CIBELE ALVES DA SILVA

**Análise do escoamento do ar em uma sala cirúrgica via simulação
em CFD**

São Paulo
2016

CIBELE ALVES DA SILVA

Análise do escoamento do ar em uma sala cirúrgica via simulação em CFD

Dissertação apresentada à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para obtenção do
título de Mestre em Ciências

Orientador: Prof.^a Dr. Fernando Akira
Kurokawa

São Paulo
2016

CIBELE ALVES DA SILVA

Análise do escoamento do ar em uma sala cirúrgica via simulação em CFD

Dissertação apresentada à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para obtenção do
título de Mestre em Ciências

Área de concentração: Engenharia de
Construção Civil e Urbana

Orientador: Prof.^a Dr. Fernando Akira
Kurokawa

São Paulo
2016

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

São Paulo, _____ de _____ de _____

Assinatura do autor: _____

Assinatura do orientador: _____

Catálogo-na-publicação

da Silva, Cibele Alves

Análise do escoamento do ar em uma sala cirúrgica via simulação em CFD / C. A. da Silva -- versão corr. -- São Paulo, 2016.
104 p.

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia de Construção Civil.

1.Dinâmica dos fluidos computacional 2.Simulação numérica
3.E escoamento do Ar 4.Qualidade do Ar Interno 5.Salas Cirúrgicas
I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de
Engenharia de Construção Civil II.t.

DEDICATÓRIA

À Deus, pois tudo o que há pertence a Ele.
Sou grata por ser o meu refúgio e fortaleza nos
momentos difíceis e, além de tudo ser meu melhor
amigo.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof.^a Dr. Fernando Akira Kurokawa, pela dedicação, paciência, incentivo e por ter sido fundamental no desenvolvimento desse trabalho, meus sinceros agradecimentos.

Aos meus pais, por todo o empenho na minha formação, pelo amor incondicional e pela compreensão de todas as minhas ausências.

Ao meu marido que participou de todos os momentos, nem sempre tão bons, mas sempre ao meu lado, apoiando e incentivando.

Ao Prof. Dr. Cheng Liang Yee, à Profa. Dra. Brenda Chaves Coelho Leite e ao Prof. Dr. Rafael Alves Bonfim de Queiroz pela grande contribuição no aperfeiçoamento deste trabalho.

À Profa. Dra. Denise Duarte e ao técnico Ranieri Carvalho Higa do Laboratório de Conforto Ambiental e Eficiência Energética – LABAUT da FAU/USP, pela cessão dos equipamentos para a realização das medições e por toda a atenção prestada.

Aos amigos do LabCad, Karina Kubo e Gabriel Borges pelo companheirismo e solicitude.

Ao Prof. Dr. Arlindo Tribess, pelo conhecimento transmitido e por sua notória disposição em colaborar.

À Dra. Linda Ferreira Maximiano, à Enfermeira Andréa Tamancoldi Couto e toda a equipe do Centro Cirúrgico do Hospital Universitário da Universidade de São Paulo pela cooperação nas medições realizadas.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio financeiro.

Aos colegas de trabalho Francisco Maruo e Dalcy Caetano de Barros Filho pela compreensão e apoio ao longo desses anos.

A todos os colegas da Universidade Paulista, em especial ao Prof. Dr. Antônio Rene Camargo Aranha de Paula Leite e ao Prof. Dr. Carlos Lloret Ramos por terem sugerido e recomendado meu ingresso no programa de mestrado. Aos grandes amigos Prof. Clovis Chiezzi Seriacopi Ferreira e Profa. Dra. Karina de Oliveira Barbosa.

A todos que de alguma forma participaram para a realização desse trabalho.

RESUMO

Com a tendência em se construírem edifícios selados por motivos de climatização, controle de ruído e estéticos, acabou provocando um aumento nos casos de problemas relacionados à qualidade do ar de interiores (QAI) de tais ambientes. Os principais problemas relacionados à má qualidade do ar interno são a ventilação inadequada (maior parte dos casos), seguido de contaminantes do ar externo, contaminantes do ar interno (gerados internamente) e, em menor escala, materiais de construção e micro-organismos. No caso específico de uma edificação hospitalar, a qualidade do ar pode exercer uma influência direta e significativa na ocorrência de infecções hospitalares. O nível de contaminação é influenciado principalmente pelo tipo de sistema de condicionamento de ar. Daí a necessidade de um controle intenso dos contaminantes presentes no ar desse local. Assim, os sistemas de distribuição de ar desempenham uma tarefa fundamental em uma sala cirúrgica para a garantia da segurança e conforto térmico ao paciente, equipe cirúrgica. O retorno de ar também exerce uma função muito importante na eliminação do ar contaminado gerado no interior de uma sala cirúrgica. Esse retorno ocorre através das chamadas grelhas de retorno. Dado à limitação dos estudos analíticos e o alto custo das investigações experimentais, é grande relevância uma investigação numérico-computacional do escoamento do ar de uma sala cirúrgica, visando analisar o comportamento do fluxo de ar e da temperatura do ar. O foco desse trabalho é verificar, via simulação computacional em CFD (*Computational Fluid Dynamics*), a efetividade do sistema de distribuição de ar usado em centros cirúrgicos no que diz respeito ao controle do ar, com o intuito de se alcançar uma qualidade do ar adequada. Para validar o modelo computacional, realizou-se também a parte experimental, na qual foram feitas medições e coletas de dados em campo para comparação com os resultados das simulações. O estudo de caso considerado nesse trabalho foi uma das salas do centro cirúrgico do Hospital Universitário (HU) da Universidade de São Paulo.

Palavras-chaves: Dinâmica dos fluidos computacional. Simulação numérica. Escoamento do Ar. Qualidade do Ar Interno. Salas Cirúrgicas.

ABSTRACT

Due the trend to construct sealed buildings for air conditioning purposes, noise control and aesthetics, problems regarding interior air quality (IAQ) of such environments have been occurred. The main issues related to bad indoor air quality are inadequate ventilation (most part of the cases), followed by outdoor air contaminants, indoor air contaminants (internally generated) and, in a smaller scale, construction materials and microorganisms. In the specific case of a hospital building, air quality can have a direct and significant influence on the occurrence of nosocomial infections. The level of contamination is mainly influenced type air conditioning system. Hence the need for intensive control of contaminants in local air. Therefore, the air distribution systems play a fundamental task inside a surgical room for safety and thermal comfort of the patient and surgical team. The return air also plays a very important role in eliminating contaminated air generated within an operating room. This return takes place through so-called return grills. Due to the limitation of analytical studies and the high cost of experimental research, it is very relevant a numerical-computational investigation of the air flow of an operating room in order to analyze the air flow behavior and the air temperature. The focus of this study is to verify, via computer simulation based on CFD (Computational Fluid Dynamics), the effectiveness of the air distribution system used in surgical centers regarding the control of air, in order to achieve a proper quality of air. To validate the computer model, field measurements have been carried out and data have been collected for comparison with the simulation results. The case study to be considered for this project is the surgical room of the University Hospital of the University of São Paulo.

Key-words: Computational Fluid Dynamics. Numerical Simulation. Air Flow. Indoor Air Quality. Surgical Rooms.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Fluxo laminar com painéis	23
Figura 2 – Fluxo laminar com a utilização de cortina de ar	23
Figura 3 – Insuflamento pelo teto	24
Figura 4 – Insuflamento pela parede	24
Figura 5 – Balanço diferencial em um volume de controle tridimensional. A variável genérica, ϕ , no centro do volume representa $p, \kappa, \varepsilon, \rho$ ou T	34
Figura 6 – Planta da sala cirúrgica do Hospital Universitário da USP	35
Figura 7 – Vista em corte da localização do difusor e do retorno	36
Figura 8 – Imagem do difusor (acima da porta) e da grelha de retorno (inferior e à esquerda da parede)	36
Figura 9 – Layout da sala cirúrgica	37
Figura 10 – Configuração da posição dos pontos para medição da temperatura superficial nas paredes, portas e visor de vidro	40
Figura 11 – Configuração da posição dos pontos para a medição da temperatura superficial no teto	41
Figura 12 – Configuração da posição dos pontos para a medição da temperatura superficial no piso	41
Figura 13 – Posicionamento dos pontos para a medição da temperatura superficial nos mobiliários	42
Figura 14 – Pontos de medição no difusor e no retorno	42
Figura 15 – Pontos de medição de velocidades no difusor	43
Figura 16 – Ilustração das zonas em função do grau de assepsia	44
Figura 17 – Posicionamento dos confortímetros com a sala desocupada	44
Figura 18 – Configuração do ângulo de descarga no difusor de ar do tipo <i>supply</i>	45
Figura 19 – Modelo “real”: um difusor de parede superior e um retorno do tipo <i>inflow</i> inferior, localizados na mesma parede	47
Figura 20 – Modelo computacional da sala cirúrgica e células de monitoramento	48
Figura 21 – Malha estruturada não uniforme com resolução de $129 \times 105 \times 55$ células	48
Figura 22 – Monitoramento do resíduo referente às três malhas	49
Figura 23 – Campos de velocidades em três planos diferentes que passam pela mesa cirúrgica	50

Figura 24 – Campos de velocidades no difusor e na grelha de retorno.....	51
Figura 25 – Campos de temperatura em três planos diferentes que passam pela mesa cirúrgica	51
Figura 26 – Campos de temperatura no difusor de ar, grelha de retorno e monitor de anestesia	52
Figura 27 – Posicionamento dos confortímetros com a sala desocupada.....	53
Figura 28 – Diferentes planos ilustrando os vetores de velocidade na região da mesa cirúrgica	55
Figura 29 – Vetores de velocidade em um plano perpendicular ao difusor	56
Figura 30 – Vetores de velocidade em um plano perpendicular ao retorno do ar.....	57
Figura 31 – Velocidade da sala cirúrgica em 3D.....	58
Figura 32 – Temperatura da sala cirúrgica em 3D	58
Figura 33 – Caso 2: Um difusor de parede superior e um retorno inferior localizados na mesma parede com a condição “ <i>outflow</i> ”	61
Figura 34 – Caso 3: um difusor de parede superior e dois retornos inferiores localizados em direções e paredes opostas.....	61
Figura 35 – Caso 4: um difusor de parede superior e dois retornos inferiores localizados na mesma direção em paredes opostas	62
Figura 36 – Caso 5: um difusor de parede superior e dois retornos inferiores localizados em paredes opostas	62
Figura 37 – Caso 6: um difusor de parede superior e três retornos inferiores localizados em paredes opostas	63
Figura 38 – Campos de velocidades dos seis casos em um plano transversal que passa pela mesa cirúrgica referentes ao caso “real” e os casos modificados.	64
Figura 39 – Campos de velocidades dos seis casos em um plano longitudinal que passa pela mesa cirúrgica referentes ao caso “real” e os casos modificados.....	65
Figura 40 – Campos de velocidades dos seis casos em um plano horizontal que passa pela mesa cirúrgica referentes ao caso “real” e os casos modificados.	66
Figura 41 – Campos de velocidades dos seis casos em um plano horizontal que passa pelo difusor de ar referentes ao caso “real” e os casos modificados.	67
Figura 42 – Campos de velocidades dos seis casos em um plano horizontal que passa pelos retornos referentes ao caso “real” e os casos modificados	68
Figura 43 – Campos de temperatura dos seis casos referente ao plano transversal que passa pela mesa cirúrgica referentes ao caso “real” e os casos modificados.....	70

Figura 44 – Campos de temperatura dos seis casos referente ao plano longitudinal que passa pela mesa cirúrgica referentes ao caso “real” e os casos modificados	71
Figura 45 – Campos de temperatura dos seis casos referente ao plano horizontal que passa pela mesa cirúrgica referentes ao caso “real” e os casos modificados.....	72
Figura 46 – Campos de temperatura em um plano horizontal que passa pelo difusor de ar referentes ao caso “real” e os casos modificados	73
Figura 47 – Campos de temperatura em um plano horizontal que passa pelos retornos referentes ao caso “real” e os casos modificados	74
Figura 48 – Vetores de velocidade em um plano longitudinal à mesa cirúrgica referentes ao caso “real” e os casos modificados.....	77
Figura 49 – Vetores de velocidade em um plano transversal à mesa cirúrgica referentes ao caso “real” e os casos modificados	78
Figura 50 – Vetores de velocidade em um plano horizontal à mesa cirúrgica referentes ao caso “real” e os casos modificados	79
Figura 51 - Vetores de velocidade em um plano perpendicular ao difusor de ar referentes ao caso “real” e os casos modificados.....	80
Figura 52 – Vetores de velocidade em um plano perpendicular à direção do retorno 1 referentes ao caso “real” e os casos modificados	82
Figura 53 – Configuração do ângulo de descarga no difusor de ar do tipo supply	86
Figura 54 – Vetores de velocidade em um plano longitudinal que passa pela mesa cirúrgica referentes aos quatro casos	87
Figura 55 – Vetores de velocidade em um plano transversal que passa pela mesa cirúrgica referentes aos quatro casos	88
Figura 56 – Vetores de velocidade em um plano horizontal à mesa cirúrgica referentes aos quatro casos	88
Figura 57 – Vetores de velocidade em um plano perpendicular ao difusor, referentes aos quatro casos	90
Figura 58 – Vetores de velocidade em um plano perpendicular à direção do retorno 1 referente aos quatro casos.....	91

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Relação dos equipamentos e mobiliários.....	37
Tabela 2 – Relação dos aparelhos utilizados para as medições de dados e suas funções	38
Tabela 3 – Zona em função do grau de assepsia	43
Tabela 4 – Condições de contorno da sala cirúrgica do HU/USP com a sala vazia.....	46
Tabela 5 – Quantidade de células e número de iterações nas três malhas.....	48
Tabela 6 – Comparação entre a solução numérica da temperatura nas três malhas e os resultados experimentais.....	53
Tabela 7 – Comparação entre a solução numérica da velocidade nas três malhas e os resultados experimentais.....	54
Tabela 8 – Valores da vazão no retorno dos modelos modificados	63
Tabela 9 – Número de iterações para cada caso.....	64
Tabela 10 – Resultados numéricos da temperatura do modelo “real” e dos cinco casos modificados	75
Tabela 11 – Resultados numéricos da velocidade do modelo “real” e dos cinco casos modificados	75
Tabela 12 – Variação da temperatura entre o modelo “real” e os cinco casos modificados ..	76
Tabela 13 – Variação da velocidade entre o modelo “real” e os cinco casos modificados	76
Tabela 14 – Valores da vazão no difusor, valor residual e número de iterações para os quatro casos	86
Tabela 15 – Resultados numéricos da temperatura dos quatro casos.....	93
Tabela 16 – Resultados numéricos da velocidade dos quatro casos.....	93
Tabela 17 - Variação da temperatura entre o modelo “real” e os quatro casos modificados ...	93
Tabela 18 – Variação da velocidade entre o modelo “real” e os quatro casos modificados	94

