

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

**Sistemas de tratamento de ar em salas cirúrgicas:  
Estudo numérico e experimental do escoamento e  
distribuição de partículas**

Israel Belletti Mutt Urasaki  
Silas Alves Guimarães Júnior

São Paulo  
2008

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

**Sistemas de tratamento de ar em salas cirúrgicas:  
Estudo numérico e experimental do escoamento e  
distribuição de partículas**

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

Israel Belletti Mutt Urasaki  
Silas Alves Guimarães Júnior

Orientador: Arlindo Tribess

Área de concentração:  
Engenharia Mecânica

São Paulo  
2008

## FICHA CATALOGRÁFICA

Urasaki, Israel Belletti Mutt; Guimarães Júnior, Silas Alves.

Sistemas de tratamento de ar em salas cirúrgicas: Estudo numérico e experimental do escoamento e distribuição de partículas, por I. B. M. Urasaki e S. A. Guimarães Júnior. São Paulo: EPUSP, 2008. 61 p.

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

1. Ventilação 2. Sistemas de refrigeração e ar condicionado 3. Centro Cirúrgico Hospitalar I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradecemos às nossas famílias que sempre estiveram ao nosso lado, apoiando-nos de todas as formas possíveis. Agradecemos aos amigos pelos momentos de alegria proporcionados e pelo companheirismo nos momentos difíceis de nosso curso de graduação. Agradecemos ao nosso orientador Prof. Arlindo Tribess pelo conhecimento passado e pela disposição em ajudar e acompanhar nosso crescimento acadêmico ao longo dos últimos três anos. Por fim, agradecemos a toda equipe do laboratório de Conforto Térmico do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo pela ajuda e compreensão.

## **RESUMO**

Uma grande preocupação da saúde pública consiste em reduzir ao máximo o índice de infecções hospitalares. Uma das formas dessa infecção ocorrer é por meio de contaminação aérea durante os procedimentos cirúrgicos, relacionada com distribuição e movimentação inadequada do ar.

O projeto que foi desenvolvido teve como objetivo o estudo e a avaliação numérica do escoamento e distribuição de partículas em duas salas cirúrgicas: uma sala cirúrgica do Hospital Universitário da USP e uma sala de transplante de fígado do Laboratório de Cirurgia Experimental da Faculdade de Medicina da USP.

Foi realizada uma pesquisa bibliográfica com o estudo de vários artigos que colaboraram para um melhor entendimento do tema proposto. A geração de malhas e aplicação das condições de contorno para as salas cirúrgicas necessitava de dados confiáveis a serem obtidos diretamente por meio de medições no local estudado. Para isso, foram realizadas medições de temperaturas, vazões de insuflamento e retorno, e outras medições nas salas analisadas. Foram também realizadas as simulações computacionais que permitiram a comparação com os dados obtidos em campo e uma análise com relação à confiabilidade dos métodos empregados.

Os resultados obtidos possibilitaram verificar que, em ambas as salas cirúrgicas, a distribuição de temperatura é praticamente homogênea e que pequenos gradientes foram causados pela dissipaçāo de calor do foco sobre a mesa cirúrgica. Por outro lado, o sistema de ventilação da sala cirúrgica do Hospital Universitário provoca a formação de áreas com estagnação e recirculação do ar, o que pode dificultar a remoção de partículas geradas durante a cirurgia e causar desconforto térmico na equipe cirúrgica. Já o sistema de fluxo helicoidal da sala experimental da Faculdade de Medicina apresenta maior potencial na remoção de partículas próximo à mesa cirúrgica.

## ABSTRACT

One of the biggest concerns in public health is to minimize infections during surgery procedures. These infections may be caused by airborne contaminations during the surgical procedures, which is mainly related to improper airflow distribution and movement.

This study aims to analyze the airflow velocities, and particles distribution in two surgical rooms: one at the USP's Hospital and the other at the Medical School's Laboratory of Experimental Surgery at USP.

A bibliography research was made on several articles and scientific papers, reflecting in a positive manner in the subject understanding by the researchers. The generation of the meshes and the application of the boundary conditions for the surgical room required specific data, which were provided by field investigations. To support the simulation process requirements, several measurements were made including inlet airflow conditions and superficial temperatures for the surgical rooms. Finally a comparison was made between the simulation and the experimental results, in order to verify the accuracy and the efficiency of the numerical methods above mentioned.

The numerical results demonstrate that in both surgery rooms analyzed, the temperature distribution is almost homogenous and small gradients were caused by the light focus heat dissipation over the surgery table. On the other hand, the ventilation system of the surgery room at University of Sao Paulo's Hospital generates airflow stagnation and recirculation areas, which reduces the efficiency of the remotion of the particles formed during the surgery. In addition, this process may cause thermal discomfort to the medical staff. When looking at the Medical School's Laboratory of Experimental Surgery, the helical airflow system presents bigger potential in removing particles near the surgery table.

# SUMÁRIO

## LISTA DE FIGURAS

## LISTA DE TABELAS

1	RESUMO DO PROJETO .....	1
1.1.	Justificativa .....	1
1.2.	Objetivos.....	1
2.	MÉTODO DE TRABALHO .....	3
2.1.	Geração de Malhas.....	3
2.2.	Simulações/Estudo de Independência de Malha.....	3
2.3.	Comparação com Resultados Experimentais.....	4
2.4.	Plano de Trabalho .....	4
3.	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	5
3.1.	Contaminação Aérea em Salas Cirúrgicas .....	5
3.2.	Sistemas de ventilação em salas cirúrgicas .....	9
3.3.	Simulação Numérica .....	14
4.	MODELAGEM MATEMÁTICA .....	19
5.	ETAPAS PARA SIMULAÇÃO NUMÉRICA .....	21
5.1.	Construção das Geometrias .....	21
5.2.	Geração de Malhas.....	25
5.3.	Condições de Contorno .....	28
5.4.	Simulações e Convergência.....	30
6.	ANÁLISE DE RESULTADOS .....	33
6.1.	Independência de Malha e Resultados Experimentais .....	33
6.2.	Campo de Velocidades .....	39
6.3.	Campo de Temperaturas.....	45
6.4.	Vetores Velocidade .....	48
7.	ESCOAMENTO E DISTRIBUIÇÃO DE PARTÍCULAS .....	54
8.	CONCLUSÕES .....	57
9.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	59

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Insuflamento pelo teto com fluxo turbulento (Schmidt, 1987).....	10
Figura 2 - Insuflamento pela parede com fluxo turbulento (Schmidt, 1987).....	11
Figura 3 - Insuflamento diagonal com fluxo turbulento (Schmidt, 1987).....	11
Figura 4 - Fluxo unidirecional com painéis (Schmidt, 1987). .....	12
Figura 5 - Fluxo unidirecional com cortina de ar (Schmidt, 1987). .....	13
Figura 6 - Sistema sem proteção (Schmidt, 1987).....	13
Figura 7 - Simulação do escoamento em uma sala cirúrgica utilizando CFD .....	14
Figura 8 - Detalhes do difusor e da grelha de retorno. ....	21
Figura 9 - Detalhes da mesa cirúrgica e do foco cirúrgico. ....	21
Figura 10 - Geometria da sala cirúrgica do Hospital Universitário.....	22
Figura 11 - Detalhes dos difusores e das grelhas de retorno.....	23
Figura 12 - Detalhes da mesa cirúrgica e do foco cirúrgico. ....	23
Figura 13 - Geometria do Laboratório de Cirurgia Experimental (FM/USP).....	24
Figura 14 - Malha tetraédrica A. ....	25
Figura 15 - Detalhes da malha tetraédrica A, sem as paredes e o teto.....	26
Figura 16 - Detalhes da malha A, sem o piso e as duas paredes laterais.....	26
Figura 17 - Malha tetraédrica D. ....	27
Figura 18 - Detalhes da malha D sem as paredes, a porta e o teto. ....	27
Figura 19 - Detalhes da malha D sem o piso, o teto e duas paredes laterais.....	27
Figura 20 - Monitoramento dos resíduos (sala cirúrgica do HU/USP).....	31
Figura 21 - Monitoramento dos resíduos (Laboratório de Cirurgia Experimental). ....	32
Figura 22 - Pontos de medições no Hospital Universitário.....	34
Figura 23 - Comparação entre resultados numéricos e experimentais (HU/USP). ....	34
Figura 24 - Pontos de medição de temperatura e velocidade do ar. ....	36
Figura 25 - Comparação entre resultados numéricos e experimentais (FM/USP). ....	37
Figura 26 - Plano A.....	39
Figura 27 - Campo de velocidades no plano A. ....	39
Figura 28 - Plano B.....	40
Figura 29 - Campo de velocidades no plano B. ....	40
Figura 30 - Plano C.....	40

Figura 31 - Campo de velocidades no plano C .....	41
Figura 32 - Comparaçao entre velocidades do ar para os pedestais A e B .....	41
Figura 33 - Comparaçao entre velocidades do ar para os pedestais C e D .....	42
Figura 34 - Plano D.....	42
Figura 35 - Campo de velocidades no plano D .....	43
Figura 36 - Plano E .....	43
Figura 37 - Campo de velocidades no plano E.....	43
Figura 38 - Plano F .....	44
Figura 39 - Campo de velocidades no plano F.....	44
Figura 40 - Comparaçao entre velocidades do ar para os pedestais A e B .....	45
Figura 41 - Comparaçao entre velocidades do ar para os pedestais C e D .....	45
Figura 42 - Campo de temperaturas no plano A.....	45
Figura 43 - Campo de temperaturas no plano B.....	46
Figura 44 - Campo de temperaturas no plano C.....	46
Figura 45 - Campo de temperaturas no plano D.....	47
Figura 46 - Campo de temperaturas no plano E.....	47
Figura 47 - Campo de temperaturas no plano F .....	48
Figura 48 - Vetores velocidade na sala cirúrgica do HU/USP.....	49
Figura 49 - Vetores velocidade no plano A.....	49
Figura 50 - Vetores velocidade no plano B.....	50
Figura 51 - Vetores velocidade no plano C.....	50
Figura 52 - Vetores velocidade no plano B, com parte da malha.....	51
Figura 53 - Vetores velocidade na sala do Laboratório da FM/USP.....	51
Figura 54 - Vetores velocidade no plano D.....	52
Figura 55 - Vetores velocidade no plano E.....	52
Figura 56 - Vetores velocidade no plano F .....	53
Figura 57 - Vetores velocidade no plano E, com parte da malha.....	53
Figura 58 - Tempo de residênci a de partículas na sala cirúrgica do HU/USP.....	54
Figura 59 - Tempo de residênci a de partículas na sala cirúrgica do HU/USP (2).....	54
Figura 60 - Tempo de residênci a de partículas na sala da FM/USP.....	55
Figura 61 - Tempo de residênci a de partículas na sala da FM/USP (2). .....	56

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Número de elementos das malhas da sala cirúrgica do HU/USP .....	25
Tabela 2 - Número de elementos das malhas do Laboratório da FM/USP.....	26
Tabela 3 - Superfícies e tipos .....	28
Tabela 4 - Condições de contorno da sala cirúrgica do HU/USP.....	29
Tabela 5 - Condições de contorno da sala do Laboratório da FM/USP .....	30
Tabela 6 - Valores residuais para convergência.....	31
Tabela 7 - Comparaçao dos valores experimentais e numéricos (HU/USP). ....	35
Tabela 8 - Comparaçao dos valores experimentais e numéricos (FM/USP). ....	38

# **1 RESUMO DO PROJETO**

## **1.1. Justificativa**

Os fluidos em movimento estão presentes em toda a natureza e suas características têm sido objeto de estudo, desde os tempos mais remotos, por meio de análises teóricas – em geral, insuficientes – e de métodos experimentais.

O enorme desenvolvimento científico-tecnológico, aliado ao rápido desenvolvimento dos computadores, permite que problemas altamente complexos possam ser simulados computacionalmente. A Dinâmica de Fluidos Computacional (CFD – Computational Fluid Dynamics) permite estudar o escoamento de fluidos e a transmissão de calor e/ou massa por meio de modelos matemáticos representativos das leis da física que governam estes fenômenos.

As técnicas de modelação numérica para simulação do comportamento do escoamento do ar em salas cirúrgicas têm sido alvo de algumas investigações, embora a variedade de casos possíveis a torne uma área com necessidade de uma profusão de estudos para a avaliação das condições de climatização e ventilação.

A modelação matemática de salas cirúrgicas é bastante complexa e complicada devido à grande variedade de fatores que influenciam no escoamento e transmissão de calor e/ou massa. Para um melhor entendimento do conceito, dos fenômenos envolvidos e das condições existentes e suas consequências, há a necessidade também de levantamentos experimentais. Nestes casos, é necessário ter dados confiáveis para o estabelecimento das condições de contorno e para a validação dos resultados.

A principal utilidade da análise numérica é sem dúvida a economia de tempo, pois com os dados disponíveis é possível realizar mais testes, fazer quantas modificações for necessário e experimentar como o sistema a ser projetado comportará. Isto é claro, sem falar de outras vantagens como a redução do custo de novos projetos.

## **1.2. Objetivos**

Os objetivos do presente trabalho são:

- Realizar estudo de simulação numérica em salas cirúrgicas para avaliação do escoamento e da distribuição de partículas utilizando programa Fluent;
- Analisar o campo de distribuição de temperaturas, de velocidades e de partículas em salas cirúrgicas dotadas de sistema de condicionamento e tratamento de ar de fluxo turbulento;
- Confrontar resultados de simulação dos campos de temperatura e velocidade com dados experimentais para verificação da adequação do processo de simulação realizado.

## **2. MÉTODO DE TRABALHO**

As simulações serão realizadas considerando duas salas cirúrgicas com diferentes sistemas de condicionamento e tratamento de ar de fluxo turbulento. O sistema de fluxo turbulento com insuflamento lateral, do Hospital Universitário da USP e o sistema com dois difusores localizados no teto, tipo jato helicoidal, do Laboratório de Cirurgia Experimental de Transplante de Fígado da Faculdade de Medicina da USP serão avaliados.

A abordagem começa com a identificação do problema como a geometria, definição das condições de contorno, das variáveis relevantes e dos sistemas físicos envolvidos, com a principal finalidade de haver correspondência entre os casos reais e numéricos, e assim, ter uma melhor definição dos modelos propostos.

### **2.1. Geração de Malhas**

A geometria do problema é redesenhada e a malha é gerada. Para a geração da malha são necessárias avaliações do tipo de malha, resolução da malha e o número de elementos do problema é definido neste ponto.

Em seguida são definidas as condições de contorno, entrada e saída do problema e isto ocorre no programa Fluent. O modelo criado no ICEM serve como entrada para o programa Fluent (Fluent, 2003) que realiza propriamente a simulação numérica. Dentro do Fluent ocorre o ajuste do modelo numérico a partir da seleção adequada do modelo físico, da definição de propriedades dos materiais envolvidos, da condição de operação, da quantificação e da qualificação das condições de contorno, do fornecimento da solução inicial, da escolha do algoritmo de resolução das equações e do ajuste do monitoramento da convergência.

### **2.2. Simulações/Estudode Independência de Malha**

É necessário para um mesmo tipo de malha gerar números de nós diferentes e comparar os resultados. Este procedimento é importante, pois vai indicar a não dependência da malha, ou seja, o resultado da simulação não dependendo do tipo de malha e da quantidade de nós. Nas simulações serão utilizados modelos de turbulência k- $\epsilon$  e Reynolds.

### **2.3. Comparação com Resultados Experimentais**

Ao se empregar programas computacionais para tentar simular situações reais, devem-se tomar precauções para obter resultados confiáveis, pois não necessariamente o resultado da simulação é real ou fisicamente possível. Portanto, todo cuidado é necessário e realizar comparações entre dados obtidos experimentalmente e os fornecidos pelo simulador tem importância fundamental, ou seja, deve-se assegurar que estas ferramentas computacionais sejam utilizadas e testadas adequadamente.

### **2.4. Plano de Trabalho**

O desenvolvimento do trabalho comprehende as seguintes etapas:

- 1 - Pesquisa/atualização bibliográfica;
- 2 - Estudo da contaminação aérea em salas cirúrgicas;
- 3 - Estudo dos sistemas de ventilação e tratamento de ar;
- 4 - Estudo das ferramentas para simulação numérica;
- 5 - Geração de malhas para simulação numérica;
- 6 - Estudos de independência de malha;
- 7 - Realização de simulações numéricas;
- 8 - Comparação com dados obtidos em campo;
- 9 - Análise de resultados;
- 10 - Relatórios.

### **3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**

#### **3.1. Contaminação Aérea em Salas Cirúrgicas**

Define-se como infecção hospitalar uma doença adquirida em hospitais por qualquer pessoa. Essas infecções representam um importante problema de saúde pública, uma vez que provocam aumentos da taxa de mortalidade, do tempo médio de internação e também dos custos hospitalares. No Brasil, as infecções hospitalares causam em torno de 50 mil mortes por ano, sendo a terceira causa de mortalidade, após os acidentes de trânsito e as doenças cardiovasculares (ANVISA, 2000).

Investimentos na contenção das infecções hospitalares propiciam, ainda, retornos consideráveis em termos de redução de gastos. Constatou-se que hospitais que desenvolvem programas de controle de infecções hospitalares conseguem reduzir em até um terço sua incidência. No entanto, retornos suficientes para manutenção de um bom programa de prevenção já são percebidos com uma redução de 5% das infecções (MANGRAN, 1999). No II Congresso Brasileiro sobre Controle de Infecção Hospitalar foi apresentado que para cada US\$1 investido em prevenção de infecções hospitalares oferece um retorno de US\$ 6 (Lacerda, 1995).

Os microorganismos causadores das infecções hospitalares são dispersos pela sala cirúrgica agregados a partículas, como descamações da pele das pessoas, fios de cabelo e partículas provenientes do sistema de ar condicionado. Essas partículas, por sua vez, são dispersas por correntes de ar ocasionadas pelo movimento de pessoas, pelo sistema de ventilação ou mesmo por convecção provocada pelo calor do corpo humano.

As principais origens das partículas presentes no ambiente cirúrgico são: aquelas geradas no interior da sala cirúrgica, as provindas de áreas adjacentes e as introduzidas pelo sistema de ventilação. Os microorganismos aderidos a essas partículas podem contaminar a ferida cirúrgica ao se precipitarem diretamente sobre ela ou pela contaminação dos instrumentos ou roupas da equipe cirúrgica. Vários trabalhos indicam haver uma forte relação entre a contaminação do ar e a contaminação da ferida cirúrgica, com consequente infecção (Howorth, 1993; White, 1988).

Alguns estudos estimam que a transmissão de infecções hospitalares pelo ar pode ser responsável por 10 a 20% de todas as infecções hospitalares. Para cirurgias ortopédicas com sistema convencional de tratamento de ar (insuflamento pelo teto e retorno próximo ao piso) foi estimado que 98% das bactérias isoladas nas feridas cirúrgicas foram aerotransportadas. Dessas, 30% foram depositadas diretamente sobre a ferida cirúrgica e o restante foi depositado em outros locais e transportado até a ferida por outras rotas (White, 1988). Estudos também já confirmaram que entre 80 e 90% dos contaminantes bacterianos que formam unidades de colônia na ferida cirúrgica são provenientes do ar da sala cirúrgica (Howorth, 1993).

Especialmente nas cirurgias ortopédicas, como a substituição de articulações, o cuidado com sistemas de ar de ultra-limpeza são muito importantes, pois a infecção é a complicação mais temida nesse tipo de procedimento. Objetos implantados, como plásticos, cimentos e suturas, aumentam as taxas de infecção em até quatro vezes (Whyte, 1988).

A contaminação em ambientes cirúrgicos é influenciada, principalmente, por três fatores: o número de pessoas na sala cirúrgica, os tipos de vestimentas desses profissionais e o tipo de sistema de ventilação.

Dessa forma, ao se limitar à dispersão de microorganismos pela equipe cirúrgica, utilizar vestimentas especiais nesses profissionais e empregar sistemas de ventilação apropriados (como fluxo de ar laminar unidirecional), a taxa de contaminação da ferida cirúrgica é reduzida de forma muito eficaz (Lidwell, 1987). Esses custos de prevenção para contaminações cirúrgicas são muito menores para os hospitais se comparados aos custos de tratamento de uma infecção no paciente.

Conforme os estudos já citados são muitas as evidências de que partículas aerotransportadas podem provocar infecção em pacientes cirúrgicos. Entretanto, há também trabalhos que questionam a contaminação aérea como causa de infecções pós-operatórias.

Esse conflito de opiniões levou especialistas de três instituições europeias – DGKH (Sociedade Germânica de Higiene Hospitalar), SGSH (Sociedade Suíça de Higiene Hospitalar) e OGHMP (Sociedade Austríaca para Higiene, Microbiologia e Medicina Preventiva) – a desenvolverem, juntos, um trabalho de pesquisa com o objetivo de elucidar a real importância do ar no processo de infecção cirúrgica. Entre

as conclusões finais obtidas, destacaram-se: existem muitas informações de que a contaminação do ar próximo à mesa cirúrgica e instrumentos resulta na contaminação direta e indireta do corte cirúrgico; existem dados que indicam que o ar é um importante meio de transmissão de microorganismos durante a cirurgia, podendo provocar infecções; e existem dados suficientes que mostram que em cirurgias que requeiram a implantação de grandes corpos o ar é uma importante variável nos casos de infecção.

