61, p. 27-29, 2005.

LEWIS, J.R. Operating room air distribution effectiveness. **ASHRAE Transactions**, v. 99, n. 2, 1993.

LI, Y.; LEUNG, G. M.; TANG, J. W.; YANG, X.; CHAO, C. Y.; LIN, J. Z., LU, J. W.; NIELSEN, P. V.; NIU, J.; QIAN, H.; SLEIGH, A.C, SU, H. J.; SUNDELL, J.; WONG, T. W.; YUEN, P. L. Role of ventilation in airborne transmission of infectious agents in the built environment – a multidisciplinary systematic review. **Indoor Air**, v. 17, n. 1, p. 2-18, 2007.

LIAO C. M.; CHEN, S. C.; CHANG, C. F. Modeling respiratory infection control measure effects. **Epidemiology & Infection**, v. 136, n. 3, p.299–308, 2008.

MAGALHÃES, M. N.; LIMA, A. C. P. de. **Noções de probabilidade e estatística**. São Paulo: EDUSP, 2010.

MCNEILL, J.; HERTZBERG, J.; ZHAI, Z. Experimental investigation of operating room air distribution in a full-scale laboratory chamber using particle image velocimetry and flow visualization. **Journal of Flow Control, Measurement and Visualization**, vol. 1, p. 24-32, 2013.

MEMARZADEH, F., MANNING, A. Comparison of operating room ventilation systems in the protection of the surgical site. **ASHRAE Transactions**, v. 108, n. 2, p. 1-13, 2002.

MENZIES, D. Tuberculosis crosses borders. **International Journal of Tuberculosis and Lung Diseases**, vol. 4, p. S153-9, 2000.

MILNER, J.T.; DIMITROULOPOULOU, C.; APSIMON, H.M. Indoor concentrations in buildings from sources outdoors. **UK Atmospheric Dispersion Modeling Liaison Committee Annual Report 2004-2005**. Didcot: ADMLC, 2004. Annex B.

MIT **Turbulence OpenCourse Ware**. Massachusetts Institute of technology. Disponível em <<http://ocw.mit.edu/courses/mechanical-engineering/2-27-turbulent-flow-and-transport-spring-2002/>>. Acesso em: 12 mar. 2014.

MORAWSKA, L. Droplet fate in indoor environments, or can we prevent the spread of infection? **Indoor Air**, vol. 16, n. 5, pp. 335–347, 2006.

MOURA, D. **Condições do escoamento e de conforto térmico em cabine de aeronave**. 2012. 74 p. Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.

NAPOLI, C.; TAFURI, S.; MONTENEGRO, L.; CASSANO, M.; NOTARNICOLA, A.; LATTARULO, S.; MONTAGNA, M. T.; MORETTI, B. Air sampling methods to evaluate microbial contamination in operating theatres: results of a comparative study in an orthopaedics department. **Journal of Hospital Infection**, n. 80, p. 128-132, 2012.

NICAS, M.; NAZAROFF, W. W.; HUBBARD, A. Toward understanding the risk of secondary airborne infection: emission of respirable pathogens. **Journal of Occupational and Environmental Hygiene**, vol. 2, n. 3, p. 143-54, 2005.

NIELSEN P. V.; LI, Y.; BUUS, M.; WINTHER, F. V. Risk of cross-infection in a hospital ward with downward ventilation. **Building and Environment**, v. 45, n. 9, p. 2008-14, 2010.

NIELSEN, P.V. Control of airborne infectious diseases in ventilated spaces. **Journal of the Royal Society Interface**, vol. 6, n. 6, S747-S755, 2009.

NOAKES, C. J.; BEGGS, C. B.; SLEIGH, P. A.; KERR, K. G. Modelling the transmission of airborne infections in enclosed spaces. **Epidemiology and Infection**, vol.134, n. 5, p. 1082-1091, 2006a.

NOAKES, C. J.; SLEIGH, P. A.; ESCOMBE, A. R.; BEGGS, C. B. Use of CFD analysis in modifying a TB ward in Lima, Peru. **Indoor and Built Environment**, vol. 15, n. 1, p. 41-47, 2006b.

NOVOSELAC, A.; SREBRIC, J. Comparison of air exchange efficiency and contaminant removal effectiveness as IAQ indices. **ASHRAE Transactions**, vol. 109, n. 2, p. 339-49, 2003.

