

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE
M.Ing.

PAR
Abderrahim LAKHOUIT

MODÉLISATION DE LA QUALITÉ DE L'AIR DANS UNE UNITÉ DE
BRONCHOSCOPIE : INFLUENCE DES STRATÉGIES DE VENTILATION

MONTRÉAL, LE 5 AVRIL 2011

© Tous droits réservés, Abderrahim Lakhouit, 2011

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Stéphane HALLÉ, directeur de mémoire
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Louis DUFRESNE, président du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Louis LAMARCHE, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 04 MARS 2011

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

J'aimerais, tout d'abord, remercier mon directeur de Maîtrise recherche en génie, Monsieur le Professeur Stéphane HALLÉ pour son savoir, savoir faire et son aide. Sans lui, je n'aurais sûrement pas découvert le domaine de modélisation de l'air intérieur dans le secteur hospitalier.

Je remercie le Professeur François LOUIS de l'Université de Liège qui m'a appris beaucoup choses dans le domaine de modélisation.

J'aimerais aussi remercier les membres de ma famille et tous les amis(e).

Mes derniers remerciements vont aux membres de jury qui ont accepté d'évaluer ce travail.

MODÉLISATION DE LA QUALITÉ DE L'AIR DANS UNE UNITÉ DE BRONCHOSCOPIE : INFLUENCE DES STRATÉGIES DE VENTILATION

Abderrahim LAKHOUIT

RÉSUMÉ

Les gens passent environ 90% de leur temps à l'intérieur des édifices. Ces dernières années, la construction d'enveloppes de bâtiment plus étanches, l'augmentation considérable d'équipement bureautique et l'utilisation répandue de matériaux synthétiques ont fait en sorte que les préoccupations concernant l'air intérieur des bâtiments ne cessent d'augmenter.

Le secteur hospitalier n'est pas à l'abri des problèmes liés à la qualité de l'air intérieur. On y retrouve des sources de pollution multiples et la présence d'une clientèle vulnérable. Ceci fait en sorte que ce secteur est particulièrement à risque.

Ce travail porte sur la modélisation des mouvements d'air, du champ de température et de la concentration d'un contaminant gazeux dans une unité de bronchoscopie. Les modélisations sont réalisées à l'aide de la méthode de simulation des grandes échelles (LES). Trois scénarios de ventilation sont étudiés soit deux scénario inspirés des conditions de ventilation dans la pièce réelle et un troisième scénario basé sur les recommandations du CDC (*Center of Disease Control*). Les résultats obtenus montrent que les différentes stratégies de ventilation influencent la concentration du contaminant dans la pièce fermée. Des concentrations moyennes des contaminants variant de 920 à 1260 ppm sont obtenues selon le scénario considéré. L'efficacité de la ventilation est également comparée en termes d'indice de qualité de l'air et de l'âge moyen de l'air. En se basant sur ces indices, le scénario inspiré des recommandations du CDC est celui qui performe le moins efficacement.

Mots-clés : Modélisation, qualité de l'air intérieur, ventilation, bronchoscopie.

MODÉLISATION DE LA QUALITÉ DE L'AIR DANS UNE UNITÉ DE BRONCHOSCOPIE : INFLUENCE DES STRATÉGIES DE VENTILATION

Abderrahim LAKHOUIT

ABSTRACT

People spend about 90% of their time inside buildings. In recent years, the construction of tighter building envelopes, the increase in office equipments and the widespread use of synthetic materials have ensured that the concerns about indoor air quality are increasing. The hospital sector is not immune to the problems of indoor air quality. We find multiple pollution sources and the presence of ill patients. This ensures that this sector is particularly at risk.

This work focuses on modeling the air movements, temperature field and concentration of gaseous contaminants in a bronchoscopy unit. The numerical model is based on the large eddy simulation method (LES). Three ventilation scenarios are studied.

The first two scenarios are based on the current condition of ventilation in the room. The third scenario is based on the Center for Disease Control (CDC) recommendations for a bronchoscopy unit. The results show that different ventilation strategies affect the contaminant concentration in the room. Average concentrations of contaminants ranging from 920 to 1260 ppm are obtained depending on the ventilation scenario. The ventilation efficiency is also compared in terms of index of air quality and the mean age of air concept. Based on these indexes, the scenario based on the CDC recommendations is the one that performs less efficiently.

Key words: Modeling, indoor air quality, ventilation, ventilation system

TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS DE LA RECHERCHE	4
1.1 Problématique de la qualité de l'air intérieur.....	5
1.2 Objectifs de la recherche.....	6
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE.....	8
2.1 Rôle des systèmes de ventilation	8
2.2 Problématique particulière du secteur hospitalier.....	11
2.3 Réglementations et normes	12
2.3.1 La norme ASHRAE-170.....	13
2.3.2 Norme CAN/CSA-Z317	14
2.3.3 Loi sur la santé et la sécurité du travail.....	14
2.4 Typologies et stratégies de ventilation.....	15
2.4.1 Ventilation naturelle.....	15
2.4.2 Ventilation mécanique	16
2.4.3 Stratégies de ventilation.....	17
2.4.3.1 Ventilation par mélange	17
2.4.3.2 Ventilation par déplacement.....	17
2.4.3.3 Ventilation par flux laminaire	18
2.5 Modélisation de la qualité de l'air intérieur dans le secteur hospitalier	18
CHAPITRE 3 CRITÈRES D'ÉVALUATION DE LA QUALITÉ DE L'AIR INTÉRIEUR	20
3.1 Âge de l'air	20
3.1.1 Définition	20
3.1.2 Méthodes de calcul de l'âge de l'air	21
3.2 Indices de qualité de l'air dans un local.....	23
3.3 Nombre de changement d'air.....	24
3.4 Indices de confort thermique	24
3.5 Efficacité de ventilation	25
3.6 Les filtres	26
3.7 Les facteurs physiques	26
3.7.1 La température	26
3.7.2 L'humidité.....	27
3.7.3 Le rayonnement	27
3.7.4 Vitesse de l'air	27
CHAPITRE 4 MÉTHODOLOGIE.....	29
4.1 Logiciel FDS	29
4.1.1 Introduction et présentation du logiciel	29
4.1.2 Modèles numériques	30
4.1.2.1 Modèle hydrodynamique.....	31

4.1.2.2	Méthodes LES et DNS	34
4.1.2.3	Méthode numérique.....	36
4.1.2.4	Conditions aux frontières et pas de temps.....	36
4.1.3	Fichiers d'entrées de FDS	39
4.1.4	Fichiers de sorties	39
4.1.5	Les limitations de FDS.....	39
4.2	Description de l'unité de bronchoscopie.....	40
4.2.1	L'unité de bronchoscopie à l'étude.....	40
4.2.2	Ventilation de l'unité de bronchoscopie	41
4.3	Méthode de gaz traceur.....	42
4.3.1	L'hexafluorure de soufre.....	42
4.3.2	Les propriétés physico-chimiques de l'hexafluorure de soufre	43
4.4	Effet de la géométrie et du maillage	43
4.4.1	Géométrie.....	43
4.4.2	Maillage	43
4.5	Smokeview.....	45
CHAPITRE 5 DÉVELOPPEMENT DES SCÉNARIOS ET STRATÉGIES DE VENTILATION.....		47
5.1	La géométrie de la chambre étudiée	48
5.2	Scénarios de ventilation	49
5.3	Simulations numériques.....	50
5.3.1	Les conditions initiales et aux limites.....	51
5.3.2	Le maillage.....	53
5.3.2.1	Propriétés du maillage utilisé	53
5.3.2.2	Étude du GCI.....	56
5.3.2.3	Exemple de maillage	58
5.4	Résultats.....	59
5.4.1	Résultats bruts.....	59
5.4.2	Premier scénario de ventilation.....	60
5.4.3	Scénarios 2 et 3	65
5.4.4	Indice d'élimination des polluants	68
5.5	Conclusions.....	70
CHAPITRE 6 ÉTUDE DES STRATÉGIES DE VENTILATION DANS L'UNITÉ DE BRONCHOSCOPIE		72
6.1	Description de l'unité de bronchoscopie.....	72
6.2	Les conditions initiales et aux limites	73
6.3	Stratégies de ventilation.....	75
6.3.1	Description	75
6.3.2	Résultats obtenus	78
6.3.2.1	Concentration de SF ₆	78
6.3.2.2	Indice de qualité de l'air	84
6.3.2.3	Âge de l'air dans l'unité de bronchoscopie	85
6.4	Étude de maillage.....	92

CONCLUSION.....	95
RECOMMANDATIONS	97
ANNEXE I GRILLES DE SORTIE ET D'ENTRÉE D'AIR	98
ANNEXE II LES OBSTACLES.....	100
ANNEXE III EXEMPLES DE FICHIERS FDS	102
ANNEXE IV LES COORDONNÉES DES POINTS DE MESURES	113
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	115

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 4.1	Propriétés physico-chimiques du SF ₆43
Tableau 5.1	Coordonnées des points de mesure53
Tableau 5.2	Propriété des trois maillages54
Tableau 5.3	Propriétés du maillage dense (D).....54
Tableau 5.4	Propriétés du maillage normal (N).....55
Tableau 5.5	Propriétés du maillage moins dense (MD).....55
Tableau 5.6	Concentrations en ppm obtenues pour les 3 maillages55
Tableau 5.7	Les valeurs de ΔVi et N pour chaque maillage57
Tableau 5.8	Valeur de GCI pour les trois maillages.....58
Tableau 5.9	Concentrations de SF ₆ (ppm) simulées par FDS et par Cheong et Phua et concentrations mesurées62
Tableau 5.10	Vitesses simulées par FDS et par Cheong et Phua et vitesses mesurées63
Tableau 5.11	Concentration de SF ₆ (ppm) obtenues pour le scénario 265
Tableau 5.12	Concentrations de SF ₆ (ppm) obtenues pour le scénario 366
Tableau 5.13	Valeurs de PRE pour le scénario 269
Tableau 5.14	Valeurs de PRE pour le scénario 369
Tableau 6.1	Coordonnées des grilles d'extraction et soufflage de l'air.....77
Tableau 6.2	Concentration moyenne de SF ₆ et écart-type à z = 1,8 m entre 760 s et 800 s81
Tableau 6.3	Valeur de l'indice de qualité de l'air intérieur85
Tableau 6.4	Âge moyen de l'air pour les 3 scénarios86
Tableau 6.5	Propriétés du maillage utilisé.....93
Tableau 6.6	Valeurs de l'âge moyen de l'air(s) et GCI93

LISTE DES FIGURES

	Page	
Figure 4.1	Unité de bronchoscopie.....	41
Figure 4.2	Les grilles d'entrée et sortie d'air de l'unité de bronchoscopie.....	42
Figure 4.3	Exemple de maillage utilisé pour l'unité de bronchoscopie.....	45
Figure 4.4	Image 1(Smokeview).....	45
Figure 4.5	Image 2(Smokeview).....	46
Figure 5.1	Géométrie de la pièce.....	48
Figure 5.2	Direction de l'écoulement à la sortie des diffuseurs (vue 2D).....	50
Figure 5.3	Exemple de maillage (Maillage N) utilisé	59
Figure 5.4	SF ₆ en fonction du temps pour les points SP1, SP2 et SP3 (scénario 1).....	61
Figure 5.5	Concentration de SF ₆ dans la chambre fermée aux plans z=0,4 m et z=2,2 m (Scénario 1).....	64
Figure 5.6	Profils de vitesse dans la pièce fermée aux plans y=1,5 m et y=3,0 m.....	65
Figure 5.7	Profils de vitesses (m/s) aux plans x=0,6 m et x=2,6 m	67
Figure 5.8	Concentration de SF ₆ aux plans z = 0,4 m et z = 1,8 m.....	68
Figure 6.1	Unité de bronchoscopie.....	73
Figure 6.2	Distribution des points de mesures dans la pièce.....	75
Figure 6.3	Scénarios de ventilation étudiés.....	77
Figure 6.4	Concentration de SF ₆ en fonction du temps - Cas réel 1	79
Figure 6.5	Concentration de SF ₆ en fonction du temps - Cas réel 2	80
Figure 6.6	Concentration de SF ₆ en fonction du temps - Cas 3	81
Figure 6.7	Concentration de SF ₆ – Cas réel 1 (moyenne entre 795s et 800s).....	82
Figure 6.8	Concentration de SF ₆ – Cas réel 2 (moyenne entre 795s et 800s).....	83

Figure 6.9	Variation de la concentration de SF ₆ – Cas 3 (moyenne entre 795 s et 800 s).84
Figure 6.10	Évolution de la fraction massique du SF ₆ en fonction de temps pour les trois scénarios.....86
Figure 6.11	Vue aérienne de l'unité de bronchoscopie.....87
Figure 6.12	Âge local de l'air à y=3,2 m - Cas réel 1.....88
Figure 6.13	Âge local de l'air à y=3,2 m - Cas réel 2.....88
Figure 6.14	Âge local de l'air à y=3,2 m - Cas 3.....89
Figure 6.15	Âge local de l'air à y=0,2 m - Cas réel 1.....90
Figure 6.16	Âge local de l'air à y=0,2 m - Cas réel 2.....91
Figure 6.17	Âge local de l'air à y=0,2 m - Cas 3.....91

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ACNOR	Association Canadienne de Normalisation ou la Canadian Standards Association
AIA	American Institute of Architects
AP	Association pulmonaire
APQ	Association des Pneumologues du Québec
ASHRAE	American Society of Heating, Refrigerating and Air Conditioning Engineers
CAH	Changement d'Air par Heure.
CAV	Système de ventilation à débit constant
CDC	Center of Disease Control
CFD	Computational Fluid Dynamics
CVCA	Chauffage, ventilation et conditionnement d'air
CSA	Association Canadienne de Normalisation
CSST	Commission de la Santé et de la Sécurité du Travail
DNS	Simulation numérique directe
ÉREST	Équipe de recherche en sécurité du travail
FDS	Fire Dynamics Simulator
GCI	Indice de convergence du maillage
LES	Simulation des grandes échelles
LSST	Loi sur la santé et la sécurité
NIOSH	National Institute for Occupational Safety & Health
NIST	National Institute of Standards and Technology
MAA	Age moyen de l'air
PRE	Efficacité d'extraction des polluants
H1N1	Virus de grippe A de type H1N1
HVAC	Heating, ventilation and air-conditioning
SARS	Syndrome respiratoire aiguë
SBS	Syndrome du bâtiment malsain
US NRC	United States Nuclear Regulatory Commission

VAV

Système de ventilation à débit variable

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

C_0	Concentration initiale (ppm)
$C(t)$	Concentration en fonction de temps (ppm)
C_e	Concentration de polluant à la grille d'entrée d'air (ppm)
C_s	Concentration de polluant à la grille de sortie d'air (ppm)
C_m	Concentration moyenne d'un polluant dans la zone occupée (ppm)
C_j	Concentration d'un polluant dans un point (j) dans la zone occupée (ppm)
D_α	Coefficient de diffusion du gaz « α »
\vec{g}	Vecteur de gravité (m/s^2)
g_{ijk}	Composantes de vecteur de gravité (m/s^2)
h	Enthalpie (kJ/kg)
k	Conductivité thermique (W/m·K)
\vec{q}_r	Vecteur de flux de chaleur radiatif(W)
m_α	Terme source par unité de volume
M_α	Masse molaire du gaz « α »
p	Pression (Pa)
\vec{u}	Vecteur de vitesse (m/s)
u	Composante de vitesse en x (m/s)
Y_α	Fraction massique du gaz « α »
S_{ij}	Taux symétrique du tenseur de déformation
T_e	Température de l'air à la grille d'entrée d'air ($^{\circ}C$)
T_s	Température de l'air à la grille de sortie d'air ($^{\circ}C$)
T_m	Température moyenne dans la zone occupée ($^{\circ}C$)
v	Composante de vitesse en y (m/s)
w	Composante de vitesse en z (m/s)
$\vec{\omega}$	Vitesse de rotation (rad/s)

Lettres grecques

∇	Operateur nabla
ε_c	Indice mesurant l'efficacité d'un système de ventilation pour éliminer les polluants de la zone occupée
μ	Viscosité dynamique du fluide (Kg/m·s)
τ_{ij}	Tenseur des contraintes (Pa)
λ	Taux de renouvellement de l'air (s^{-1})
ρ	Masse volumique (kg/m^3)
ρ_0	Masse volumique de référence (kg/m^3)
ρ_m	Masse volumique moyenne (kg/m^3)
ρ_∞	Masse volumique de l'air ambiant (kg/m^3)
\mathcal{R}	Constante universelle des gaz (J/mol·K)

INTRODUCTION

La pollution de l'air intérieur est omniprésente, et prend de nombreuses formes, allant de la fumée produite par la combustion de combustibles à des mélanges complexes de composés organiques volatils présents dans les bâtiments modernes. On s'interroge de plus en plus sur les effets potentiels d'une mauvaise qualité de l'air intérieur sur la santé. L'agence américaine de protection environnementale (EPA) classe la qualité de l'air comme étant le 5^e problème environnemental en importance aux États-Unis. En particulier, le maintien d'une bonne qualité d'air intérieur est particulièrement important dans les établissements du secteur de la santé. D'une part, ces établissements hébergent une clientèle très vulnérable aux effets d'une mauvaise qualité de l'air et d'autre part, on y retrouve une importante diversité de procédée dont certains dégagent des contaminants de nature chimique et biologique.