Pode-se afirmar também que, além das cirurgias ortopédicas, os transplantes de órgãos sujeitam o paciente a infecções de origem aérea, pois o órgão transplantado está sujeito à adesão de partículas contaminadas, desde sua preparação até a inserção no paciente. Nesse tipo de cirurgia, os riscos ainda são agravados por fatores como a grande duração da cirurgia e o envolvimento de muitas pessoas no procedimento.

#### Controle do número de pessoas e nível de atividade

A principal fonte de infecção por partículas aéreas são as pessoas presentes no interior da sala cirúrgica (Roy, 1988). O número de pessoas presentes durante o procedimento e o grau de atividade dessas pessoas faz com que a distribuição e a quantidade dos microorganismos no ambiente variem muito.

Dessa forma, para que seja reduzida a contaminação ambiental por bactérias é importante à redução do número de pessoas na sala cirúrgica e do tempo de cirurgia. Essas recomendações são complementadas por especialistas do Centro de Controle e Prevenção de Doenças dos EUA, que indicam a importância da manutenção das portas da sala cirúrgica fechadas e a garantia de que todos os equipamentos necessários para o procedimento estejam na sala cirúrgica antes do início da cirurgia (Roy, 1988).

#### Controle pela ventilação

Muitos trabalhos associam diretamente ventilação e infecção, mostrando que alguns métodos de distribuição de ar podem reduzir os índices de infecção pós-operatória (Joseph, 1981; Friberg, 1998; Ayliffe, 1991).

O sistema de fluxo laminar é utilizado para evitar que contaminações geradas no interior da sala depositem-se sobre o campo cirúrgico. Esse sistema é o mais utilizado para procedimentos ortopédicos (Roy, 1988), e também tem mostrado resultados promissores no tratamento de pacientes altamente suscetíveis a infecções, como os pacientes com queimaduras, pacientes amputados e pacientes de radioterapia e quimioterapia (ASHRAE, 2001).

O uso de sistemas de ventilação com fluxo laminar produz reduções de até 90% no número de bactérias na ferida cirúrgica e 60% no ar da sala.

Já foram comparados procedimentos cirúrgicos em salas com sistemas com fluxo turbulento e com fluxo laminar vertical e horizontal. Os resultados indicaram que as partículas bacterianas foram encontradas em menor quantidade nas salas com fluxo laminar, tanto para a contagem geral do ar como para a contagem nos locais de trabalho críticos. Melhores resultados ainda foram encontrados para sistemas com fluxo laminar vertical. Outro estudo comparativo observou diferentes tipos de fluxo de ar laminar. Um sistema vertical protegido com paredes laterais, um sistema vertical sem proteção e um sistema horizontal com paredes laterais. O resultado mostrou uma pequena diferença na eficiência no controle da contaminação sobre o campo cirúrgico, sendo recomendável à utilização dos sistemas sem proteção lateral devido a sua maior versatilidade (Friberg, 1998).

Outro estudo importante sobre o controle de infecções devido à ventilação da sala cirúrgica ocorreu durante 9 anos, verificando taxas de contaminação em 3275 pacientes de cirurgias cardíacas. Na primeira fase do estudo, as cirurgias foram realizadas em salas cirúrgicas sem nenhum método padrão de anti-sepsia e assepsia. A segunda fase foi realizada em salas cirúrgicas com sistema de fluxo laminar e melhores protocolos de controle de infecção. Na terceira e última fase, novos protocolos de controle de infecção foram implementados. O resultado mostrou que 7,3% dos pacientes da primeira fase do estudo tiveram problemas de infecção, enquanto da segunda e terceira fases, esse índice diminuiu para 2,7% e 0,8%, respectivamente.

Por fim, há um caso registrado em que se observou um aumento da taxa de infecção de um centro cirúrgico em um período no qual o sistema de ventilação estava operando fora dos padrões e em condições de temperaturas elevadas no

interior das salas cirúrgicas. Essas observações comprovam que a má operação do sistema de condicionamento de ar em uma sala cirúrgica pode potencializar as taxas de infecção do local.

Há, no entanto, estudos que questionam a real eficácia do controle de ar em taxas de contaminação pós-cirúrgica e também estudos que recomendam a adoção de sistemas de condicionamento de ar apenas para cirurgias nas quais os riscos de infecção são elevados, como nas cirurgias ortopédicas (Ayliffe, 1991).

### Controle pelos trajes cirúrgicos

A última forma relevante de controlar a dispersão de partículas contaminadas é através da utilização de trajes cirúrgicos adequados.

Esses trajes devem funcionar como uma barreira para prevenir a dispersão áerea bacteriana e, ao mesmo tempo, permitir a passagem de ar e vapor d'água para o conforto do usuário. Eles devem, assim, dificultar o lançamento de bactérias pelas aberturas da vestimenta e, quando a roupa estiver molhada, evitar que a bactéria seja liberada do traje por ação capilar (Whyte, 1991).

O tecido de algodão usado normalmente nos hospitais possui poros entre 80 e 100 $\mu\text{m}$ , permitindo a passagem de células da superfície da pele que se fragmentam e que tem tamanho médio de 20  $\mu\text{m}$ . Esse tecido molhado, por suor do cirurgião ou por fluidos como o sangue do paciente, ainda permite a passagem fácil de bactérias pela ação da capilaridade (Roy, 1988).

Uma alternativa ao algodão comum são os materiais descartáveis não trançados. Esses materiais são feitos de fibras e sua eficácia está no fato das partículas terem que se desviar de um emaranhado de fibras para atravessar o material. Ainda, tecidos como o poliéster também são eficazes na redução bacteriana devido a sua maior capacidade de filtragem das partículas. Caso esses tecidos sejam substituídos a intervalos regulares, eles também são eficazes contra a permeabilidade (Roy, 1988).

## 3.2. Sistemas de ventilação em salas cirúrgicas

Os sistemas de tratamento de ar e ventilação desempenham uma importante tarefa no que diz respeito ao controle preciso das condições adequadas para a

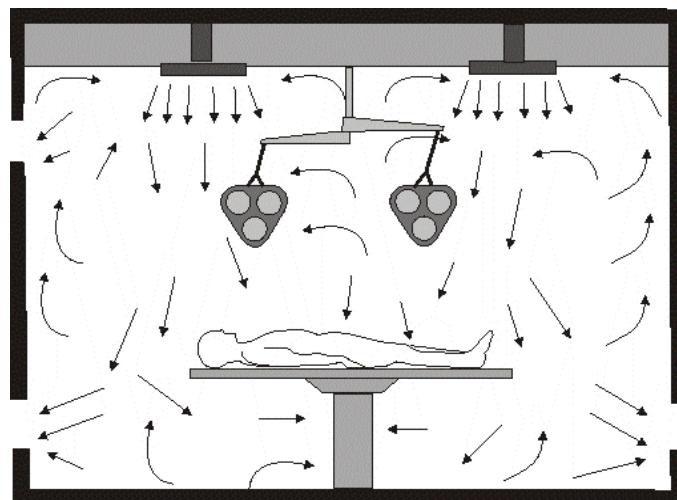
realização de uma intervenção cirúrgica. São eles que garantem a segurança e o conforto térmico dos pacientes, cirurgiões e da equipe na sala cirúrgica.

Em sistemas de ventilação inadequados, além do comprometimento da saúde e do bem estar dos ocupantes da sala cirúrgica, os microorganismos presentes em suspensão no ar ou carregados por gotículas e partículas de poeira podem se depositar, por exemplo, sobre feridas cirúrgicas causando ou agravando doenças.

Em salas cirúrgicas que utilizam sistemas com fluxo turbulento o ar tratado é insuflado na sala pelo teto ou pela parede, misturando-se rapidamente e uniformemente com o ar ambiente, o que provoca uma diluição do teor dos contaminantes. Assim, a contaminação originada de certa fonte é distribuída de maneira uniforme ao longo de toda a sala (Howorth, 1993; Woods, 1986).

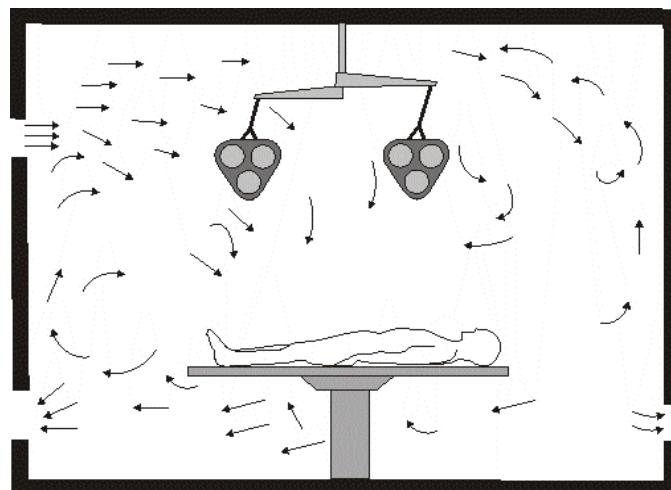
Esta concepção de insuflamento de ar é a mais utilizada nos centros cirúrgicos. A distribuição turbulenta diminui a formação de ilhas estáticas de ar, ao longo da sala. A sua maior desvantagem é que, quando a troca de ar é pequena, a recuperação do ambiente a partir de uma condição contaminada é lenta (Lewis, 1993).

A figura 1 mostra um esquema de um sistema de fluxo turbulento, com vários difusores no teto, instalado em uma sala cirúrgica.

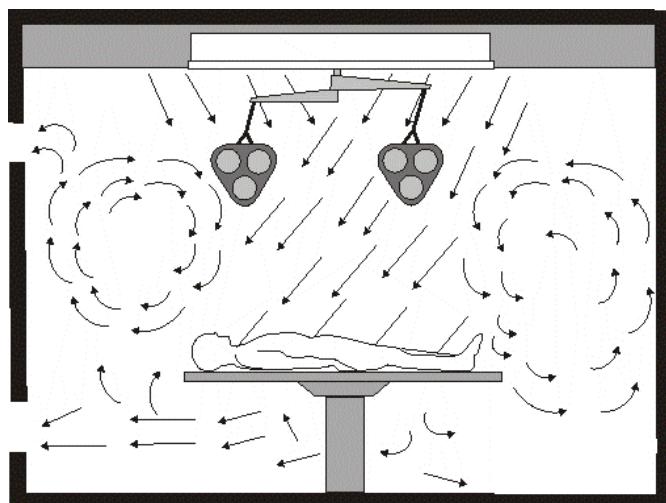


**Figura 1 - Insuflamento pelo teto com fluxo turbulento (Schmidt, 1987).**

As figuras 2 e 3 mostram sistemas de fluxos turbulentos com insuflamentos de ar em uma das paredes da sala e com insuflamento diagonal, respectivamente.



**Figura 2 - Insuflamento pela parede com fluxo turbulento (Schmidt, 1987).**



**Figura 3 - Insuflamento diagonal com fluxo turbulento (Schmidt, 1987).**

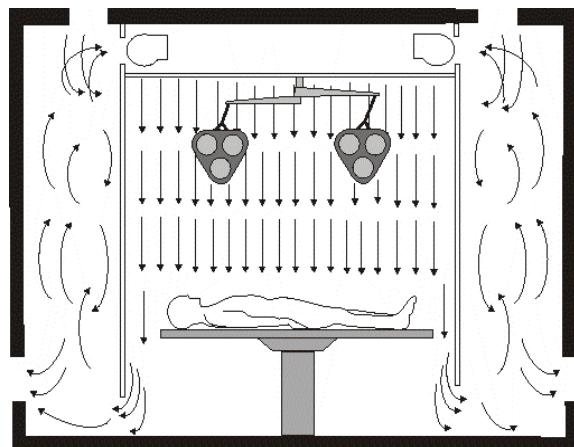
Outro sistema adotado nas salas cirúrgicas é o que fornece fluxo de ar unidirecional, também denominado de fluxo “laminar”. Tal sistema permite que toda a contaminação gerada dentro do ambiente seja levada para fora o mais rápido possível. Sua vantagem é que a gravidade age no sentido de precipitar e eliminar partículas maiores, obtendo-se um sistema com elevada eficiência (Turpin, 1995).

Whitfield, em 1960, foi o primeiro a criar um sistema com fluxo unidirecional (Howorth, 1993). Em 1964, Chamley desenvolveu um protótipo de um encapsulamento contendo ar filtrado, construído para conter três cirurgiões e a parte inferior do corpo do paciente. O objetivo de tal sistema era eliminar as

contaminações emitidas pelos cirurgiões e outras fontes de bactérias aéreas da sala cirúrgica. Neste sistema o ar filtrado era forçado para dentro do compartimento pela parte de cima e os cirurgiões dentro do compartimento vestiam trajes espaciais com respiradores, pelos quais o ar exalado era extraído para evitar a mistura com o ar filtrado do compartimento (Howorth, 1993).

Como forma de se garantir a movimentação uniforme da corrente de ar em um sistema com fluxo unidirecional, são propostos vários tipos de proteções para estes sistemas, como painéis laterais e cortinas de ar.

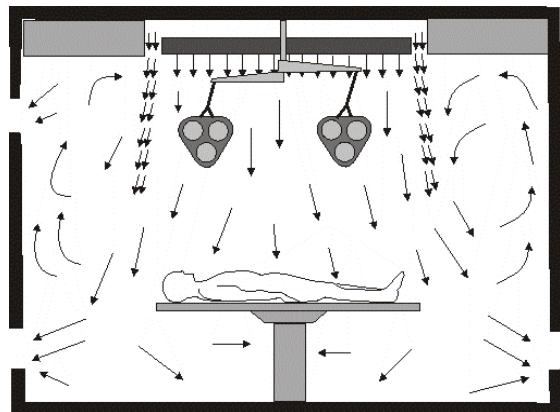
Nesses sistemas a corrente de ar se movimenta paralelamente varrendo todo o campo asséptico. O ar é estratificado de forma que não existe praticamente contaminação cruzada. As partículas eventualmente em suspensão em uma linha de fluxo tendem a permanecer nesta linha até serem captadas na parte inferior das paredes. A figura 4 mostra um sistema com insuflamento pelo teto protegido com painéis laterais.



**Figura 4 - Fluxo unidirecional com painéis** (Schmidt, 1987).

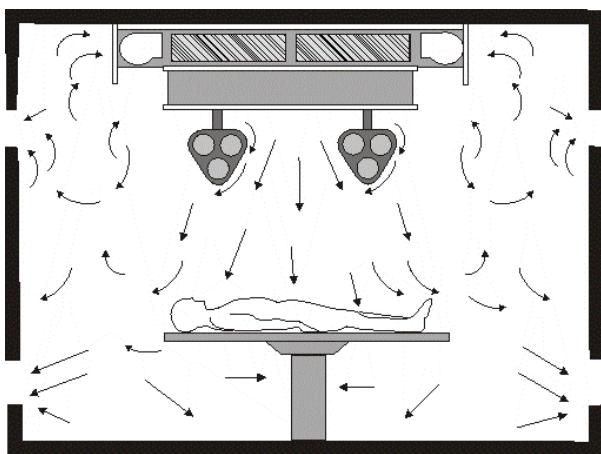
A figura 5, por sua vez, mostra um sistema em que o fluxo unidirecional com insuflamento pelo teto é protegido com cortina de ar. Nesse sistema o ar é insuflado nos quatro lados da mesa cirúrgica, criando uma cortina de ar em torno desta área em função do ar ser insuflado em alta velocidade e inclinado em relação à vertical (Lewis, 1993). A cortina de ar torna-se uma barreira física entre o ar filtrado do difusor unidirecional e o ar contaminado do ambiente, inclusive ao nível do teto, onde o ar do difusor unidirecional é mais sujeito a misturar-se com o ar ambiente. A

cortina de ar também induz a saída do ar contaminado através das grelhas de retorno, diluindo a contaminação.



**Figura 5 - Fluxo unidirecional com cortina de ar** (Schmidt, 1987).

Finalmente outro tipo de sistema com fluxo unidirecional são sistemas sem proteção lateral. Sua limitação era relacionada à facilidade de contaminação do ar insuflado e, devido a sua baixa eficiência no combate de partículas infecciosas, esse sistema é pouco utilizado em salas cirúrgicas. A figura 6 mostra um exemplo deste tipo de sistema. O ar insuflado pelo difusor pode se misturar facilmente com o ar do ambiente por indução (Lewis, 1993; Howorth, 1993).



**Figura 6 - Sistema sem proteção** (Schmidt, 1987).

Um estudo mais detalhado a respeito dos sistemas de ventilação de salas cirúrgicas pode ser encontrado em tese de doutorado do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica da USP (Pereira, 2008).

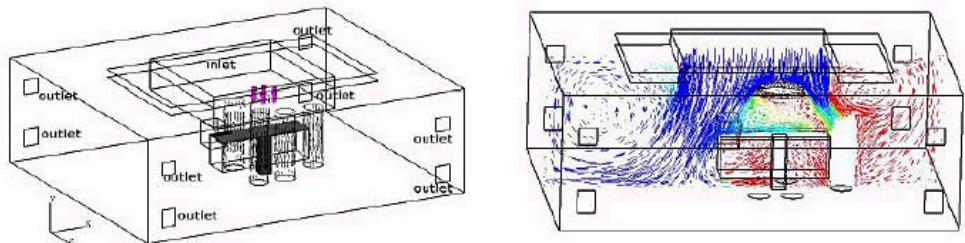
### 3.3. Simulação Numérica

Os processos de simulação numérica computacional da dinâmica dos fluidos são um meio de se avaliar o desempenho dos sistemas de tratamento de ar no controle de partículas. As técnicas de modelação matemática para simulação do comportamento do escoamento do ar em salas cirúrgicas vem sendo alvo de maior investigação (Memarzadeh e Manning, 2002; Kameel e Khalil, 2003).

As técnicas de simulação numérica têm sido muito aplicadas para o controle de partículas aerotransportadas no campo cirúrgico em salas cirúrgicas. A utilização de CFD foi provada ser uma ferramenta muito poderosa e eficiente em estudos do comportamento de correntes de ar e dispersão de contaminantes em ambientes (Chen et al, 1992; Hartung e Kluger, 1998; Memarzadeh e Jiang, 2001; Chow et al, 2003).

Com o uso de CFD as seguintes perguntas podem ser respondidas: em que local da sala a área de processo deve ser instalada, qual a troca de ar adequada, qual tipo de insuflamento e retorno devem ser escolhidos e a verificação se o nível de limpeza da sala foi obtido (Rouaud e Havet, 2004).

Alguns estudos têm utilizado CFD para a determinação das fontes e trajetórias de partículas, simulando sistemas de insuflamento de ar, retorno de ar, influência da localização da mesa cirúrgica e do foco cirúrgico, que são parâmetros críticos que influenciam na distribuição de partículas em uma sala cirúrgica (Liu et al, 2003). A Figura 7 mostra o uso de técnicas de simulação numérica no estudo da movimentação do ar em salas cirúrgicas.



**Figura 7 - Simulação do escoamento em uma sala cirúrgica utilizando CFD**  
(Liu et al, 2003).

Já foi realizado um trabalho de modelagem numérica bidimensional em uma sala cirúrgica em que se sugeriu que a equipe cirúrgica e as lâmpadas podem afetar o

fluxo de ar (Hartung e Kugler, 1998). No entanto, a modelagem bidimensional é inadequada para qualquer tipo de representação realista do campo de fluxo e transporte de partículas.

Realizou-se, também, com sucesso, a simulação numérica do fluxo de ar e da concentração de partículas em uma sala cirúrgica (Chen et al, 1992). Concluiu-se que as fontes de calor possuem pouco efeito na distribuição de partículas e no conforto térmico numa sala cirúrgica.

Ainda, segundo alguns autores, o fluxo de ar na zona esterilizada é basicamente unidirecional, mas em regiões fora do campo cirúrgico é basicamente turbulento (Chen et al, 1992; Hartung e Kluger, 1998; Memarzadeh e Jiang, 2001).

Em um caso estudado em um hospital universitário aplicou-se um algoritmo numérico simples de modelo de turbulência, com um modelo modificado para contabilizar funções próximas às paredes (Kameel e Khalil, 2003). A otimização do sistema de distribuição de ar foi baseada na localização do insuflamento do ar, na posição das grelhas de exaustão e na orientação da mesa de cirurgia. Em outro estudo, afirmou-se que aproximações experimentais são relativamente baratas, porém, não é possível captar alguns detalhes do escoamento com instrumentos (Liu, Moser e Harimoto, 2003). Nesse trabalho, avaliou-se uma sala cirúrgica real com insuflamento de ar com fluxo laminar em um hospital universitário com o objetivo de analisar o melhor projeto e layout de alguns componentes da sala. Os autores concluíram que o foco cirúrgico, posicionado sobre a mesa cirúrgica, ocasiona um distúrbio no escoamento, onde foi possível observar regiões de recirculação, cuja ocorrência gera uma maior concentração de partículas sobre o leito cirúrgico. Se a mesa cirúrgica não for posicionada no centro do fluxo laminar é gerada uma assimetria no escoamento, cujo resultado é um deslocamento de partículas para apenas um lado da mesa. Constataram também que, quando a vazão diminui, observam-se efeitos de flutuação devido à convecção natural sobre o leito.