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas

ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária

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

CDC - *Centers for Disease Control and Prevention*

CFD - *Computational Fluid Dynamics*

EAS - Estabelecimentos Assistenciais de Saúde

HEPA - *High Efficiency Particulate Air*

HU – Hospital Universitário

ISO - *International Organization for Standardization*

LAF - *Laminar Air Flow*

MVF - Método dos Volumes Finitos

NIOSH - *National Institute on Occupational Safety and Health*

OMS - Organização Mundial da Saúde

QAI - Qualidade do Ar de Interiores

RANS - *Reynolds Averaged Navier-Stokes*

SBS - *Sick Building Syndrome*

SIMPLE - *Semi Implicit Linked Equations*

TDMA - *TriDiagonal Matrix Algorithm*

UCV – *Ultra Clean Ventilation*

ULPA - *Ultra Low Penetration Air*

VC - Volume de Controle

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	16
1.1	OBJETIVO.....	20
1.2	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	21
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	22
2.1	ESTUDOS SOBRE OS SISTEMAS DE DISTRIBUIÇÃO DO AR EM SALAS CIRÚRGICAS	22
2.2	NORMAS SOBRE QUALIDADE DO AR E VENTILAÇÃO EM AMBIENTES CIRÚRGICOS	27
2.3	CONSIDERAÇÕES SOBRE O <i>SOFTWARE DESIGN BUILDER®</i>	29
3	FORMULAÇÃO DO PROBLEMA DO ESCOAMENTO DO AR EM AMBIENTES CIRÚRGICOS.....	30
3.1	EQUAÇÕES GOVERNANTES.....	30
3.2	CONDIÇÕES DE CONTORNO	32
3.3	FORMULAÇÃO NUMÉRICA	33
3.4	DISCRETIZAÇÃO DAS EQUAÇÕES.....	34
4	ESTUDO DE CASO	35
4.1	CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DA SALA CIRÚRGICA	35
4.2	SISTEMA DE DISTRIBUIÇÃO DE AR	36
4.3	DESCRIÇÃO DA PARTE EXPERIMENTAL	38
4.3.1	PONTOS DE MEDIÇÕES	39
4.4	MODELAGEM COMPUTACIONAL DA SALA CIRÚRGICA.....	45
4.4.1	CONDIÇÕES INICIAIS E DE CONTORNO.....	45
4.4.2	MODELAGEM GEOMÉTRICA E MALHA COMPUTACIONAL DO MODELO “REAL”	47
4.5	SIMULAÇÃO NUMÉRICA DO MODELO “REAL”	49

4.5.1 CRITÉRIO DE CONVERGÊNCIA	49
4.5.2 RESULTADOS NUMÉRICOS	50
4.5.3 COMENTÁRIOS.....	58
5 SIMULAÇÃO NUMÉRICA DOS MODELOS MODIFICADOS	60
5.1 MODELOS COM ALTERAÇÕES NA GRELHA DE RETORNO	60
5.1.1 Modelagem geométrica e condições de contorno.....	60
5.1.2 Malha Computacional	64
5.1.3 Resultados Numéricos	64
5.1.4 Comentários.....	84
5.2 MODELOS COM ALTERAÇÕES NOS ÂNGULOS DE DESCARGA DO DIFUSOR	85
5.2.1 RESULTADOS NUMÉRICOS	87
5.2.2 COMENTÁRIOS.....	94
6 CONCLUSÕES.....	96
REFERÊNCIAS	99

1 INTRODUÇÃO

Nos meados da década de 70, com a conscientização mundial da necessidade de conservação energética, surge a preocupação com a melhoria na eficiência dos equipamentos de refrigeração e aquecimento, principalmente dos edifícios. Novos conceitos arquitetônicos aparecem propondo uma vedação térmica mais eficiente e um melhor controle de ruídos culminando no surgimento dos edifícios selados.

Com a tendência em se construírem edifícios selados por motivos de climatização, controle de ruído e estéticos, acabou provocando um aumento nos casos de problemas relacionados à Qualidade do Ar de Interiores (QAI) em áreas não industriais, como habitações, escritórios, escolas e hospitais. O estudo da qualidade do ar em interiores é importante para garantir saúde aos ocupantes, bem como o ótimo desempenho de suas atividades (WANG et al., 2007; GIODA; AQUINO NETO, 2003).

A redução da quantidade de trocas de ar em um ambiente pode aumentar significativamente a concentração de poluentes no ar interno. O uso desta abordagem acabou acarretando efeitos colaterais na qualidade do ar, que vieram a ser estudados mais tarde. Nesses estudos comprovaram o surgimento de poluentes que somente conseguem atingir concentrações significativas em ambientes fechados.

Vários estudos demonstram que, os edifícios onde a qualidade do ar não é adequada, síndromes complexas estão ligadas à qualidade do ar interno, como a Síndrome do Edifício Doente (*Sick Building Syndrome* - SBS).

A existência da SBS foi mundialmente reconhecida em 1982, pela Organização Mundial da Saúde – OMS (WHO, 1983), quando ficou comprovada a ligação da contaminação do ar interno com a morte de 29 pessoas em um hotel na Filadélfia e 182 casos de pneumonia. Sintomas comuns à população, como irritação dos olhos, nariz, pele, garganta, fadiga, náuseas e dores de cabeça são sintomas causados pela SBS.

A inadequada qualidade do ar em ambientes internos está também associada à perda de produtividade/concentração e ao absenteísmo no ambiente de trabalho (JONES, 1999; SPENGLER, 2004). Causas específicas de problemas relacionados à má qualidade do ar foram

detectadas através das inúmeras pesquisas realizadas, que norteiam a prevenção das síndromes. De acordo com o *National Institute on Occupational Safety and Health* (NIOSH), os principais problemas relacionados à má qualidade do ar interno são a ventilação natural inadequada, seguido de contaminantes do ar externo e interno (gerados internamente) e, em menor escala, materiais de construção e micro-organismos.

Segundo a OMS, devido à contribuição de uma variedade de fatores de riscos a doenças, a poluição do ar de interiores é o oitavo mais importante fator de risco, responsável por 2,7% dos casos de doenças no mundo (WHO, 2008).

No caso específico de uma edificação hospitalar, a qualidade do ar pode exercer uma influência direta e significativa na ocorrência de infecções hospitalares e no tempo de recuperação dos pacientes. Esses fatores representam um importante problema de saúde pública, por causarem incremento na taxa de mortalidade e no tempo médio de internação.

Em ambientes hospitalares, a contaminação aérea é considerada uma das principais causas de aquisição de doença por pacientes, profissionais de saúde e visitantes (CHEONG; PHUA, 2006). O setor de maior relevância nesses ambientes é o centro cirúrgico. De acordo com Gosdena et al. (1998), o nível de contaminação é influenciado por fatores como: número de pessoas no ambiente cirúrgico e principalmente o tipo de sistema de distribuição de ar.

Os ambientes cirúrgicos caracterizam-se pela composição de salas de indução anestésica, cirurgia, recuperação e apoio de pessoal (ASHRAE, 2003). O projeto arquitetônico desses ambientes desempenha um papel fundamental, pois a definição do *layout* visa evitar a veiculação de doenças originadas por micro-organismos transmitidas por aerossolização¹. O projeto físico deve propor fluxos de trabalho, materiais e insumos visando evitar conflitos de funcionamento e de controle de infecção (BRASIL, 2002).

Dada à complexidade dos sistemas de instalações prediais nos ambientes hospitalares, nota-se a necessidade de se tomar devidas precauções para o correto dimensionamento do sistema de distribuição de ar. Essas precauções devem ser tomadas principalmente nas salas cirúrgicas,

¹ Aerossolização é a dispersão no ar de um material líquido ou de uma solução.

onde os parâmetros estabelecidos devem atender condições específicas de assepsia², conforto, controle de fluxos de ar e renovação de ar.

O controle da qualidade do ar nas salas cirúrgicas é de suma importância, pois está diretamente ligado ao agravo da saúde de seus ocupantes. Com relação aos riscos de infecção, também são encontrados agentes químicos dispersos no ar que possuem propriedades alergênicas e irritantes ao sistema respiratório. Com isso, há a necessidade de um controle intenso dos contaminantes presentes no ar nesses ambientes.

Em ambientes cirúrgicos, os sistemas de distribuição de ar desempenham uma tarefa fundamental para a garantia da segurança e conforto térmico ao paciente e à equipe cirúrgica. Os principais fatores ligados a este sistema são: movimentação e distribuição do ar, temperatura, umidade, pressão, entre outros. Um dos primeiros pontos a ser considerado no projeto desses sistemas é o controle da movimentação do ar no interior das salas. É fundamental que a movimentação do ar seja das zonas limpas para as contaminadas, e não o reverso (ASHRAE, 2005). A forma mais eficiente do controle dessa movimentação é quando se cria pressão positiva para a sala com relação às áreas adjacentes. Além disso, de modo a evitar a formação de gradientes excessivos, é preciso também de um sistema de controle da temperatura do ar, pois podem provocar movimentos de convecção (BECK; FRANK, 1973).

Em alguns ambientes hospitalares específicos é imprescindível um controle mais acurado da pressão. Através do controle do ar insuflado e retirado, pode-se criar um diferencial de pressão controlando os agentes patogênicos, tornando possível o gerenciamento sobre a movimentação do ar em centros cirúrgicos. Esse controle só é possível quando se faz o uso adequado de um sistema de distribuição de ar. Quando se utiliza um sistema de ar tipo *split* ou janela, o problema se torna um agravante, pois não há nenhum controle sobre a movimentação do ar, com ausência total de renovação de ar (PEREIRA; TRIBESS, 2005; PEREIRA, 2002).

No Brasil, a arquitetura de muitas das edificações hospitalares não é adequada para os ambientes cirúrgicos. Muitos dos problemas existentes nos sistemas de distribuição de ar

² Assepsia é o conjunto de procedimentos que visam impedir a entrada, permanência e proliferação de germes patogênicos, isto é, que provocam infecções, nos organismos, ambiente e objetos.

decorrem de projetos inadequados, não oferecendo condições de garantia tanto à qualidade do ar quanto às boas condições de conforto térmico para equipe de médicos e pacientes.

Além dos sistemas de distribuição de ar, uma função muito importante na eliminação do ar contaminado gerado no interior de uma sala cirúrgica é o retorno de ar. A eliminação ocorre através das chamadas grelhas de exaustão e as de retorno. Com o objetivo de manter uma pressão positiva no interior da sala, a quantidade de ar insuflado deve ser maior que a quantidade que retorna. Nesse caso, as grelhas de exaustão e de retorno retiram o ar contaminado e outros gases mais pesados do que o ar.

Para evitar a volta do ar contaminado para o interior da sala, deve-se estudar qual é a melhor localização para se instalar essas grelhas. Caso contrário, pode ocorrer um déficit e o ambiente não estar mais em suprimento proporcional aos corredores. Isso pode acarretar a entrada de ar contaminado de outros ambientes.

Muitas vezes, as grelhas são instaladas em localizações impróprias ou simplesmente são ignoradas. Desta forma, é de grande importância que essas grelhas estejam bem localizadas e principalmente mantidas livres de obstruções (móveis, equipamentos à sua frente). Essas obstruções podem comprometer severamente o fluxo de ar de retorno. De acordo com Pereira (2008), o retorno de ar foi o fator que mais contribuiu para a eliminação das partículas no interior da sala cirúrgica.

Dado esses fatores que interferem na qualidade do ar, há a necessidade de estudos específicos que abordem esses temas. Atualmente, a grande maioria dos estudos existentes na literatura trabalha essencialmente com a parte experimental (CHOW; YANG, 2003; MILNER et al., 2004; FELIX, 2008; entre outros) e modelos matemáticos (PEREIRA; TRIBESS, 2005; PEREIRA, 2008). Na investigação experimental, apesar das medições em modelos em escala reduzida ou em escala real apresentarem resultados confiáveis, sua realização é de alto custo e demanda muito tempo. Dada à limitação dos estudos analíticos e ao alto custo das investigações experimentais, é de grande relevância uma investigação numérico-computacional do escoamento do ar de uma sala cirúrgica, visando analisar o comportamento do fluxo de ar e da temperatura do ar.

O foco desse trabalho é verificar, via simulação computacional em CFD (*Computational Fluid Dynamics*), a efetividade do sistema de distribuição de ar usado em centros cirúrgicos no que diz respeito ao controle do ar, com o intuito de se alcançar uma qualidade do ar adequada.

A simulação em CFD promove alternativas para as pesquisas experimentais (BATCHELOR, 1967; HIRSCH, 1988; FOX; MCDONALD, 1995) e também estudos complementares que servem de insumos na elaboração do projeto antes de sua execução. Os recursos de CFD têm sido por muitos anos ferramentas de projeto de sistema de distribuição de ar em edificações (NIELSEN, 2004). Além disso, esses recursos vêm se tornando comuns no processo de definição do *layout* de salas cirúrgicas (POSNER et al., 2003). A possibilidade de prever a distribuição do ar e a distribuição de temperatura antes da construção, subsidia a tomada de decisão e otimiza o desempenho dos sistemas de ventilação, visando o conforto térmico e a segurança dos usuários.

1.1 OBJETIVO

O presente trabalho tem como objetivo investigar, via simulação em CFD, a movimentação e a distribuição do ar, bem como, a velocidade e a temperatura do ar no interior de uma sala cirúrgica que possui um sistema com insuflamento dado por um difusor de parede. Pretende-se também verificar qual é a influência na alteração do ângulo de descarga do difusor e qual é a influência das grelhas de retorno nesse tipo de sistema, no que diz a movimentação do ar no interior da sala.

O ambiente cirúrgico considerado neste trabalho é uma das salas do centro cirúrgico do Hospital Universitário da Universidade de São Paulo.

Para o desenvolvimento do trabalho foi utilizada uma ferramenta de modelagem de edifícios, chamada *Design Builder®*, a qual permite a elaboração de modelos complexos e a simulação baseada na técnica de CFD. Para obter resultado computacional mais próximo do real, foram realizadas medições e coletas de dados em campo, como temperatura superficial, velocidade e vazão do ar. Esses dados serviram como dados de entrada para a simulação computacional e para comparação com os resultados das simulações.

Foram simulados ainda alguns casos, variando-se o ângulo de descarga do difusor, a posição e a quantidade de grelhas de retorno. A simulação numérica de cada caso resultou em uma movimentação e distribuição de ar diferentes.

1.2 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

As demais seções deste trabalho estão organizadas da seguinte forma:

- Capítulo 2: consiste em uma breve revisão bibliográfica sobre os sistemas de distribuição de ar utilizados em salas cirúrgicas e algumas normas sobre qualidade do ar e ventilação nesses ambientes.
- Capítulo 3: apresenta o método de simulação, mostrando as equações governantes e principais hipóteses. Em seguida, são descritas as condições de contorno e formulação numérica do problema do escoamento do ar em ambientes cirúrgicos.
- Capítulo 4: consiste no estudo de caso considerado neste trabalho. Nele, são apresentadas as características geométricas da sala cirúrgica, juntamente com os elementos importantes no processo de simulação (equipamentos, mobiliário, iluminação, entradas e saídas de ar, etc.), o procedimento e a estratégia adotada para a parte experimental. Além disso, são apresentadas a modelagem computacional da sala cirúrgica, as condições de contorno impostas ao modelo e por fim, os resultados das simulações numéricas do modelo “real” da sala cirúrgica do HU/USP.
- Capítulo 5: são apresentados os resultados referentes às simulações de modelos modificados, alterando o ângulo de descarga do difusor, a posição e a quantidade de retornos.
- Capítulo 6: neste capítulo estão as considerações finais obtidas neste trabalho e sugestões para trabalhos futuros.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo são apresentados alguns estudos sobre os sistemas de distribuição de ar utilizados em salas cirúrgicas, conduzidas por outros pesquisadores e a contribuição de cada um para o estudo da qualidade de ar de interiores.

Na sequência são apresentadas algumas normas sobre qualidade do ar e ventilação em ambientes cirúrgicos. Por último, uma breve consideração sobre a ferramenta de simulação *Design Builder®* CFD utilizada neste trabalho.

2.1 ESTUDOS SOBRE OS SISTEMAS DE DISTRIBUIÇÃO DO AR EM SALAS CIRÚRGICAS

Segundo Dascalaki et al. (2009) a preservação da qualidade do ar interno em ambiente cirúrgico é obtida pelo fornecimento de uma ventilação adequada, reduzindo para níveis aceitáveis a concentração de bactérias, vírus e poeiras, além da remoção de gases anestésicos e odores.