Ce mémoire a pour objectif de modéliser l'efficacité des stratégies de ventilation lors des opérations de bronchoscopie. En effet, les opérations de bronchoscopie en milieu hospitalier génèrent une multitude de particules sous forme de gouttelettes provenant de la bouche du patient et pouvant contenir des microorganismes pathogènes tels que des mycobactéries, des virus ou des moisissures qui peuvent se retrouver en suspension dans l'air ambiant.

Le niveau de ventilation minimal recommandé par le standard ASHRAE 170 (2008) pour une unité de bronchoscopie est de 12 changements d'air à l'heure dont 2 en air frais. Malgré ces recommandations, plusieurs inquiétudes persistent quant à l'efficacité des systèmes de ventilation dans ce type d'unité. Plusieurs recherches ont montré une association étroite entre le débit d'air frais, la stratégie de ventilation et la propagation des maladies infectieuses. Un moyen efficace d'étudier l'efficacité de la ventilation dans les unités de bronchoscopie est d'utiliser des modèles basés sur la résolution numérique des équations de conservation. Ces modèles numériques permettent la prédiction du champ de vitesse, de température et de concentration de polluant en tout point d'une zone ou d'une pièce. La quasi-totalité des études utilisant la modélisation des écoulements (CFD) font appel aux équations de Navier-Stokes en moyenne de Reynolds. Dans le cadre de ce projet, l'efficacité de plusieurs

stratégies de ventilation sera déterminée par la méthode de simulation des grandes échelles appelée méthode LES (*Large Eddy Simulation*). Cette méthode permet de modéliser l'évolution spatio-temporelle des composantes de vitesse de l'air, la température, la pression et la concentration d'un contaminant gazeux. Des critères quantitatifs tels que l'âge moyen de l'air et le temps d'extraction des contaminants permettront de comparer l'efficacité de la ventilation de façon quantitative.

Ce mémoire est structuré comme suit : le chapitre 1 présente la problématique et les objectifs de la recherche. Le deuxième chapitre est consacré à la revue littérature où les travaux jugés pertinents pour la présente étude seront présentés. L'emphase sera mise sur les travaux qui portent sur le rôle des systèmes de ventilation et la qualité de l'air dans les hôpitaux. Une partie de ce chapitre est réservée aux outils de modélisation de la qualité de l'air intérieure et les caractéristiques principales des différentes stratégies utilisées pour la ventilation des bâtiments.

Le chapitre 3 définit certains paramètres pour évaluer de façon quantitative l'efficacité d'un système de ventilation comme l'âge de l'air, l'efficacité de la ventilation et d'autres facteurs physiques importants pour le confort thermique des occupants.

Nous traitons dans le chapitre 4 de la méthodologie et des moyens informatiques utilisés pour atteindre nos objectifs. Nous présentons également dans ce chapitre la géométrie de l'unité de bronchoscopie étudiée avec ses obstacles, ses sources de chaleur et les équipements médicaux qui s'y trouvent.

Dans les deux derniers chapitres (5 et 6), les résultats numériques seront présentés. Plus particulièrement, dans le chapitre 5, on compare les résultats obtenus du code LES à des résultats numériques et expérimentaux issus de la littérature. Cette comparaison vise à vérifier les capacités du code LES à simuler adéquatement les mouvements d'air et la diffusion d'un contaminant gazeux selon quelques stratégies de ventilation.

Le chapitre 6 présente les résultats obtenus pour l'unité de bronchoscopie. On y présente d'abord les différents scénarios étudiés et les conditions frontières imposées dans le code numérique. Les performances des différentes stratégies sont comparées en utilisant le concept de l'âge moyen de l'air et de l'indice d'extraction des polluants.

Le mémoire se termine par une conclusion générale et des perspectives de travaux futurs.

CHAPITRE 1

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS DE LA RECHERCHE

Ce travail porte sur la ventilation dans une unité de bronchoscopie. Les interventions de bronchoscopies sont effectuées par des pneumologues dans des salles spécialement prévues à cette fin. Selon l'Association des pneumologues du Québec (A.P.Q, 2010), environ 214 pneumologues sont actifs dans la province et plus de 1 000 travailleurs du secteur de la santé sont impliquées dans les interventions de bronchoscopie. Outre les risques d'exposition aux bioaérosols, ces travailleurs sont également exposés à d'autres produits potentiellement toxiques tels que des médicaments aérosolisés ou à des produits de nettoyage très utilisés dans le secteur hospitalier tel que la subtilisine et l'acide paracétamolique. Les voies respiratoires des travailleurs de ce secteur sont quotidiennement soumises à des polluants de nature chimique ou biologique. Dans certain cas, ces polluants sont potentiellement dangereux pour la santé (Lévesque et al., 2003). Par exemple, certains chercheurs relient l'augmentation du nombre de personnes atteint de certaines maladies comme l'asthme comme étant directement reliées à la dégradation de la qualité de l'air intérieur (Lévesque et al., 2003).

La majorité des problèmes de qualité de l'air intérieur sont liés aux systèmes de ventilation. Une étude approfondie des stratégies de ventilation et des normes existant dans ce domaine sont indispensables pour apporter des solutions adéquates et efficaces. La ventilation joue un rôle primordial pour assurer la dilution et l'extraction efficace des contaminants aéroportés. Par conséquent, il faut choisir de façon minutieuse et rigoureuse l'emplacement des grilles de soufflage et de sortie de l'air, leurs dimensions, les débits d'air d'entrée et de sortie, le nombre de changements d'air par heure et la température de l'air de soufflage tout en respectant les normes et la réglementation en vigueur au Canada.

1.1 Problématique de la qualité de l'air intérieur

Ces dernières années, une attention particulière est portée aux problèmes de la qualité de l'air intérieur. Les contaminants qui sont à l'intérieur de nos édifices peuvent trouver comme origine le milieu extérieur soit par l'admission d'air neuf de ventilation ou par l'infiltration d'air à travers l'enveloppe du bâtiment (portes, fenêtres, etc.). Les occupants et leurs activités, les zones humides à l'intérieur du bâtiment, les équipements, les détergents, les gaz utilisés, les matériaux de construction et autres peuvent être la source de contaminants internes. En théorie, si les concentrations de contaminants ne sont pas élevées, elles ne posent aucun danger pour la santé des occupants. Cependant, on constate que l'air intérieur contient un mélange de plusieurs contaminants provenant de l'intérieur et de l'extérieur de l'édifice. La ventilation est le moyen utilisé pour faire diminuer ou diluer les concentrations des contaminants qui origine de l'intérieur d'un édifice. Nous pouvons utiliser dans les bâtiments les deux grandes catégories de ventilation soit la ventilation naturelle (renouvellement d'air par l'ouverture des portes et des fenêtres) ou la ventilation mécanique. Au Canada, la quasi-totalité des édifices sont ventilés par des moyens mécaniques.

Le secteur hospitalier n'est pas dans l'abri des problèmes de qualité de l'air intérieur. Plusieurs chercheurs ont constaté la dégradation de la qualité de l'air au sein des hôpitaux (Stefani, 2005; Daskalak, 2008). Les patients, les visiteurs, les équipements, les milieux extérieurs et autres peuvent être l'origine des bactéries aéroportées qui se propagent à l'intérieur des hôpitaux. Ces contaminants aéroportées se multiplient et peuvent migrer d'une zone à l'autre, créant ainsi un risque sérieux pour la santé publique. Dernièrement, nous avons vu l'apparition de différentes gripes (grippe aviaire, H1N1) qui sont contagieuses et mortelles dans certains cas.

Étant donné la nature des interventions qui y sont faites, certaines salles sont classées comme étant à hauts risques ou salle de classe 1. Les unités de bronchoscopie font partie de cette catégorie. Pour ce genre de salles, il faut avoir un système de contrôle de qualité de l'air efficace et il faut maintenir une pression différentielle négative pour empêcher toute

exfiltration des virus, bactéries ou microbes aéroportées vers d'autres salles ce qui pourrait contaminer les patients qui y séjournent, les visiteurs ou le corps médical. Le défi posé pour les toxicologues et les chercheurs dans ce domaine, est de déterminer convenablement la durée et la concentration acceptable d'exposition. Le défi pour les ingénieurs en bâtiments est de concevoir un système de ventilation permettant d'éliminer le plus rapidement possible ces contaminants en minimisant leur temps de séjour dans l'air ambiant. De plus, les systèmes de ventilation ne doivent pas nuire au confort thermique des occupants et doivent être efficaces du point de vue énergétique.

1.2 Objectifs de la recherche

L'objectif de ce projet est de déterminer par des critères quantitatifs (âge moyen de l'air, temps d'extraction des contaminants, etc.), l'efficacité de la ventilation dans une unité de bronchoscopie et de proposer, s'il y a lieu, des modifications aux stratégies de ventilation actuellement utilisées.

Plus spécifiquement, il s'agira :

- de modéliser, selon la méthode LES, le champ de vitesse, de température et la concentration d'un contaminant gazeux dans une unité de bronchoscopie d'un hôpital de la région de Montréal;
- de déterminer numériquement si les changements récemment apportés au système de ventilation dans cette unité permettent d'accroître l'efficacité de la ventilation;
- de proposer, s'il y a lieu des modifications au système existant pour minimiser les risques de contamination du personnel hospitalier.

Dans le cadre de cette étude, nous allons faire appel à la méthode des gaz traceurs pour déterminer l'efficacité des différentes stratégies de ventilation. Le choix de l'unité de bronchoscopie est motivé par certaines inquiétudes soulevées par le personnel hospitalier quant aux risques de contamination. Lors des interventions effectuées chez les patients

atteints de tuberculose, l'accès à l'unité de bronchoscopie est interdit pendant une période de six heures. Ce temps est amplement suffisant pour assurer le renouvellement complet de l'air dans la pièce. Cependant, on retrouve dans cette unité, du mobilier ainsi que plusieurs équipements et appareils médicaux. Ces obstacles peuvent nuire de façon considérable à l'efficacité de la ventilation pour plusieurs raisons à savoir :

- rendre difficile l'opération de ventilation. Ils freinent l'air frais soufflé par les grilles de soufflages ;
- sont des supports pour des aéroportées. Ils facilitent le dépôt de virus et bactéries sur leurs surfaces. À titre d'exemple, le virus de la grippe peut survivre plusieurs heures lorsqu'il se dépose sur une surface;
- sont susceptibles de créer des zones de recirculation où il n'y a pas un mélange entre l'air frais et l'air vicié;
- sont susceptible de nuire au maintien de la pression différentielle négative dans la pièce.

Des plus, la plupart des appareils sont également des sources de chaleur. Ces sources thermiques crées un mouvement d'air ascendant qui dans plusieurs cas, s'oppose au mouvement général de l'air induit par le système de ventilation.

CHAPITRE 2

REVUE DE LITTÉRATURE

Ce chapitre présente d'abord un survol des travaux importants portant sur la ventilation dans les bâtiments. La ventilation est un élément essentiel pour assurer une bonne qualité de l'air intérieur. Elle joue un rôle primordial dans l'élimination des polluants, des virus et des bactéries. Ces derniers peuvent contaminer les occupants et nuire à leurs santés. Par la suite, l'emphase sera mise sur la problématique particulière de la ventilation en milieu hospitalier. Enfin, nous allons présenter les normes relatives à l'air intérieur en milieu hospitalier.

2.1 Rôle des systèmes de ventilation

La majorité des gens passent 90% de leurs temps ou plus à l'intérieur des édifices (Kuehn, 2003). Le rôle du système de ventilation dans les édifices à bureaux, édifices publics et autres immeubles ne se limite pas à maximiser les conditions de confort thermique, mais aussi à éliminer les polluants. Ces derniers peuvent être d'origine chimique ou biologique. Les polluants biologiques proviennent des êtres vivants. Ils sont sous forme de gaz ou de particules. La concentration de polluant varie selon la nature des activités et la densité d'occupation des occupants. Cette concentration n'est pas constante le long d'une journée (Beggs et al., 2008). De plus, la température et l'humidité relative peuvent influencer le niveau de contamination de l'air. Par exemple, le rôle de la moisissure en tant que pneumo-allergène est connu depuis longtemps (Lévesque et al., 2003). Ces moisissures auront tendance à croître très rapidement si l'humidité relative est supérieure à 70%. Quant aux polluants gazeux tel que le monoxyde de carbone et les composés organiques volatils, ils proviennent principalement de la fumée de tabac, des peintures, parfums, pesticides et produits d'usage ménagers (A.P, 2010). Certains équipements de bureau tel que les photocopieurs laser génèrent de l'ozone. Présentement, il existe quelque 30 000 substances chimiques d'usage courant. L'utilisation de produits chimiques modernes à la maison, dans l'alimentation, de traitement des eaux et pour la lutte antiparasitaire sont des sources de

polluants. La plupart de ces derniers sont rarement présents en concentrations élevées, donc leurs effets sur la santé sont, en général, loin d'être immédiats ou évidents (Zhang et Smith, 2003). Un système de ventilation bien conçu permettra d'assurer un environnement confortable pour les occupants. Un système de ventilation doit également être efficace du point de vue énergétique. Il a été reconnu que la ventilation à elle seule consomme de 30 à 60% des besoins énergétiques des bâtiments aux États-Unis (Lee et Awbi, 2004).

Les premières études sur la qualité de l'air intérieur datent des années 60. À l'époque, la préoccupation première était reliée à l'inhalation de la fumée de cigarette dans les édifices à bureaux (Sundell, 2004). Ensuite, les préoccupations se sont dirigées vers le radon. Le radon qui est un gaz radioactif est connu par le fait qu'il cause le cancer du poumon chez les mineurs. Ce gaz peut aussi être présent dans l'air intérieur des bâtiments. Les premières études sur l'effet d'une exposition au radon remontent à la fin des années 1970 et au début des années 80 où il a posé des problèmes de santé surtout dans les pays où le climat est tempéré ou froid (Spengler, Samet et McCarthy, 2001). À la fin des années 1970, l'Organisation mondiale de la santé(OMS) a présenté une définition formelle de ce qu'on appelle syndrome des bâtiments malsains (SBS) (Godish, 1989) ou syndrome des édifices hermétiques ou encore maladies reliées aux immeubles. Santé Canada définit le syndrome des bâtiments malsains comme étant une série de symptômes qui sont liés à une exposition d'ordre chimique, particulaire ou biologique et que l'on ne peut attribuer à une cause spécifique, mais qui s'atténuent lorsque l'occupant quitte le bâtiment. Les symptômes inclus les maux de tête, les nausées ou une fatigue chronique.