Foi utilizado um modelo k- $\epsilon$  turbulento para o estudo da distribuição de partículas aéreas em sistemas de ventilação com irradiação germicida ultravioleta para minimizar os riscos de organismos aerotransportados (Memarzadeh e Jiang, 2001). Em outro estudo, os mesmos autores usaram a modelagem de fluxo de ar e metodologias de contagem de partículas para comparar o risco de deposição de

contaminantes no local da operação na sala cirúrgica e atrás da mesa cirúrgica para diferentes sistemas de ventilação (Memarzadeh e Jiang, 2001).

Sabe-se que sem a existência de dados para a identificação do problema, tais como a geometria, definição das condições de contorno, das variáveis relevantes e dos sistemas físicos envolvidos, com a correspondência entre os casos real e numérico, os resultados de simulação se tornam pouco confiáveis (Memarzadeh e Manning, 2002; Kameel e Khalil, 2003).

Num hospital em Hong Kong, foi simulada a distribuição de temperatura e a dispersão de contaminantes em várias salas cirúrgicas. O estudo deu ênfase aos riscos de contaminação por bactérias aerotransportadas da equipe cirúrgica sobre o paciente e vice-versa. Constataram que a distribuição de ar por meio de fluxo turbulento aumenta a efetividade de trocas de ar, porém ocasiona uma rápida dispersão de contaminantes. Foi comparado este tipo de distribuição de ar com fluxo por deslocamento e fluxo laminar, e afirmou-se que o fluxo laminar garante maiores níveis de segurança levando-se em consideração a dispersão de contaminantes. Os estudos confirmaram que o CFD é uma excelente ferramenta para predizer e examinar escoamento e dispersão de contaminantes em sala cirúrgicas, porém salientaram a importância de dados experimentais para verificação do modelo (Chow e Yang, 2003).

Verificou-se o campo de escoamento e distribuição de partículas em uma sala cirúrgica usando métodos experimentais e numéricos em condições isotérmicas (Włoszyn, Virgone e Mélen, 2003). As condições de insuflamento e retorno foram mantidas constantes na simulação. As condições de contorno junto à entrada de ar foram determinadas de acordo com os dados medidos. Como resultado os autores constataram que as condições de contorno foram adequadamente estabelecidas, pois os dados da simulação foram condizentes com os medidos. Concluíram que, de acordo com a experimentação e simulação, o risco de contaminação está diretamente ligado com a posição da entrada e saída do ar, parâmetros geométricos da sala e fonte de emissão de contaminantes.

Também se avaliou uma sala cirúrgica não-padrão em um hospital privado de Hong Kong com insuflamento de ar com fluxo laminar (Chow e Yang, 2003). Para predizer a dispersão de contaminantes, inicialmente resolveram o campo de

escoamento e depois substituíram este campo na equação do movimento da partícula. Os dados de vazão foram inseridos de acordo com medições experimentais. Consideraram-se sete pessoas na equipe cirúrgica como fontes de partículas e de calor, as lâmpadas do foco cirúrgico e as da sala foram consideradas como fontes de calor. Estudaram dois casos: primeiro com uma lâmpada do foco cirúrgico acima da cabeça do paciente e a outra no meio da mesa, depois com as duas lâmpadas do foco posicionadas no meio da mesa. Concluíram que, em ambos os casos, a distribuição de temperatura manteve-se praticamente uniforme. Para o campo de velocidade, observaram uma diferença no centro da mesa cirúrgica, cuja ocorrência foi devido à diferença na posição das lâmpadas do foco.

Analisou-se, ainda, o desempenho da ventilação em uma sala cirúrgica com diferentes configurações por meio de CFD (Memarzadeh e Jiang, 2001). Os resultados foram validados e demonstraram-se satisfatórios comparados com dados experimentais. Os autores utilizaram o número de Archimedes (Ar) para definir se há a predominância de forças originada pela convecção forçada ou natural, em que para  $Ar > 10$  a convecção natural é predominante. Verificaram que a altura do teto, cuja diminuição alteraria a distância entre o insuflamento e o leito cirúrgico, possui uma grande influência na proteção do local cirúrgico. Concluíram também, que para um insuflamento de ar de fluxo laminar o risco de contaminação é reduzido quando há a predominância de convecção natural sobre o leito cirúrgico.

O CFD (modelo de turbulência k- $\epsilon$ ) foi utilizado para predizer o campo de escoamento e a trajetória das partículas em uma sala, como também para avaliar e comparar dois tipos de retorno, retorno pelo teto e retorno pela parede (Tung e Hu, 2004). Os vetores velocidade e a configuração do escoamento, obtidos com a simulação, apresentaram a mesma característica do levantado experimentalmente, embora os dados da simulação não tenham apresentado tanta precisão quanto os dados experimentais. Os autores verificaram que a posição das grelhas de retorno possui uma grande influência nas trajetórias das partículas e, portanto, na eficiência da ventilação e nas condições de insuflamento. Para um fluxo turbulento, a configuração mais eficiente foi aquela com retorno pelo teto.

Outros autores verificaram várias configurações de insuflamento e retorno em uma sala de isolamento de pacientes para verificar a eficiência de remoção dos

contaminantes na região ocupada pelo paciente (Kao e Yang, 2005). Foi observada, também, a influência da disposição dos difusores e das grelhas de retorno na difusão de vírus em uma sala de isolação.

Com relação ao modelo de turbulência em simulações numéricas, foi observado nos trabalhos citados que o modelo de turbulência mais utilizado foi o k- $\epsilon$ . O modelo k- $\epsilon$  é um modelo de turbulência amplamente utilizado sendo incorporado em quase todos os códigos comerciais de CFD (Pope, 2000). Avalia-se que a qualidade do modelo k- $\epsilon$  está no fato de ele ser robusto, econômico e possuir relativa acurácia em várias aplicações da engenharia (Pustelnik, 2005). Desde a década de 1990 resultados encorajadores têm sido obtidos pelo uso do modelo k- $\epsilon$  para um grande número de problemas em salas ventiladas (Chen et al., 1992).

Em trabalhos anteriores (Pustelnik, 2005), o modelo das tensões de Reynolds apresentou resultados promissores em ambientes ventilados com baixas velocidades, mas com tempo computacional bem maior. Já o método LES (Large Eddy Simulation), ainda que esteja se tornando cada vez mais interessante, não tem encontrado grande aplicação nas simulações envolvendo problemas de ventilação. Isto porque não tem apresentado melhores resultados que os modelos k- $\epsilon$ , apesar de sua maior complexidade somada à necessidade de computadores de maior porte (Davidson e Nielsen, 1996; Teodosiu et al., 2000).

## 4. MODELAGEM MATEMÁTICA

A seguir são apresentadas as equações necessárias para resolver problemas de escoamento em ambientes ventilados. Tomando-se um elemento de fluido infinitesimal, a equação da conservação da massa é dada por:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \operatorname{div}(\rho \cdot \vec{u}) = 0 \quad (1)$$

onde  $\rho$  é a massa específica,  $t$  o tempo e  $\vec{u}$  o vetor velocidade.

Aplicando-se a segunda lei de Newton num elemento infinitesimal, obtém-se:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \vec{u}) + \operatorname{div}(\rho \vec{u} \vec{u}) = -\operatorname{grad} p + \operatorname{div}(\tau_{\text{eff}}) + \rho \vec{g} + \vec{F} \quad (2)$$

onde  $p$  é a pressão estática e  $\tau_{\text{eff}}$  é o tensor das tensões devido à viscosidade efetiva (molecular e turbulenta),  $\vec{g}$  é a aceleração gravitacional e  $\vec{F}$  representa as forças externas e outros termos fontes, como meios porosos.

Em escoamentos onde há troca de calor, a primeira lei da termodinâmica é aplicada num elemento infinitesimal e resulta na equação de conservação da energia:

$$\frac{\partial \rho e}{\partial t} + \operatorname{div}(\rho e \vec{u}) = -p \operatorname{div}(\vec{u}) + \operatorname{div}(k_{\text{eff}} \operatorname{grad} T) + \Phi + S_e \quad (3)$$

onde  $e$  é a energia,  $k_{\text{eff}}$  a condutividade térmica efetiva,  $T$  a temperatura,  $\Phi$  uma função de dissipação e  $S_e$  representa o termo fonte.

Sabe-se que a maioria dos escoamentos dos casos práticos é de característica turbulenta. Nesse regime de escoamento a viscosidade passa a ter uma característica randômica, e por essa razão são necessárias maneiras que possam prever esse comportamento para que os termos das equações que envolvem viscosidade ( $\tau_{\text{eff}}$  e  $k_{\text{eff}}$ ) sejam completos. Nesse contexto se enquadram os modelos de turbulência, que são equações que prevêem esse comportamento. Os modelos de turbulência  $k-\varepsilon$  são modelos semi-empíricos baseados na modelagem das equações de transporte da energia cinética turbulenta ( $k$ ) e na sua taxa de dissipação ( $\varepsilon$ ). O modelo para a equação de energia cinética  $k$  é derivado da equação exata, enquanto a taxa de

dissipação  $\varepsilon$  é obtida por raciocínio físico e tem pouca semelhança com a outra equação.

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho k u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ \left( \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k + G_b - \rho \varepsilon - Y_M + S_k \quad (4)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \varepsilon) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho \varepsilon u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ \left( \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{k} (G_k + C_{3\varepsilon} G_b) - C_{2\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon}{k} + S_\varepsilon \quad (5)$$

Nas equações (4) e (5),  $G_k$  representa a geração de energia cinética turbulenta devido ao gradiente das velocidades médias;  $G_b$  é a geração de energia cinética devido à flutuação;  $Y_M$  representa o termo da dissipação da dilatação em escoamentos compressíveis;  $C_{1\varepsilon}$  e  $C_{2\varepsilon}$  são constantes;  $\sigma_\varepsilon$  e  $\sigma_k$  são os números de Prandtl para as taxas de turbulência  $k-\varepsilon$  e  $S_\varepsilon$  e  $S_k$  são as fontes definidas pelo usuário.

A viscosidade turbulenta ( $\mu_t$ ) é calculada da seguinte forma:

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

As constantes do modelo (valores padrão do Fluent) foram obtidas experimentalmente para escoamentos turbulentos fundamentais e funcionam bem em escoamentos turbulentos forçados e livres.

$$C_{1\varepsilon} = 1,44 \quad C_{2\varepsilon} = 1,92 \quad C_\mu = 0,09 \quad \sigma_\varepsilon = 1,0 \quad \sigma_k = 1,3$$

## 5. ETAPAS PARA SIMULAÇÃO NUMÉRICA

### 5.1. Construção das Geometrias

Para a realização das simulações numéricas foi necessário, inicialmente, definir os ambientes a serem estudados. Para tal, foi imprescindível especificar as características geométricas de cada uma das salas cirúrgicas, juntamente com os elementos importantes no processo de simulação (equipamentos, mobiliário, iluminação, entradas e saídas de ar, etc.).

#### Hospital Universitário

O sistema de insuflamento turbulento na sala é feito por um difusor de insuflamento lateral superior e o retorno é realizado por uma grelha posicionada na parte inferior da parede. A mesa cirúrgica localiza-se no centro da sala, assim como o foco cirúrgico. A disposição e a forma dos principais elementos da sala cirúrgica do Hospital Universitário (HU/USP) podem ser vistas nas figuras 8 e 9.

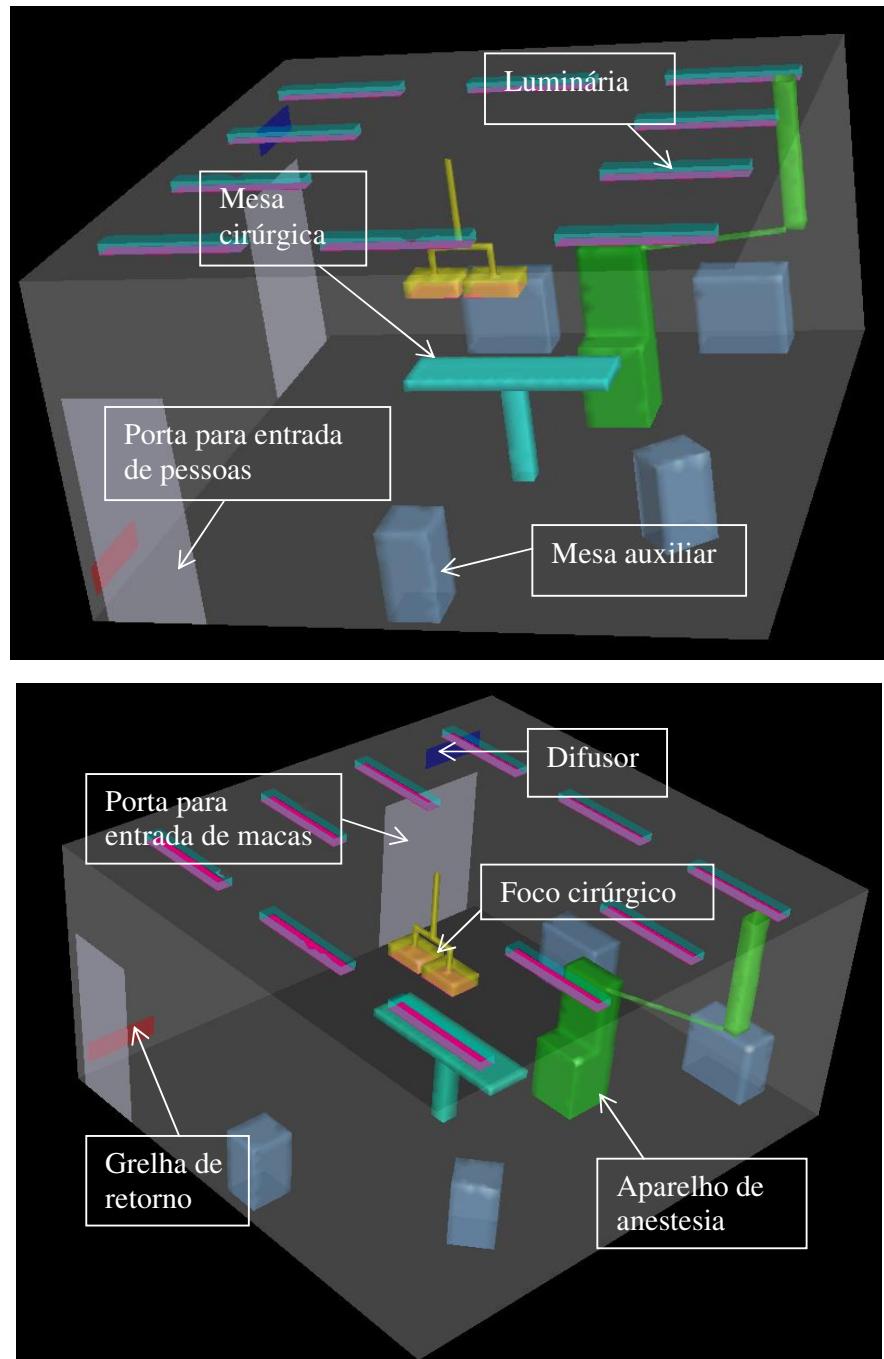


**Figura 8 - Detalhes do difusor e da grelha de retorno.**



**Figura 9 - Detalhes da mesa cirúrgica e do foco cirúrgico.**

Conhecendo-se as características da sala e suas dimensões, foi possível desenhar sua geometria no programa ICEM. Porém, para uma melhor visualização do objeto de estudo, são apresentadas na figura 10 vistas da geometria da sala cirúrgica no programa Fluent. As dimensões da sala são 5,8 x 5,2 x 3,1 m de altura.



**Figura 10 - Geometria da sala cirúrgica do Hospital Universitário.**

### Laboratório de Cirurgia Experimental

Na sala do Laboratório de Cirurgia Experimental de transplante de fígado da Faculdade de Medicina da USP o insuflamento é realizado por dois difusores de teto de jato helicoidal na área de cirurgia. O retorno do ar é feito por quatro grelhas também localizadas no teto. A disposição e a forma dos principais elementos do laboratório podem ser vistas nas Figuras 11 e 12. A sala é formada por dois retângulos com dimensões de 1,6 x 2 m e 4,4 x 3,6 m, com altura de 2,5 m.

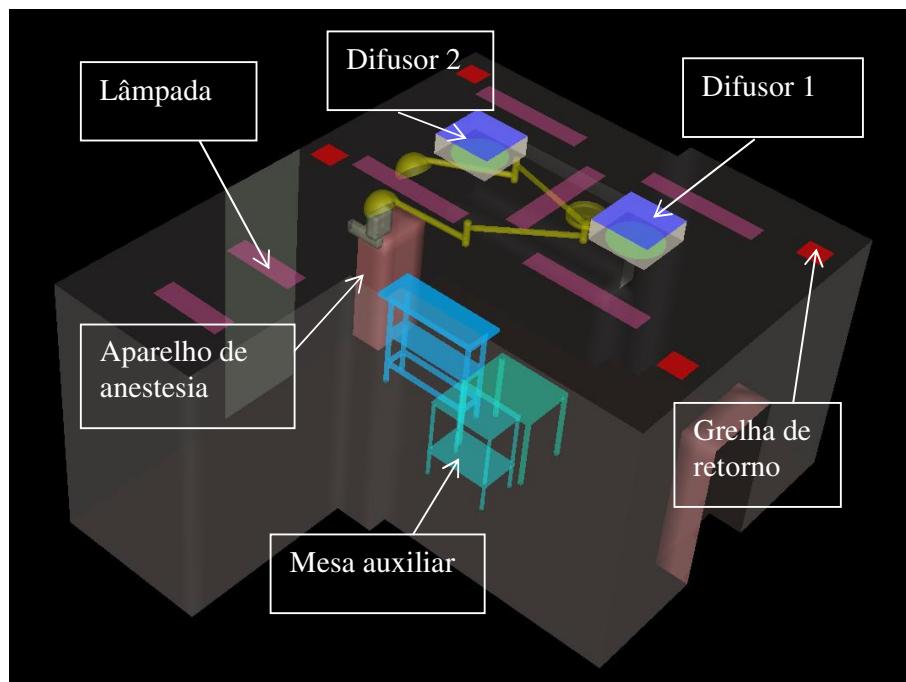
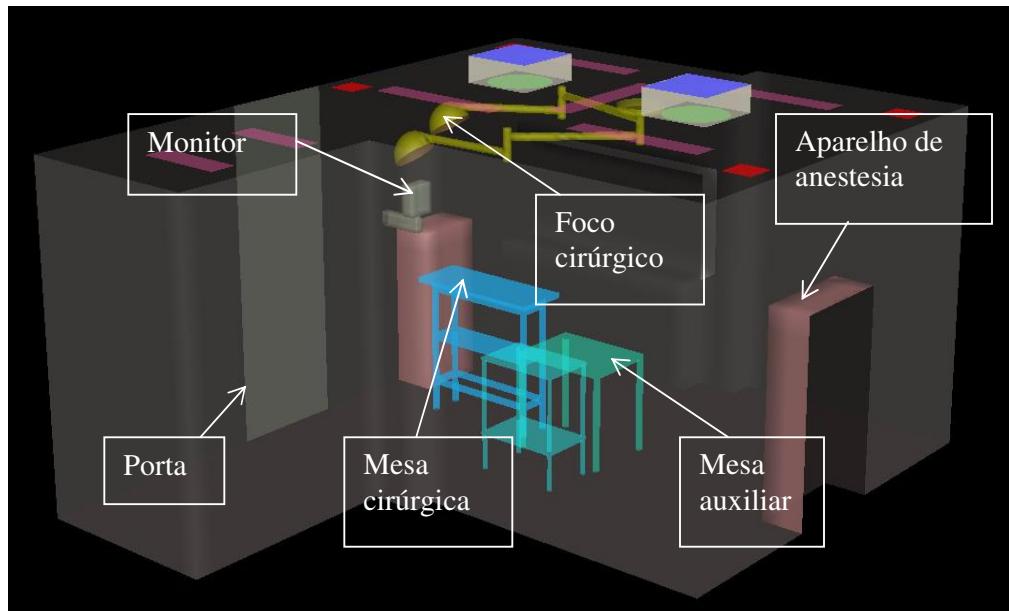


**Figura 11 - Detalhes dos difusores e das grelhas de retorno.**



**Figura 12 - Detalhes da mesa cirúrgica e do foco cirúrgico.**

Conhecendo-se as características da sala e suas dimensões, foi possível desenhar sua geometria no programa ICEM. Porém, para uma melhor visualização do objeto de estudo, também são apresentadas vistas da geometria da sala cirúrgica no programa Fluent (Figura 13).