Em salas cirúrgicas, de acordo com o arranjo e tipo de difusores de ar, os sistemas de distribuição de ar estão divididos em dois grupos: sistemas laminares e sistemas turbulentos. A definição de fluxo de ar laminar (LAF) em salas de cirurgia não está embasada em parâmetros físicos e aerodinâmicos, mas sim ao formato dos difusores e sua localização. Os sistemas laminares são os que utilizam difusores unidirecionais ou lineares, refletindo um padrão de movimento do ar em linhas paralelas. Já o fluxo turbulento deriva de difusores multidirecionais.

A ASHRAE e o *Centers for Disease Control and Prevention* (CDC) recomendam para os sistemas de distribuição de ar, o modelo de fluxo unidirecional (fluxo laminar) para reduzir o risco de infecção originário de micro-organismos em suspensão no ar. Esses tipos de distribuição têm sido muito estudados e utilizados em cirurgias ortopédicas.

Scott (1970) apud Chow et al. (2003) aponta algumas vantagens no uso de fluxos laminares em salas cirúrgicas como: o fornecimento de uma grande quantidade de ar limpo e a capacidade de minimizar a infecção através da mobilização de um fluxo de volume preponderantemente uniforme.

No entanto, para Turpin (1998) a eficiência de um sistema unidirecional conta com a ação da gravidade na precipitação e eliminação das partículas maiores. Para garantir a movimentação uniforme do fluxo do ar são necessárias proteções, como por exemplo, cortinas de ar e painéis laterais. As Figuras 1 e 2 ilustram um sistema com fluxo laminar com painéis laterais e com cortinas de ar, respectivamente, ambos com insuflamento pelo teto.

Figura 1 – Fluxo laminar com painéis

Fonte: Schmidt (1987)

Figura 2 – Fluxo laminar com a utilização de cortina de ar

Fonte: Schmidt (1987)

De acordo com Howorth, (1985) e Woods et al., (1986), em ambientes cirúrgicos que fazem o uso de sistemas com fluxo turbulento, o ar é insuflado através de difusores posicionados no teto ou na parede. Desta forma atinge-se rapidamente a uniformidade da temperatura e a contaminação originada de certa fonte é distribuída de maneira uniforme. Segundo Felix (2008)

esta concepção de insuflamento de ar é uma das mais utilizadas na maioria dos centros cirúrgicos. A formação de ilhas estáticas de ar é pequena devido à distribuição turbulenta. Porém, quando a troca de ar não é adequada, torna-se lenta a recuperação do ambiente. As Figuras 3 e 4 ilustram esquemas de uma sala cirúrgica com distribuição de fluxo turbulento com difusores localizados no teto e na parede.

Figura 3 – Insuflamento pelo teto

Fonte: Schmidt (1987)

Figura 4 – Insuflamento pela parede

Fonte: Schmidt (1987)

Estudos utilizando a abordagem CFD em ambientes cirúrgicos são variáveis. Seja para prever padrões de fluxo de ar, analisar a distribuição de temperaturas, distribuição de pressões até níveis de concentração para ambientes internos.

Alguns trabalhos com essa abordagem têm se destacado como, o de Wang et al. (2009) cujo o objetivo foi demonstrar a melhor distribuição do fluxo de ar para a configuração de sala limpa.

Memarzadeh e Manning (2003) realizaram um estudo sobre a modelagem numérica com CFD a fim de avaliar os efeitos de alguns parâmetros visando minimizar o risco de contaminação em salas cirúrgicas. Foram criadas 160 configurações de salas diferentes e 11 sistemas de distribuição de ar distintos. Neste trabalho, eles concluíram que os sistemas de fluxo unidirecional apresentaram melhores resultados nos níveis de concentração de partículas. A utilização do CFD contribuiu significativamente para avaliar um número elevado de configurações de sistemas de distribuição de ar, servindo para fundamentar o Manual para Hospitais e Clínicas da ASHRAE publicado em 2003.

Patridge et al. (2005) realizaram um estudo comparativo entre duas configurações de sistemas de distribuição ar com insuflamento pelo teto: um com difusores de 4 vias com fluxo turbulento e retornos acima das portas e o outro, com um sistema de fluxo laminar, isolando a mesa cirúrgica. Os resultados mostraram que o sistema de fluxo laminar foi mais eficiente que o fluxo turbulento, já que este apresentou zonas de recirculação principalmente em torno da mesa cirúrgica.

Urasaki e Guimarães (2008) fizeram uma avaliação do escoamento do ar e a distribuição de partículas em sala cirúrgica utilizando o software *Ansys Fluent CFD®*. O objeto de estudo foi o fluxo turbulento, realizado em dois hospitais com configurações distintas dos sistemas. Um com insuflamento por um difusor de parede superior e retorno localizado na direção oposta à parede, na parte inferior e outro, sistema com insuflamento por dois difusores de teto e quatro grelhas de retorno também posicionadas no teto. Os estudos mostraram que no primeiro caso a sala apresentou áreas de estagnação e recirculação, fenômenos que podem dificultar a remoção de partículas, porém, o caminho percorrido pelas partículas mostrou-se satisfatório. Já, o segundo caso apresentou maior potencial na remoção dessas partículas próximo a mesa cirúrgica, mas o caminho percorrido é questionável.

Steverson (2008) avaliou experimentalmente o trabalho de Memarzadeh e Manning (2003) e utilizou CFD para testar outras configurações. Seu trabalho focou os padrões de fluxo próximos ao paciente, determinando o campo de partículas acima do local da cirurgia. O estudo mostrou

que a influência da temperatura na proteção do paciente, sugerindo um maior controle dos sistemas e parâmetros a serem empregados.

Pereira (2008) desenvolveu um modelo matemático iterativo para predição da concentração de partículas, analisando a variação da concentração com o tempo através de aplicações sucessivas das equações de balanço e de massa em salas cirúrgicas, baseado em coeficientes de correlação entre os dados experimentais e os preditos para diferentes sistemas e situações estudadas, e para tanto realizou um estudo experimental validando o modelo proposto. O trabalho apresenta uma descrição detalhada dos principais sistemas de distribuição de ar utilizados nesses ambientes. Seus estudos possuem condições variáveis, como: condicionamento de ar ligado/desligado e portas abertas/fechadas. A amostragem deu-se em quatro hospitais com distintos sistemas de distribuição de ar, tanto com fluxo laminar quanto turbulento. Seu estudo constatou que o elemento que mais contribuiu para a eliminação das partículas no interior da sala foi o retorno do ar. E ainda, com os resultados obtidos, foi possível afirmar que o sistema de ar condicionado tipo *split-system* é inadequado para procedimentos cirúrgicos, pois não propicia a remoção das partículas geradas internamente.

Por meio de experimentos, Felix (2008) avaliou as condições de conforto térmico e de desconforto local em salas cirúrgicas com sistemas de distribuição de ar diferentes em três hospitais. Foram examinadas duas salas, uma com sistema de fluxo turbulento e uma com sistema de fluxo laminar. O sistema de fluxo unidirecional apresentou melhores condições de conforto térmico e com menores diferenças de temperaturas na sala, potencializando o controle de contaminantes no campo cirúrgico e apresentando maior eficiência na remoção do material particulado.

Waked (2011) realizou uma investigação das diferentes configurações dos sistemas UCV – “*Ultra Clean Ventilation*” através da simulação em CFD. Os resultados mostraram que o sistema é capaz de reduzir pela metade os níveis de concentração de contaminantes e que o sistema com fluxo unidirecional foi o que apresentou melhores resultados na dispersão dos contaminantes.

Santana (2013) avaliou experimentalmente os parâmetros de conforto térmico e concentração de CO₂ em seis salas de cirurgias climatizadas artificialmente. Constatou que as salas com o

sistema de climatização do tipo *split-system* apresentaram péssimos resultados quanto à qualidade do ar.

2.2 NORMAS SOBRE QUALIDADE DO AR E VENTILAÇÃO EM AMBIENTES CIRÚRGICOS

A norma brasileira de tratamento de ar em unidades médico-assistenciais classifica salas de cirurgia como áreas onde existem fortes evidências de risco de ocorrência de agravos à saúde relacionados à qualidade do ar, de seus ocupantes ou de pacientes que utilizarão produtos manipulados nestas áreas, baseadas em estudos experimentais, clínicos ou epidemiológicos bem delineados (ABNT NBR 7256, 2005).

O Brasil possui algumas leis e recomendações normativas relacionadas à distribuição, manutenção, tratamento e qualidade do ar de interiores e que podem ser aplicadas em ambientes hospitalares, tais como:

- ABNT NBR 7256:2005 - Tratamento de ar em estabelecimentos assistenciais de saúde (EAS) – Requisitos para projeto e execução das instalações.
- ABNT NBR 6401:2008 - Instalações de ar-condicionado - Sistemas centrais e unitários.
- ABNT NBR 15848:2010 - Sistemas de ar condicionado e ventilação – Procedimentos e requisitos relativos às atividades de construção, reformas, operação e manutenção das instalações que afetam a qualidade do ar interior (QAI).
- ABNT NBR 13971:2014 - Sistemas de refrigeração, condicionamento de ar, ventilação e aquecimento — Manutenção programada.
- ABNT NBR 14679:2012 - Sistemas de condicionamento de ar e ventilação — Execução de serviços de higienização.
- ABNT NBR 16101:2012 - Filtros para partículas em suspensão no ar — Determinação da eficiência para filtros grossos, médios e finos.
- ABNT NBR ISO 14644 - Salas limpas e ambientes controlados associados.

Existem também as normas, estabelecidas pela ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária). Uma destas é a Resolução 9, de 16 de janeiro de 2003, que estabelece padrões de referência de qualidade do ar de interiores, em ambientes climatizados artificialmente de uso público e coletivo, controlando variáveis como: temperatura, umidade, velocidade, material particulado, partículas biológicas e teor de dióxido de carbono (CO₂) (BRASIL, 2003).

A ANVISA obriga ainda a utilização de filtros absolutos nos ambientes cirúrgicos, a fim de minimizar o acúmulo de sujidades e reduzir os níveis de material particulado no ar insuflado. Segundo Bicalho (2010) mostraram-se mais os filtros recomendados, tipo HEPA (*High Efficiency Particulate Air*) com eficiência de 99,97% na coleta de partículas e aerossóis de até 0,3 µm (ABNT NBR 7256, 2005) e o ULPA (*Ultra Low Penetration Air*) com eficiência de 99,999% na coleta de partículas e aerossóis de até 0,12 µm.

Além da filtração, outros métodos podem ser utilizados para melhorar a qualidade do ar interior, através da garantia da ventilação adequada com renovação de ar, irradiação ultravioleta e isolamentos por níveis de pressão. Cada uma dessas tecnologias apresenta vantagens e limitações. Portanto, faz-se necessário um estudo detalhado de controle da expansão desses agentes transmitidos pelo ar em um edifício hospitalar.

Atualmente as normas têm migrado para uma abordagem mais física do problema, onde se estabelece apenas os critérios mínimos de qualidade do ar a serem alcançados pelas edificações sendo necessária a comprovação destes requisitos, seja por formulações empíricas reconhecidas ou por meio de simulações computacionais.

Internacionalmente, no contexto da qualidade do ar, tem-se o conjunto de normas ASHRAE 62 que vem sendo desenvolvido desde 1973 com constante acompanhamento e atualização para os novos sistemas de ventilação e requisitos de qualidade do ar, o qual é composto pelas normas:

- ASHRAE 62.1-2010 “*Ventilation for Acceptable Indoor Air Quality*” dispõe sobre taxas mínimas e qualidade de ar para mitigar os efeitos nocivos aos habitantes (ASHRAE, 2010a).
- ASHRAE 62.2-2010 “*Ventilation for Acceptable Indoor Air Quality in Low Rise Residential Buildings*” que define diretrizes e requisitos mínimos para sistemas de

ventilação mecânica e natural e para envoltória da edificação com o objetivo de prover qualidade de ar interior aceitável em edificações de pequeno porte (ASHRAE, 2010b).

2.3 CONSIDERAÇÕES SOBRE O *SOFTWARE DESIGN BUILDER®*

A utilização de ferramentas convencionais para simulação em CFD para analisar o fluxo de ar em um edifício pode ser uma tarefa que demanda muito tempo e com uma modelagem muito trabalhosa.

Uma grande vantagem em se utilizar o *Design Builder®*, em relação a outros programas de CFD, é pela simplicidade no processo de modelagem, na qual fornece a geometria e as condições de contorno.

Este *software* permite a simulação computacional, aplicando leis que regem os escoamentos incompressíveis tridimensionais através do método de volumes finitos. O *software* também possui um pré-processador, um gerador de malhas para imposição das condições de contorno e características físicas de modelos. A partir de suas geometrias, este código é capaz de gerar malhas cartesianas retilíneas não uniformes combinadas às condições de contorno. Além do pré-processador, a ferramenta possui um pós-processador que permite a visualização dos resultados da simulação.

3 FORMULAÇÃO DO PROBLEMA DO ESCOAMENTO DO AR EM AMBIENTES CIRÚRGICOS

Neste capítulo são apresentadas a formulação matemática, as condições de contorno e a formulação numérica do problema do escoamento do ar em ambientes cirúrgicos. E ainda, é apresentada uma breve descrição sobre o processo de discretização das equações pelo método dos volumes finitos.

3.1 EQUAÇÕES GOVERNANTES

Assumindo-se a hipótese do escoamento ser incompressível e homogêneo para o ar, as equações necessárias para resolver problemas de escoamento do ar no interior de ambientes ventilados são: as equações de conservação de massa, quantidade de movimento e energia, dadas respectivamente, por:

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \nabla(\mathbf{u}\mathbf{u}) = \frac{1}{\rho} \nabla p + \nu \nabla^2 \mathbf{u} + F \quad (2)$$

$$\frac{\partial T}{\partial t} + \nabla(T\mathbf{u}) = \alpha \nabla^2 T \quad (3)$$

em que, $\mathbf{u}$ é a velocidade, t é o tempo, ρ é a densidade do fluido, p é a pressão, ν é o coeficiente de viscosidade, T é a temperatura e α o coeficiente de difusividade térmica.

Na equação de quantidade de movimento (2) na direção z (vertical), F corresponde ao termo de empuxo, dado por $F = -[1 - \beta(T - T_0)]gz$, onde β é o coeficiente de expansão térmica, T é a temperatura e T_0 é a temperatura operativa. Este termo é calculado adotando-se a aproximação de Boussinesq, o qual assume uma dependência linear da densidade com a temperatura, e é válido para problemas com pequenas variações de temperatura (GRAY; GIORGINI, 1976).

Os escoamentos no interior de ambientes geralmente são turbulentos caracterizados pela flutuação dos campos de velocidade. Nesse regime de escoamento a viscosidade passa a ter uma característica aleatória, e por essa razão são necessárias maneiras que possam prever esse comportamento para que os termos das equações que envolvem a viscosidade sejam completos. Com isso, há a necessidade da escolha de um modelo de turbulência. De acordo com Wilcox (1993) existem na literatura vários modelos de turbulência.

Os modelos de turbulência adotados pela ferramenta *Design Builder* são o modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão (LAUNDER; SPALDING, 1974; YAKHOT et al. 1992) e o modelo de viscosidade efetiva constante. O segundo modelo é uma aproximação simples que substitui a viscosidade molecular nas equações de Navier-Stokes por uma viscosidade constante, o qual não é capaz de identificar turbulência local.