PEREIRA, M. L. **Medição, predição e análise de partículas aéreas em salas cirúrgicas**. 2008. 163 p. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

PEREIRA, M. L.; GRAUDENZ, G. S.; TRIBESS, A. Sistemas de tratamento de ar em salas cirúrgicas: estudo da distribuição de partículas na avaliação da contaminação aérea. CIAR 2005: VIII Congreso Iberoamericano de Aire Acondicionado y Refrigeración, 1-3 Jun, Montevideo, 2005. **Anales...**, Montevideo, 2005.

PEREIRA, M. L.; VILAIN, R.; PEREIRA, L. J.; TRIBESS, A. Contaminação aérea em salas cirúrgicas: O impacto da utilização de um sistema de condicionamento de ar de parede. In: VI Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, 2010, Campina Grande. **Anais do ...** Rio de Janeiro: ABCM, 2010. p. 1-10.

PEREIRA, M. L.; VILAIN, R.; TRIBESS, A. Modeling and measurement of air contaminant distribution in an operating room ventilated with split system. Part II: The impact of airborne particles. **IAQ 2010 – Airborne Infection Control – Ventilation, IAQ & Energy**, 2010, Kuala Lumpur. Atlanta: ASHRAE, 2010. p. 1-13, 2010.

PEREIRA, M.; VILAIN R.; LEIVAS, T. P.; TRIBESS, A. Measurement of the concentration and size of aerosol particles and identification of the sources in orthopedic surgeries. **HVAC & R Research**, v. 18, n. 4, p. 588–601, 2012.

PEREIRA, M.L.; VILAIN, R.; TRIBESS, A. 2009. Modeling and measurement of air contaminant distribution in an operating room ventilated with split system. 9TH International Conference on Industrial Ventilation, 19-21st Oct, Zurich. **Proceedings of...** Zurich, 2009. p. 1-9.

QIAN, H.; LI, Y.; SETO, W. H.; CHING, P.; CHING, W. H.; SUN, H. Q. Natural ventilation for reducing airborne infection in hospitals. **Building and Environment**, v. 45, n. 3, p. 559-565, 2010.

RAMPONI, R.; BLOCKEN, B. CFD simulation of cross-ventilation flow for different isolated building configurations: validation with wind tunnel measurements and analysis of physical and numerical diffusion effects. **Journal of Wind Engineering and Aerodynamics**, v. 104-106, p. 408–18, 2012.

RILEY, E.C.; MURPHY, G.; RILEY, R.L. Airborne spread of measles in a suburban elementary school. **American Journal of Epidemiology**, v. 107, n. 5, p. 421-432, 1978.

RIM, D.; NOVOSELAC, A. Ventilation effectiveness as an indicator of occupant exposure to particles from indoor sources. **Building and Environment**, v. 45, n. 5, p. 1214-24, 2010.

RUDNICK, S. N.; MILTON, D. K. Risk of indoor airborne infection transmission estimated from carbon dioxide concentration. **Indoor Air**, vol. 13, n. 3, p. 237-245, 2003.

SADRIZADEH, S.; HOLMBERG, S.; TAMMELIN, A. A numerical investigation of vertical and horizontal laminar airflow ventilation in an operating room. **Buiding and Enviornment**, v. 82, p. 517-525, 2014.

SBPTT – SOCIEDADE BRASILEIRA DE PNEUMOLOGIA E TISIOLOGIA. **Tuberculose: Biossegurança e Risco Ocupacional**. SBPTT, 2011.

SEAL, D. V.; CLARK, R. P. Electronic particle counting for evaluating the quality of air in operating theatres: a potential basis for standards? **Journal of Applied Bacteriology**, v. 68, n. 3, p. 225-30, 1990.

SEKNER, C. The role of ventilation in indoor air quality: the need for better understanding, measurement and reporting. 10TH Healthy Buildings Conference, July 8-12th, Brisbane. **Proceedings of ...** Brisbane, 2012. p. 1-6.