**Figura 13 - Geometria do Laboratório de Cirurgia Experimental (FM/USP).**

## 5.2. Geração de Malhas

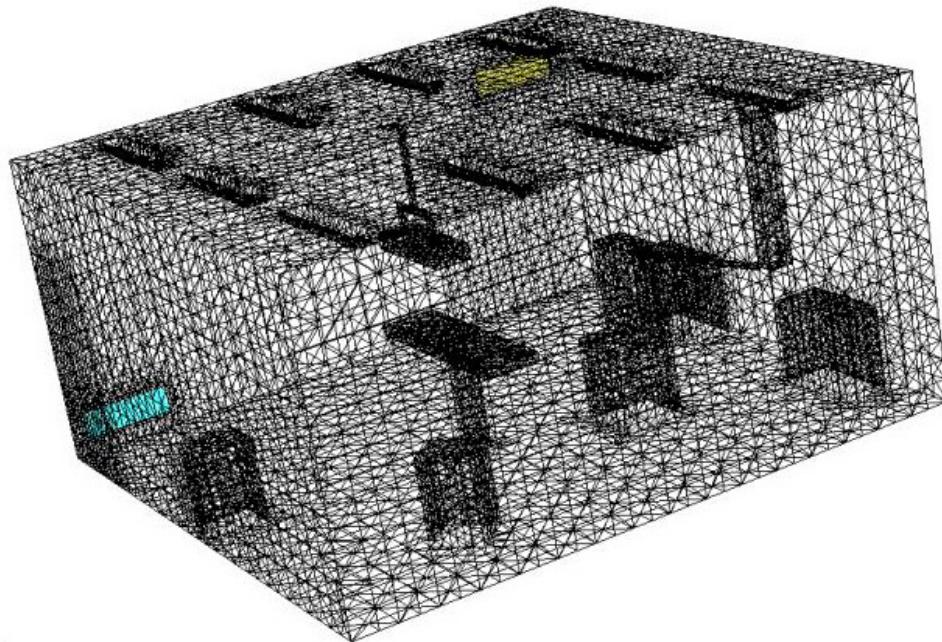
### Hospital Universitário

Foram geradas três malhas tetraédricas no programa ICEM, com variação no grau de refinamento, para utilização nas simulações. A Tabela 1 mostra o número aproximado de elementos de cada malha.

**Tabela 1 - Número de elementos das malhas da sala cirúrgica do HU/USP.**

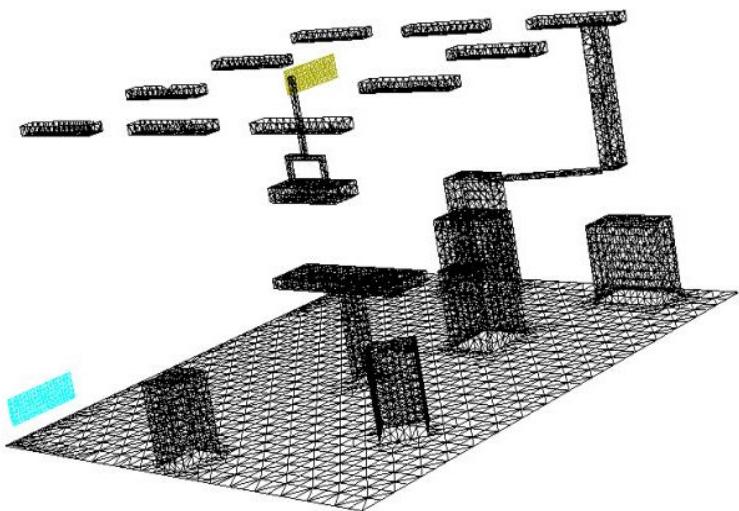
Malha	Número de elementos
A	303 000
B	612 000
C	1 015 000

Para exemplificação da forma das malhas, é apresentada na figura 14 a malha tetraédrica A.

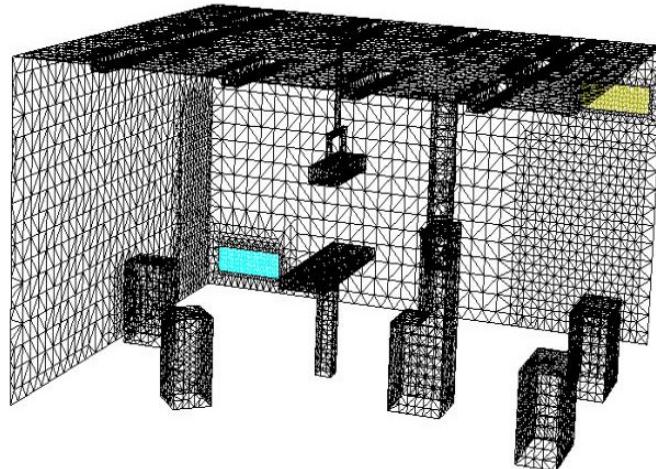


**Figura 14 - Malha tetraédrica A.**

Para facilitar a visualização são apresentados detalhes da malha A, sem as paredes e o teto, e sem o piso e sem duas paredes laterais, respectivamente, na Figura 15 e 16.



**Figura 15 - Detalhes da malha tetraédrica A, sem as paredes e o teto.**



**Figura 16 - Detalhes da malha A, sem o piso e as duas paredes laterais.**

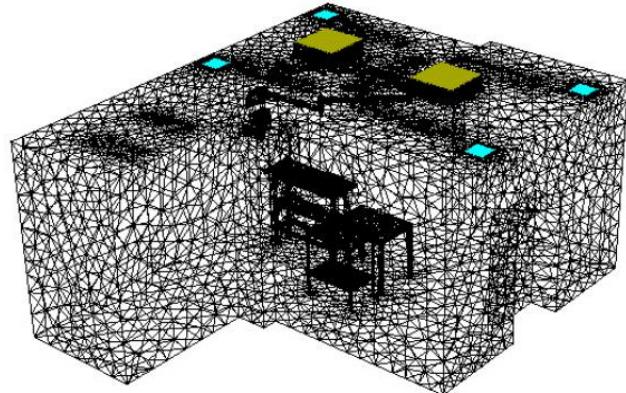
#### Laboratório de Cirurgia Experimental

Paralelamente, no programa ICEM, foram geradas três malhas tetraédricas para a sala cirúrgica experimental. Estas malhas também diferem pelo grau de refinamento. A Tabela 2 mostra o número aproximado de elementos das malhas.

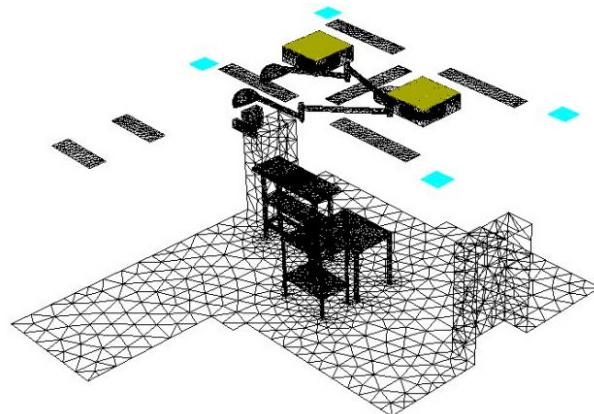
**Tabela 2 - Número de elementos das malhas do Laboratório da FM/USP.**

Malha	Número de elementos
D	255 000
E	360 000
F	970 000

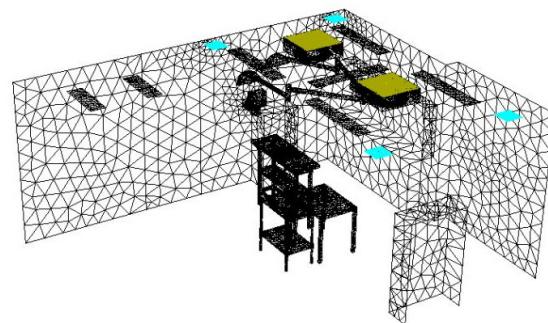
Como exemplo da forma das malhas, a Figura 17 apresenta a malha D. Para facilitar a sua visualização também são apresentados detalhes da malha D, sem as paredes, a porta e o teto, e sem o piso, o teto e duas paredes laterais, na Figura 18 e 19, respectivamente.



**Figura 17 - Malha tetraédrica D.**



**Figura 18 - Detalhes da malha D sem as paredes, a porta e o teto.**



**Figura 19 - Detalhes da malha D sem o piso, o teto e duas paredes laterais.**

### 5.3. Condições de Contorno

Antes de entrar com as condições de contorno no programa Fluent, é necessário definir, para a sala cirúrgica do Hospital Universitário e para a sala do Laboratório de Cirurgia Experimental da FM/USP, os tipos de cada superfície da geometria no programa de geração de malhas ICEM. Os tipos de superfícies utilizadas são apresentados na Tabela 3.

**Tabela 3 - Superfícies e tipos**

Superfície	Tipo
Difusor	Mass-flow-inlet
Grelha de retorno	Pressure-outlet
Demais superfícies	Wall

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

1. Condições adiabáticas nas paredes e nos demais objetos presentes nas salas. Essa hipótese representa uma simplificação do caso real. A sua validade foi verificada, posteriormente, mediante a comparação dos resultados numéricos obtidos com os valores obtidos em campo;
2. Temperaturas superficiais, medidas experimentalmente, para as lâmpadas das salas e para os focos cirúrgicos;
3. Temperatura e vazão mássica do ar insuflado nas salas, medidos experimentalmente, para os difusores;
4. Temperatura do ar de exaustão, medida experimentalmente, para as grelhas de retorno. Para a vazão de retorno é utilizada a diferença de pressão nula entre a sala e o ambiente exterior (atmosfera).
5. Adicionalmente, para a sala do Laboratório de Cirurgia Experimental da FMUSP utilizou-se uma superfície circular tipo Fan, logo abaixo de cada difusor, para simular as condições do jato helicoidal (Pustelnik, 2005).

Os valores numéricos das condições de contorno foram obtidos por meio de medições na sala cirúrgica do Hospital Universitário da USP e na sala cirúrgica do Laboratório de Cirurgia Experimental da FM/USP.

Para medir a vazão mássica nos difusores foi utilizado um balômetro, ou seja, um coletor que capta todo o ar insuflado no ambiente pelos difusores. O coletor foi colocado de tal forma que cobriu completamente os difusores, de modo que se evitou a fuga de ar e leituras inexatas. O balômetro utilizado caracteriza-se por possuir: faixas de leitura de vazão de 85 a 4078 m<sup>3</sup>/h, precisão de +/- 3% de fundo de escala e tempo de resposta de 2 a 43 segundos, conforme ajuste.

Para medir a temperatura do ar insuflado e do ar de exaustão foi utilizado um termômetro de resistência PT100, que se caracteriza por possuir elevada precisão, da ordem de +/- 0,2°C. Esse tipo de termômetro se baseia na propriedade dos condutores e semicondutores que alteram sua resistência elétrica em função da temperatura. Essa alteração da resistência elétrica em função da temperatura permitiu a obtenção de valores de temperaturas com pequena incerteza nas medições realizadas.

Por fim, para medir a temperatura superficial das lâmpadas da sala e do foco cirúrgico foi utilizado um termômetro infravermelho, que possui uma resolução de 0,2°C a 275°C, com precisão de +/- 0,1°C.

#### Hospital Universitário

Na Tabela 4 é apresentado um quadro resumo dos principais valores utilizados nas condições de contorno da sala cirúrgica do Hospital Universitário.

**Tabela 4 - Condições de contorno da sala cirúrgica do HU/USP**

Superfície	Temperatura (°C)	Vazão mássica (kg/s)
Difusor	17,6	0,787
Grelha de retorno	19,2	-
Lâmpadas	30,0	-
Foco cirúrgico	45,0	-

#### Laboratório de Cirurgia Experimental

Na Tabela 5 é apresentado um quadro resumo dos principais valores utilizados nas condições de contorno da sala do Laboratório de Cirurgia Experimental da FM/USP. Para a modelagem do jato helicoidal dos difusores foi considerada uma superfície circular, abaixo de cada difusor, que simulava um ventilador (velocidade tangencial de 1 m/s e diâmetro de cubo do eixo de 0,1 m).

**Tabela 5 - Condições de contorno da sala do Laboratório da FM/USP**

Superfície	Temperatura (°C)	Vazão mássica (kg/s)
Difusor 1	19,0	0,07
Difusor 2	18,8	0,07
Grelha de retorno	23,0	-
Lâmpadas	29,0	-
Foco cirúrgico	40,0	-

#### 5.4. Simulações e Convergência

Uma vez definidas as geometrias, as condições de contorno e geradas as malhas, foram realizadas as simulações no programa Fluent. As discretizações adotadas para as simulações iniciais foram: discretização padrão para a pressão e de primeira ordem para a densidade, para a energia cinética turbulenta, para a taxa de dissipação turbulenta e para a energia. O modelo de turbulência adotado nas simulações foi o k-ε padrão. E para verificação da convergência da simulação foram utilizados dois métodos diferentes para cada uma das salas.

Nas simulações de distribuição de partículas nas salas cirúrgicas foram adotadas partículas esféricas, com diâmetro de 0,5 µm, representativo da geração interna de partículas pela equipe cirúrgica. Considerou-se emissão de partículas a partir da superfície da mesa cirúrgica, local ao redor do qual se concentram o paciente e a equipe médica. É importante ressaltar que as simulações com partículas não interferem nos campos de velocidade e temperatura previamente obtidos. O objetivo dessa etapa foi avaliar como se comportam as partículas geradas na região do campo cirúrgico, avaliando o caminho percorrido pelas mesmas e, consequentemente, a eficiência dos sistemas de ventilação das salas cirúrgicas em evitar que essas partículas se concentrem em torno da mesa cirúrgica.

#### Hospital Universitário

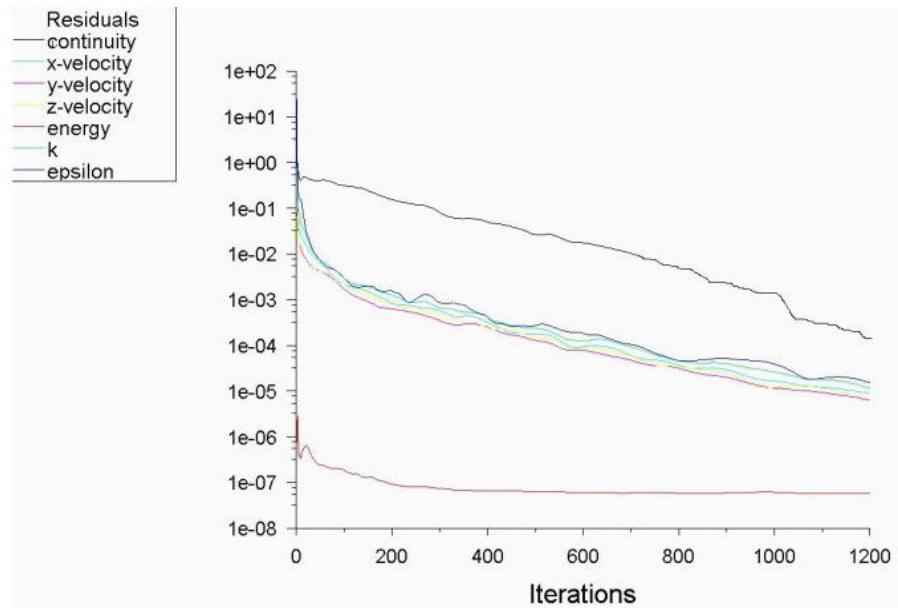
O método utilizado como critério de convergência na simulação da sala cirúrgica do HU/USP foi o de monitorar os resíduos até alcançarem um valor menor que o absoluto estipulado. Foram estabelecidos valores absolutos residuais para as seguintes variáveis: equação da continuidade, da velocidade em x, da velocidade em

y, da velocidade em z, da energia, de k e de  $\epsilon$ . Tais valores residuais, para cada uma dessas equações, são apresentados na Tabela 6.

**Tabela 6 - Valores residuais para convergência.**

Equação	Resíduo absoluto
Continuidade	0,001
Velocidade em x, y e z	0,001
Energia	$1 \cdot 10^{-6}$
k e $\epsilon$	0,001

Para a simulação da sala cirúrgica do Hospital Universitário foram realizadas 1200 iterações. A Figura 20 apresenta o monitoramento dos resíduos e a ocorrência da convergência para a malha A.

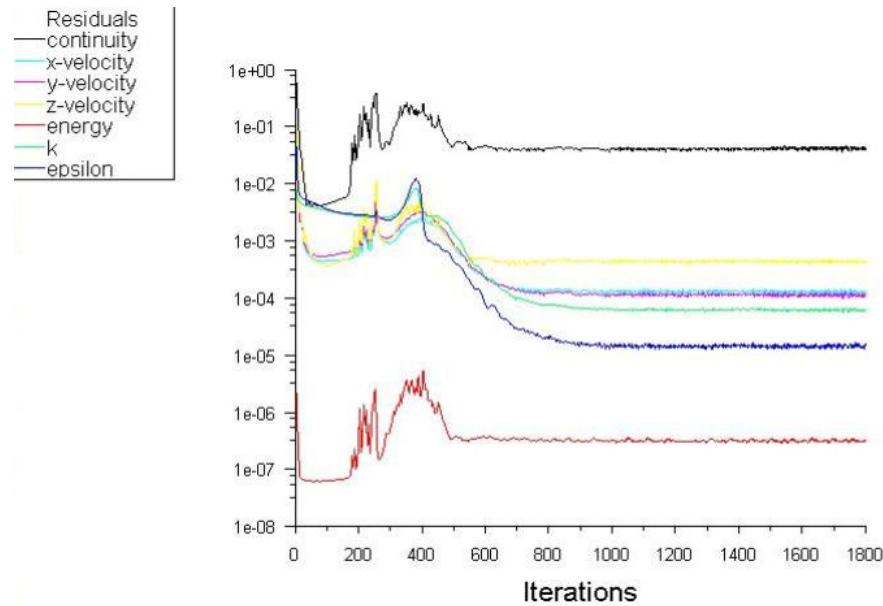


**Figura 20 - Monitoramento dos resíduos (sala cirúrgica do HU/USP).**

#### Laboratório de Cirurgia Experimental

O método para verificar a convergência das simulações da sala do Laboratório de Cirurgia Experimental foi o de monitorar a estagnação dos resíduos com o passar das iterações, ou seja, a partir de um número de iterações não há mais variação dos valores dos resíduos. Para as simulações foram realizadas 1.800

iterações. Como exemplo, a Figura 21 apresenta o monitoramento dos resíduos e a ocorrência da convergência para a malha E.



**Figura 21 - Monitoramento dos resíduos (Laboratório de Cirurgia Experimental).**

## 6. ANÁLISE DE RESULTADOS

Para a avaliação do escoamento e de distribuição de partículas nas salas cirúrgicas é de interesse analisar os campos de velocidades e de temperaturas obtidos a partir das simulações realizadas. No estudo proposto, torna-se ainda mais importante a verificação dos campos de velocidades e temperaturas na região em que o paciente se encontra durante as intervenções cirúrgicas.

### 6.1. Independência de Malha e Resultados Experimentais

#### Hospital Universitário

Na seção 5.2 foram descritas as malhas geradas para a sala cirúrgica do HU/USP para posterior simulação. Três malhas tetraédricas foram obtidas utilizando-se diferentes graus de refinamento (Tabela 1). Foi necessário, então, realizar um estudo que verificasse qual dessas malhas seria a mais adequada para a continuação do projeto.

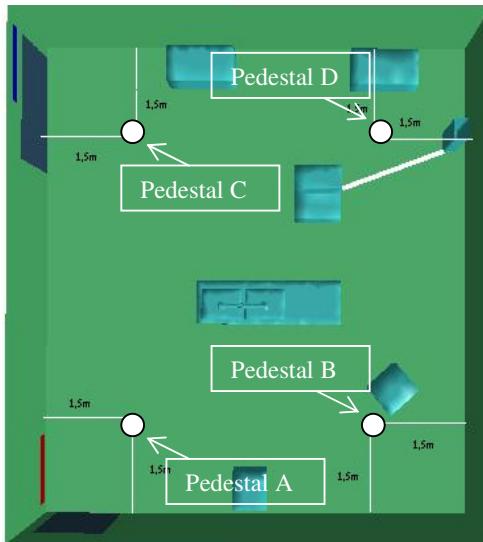
Essa análise foi feita a partir da comparação de resultados obtidos na simulação de cada uma das malhas em relação a resultados experimentais obtidos. Medições foram realizadas em condições de ambiente estável (regime permanente) na sala cirúrgica, sem pessoas presentes, utilizando os pedestais A, B, C e D que podem ser mais bem observados na Figura 22.