Ils existent deux méthodes pour l'élimination des polluants chimique ou biologique. Il s'agit soit de les éliminer à la source même par un système de captation tel une hotte ou soit par l'utilisation de la ventilation générale.

Depuis les années 70, l'augmentation des coûts de l'énergie, a incité les architectes et les bureaux de génie-conseil à construire des enveloppes de bâtiment plus étanches pour réduire les débits d'infiltration. Ceci a eu comme conséquence de réduire considérablement le

renouvellement naturel de l'air dans les bâtiments. De plus, l'augmentation considérable d'équipement bureautique (ordinateurs, photocopieurs, imprimantes laser, etc.) et l'utilisation répandue de matériaux synthétiques comptent parmi les causes responsables de l'accroissement des problèmes de qualité de l'air intérieur. Dans ces conditions, il est fréquent de voir des bâtiments mal ventilés et qui sont susceptibles de présenter des problèmes de qualité d'air intérieur qui peuvent nuire à la santé de leurs occupants. Selon le NIOSH, plus de 50 % des problèmes de mauvaise qualité de l'air sont dus à une ventilation déficiente (Nguyen et al., 1999). De plus, on observe fréquemment un entretien déficient des conduits de ventilation.

Deux chercheurs, Cheong et Phua (2006), ont étudié l'influence des stratégies de ventilation sur la qualité de l'air intérieure dans une chambre d'hôpital. Ils ont tiré comme conclusion que le changement d'emplacement de grille de soufflage de l'air ou celle de sortie d'air influençait l'indice de qualité de l'air. Dans leur étude, l'indice utilisé pour mesurer l'efficacité du système de ventilation est le *PRE* (*Pollutant Removal Effectiveness*).

Les travaux de Beggs et al. (2008) portent sur la ventilation des salles à plusieurs lits dans les hôpitaux. Ces travaux ont mis en évidence l'existence d'une relation étroite entre les stratégies de ventilation et la qualité de l'air intérieur dans les pièces isolées. Ils ont étudié l'effet de l'emplacement des grilles d'entrée et sortie d'air. Ces chercheurs ont constaté que la valeur de la concentration moyenne des bioaérosols change d'une stratégie de ventilation à l'autre. Ces résultats confirment les conclusions du travail de Cheong et Phua.

He et al. (2003) ont publié une étude sur les effets de l'emplacement des sources de contaminants dans un local ventilé selon deux stratégies de ventilation soit une stratégie de ventilation par déplacement et une autre par mélange. Ils ont utilisé un gaz traceur (SF_6) pour étudier le comportement de contaminant. He et al. ont tiré comme conclusion que le système de ventilation par déplacement et par mélange ont la même efficacité de ventilation. Les chercheurs Cai et al. (2010) ont constaté dans leur étude que la position de la source de contaminants et la position des grilles de soufflages et d'extraction d'air jouent un rôle

important sur la concentration de polluants dans la zone d'occupation. La zone d'occupation représente le sous-volume d'une pièce où se trouvent les occupants.

2.2 Problématique particulière du secteur hospitalier

Une bonne qualité de l'air intérieur en secteur hospitalier est un facteur primordial pour la santé des malades, des visiteurs et du corps médical. En effet, les bénéficiaires sont particulièrement vulnérables aux infections transmises par voie aérienne.

Ces dernières années, nous trouvons divers travaux de chercheurs qui se sont penchés sur l'étude des modes de circulation et distribution de l'air, la dispersion des polluants gazeux et particulaires et le rôle des systèmes de ventilation au sein des établissements de santé. La ventilation des établissements de santé et en particulier les hôpitaux pose un défi particulier. On note la présence de nombreux procédés dont certains dégagent des contaminants susceptibles de nuire à la santé. De plus, les préoccupations récentes face au virus H1N1 et l'épisode du SARS en 2003, ont soulevé des questions sur l'efficacité des systèmes de ventilation en milieu hospitalier. Les problèmes que nous venions de citer font en sorte que le contrôle des contaminants dans les hôpitaux pose un défi de taille. Les polluants proviennent du milieu intérieur comme de l'extérieur de l'hôpital. En outre, plus le nombre d'occupants augmente plus le nombre de bactéries libérées augmente aussi (Beggs et al., 2008). Par exemple, aux États-Unis, l'Association américaine des architectes (AIA) spécifie, dans ses lignes directrices, la taille des chambres, le nombre de changements d'air minimum et le nombre maximum de patients par chambre.

Tung et al. (2009) ont publié les résultats d'une étude expérimentale visant à déterminer l'influence du nombre de changements d'air par heure sur l'efficacité de la ventilation dans une pièce isolée. Les résultats montrent que plus le débit de ventilation est élevé, meilleur est la qualité de l'air.

Dans une étude numérique visant à déterminer les performances d'un système de ventilation dans une salle d'opération, Chow et Yang (2003), ont montré que la concentration de contaminant dans la pièce est très influencée par la localisation de la source polluante. De plus, il semble que les panaches thermiques induis par les lampes médicales sont susceptibles de perturber l'écoulement d'air et nuire l'évacuation des contaminants.

Lui et al. (2009) ont vérifiés numériquement, les performances d'un système de ventilation conçu selon les recommandations du *Center of Disease Control* (CDC) aux performances d'un système à écoulement laminaire horizontal. Le CDC recommande que les grilles d'admission et d'extraction d'air soient respectivement situées au plafond et au plancher de façon à créer un écoulement du haut vers le bas de la pièce. Les résultats obtenus dans une chambre d'isolement montrent que le système à écoulement laminaire est moins sensible aux sources de chaleur (lampes, patient, etc.) que le système à écoulement descendant. Récemment, Qian et Li (2010), ont remis en question les recommandations du CDC sur la ventilation des chambres d'isolement. Leurs études numériques et expérimentales montrent qu'un système de ventilation basé sur les recommandations du CDC n'est pas plus efficace qu'un système pour lequel les grilles d'extraction sont situées au plafond. Cependant, il est difficile de généraliser les résultats de cette étude à d'autres pièces.

2.3 Réglementations et normes

Au Québec comme ailleurs au Canada, il n'y a pas encore une loi portant spécifiquement sur la qualité de l'air intérieur dans les milieux non industriels. Il faut s'en remettre à la législation et la réglementation portant sur la sécurité de travail et santé publique (Nguyen et al., 1999) pour identifier une source législative de normalisation de la qualité de l'air intérieur. De plus, les villes et les municipalités du Québec ont le pouvoir d'adopter des règlements relatifs à la ventilation des édifices situés sur leur territoire (Nguyen et al., 1999). En fait, ces législations et réglementations soit au Québec ou dans les autres provinces du Canada sont inspirées des normes américaines telles que l'ASHRAE-170 et le *Center of Disease Control* (CDC).

Au Québec, les systèmes de ventilation dans le secteur hospitalier doivent être conformes aux règles de l'art et aux règlements en vigueur spécifiés par les organismes suivants :

- ASHRAE, Standard 170-2008, Ventilation for Health Care Facilities (ASHRAE, 2008).
- Norme de l'Association Canadienne de Normalisation, CAN/CSA-Z317.2-01, qui porte sur les systèmes de chauffage, de ventilation et de conditionnement de l'air dans les établissements de soins de santé (Canada, 2003).
- Loi sur la santé et la sécurité du travail, Règlement sur la qualité du milieu de travail (R.R.Q., c. S-2.1, r.15) (CSST, 2010).

2.3.1 La norme ASHRAE-170

ASHRAE est une société savante regroupant environ 55 000 techniciens, ingénieurs et scientifiques travaillant dans le domaine de la mécanique du bâtiment. ASHRAE élabore les critères de conception et les règles de l'art pour l'opération, la conception et la maintenance des systèmes de chauffage, ventilation et climatisation (CVCA ou HVAC). ASHRAE révise ses standards à tous les cinq ans au moins. La procédure de révision d'une norme se fait par comité technique regroupant des experts des milieux académique et industriel provenant du monde entier. Plusieurs textes législatifs et réglementaires américains et canadiens sont inspirés des normes ASHRAE (2008).

En particulier, la norme ASHRAE-170 traite des exigences visant à assurer une ventilation efficace des établissements de santé. Dans sa version 2008, la norme 170 recommande 12 changements d'air par heure (CAH) pour les unités de bronchoscopie dont 2 changements d'air neuf. Le nombre de changements d'air par heure est défini comme étant le débit de ventilation total exprimé en m^3/h divisé par le volume de la pièce ventilé (en m^3). Les recommandations de l'ASHRAE ne tiennent pas compte du nombre d'occupant dans la pièce. De plus, la norme 170 exige que les unités de bronchoscopie soient maintenues en pression négative pour éviter la migration des contaminants vers les autres pièces. Cette pression différentielle négative doit s'établir à $2 \frac{1}{2} \text{ Pa}$ au minimum.

2.3.2 Norme CAN/CSA-Z317

La norme CAN/CSA-Z317.2-01 concerne les systèmes de chauffage, de ventilation et de conditionnement d'air dans les établissements de santé. L'objectif de cette norme est de répondre aux exigences particulières des systèmes CVCA dans le secteur hospitalier.

Dans cette norme, on note la classification des établissements de santé en trois types (classe A, classe B et classe C) et des zones en trois classes (classe 1, classe 2 et classe 3) (Canada, 2003). Nous avons choisi de ne pas rentrer dans les détails sur les différences entre les classes (A, B, C, 1, 2 et 3). Les unités de bronchoscopie font parties des établissements de santé « classe A » et elles appartiennent à la zone « classe 1 ». La norme CAN/CSA exige que les aires et les zones à l'intérieur des établissements de soins de santé doivent être ventilées. Dans cette norme, on insiste sur l'importance de concevoir un système de ventilation qui assure un écoulement de l'air des zones propres vers les zones moins propres. En pratique, ceci se traduit par une admission d'air frais au dessus de la zone d'occupation et une extraction de l'air vicié au niveau du plancher.

Pour les salles de classe 1 dont l'unité de bronchoscopie fait partie, le soufflage de l'air doit se faire du plafond. Les bouches de sortie d'air doivent être près de plancher. La norme recommande 20 CAH de l'unité de bronchoscopie dont 6 CAH avec de l'air frais (Canada, 2003). Il faut également maintenir l'unité de bronchoscopie sous pression négative. Pour la plage de la température, les valeurs acceptées doivent être comprises entre 20 et 24 degrés Celsius.

2.3.3 Loi sur la santé et la sécurité du travail

La Loi sur la santé et la sécurité du travail (LSST) (L.R.Q., c.S-2.1), section XI porte sur la ventilation et le chauffage. La loi insiste sur le fait que les établissements doivent être ventilés adéquatement, soit par moyen naturel, soit par les moyens mécaniques. On y prescrit des valeurs maximales d'exposition admissible pour plusieurs contaminants qui se retrouvent

en milieu hospitalier. Les systèmes de ventilation doivent être conçus, construits et installés conformément aux règles de l'art qui prévalent au moment de leur installation (CSST, 2010).

2.4 Typologies et stratégies de ventilation

Les types et stratégies de ventilation ont une influence déterminante sur les caractéristiques de l'écoulement d'air dans une pièce et sur l'efficacité d'extraction des contaminants dans la zone occupée. Un bâtiment peut-être ventilé naturellement, mécaniquement ou par un système hybride (la combinaison de la ventilation naturelle et mécanique). Il existe trois principales stratégies de ventilation mécanique à savoir :

- ventilation par mélange;
- ventilation par déplacement;
- ventilation flux laminaire.

2.4.1 Ventilation naturelle

La ventilation naturelle réfère à l'introduction dans le bâtiment d'air frais causé par la pression dynamique du vent ou par la différence de température entre l'intérieur et l'extérieur (effet de cheminée). Dans le cas de la ventilation naturelle, aucun ventilateur n'intervient. L'air se déplace grâce aux gradients de pression et de masse volumique et ne demande aucune consommation d'énergie. Généralement, les éléments de ventilation naturelle demandent très peu ou pas d'entretien. Les inconvénients principaux de la ventilation naturelle sont reliés au fait qu'il est très difficile de contrôler le débit de l'air admis dans le bâtiment et que cette stratégie de ventilation n'est pas envisageable lorsque la température extérieure est trop basse.

2.4.2 Ventilation mécanique

Un système de ventilation mécanique est une installation composée d'un ou de plusieurs ventilateurs, d'un réseau de distribution et de divers éléments (volets, serpentins de chauffage ou de refroidissement et filtres). Contrairement à la ventilation naturelle, la ventilation mécanique consomme de l'énergie. Nous distinguons deux types de ventilation mécanique :

- système de ventilation à débit constant (CAV);
- système de ventilation à débit variable (VAV).

Pour les systèmes CAV, le débit total d'air admis aux diffuseurs est toujours le même. L'air total est un mélange d'air neuf (air extérieur) et d'air recirculé. Ce système contrôle l'extraction des gains de chaleur en réglant la température de l'air soufflé à une valeur voulue. Puisque le débit d'alimentation est le même quelques soit l'heure du jour, ces systèmes sont généralement énergivores.

Pour les systèmes VAV, les débits d'air sont ajustés par un ou des volets de contrôle et la température d'alimentation est fixe. Les systèmes VAV peuvent fournir un débit d'alimentation très faible dans les périodes où le local est inoccupé ou lorsque la charge de climatisation est faible. Ces systèmes consomment moins d'énergie que les systèmes CAV mais la qualité de l'air peut-être moins bonne dans les périodes où le taux d'occupation du bâtiment est faible.

On retrouve quelques fois des systèmes de ventilation hybride (mécanique et naturelle). Il permet de faire des économies d'énergie par rapport aux systèmes de ventilation mécanique.

2.4.3 Stratégies de ventilation

2.4.3.1 Ventilation par mélange

Le principe de cette stratégie de ventilation consiste à faire introduire l'air neuf dans un local et le diluer avec l'air du local (Méndez et al., 2008). L'air neuf est introduit dans le local au dessus de la zone d'occupation, c'est à dire à proximité du plafond. L'air est soufflé à une vitesse relativement élevée et mélangé avec l'air ambiant, pour atteindre une température et une concentration de contaminant uniforme dans la zone occupée.

2.4.3.2 Ventilation par déplacement

La ventilation par déplacement demande la présence d'une source de chaleur (occupants, machines ou toutes autres sources de chaleur) dans le local à ventiler. L'air est introduit dans la partie inférieure du local à basse vitesse et avec une température inférieure à celle de l'air du local (typiquement 14 à 16 °C). L'extraction de l'air est faite juste au dessus de la zone d'occupation. L'air introduit près du plancher rencontre les sources de chaleur et se réchauffe au fur et à mesure. Cet air a tendance à monter en haut de la pièce entraînant avec elle les contaminants. Ce système permet généralement de maintenir la concentration des contaminants dans la zone d'occupation à une valeur inférieure à la concentration près du plafond où se trouve la bouche de reprise. La stratégie de ventilation par déplacement exige moins d'énergie que la ventilation mixte. Cependant, le débit et la température de l'air de soufflage doivent être contrôlés adéquatement pour assurer l'efficacité du système. De plus, cette stratégie n'est pas envisageable dans certains cas comme les salles d'opération et les unités de bronchoscopie.