Por esta razão, neste trabalho, será utilizado o modelo $\kappa - \varepsilon$ padrão que pertence à família da modelagem RANS (*Reynolds Averaged Navier-Stokes*). A ideia básica dessa modelagem é introduzir uma decomposição, denominada escalas de Reynolds, nas equações de Navier-Stokes e de energia em componentes médias e flutuantes. As equações resultantes apresentam novos termos que dizem respeito às tensões de Reynolds e ao fluxo de calor turbulento.

Os modelos de turbulência $\kappa - \varepsilon$, apesar de válido para escoamentos turbulentos totalmente desenvolvidos (NIELSEN, 1998), é o mais comumente empregado e apresenta resultados satisfatórios para escoamentos no interior de ambientes mecanicamente ventilados (ZHAO et al., 2003). Além disso, requer um baixo consumo de processamento quando comparados aos outros modelos de turbulência (ABE, 2007) e relativamente preciso (PUSTELNIK, 2005). Esses modelos são semi-empíricos baseados na modelagem das equações de transporte da energia cinética turbulenta (κ) e na sua taxa de dissipação (ε) dadas, respectivamente, por:

$$\frac{\partial \kappa}{\partial t} + \nabla \cdot (\kappa \mathbf{u}) = \nabla \cdot \left(\left(\mu + \frac{\nu_t}{\sigma_\kappa} \right) \nabla \kappa \right) + P - \varepsilon \quad (4)$$

$$\frac{\partial \varepsilon}{\partial t} + \nabla \cdot (\varepsilon \mathbf{u}) = \nabla \cdot \left(\left(\mu + \frac{\nu_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \nabla \varepsilon \right) + C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{\kappa} P - C_{2\varepsilon} \frac{\varepsilon^2}{\kappa} \quad (5)$$

em que ν_t representa a viscosidade turbulenta, P é o termo de produção de energia cinética turbulenta média, σ_κ e σ_ε são os coeficientes de difusão turbulentos, e $C_{1\varepsilon}$ e $C_{2\varepsilon}$ são constantes empíricas. A viscosidade turbulenta (ν_t) é calculada da seguinte forma:

$$\nu_t = \rho C_\mu \frac{\kappa^2}{\varepsilon} \quad (6)$$

na qual, C_μ também é uma constante empírica.

As constantes do modelo foram obtidas a partir da correlação de dados experimentais de diversos escoamentos turbulentos (JONES; LAUNDER, 1972), sendo dadas por: $C_\mu = 0,09$, $C_{1\varepsilon} = 1,44$, $C_{2\varepsilon} = 1,92$, $\sigma_\kappa = 1,0$ e $\sigma_\varepsilon = 1,3$.

3.2 CONDIÇÕES DE CONTORNO

As condições de contorno são requeridas para completar o problema que se deseja resolver. Logo, é necessário estabelecer alguma informação física das variáveis dependentes na fronteira da região limitando o escoamento. Neste trabalho, os seguintes tipos de condições de contorno foram adotados:

- a) Condição na entrada de fluido (“*inflow*”): condições de contorno prescritas, ou seja, a componente normal da velocidade de fluxo é calculada com base na vazão e na área e, a componente tangencial é nula. Valores pré-estabelecidos para κ e ε também são impostos nas entradas.
- b) Condição na saída de fluido (“*outflow*”): condição de contorno do tipo Neumann homogênea.
- c) Condição sobre uma superfície rígida: condição de contorno sem deslizamento (“*no-slip*”). Esta condição significa que o fluido deve ser fixado à superfície, ou seja, $u = 0$.
- d) Para a temperatura, as condições contorno são:
 - Fontes de calor com temperaturas constantes;
 - Paredes adiabáticas com temperaturas constantes e impostas.
- e) Próximo às paredes, para as variáveis κ e ε , foi aplicada a função de parede “*wall-function*” (SONDAK; PLETCHER, 1995; DURBIN, 1996). A distância da parede das células adjacentes à parede deve ser determinada considerando-se a taxa sobre o qual a lei logarítmica é válida. Essa distância é dada por

$$y^+ = \frac{y\sqrt{\tau_0/\rho}}{\nu} \quad (7)$$

em que, y é a distância da parede, ρ é a densidade, ν é a viscosidade cinemática e τ_0 a tensão de cisalhamento na parede.

A lei logarítmica é válida para $30 < y^+ < 60$, com um valor desejável de $y^+ \approx 30$. Quando $y^+ < 11.2$, a ferramenta aplica a lei linear (laminar).

3.3 FORMULAÇÃO NUMÉRICA

As equações diferenciais de (1) a (5), juntamente com as condições de contorno, são resolvidas numericamente no ambiente de simulação *Design Builder* CFD usando o método dos volumes finitos (MVF), cuja solução resultante satisfaz a conservação de quantidades como massa, quantidade de movimento, energia em qualquer volume de controle (VC) finito. Esta característica é totalmente satisfeita para qualquer volume de controle, assim como é válida para todo o domínio computacional. Mesmo a solução em uma malha grosseira apresenta conservação das variáveis integradas. No MVF, o domínio de solução é dividido em pequenos volumes de controle finitos. As equações diferenciais são integradas em cada um destes volumes de controle e desta integração resultam nas equações algébricas que, quando resolvidas, fornecem as componentes de velocidade e a pressão. Detalhes sobre o MVF podem ser encontrados em Patankar (1980).

O método de solução numérica empregado pela ferramenta é método segregado, ou seja, as equações de continuidade, momento e energia são resolvidas separadamente. Para resolver o acoplamento pressão-velocidade foi utilizado o algoritmo SIMPLE - *Semi Implicit Linked Equations* (PATANKAR; SPALDING, 1972).

Além disso, a ferramenta resolve as equações de modo iterativo aplicando a técnica de *false time steps*. As equações são dadas na forma transiente, mas o cálculo é efetuado em estado estacionário, regime permanente. Dessa maneira o termo transiente da equação atua como um fator de relaxação, alterando as variáveis dependentes de forma lenta e suave, atingindo uma solução mais estável (AZEVEDO, 2009).

3.4 DISCRETIZAÇÃO DAS EQUAÇÕES

No contexto de variáveis primitivas, as Equações (1) a (5) são discretizadas adotando-se uma malha deslocada, ou seja, a pressão, densidade, temperatura, energia cinética turbulenta (κ) e a taxa de dissipação (ε) são aproximadas no centro dos volumes de controle (VC). Enquanto que, as velocidades são aproximadas nas faces, como mostra a Figura 5.

Figura 5 – Balanço diferencial em um volume de controle tridimensional. A variável genérica, ϕ , no centro do volume representa $p, \kappa, \varepsilon, \rho$ ou T

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

As derivadas temporais são aproximadas pelo método de Euler explícito. Já os termos difusivos e o gradiente de pressão são por diferenças centrais enquanto que os termos convectivos são discretizados usando-se o esquema *upwind* de primeira ordem. As equações discretizadas são resolvidas iterativamente, usando o método linha por linha conhecido como algoritmo de Thomas ou TDMA (*TriDiagonal Matrix Algorithm*) e a sub-relaxação é usada para acelerar a convergência (PATANKAR, 1980; MALISKA, 1995).

4 ESTUDO DE CASO

O estudo de caso considerado neste trabalho é uma das salas do centro cirúrgico do Hospital Universitário da Universidade de São Paulo, campus da Capital.

Para a realização das simulações numéricas, primeiramente, foram definidos o ambiente da sala cirúrgica e as condições iniciais e de contorno. Para tal, foi imprescindível especificar as características geométricas da sala cirúrgica, juntamente com os elementos importantes no processo de modelagem, tais como: equipamentos, mobiliário, iluminação, portas, visores, entradas e saídas de ar, etc. Na sequência é descrito todo o procedimento de como foi realizada a parte experimental e os aparelhos utilizados para as medições e coleta de dados em campo.

Além disso, são apresentadas a modelagem computacional da sala cirúrgica, as condições de contorno impostas ao modelo e por fim, os resultados das simulações numéricas do modelo “real” da sala cirúrgica do HU/USP.

4.1 CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DA SALA CIRÚRGICA

A sala cirúrgica, escolhida como estudo de caso, está localizada no piso térreo do Hospital Universitário a qual possui 30,78 m² sendo, 5,70 m de comprimento, 5,40 m de largura e pé-direito de 3,14 m. O acesso principal é feito por uma porta dupla de 1,50 × 2,10 m e o acesso secundário por uma porta simples de 1,00 × 2,10 m em uma parede adjacente à principal, composta por um visor de 3,40 × 0,80 m que se comunica com a circulação interna, conforme a Figura 6.

Figura 6 – Planta da sala cirúrgica do Hospital Universitário da USP

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

4.2 SISTEMA DE DISTRIBUIÇÃO DE AR

O sistema de distribuição de ar da sala cirúrgica é do tipo turbulento cuja distribuição é feita através de um difusor tipo grelha, medindo $0,30 \times 0,90$ m, localizado em uma parede na parte superior, acima da porta de acesso. O retorno de ar também é feito através de uma grelha, medindo $0,30 \times 0,90$ m, localizada na parte inferior da mesma parede do lado oposto, como ilustrado na Figura 7.

Figura 7 – Vista em corte da localização do difusor e do retorno

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

A Figura 8 mostra as imagens do difusor e da grelha de retorno da sala cirúrgica do Hospital Universitário da USP.

Figura 8 – Imagem do difusor (acima da porta) e da grelha de retorno (inferior e à esquerda da parede)

Fonte: Acervo do autor (2016)

A sala cirúrgica possui ainda diversos equipamentos e mobiliários dispostos conforme o *layout* da Figura 9.

Figura 9 – Layout da sala cirúrgica

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

A Tabela 1 mostra a relação de todos esses equipamentos e mobiliários que foram utilizados no processo de modelagem da sala cirúrgica.

Tabela 1 – Relação dos equipamentos e mobiliários

Item	Mobiliário/Equipamento	Qtde	Dimensão $L \times C \times A$ (m)	Material
1	Aparelho de anestesia	1	$0,40 \times 0,65 \times 1,30$	Plástico
2	Armário auxiliar	1	$0,45 \times 0,75 \times 0,77$	Madeira
3	Banco giratório	1	$\Phi 0,31 \times 0,65$	Inox
4	Cadeira para coleta	1	$0,54 \times 0,51 \times 0,85$	Plástico
5	Cesto para descarte	3	$\Phi 0,37 \times 0,44$	Plástico
6	Escada	1	$0,16 \times 0,40 \times 0,32$	Inox
7	Foco cirúrgico	1	-	Metal
8	Gerador eletrocirúrgico	1	$0,35 \times 0,44 \times 0,12$	Plástico
9	<i>Hamper</i> simples	1	$\Phi 0,55 \times 0,80$	Inox
10	Mesa auxiliar	3	$0,50 \times 0,40 \times 0,80$	Inox
11	Mesa auxiliar	2	$1,10 \times 0,45 \times 0,80$	Inox

12	Mesa cirúrgica	1	$0,50 \times 1,90 \times 0,80$	Inox
13	Mesa de <i>Mayo</i>	2	$0,32 \times 0,48 \times 0,85$	Inox
14	Suporte de soro	2	$\Phi 0,02 \times 1,80$	Inox
15	Tubulação de gases medicinais	1	$0,17 \times 0,23 \times 1,40$	Metal

4.3 DESCRIÇÃO DA PARTE EXPERIMENTAL

Para validar o modelo computacional realizou-se também a parte experimental, na qual foram feitas medições e coletas de dados em campo utilizando os aparelhos de climatização (confortímetros), termômetro infravermelho e o anemômetro. A função de cada um desses aparelhos está descrita na Tabela 2.

Tabela 2 – Relação dos aparelhos utilizados para as medições de dados e suas funções

Item	Aparelho	Quantidade	Função
01	Confortímetro Marca: SENSU®	05	Temperatura de bulbo seco Umidade relativa Velocidade do ar Temperatura de globo
02	Medidor de temperatura superficial (infravermelho) Marca: Extech Modelo: MO295	01	Temperatura superficial
03	Anemômetro eletrônico de sistema rotativo Marca: Airflow Modelo: LCA-6000-VT	01	Velocidade Vazão

O aparelho confortímetro é utilizado para a medição das variáveis climáticas, em que os dados técnicos do instrumento são:

- Temperatura de bulbo seco: 0 a 60°C com incerteza de 0,2°C;
- Umidade relativa: tipo capacitivo que varia de 5 a 96 % com incerteza de 3 %;
- Velocidade do ar: termo-anemômetro que varia de 0 a 3,0 m/s com incerteza de $0,04 \pm 3 \%$;
- Temperatura de globo: esfera metálica, segundo norma ISO 7726 com incerteza de 0,2°C.

O anemômetro eletrônico de sistema rotativo serve para medir a velocidade e do volume do ar cujas características técnicas são:

- Velocidade: de 0,25 a 30,0 m/s;
- Precisão em ambientes de 20°C e 1013 mbar: calibrado para 1% da leitura ± 1 dígito.

O termômetro infravermelho é utilizado para a aquisição das temperaturas superficiais, cujas respectivas faixas de medição e precisão são:

- Range: -20 a -1°C – Precisão: $\pm 4,5^\circ\text{C}$;
- Range: 0°C – Precisão: $\pm 1^\circ\text{C}$;
- Range: 1 a 200°C – Precisão: $\pm 3,5^\circ\text{C}$ a $\pm 4,5^\circ\text{C}$.

4.3.1 Pontos de medições

Antes de elaborar o modelo computacional, foram definidos pontos estratégicos de medições no interior da sala cirúrgica para posicionar os instrumentos. As premissas para a definição dos pontos foram: maior representatividade e abrangência para aquisição das variáveis superficiais, alturas médias, melhor distribuição e pontos significantes na sala para as variáveis ambientais. As medições foram realizadas em duas etapas, conforme descrito a seguir. Em ambas as etapas, foram realizadas 5 medições em dias diferentes. Todas elas ocorreram em condições de ambiente estável.

ETAPA I: Nessa primeira etapa, foram obtidos os dados da temperatura superficial utilizando o termômetro infravermelho em diversos pontos das paredes (P1 a P23), portas (PO1 a PO4), visor de vidro (VI1 a VI5), teto (P24 a P30) e piso (P31 a P35) conforme ilustram as Figuras 10, 11, 12, respectivamente.

Figura 10 – Configuração da posição dos pontos para medição da temperatura superficial nas paredes, portas e visor de vidro

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Figura 11 – Configuração da posição dos pontos para a medição da temperatura superficial no teto

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Figura 12 – Configuração da posição dos pontos para a medição da temperatura superficial no piso

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Foram obtidos também os dados da temperatura superficial nos mobiliários (MO1 a MO17) da sala como mostra a Figura 13.

Figura 13 – Posicionamento dos pontos para a medição da temperatura superficial nos mobiliários

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Ainda na **ETAPA I**, foram avaliadas a temperatura de bulbo seco no difusor e nas grelhas de retorno, conforme indicadas na Figura 14.

Figura 14 – Pontos de medição no difusor e no retorno

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Para medir a velocidade e vazão do ar no difusor, foi utilizado o anemômetro. Para esse tipo de medição a *ASHRAE Standard 111* (1998) recomenda a divisão do difusor em pequenos quadrados, portanto 10 pontos foram predefinidos para medir a velocidade e a vazão do ar, conforme a Figura 15. O tempo de medição em cada ponto foi de no mínimo 10 segundos para garantir a estabilidade.

Figura 15 – Pontos de medição de velocidades no difusor

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

A velocidade total foi determinada através da média aritmética com as velocidades obtidas em cada ponto. A vazão do ar insuflado foi calculada através da velocidade média e da área de passagem utilizando a expressão:

$$Q = v \times A,$$

na qual, v é a velocidade média (m/s) e A é a área (m²).