Cada um dos pedestais continha quatro termômetros de resistência PT100 (precisão de +/- 0,2°C), para medir a temperatura do ar, e quatro anemômetros omnidirecionais (faixa de medição de 0 a 1 m/s e precisão de ± (0,04 + 3%) m/s), para medir a velocidade do ar, localizados nas alturas de 0,60, 1,20, 1,80 e 2,40 m do piso.

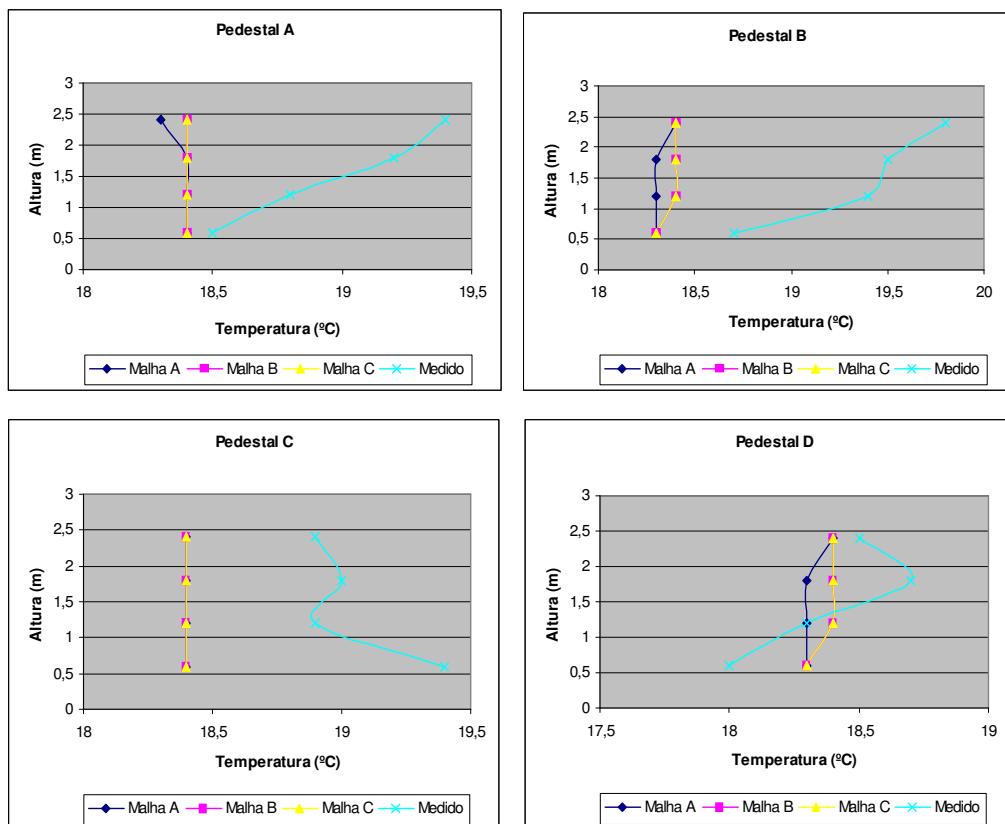
Para a escolha da malha foram utilizadas comparações entre os campos de temperatura por serem mais confiáveis e com menor incerteza em relação ao campo de velocidades. A malha que apresentou valores simulados de temperatura mais próximos dos valores experimentais foi considerada a melhor malha.

Na Figura 23 são apresentados os resultados do estudo comparativo realizado. Foram, ainda, obtidas tabelas relacionando as temperaturas encontradas a diferentes

alturas nos pedestais para cada malha, para verificar percentualmente os valores obtidos em relação aos resultados experimentais. A Tabela 7 apresenta esses resultados.



**Figura 22 - Pontos de medições no Hospital Universitário.**



**Figura 23 - Comparação entre resultados numéricos e experimentais (HU/USP).**

**Tabela 7 - Comparação dos valores experimentais e numéricos (HU/USP).**

Temperatura (°C) no pedestal A					Temperatura (°C) no pedestal B				
0,6	1,2	1,8	2,4	Altura (m)	0,6	1,2	1,8	2,4	Altura (m)
18,4	18,4	18,4	18,3	Malha A	18,3	18,3	18,3	18,4	Malha A
18,4	18,4	18,4	18,4	Malha B	18,3	18,4	18,4	18,4	Malha B
18,4	18,4	18,4	18,4	Malha C	18,3	18,4	18,4	18,4	Malha C
<b>18,5</b>	<b>18,8</b>	<b>19,2</b>	<b>19,4</b>	<b>Medido</b>	<b>18,7</b>	<b>19,4</b>	<b>19,5</b>	<b>19,8</b>	<b>Medido</b>
Diferença com os valores experimentais (%)					Diferença com os valores experimentais (%)				
-0,5	-2,1	-4,2	-5,7	Malha A	-2,1	-5,7	-6,2	-7,1	Malha A
-0,5	-2,1	-4,2	-5,2	Malha B	-2,1	-5,2	-5,6	-7,1	Malha B
-0,5	-2,1	-4,2	-5,2	Malha C	-2,1	-5,2	-5,6	-7,1	Malha C

Temperatura (°C) no pedestal C					Temperatura (°C) no pedestal D				
0,6	1,2	1,8	2,4	Altura (m)	0,6	1,2	1,8	2,4	Altura (m)
18,4	18,4	18,4	18,4	Malha A	18,3	18,3	18,3	18,4	Malha A
18,4	18,4	18,4	18,4	Malha B	18,3	18,4	18,4	18,4	Malha B
18,4	18,4	18,4	18,4	Malha C	18,3	18,4	18,4	18,4	Malha C
<b>19,4</b>	<b>18,9</b>	<b>19,0</b>	<b>18,9</b>	<b>Medido</b>	<b>18,0</b>	<b>18,3</b>	<b>18,7</b>	<b>18,5</b>	<b>Medido</b>
Diferença com os valores experimentais (%)					Diferença com os valores experimentais (%)				
-5,2	-2,6	-3,2	-2,6	Malha A	1,7	0,0	-2,1	-0,5	Malha A
-5,2	-2,6	-3,2	-2,6	Malha B	1,7	0,5	-1,6	-0,5	Malha B
-5,2	-2,6	-3,2	-2,6	Malha C	1,7	0,5	-1,6	-0,5	Malha C

Da análise da Figura 23 e da Tabela 7 verifica-se que os resultados da malha B e C, com 612 e 1015 mil elementos, respectivamente, aproximaram-se mais dos valores experimentais do que os valores obtidos com a malha A, com 303 mil elementos. Nota-se também, que os valores de temperatura obtidos para a malha B e

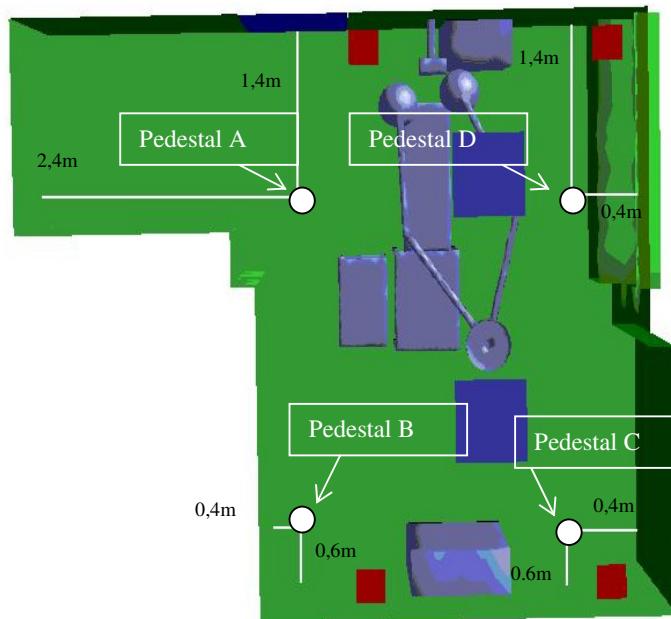
para a malha C são equivalentes. Portanto, pôde-se concluir que a partir de um dado grau de refinamento da malha, os resultados da simulação não se alteram significativamente.

Assim, considerando-se que a malha B apresentou boa concordância com os valores experimentais, com diferenças não superiores a 10%, esta malha foi escolhida como sendo a melhor malha para dar continuidade ao trabalho.

#### Laboratório de Cirurgia Experimental

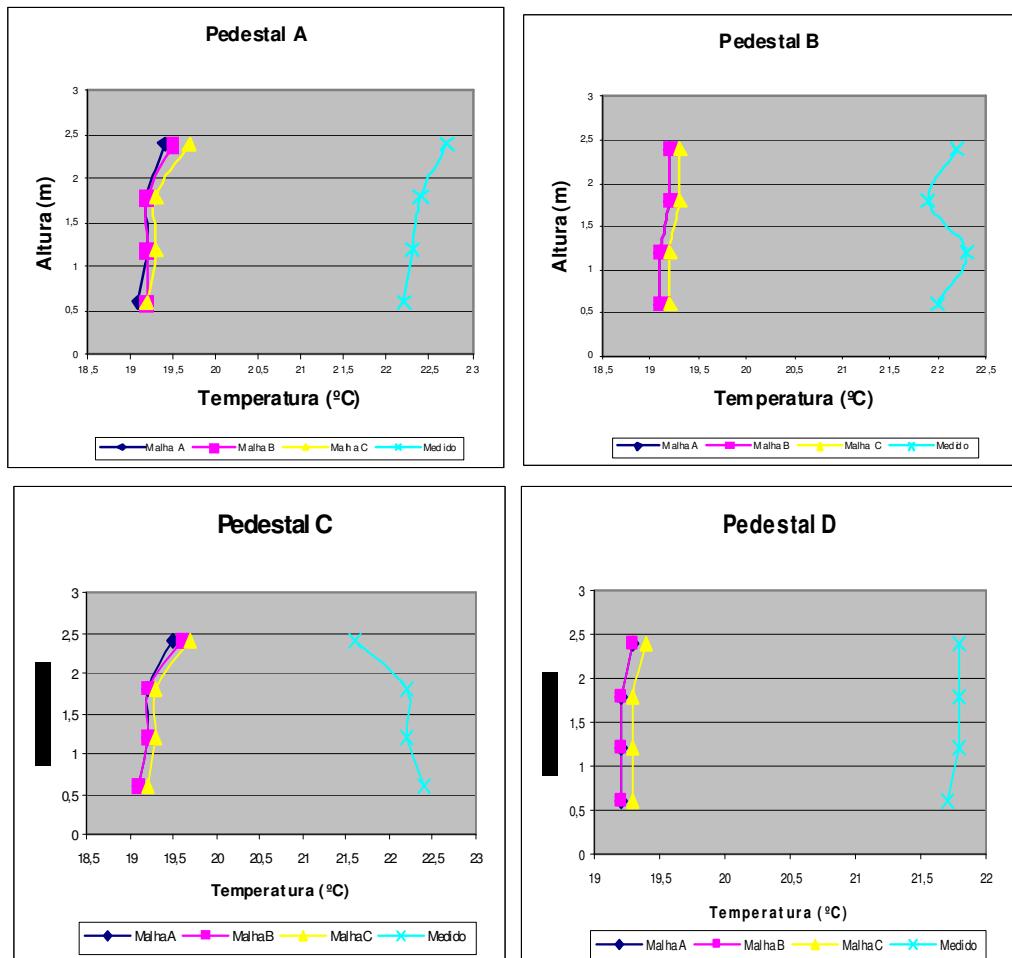
Na seção 5.2 foram descritas as malhas geradas para a sala do Laboratório de Cirurgia Experimental para posterior simulação. Foram geradas três malhas tetraédricas a partir de diferentes graus de refinamento (Tabela 2). Também foi necessário realizar um estudo que verificasse qual dessas malhas seria a mais adequada para a continuação do projeto.

A partir da comparação dos resultados de simulação obtidos, utilizando cada uma das malhas, com resultados experimentais, também foi escolhida a malha que apresentou valores simulados de temperatura mais próximos aos valores experimentais levantados. Para isso, foram utilizados os valores de temperatura medidos experimentalmente nos pedestais A, B, C e D que podem ser mais bem observados na Figura 24.



**Figura 24 - Pontos de medição de temperatura e velocidade do ar.**

As medições também foram realizadas em condições de ambiente estável (regime permanente) na sala cirúrgica, sem pessoas presentes. Cada um dos pedestais também continha quatro sensores para medir a temperatura do ar e outros quatro anemômetros localizados nas alturas de 0,60, 1,20, 1,80 e 2,40 m do piso. Na Figura 25 são apresentados os resultados do estudo comparativo realizado.



**Figura 25 - Comparação entre resultados numéricos e experimentais (FM/USP).**

Observa-se pela análise da Figura 25 que um aumento do número de elementos das malhas resultou em uma pequena aproximação dos dados numéricos em relação aos valores experimentais. Assim, os valores encontrados com a simulação da malha F, com 970 mil elementos, aproximaram-se mais dos valores experimentais do que os valores obtidos com as malhas D e E, com 255 e 360 mil elementos, respectivamente.

**Tabela 8 - Comparação dos valores experimentais e numéricos (FM/USP).**

Temperatura (°C) no pedestal A					Temperatura (°C) no pedestal B				
0,6	1,2	1,8	2,4	Altura (m)	0,6	1,2	1,8	2,4	Altura (m)
19,1	19,2	19,2	19,4	Malha D	19,1	19,1	19,2	19,2	Malha D
19,2	19,2	19,2	19,5	Malha E	19,1	19,1	19,2	19,2	Malha E
19,2	19,3	19,3	19,7	Malha F	19,2	19,2	19,3	19,3	Malha F
<b>22,2</b>	<b>22,3</b>	<b>22,4</b>	<b>22,7</b>	<b>Medido</b>	<b>22,0</b>	<b>22,3</b>	<b>21,9</b>	<b>22,2</b>	<b>Medido</b>
Diferença com os valores experimentais (%)					Diferença com os valores experimentais (%)				
-13,9	-13,9	-14,3	14,5	Malha D	-13,2	-14,3	-12,3	-13,5	Malha D
-13,5	-13,9	-14,3	-14,0	Malha E	-13,2	-14,3	-12,3	-13,5	Malha E
-13,5	-13,5	-13,8	-13,2	Malha F	-12,7	-13,9	-11,8	-13,1	Malha F
Temperatura (°C) no pedestal C					Temperatura (°C) no pedestal D				
0,6	1,2	1,8	2,4	Altura (m)	0,6	1,2	1,8	2,4	Altura (m)
19,1	19,2	19,2	19,5	Malha D	19,2	19,2	19,2	19,3	Malha D
19,1	19,2	19,2	19,6	Malha E	19,2	19,2	19,2	19,3	Malha E
19,2	19,3	19,3	19,7	Malha F	19,3	19,3	19,3	19,4	Malha F
<b>22,4</b>	<b>22,2</b>	<b>22,2</b>	<b>21,6</b>	<b>Medido</b>	<b>21,7</b>	<b>21,8</b>	<b>21,8</b>	<b>21,8</b>	<b>Medido</b>
Diferença com os valores experimentais (%)					Diferença com os valores experimentais (%)				
-14,7	-13,5	-13,5	-9,7	Malha D	-11,5	-11,9	-11,9	-11,5	Malha D
-14,7	-13,5	-13,5	-9,2	Malha E	-11,5	-11,9	-11,9	-11,5	Malha E
-14,3	-13,1	-13,1	-8,8	Malha F	-11,1	-11,5	-11,5	-11,0	Malha F

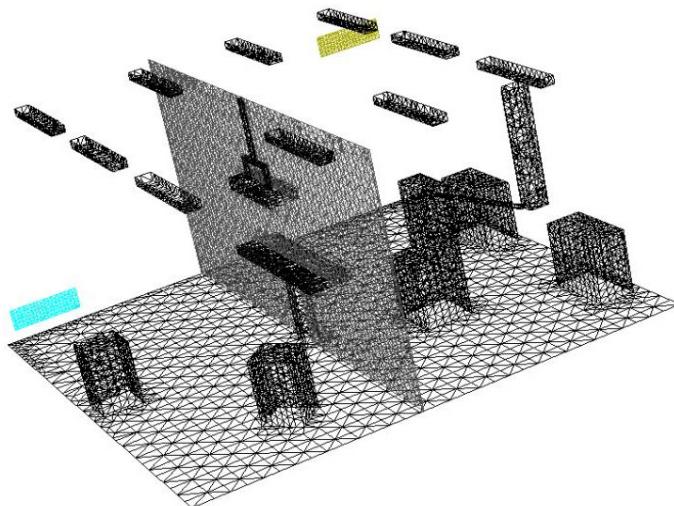
Também foram obtidas tabelas relacionando as temperaturas encontradas a diferentes alturas nos pedestais para cada malha, para verificar percentualmente os valores obtidos em relação aos resultados experimentais. A Tabela 8 apresenta esses resultados. Ao analisar os resultados percebe-se que em nenhuma das malhas estudadas foram verificadas diferenças superiores a 15% do valor medido.

Posteriormente, comparou-se o desempenho de cada malha individualmente e concluiu-se que a malha que mais se aproximou dos valores experimentais foi a malha F.

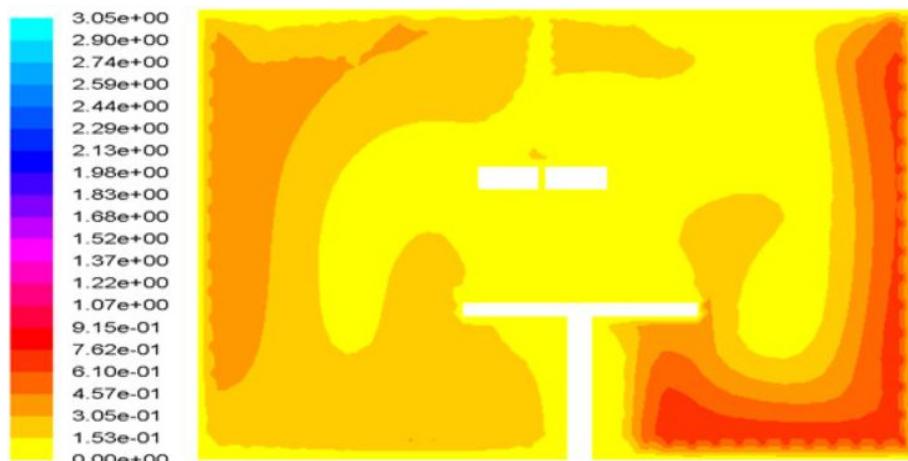
## 6.2. Campo de Velocidades

### Hospital Universitário

Para uma análise mais detalhada dos resultados na região de interesse para o estudo, aquela em que estará o paciente (campo cirúrgico), são apresentados resultados do campo de velocidades para três planos que passam pela mesa cirúrgica. Os planos são aqueles definidos nas Figuras 26, 28 e 30 e os resultados do campo de velocidades são apresentados nas Figuras 27, 29 e 31.



**Figura 26 - Plano A.**



**Figura 27 - Campo de velocidades no plano A.**

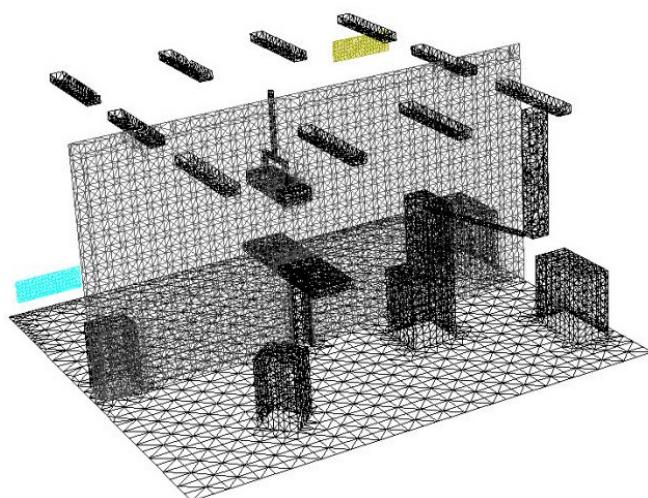


Figura 28 - Plano B.



Figura 29 - Campo de velocidades no plano B.