2.4.3.3 Ventilation par flux laminaire

La stratégie de ventilation par flux laminaire vise à créer un écoulement quasi-unidimensionnel où l'air se dirige directement de la bouche de soufflage à la grille d'extraction. Si les bouches de soufflage et d'extraction sont situées sur des côtés opposés de la pièce à ventiler, les contaminants seront directement entraînés vers l'extérieur. Cette stratégie est généralement très efficace. Cependant, elle exige des débits d'air soufflé importants et des surfaces de soufflage et d'extraction importantes. De plus, l'écoulement peut-être perturbé de façon significative si des sources de chaleur se trouvent dans la pièce ou si cette dernière est encombrée par des objets (équipement, mobilier, etc.).

2.5 Modélisation de la qualité de l'air intérieur dans le secteur hospitalier

La modélisation des écoulements d'air est un outil incontournable pour comprendre le mouvement de l'air et de chaleur dans des espaces fermés (Beggs et al., 2008). Les méthodes basées sur la mécanique des fluides numériques (méthodes CFD) sont des outils puissants pour étudier les stratégies de ventilation (Ho, Rosario et Rahman, 2009). En particulier, l'utilisation de la CFD a contribué à la compréhension du transport et de la dispersion des contaminants dans les hôpitaux. L'influence du débit et de la température de l'air de soufflage ainsi que l'emplacement des grilles de soufflage et d'extraction peut être étudié sans avoir recours aux mesures expérimentales. Memarzadeh a étudié avec Manning (Ho, Rosario et Rahman, 2009) le dépôt de contaminants par une étude CFD. Ils ont conclu que la ventilation par flux laminaire est le meilleur choix pour le système de ventilation quand on tient compte des dépôts des particules, virus et bactéries.

Ho et al. (Ho, Rosario et Rahman, 2009) ont fait neuf simulations numériques pour certains emplacements de grille de soufflage et de sortie de façon à étudier leurs influences sur le confort thermique et l'élimination des contaminants dans une salle d'opération. Comme la pièce présente une symétrie, ils ont modélisé juste sa moitié afin de diminuer le temps de

calcul du modèle numérique. Ces auteurs ont conclu que, plus la grille de soufflage est au centre de la pièce plus le confort thermique et l'élimination des contaminants est efficace.

Cheong et Phua. (2006) ont tiré comme conclusion de leurs travaux que les types de stratégies de ventilation ont une influence primordiale sur la circulation de l'air et distribution des polluants dans une chambre. D'après les études que nous venions de citer, il est clair que les simulations numériques ont facilitées la compréhension de comportement de l'air et la transport des contaminants au sein des espaces fermés. Puisqu'il est parfois difficile et coûteux de faire des mesures *in situ*, seule l'approche numérique peut apporter les informations souhaitées.

La fiabilité des résultats obtenus par simulation dépend de plusieurs facteurs et une attention particulière doit être apportée au choix du modèle, de la densité du maillage et du type de condition frontière imposée.

Li et al. (2007) ont publié une revue exaustive de la littérature sur le rôle des systèmes de ventilation dans la transmission d'agents pathogènes (VIH, tuberculose, influenza, etc.) par voie aérienne. Cette revue de littérature a permis de conclure qu'il existe suffisamment de preuve qui démontre un lien entre la stratégie de ventilation, les mouvements d'air et les risques de transmission d'agents pathogènes aéroportés. Li et al. (2008) affirment également qu'il existe une quantité insuffisante de données permettant d'établir l'impact des débits de ventilation sur la transmission par voie aérienne d'agents pathogènes. Noakes et Sleigh (2009) vont dans le même sens que Li et al. en affirmant qu'il y a peu d'études quantifiant le risque de transmission des agents pathogènes dans l'air.

CHAPITRE 3

CRITÈRES D'ÉVALUATION DE LA QUALITÉ DE L'AIR INTÉRIEUR

Un système de ventilation a pour fonction première de fournir de l'air frais aux occupants de l'espace occupé et d'évacuer les contaminants, la chaleur et l'humidité. Il est possible de quantifier les performances d'un système de ventilation à accomplir ces tâches par des critères quantitatifs. Une ventilation efficace est une ventilation qui assure un débit de renouvellement d'air neuf suffisant au regard de l'activité se déroulant dans le local, qui assure la maîtrise des débits et de la température de l'air soufflé et sa distribution uniforme dans le local. Les facteurs comme le temps d'arrêt et départ et les filtres utilisés peuvent aussi influencer l'efficacité d'un système de ventilation. Ce chapitre présente quelques critères pour déterminer l'efficacité des systèmes de ventilation en termes de qualité de l'air intérieur. Certains de ces critères seront par la suite utilisés pour l'analyse des résultats obtenus.

3.1 Âge de l'air

3.1.1 Définition

L'âge de l'air est défini comme étant le temps qu'il faut à une molécule d'air pour aller de la grille de soufflage à point précis de coordonnées $P(x,y,z)$ dans la pièce étudiée. C'est un critère utile pour identifier les régions où les zones qui sont moins bien ventilées. Les endroits où l'âge de l'air est faible correspondent aux zones où l'air de soufflage remplace rapidement l'air vicié. Dans les zones où l'âge de l'air est élevé, l'air est stagnant et son temps de séjour dans la pièce est élevé. La concentration de contaminants gazeux et particulaires risque d'être plus élevée dans ces régions.

3.1.2 Méthodes de calcul de l'âge de l'air

Il existe trois méthodes pour déterminer l'âge de l'air (MAA_i) dans un local. Elles sont respectivement les méthodes décroissante « step-down », croissante « step-up » et la méthode d'état stable appelée « steady-state ». Plusieurs chercheurs (Sandberg et Sjoberg 1983; Niemela et al. 1989; Sutcliffe et Waters 1990; Breum 1992; Li et al. 2003 et Mendez et al. 2008) ont fait appel à ces méthodes pour calculer l'âge moyen de l'air (Chanteloup et Mirade, 2009).

Avec la méthode croissante, on suppose que la concentration du contaminant est nulle au temps initial (t_0). Le contaminant est ensuite admis dans le local à débit massique constant par les bouches de soufflage et sa concentration est mesurée en fonction du temps à plusieurs points de mesure. L'âge local de l'air est déterminé à un point précis à l'aide des données temporelles de la concentration mesurée (ou simulée) à ce point. On a :

$$MAA_i = \int_{t_0}^{\infty} \left(1 - \frac{c_i(t)}{c_i(\infty)}\right) dt \quad (3.1)$$

Où $c_i(t)$ est la concentration du gaz traceur dans la pièce étudiée en fonction du temps et $c_i(\infty)$ est la concentration obtenue à l'état permanent. En pratique, le temps requis pour atteindre l'état permanent dépend de plusieurs facteurs tels que la taille de la pièce, le débit d'air admis et le débit d'extraction.

Dans la méthode « steady-state », l'âge de l'air est considéré comme un scalaire passif qui n'influence pas les lignes de courant de l'air dans la pièce. L'équation de transport d'un scalaire passif peut-être résolue numériquement avec MAA_i comme variable.

Dans ce travail, la méthode dite décroissante ou méthode « *step-down* » est utilisée pour calculer l'âge de l'air local et l'âge de l'air global dans l'unité de bronchoscopie. Pour utiliser cette méthode, on pose les hypothèses suivantes :

- à l'instant initial (t_0), la chambre est remplie de gaz traceur (SF_6) et a une concentration uniforme donnée;
- le gaz traceur occupe tout le volume de la chambre à l'instant initial (t_0);
- il n'y a aucune autre source polluante de SF_6 dans la pièce;
- la concentration de SF_6 dans l'air frais qui sort des bouches de soufflage est nulle.

Avec la méthode décroissante, l'âge de l'air en un point i (MAA_i) dans un local ventilé est calculé par l'équation suivante :

$$MAA_i = \frac{1}{c_i(t_0)} \int_{t_0}^{\infty} c_i(t) dt \quad (3.2)$$

Où $c_i(t_0)$ et $c_i(t)$ sont respectivement les concentrations du gaz traceur dans la chambre étudiée au temps initial ($t=t_0$) et au temps t respectivement. On a $c_i(t) \rightarrow 0$ lorsque $t \rightarrow \infty$. L'âge de l'air s'exprime en seconde. Dans ce mémoire, l'intégrale de l'équation ci-dessus est calculée par la méthode de trapèze. En effectuant la moyenne des âges à plusieurs points dans la pièce, on obtient l'âge moyen global dans la pièce ventilée :

$$\overline{MAA} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n MAA_i \quad (3.3)$$

Pour les systèmes de ventilation mixte, on s'attend à ce que la concentration du contaminant dans la méthode décroissante suit une loi de forme exponentielle $c(t) = c_0 e^{-\lambda t}$ où $c(t)$ est la concentration du polluant en fonction de temps et t représente le temps en seconde. Le paramètre λ est le taux de renouvellement d'air par unité de temps et c_0 est la concentration initiale (à $t=0$).

3.2 Indices de qualité de l'air dans un local

Soit c_s , c_e , c_m les concentrations d'un polluant à la grille d'extraction, à la grille de soufflage, et la valeur moyenne dans la zone occupée. Soit T_s , T_e et T_m , les températures en Celsius à la sortie, à l'entrée et les températures moyennes dans la chambre étudiée. On définit, l'indice $\varepsilon_c = \frac{c_s - c_e}{c_m - c_e}$ appelé indice de qualité de l'air comme étant un indice qui mesure l'efficacité d'un système de ventilation à éliminer les polluants. Cet indice est déterminé lorsque l'état permanent est atteint dans la pièce et plus sa valeur est élevée, plus le système de ventilation élimine efficacement les polluants dans la pièce.

Par contre, l'indice $\varepsilon_T = \frac{T_s - T_e}{T_m - T_e}$ mesure l'efficacité d'un système de ventilation à évacuer la chaleur. Les paramètres comme la présence de source thermique, l'intensité et la localisation de la source de contaminants, la méthode de distribution de l'air et la géométrie de la pièce influenceront les deux indices présentés ci-dessus.

Le chercheur Sandberg (Coffey et Hunt, 2007) a défini un indice d'efficacité d'un système de ventilation au niveau local. Cet indice local d'élimination des contaminants à un point j dans une pièce est donné par :

$$\varepsilon_j = \frac{c_s - c_e}{c_j - c_e} \quad (3.4)$$

Où c_j est la concentration de polluant au point j .

Des valeurs élevées de ε_c et ε_T ne signifient pas toujours une bonne indication du confort thermique et qualité de l'air dans la zone occupée.

Certains chercheurs utilisent l'indice d'élimination des polluants (*PRE*) au lieu de l'indice ε_j . L'indice PRE ne tient pas compte de la concentration du contaminant aux bouches de soufflage.

$$PRE = \frac{c_s}{c_j} \quad (3.5)$$

3.3 Nombre de changement d'air

Le nombre de changements d'air par heure (CAH) est un facteur important dans le domaine de ventilation. La norme ASHRAE-62 sur la qualité de l'air dans les bâtiments commerciaux et institutionnels et la norme ASHRAE-170 qui s'applique dans le secteur des établissements de santé, utilisent le concept du nombre de changement d'air à l'heure pour leurs recommandations sur les débits de ventilation à fournir. Le CAH recommandé par ces normes varie en fonction du type de pièce à ventiler et dans certains cas en fonction de la densité d'occupation de la pièce exprimé en nombre d'occupant par mètre carré de plancher. En connaissant le volume d'une pièce, on peut fixer le débit de soufflage de l'air qui doit être acheminé aux grilles d'entrée d'air.

Pour choisir le nombre de CAH, on se réfère aux normes fixées par ASHRAE (Standard 170-2008), l'Association canadienne de normalisation (CAN/CSA-Z317.2-01) et la loi sur la santé et la sécurité du travail. ASHRAE(ASHRAE, 2008) recommande 12 CAH pour la ventilation d'une unité de bronchoscopie dont 2 CAH en air frais. Par contre, CAN/CSA-Z317.2-01(Canada, 2003) recommande 20 CAH dont 6 en air frais. Quant à la loi sur la santé et la sécurité du travail (CSST, 2010) elle nous renvoie aux règles d'art applicable dans le domaine.

3.4 Indices de confort thermique

Dans ce paragraphe, on présente brièvement les indices de confort thermique, d'une façon générale, sans rentrer dans les détails. Le confort thermique dépend des échanges thermiques entre le corps humain et son environnement. Il se définit comme étant un état de satisfaction vis-à-vis l'environnement thermique. C'est un indice difficile à quantifier. Il dépend de plusieurs facteurs reliés à l'habitat (température, vitesse de l'air, humidité relative, rayonnement) et reliés à l'occupant (métabolisme et habillement). Les indices mesurant le confort thermique sont :

L'indice PMV (*Predicted Mean Vote*) prédit la valeur moyenne des votes d'un groupe de personne sur l'échelle de perception thermique à sept points allant de +3 à -3 telle que :

- +3 très chaud;
- +2 chaud;
- +1 légèrement chaud;
- 0 ni chaud, ni froid (neutre);
- -1 légèrement froid;
- -2 froid;
- -3 très froid.

Une valeur de PMV de zéro exprime une sensation de confort thermique optimale. Une valeur de PMV négative signifie qu'une sensation de froid est ressentie.

L'indice PPD (*Predicted Percentage of Dissatisfied*) donne, en fonction de l'indice PMV d'une situation thermique précise, le pourcentage de personnes insatisfaites des conditions thermiques.

3.5 Efficacité de ventilation

Un système de ventilation déplace une quantité d'air frais par les grilles de soufflage à l'intérieur de l'édifice. Il garantit l'extraction de l'air pollué par les grilles de sortie d'air. La qualité de l'air intérieur dépend de l'efficacité du système de ventilation. Ce dernier paramètre est défini comme étant le pourcentage d'air neuf, introduit par les grilles d'entrée d'air, qui atteint effectivement les occupants d'un local.

Les chercheurs Rim et Novoselac de l'Université du Texas ont publié un article à propos l'efficacité de la ventilation (Rim et Novoselac, 2008) dans une chambre de volume $5,5 \text{ m} \times 4,5 \text{ m} \times 2,7 \text{ m}$. Ils ont étudié la relation entre l'efficacité de ventilation et les propriétés des particules. Ils ont constaté qu'un facteur élevé de l'efficacité de ventilation

indique une meilleure élimination des particules fines ($1\mu\text{m}$). Les deux chercheurs utilisent l'efficacité de renouvellement de l'air pour évaluer l'efficacité de ventilation. L'efficacité de renouvellement de l'air mesure la rapidité avec laquelle le système de ventilation remplace l'air ambiant de la pièce en se basant sur l'âge de l'air.

L'efficacité de ventilation dépend étroitement des paramètres suivants :

- opération du système de ventilation;
- stratégie de ventilation;
- propriétés des gaz et des particules;
- type de source polluante (équipement, tapis, occupants, etc.).

3.6 Les filtres

Il y a toute une série de filtres dans le marché. Ils sont utilisés dans un système de ventilation pour capter et éliminer les contaminants externes et internes. Le choix des filtres est fait selon la taille des contaminants à capturer. Dans le secteur hospitalier, les filtres HEPA sont largement utilisés. Le terme HEPA (*High efficiency particulate air filter*) s'applique à tout filtre capable de capturer 99,97% des particules possédant un diamètre supérieur ou égal à $0,3\mu\text{m}$.

3.7 Les facteurs physiques

3.7.1 La température

La température est un paramètre important pour la qualité de l'air intérieur et le confort thermique. La température de l'air intérieur doit être uniforme au sein de l'espace occupé (Balaras, Dascalaki et Gaglia, 2007). S'il y a une différence de température dans un même local, elle va créer des gradients de température. Le standard ASHRAE 170-2008 fixe des valeurs comprises entre 20 et 23 °C comme intervalle de variation de température dans les

unités de bronchoscopies. Cependant, plusieurs unités de bronchoscopie ne sont pas climatisées et ces valeurs sont souvent dépassées en été. La pression est maintenue négative dans ce genre d'unités.