SESAB – SECRETARIA DA SAÚDE DO ESTADO DA BAHIA. **Relatório Anual dos Indicadores de Infecção – NECIH – ano de 2010**. Disponível em: <http://www.suvisa.ba.gov.br/sites/default/files/relatorio_geral/arquivo/2011/09/30/INDICADORES%20DE%20INFEC%C3%87%C3%83O%20HOSPITALAR%20DA%20BAHIA%202010.pdf> Acesso em: 7 dez. 2013.

SHIH, T.-H.; ZHU, J.; LUMLEY, J. L. A new Reynolds stress algebraic equation model. **Computing Methods in Applied Mechanics and Engineering**, vol. 125, n. 1-4, p. 287-302, 1995.

SHRESTHA, S. S.; SWERDLOW, D. L.; BORSE, R. H.; PRABHU, V. S.; FINELLI, L.; ATKINS, C. Y.; OWUSU-EDUSEI, K.; BELL, B.; MEAD, P. S.; BIGGERSTAFF, M.; BRAMMER, L.; DAVIDSON, H.; JERNIGAN, D.; JHUNG, M. A.; KAMIMOTO, L. A.; MERLIN, T. L.; NOWELL, M.; REDD, S. C.; REED, C.; SCHUCHAT, A.; MELTZER, M. I. Estimating the burden of 2009 pandemic influenza A (H1N1) in the United States (April 2009-April 2010). **Clinical Infectious Diseases Journal**, vol. 52, Supp. 1, p.75-82, 2011.

SPENGLER, J. D.; CHEN, Q. Indoor air quality factors in designing a healthy building. **Annual Review of Energy and the Environment**, n. 25, p. 567-601, 2000.

SQASIG – SCOTTISH QUALITY ASSURANCE SPECIALIST INTEREST GROUP. Guidelines on test methods for environmental monitoring for aseptic dispensing facilities. (s/l): **ASSIG**, 2004.

STELZER-BRAID, S.; OLIVER B. G.; BLAZEY, A. J.; ARGENT, E.; NEWSOME, T. P.; RAWLINSON W. D.; TOVEY, E. R. Exhalation of respiratory viruses by breathing, coughing and talking. **Journal of Medical Virology**, vol. 81, n. 9, p. 1674-9, 2009.

STEVENSON, T.C. Experimental investigation of hospital operating room air distribution. 2008. 97 p. **Master's thesis – Georgia Institute of Technology**, 2008.

STOCKS, G. W.; SELF, S.D.; THOMPSON, B.; ADAME, X. A.; O'CONNOR, D. P.; Predicting bacterial populations based on airborne particulates: a study performed in nonlaminar flow operating rooms during joint arthroplasty surgery. **American Journal of Infection Control**, v. 38, n. 3, p.199-204, 2010.

SWIFT, J.; AVIS, E.; MILLARD, B.; LAWRENCE, T. M. Air distribution strategy impact on operating room infection control. CLIMA 2007 – Wellbeing Indoors, Jun 14-17th, 2007, Helsinki. **Proceedings of ... Helsinki**, 2007.

SZE TO, G. N.; CHAO, C. Y. H. Review and comparison between the Wells-Riley and dose-response approaches to risk assessment of infectious respiratory diseases. **Indoor Air**, vol. 20, n. 1, p. 2-16, 2010.

TANG, J.W., LI, Y., EAMES, I., CHAN, P.K.S., RIDGWAY, G.L. Factors involved in the aerosol transmission of infection and control of ventilation in healthcare premises. **Journal of Hospital Infection**, v. 64, n. 2, 100-114, 2006.

Test Equipment Depot. Met One Particle Counter. **User Manual**. DOC 026.97.80271. Melrose, MA, 2012.

TSI. **Model 3475 condensation monodisperse aerosol generator**: instruction manual. P/N 1933475. Revision E. Shoreview, MN: TSI, 2004.

VDI – VEREIN DEUTSCHER INGENIEURE. **VDI Guideline 2167**. Building services in hospitals. Heating, ventilation and air conditioning. Technical Division of Environmental Measurement Technologies. The Association of German Engineers, 2007.

VDI – VEREIN DEUTSCHER INGENIEURE. **VDI guideline 3491**: Particulate matter measurement; characteristics of suspended particulate matter in gases; terms and definitions. Technical Division Environmental Measurement Technologies. Düsseldorf, 2005.

VERSTEEG, H.K.; MALALASEKERA, W. **An introduction to computational fluid dynamics**: the finite volume method. London: Pearson, 2007.