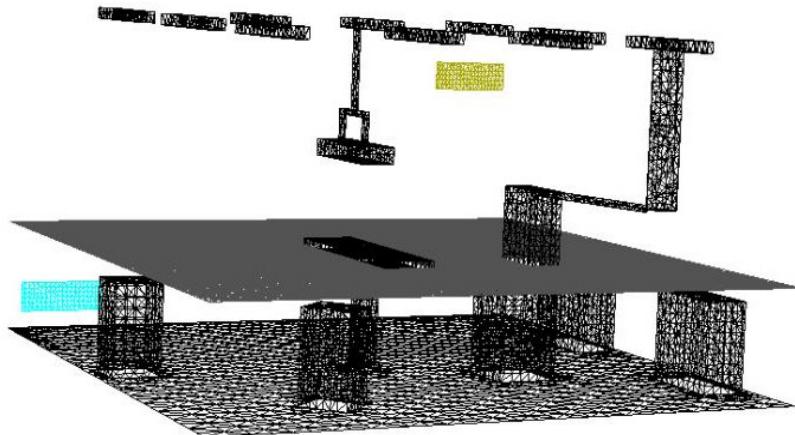


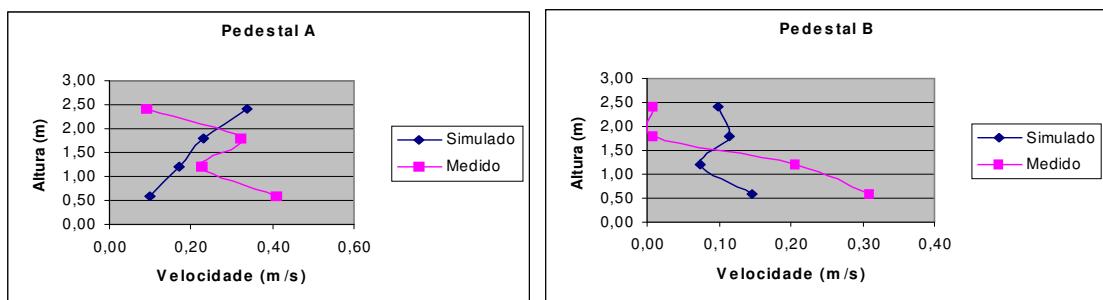
Figura 30 - Plano C.



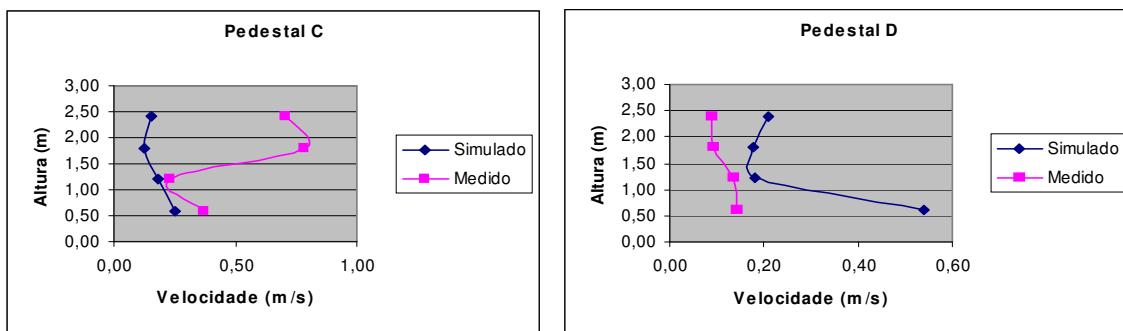
**Figura 31 - Campo de velocidades no plano C.**

Ao analisar as Figuras 27, 29 e 31, é possível verificar que a sala possui um campo de velocidades que se encontra em uma faixa de 0 a 0,75m/s. Valores maiores são encontrados em regiões próximas ao difusor e à grelha de retorno, uma vez que, nessas regiões, o insuflamento e retorno do ar ocorrem a velocidades maiores do que as encontradas no restante da sala. A ocorrência de regiões com maiores velocidades é nítida na Figura 29, que apresenta o campo de velocidades no plano perpendicular à direção de insuflamento e retorno do ar. É possível verificar, ainda, que a área da cirurgia apresenta velocidades muito baixas, próximas da estagnação.

As Figuras 32 e 33 relacionam as velocidades encontradas experimentalmente nos pedestais A, B, C e D com os valores obtidos numericamente para os mesmos pontos da sala. Pode ser verificado que os valores experimentais da velocidade no pedestal C, nas alturas de 1.80 m e 2.40 m, apresentam resultados muito maiores do que aqueles das simulações, e no pedestal D os valores das velocidades medidas são menores do que as das simulações. Isto se deve a um desvio (direcionado para baixo) no ar insuflado pelo difusor, não apropriadamente considerado no processo de simulação.



**Figura 32 - Comparaçao entre velocidades do ar para os pedestais A e B.**

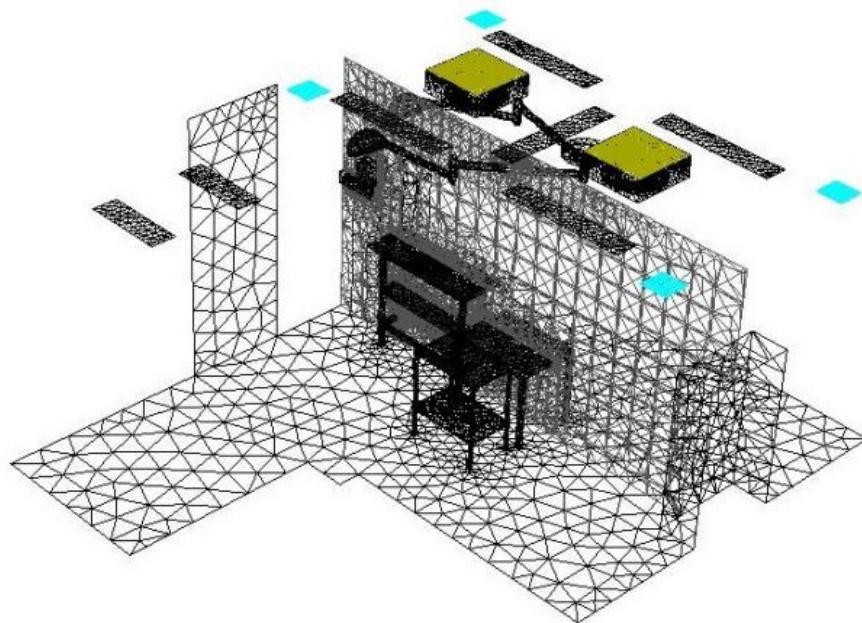


**Figura 33 - Comparaçāo entre velocidades do ar para os pedestais C e D.**

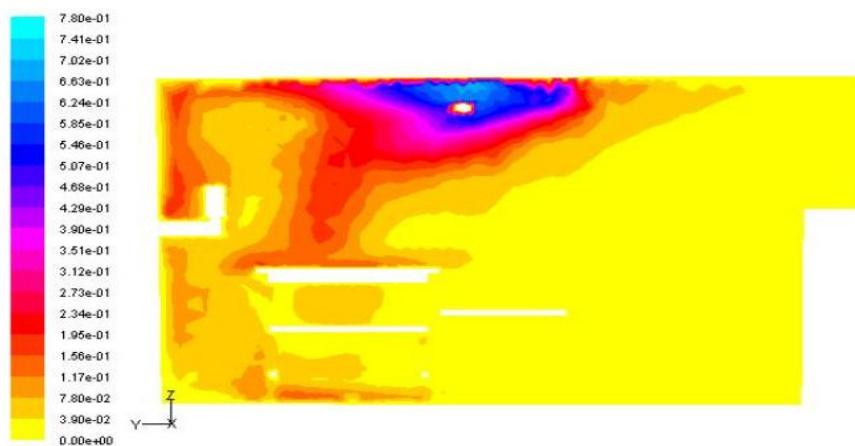
#### Laboratório de Cirurgia Experimental

Para uma análise mais detalhada dos resultados na região de interesse para o estudo, aquela em que estará o paciente (campo cirúrgico), também são apresentados resultados do campo de velocidades para três planos que passam pela mesa cirúrgica. Os planos são aqueles definidos nas Figuras 34, 36 e 38 e os resultados do campo de velocidades são apresentados nas Figuras 35, 37 e 39. Para melhor visualização dos planos, estes são mostrados na malha D.

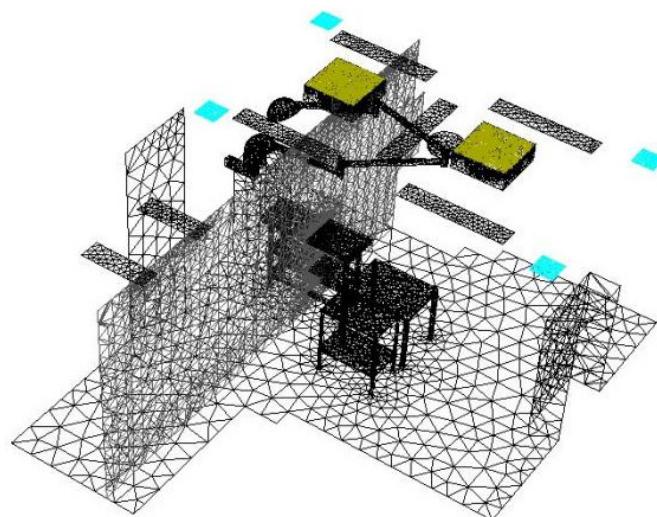
Ao observar as Figuras 35, 37 e 39, é possível notar que na simulação a sala possui um campo de velocidades que se encontra em uma faixa de 0 a 0,1m/s. Nas regiões próximas aos difusores a velocidade é maior (Figura 36).



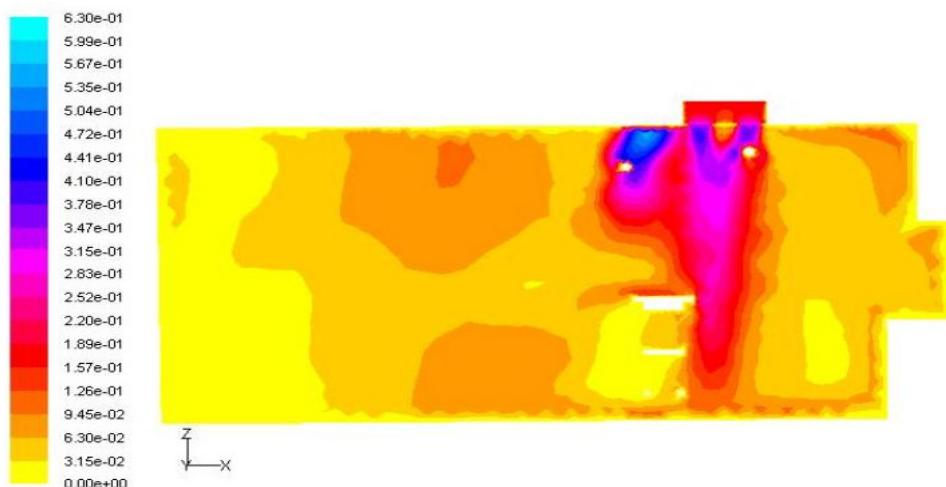
**Figura 34 - Plano D.**



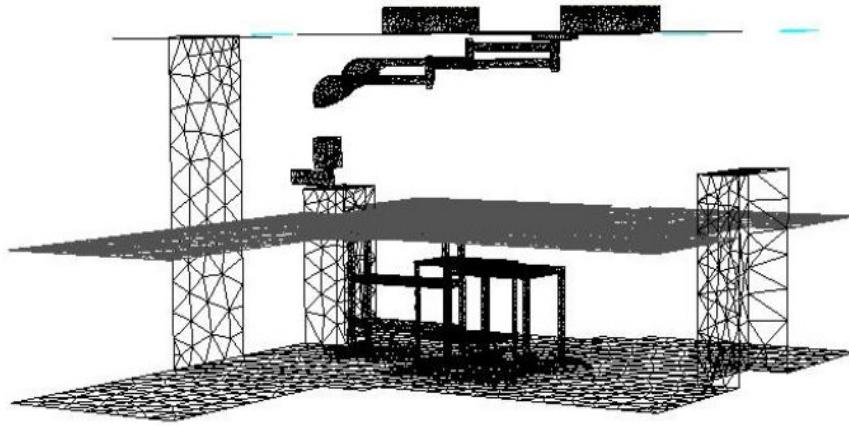
**Figura 35 - Campo de velocidades no plano D.**



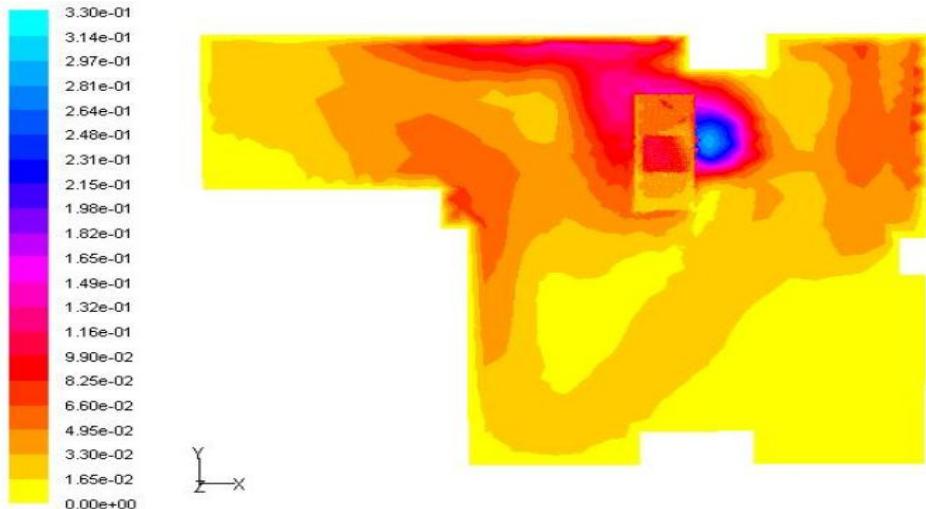
**Figura 36 - Plano E.**



**Figura 37 - Campo de velocidades no plano E.**



**Figura 38 - Plano F.**



**Figura 39 - Campo de velocidades no plano F.**

A análise das Figuras 40 e 41 relacionam as velocidades encontradas experimentalmente nos pedestais A, B, C e D com os valores obtidos numericamente para os mesmos pontos da sala, e mostram que o resultado do perfil de velocidades apresentou uma discrepância significativa em relação aos resultados esperados. Essa discrepância deve ter ocorrido porque não foi encontrado no programa Fluent uma condição simples e representativa para impor uma velocidade tangencial nos difusores que se adequaria de forma precisa ao modelo experimental. Portanto, para obtenção de resultados melhores haveria necessidade de um estudo aprofundado da modelagem do escoamento no difusor, o que se encontra fora do escopo do presente trabalho.

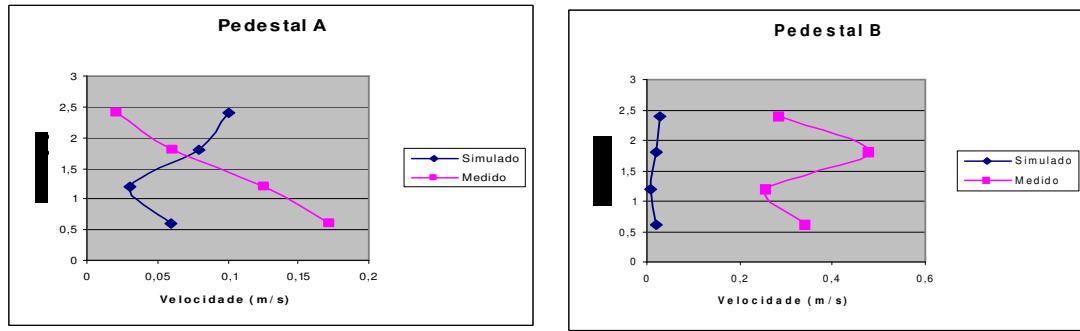


Figura 40 - Comparação entre velocidades do ar para os pedestais A e B.

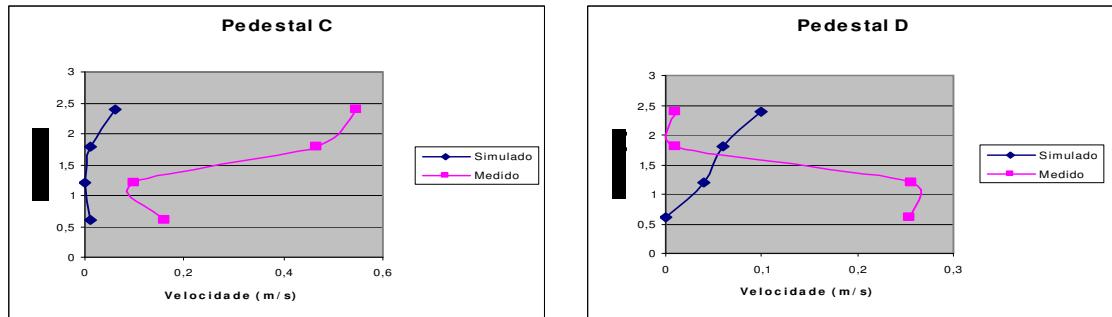


Figura 41 - Comparação entre velocidades do ar para os pedestais C e D.

### 6.3. Campo de Temperaturas

#### Hospital Universitário

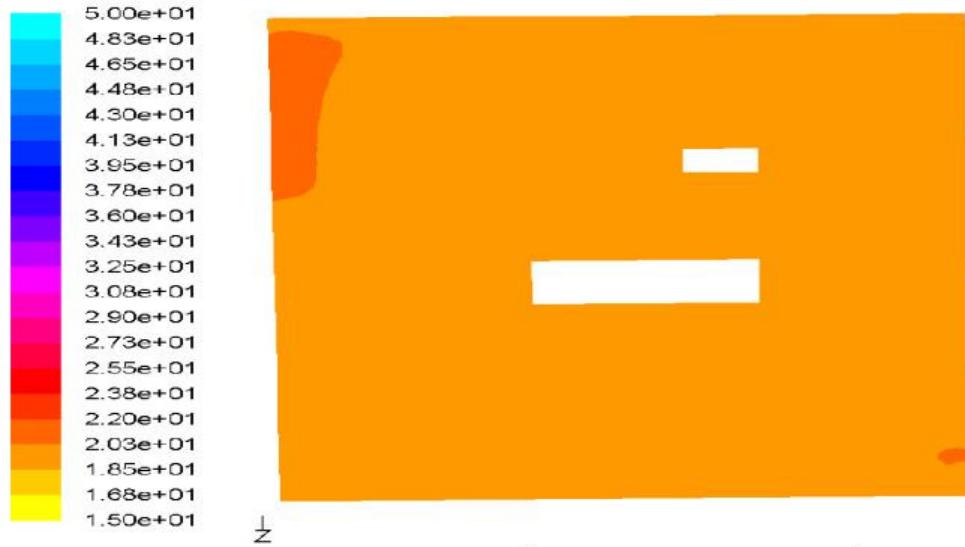
De forma similar ao realizado para os campos de velocidades, são apresentados resultados do campo de temperaturas para três planos que passam pela mesa cirúrgica. Os planos são aqueles definidos nas Figuras 26, 28 e 30 e os resultados do campo de temperaturas são apresentados nas Figuras 42, 43 e 44.



Figura 42 - Campo de temperaturas no plano A.