3.7.2 L'humidité

Il y a peu d'information concernant ce facteur dans la littérature. Au Québec, nous vivons dans des conditions où l'air est sec en hiver et humide en été. Il faut maintenir l'humidité de l'air dans un niveau acceptable. Un taux d'humidité élevé favorise le développement et la croissance des bactéries et des moisissures qui peuvent être transmises dans l'air. En contrepartie, un niveau d'humidité trop faible favorise le développement des certaines maladies de la peau. Un taux d'humidité relative de 15 % et moins peut aussi causer des maux de gorge et des problèmes d'électricité statique. L'humidité relative est une composante importante du confort thermique. Selon les normes et règlementations internationales, le niveau recommandé d'humidité relative de l'air intérieur doit être compris entre 30 et 60 %.

3.7.3 Le rayonnement

Les échanges de chaleur par rayonnement entre un occupant et son environnement influencent le confort thermique au même titre que la température de l'air ambiant. On utilise le concept de température radiante moyenne pour représenter les échanges thermiques par rayonnement entre le corps humain et les parois d'une pièce. Dans une unité de bronchoscopie, on ne retrouve pas, en général, de grande de surface à basse ou à haute température susceptibles de créer un inconfort thermique.

3.7.4 Vitesse de l'air

La vitesse de déplacement de l'air affecte le confort thermique en modifiant le coefficient de convection entre la peau d'un occupant et l'environnement intérieur. Il est généralement

recommandé que la vitesse de l'air dans la zone d'occupation soit inférieure à 20 cm/s ou bien 0,20 m/s. Sous cette valeur, le déplacement de l'air n'a pas d'influence significative sur le confort thermique.

CHAPITRE 4

MÉTHODOLOGIE

Ce travail est consacré à l'étude de la modélisation de l'air dans une unité de bronchoscopie d'un hôpital de la région de Montréal. À l'aide de la simulation numérique, on cherche à tirer le maximum d'information concernant la dispersion de l'air dans les espaces fermés et le rôle de l'emplacement des grilles d'entrées et sorties de l'air. Une partie de ce travail sera consacré à l'étude de l'influence des obstacles, la géométrie de la pièce et les sources de chaleur sur la qualité de l'air. Ce chapitre débute par la présentation, sans rentrer dans les détails, de l'outil numérique et du modèle mathématique utilisé pour simuler l'efficacité de la ventilation. Le chapitre se termine par quelques remarques sur les maillages utilisés.

4.1 Logiciel FDS

4.1.1 Introduction et présentation du logiciel

Les enceintes de bâtiment sont généralement des géométries complexes qui engendrent un champ d'écoulement turbulent de nature tridimensionnelle. La présence de zone de séparation et de recirculation fait en sorte que la modélisation de ces écoulements représente un défi pour les modèles de turbulence actuels. La quasi-totalité des études portant sur la modélisation des écoulements dans les bâtiments sont basées sur la résolution numérique des équations de Navier-Stokes moyennées(RANS) dans le temps couplées à l'utilisation d'un modèle de turbulence.

Dans cette étude, nous utilisons le logiciel FDS (*Fire Dynamics Simulator* –version 5) qui est un logiciel basé sur la méthode LES. FDS est développé par le *National Institute of Standards and Technology* (NIST, 2010). Le logiciel a fait l'objet de nombreuses études de validation, la plupart financée par le gouvernement américain (McGrattan et al., 2004).

Emmerich et McGrattan (1998), ont comparé les résultats obtenus par FDS (appelé NIST-LES3D à cette époque) à des mesures expérimentales obtenues dans une pièce de 81 m³ ventilée par une seule grille de soufflage mural. Les résultats numériques se comparent aux résultats expérimentaux sauf près des parois de la pièce où des écarts plus significatifs existent. Qin et al. (2006) ont utilisé FDS pour simuler plusieurs systèmes d'extraction de la fumée dans un gymnase. Une comparaison entre des données expérimentales, les résultats de FDS et ceux obtenus par un modèle zonale (ASET) montrent que FDS est nettement supérieur au code ASET pour prédire la hauteur de la fumée en régime de ventilation naturelle et forcée. On retrouve dans la littérature plusieurs études sur la ventilation des tunnels routiers avec FDS. L'une de ces études récemment publiées est celle de Trelles et Mawhinney (2010). Ces chercheurs ont mené une série de tests de dispersion de fumée et d'extinction du feu dans un tunnel routier situé en Espagne. Ces essais ont été comparés avec les résultats numériques de FDS. Le modèle numérique prédit relativement bien le champ de vitesse et de température dans le tunnel. Il donne des résultats assez bien comparables avec ceux mesurés. Les écarts au niveau de la température, étant typiquement de l'ordre de 50 °C pour une température maximale dans le tunnel de 600 °C.

FDS, sous diverses versions, est en développement depuis 25 ans. Par contre, le logiciel n'est rendu public, en version exécutable ou en version source, que depuis 2000. FDS est un mélange de sous modèles (empiriques et déterministes) qui sont choisis en fonction de leur robustesse, fiabilité et rapidité d'exécution.

4.1.2 Modèles numériques

Cette section présente le modèle hydrodynamique et la modélisation de la turbulence par la méthodes LES (Rajagopal, Tao et Chen, 1999). Les autres modèles utilisés par FDS, comme le modèle de combustion, le modèle de rayonnement, sortent du cadre de la présente étude et ne seront pas présentés dans ce mémoire. Le logiciel FDS est développé d'une façon qu'il est capable d'utiliser deux méthodes de résolution numérique à savoir :

- méthode LES;
- méthode DNS (simulation numérique directe).

4.1.2.1 Modèle hydrodynamique

Le modèle hydrodynamique, qui est incorporé dans le logiciel FDS, résout les équations de Navier-Stokes modifiées pour les écoulements à faible vitesse et thermiquement induit. Il faut noter que FDS calcule des quantités d'une façon instantanées. Par la suite, on calcule des moyennes à ces quantités lors du traitement des résultats. Les équations de conservation écrites dans un système de coordonnées cartésiens sont (Barrero et al., 2004) :

- **Équation de conservation de masse :**

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \vec{u} \cdot \nabla \rho = -\rho \nabla \cdot \vec{u} \quad (4.1)$$

- **Équation de conservation du mouvement :**

$$\frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + \vec{u} \times \vec{\omega} + \nabla \mathcal{H} = \frac{1}{\rho} ((\rho - \rho_0) \vec{g} + \vec{f}_b + \nabla \cdot \tau_{ij}) \quad (4.2)$$

Tel que :

$$(\vec{u} \cdot \nabla) \vec{u} = \frac{\nabla |\vec{u}|^2}{2} - \vec{u} \times \vec{\omega} \quad (4.3)$$

$$\mathcal{H} = |\vec{u}|^2/2 + p/\rho_\infty \quad (4.4)$$

$$\tau_{ij} = \mu (2S_{ij} - \frac{2}{3} \delta_{ij} (\nabla \cdot \vec{u})) \quad (4.5)$$

Dans l'équation (4.5), δ_{ij} est le symbole delta de Kronecker.

$$\delta_{ij} = \begin{cases} 1 & \text{si } i = j \\ 0 & \text{si } i \neq j \end{cases} \quad (4.6)$$

Le paramètre S_{ij} est le tenseur de contrainte :

$$S_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (4.7)$$

- **Équation de conservation des espèces**

$$\frac{\partial \rho Y_\alpha}{\partial t} + \vec{u} \cdot \nabla \rho Y_\alpha = -\rho Y_\alpha \nabla \cdot \vec{u} + \nabla \cdot \rho D_\alpha \nabla Y_\alpha + m_\alpha \quad (4.8)$$

Où Y_α est la fraction massique de l'espèce « α ».

- **Équation de conservation de l'énergie**

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho h) + \nabla \cdot \rho h \vec{u} = \frac{D\mathcal{H}}{Dt} - \nabla \cdot \vec{q}_r + \nabla \cdot K \nabla T + \sum \nabla \cdot h_\alpha \rho D_\alpha \nabla Y_\alpha \quad (4.9)$$

Ces équations de conservation sont couplées à l'équation d'état d'un gaz parfait:

$$\mathcal{H} = \rho T \mathcal{R} \sum \frac{Y_\alpha}{M_\alpha} \quad (4.10)$$

Dans ces équations, ρ est la masse volumique de l'air, \vec{u} est la vitesse de l'écoulement, Y_α et D_α représentent respectivement la fraction massique et le coefficient de diffusion du gaz « α », \mathcal{H} est la pression, $\nabla \cdot \tau_{ij}$ est le tenseur visqueux et \vec{g} est le vecteur gravité. L'enthalpie est représentée par la variable h , T est la température, m_α représente un terme source par unité de volume, \vec{q}_r est le vecteur de flux de chaleur radiatif, K est la conductivité thermique, M_α est la masse molaire du gaz et \mathcal{R} est la constante universelle des gaz.

D'après ces équations, on constate que le terme de pression s'écrit de deux façons différentes à savoir l'équation (4.4) et (4.10). On peut écrire, encore une fois, ce terme sous la façon suivante :

$$\mathcal{H} = p_0 - \rho_\infty \vec{g} Z + \tilde{p} \quad (4.11)$$

ρ_∞ : est la masse volumique de l'air ambiant.

\vec{g} : est l'accélération gravitationnelle.

Z : est la hauteur.

Le terme de pression subdivise en trois termes. Le premier terme est une pression de base, le deuxième représente une composante hydrostatique et le dernier représente la perturbation. C'est à ce niveau qu'on voit les modifications apportées par Rehm et Baum pour ne tenir compte que des écoulements à basse vitesse. Dans le cas de ventilation, on peut considérer que $\mathcal{H} = p_0$ pour les raisons suivantes :

- Le premier terme p_0 est considéré comme constant
- Le deuxième et troisième terme ($\rho_\infty \vec{g} Z + \tilde{p}$) sont négligeables comparativement au premier terme.

D'où l'équation (4.10) peut s'écrire sous la forme suivante :

$$p_0 = \rho T \mathcal{R} \sum \frac{Y_\alpha}{M_\alpha} \quad (4.12)$$

Il est clair qu'avec cette technique, on élimine le terme de perturbation dans l'équation de pression. Il faut noter que le taux de variation de pression est nul. On considère une pression constante. Comme, on trouve dans l'équation d'énergie et mouvement le terme de pression, et ce, on élimine aussi le terme de perturbation dans ces équations. Pour plus d'information et

plus de détails, on recommande vivement aux lecteurs de jeter un coup d'œil sur le manuel et le site de FDS.

Il faut noter que l'équation de conservation d'énergie n'est pas résolue numériquement tant que telle par FDS. Par contre, les termes sources qu'elle contienne sont utilisés dans l'équation de divergence de l'écoulement. Il faut noter aussi que FDS ne calcule pas la température tant que telle non plus, le code détermine l'enthalpie et par la suite la température est déduite.

4.1.2.2 Méthodes LES et DNS

La méthode de simulation des grandes échelles, ou méthode LES (Mason, 1992), offre une avenue intéressante pour la simulation des écoulements turbulents dans les enceintes de bâtiments. Cette méthode simule directement les grandes structures instationnaires de l'écoulement jusqu'à une certaine échelle et modélise l'action des petites structures appelées échelles de sous-maille. Les équations différentielles du modèle hydrodynamique nécessitent l'ajout d'un modèle de sous maille de façon à fermer le système d'équation. Le modèle de sous-maille est représenté par une hypothèse de viscosité turbulente telle que proposée par Smagorinsky (1963). On a :

$$\tau_{ij} = \mu \left(2S_{ij} - \frac{2}{3} \delta_{ij} (\nabla \cdot u) \right) \quad (4.13)$$

$$S_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (4.14)$$

La viscosité turbulente, μ_{LES} , est :

$$\mu_{LES} = \bar{\rho} (C_s \Delta)^2 \left[2(S_{ij})^2 - \frac{2}{3} (\nabla \cdot u)^2 \right]^{1/2} \quad (4.15)$$

Une fois la viscosité μ_{LES} est évaluée, les autres paramètres diffusifs sont faciles à approximer. Ils sont reliés au nombre de Prandtl (Pr_t) et de Schmidt turbulent (Sc_t). Ces nombres adimensionnels sont supposés constants pour un scénario donné.

$$k_{LES} = \frac{\mu_{LES} C_p}{Pr_t} \quad (4.16)$$

$$(\rho D)_{LES} = \frac{\mu_{LES}}{Sc_t} \quad (4.17)$$

Bien que les codes numériques basés sur la méthode LES nécessitent généralement un temps de calcul supérieur aux codes Navier-Stokes, cette méthode a l'avantage de simuler directement les « grosses » structures anisotropes qui transportent la masse, la quantité de mouvement et l'énergie. Seules les petites structures isotropes, qui ne transportent qu'une fraction de l'énergie totale, sont modélisées.

La méthode DNS (LE, 1998), comme son nom l'indique, utilise directement les propriétés moléculaires (μ , k et D). Cette méthode se base sur la théorie cinétique des gaz pour évaluer la viscosité, la conductivité thermique et le coefficient de diffusion moléculaire. Comme cette méthode résout d'une façon explicite toutes les échelles sans faire appel à des modèles de turbulence, il faut que le maillage soit fin afin qu'il capte toutes les structures tourbillonnaires. Dans l'industrie, cette méthode est utilisées pour les écoulements confinés dans un domaine de petite dimension et avec un nombre de Reynolds faible (Barrero et al., 2004). Il est évident qu'il faut avoir un maillage assez fin pour capter toutes les structures mais suffisamment grossier pour résoudre les équations de l'écoulement avec les moyens informatiques dont on dispose. Ce point constitue un obstacle majeur pour certains chercheurs.

Le choix de la méthode LES ou DNS dépend de la résolution de maillage et les objectifs qu'on s'est fixé. Le logiciel FDS offre la possibilité d'utiliser l'une ou l'autre. Tout dépend du scénario qu'on cherche à simuler et tout dépend aussi des ressources informatiques à notre disposition.

disposition. Il faut noter que la méthode LES est le mode de simulation par défaut dans le code FDS.

Les équations du modèle hydrodynamique sont résolues par la méthode des différences finies. La section suivante présente quelques éléments d'information sur la solution numériques de ces équations.

4.1.2.3 Méthode numérique

FDS résout les équations citées ci-dessus dans un volume de contrôle cartésien Ω . Les dérivées spatiales sont discrétisées selon un schéma de différences finies du deuxième ordre sur un maillage régulier. Les quantités scalaires sont stockées au centre de chaque parallélépipède (cellule). Les quantités vectorielles sont assignées au centre des faces qui sont normales à la direction du vecteur. Finalement, l'équation différentielle pour la pression (équation de Poisson) est résolue de façon non-itérative par une méthode basée sur les transformées de Fourier rapides (FFT) (Sweet, 1973).

Il faut noter que tous les calculs débutent avec les conditions initiales fixées par l'usager. Cependant, pour éviter le développement d'un écoulement parfaitement symétrique lorsque les conditions frontières et initiales sont symétriques, FDS perturbe légèrement et de façon aléatoire le champ de vitesse initial.