Essa etapa teve como finalidade a aquisição dos dados essenciais para servirem de condições de contorno para as simulações, tornando o modelo computacional mais próximo do real.

ETAPA II: Nessa segunda etapa, as medições foram de velocidade e temperatura do ar. Para a realização dessas medições, a sala cirúrgica foi simbolicamente subdividida em zonas em função do grau de assepsia (Figura 16), conforme Mora et al. (2001). A Tabela 3 descreve cada zona de acordo com o grau de assepsia.

Tabela 3 – Zona em função do grau de assepsia

Zona	Ocupação	Equipamentos / Mobiliários	Grau de Assepsia
1	Cirurgiões e paciente	Foco cirúrgico	Zona mais limpa
2	Enfermeiros instrumentadores	Instrumentos e equipamentos cirúrgicos	Zona estéril
3	Demais enfermeiras, técnicos e anestesistas	Mobiliário auxiliar	Zona menos limpa

Fonte: Mora et al. (2001)

Figura 16 – Ilustração das zonas em função do grau de assepsia

Fonte: adaptado de Mora et al. (2001)

Em função do grau de assepsia, os confortímetros foram posicionados estrategicamente em 5 pontos diferentes (C1 a C5), a uma altura de 1,10 m do piso e situados nas Zonas 1 e 3, conforme mostra a Figura 17. O posicionamento dos equipamentos foi definido nos pontos médios das áreas de cada zona, devido a importância do movimento e sentido do fluxo de ar que deve ocorrer da zona mais limpa para a menos limpa, ou seja, da zona 1 para zona 3. Além disso, altura foi estabelecida segundo a norma ISO 7730:2005, pois 1,10m é um ponto médio da zona de conforto para pessoas em pé.

Figura 17 – Posicionamento dos confortímetros com a sala desocupada

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Devido às dificuldades de instalação dos aparelhos no interior da sala cirúrgica durante as cirurgias, as medições foram feitas com a sala desocupada. O sistema de climatização foi ligado e aguardou-se 30 minutos para dar início as etapas de medição. Os dados foram registrados em um período total de 60 minutos.

Os dados coletados nessa etapa serviram de base para a validação do modelo computacional.

4.4 MODELAGEM COMPUTACIONAL DA SALA CIRÚRGICA

O modelo computacional da sala cirúrgica apresentado aqui foi modelado com o máximo rigor para torná-lo o mais próximo do real. Esse caso foi denominado como modelo “real”.

A seguir, são apresentadas a modelagem geométrica da sala cirúrgica do HU/USP, as condições iniciais e de contorno adotadas.

4.4.1 Condições iniciais e de contorno

Por se tratar de um escoamento em regime permanente, os resultados dos perfis de temperatura e de velocidade independem das condições iniciais. Sendo assim, como ponto de partida para a simulação adotaram-se como condições iniciais, velocidades nulas nas coordenadas (x, y, z) e temperatura do ar de 20°C.

A seguir, estão definidos os parâmetros das condições de contorno, considerando condições de regime permanente:

- Difusor de ar (tipo *supply*): modelada com a condição “*inflow*”. Foram definidas as velocidades, temperatura, a vazão do ar insuflado e o ângulo de descarga em X e Y:

Figura 18 – Configuração do ângulo de descarga no difusor de ar do tipo *supply*

Fonte: tutorial do Design Builder®

- Grelha de retorno: modelada com a condição “*inflow*”. Vale ressaltar que, durante as medições observou que o retorno não estava funcionando na condição “*outflow*”, ou seja, ao invés de retirar o ar, estava insuflando o ar para a sala. Dessa forma, a grelha de retorno foi modelada como “*inflow*” nas quais foram definidas a vazão do ar e a temperatura do ar.
- Paredes, visor de vidro, piso e teto: modelados com a condição (“*no-slip*”). O fluxo de calor e a massa são nulos, ou seja, não há troca de calor com o meio. As velocidades também são nulas;
- Objetos da sala: foram modelados com fluxo de calor e de massa nulos, exceto, o foco cirúrgico, luminárias e monitores do aparelho de anestesia que foram modelados como fontes de calor sólidas (fluxo de calor constante e uniformemente distribuído).

Os valores numéricos das condições de contorno foram obtidos através das médias de todos os pontos coletados nas medições para cada superfície da sala (seção 4.3.1). Na Tabela 4 estão apresentados os principais valores utilizados nas condições de contorno no modelo computacional.

Tabela 4 – Condições de contorno da sala cirúrgica do HU/USP com a sala vazia

Superfície	Fonte de calor (W)	Temperatura (°C)	Velocidade de descarga (m/s)	Vazão (l/s)
Teto	-	19,0	-	-
Piso	-	18,4	-	-
Parede 1	-	19,8	-	-
Parede 2	-	19,3	-	-
Parede 3	-	20,6	-	-
Parede 4	-	20,0	-	-
Visor de vidro	-	16,3	-	-
Difusor de ar	-	16,2	1,67	375
Grelhas de retorno	-	16,2	0,50	30
Frestas das portas	-	-	-	405
Lâmpadas	64	-	-	-
Foco cirúrgico	150	-	-	-
Monitor	100	-	-	-

Os visores de vidro foram modelados como vedados e as portas como fechadas, porém observou-se que nas portas havia vazamento de ar considerável pelas frestas (ver Tabela 4), o que influencia na movimentação e na distribuição do ar no interior da sala.

O ângulo de descarga em X e Y imposto ao modelo são, respectivamente, de -34° e -12° , de acordo com o que foi observado em campo.

Para as condições de contorno na entrada para energia cinética turbulenta (κ) e para a dissipação de energia (ε) foram adotados os valores default do *Design Builder*®: $\kappa = 1\text{m}^2/\text{s}^2$ e $\varepsilon = 1\text{m}^2/\text{s}^2$.

Por fim, como o ar insuflado no interior do ambiente é de baixa umidade, os efeitos da umidade relativa do ar não foram levados em consideração na transferência de calor.

4.4.2 Modelagem geométrica e malha computacional do modelo “real”

Com as características da sala e suas dimensões, bem como, os mobiliários, equipamentos foi possível elaborar a modelagem geométrica da sala cirúrgica no *Design Builder*. A Figura 19 representa a geometria da sala cirúrgica com os mobiliários e equipamentos do caso real.

Figura 19 – Modelo “real”: um difusor de parede superior e um retorno do tipo *inflow* inferior, localizados na mesma parede

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Para comparar os resultados numéricos com os experimentais foram inseridos no modelo, 5 células de monitoramento nas mesmas posições nas quais foram realizadas as medições de temperatura e velocidade do ar em campo. A Figura 20 ilustra o modelo computacional criado no *Design Builder*®, bem como, as 5 células de monitoramento (Mn_1 , Mn_2 , Mn_3 , Mn_4 , Mn_5).

Figura 20 – Modelo computacional da sala cirúrgica e células de monitoramento

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Para este caso foram utilizadas três resoluções de malhas: malha grossa ($52 \times 48 \times 30$ células), intermediária ($84 \times 73 \times 39$ células) e fina ($129 \times 105 \times 55$ células). Todas as três malhas são do tipo estruturada não uniforme com uma tolerância entre os espaçamentos de 0,30 m, 0,05 m e 0,03 m, respectivamente. A quantidade de células e o número de iterações para cada uma das malhas estão descritas na Tabela 5. A Figura 21 ilustra a malha com resolução de $129 \times 105 \times 55$ células geradas ao modelo.

Tabela 5 – Quantidade de células e número de iterações nas três malhas

Malha	Quantidade de células (x, y, z)	Número de iterações
Grossa (M1)	$52 \times 48 \times 30$	5.152
Intermediária (M2)	$84 \times 73 \times 39$	9.480
Fina (M3)	$129 \times 105 \times 55$	10.056

Figura 21 – Malha estruturada não uniforme com resolução de $129 \times 105 \times 55$ células

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

4.5 SIMULAÇÃO NUMÉRICA DO MODELO “REAL”

Nesta seção são apresentados os resultados numéricos das simulações, o critério utilizado para a convergência das simulações e, a comparação dos resultados numéricos com as medições feitas em campo.

É importante destacar que, como as medições foram realizadas com a sala vazia, as simulações apresentadas aqui também foram consideradas com a sala vazia, ou seja, sem equipe médica e paciente na sala.

4.5.1 Critério de convergência

O método utilizado como critério de convergência nas simulações foi o de monitorar os resíduos até alcançarem um valor menor que o absoluto estipulado. Foram estabelecidos valores relativos residuais para as seguintes variáveis: equação da continuidade, da velocidade em x, da velocidade em y, da velocidade em z, da energia, κ e dissipação ε . Tais valores residuais, para cada uma dessas equações, são da ordem de 10^{-5} .

A Figura 22 ilustra o monitoramento dos resíduos e a ocorrência da convergência das malhas.

Figura 22 – Monitoramento do resíduo referente às três malhas

Malha Fina (M3)

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

4.5.2 Resultados numéricos

Para a investigação do escoamento do ar na sala cirúrgica foram analisados os campos de velocidades e de temperaturas obtidos a partir das simulações. As verificações dos campos de velocidades e temperaturas foram feitas em três regiões de interesse, a saber: (i) aquela em que estará o paciente (campo cirúrgico – zona mais limpa), (ii) difusor de ar e (iii) grelha de retorno. As simulações, a seguir, mostram os resultados obtidos com a malha fina.

A Figura 23 mostra os resultados do campo de velocidades de três planos diferentes que passam pela mesa cirúrgica: plano transversal (A), plano longitudinal (B) e plano horizontal (C). Já a Figura 24 mostra os resultados do campo de velocidades em um plano perpendicular: ao difusor (D) e à grelha de retorno (E).

É possível verificar nas Figuras 23 e 24 que, a sala possui um campo de velocidade que se encontra em uma faixa de 0 a 0,40 m/s na região da mesa cirúrgica. Valores maiores são encontrados em regiões próximas ao difusor, uma vez que, nessa região, no insuflamento do ar incidem as maiores velocidades do que as encontradas no restante da sala. A ocorrência de regiões com maiores velocidades é nítida na Figura 24, que apresenta o campo de velocidades em um plano perpendicular à direção ao difusor e ao retorno.

Figura 23 – Campos de velocidades em três planos diferentes que passam pela mesa cirúrgica

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Figura 24 – Campos de velocidades no difusor e na grelha de retorno

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

De maneira análoga, são apresentados os resultados do campo de temperatura para os três planos (A, B e C) que passam pela mesa cirúrgica. Os planos são os mesmos da Figura 23 e os resultados do campo de temperatura estão apresentados na Figura 25.

Figura 25 – Campos de temperatura em três planos diferentes que passam pela mesa cirúrgica

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

A Figura 26 ilustra os resultados do campo de temperatura em um plano perpendicular ao difusor (D), à grelha de retorno (E) e um plano que passa pelo monitor do aparelho de anestesia (F).

Figura 26 – Campos de temperatura no difusor de ar, grelha de retorno e monitor de anestesia

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Analisando as Figuras 25 e 26, nota-se a ocorrência de uma distribuição de temperatura na sala praticamente uniforme. Em quase toda a região que abrange a área onde está o paciente,

verifica-se uma temperatura em torno dos $16,50 \pm 2^{\circ}\text{C}$. Em regiões que se encontram mais próximas às luminárias, foco cirúrgico e o monitor são constatadas temperaturas mais elevadas devido ao calor oriundo dos aparelhos e a convecção nas regiões vizinhas.

Na Tabela 6 e 7 estão apresentados a comparação entre os valores numéricos, respectivamente, da temperatura e da velocidade nas três malhas (grossa, intermediária e fina) e os valores experimentais nos pontos adotados para as medições. Os valores experimentais foram coletados através dos aparelhos confortímetro nos pontos C1, C2, C3, C4 e C5, como ilustra a Figura 27 e, os valores numéricos foram extraídos das células de monitoramento ($Mn_1, Mn_2, Mn_3, Mn_4, Mn_5$) inserido nos modelos.

Figura 27 – Posicionamento dos confortímetros com a sala desocupada

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Tabela 6 – Comparação entre a solução numérica da temperatura nas três malhas e os resultados experimentais

Pontos	Temperatura ($^{\circ}\text{C}$)				Erro Relativo		
	Medido	M1	M2	M3	M1	M2	M3
Mn_1	17,59	18,97	18,80	18,72	0,078	0,069	0,065
Mn_2	18,76	17,86	18,33	18,33	0,048	0,022	0,022
Mn_3	18,57	18,15	18,18	18,47	0,023	0,021	0,005
Mn_4	19,06	18,27	18,51	18,63	0,041	0,029	0,022
Mn_5	19,48	18,06	18,36	18,43	0,073	0,057	0,053

Tabela 7 – Comparação entre a solução numérica da velocidade nas três malhas e os resultados experimentais

Pontos	Velocidade (m/s)				Erro Relativo		
	Medido	M1	M2	M3	M1	M2	M3
Mn_1	0,100	0,203	0,055	0,091	1,030	0,450	0,090
Mn_2	0,320	0,288	0,226	0,341	0,100	0,290	0,066
Mn_3	0,030	0,083	0,019	0,024	1,760	0,370	0,200
Mn_4	0,047	0,044	0,059	0,049	0,064	0,260	0,043
Mn_5	0,067	0,065	0,062	0,064	0,030	0,074	0,045

Pode-se observar nessas tabelas que, em todos os pontos, os valores da temperatura e da velocidade, obtidos numericamente, convergiram para os valores experimentais à medida que se refinou a malha. Os valores numéricos da temperatura, principalmente na malha fina, estão consistentes com os experimentais, com erros em geral em torno de 1% a 6%. Já em relação as velocidades, os valores numéricos na malha fina também foram consistentes com os experimentais, com erros em torno de 4% a 9%. No entanto, no ponto Cn_3 houve uma discrepância entre os resultados, com um erro de 20%. Essa diferença pode ser atribuída ao fato do ponto estar próximo à região do retorno, na qual verificou-se durante as medições, uma variação muito grande nos valores da velocidade. Essa variação é devida ao funcionamento inadequado do retorno, não sendo possível obter com certa precisão, o valor da velocidade do ar que estava sendo injetada pelo retorno.

De forma a auxiliar no estudo do escoamento do ar, é interessante, a investigação dos vetores velocidade mostrando a movimentação do ar no interior da sala cirúrgica. A Figura 28 ilustra uma ampliação dos planos que contêm os vetores de velocidade próximos à região da mesa cirúrgica. Os planos são os mesmos da Figura 23, ou seja, plano transversal (A), plano longitudinal (B) e plano horizontal (C).

Figura 28 – Diferentes planos ilustrando os vetores de velocidade na região da mesa cirúrgica

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

A partir dessa figura, no plano A, pode-se notar a formação de um vórtice à direita e um acima da mesa cirúrgica. Esses vórtices podem promover a recirculação de partículas densas depositadas no piso até a parte superior da mesa, onde encontra-se o paciente. Além disso, tanto no plano A quanto B é importante observar que, a movimentação do ar está sendo da zona menos limpa (zona 3) para a zona mais limpa (zona 1), o que deveria ser o inverso, conforme mencionado na seção 4.3.1 - Etapa II. Essa movimentação contrária juntamente com a formação dos vórtices pode fazer com que os micro-organismos existentes na zona 3 sejam levados até a mesa cirúrgica (zona 1), causando sérios riscos de infecção hospitalar no paciente durante o ato cirúrgico.

Já as Figuras 29 e 30 mostram os vetores de velocidade em um plano perpendicular ao difusor e ao retorno do ar, respectivamente.