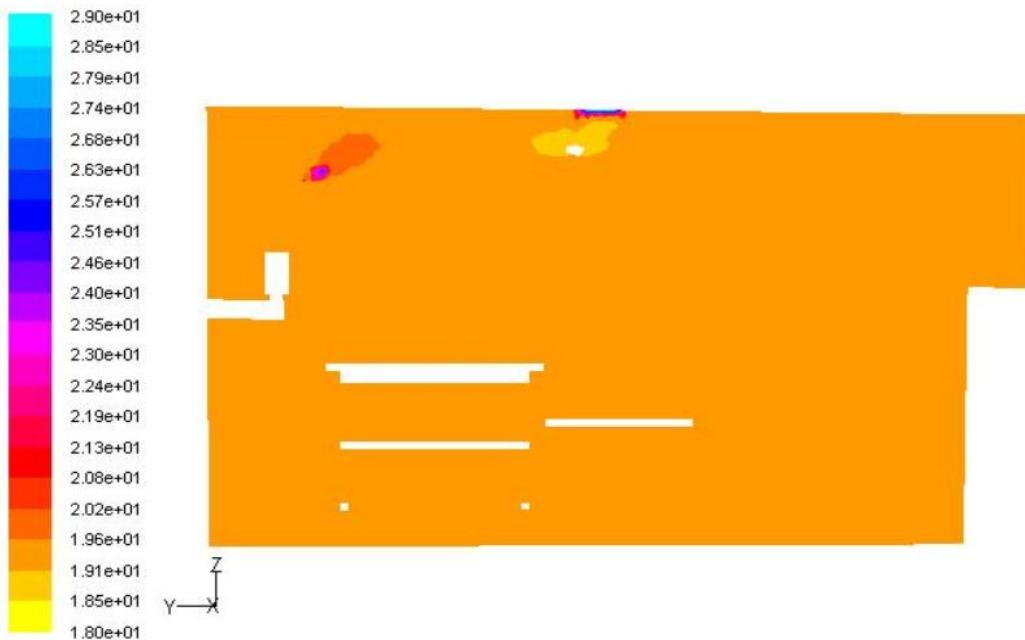
**Figura 43 - Campo de temperaturas no plano B.**



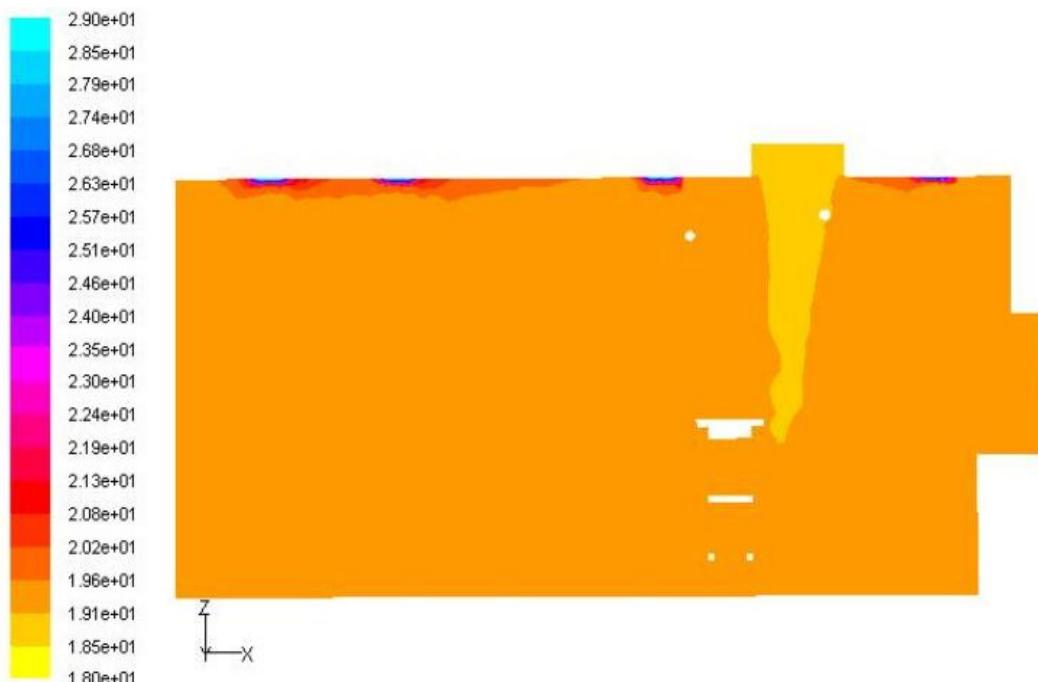
**Figura 44 - Campo de temperaturas no plano C.**

A análise das Figuras 42, 43 e 44 mostra a ocorrência de uma distribuição de temperaturas na sala praticamente uniforme. Em quase toda a região que abrange a área onde está o paciente, verifica-se uma temperatura em torno dos 18°C. Em regiões que se encontram mais próximas às luminárias e ao foco cirúrgico são constatadas temperaturas mais elevadas. Esse resultado é produto de uma maior troca de calor por convecção naquelas regiões, função da temperatura das luminárias e do foco cirúrgico (30 e 45°C, respectivamente).

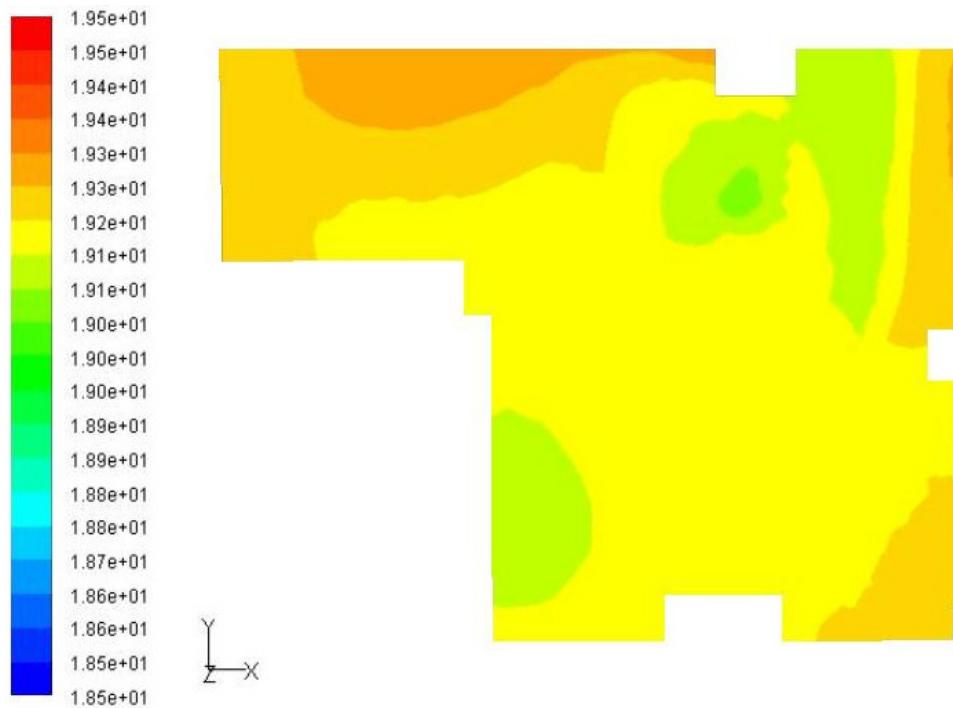
De forma similar ao realizado para o campo de velocidades, são apresentados resultados do campo de temperaturas para três planos que passam pela mesa cirúrgica. Os planos são aqueles definidos nas Figuras 34, 36 e 38 e os resultados do campo de temperaturas são apresentados nas Figuras 45, 46 e 47.



**Figura 45 - Campo de temperaturas no plano D.**



**Figura 46 - Campo de temperaturas no plano E.**



**Figura 47 - Campo de temperaturas no plano F.**

Ao analisar as Figuras 45, 46 e 47, constata-se uma homogeneidade do campo de temperaturas da sala em torno dos 19°C. Verifica-se também que a diferença entre as temperaturas nas regiões da sala é muito pequena, da ordem de 1°C. Nas regiões próximas às lâmpadas observam-se temperaturas mais elevadas. Esse resultado é produto de uma maior troca de calor por convecção naquelas regiões, função da temperatura das lâmpadas, 29°C.

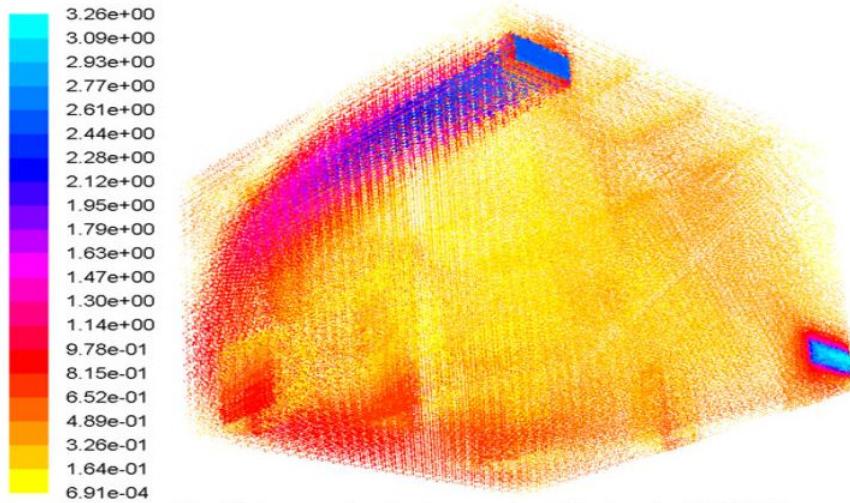
O resultado da simulação do perfil de temperaturas também possui discrepâncias significativas em relação ao esperado decorrentes, principalmente, de problemas na simulação do escoamento no difusor (conforme explicitado na seção 6.2).

#### 6.4. Vetores Velocidade

##### Hospital Universitário

É ainda interessante, de forma a auxiliar no estudo do escoamento e distribuição de partículas, a análise dos vetores velocidade da sala cirúrgica do

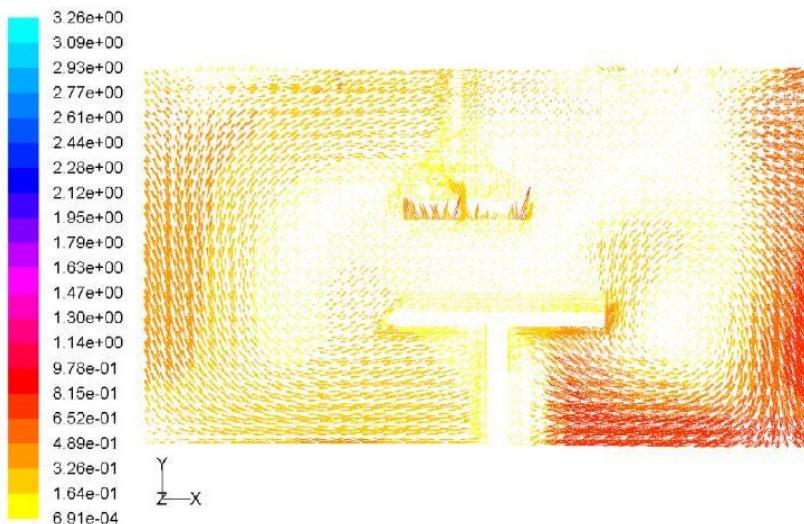
Hospital Universitário. Uma visão geral do caminho percorrido pelo ar na sala é apresentada na Figura 48, que exibe os vetores velocidade, indicando o escoamento do ar.



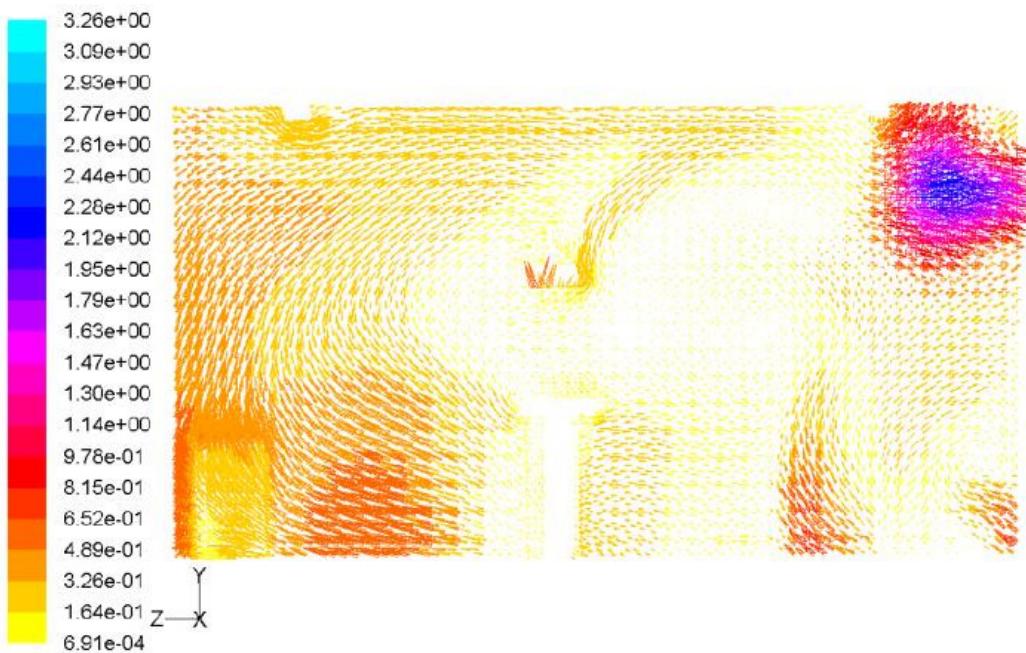
**Figura 48 - Vetores velocidade na sala cirúrgica do HU/USP.**

A Figura 48 mostra a movimentação do ar na sala cirúrgica, desde sua entrada na sala, pelo difusor, até a sua saída na grelha de retorno. Nesses locais, como já tinha sido possível verificar na análise do campo de velocidades, a magnitude dos vetores velocidade é maior, enquanto no restante da sala os vetores possuem magnitude menor, com valores muito próximos entre si.

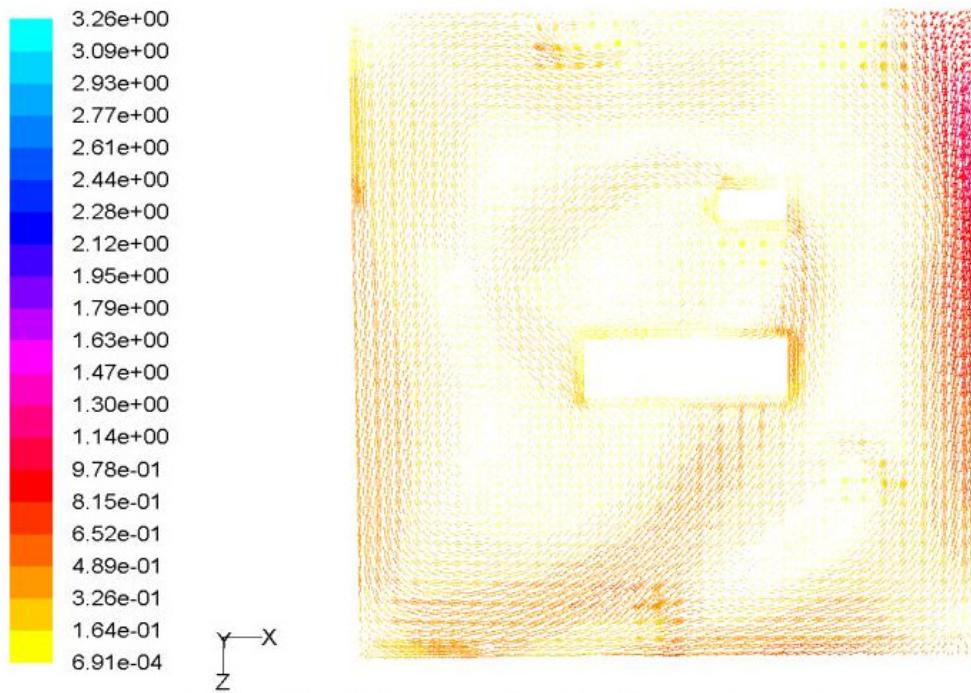
Para uma melhor visualização dos vetores velocidade, são apresentados os resultados nos planos A, B e C nas Figuras 49, 50 e 51.



**Figura 49 - Vetores velocidade no plano A.**

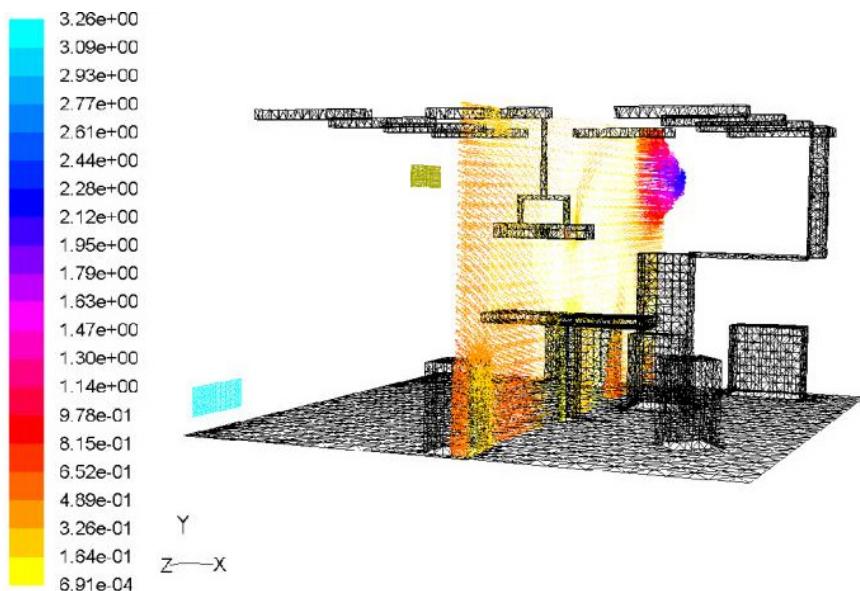


**Figura 50 - Vetores velocidade no plano B.**



**Figura 51 - Vetores velocidade no plano C.**

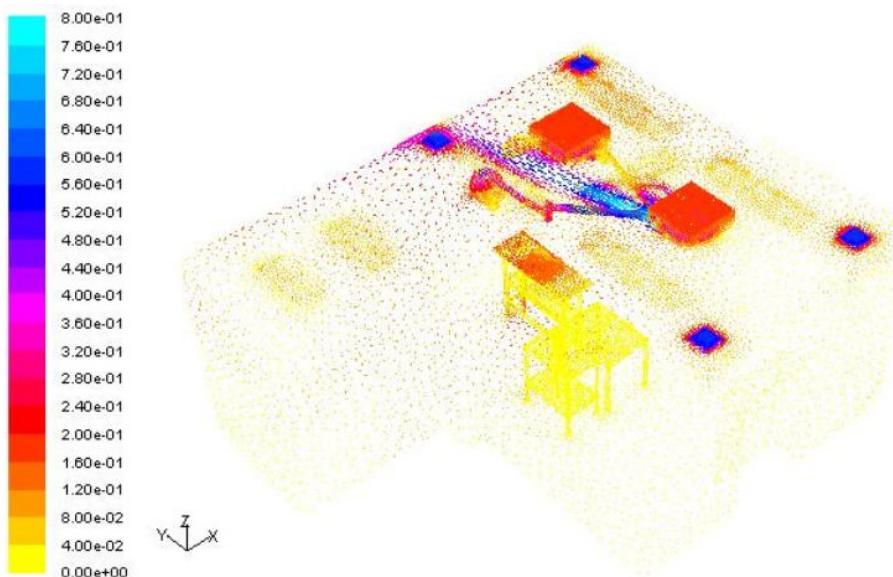
Para complementar a visualização dos vetores velocidade, na Figura 52 são apresentados resultados para o plano B concomitantemente com parte da malha, onde é possível observar mais claramente o escoamento do ar e a magnitude dos vetores.



**Figura 52 - Vetores velocidade no plano B, com parte da malha.**

#### Laboratório de Cirurgia Experimental

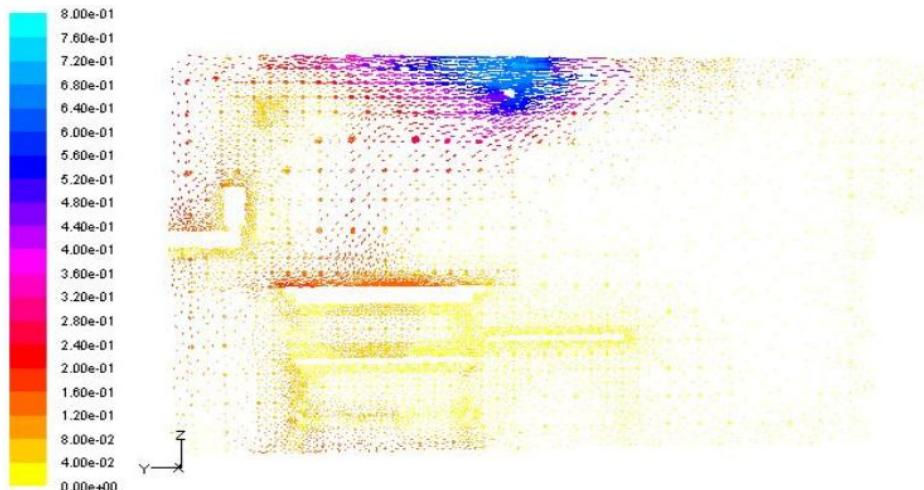
É interessante observar os vetores velocidade da sala do Laboratório de Cirurgia Experimental da FM/USP decorrentes do insuflamento de ar pelo teto. Uma visão geral do caminho percorrido pelo ar na sala é apresentada na Figura 53, que exibe os vetores velocidade e mostra nitidamente o perfil do escoamento obtido nas simulações.



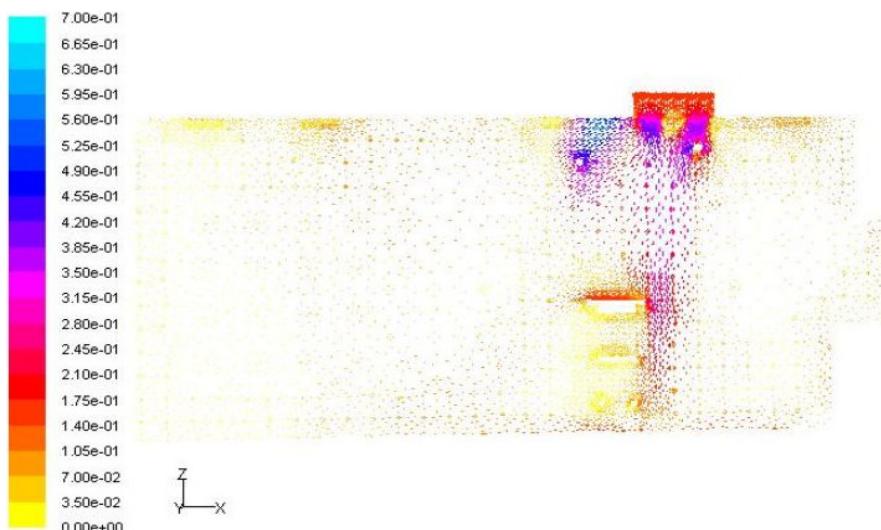
**Figura 53 - Vetores velocidade na sala do Laboratório da FM/USP.**

A Figura 53 apresenta a movimentação do ar na sala e comprova o motivo pelo qual os resultados obtidos na sala do Laboratório de Cirurgia Experimental apresentaram discrepância em relação aos resultados obtidos em campo. Observa-se, claramente, que o escoamento do ar insuflado pelos difusores, após a convergência da simulação, deixa de ter um perfil helicoidal e tende a escoar para somente um lado da sala.