4.1.2.4 Conditions aux frontières et pas de temps

Dans FDS, les composantes de vitesse sont supposées nulles aux frontières solides (condition d'adhérence). Le flux de chaleur par convection entre les parois solides et l'écoulement est estimé par le biais d'un coefficient de transfert de chaleur.

$$q''_{conv} = h(T_g - T_{wall}) \quad (4.18)$$

Où T_g est la température du gaz au centre de la première cellule dans l'écoulement et T_{wall} est la température de surface. Le coefficient de convection est tiré de Holman (1990) :

$$h = \max \left[C |T_g - T_{wall}|^{1/3}, \frac{k}{L} 0,037 \text{Re}_L^{4/5} \text{Pr}^{1/3} \right] \quad (4.19)$$

Le coefficient C est fixé à 1,52 pour une surface horizontale et 1,31 pour une surface verticale, L est une longueur caractéristique. Puisque la longueur caractéristique apparaît également dans l'expression du nombre de Reynolds, le coefficient de convection est faiblement relié à L .

Dans FDS, le pas de temps (δt) est contraint par ce qu'on appelle la condition CFL (Courant-Friedrichs-Levy). Lors du calcul, le pas de temps est ajusté, d'une façon automatique de telle sorte que la condition CFL soit satisfaite.

$$\delta t \max \left(\frac{u_{ijk}}{\Delta x}, \frac{v_{ijk}}{\Delta y}, \frac{w_{ijk}}{\Delta z} \right) < 1 \quad (4.20)$$

Les composantes de vitesse sont vérifiées à chaque pas de temps pour s'assurer qu'elles satisfont la condition CFL. La condition CFL assure que la solution numérique ne peut être mise à jour avec un pas de temps supérieur au temps requis pour qu'une particule fluide traverse une maille. Pour les maillages fins (inférieure à 5 mm), une autre restriction sur le pas de temps apparaît :

$$2 \max \left(\mu, D, \frac{k}{\rho C_p} \right) \delta t \left(\frac{1}{\Delta x^2} + \frac{1}{\Delta y^2} + \frac{1}{\Delta z^2} \right) < 1 \quad (4.21)$$

Cette deuxième contrainte sur le pas de temps est appelée critère de Von Neumann.

La valeur initiale par défaut du pas de temps, Δt_{ini} , est donnée par l'équation suivante :

$$\Delta t_{ini} = 5(\Delta x \Delta y \Delta z)^{1/3} / (\sqrt{gh^*}) \quad (4.22)$$

Où h^* est une hauteur caractéristique. Il faut noter que FDS nous donne la possibilité de changer le pas de temps qu'on veut. Il faut juste ajouter cette phrase dans le fichier d'entrée : «**RESTRICT_TIME_STEP=.FALSE.**» et choisir par la suite le pas de temps voulu.

Les matériaux et surfaces dans le domaine de calcul sont définis par leurs conductivités thermiques, chaleurs spécifiques, masse volumique et leur comportement au feu. Le logiciel FDS offre la possibilité de mettre toutes ces propriétés dans le fichier d'entrée. Par défaut, la limite extérieure du domaine d'étude est supposée être une frontière solide qui est maintenue à température ambiante. Pour spécifier les propriétés des solides et matériaux, on utilise ce qu'on appelle selon le langage employé par FDS «**namelist group**» comme le montre l'exemple suivant :

- **Surface**

```
&SURF ID = 'BRICK WALL'
MATL_ID = 'BRICK'
COLOR = 'RED'
BACKING = 'EXPOSED'
THICKNESS = 0.20 /
&OBST XB=0.1, 5.0, 1.0, 1.2, 0.0, 1.0, SURF_ID='BRICK WALL' /
```

- **Matériaux**

```
&MATL ID = 'BRICK'
CONDUCTIVITY = 0.69
SPECIFIC_HEAT = 0.84
DENSITY = 1600. /
```

Il est également possible de tenir compte des changements de propriétés thermodynamiques en fonction de la température.

4.1.3 Fichiers d'entrées de FDS

Il s'agit d'un fichier texte préparé par l'utilisateur et qui doit respecter une série de règles relativement simple à retenir. Il contient des informations sur le maillage choisi, la géométrie, le temps de simulation, les propriétés des matériaux et surfaces utilisées. Les conditions frontières sont également indiquées dans ce fichier. C'est dans ce fichier, que les grilles de soufflage et d'extraction sont définies (position, taille, vitesse et température de soufflage, etc.). On indique aussi dans ce fichier les paramètres de sorties voulus. Un avantage de FDS est que nous n'avons pas besoin d'un générateur de maillage comme les autres logiciels CFD.

4.1.4 Fichiers de sorties

FDS génère une quantité importante de résultats. La taille des fichiers de sortie pour chaque simulation effectuée dans ce mémoire se situe entre 3 et 4 giga-octets selon le problème considéré. L'utilisateur peut avoir accès à une série de paramètres (scalaire ou vecteur). Dans notre cas, la température, les composantes de la vitesse de l'écoulement et la concentration du gaz traçant seront considérées comme les paramètres de sortie. Avec FDS, nous avons la possibilité de voir les paramètres de sortie à un point bien déterminé, selon des iso surfaces, dans une coupe bidimensionnelle ou dans tout le volume de calcul.

4.1.5 Les limitations de FDS

Les développeurs du code source ont fait en sorte que FDS est limité aux éléments de maillage rectangulaires en 2D ou à des parallélépipèdes en 3D. Par conséquent, il est difficile de simuler certaines situations simples comme par exemple, un écoulement autour d'un cylindre. Un autre point de limitation du logiciel est relié au fait qu'il traite des écoulements à « faibles » vitesses ($< 80 \text{ m/s}$). Le code FDS traite des écoulements à faible vitesse et thermiquement induit. L'alignement des mailles constitue également un obstacle non négligeable pour FDS. Si un raffinement du maillage est nécessaire pour certaines zones,

comme par exemple aux grilles de soufflage, il faut choisir soigneusement la densité de maillage de façon qu'elles soient parfaitement alignées par rapport au maillage de plus faible densité.

4.2 Description de l'unité de bronchoscopie

Comme une partie de notre travail porte sur la modélisation de l'air dans l'unité de bronchoscopie, et ce, on donne sa définition et autres caractéristiques dans cette section consacrée à la méthodologie. Selon Wikipédia (wikipedia, 2010) «la bronchoscopie est un moyen utilisé en médecine afin de visualiser l'intérieur des bronches, observer l'état de la muqueuse des bronches et pour d'autres fins thérapeutiques».

L'unité de bronchoscopie est classée comme un département à haut risque (possibilité de la transmission des maladies aéroportées) dans les hôpitaux. Au Québec, les interventions de bronoscopies sont faites par des spécialistes membres de l'association des pneumologues du Québec.

4.2.1 L'unité de bronchoscopie à l'étude

La pièce étudiée numériquement est quasi-identique à une unité de bronchoscopie d'un hôpital de la région de Montréal. Cette pièce possède un volume de 60 mètres cube et fait 17,6 mètres carrés de surface avec une hauteur de 3,4 mètres. Nous trouvons dans cette unité les objets suivants :

- trois tables dont une avec des ordinateurs dessus;
- deux machines de stérilisation;
- l'appareil de bronchoscopie (bronchoscope);
- des cabinets pour les gants et autres équipements médicaux;
- deux poubelles;
- un lit;

- deux portes dont une est utilisée comme entrée principale et l'autre pour la salle d'attente;
- une cloison qui sépare la salle d'attente de l'unité de traitement.

La figure 4.1 présente un vue schématique de l'unité à l'étude.



Figure 4.1 Unité de bronchoscopie.

4.2.2 Ventilation de l'unité de bronchoscopie

La ventilation de la salle d'attente et de la salle de traitement de l'unité de bronchoscopie est assurée par le même système. On a deux fentes de soufflage de l'air de dimension $3,10 \text{ m} \times 0,10 \text{ m}$ (salle de traitement) et de $0,80 \text{ m} \times 0,10 \text{ m}$ pour la salle d'attente. Ces fentes de soufflage sont situées au plafond. Deux grilles d'extraction également situées au plafond ont respectivement une surface de $0,40 \text{ m} \times 0,35 \text{ m}$ pour la salle de traitement et $0,25 \text{ m} \times 0,35 \text{ m}$ (salle d'attente). La figure 4.2 montre la position des grilles d'entrée et de sortie d'air (une vue de dessous). Le mode de ventilation employé dans l'unité de bronchoscopie est celui par mélange.

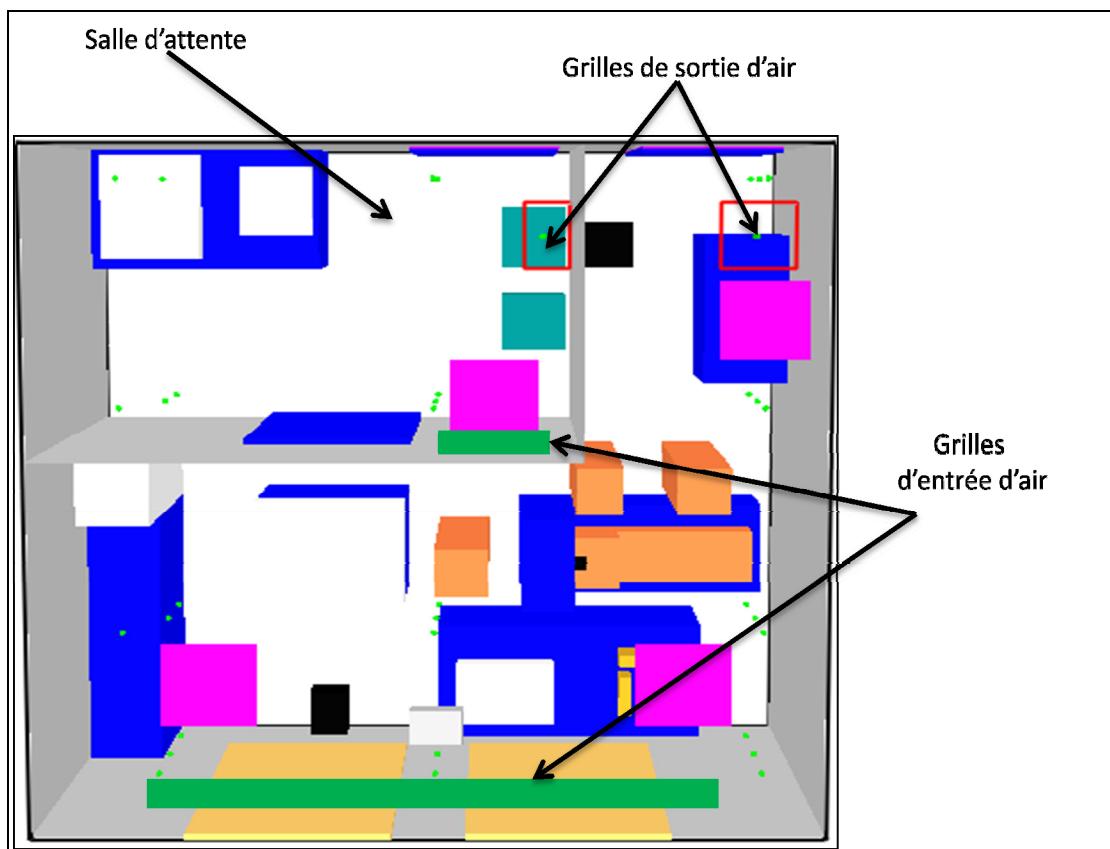


Figure 4.2 Les grilles d'entrée et sortie d'air de l'unité de bronchoscopie.

4.3 Méthode de gaz traceur

4.3.1 L'hexafluorure de soufre

L'évaluation quantitative de l'efficacité des systèmes de ventilation, nécessite la présence d'une source polluante. Dans cette étude, l'hexafluorure de soufre (SF_6) est utilisé comme gaz traçant. À température ambiante ce gaz, incolore et inodore, possède une masse volumique cinq (5) fois supérieure à celle de l'air. Le SF_6 est couramment utilisé comme gaz traçant puisqu'il est aisément détectable, peu毒ique et non réactif à température ambiante.

4.3.2 Les propriétés physico-chimiques de l'hexafluorure de soufre

Dans le tableau ci-dessous, on donne les propriétés physico-chimiques du gaz traceur utilisé dans notre étude.

Tableau 4.1 Propriétés physico-chimiques du SF₆

Masse molaire	146,06 g/mole
Masse volumique	6,16 g/cm ³
Masse volumique relative (air=1)	5,114
Coefficient de diffusion	0,093 cm ² /s
Volume spécifique (1,013 bar et 21°C)	0,156 m ³ /kg
Chaleur spécifique à pression constante C _p (1,013 bar et 21°C)	0,097 kJ/mol.K

Notons que depuis l'été 2010, Santé Canada restreint l'utilisation du SF₆ pour des raisons environnementales.

4.4 Effet de la géométrie et du maillage

4.4.1 Géométrie

Méndez et al. (2007) ont tiré comme conclusion de leur article que la géométrie d'une pièce et la présence de meubles (obstacles) modifient l'écoulement de l'air, et par conséquent influence l'efficacité de la ventilation et l'âge moyen de l'air. Il faut envisager l'étude de l'efficacité de la ventilation au cas par cas.

4.4.2 Maillage

Les numériciens savent très bien que l'augmentation de nombre de points de maillage augmente d'une façon significative le temps de simulation. Le temps de CPU augmente

approximativement selon N^2 où N est le nombre de points de la grille numérique. Le problème est qu'un nombre de points suffisant doit être utilisé pour avoir des résultats significatifs. Pour une simulation en régime transitoire, l'augmentation de la densité de maillage a aussi comme conséquence de diminuer le pas de temps. Il faut choisir une densité de maillage « raisonnable » qui ne diminue pas la qualité des résultats escomptés. Il est nécessaire d'avoir un maillage assez fin pour capter toutes les structures (obstacles) de grande échelle, mais, assez grossier pour pouvoir résoudre les équations de l'écoulement avec les ressources informatiques dont on dispose. Nous allons revenir sur ce point dans les chapitres 5 et 6 où l'influence du nombre de mailles et la taille des mailles Δx , Δy et Δz sera vérifiée pour le calcul de l'âge moyen de l'air. Une section sera consacrée l'étude d'un critère appelé « Grid Convergence Index » (GCI).

La figure 4.3 montre un exemple de maillage dans l'unité de bronchoscopie selon deux vues différentes. On remarque que le maillage structuré est plus dense au niveau du plafond et du plancher. La densité de maille a été multipliée par deux pour chaque direction (x , y , z) à ces endroits pour capturer les gradients de vitesse aux grilles de soufflage et d'extraction

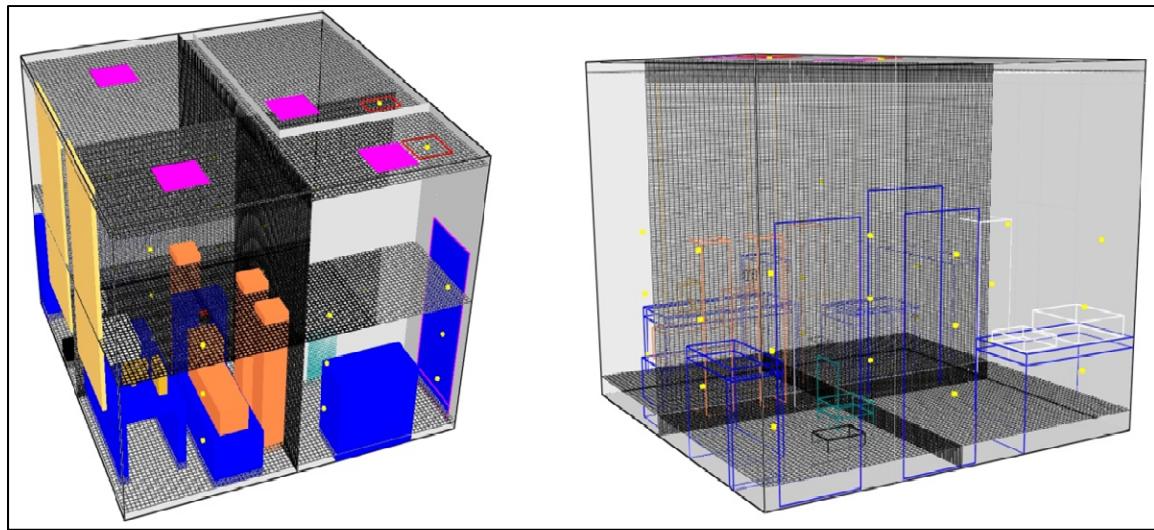


Figure 4.3 Exemple de maillage utilisé pour l'unité de bronchoscopie.