Figura 29 – Vetores de velocidade em um plano perpendicular ao difusor

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Figura 30 – Vetores de velocidade em um plano perpendicular ao retorno do ar

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Pela Figura 29 pode-se observar que, abaixo do difusor há uma área em que o ar fica se movimentando sempre na direção do ar insuflado. Como o ângulo de descarga do difusor está direcionado para a mesa cirúrgica, esse fenômeno pode causar a veiculação de micro-organismos até o paciente levando também a sérios riscos de infecção. E ainda, esse fenômeno pode dificultar a remoção de particulados no interior da sala.

Na Figura 30 verifica-se que o ar que percorre o interior da sala e se movimenta em direção ao retorno. No entanto, como o retorno está fazendo a função de insuflamento, o ar que deveria sair, acaba se movimentando para cima e voltando para o ambiente. Esse fenômeno, faz com que não haja a remoção do material particulado para fora da sala. Dessa forma, fica evidente nessa figura, a relevância desse dispositivo para a eficácia do sistema.

Uma visão geral do escoamento do ar na sala é apresentada nas Figuras 31 e 32, que exibem os campos de velocidade e temperatura, respectivamente. Essas figuras mostram a movimentação do ar na sala cirúrgica, desde sua entrada na sala pelo difusor, até a suposta saída na grelha de retorno. Nesses locais, como já verificado na análise do campo de velocidades, a magnitude é maior, enquanto no restante da sala possuem magnitude menor, com valores muito próximos.

Figura 31 – Campo de velocidade da sala cirúrgica

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Figura 32 – Campo de temperatura da sala cirúrgica

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

4.5.3 Comentários

Na comparação entre os valores numéricos e experimentais obtidos, comprovou-se a validade do modelo “real” desenvolvido. Com relação aos resultados da temperatura foi possível observar que os valores apresentaram erros inferiores a 7%. Já para as velocidades, os valores erros em torno de 4% a 9%. Somente em um ponto o erro ficou em torno de 20%. Essa diferença

pode ser atribuída ao funcionamento inadequado do retorno, pois a medição apresentou muita variação para a aquisição do valor da velocidade do ar que estava sendo injetado pelo retorno.

Com relação aos resultados obtidos para este modelo “real”, pode-se verificar que, na sala cirúrgica do HU/USP, a distribuição de temperatura é praticamente uniforme com pequenos gradientes causados pela dissipação de calor do foco cirúrgico, monitor de anestesia e as luminárias. Com relação ao campo de velocidades, verificou-se que próximo a mesa cirúrgica, as velocidades se encontram em uma faixa de 0 a 0,40 m/s. As maiores velocidades foram encontradas apenas na região próxima ao difusor. O sistema de distribuição de ar utilizado na sala cirúrgica apresentou várias áreas de recirculações, principalmente próximo a mesa. Além disso, a movimentação do ar ocorre de maneira inadequada, ou seja, da zona menos limpa para a zona mais limpa. Essas movimentações contrárias juntamente com as recirculações podem fazer com que os micro-organismos existentes na zona 3 sejam levados até a mesa cirúrgica, causando sérios riscos de infecção hospitalar no paciente durante as cirurgias. Outro fator negativo para o sistema foi em relação à grelha de retorno. Como o retorno estava operando de forma inadequada, verificou-se que o ar que deveria sair, volta para o ambiente, fazendo com que o ar contaminado gerado durante a cirurgia não seja eliminado. Fica evidente nesse modelo, a relevância desse dispositivo para a eficácia do sistema.

Dessa forma, do ponto de vista biológico, este caso mostrou-se ineficaz para uma sala cirúrgica, pois tende a não remover o material particulado e possui alta capacidade de mantê-los recirculando, principalmente na região da mesa cirúrgica.

5 SIMULAÇÃO NUMÉRICA DOS MODELOS MODIFICADOS

Nesta seção são apresentadas as simulações de casos com alterações em relação ao modelo “real”. As alterações consistem na quantidade de grelhas de retorno e/ou posição das grelhas, nos ângulos de descarga e na direção do fluxo no retorno. Ao todo são apresentados 9 modelos modificados, sendo 5 referentes às alterações em relação às grelhas de retorno e 4 em relação aos ângulos de descarga do difusor de ar.

Em todos os modelos, as características físicas da sala, os mobiliários e os equipamentos foram mantidas idênticos ao modelo “real”. As condições de contorno também são as mesmas, descritas na Seção 4.4.1.

5.1 MODELOS COM ALTERAÇÕES NA GRELHA DE RETORNO

Nesta seção são apresentados os modelos referentes às alterações realizadas em relação a grelha de retorno, seja na quantidade, na posição ou na direção no fluxo de ar.

5.1.1 Modelagem geométrica e condições de contorno

Devido a constatação de que o ar estava insuflando ao invés de estar saindo, no modelo “real” a condição de contorno aplicada à grelha de retorno foi de “*inflow*”. No entanto, sabe-se que esta condição não é a correta, pois o retorno tem a função de retirar o ar contaminado da sala.

Assim, o primeiro modelo modificado, chamado de Caso 2, consiste na aplicação correta da condição de contorno na grelha de retorno, ou seja, aplicação da condição “*outflow*” como ilustra a Figura 33.

Já as Figuras 34 – 37 consistem nos modelos com alteração da quantidade e/ou posição das grelhas de retorno, os quais foram chamados de Caso 3, Caso 4, Caso 5 e Caso 6, respectivamente. Em todos os casos, a condição “*outflow*” foi aplicada nas grelhas de retorno e a vazão foi dividida igualmente entre as grelhas de retornos.

Figura 33 – Caso 2: Um difusor de parede superior e um retorno inferior localizado na mesma parede com a condição “outflow”

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Figura 34 – Caso 3: um difusor de parede superior e dois retornos inferiores localizados em direções e paredes opostas

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Figura 35 – Caso 4: um difusor de parede superior e dois retornos inferiores localizados na mesma direção em paredes opostas

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Figura 36 – Caso 5: um difusor de parede superior e dois retornos inferiores localizados em paredes opostas

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Figura 37 – Caso 6: um difusor de parede superior e três retornos inferiores localizados em paredes opostas

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Os valores numéricos das condições de contorno para a velocidade, temperatura, fontes de calor e vazão no difusor de ar para os cinco casos são iguais aos do modelo “real” (ver Tabela 4). O ângulo de descarga em X e Y para os cinco casos são os mesmos do caso “real”, ou seja, de -34° e -12° respectivamente. Além disso, em todos esses modelos consideram-se as portas fechadas e sem vazamento de ar pelas frestas das portas. As alterações estão nos valores na vazão do retorno que foram distribuídos igualmente entre as grelhas, que depende da quantidade de grelhas consideradas no modelo. Na Tabela 8 estão os valores da vazão para cada um dos casos.

Tabela 8 – Valores da vazão no retorno dos modelos modificados

Caso	Grelhas de retorno	
	Quantidade	Vazão (l/s)
2	1	375,00
3	2	187,50
4	2	187,50
5	2	187,50
6	3	125,00

5.1.2 Malha Computacional

Para as simulações desses cinco casos, a malha utilizada foi a malha final, a mesma do caso “real”, ou seja, uma malha não uniforme com $129 \times 105 \times 55$ células e uma tolerância entre os espaçamentos de 0,03m. Para cada caso, o número de iterações e os valores residuais para convergência estão descritos na Tabela 9.

Tabela 9 – Número de iterações para cada caso

Caso	Valor absoluto residual	Número de Iterações
2	10^{-5}	31.044
3	10^{-5}	15.210
4	10^{-5}	11.198
5	10^{-5}	17.452
6	10^{-5}	18.750

5.1.3 Resultados Numéricos

As Figuras 38 a 40 mostram os resultados referentes aos campos de velocidades do caso “real” e dos cinco casos, respectivamente, em três planos distintos que passam pela mesa cirúrgica: plano transversal, plano longitudinal e plano horizontal. Juntamente com os cinco casos é mostrado, como referência, o campo de velocidade para do modelo “real”.

Figura 38 – Campos de velocidades dos seis casos em um plano transversal que passa pela mesa cirúrgica referentes ao caso “real” e os casos modificados.

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Figura 39 – Campos de velocidades dos seis casos em um plano longitudinal que passa pela mesa cirúrgica referentes ao caso “real” e os casos modificados.

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Figura 40 – Campos de velocidades dos seis casos em um plano horizontal que passa pela mesa cirúrgica referentes ao caso “real” e os casos modificados.

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Já as Figuras 41 e 42 ilustram os campos de velocidades, do caso “real” e dos cinco casos, em um plano horizontal que passa pelo difusor e retorno, respectivamente.

Figura 41 – Campos de velocidades dos seis casos em um plano horizontal que passa pelo difusor de ar referentes ao caso “real” e os casos modificados.

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Figura 42 – Campos de velocidades dos seis casos em um plano horizontal que passa pelos retornos referentes ao caso “real” e os casos modificados

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Nota-se nas Figuras 38 a 40 que os casos de 3 a 6 apresentam um campo de velocidade que se encontra em uma faixa de 0 a 0,40 m/s à esquerda da mesa, exceto no Caso 2, em que as velocidades são bem menores, em torno de 0 a 0,16 m/s, próximas da estagnação. As maiores variações de velocidade podem ser observadas próximas aos difusores e aos retornos, como mostram as Figuras 41 e 42.

É importante observar ainda que, o campo de velocidade próximo ao retorno 1 do caso “real” é diferente dos demais casos devido a condição imposta de entrada ao invés de saída de ar.

Os resultados do campo de temperatura para os cinco casos, referentes aos três planos que passam pela mesa cirúrgica, estão apresentados nas Figuras 43 a 45. Os planos são os mesmos apresentados para o caso da velocidade, tendo como referência o modelo “real”.

Figura 43 – Campos de temperatura dos seis casos referente ao plano transversal que passa pela mesa cirúrgica referentes ao caso “real” e os casos modificados

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Figura 44 – Campos de temperatura dos seis casos referente ao plano longitudinal que passa pela mesa cirúrgica referentes ao caso “real” e os casos modificados

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Figura 45 – Campos de temperatura dos seis casos referente ao plano horizontal que passa pela mesa cirúrgica referentes ao caso “real” e os casos modificados

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Já as Figuras 46 e 47 mostram os resultados do campo de temperatura em um plano que passa pelo difusor e grelhas de retorno, respectivamente.

Figura 46 – Campos de temperatura em um plano horizontal que passa pelo difusor de ar referentes ao caso “real” e os casos modificados

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Figura 47 – Campos de temperatura em um plano horizontal que passa pelos retornos referentes ao caso “real” e os casos modificados

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Analisando as Figuras 43 a 47 pode-se observar que, em geral todos os casos mantêm uma distribuição de temperatura praticamente uniforme. Além disso, todos eles apresentam uma distribuição muito semelhante entre si, havendo sutis diferenças em algumas regiões, como no Caso 2, que proporcionou uma pequena elevação da temperatura, menor do que 1°C, na região acima da mesa cirúrgica.

A fim de analisar as temperaturas e as velocidades nos cinco pontos estratégicos adotados na medição ($Mn_1, Mn_2, Mn_3, Mn_4, Mn_5$), as Tabelas 10 e 11 ilustram os resultados numéricos, respectivamente, da temperatura e da velocidade do modelo “real” e dos cinco modelos.

Tabela 10 – Resultados numéricos da temperatura do modelo “real” e dos cinco casos modificados

Pontos	Temperatura (°C)					
	“Real”	Caso 2	Caso 3	Caso 4	Caso 5	Caso 6
Mn_1	18,73	18,88	18,50	18,80	18,69	18,40
Mn_2	18,34	18,45	18,23	18,28	18,33	18,26
Mn_3	18,48	18,54	18,67	18,79	18,81	18,75
Mn_4	18,64	18,62	19,13	19,31	19,32	19,06
Mn_5	18,43	18,59	18,57	18,80	18,72	18,69

Tabela 11 – Resultados numéricos da velocidade do modelo “real” e dos cinco casos modificados

Pontos	Velocidade (m/s)					
	“Real”	Caso 2	Caso 3	Caso 4	Caso 5	Caso 6
Mn_1	0,091	0,082	0,146	0,127	0,131	0,187
Mn_2	0,341	0,232	0,393	0,409	0,389	0,378
Mn_3	0,024	0,109	0,075	0,037	0,058	0,097
Mn_4	0,049	0,054	0,058	0,071	0,102	0,114
Mn_5	0,064	0,072	0,056	0,062	0,045	0,095

Já as Tabelas 12 e 13 ilustram a variação, respectivamente, da temperatura e da velocidade entre o modelo “real” e os cinco casos modificados nos cinco pontos.

Tabela 12 – Variação da temperatura entre o modelo “real” e os cinco casos modificados

Pontos	Variação da temperatura - ΔT (°C)				
	Caso 2	Caso 3	Caso 4	Caso 5	Caso 6
Mn_1	0,15	-0,23	0,07	-0,04	-0,33
Mn_2	0,11	-0,11	-0,06	-0,01	-0,08
Mn_3	0,06	0,19	0,31	0,33	0,27
Mn_4	-0,02	0,49	0,67	0,68	0,42
Mn_5	0,16	0,14	0,37	0,29	0,26

Tabela 13 – Variação da velocidade entre o modelo “real” e os cinco casos modificados

Pontos	Variação da velocidade - ΔV (m/s)				
	Caso 2	Caso 3	Caso 4	Caso 5	Caso 6
Mn_1	-0,009	0,055	0,036	0,040	0,096
Mn_2	-0,109	0,052	0,068	0,048	0,037
Mn_3	0,085	0,051	0,013	0,034	0,073
Mn_4	0,005	0,009	0,022	0,053	0,065
Mn_5	0,008	-0,008	-0,002	-0,019	0,031

Através das Tabelas 12 e 13 é possível constatar nesses cinco pontos, que a máxima variação de temperaturas comparada ao caso “real” é da ordem de 0,68°C. Com variações menores que 1°C nesses cinco pontos, as temperaturas são praticamente uniformes entre os casos. Isso significa que a quantidade e/ou posição dos retornos não interferem significativamente na temperatura da sala.

Já em relação às velocidades, as alterações nos retornos influenciaram significativamente no fluxo de ar. Os valores numéricos demonstram velocidades com variações médias de até 0,11 m/s. Na região onde encontra-se o paciente, ponto Mn_1 , o Caso 6 é o que apresentou maior velocidade, ou seja, 2 vezes maior do que o Caso “real”. E, no ponto próximo ao retorno, Mn_3 , os Caso 2 e 6 são os que apresentaram maiores velocidades da ordem de 4,3 e 4,0 vezes maior, respectivamente. Nesse sentido, o Caso 6 pode ajudar tanto na remoção de micro-organismos suspensos no ar próximo ao paciente quanto na eliminação do ar contaminado no interior da sala.

A fim de investigar o comportamento e a movimentação do ar desses casos próximos à região da mesa cirúrgica, as Figuras 48 a 50 ilustram, respectivamente, os planos longitudinal, transversal e horizontal que contêm os vetores de velocidade próximos à região da mesa cirúrgica. Já as Figura 51 e 52 mostram os vetores de velocidades em um plano perpendicular ao difusor e ao retorno 1, respectivamente.

Figura 48 – Vetores de velocidade em um plano longitudinal à mesa cirúrgica referentes ao caso “real” e os casos modificados

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Figura 49 – Vetores de velocidade em um plano transversal à mesa cirúrgica referentes ao caso “real” e os casos modificados

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Figura 50 – Vetores de velocidade em um plano horizontal à mesa cirúrgica referentes ao caso “real” e os casos modificados

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

A partir da Figura 48, em todos os casos, pode-se verificar uma movimentação do ar da zona menos limpa (zona 3) para a zona mais limpa (zona 1). Além disso, nos Casos 2 a 5 nota-se na Figura 49 a formação de um vórtice à direita e um acima da mesa cirúrgica. Esses vórtices junto com a movimentação contrária, constatada na Figura 48, podem promover a recirculação de partículas densas depositadas no piso e levar micro-organismos até a região da mesa cirúrgica, causando riscos de infecção hospitalar.