VILAIN, R.; PEREIRA, M. L.; FELIX, V.; TRIBESS, A. Thermal comfort and local discomfort in an operating room ventilated with spiral diffuser jet. **HVAC&R Research**, vol. 19, n. 8, p. 1016-1022, 2013.

VON DOLINGER, E.J.O. ; BRITO, D. V. D; SOUZA, G. M.; MELO, G. B.; GONTIJO FILHO, P. P. Contaminação do ar em salas cirúrgicas durante cirurgias de artroplastias total de quadril e joelho, hemiartroplastias e osteossínteses no centro cirúrgico de um hospital brasileiro. **Revista da Sociedade Brasileira de Medicina Tropical**, v. 43, n. 5, p. 584-7, 2010.

VON DOLINGER, E.J.O. **Infecções ortopédicas em pacientes submetidos a artroplastias total de quadril e joelho, hemiartroplastias e osteossínteses: incidência, fatores de risco e influência do ar do centro cirúrgico em um hospital universitário brasileiro**. 2008. 55 p. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, 2008.

WAN, G. H.; CHUNG, F. F.; TANG, C. S. Long term surveillance of air quality in medical center operating rooms. **American Journal of Infection Control**, v. 39, n. 4, p. 302-8, 2011.

WELLS, W. F. Airborne contagion and air hygiene: an ecological study of droplet infections. Cambridge: **Cambridge University Press**, 1955.

WHO – **WORLD HEALTH ORGANIZATION**. Infection prevention and control of epidemic- and pandemic- prone acute respiratory diseases in health care. 2008. Disponível em: <<http://www.who.int/csr/>>. Acesso em: 5 jul. 2014.

WLOSZYN, M.; VIRGONE, J.; MÉLEN, S. Diagonal air-distribution system for operating rooms: experiment and modeling. **Building and Environment**, v. 39, n. 10, p. 1171-8, 2004.

XIE, X.; LI, Y.; CHWANG, A. T. Y.; HO, P. L.; SETO, W. H. How far droplets can move in indoor environments e revisiting the Wells evaporation- falling curve. **Indoor Air**, vol. 17, n. 3, p. 211-25, 2007.

YAM, R.; YUEN, P. L.; CHOY, T. Rethinking hospital general ward ventilation design using computational fluid dynamics. **Journal of Hospital Infection**, v. 77, n. 1, p. 31-6, 2011.

YANG, C.; YANG, X.; XU, Y.; SREBRIC, J. Contaminant dispersion in personal displacement ventilation. **Proceedings of Building Simulation**, p. 818-824, 2007.

YI, Y.; XU, W.; GUPTA, J. K.; GUILTY, A.; MARMION, P.; MANNING, A.; GULICK, B.; ZHANG, X.; CHEN, Q. Experimental study on displacement and mixing ventilation systems for a patient ward. **HVAC & R Research**, v. 15, n. 6, p. 1175-91, 2009.

ZOON, W. A. C., LOOMANS, M. G. L. C.; HENSEN, J. L. M. On the numerical accuracy of particle dispersion simulation in operating theatres. 12TH International Conference on Indoor Air Quality and Climate, Austin, Texas, 2011. **Proceedings...** Austin: International Society of Indoor Air Quality and Climate, 2011b.

ZOON, W. A. C., LOOMANS, M. G. L. C; HENSEN, J. L. M.. Testing the effectiveness of operating room ventilation with regard to removal of airborne bacteria. **Building and Environment**. v. 46, n. 12, p. 2570-7, 2011a.

ZOON, W. A. C.; HEIJKANT, S. A. M; HENSEN, J. L. M.; LOOMANS, M. G. L. C Assessment of the performance of the airflow in an operating theatre. In: SCANVAC Roomvent 2007 Conference, Helsinki. **Proceedings of ...** Helsinki, 2007. p 1-8.

ZOON, W.A.C.; LOOMANS, M.G.L.C.; HENSEN, J. L.M. Pre-investigation into sensitivity analysis of use and design parameters to the ventilation efficiency in an operating room. 11th International Conference on Indoor Air Quality and Climate, Copenhagen, Denmark, 2008. **Proceedings...** Copenhagen: Technical University of Denmark, 2008.