4.5 Smokeview

Smokeview est un logiciel développé comme FDS par le NIST. Il sert à visualiser la géométrie, le maillage et les résultats obtenus par FDS. C'est un logiciel qui permet plusieurs techniques de visualisation (iso-surface, iso-contour, mouvement des particules, champs de vecteurs, etc.). Les images suivantes sont obtenues par Smokeview.

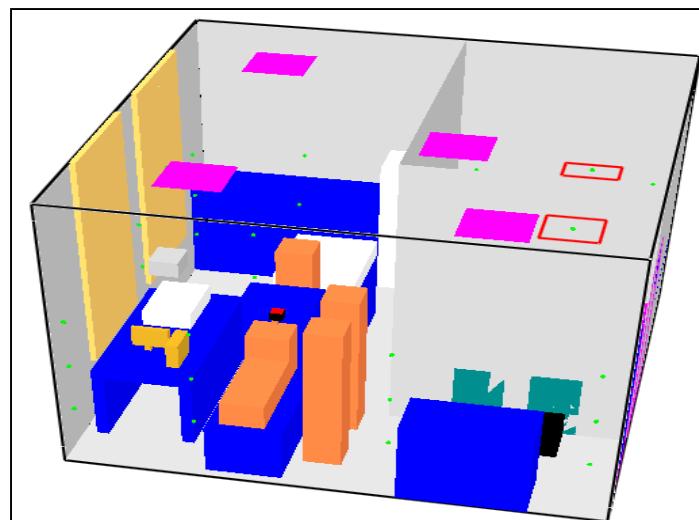


Figure 4.4 Image 1(Smokeview).

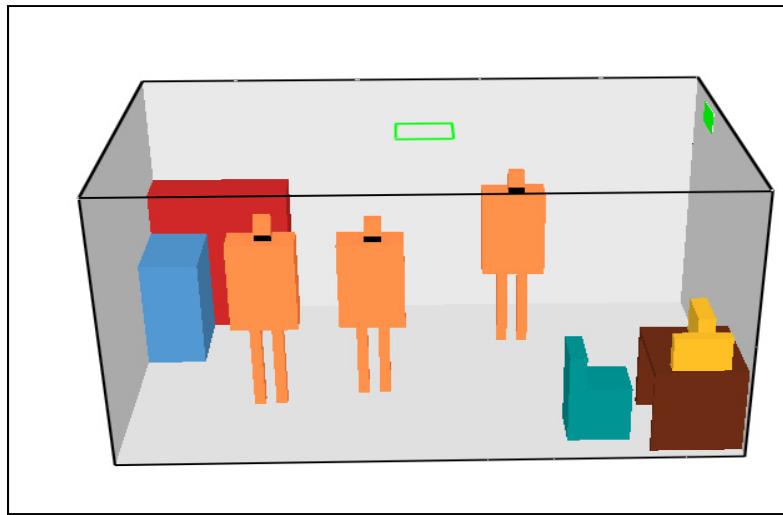


Figure 4.5 Image 2(Smokeview).

CHAPITRE 5

DÉVELOPPEMENT DES SCÉNARIOS ET STRATÉGIES DE VENTILATION

Ce chapitre présente une comparaison des résultats obtenus par FDS (Fire Dynamics Simulator) à des résultats numériques et expérimentaux issus de la littérature. Dans cette étude, c'est la version 5 de FDS qui est utilisée. Un chapitre de la thèse doctorale de Chafi a été consacré à la comparaison des résultats de simulation de FDS aux résultats obtenus expérimentalement et par une autre méthode numérique. Chafi a tiré comme conclusion que le code FDS est capable de reproduire fidèlement les scénarios de ventilation par déplacement et par mélange dans une pièce modèle (Chafi et Hallé, 2010).

Le chapitre débute par une présentation de l'article servant de base pour la validation. L'article de Cheong et Phua (2006) a été choisi pour fin de validation. Le choix de cet article s'explique par le fait qu'il vise à étudier l'influence des stratégies de ventilation dans la chambre isolée d'un hôpital à l'aide de la technique des gaz traçants. De plus, les auteurs y présentent des résultats numériques obtenus par un logiciel de CFD et des résultats expérimentaux obtenus en effectuant des mesures *in situ*.

Dans ce chapitre, l'accent sera mis sur le modèle numérique (conditions initiales, conditions aux limites et le maillage utilisé). Les résultats numériques du code FDS seront comparés à ceux de l'article pour trois scénarios de ventilation. Cette comparaison sera suivie d'une discussion des résultats obtenus.

Finalement, une section sera consacrée aux conclusions tirées de cette étude.

5.1 La géométrie de la chambre étudiée

La pièce étudiée, comme la montre la figure 5.1, est constituée d'une chambre et d'un couloir. La chambre mesure 4,80 m dans sa longueur, 3,35 m de largeur et d'une hauteur de 2,5 m. Elle contient un lit au milieu. Le couloir est d'une longueur de 2,65 m et d'une largeur de 1,2 m. La hauteur du couloir est la même que la hauteur de la chambre. La pièce étudiée est classée comme zone à haute risque (classe 1). Selon l'Association canadienne de normalisation et la norme ASHRAE-170, celle-ci doit être maintenue en pression différentielle négative pour empêcher toute exfiltration de micro-organismes contagieux ou des bactéries multi-résistantes aux antibiotiques émis par un patient malade vers les autres pièces de l'hôpital qui serait susceptible d'infecter d'autres patients, le corps médical ou des visiteurs.

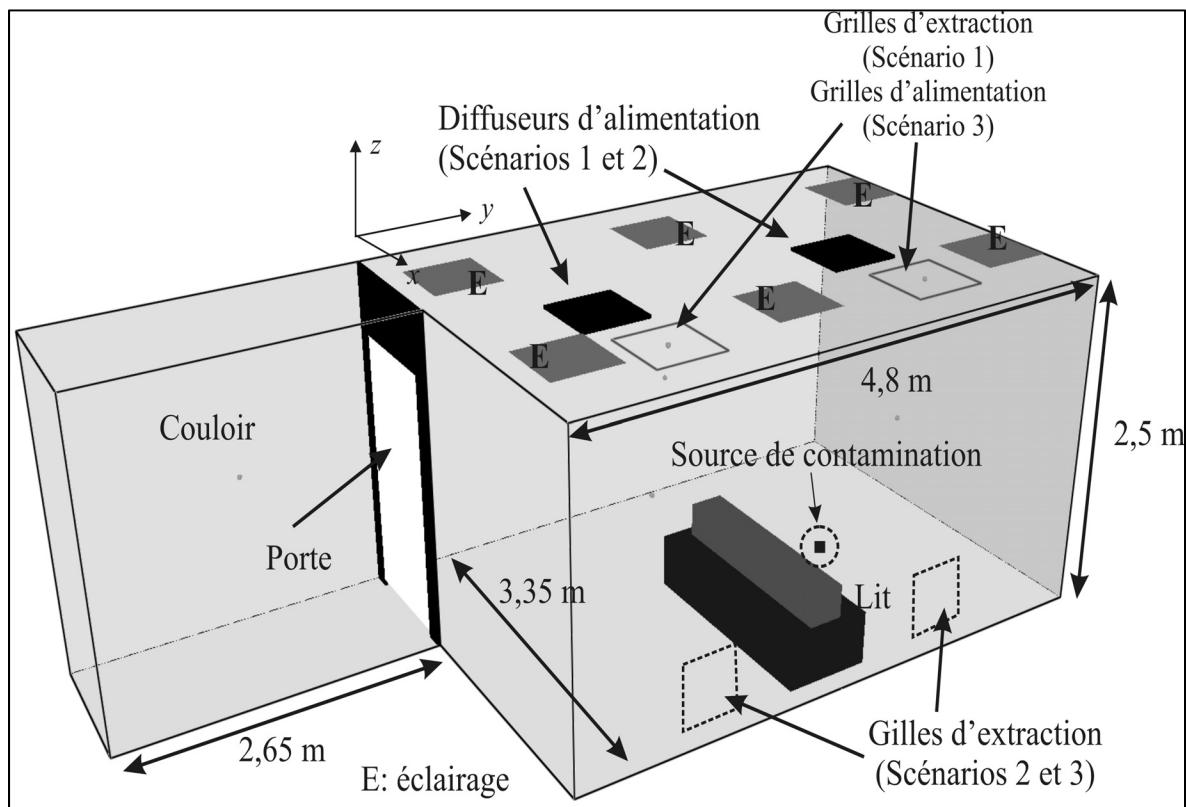


Figure 5.1 Géométrie de la pièce.

5.2 Scénarios de ventilation

Trois scénarios de ventilation sont présentés par les auteurs de l'article. Dans le premier scénario de ventilation, la pièce isolée est alimentée en air frais par deux diffuseurs carré de 0,6 m de coté situées au plafond. L'air est extrait de la pièce par deux grilles carrées mesurant également 0,6 m de côté et situées au plafond. Dans cette stratégie de ventilation, l'objectif est de diluer le plus efficacement possible le contaminant de façon à obtenir une concentration uniforme de SF₆ dans tout le volume de la pièce. Le contaminant est libéré dans la pièce à un débit de 0,31 l/min pour le premier scénario. Numériquement, on impose comme conditions aux frontières que le contaminant est libéré uniformément sur les 6 faces d'un cube de 27 cm³. On obtient ainsi un débit volumique par unité de surface de 0,97×10⁻³ m³/s/m². Cheong et Phua présentent des résultats expérimentaux et numériques pour ce premier scénario qui sera noté « scénario 1 ».

Dans le deuxième scénario de ventilation appelé « scénario 2 », la position des diffuseurs de soufflage est identique au scénario 1. Cependant, l'air est extrait par deux grilles murales situées à 30 cm du plancher près du lit du patient. Dans ce scénario, le SF₆ est libéré à un débit de 0,63 l/min (1,94×10⁻³ m³/s/m²). Cette deuxième stratégie de ventilation vise à créer un écoulement du haut de la pièce vers le plancher. L'objectif est de diriger le plus rapidement possible le contaminant gazeux « rejeté » par le patient vers les grilles d'extraction. Notons que les diffuseurs d'alimentation sont habituellement conçus pour créer un écoulement avec un taux d'induction très élevé. En effet, l'air étant admis dans la pièce possède des composantes de vitesse vertical ($w\neq 0$) et horizontal ($u,v\neq 0$). Numériquement, il est très difficile de simuler précisément la structure de l'écoulement à la sortie d'un diffuseur. Cependant, il est possible d'approximer les conditions d'écoulement en ajoutant une plaque solide juste en dessous de la bouche de soufflage. Dans notre cas, l'air admis dans la pièce possède une seule composante en -z. Tel qu'illustré à la figure 5.2, l'écoulement frappe ensuite la plaque solide et est redirigé dans le plan x-y.

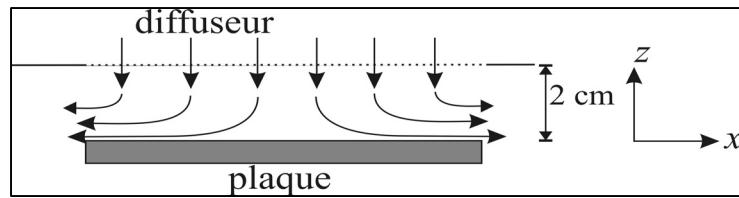


Figure 5.2 Direction de l'écoulement à la sortie des diffuseurs (vue 2D).

La troisième stratégie de ventilation appelé « scénario 3 » est similaire au cas « scénario 2 » exception des diffuseurs d'alimentation qui sont remplacés par des grilles de soufflage localisées au plafond directement au dessus du patient. Contrairement aux diffuseurs, l'air de soufflage se dirige directement vers le plancher. Mentionnons que Cheong et Phua ne présentent que des résultats numériques pour les scénarios 2 et 3. Les résultats numériques de Cheong et Phua ont été obtenus à l'aide d'un code commercial CFD basé sur la résolution numérique des équations de Navier-Stokes en moyenne de Reynolds (RANS). Le modèle de turbulence k- ϵ RNG est utilisé par Cheong et Phua. Ces derniers ne donnent pas plus d'information concernant l'outil utilisé pour faire leur article.

5.3 Simulations numériques

Le schéma numérique utilisé par FDS est le schéma dit «Prédicteur - Correcteur» qui est un schéma explicite. Il est du second ordre dans le temps et l'espace.

Les calculs peuvent être lancés sur un seul ordinateur ou plusieurs. Pour un seul processeur, la commande à exécuté est : `fds5.exe`. Pour des calculs sur plusieurs processeurs, la commande est `fds5_mpi.exe` (NIST, 2010). D'ailleurs, cette option est utilisée pour lancer nos calculs, étant donnée, qu'on a rencontré des cas de simulation de certains scénarios où un seul processeur (Xeon X3210, 2,13 GHz) conduit à un temps de calcul de quelques semaines. Le temps de calcul dépend de la taille du problème ou scénario à simuler. Les conditions aux limites, initiales et le maillage utilisé sont présentées, dans les sections qui suivent.

5.3.1 Les conditions initiales et aux limites

Les conditions aux limites imposées dans le code FDS sont les mêmes que celles imposées dans l'article de Cheong et Phua à savoir :

- le patient est considéré comme un « obstacle » qui émet un flux de chaleur constant de 42 W/m²;
- à l'état initial ($t= 0$ s), les composantes de vitesse de l'écoulement selon les axes x, y et z sont nulles;
- la concentration en SF₆ est supposée nulle dans toute la pièce à $t= 0$ s;
- la source de contaminant est modélisée comme étant un obstacle cubique de 27 cm³ située à 0,90 m par rapport au sol et libérant le gaz traçant uniformément sur les 6 faces du cube à une concentration massique donnée;
- la condition d'adhérence ($u = v = w = 0$) est imposée aux parois solides (murs, objets, etc.);
- six lampes de surface 0,6 m × 0,6 m fixées au plafond assurent l'éclairage. Chaque lampe libère 54 W dans la pièce;
- la température sur chaque mur est fixée à 24°C;
- pour tous les scénarios de ventilation étudiés, le nombre changement d'air par heure est 29,9 ce qui correspond à un débit de soufflage de 1202 m³/h. Ce débit correspond à 0,334 m³/s d'air pour les deux grilles d'entrée;
- Chaque grille de sortie et d'entrée d'air a une surface de 0,6 m × 0,6 m;
- la température de l'air de soufflage est de 18°C;
- le débit d'extraction d'air de la chambre fermée dépend du débit de soufflage, de la pression imposé dans le corridor et des sources de chaleur dans la pièce;
- le local étudié est subdivisé en deux parties (la chambre fermée et le couloir);
- le volume de la chambre fermée et du couloir sont respectivement de l'ordre de 40,20 m³ et 7,95 m³;

- une pression différentielle de 1 Pa est imposée à l'entrée du couloir. Cette pression permet de maintenir la chambre isolée en pression différentielle négative. Bien que la porte qui sépare la pièce isolée du couloir soit parfaitement étanche, une fente de 5 cm de hauteur située sous la porte permet à l'air de se déplacer entre les deux zones;
- aux surfaces où la température est imposée, le transfert de chaleur entre les parois solide et l'air de la pièce est déterminé par les relations 4-16 et 4-17.