No Caso 6, verifica-se somente a formação de um vórtice à direita da mesa. Como esse vórtice está em um nível abaixo aonde se encontra o paciente e não há nenhum indício de fluxo de ar subindo para a região da mesa, esse caso pode não apresentar riscos iminentes ao paciente.

Observando a Figura 50, nos Casos de 3 a 6 notam-se maiores velocidades em áreas que se localizam à esquerda da mesa cirúrgica. Já para o Caso 2, observa-se uma área de estagnação ao redor da mesa. Esse fenômeno pode aumentar a permanência de micro-organismos, aumentando os riscos de contaminação.

No entanto, nos Casos 3, 4 e 5 são observados também uma área com baixas velocidades ao redor aonde se encontra o paciente, na qual pode dificultar a remoção de contaminantes. E, para o Caso 6, a área com maiores velocidades está sobre a região da mesa cirúrgica quase em sua totalidade, o que pode caracterizar uma eficiência na remoção do material particulado.

Figura 51 - Vetores de velocidade em um plano perpendicular ao difusor de ar referentes ao caso “real” e os casos modificados

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Na Figura 51 é possível observar que, nos cinco casos apresentados, na região abaixo do difusor há uma área na qual o ar limpo insuflado percorre o piso e se movimenta em direção à injeção de ar pelo difusor, sendo novamente lançado para o ambiente. Tal fenômeno pode causar a condução de micro-organismos até o paciente, devido ao ângulo de descarga estar direcionado para a mesa cirúrgica. No entanto, os Casos 3 e 6 que possuem um retorno na parede oposta ao difusor apresentaram o fenômeno de recirculação, mas com velocidades bem menores do que os outros casos. Além disso, o Caso 6 é o que apresentou uma incidência de vetores de velocidades em direção à injeção de ar bem menor, principalmente na região próxima ao difusor.

Figura 52 – Vetores de velocidade em um plano perpendicular à direção do retorno 1 referentes ao caso “real” e os casos modificados

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Já na Figura 52 observa-se a saída do ar pelo retorno 1 referente aos cinco casos, o que ocorre inversamente no Caso “real” onde se observa a entrada de ar. A maior velocidade na saída é constatada no Caso 2, devido a existência de um único retorno em que a vazão é maior do que nos outros casos. Já o Caso 6 é o que possui a menor velocidade na saída por ter o maior número de retornos.

Nessa mesma figura, nos Casos 3, 4 e 5 é evidente uma recirculação em uma pequena área na parte superior central da sala, como mostra o contorno demarcado em preto. Para o Caso 2, a recirculação ocorre na parte inferior e a direita da sala, demarcado em vermelho. Apesar desses casos apresentarem maiores velocidades na saída, essas áreas que ocorrem as recirculações podem dificultar a eliminação do ar contaminado geradas no interior da sala. Já no Caso 6, a recirculação não ocorre em nenhuma região no plano apresentado da Figura 53, mesmo tendo uma velocidade mais baixa comparada aos outros casos. Com isso, observa-se uma maior uniformidade no escoamento do ar, podendo ajudar na remoção do ar contaminado.

5.1.4 Comentários

Em geral todos os casos simulados nesta etapa mostraram uma distribuição de temperatura praticamente uniforme e muito semelhantes entre si com variações menores que 1°C. A máxima variação de temperaturas comparada ao caso “real” foi da ordem de 0,68°C, o que significa que a quantidade e/ou posição dos retornos não interferem significativamente na temperatura da sala.

Com relação aos resultados das velocidades, os Casos de 3 a 6 foram os que apresentaram as maiores velocidades principalmente na região à esquerda da mesa cirúrgica. Já o Caso 2, apresentou velocidades bem menores próximas da estagnação. Tal fenômeno pode aumentar a permanência de micro-organismos próximo ao paciente, aumentando os riscos de contaminação.

As alterações nos retornos influenciaram significativamente a movimentação e distribuição do ar, principalmente na região onde encontra-se o paciente e próximo ao retorno. Comparando os cinco casos com o “real”, constatou-se que o Caso 6 foi o que apresentou maior velocidade na região do paciente e velocidade bem menor próximo ao retorno.

Todos os casos apresentaram o fenômeno de recirculação e a movimentação do ar da zona menos limpa para a zona mais limpa. No entanto, no Caso 6, verifica-se que a recirculação está abaixo aonde se encontra o paciente onde não há nenhum fluxo de ar subindo para a região da mesa. Isso faz com que os contaminantes não sejam levados até a mesa, não apresentando riscos ao paciente.

Dessa forma, o Caso 6, que possui a maior quantidade de grelhas de retorno, demonstrou ser mais eficaz na eliminação do ar contaminado e na remoção de micro-organismos suspensos no ar próximo ao paciente. Já os Casos 2 a 5 mostram-se insatisfatórios para as salas cirúrgicas por não favorecerem a remoção de contaminantes e apresentarem muitas áreas de recirculação.

Através desses cinco casos investigados, nota-se a importância da função que o retorno exerce na movimentação do ar no interior da sala cirúrgica, bem como, a quantidade e a posição em que se localiza na parede.

5.2 MODELOS COM ALTERAÇÕES NOS ÂNGULOS DE DESCARGA DO DIFUSOR

Nesta seção são apresentadas as simulações de quatro casos, denominados de Caso 7, Caso 8, Caso 9 e Caso 10, referentes ao estudo dos efeitos da variação do ângulo de descarga do difusor na movimentação do ar próximo à região da mesa cirúrgica. Para as simulações desses quatro casos, utilizou-se uma malha do tipo estruturada não uniforme com $129 \times 105 \times 55$ células e uma tolerância entre os espaçamentos de 0,03m.

Novamente, os valores numéricos das condições de contorno para a velocidade, temperatura e fontes de calor para os quatro casos são iguais a do modelo “real” (ver Tabela 4). Nesses quatro modelos foi considerado apenas um retorno inferior localizado na mesma parede do difusor e também sem vazamento de ar pelas frestas das portas. Sendo assim, as alterações estão apenas nos valores da vazão do difusor e do retorno, que dependem do ângulo de descarga.

A configuração do ângulo de descarga no difusor tipo *supply* está ilustrada na Figura 53. Já, os valores dos ângulos, o número de iterações e os valores residuais para convergência de cada caso estão descritos na Tabela 14.

Figura 53 – Configuração do ângulo de descarga no difusor de ar do tipo supply

Fonte: tutorial do *Design Builder*®

Tabela 14 – Valores da vazão no difusor, valor residual e número de iterações para os quatro casos

Caso	Ângulo de descarga		Vazão (l/s)	Valor absoluto residual	Número de iterações
	direção X	direção Y			
7	0	0	462,0	10^{-5}	6.358
8	-30	-12	391,5	10^{-5}	34.666
9	-34	-15	370,0	10^{-5}	14.444
10	-40	-12	346,5	10^{-5}	29.992

5.2.1 Resultados numéricos

A fim de investigar os efeitos da variação do ângulo de descarga do difusor na movimentação do ar próximo à região da mesa cirúrgica, as Figuras 54 – 56 mostram os vetores de velocidade, respectivamente, nos planos longitudinal, transversal e horizontal que passam pela mesa.

Figura 54 – Vetores de velocidade em um plano longitudinal que passa pela mesa cirúrgica referentes aos quatro casos

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Figura 55 – Vetores de velocidade em um plano transversal que passa pela mesa cirúrgica referentes aos quatro casos

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Figura 56 – Vetores de velocidade em um plano horizontal à mesa cirúrgica referentes aos quatro casos

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Na Figura 54, é possível visualizar a influência do ângulo vertical (Y) na incidência do ar com a mesa. No Caso 7, assim como o Caso 10, o direcionamento do ar não é feito diretamente à mesa cirúrgica. Já no Caso 8 a incidência é feita na região dos membros superiores do paciente e no Caso 9 mais próxima aos membros inferiores. Esse tipo de incidência provoca uma espécie de barreira impedindo que o ar se movimente do chão para a mesa, o que não ocorre nos Casos 7, 8 e 10. Nessa mesma figura, nota-se nos Casos 7, 8 e 10, a movimentação do ar da zona menos limpa para a zona mais limpa. Já no Casos 9 ocorre o inverso, ou seja, a movimentação do ar é realizada da forma correta, da zona mais limpa para a zona menos limpa.

Pela Figura 55, é possível observar a formação de um vórtice presente em seção transversal à direita da mesa, exceto no Caso 7, que neste caso a descarga de ar não está direcionada para mesa cirúrgica. No entanto, percebe-se aqui, a mesma movimentação do ar vista no plano longitudinal da Figura 54, ou seja, o ar circula de baixo para cima, o que pode levar contaminantes do chão até o paciente. Essa movimentação também pode ser vista nos Casos 8 e 10. Já para o Caso 9 essa movimentação não ocorre.

Observando a Figura 56, nos Casos 8 e 9, nota-se maiores velocidades em áreas que se localizam à esquerda da mesa cirúrgica, o que pode ajudar na remoção do ar contaminado próximo ao paciente. Já para os Casos 7 e 10, observa-se uma área de estagnação ao redor da mesa. Esse fenômeno pode aumentar a permanência de micro-organismos, aumentando os riscos de contaminação.

As Figuras 57 e 58 mostram os vetores de velocidades em um plano perpendicular ao difusor e ao retorno, respectivamente.

Figura 57 – Vetores de velocidade em um plano perpendicular ao difusor, referentes aos quatro casos

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Como observado nos casos anteriores (2 a 6), pela Figura 57, nota-se que nesses quatro casos, na região abaixo do difusor há uma área na qual o ar limpo insuflado percorre o piso e se movimenta em direção à injeção de ar pelo difusor, sendo novamente lançado para o ambiente. Nos Casos 8 a 10, tal fenômeno pode causar a condução de micro-organismos até o paciente, devido o ângulo de descarga estar direcionado para a mesa cirúrgica. No Caso 7, o ângulo não está direcionado para a mesa, entretanto, existe uma grande área em que há a formação de uma recirculação.

Figura 58 – Vetores de velocidade em um plano perpendicular à direção do retorno 1 referente aos quatro casos

Fonte: Elaborada pelo autor (2016)

Pela Figura 58, fica evidente nos Casos 8, 9 e 10 uma área em que o ar fica circulando próximo à parede oposta do retorno. Novamente, essas recirculações podem dificultar a eliminação do ar contaminado gerado no interior da sala. Já no Caso 7, a recirculação não ocorre em nenhuma região do plano dessa figura. Com isso, observa-se que os vetores de velocidades se movimentam em direção ao retorno com uma maior uniformidade, o que pode ajudar na remoção do ar contaminado.

As Tabelas 15 e 16 apresentam os resultados numéricos, respectivamente, da temperatura e da velocidade do modelo “real” e dos quatro casos referentes às alterações nos ângulos de descarga do difusor, nos mesmos pontos dos casos anteriores ($Mn_1, Mn_2, Mn_3, Mn_4, Mn_5$). Novamente, todos os valores numéricos foram extraídos das células de monitoramento inseridas nos modelos computacionais. Já as Tabelas 17 e 18 ilustram a variação, respectivamente, da temperatura e da velocidade entre o modelo “real” e os quatro casos.

Tabela 15 – Resultados numéricos da temperatura dos quatro casos

Pontos	Temperatura (°C)				
	“Real”	Caso 7	Caso 8	Caso 9	Caso 10
Mn_1	18,73	18,65	18,45	18,21	18,90
Mn_2	18,34	18,69	18,32	18,44	18,77
Mn_3	18,48	18,40	18,56	18,67	18,61
Mn_4	18,64	18,53	18,64	18,65	18,66
Mn_5	18,43	18,50	18,65	18,62	18,72

Tabela 16 – Resultados numéricos da velocidade dos quatro casos

Pontos	Velocidade (m/s)				
	“Real”	Caso 7	Caso 8	Caso 9	Caso 10
Mn_1	0,091	0,045	0,140	0,303	0,051
Mn_2	0,341	0,170	0,342	0,288	0,126
Mn_3	0,024	0,119	0,089	0,142	0,154
Mn_4	0,049	0,117	0,098	0,024	0,040
Mn_5	0,064	0,098	0,083	0,079	0,109

Tabela 17 - Variação da temperatura entre o modelo “real” e os quatro casos modificados

Pontos	Variação da temperatura - ΔT (°C)			
	Caso 7	Caso 8	Caso 9	Caso 10
Mn_1	-0,08	-0,28	-0,52	0,17
Mn_2	0,35	-0,02	0,10	0,43
Mn_3	-0,08	0,08	0,19	0,13
Mn_4	-0,11	0,00	0,01	0,02
Mn_5	0,07	0,22	0,19	0,29

Tabela 18 – Variação da velocidade entre o modelo “real” e os quatro casos modificados

Pontos	Variação da velocidade - ΔV (m/s)			
	Caso 7	Caso 9	Caso 9	Caso 10
Mn_1	-0,046	0,049	0,212	-0,04
Mn_2	-0,171	0,001	-0,053	-0,215
Mn_3	0,095	0,065	0,118	0,130
Mn_4	0,068	0,049	-0,025	-0,009
Mn_5	0,034	0,019	0,015	0,045

Através das Tabelas 15 a 18 é possível constatar nesses cinco pontos que, a maior variação da temperatura comparada ao caso “real” foi da ordem de 0,52°C. Com variações menores que 1°C nesses cinco pontos, as temperaturas são praticamente uniformes entre os casos. Novamente, isso significa que a alteração no ângulo do difusor não influencia significativamente na temperatura da sala. Já as velocidades pontualmente são bastante afetadas pelo ângulo de descarga do difusor, exibindo uma variação máxima de 0,2 m/s. Na região onde encontra-se o paciente, ponto Mn_1 , o Caso 9 é o que apresentou maior velocidade, ou seja, 3,3 vezes maior do que o Caso “real”. No ponto próximo ao retorno Mn_3 , o Caso 9 é o que também apresentou maior velocidade da ordem de 2 vezes maior. Nesse sentido, o Caso 9 pode ajudar tanto na remoção do ar contaminado presentes próximo ao paciente quanto na eliminação do ar contaminado no interior da sala.

5.2.2 Comentários

Em geral, esses quatro casos simulados também mostraram uma distribuição de temperatura praticamente uniforme entre os casos, com variações menores que 1°C. A máxima variação de temperaturas comparada ao caso “real” foi da ordem de 0,52°C, o que significa que alteração no ângulo do difusor não influencia significativamente na temperatura da sala.

Já em relação ao campo de velocidade verifica-se que são bastante afetadas pelo ângulo de descarga do difusor, principalmente, nos pontos próximos à mesa cirúrgica e ao retorno. Os Casos 8 e 9 foram os que apresentaram maiores velocidades em áreas que se localizam à esquerda da mesa em que, o Caso 9 também apresentou maior velocidade na região próximo ao retorno. Já os Caso 7 e 10 apresentaram velocidade baixas ao redor da mesa, observando uma área de estagnação.

Um fato importante observado nas simulações é que a incidência feita na região dos membros inferiores do paciente provoca uma espécie de barreira fazendo com que o ar não se movimente do chão para a mesa, como ocorre no Caso 9. Observou-se ainda que, nos Casos 8 a 10 uma área de recirculação à direita da mesa. Além disso, o Caso 9 apresentou uma melhor movimentação do ar da zona mais limpa para a zona menos limpa.