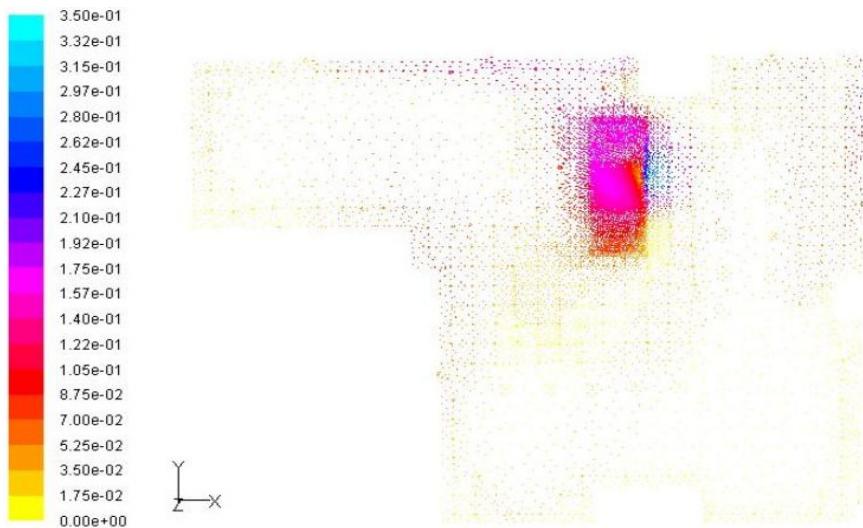
Para uma melhor visualização deste resultado, os vetores velocidade são apresentados nos planos que cortam a mesa cirúrgica (planos D, E e F) nas Figuras 54, 55 e 56.



**Figura 54 - Vetores velocidade no plano D.**

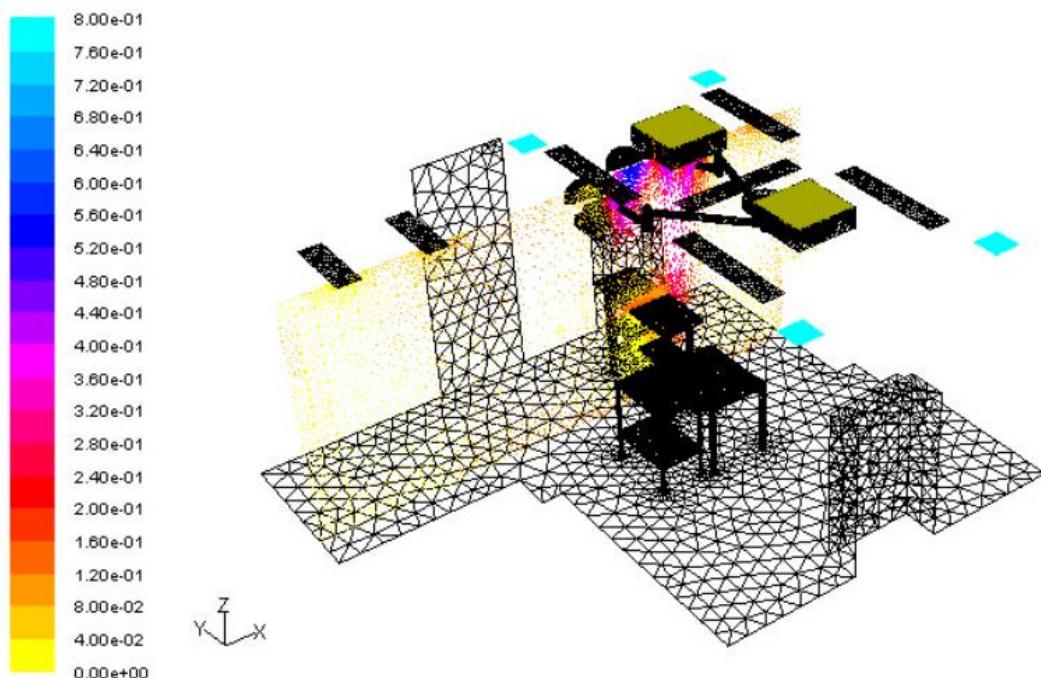


**Figura 55 - Vetores velocidade no plano E.**



**Figura 56 - Vetores velocidade no plano F.**

Para complementar a visualização dos vetores velocidade, na Figura 57 são apresentados resultados para o plano E, concomitantemente com parte da malha, onde é possível observar com nitidez o escoamento do ar e o baixo valor da magnitude da maioria dos vetores.

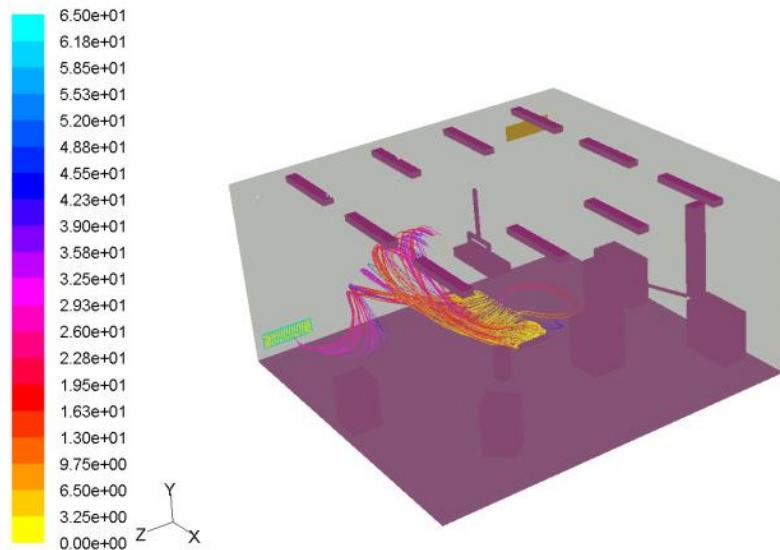


**Figura 57 - Vetores velocidade no plano E, com parte da malha.**

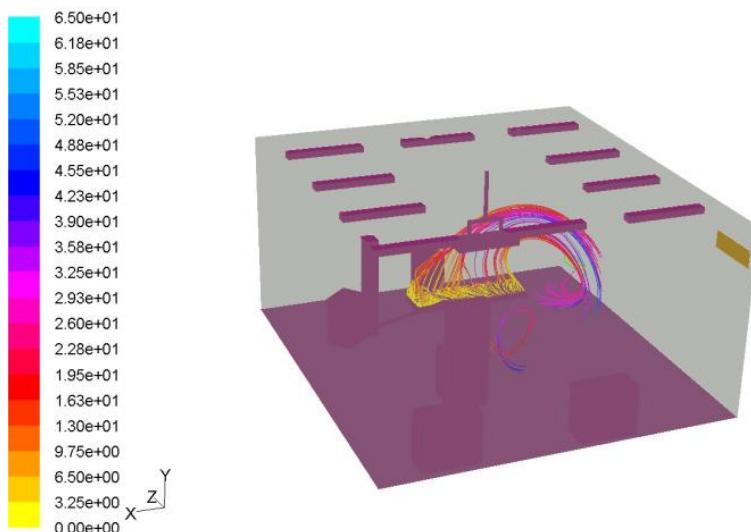
## 7. ESCOAMENTO E DISTRIBUIÇÃO DE PARTÍCULAS

### Hospital Universitário

A partir da simulação com partículas isotérmicas emitidas da superfície da mesa cirúrgica, foi possível obter o caminho percorrido por estas partículas no interior da sala estudada. Tal fato pode ser observado nas Figuras 58 e 59.



**Figura 58 - Tempo de residência de partículas na sala cirúrgica do HU/USP.**



**Figura 59 - Tempo de residência de partículas na sala cirúrgica do HU/USP (2).**

Por meio da análise das Figuras 58 e 59 é possível verificar que, em aproximadamente 40 segundos, muitas partículas ainda se encontram em regiões

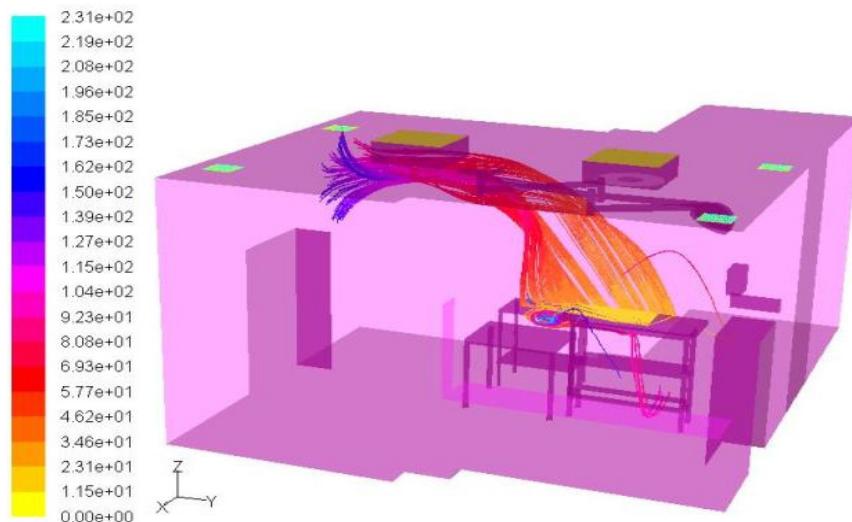
próximas à mesa cirúrgica, fato que leva à conclusão de que o sistema de ventilação da sala não é eficiente para diminuir possibilidade de contaminação do paciente durante o procedimento cirúrgico.

No entanto, algumas partículas acabam sendo dirigidas para a grelha de retorno (Figura 58) situação ideal para a circulação de ar em uma sala cirúrgica.

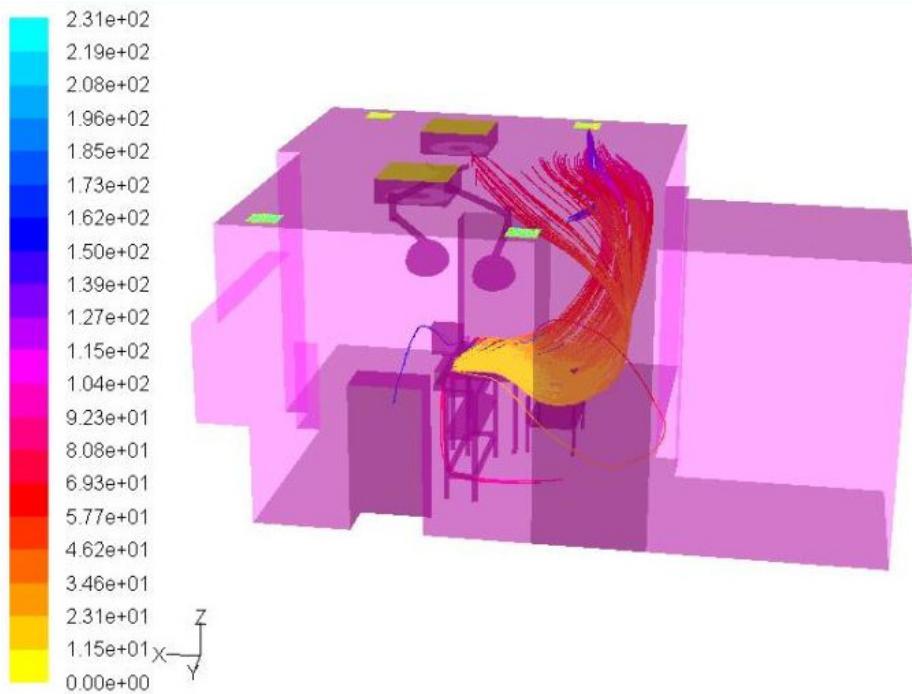
### Laboratório de Cirurgia Experimental

Também foi possível obter, por meio da simulação com partículas isotérmicas emitidas da superfície da mesa cirúrgica, o caminho percorrido por estas partículas no interior da sala do Laboratório de Cirurgia Experimental da FMUSP. O resultado da simulação pode ser observado nas Figuras 60 e 61.

Ao analisar as Figuras 60 e 61 é possível verificar que, em aproximadamente 50 segundos, muitas partículas ainda se encontram em regiões próximas ao campo cirúrgico. Dessa forma, poderia se concluir também que o sistema de ventilação da sala não é eficiente de forma a evitar possível contaminação do paciente durante o procedimento cirúrgico. Contudo, neste caso, os difusores afastam as partículas e não há concentração de partículas acima da mesa cirúrgica. Por fim, pode-se observar que a maioria das partículas são dirigidas para uma única grelha de retorno (Figura 47), resultado da dificuldade em simular o escoamento devido aos difusores de jato helicoidal.



**Figura 60 - Tempo de residência de partículas na sala da FM/USP.**



**Figura 61 - Tempo de residência de partículas na sala da FM/USP (2).**

## **8. CONCLUSÕES**

Nesse trabalho foram apresentadas as atividades propostas para o projeto, desenvolvidas pelos alunos envolvidos e acompanhadas pelo seu orientador ao longo dos últimos 2 anos.

A pesquisa bibliográfica realizada foi de vital importância para que houvesse a concepção adequada do tema envolvido no projeto, sua importância e suas aplicações.

O estudo das ferramentas utilizadas para a realização das simulações numéricas foi concluído com sucesso e os resultados das simulações se mostraram, em sua grande maioria, consistentes.

Com os resultados obtidos pode-se verificar que, tanto na sala cirúrgica do Hospital Universitário quanto na sala de transplante de fígado do Laboratório de Cirurgia Experimental da FMUSP, a distribuição de temperatura é praticamente homogênea e que pequenos gradientes foram causados pela dissipação de calor do foco cirúrgico.

Por outro lado, o sistema de ventilação da sala cirúrgica do Hospital Universitário apresenta áreas de estagnações e recirculações. Esses fenômenos podem dificultar a remoção de partículas geradas durante a cirurgia e causar desconforto térmico na equipe cirúrgica. Já o sistema de fluxo helicoidal da sala experimental da FM apresenta maior potencial na remoção de partículas próximo à mesa cirúrgica.

Por fim, na comparação entre os resultados numéricos e experimentais obtidos, comprovou-se a validade do trabalho desenvolvido. Na comparação entre os campos de temperatura foi possível observar que os valores apresentavam erros sempre inferiores a 10% para a sala cirúrgica do Hospital Universitário da USP, e inferiores a 15% para o Laboratório de Cirurgia Experimental da FM/USP. No entanto, na comparação entre os campos de velocidade, observaram-se discrepâncias maiores entre os resultados numéricos e experimentais, provenientes da incerteza de medição com velocidades baixas e de simplificações adotadas nos modelos

numéricos do escoamento dos difusores, principalmente para o Laboratório de Cirurgia Experimental, o qual possui um complexo modelo de fluxo helicoidal.

## **9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

ANVISA. Curso Básico de Controle de Infecção Hospitalar. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Brasília. 2000.

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

AYLIFFE, G.A.J. Role of the Environment of the Operating Suite in Surgical Wound Infections. Rev Infect Dis. 1991.

CHEN, Q., JIANG, Z. and MOSER, A. Control of airborne particle concentration and draught risk in an operating room. Indoor Air. Vol.2. p.154–167. 1992

CHOW, T., YANG, X. Performance of ventilation system in a non-standard operating room. Division of Building Science and Technology. Hong Kong, China. 2003

CHOW, T., YANG, X. Ventilation performance in operating theatres against airborne infection: review of research activities and practical guidance. Division of Building Science and Technology. Hong Kong, China. 2003.

DAVIDSON, L. NIELSEN, P.V. Large eddy simulations of the flow in a three-dimensional ventilated room. Proceedings of the Roomvent'96. Vol.1. p.161-168. 1996.

FLUENT. Fluent User's Guide, Fluent Inc. Lebanon, USA. 2003.

FRIBERG, B.E.E., BURMAN, L.G., FRIBERG, S. Zoned Exponential, Vertical and Horizontal Ultra-Clean Laminar Airflows. Acta Orthop Scand. p.169-172. 1998.

HARTUNG, C., KUGLER, J., Perturbations affecting the performance of laminar flow in operating theatres. 15<sup>th</sup> IFHE Congress. p.88-92. 1998.

HOWORTH, F. Prevention of airborne infection during surgery. ASHRAE Transaction. 1993.

JOSEPHE, P.E. A re-evaluation of laminar air flow in hospital operating rooms. ASHRAE Transaction. 1981.

KAMEEL, R., KHALIL, E. Predictions of turbulence behavior using k- $\epsilon$  model in operating theatres. Mechanical Power Engineering Dpt. Cairo University. Egypt. 2003.

KAO, P.H., YANG R.J. Virus diffusion in isolation rooms: Department of Engineering Science. Journal of Hospital Infection. p.38-45. Taiwan. 2005.

LACERDA, R.A. Infecções Hospitalares no Brasil. Tese de Doutorado. Departamento de Enfermagem. Universidade de São Paulo. São Paulo. 1995.

LEWIS, J.R. Operating room air distribution effectiveness. ASHRAE Transactions. 1993.

LIDWELL, O.M., LOWBURY, E.J.L., WHYTE, W., BLOWERS, R., STANLEY, S.J., LOWE, D. Ultraclean air and antibiotics for prevention of postoperative infection: a multicenter study of 8052 joint replacement operations. *Acta Orthop.* p. 4-13. 1987.

LIU, Y., MOSER, A. Airborne particle concentration control for an operating room, Proceedings of Roomvent. 8th International Conference. Copenhagen, Denmark. 2002.

LIU, Y., MOSER, A., HARIMOTO, K. Numerical study of airborne particle transport in an operating room. *International Journal of Ventilation.* p.103-110. Ukraine. 2003.

MANGRAM, A.J., HORAN, T.C., PEARSON, M.L., SILVER, L.C., JARVIS, W.R. Guideline for prevention of surgical site infection. Centers for Disease Control and Prevention (CDC). Hospital Infection Control Practices Advisory Committee. p. 97-132. 1999.

MEMARZADEH, F., MANNING, A. Comparison of operating room ventilation systems in the protection of the surgical site. *ASHRAE Trans.* 2002.

MEMARZADEH, F., JIANG, Z. Methodology for minimizing risk from airborne organisms in hospital isolation rooms. *ASHRAE Trans.* p.731-747. 2001.

MEMARZADEH, F., JIANG, Z., Effect of Operation Room Geometry and Ventilation System Parameter Variations on the Protection of the Surgical Site: National Institutes of Health. Bethesda, Md. 2004.

PEREIRA, F. L., Medição, predição e análise de partículas aéreas em salas cirúrgicas. Tese de Doutorado. Departamento de Engenharia Mecânica. Escola Politécnica da Universidade São Paulo. São Paulo. 163p. 2008.

POPE, S.B. Turbulent Flows. Cambridge University Press. United Kingdom. 2000.

PUSTELNIK, M., Avaliação numérica de ambientes com insuflamento de ar frio pelo piso. Tese de Mestrado. Departamento de Engenharia Mecânica. Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. São Paulo. 109p. 2005.

ROY, M.C. The operating theater: a special environmental area. In *Prevention and Control of Nosocomial Infections.* Williams & Wilkins. p. 514-38. 1988.

ROUAUD, O., HAVET, M. Numerical investigation on the efficiency of transient contaminant removal from a food processing clean room using ventilation effectiveness concepts. ENITIAA, Laboratoire Genie des Procedes. France. 2004.

SCHMIDT, P. Air control in operating theatres. Heizung Luftung Haus Technik. p.145-153. 1987.

TEODOSIU, C., RUSAOUEN G., LAPORTHE, S. Improvement application of CFD to ventilated enclosures - A test case. Proceedings of the Roomvent. Ukraine. p. 455-460. 2000.

TUNG, Y.C., HU, S.C. Flow Fields and Particle Trajectories in Turbulent Type Clean Rooms with Different Supply/Exhaust air Arrangements. Dept. of Air Conditioning and Refrigeration Engineering. National Taipei University of Technology. Taiwan. 2004.

TURPIN, B.J., HUNTZICKER, J.J. Identification of secondary organic aerosol episodes and quantitation of primary and secondary organic aerosol concentrations during SCAQS. Atmospheric Environment. p.3527–3544. 1995.

WHYTE, W. The role of clothing and drapes in the operating room. Journal of Hospital Infection. p.2-17. 1988.

WLOSZYN M., VIRGONE, J., MÉLEN S. Diagonal air-distribution system for operating rooms: experiment and modeling. Centre de Thermique de Lyon. France. 2003.

WOODS, J.E., BRAYMEN, D.T., RASMUSSEN, R.W., REYNOLDS, P.E., MONTAG, G.M. Ventilation requirements in hospital operating rooms. Part I: Control of airborne particles. ASHRAE Trans. 1986.