Assim, próximo a região da mesa, o Caso 9 mostrou ser mais eficaz do que os Casos 7, 8 e 10 que mostraram serem insatisfatórios, pois tendem a não removerem o material particulado ao redor do paciente.

No entanto, o Caso 9 mostrou-se ser ineficaz no aspecto da eliminação do ar contaminado pelo retorno e por apresentar área de recirculação abaixo do difusor.

6 CONCLUSÕES

Um dos objetivos desse trabalho foi de investigar, via simulação em CFD, a movimentação e a distribuição do ar, bem como, a velocidade e a temperatura do ar no interior de uma sala cirúrgica que possui um sistema com insuflamento dado por um difusor de parede. O outro objetivo foi de verificar qual a influência do ângulo de descarga do difusor e qual a influência das grelhas de retorno nesse tipo de sistema, no que tange a movimentação do ar no interior da sala. O estudo de caso considerado neste trabalho é uma das salas cirúrgicas do Hospital Universitário da USP.

A sala cirúrgica do HU/USP foi modelada utilizando a ferramenta *Design Builder*, com o máximo rigor para torná-lo o mais próximo do real. Para comprovar a validade do modelo computacional foi feito a comparação entre os valores numéricos e experimentais obtidos em campo. Foi possível observar que os valores numéricos estão consistentes com os valores experimentais, tanto para temperatura, quanto para as velocidades. Somente no ponto próximo ao retorno, o erro ficou em torno de 20% para a velocidade, devido não ser possível obter com certa precisão, o valor da velocidade do ar que estava sendo injetado pelo retorno.

Além disso, o sistema de distribuição de ar utilizado nessa sala cirúrgica apresentou várias áreas de recirculação, principalmente próximo a mesa. A movimentação do ar apresentou de forma inadequada para uma sala cirúrgica, ou seja, da zona menos limpa para a zona mais limpa. Esses fenômenos podem fazer com que os micro-organismos existentes da zona menos limpa seja levado até a mesa cirúrgica. Isso pode causar sérios riscos de infecção hospitalar no paciente e também dificultar a remoção imediata de contaminantes, fazendo-os permanecerem por um período maior durante as cirurgias.

Outro fator que contribui para ineficácia do sistema foi em relação a grelha de retorno que estava operando de forma inadequada, ou seja, o ar que deveria sair, volta para o ambiente, fazendo com que o ar contaminado gerado durante a cirurgia não seja eliminado.

A fim de investigar a influência das grelhas de retorno nesse tipo de sistema, foram modelados cinco casos com alterações na direção do fluxo no retorno, na quantidade de grelhas de retorno e/ou posição das grelhas. Com os resultados das simulações, constatou-se que, com variações menores que 1°C, a quantidade e/ou posição dos retornos não interferem significativamente na

temperatura da sala. No entanto, essas alterações influenciaram na movimentação e distribuição do ar, principalmente na região onde encontra-se o paciente e próximo ao retorno.

Do ponto de vista de controle de contaminantes e movimentação do ar, é possível identificar que o Caso 6 apresentou maiores velocidades na região adjacente à mesa cirúrgica, remetendo a uma maior remoção do material particulado adensado, reduzindo ilhas estáticas e impedindo a recirculação nos arredores da mesa cirúrgica. Já os Casos 2 a 5 mostram-se insatisfatórios para as salas cirúrgicas por não favorecerem a remoção de contaminantes e apresentarem muitas áreas de recirculação. Vale ressaltar que, o Caso 6 é o que possui a maior quantidade de retornos em relação aos outros modelos.

Na investigação desses cinco casos, ficou evidente a importância que o retorno exerce na eliminação e na movimentação do ar no interior de uma sala. Constatou-se ainda que a quantidade e a posição de retorno em que se localiza na parede também influencia nessa movimentação e remoção do ar.

Para investigar os efeitos da variação do ângulo de descarga do difusor no que diz respeito a movimentação do ar próximo à região da mesa cirúrgica foram modelados mais quatro casos. Nesse aspecto, constatou-se que variações menores que 1°C, a alteração no ângulo de descarga no difusor não influencia significativamente na temperatura da sala. Entretanto, essas alterações afetam bastante as velocidades, principalmente, nos pontos próximos à mesa cirúrgica e ao retorno.

Um fato importante verificado nas simulações desses quatro casos é que a incidência feita na região dos membros inferiores do paciente provoca uma espécie de barreira fazendo com que o ar não se movimente do chão para a mesa. Além disso, a correta aplicação no ângulo de descarga no difusor pode fazer com que haja uma movimentação do ar da zona mais limpa para a zona menos limpa.

Próximo a região da mesa cirúrgica, o Caso 9 mostrou ser um pouco mais eficaz do que outros casos. No entanto, mostrou-se ser ineficaz no aspecto da eliminação do ar contaminado pelo retorno e por apresentar área de recirculação abaixo do difusor.

Com as análises realizadas para os casos com alteração no ângulo de descarga do difusor, fica claro, a influência que esse dispositivo interfere na movimentação do ar no interior da sala.

Sendo assim, um sistema de distribuição de ar dado por um difusor de parede mostrou-se ineficiente para a remoção e controle de contaminantes, não sendo o mais indicado para uma sala cirúrgica.

De acordo com a ANVISA, a recomendação em salas cirúrgicas é a utilização de sistemas laminares com difusores no teto que se disponham de cortinas de ar ou painéis laterais em volta da mesa cirúrgica.

A pesquisa científica descrita neste trabalho pode ser incrementada de várias maneiras, sobretudo no que diz respeito a combinação de um sistema de distribuição de ar e quantidades e/ou posições das grelhas de retorno. Assim, alguns dos temas que poderão ser considerados na pesquisa futura são:

- Verificação do nível de conforto térmico para o paciente e para equipe médica, via simulação em CFD, de um sistema de distribuição pela parede e pelo teto;
- Simulação da sala cirúrgica com paciente e equipe médica;
- Simulação da sala cirúrgica com sistema de insuflamento pelo teto;
- Investigação da influência das grelhas de retorno em um sistema de insuflamento pelo teto.

REFERÊNCIAS

- ABE, V. C. **Determinação de parâmetros de operação de sistema de distribuição de ar frio pelo piso em ambientes de escritório**. Dissertação de Mestrado. Escola Politécnica da USP, São Paulo, 2007.
- ANVISA. **Curso Básico de Controle de Infecção Hospitalar**. Caderno C: Métodos de Proteção Anti-Infecçiosa. Brasília: Agência Nacional de Vigilância Sanitária, 2000.
- ASHRAE **ASHRAE Handbook**: Heating, Ventilating and Air Conditioning Applications, New York, ASHRAE, 2003.
- ASHRAE. **ASHRAE Handbook**: Fundamentals. Atlanta: American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers, 2005.
- 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.
- AZEVEDO, F. C. S. G. **Aplicação de CFD no Estudo do Comportamento Térmico em Edifícios**. Dissertação de Mestrado em Engenharia, FEUP, Universidade do Porto, 2009.
- BATCHELOR, G. K. **An Introduction to Fluid Dynamics**. Cambridge University Press, 1967.
- BECK, W. C., FRANK, F. **The open door in the operating room**. Am J Surg, v.125, p.592-595, 1973.
- BICALHO, F. C.; **A arquitetura e a engenharia no controle de infecções**. Rio de Janeiro: Rio Books, 2010.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). Resolução – **RE nº 9, de 16 de janeiro de 2003**. Determina a publicação de Orientação Técnica elaborada por Grupo Técnico Assessor, sobre Padrões Referenciais de Qualidade do Ar Interior, em ambientes climatizados artificialmente de uso público e coletivo. 2003.

CHEONG, K. W. D., PHUA, S. Y. **Development of ventilation design strategy for effective removal of pollutant in the isolations room of a hospital.** Building and Environment n. 41, p. 1161-1170, 2006.

CHOW, T., YANG, X. **Performance of ventilation system in a no-standard operation room.** Hong Kong: Division of Building Science and Technology. City University of Hong Kong, 2003.

DASCALAKI, E.; LAGOUDI, A.; BALARAS, C.; GAGLIA, A. **Air quality in hospital operating rooms.** Building and Environment n. 43, p. 1945-1952, 2008.

DesignBuilder Software®. **DesignBuilder Simulation and CFD Training Guide.** United Kingdom, 2008. Disponível em: <https://www.designbuilder.co.uk/35-support/tutorials>. Acessado em: 20 de janeiro de 2015.

DURBIN, P. A. **On the k- ϵ Stagnation Point Anomaly.** Int. J. Heat and Fluid Flow, p. 89-90, 1996.

FELIX, V. B. **Condições de conforto térmico e desconforto local em salas cirúrgicas.** Dissertação de Mestrado em Engenharia. Escola Politécnica da USP, São Paulo, 2008.

FOX, R., MCDONALD, A. T. **Introdução à mecânica dos fluidos.** Livros Técnicos e Científicos. Editora S. A – LCT, 1995.

GIODA, A., AQUINO NETO, F. R. **Considerações sobre estudos de ambientes industriais e não-industriais no Brasil:** uma abordagem comparativa. Cadernos de Saúde Pública, v. 19, n. 5, p. 1389-1397, 2003.

GOSDEN, P. E., MACGOWAN, A.P., BANNISTER, G.C. **Importance of air quality and related factors in the prevention of infection in orthopedic implant surgery.** Journal of Hospital Infection. v. 39, p.173-180, 1998.

GRAY, D. D., GIORGINI A. **The validity of the Boussinesq approximation for liquids and gases.** Int. J. Heat Mass Transfer, v. 19, p. 545-551, 1976.

HIRSCH, C. **Numerical computation of internal and external flows**. Vol.1 e 2. John Wiley & Sons; Chichester, 1988.

HOWORTH, F. H. **Prevention of airborne infection during surgery**. The Lancet, v. 1, n. 8425, p. 386-388, 1985.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARD. **ISO 7730: moderate thermal environments: determination of the PMV and PPD Indices and Specification of the conditions of Thermal Comfort**. Geneva, 2005.

JONES, A. P. **Indoor air quality and health**. Atmospheric Environment, v. 33, n. 1, p. 4535-4564, 1999.

JONES, W., LAUNDER B. **The prediction of laminarization with a two-equation model of turbulence**. Int. J. Heat and Mass Transfer v.15, p. 301–314, 1972.

LAUNDER, B., SPALDING D. **The numerical computation of turbulent flows**. Comp Methods in App. Mech and eng. v. 3, p. 269–289, 1974.

MALISKA, C.R. **Transferência de Calor e Mecânica dos Fluidos Computacional**. LTC, Rio de Janeiro, 1995

MEMARZADEH, F., MANNING, A. **Reducing risks of surgery**. ASHRAE Journal, n. 45, v.2, p. 28-33, 2003.

MILNER, J.T., DIMITROULOPOULOU, C. APSIMON, H.N. **Indoor concentrations in buildings from sources outdoors**. UK Atmospheric Dispersion Modeling Liaison Committee. ADMLC/2004/2, 2004.

MORA, R., ENGLISH, M. J. M, ATHIENITIS, A. K. **Assessment of thermal comfort during surgical operations**. *ASHARE Transactions*, 107: p. 52-62, 2001.

NIELSEN, P. V., **The Selection of Turbulence Models for Prediction of Room Airflow**. Aalborg: Dept. of Building Technology and Structural Engineering. (Indoor Environmental Engineering; n. 86, v. R9828), 1998.

NIELSEN, P.V. **The Selection of Turbulence Models for Prediction of Room Airflow.** ASHRAE Transactions, v. 104, n. 1: p. 1119-1127, 1998.

PATANKAR, S. V. **Numerical Heat Trasfer and Fluid Flow.** Washington: Hemisphere Publishing Corporation, 1980.

PATANKAR, S. V., SPALDING, D. B. **A Calculation Procedure for Heat, Mass and Momentum Transfer in Three- Dimensional Parabolic Flows.** *Int. Journal of Heat and Mass Trasfer* 15, p. 1787-1806, 1972.

PARTRIDGE, L. E.; GROENHOUT N. K.; AL-WAKED R. **Comparative CFD analyses of hospital ward ventilation systems on reducing cross infection rates.** EcoLibrium, AIRAH, p. 26-31, 2005.

PEREIRA, M.L. **Sistemas de refrigeração e condicionamento de ar.** Curso Técnico de Refrigeração e Ar Condicionado – CEFET-SC, Florianópolis, p. 75, 2002.

PEREIRA M. L., TRIBESS, A. **Sistemas de tratamento de ar em salas cirúrgicas:** estudo da distribuição de partículas a avaliação da contaminação aérea. VIII Congresso Iberoamericano de Aire Acondicionado y Refrigeración – CIAR. Montevideo, 2005.

PEREIRA, M. L. **Medição, Predição e Análise de Partículas Aéreas em Salas Cirúrgicas.** Tese de Doutorado. Escola Politécnica da USP, São Paulo, 2008.

POSNER, J. D., BUCHANAN, C.R., DUNN-RANKIN, D. **Measurement and prediction of indoor air flow in a model room.** *Energy & Buildings*, v. 35, n. 5: p. 515-526, 2003.

PUSTELNIK, M. **Avaliação numérica de ambientes com insuflamento de ar frio pelo piso.** Dissertação de Mestrado – PME: Departamento de Engenharia Mecânica – Escola Politécnica da Universidade de S. Paulo, São Paulo, 2005.

SANTANA, E. G. F. **Conforto térmico e concentração de CO₂ em salas de cirurgias e salas de espera para pacientes, climatizadas artificialmente.** Dissertação de Mestrado em Engenharia. Escola Politécnica da USP, São Paulo, 2013.

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

SONDAK, D. L., PLETCHER, R. H. **Application of wall functions to generalized nonorthogonal curvilinear coordinate systems.** AIAA Journal, v. 33, n. 1, 1995.

SPENGLER, J.D. **Indoor air quality handbook.** 1 ed. New York: McGraw-Hill, 2004. v. 1.

STEVEYSON, T. C. **Experimental investigation of hospital operating room air distribution.** Master's thesis, Georgia Institute of Technology, Atlanta, 2008.

TURPIN, I. M. **Laminar airflow systems.** AORN J, Sep. 1998.

URASAKI, I. B. M., GUIMARÃES, J. S. A. **Sistemas de tratamento de ar em salas cirúrgicas: Estudo numérico e experimental do escoamento e distribuição de partículas.** Trabalho de Formatura em Engenharia. Escola Politécnica da USP, São Paulo, 2008.

WAKED, R. **Effect of ventilation strategies on infection control inside operating theatres.** Journal of Engineering Applications of Computational Fluid Mechanics, v. 4 (1), p. 1-16, 2011.

WANG, S., ANG, H. M., TADE, M. O. **Volatile organic compounds in indoor environment and photocatalytic oxidation: state of the art.** Environment International, v. 33, n. 5, p. 694-705, 2007.

World Health Organization (WHO). **Indoor air pollutants: exposure and health effects.**1983.

World Health Organization (WHO). **World health statistics 2008.** Disponível em: <http://www.who.int/indoorair/en>. Acessado em: 03 de fevereiro 2015.

WILCOX, D.C. **Turbulence modeling for CFD.** DCW Industries, Inc. California, 1993.

WOODS. J. E., BRAYMEN. D. T., RASMUSSEN. R. W., REYNOLDS, G. L., MONTAG, G. M. **Ventilation requirements in hospital operating rooms.** ASHRAE Transactions, 92, 1986.

YAKHOT, V., ORSZAG, S.A., TANGAM, S., GATSKI, T.B., SPEZIALE, C.G.
Development of turbulence models for shear flows by double expansion technique. *The Physics of Fluids*, 4:1510-1520, 1992.