Cheong et Phua utilisent la technique des gaz traçants pour déterminer l'efficacité de la ventilation dans la pièce isolée. Le gaz traçant (SF_6) est libéré dans la pièce à un endroit précis situé juste au dessus de la tête du patient. Le gaz traçant est admis dans la pièce à l'extrémité d'un tuyau où une éponge sphérique a été placée. À part cette information, les auteurs donnent peu de détails sur le système utilisé pour libérer le SF_6 . De plus, il n'y a aucune information disponible sur les conditions imposées dans le code numérique au niveau du SF_6 .

Six points de mesures (SP1, SP2, SP3, SP4, SP5 et SP6) permettent l'évaluation de la concentration en SF_6 et de la vitesse de l'écoulement en fonction du temps. Les points SP1 à SP3 sont situés à une hauteur de 1,4 m du plancher. Ces trois points de mesures (SP1, SP2 et SP3) sont à l'intérieur de la chambre autour du lit du patient. Les points SP4 et SP5 sont situés au centre des grilles de sorties d'air. Tel qu'indiqué au tableau 5.1, la localisation de ces deux derniers points varie selon le scénario de ventilation considéré. Finalement, le point SP6 se trouve dans le couloir à une hauteur de 1,4 m. Le tableau 5.1 présente les coordonnées des points de mesures.

Tableau 5.1 Coordonnées des points de mesure

	X(m)	Y(m)	Z(m)
SP1	2,50	3,60	1,40
SP2	0,84	2,40	1,40
SP3	2,50	1,20	1,40
SP4 scénario 1	2,70	3,60	2,50
SP5 scénario 1	2,70	1,20	2,50
SP4 scénario 2	3,37	3,80	0,60
SP5 scénario 2	3,37	1,50	0,60
SP4 scénario 3	3,37	3,80	0,60
SP5 scénario 3	3,37	1,50	0,60
SP6	0,60	-1,32	1,40

5.3.2 Le maillage

Avant de présenter les résultats numériques obtenus pour les trois scénarios de ventilation, cette section présente l'influence du maillage sur les solutions numériques obtenues.

5.3.2.1 Propriétés du maillage utilisé

Dans le but de vérifier l'indépendance de la solution numérique en fonction du type de maillage utilisé, trois types de maillages ont été testés à savoir :

- maillage dense qu'on note maillage D;
- maillage moyennement dense qu'on note maillage N;
- maillage moins dense qu'on note maillage MD.

Le tableau 5.2 présente le nombre de nœuds et le nombre d'éléments structurés associées à chaque maillage.

Tableau 5.2 Propriété des trois maillages

Type de maillage	Nombre de nœuds	Nombre d'élément total
Maillage dense (D)	3218400	3219200
Maillage normal (N)	1327500	1327100
Maillage moins dense (MD)	442500	442500

On remarque que le maillage dense (D) possède 7,3 fois plus de nœuds que le maillage MD et 2,4 fois plus de nœuds que le maillage N.

Les tableaux 5.3 à 5.5 présentent les propriétés des maillages dense (D), normal (N) et moins dense (MD). La pièce étudiée est subdivisée en deux zones. La zone 1 ($V_1 = 40,20 \text{ m}^3$) représente la chambre fermée et la zone 2 ($V_2 = 7,95 \text{ m}^3$) correspond au couloir. Le patient, le lit, le matériel médical et la source de contaminant sont dans la chambre fermée (zone 1).

Le volume $\Delta v_i = \delta X(m) \times \delta Y(m) \times \delta Z(m)$ représente le volume de chaque élément constituant la zone étudiée. Le volume $V = \sum v_i$ est le volume total du local étudié (chambre fermée avec le couloir). Le nombre total d'éléments est simplement $\frac{V}{\Delta v_i}$.

Tableau 5.3 Propriétés du maillage dense (D)

Zone	Nombre de maille	$\delta X(m)$	$\delta Y(m)$	$\delta Z(m)$	Nombre d'élément
Zone 1	2700000	0,0250	0,0240	0,0250	2700000
Zone 2	518400	0,0250	0,0245	0,0250	519180

Tableau 5.4 Propriétés du maillage normal (N)

Zone	Nombre de maille	$\delta X(m)$	$\delta Y(m)$	$\delta Z(m)$	Nombre d'élément
Zone 1	1125000	0,0338	0,0320	0,0333	1124500
Zone 2	202500	0,0338	0,0353	0,0333	202590

Tableau 5.5 Propriétés du maillage moins dense (MD)

Zone	Nombre de maille	$\delta X(m)$	$\delta Y(m)$	$\delta Z(m)$	Nombre d'élément
Zone1	375000	0,0450	0,0480	0,0500	375000
Zone 2	67500	0,0450	0,0530	0,0500	67500

Les résultats obtenus pour ces trois maillages sont présentés au tableau 5.6. Les concentrations (en parties par millions - PPM) du tableau 5.6 représentent les valeurs moyennes obtenues aux points SP1 à SP5 sur un intervalle de 200 s (800 s à 1000 s). Pour la majorité des scénarios simulés le modèle atteint son équilibre vers 600 s, et ce, on a décidé de calculer des moyennes entre 800 s et 1000 s. Mentionnons que les résultats moyennés entre 800 s et 900 s et entre 900 s et 1000 s ne présentent pas de différences significatives. Cependant, les moyennes effectuées pour des intervalles inférieurs à 100 s ne donnent pas des résultats indépendants du temps.

Tableau 5.6 Concentrations en ppm obtenues pour les 3 maillages

	SP1	SP2	SP3	SP4	SP5
[C _{FDS}] Maillage MD	18,7	19,1	18,0	31,9	26,2
[C _{FDS}] Maillage N	20,0	22,5	20,4	34,2	28,6
[C _{FDS}] Maillage D	20,5	21,8	21,3	35,4	27,4

Les trois maillages donnent des résultats très comparables. Cependant, on remarque une légère sous estimation des concentrations simulées pour le maillage moins dense. Les valeurs moyennes de concentration entre 800 s et 1000 s sont 22,9 PPM, 25,1 PPM et 25,3 PPM pour les maillages MD, N et D, respectivement. Les différences entre les maillages N et D n'étant

pas significative. Par contre, le temps de calcul associé au maillage dense est de l'ordre de trois semaines. Le temps de calcul, pour le même fichier FDS avec le maillage N et sous le même équipement informatique, prend une semaine. Cette différence s'explique par le nombre de maille qui est plus élevé dans le cas « Maillage D » mais également par le pas de temps qui diminue avec l'augmentation de la densité de maille.

Tel que mentionné précédemment, les résultats obtenus des maillages D ou N sont comparables. Pour cette raison, on a opté pour le maillage N dans les simulations. Il est préférable, avant d'opter d'une façon définitive pour l'utilisation de maillage N, calculer ce qu'on appelle le GCI (*Grid Convergence Index*).

5.3.2.2 Étude du GCI

Ce paragraphe est consacré à l'étude du GCI (*Grid Convergence Index*) qui est un paramètre utilisé afin d'évaluer l'erreur numérique sur la réponse due à la qualité du maillage dans le domaine étudié. Pour le calcul du GCI, nous avons choisi de le calculer pour les trois points (SP1, SP2 et SP3) qui sont à l'intérieur de la chambre étudiée (voir le tableau 5.1). Nous allons appliquer le GCI au calcul la concentration moyenne de SF₆ pour les trois points cités ci-haut.

Soient ΔV_i est le volume de chaque maille constituant la chambre étudiée, N est le nombre de maille, h représente la taille de la maille et p est l'ordre de convergence apparent.

Les formules permettant le calcul du GCI sont les suivantes:

$$h = \sqrt[3]{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \Delta V_i} \quad (5.1)$$

Dans ce calcul, comme les points choisis sont dans la zone 1, le volume total de cette zone est de $40,5 \text{ m}^3$. Pour le calcul de h , on aura besoin des données indiquées dans le tableau ci-dessous :

Tableau 5.7 Les valeurs de ΔV_i et N pour chaque maillage

Paramètres	Maillage MD	Maillage N	Maillage D
$\Delta V_i(\text{m}^3)$	$0,108 \times 10^{-3}$	$0,360 \times 10^{-4}$	$0,150 \times 10^{-4}$
N	375000	1125000	2700000

Dans les équations qui suivent, les indices 1, 2 et 3 font références aux maillages D, N et MD respectivement.

$$r_{21} = \frac{h_2}{h_1}; r_{32} = \frac{h_3}{h_2} \text{ avec } h_1 < h_2 < h_3 \quad (5.2)$$

$$p = \frac{1}{\ln(r_{21})} \left| \ln \frac{\varepsilon_{32}}{\varepsilon_{21}} \right| + q(p) \quad (5.3)$$

Tel que :

$$\varepsilon_{32} = [C]_3 - [C]_2 \text{ et } \varepsilon_{21} = [C]_2 - [C]_1 \quad (5.4)$$

$$q(p) = \ln((r_{21}^p - s)/(r_{32}^p - s)) \quad (5.5)$$

On a :

$$s = 1 \cdot \operatorname{sgn}(\varepsilon_{32}/\varepsilon_{21}) \quad (5.6)$$

$$e_a^{21} = |([C]_1 - [C]_2)/[C]_1| \quad (5.7)$$

où e_a^{21} est l'erreur relative approximative.

On détermine alors le *CGI* du maillage fin :

$$GCI_{fine}^{21} = \frac{1.25 e_a^{21}}{r_{21}^p - 1} \quad (5.8)$$

Les résultats obtenus pour le calcul du GCI sont portés dans le tableau 5.8. Les concentrations $[C_1]$, $[C_2]$ et $[C_3]$ sont en ppm. Les valeurs du GCI sont exprimées en %.

Tableau 5.8 Valeur de GCI pour les trois maillages

	Maillage MD [C ₃]	Maillage N [C ₂]	Maillage D [C ₁]	GCI %
$[C_{FDS}]_{SP1}$	18,70	20,00	20,50	0,14
$[C_{FDS}]_{SP2}$	19,10	22,50	21,80	0,18
$[C_{FDS}]_{SP3}$	18,00	20,40	21,30	0,24

Pour le point SP1, on a une valeur de GCI de l'ordre de 0,14%. Au point de mesure SP2, on obtient une valeur de 0,18% et 0,24% comme valeur de GCI à SP3. La variation de 0,14% à 0,24% de GCI est très faible, d'où on peut affirmer que la solution numérique obtenue est indépendante de maillage utilisé. Le calcul de GCI est fait entre maillage D et N. Le facteur temps joue un rôle primordial dans les simulations numériques. On a constaté une différence énorme, en terme de temps, entre maillage D et maillage N. Un scénario de simulation (0 à 1000 s) fait avec le maillage D prend trois semaines pour avoir des résultats, or les simulations du même scenario fait à partir du maillage N exigent moins d'une semaine. On remarque dans le tableau 5.6, qu'il n'y avait pas une différence significative entre les résultats obtenus en utilisant le maillage D ou le maillage N. Par conséquent, on a opté pour l'utilisation du maillage N pour cette étude.

5.3.2.3 Exemple de maillage

La figure 5.3 présente le maillage N selon les plans x-y, x-z et y-z. Ce maillage est subdivisé en deux parties soit un maillage pour la chambre fermée qui est la salle d'opération (salle à haut risque) et un maillage pour le corridor (zone 2).

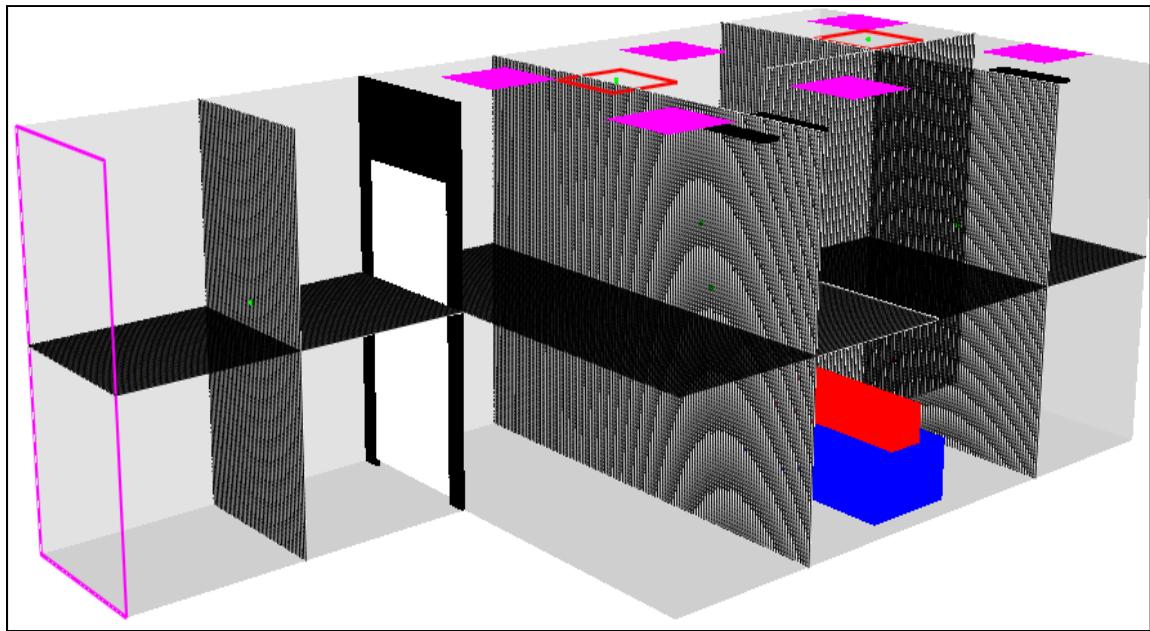


Figure 5.3 Exemple de maillage utilisé (Maillage N)

5.4 Résultats

5.4.1 Résultats bruts

Le logiciel FDS offre la possibilité d'avoir accès à plusieurs fichiers de résultats. L'usager doit spécifier au démarrage des calculs le type de résultats à sauvegarder. Toutefois, les données à chaque pas de temps du logiciel FDS doivent être traitées. Dans cette étude, le traitement des résultats bruts est fait de la façon suivante pour tous les scénarios simulés :

- à la fin de chaque simulation, on importe les composantes de vitesses, les températures et les concentrations massique de contaminant pour chaque pas de temps dans un fichier Excel;
- on fait la séparation des colonnes;
- les moyennes temporelles sont obtenues à partir du temps où les données fluctuent autour d'une valeur constante;
- on fait les moyennes pour chaque point de mesure;

- on détermine les écarts types pour chaque point (SP1 à SP6) et pour chaque variable (vitesse, température, concentration);
- on présente les résultats d'une façon claire pour les comparer avec la littérature.

On exploite aussi des images statiques et animations issues de logiciel Smokeview pour une série de variables (vitesse, température, concentrations massiques et autres).

5.4.2 Premier scénario de ventilation

Tel que mentionné auparavant, les deux logiciels, FDS et Smokeview, permettent l'exploitation d'une importante quantité d'information à la fin de chaque simulation. Dans cette étude, notre attention est portée aux concentrations moyennes de SF₆ dans la chambre fermée et la distribution spatiale et temporelle de la concentration de SF₆. La vitesse de l'écoulement et la température font également parties des résultats retenus. La visualisation des résultats est faite sous le logiciel Smokeview. Ce logiciel donne la possibilité de faire un suivi d'un paramètre (température, vitesse, concentration de SF₆, etc.) dans le temps et dans l'espace.

L'évolution temporelle de la concentration de SF₆ aux points SP1, SP2 et SP3 est présentée à la figure 5.4. Les concentrations, exprimées en ppm, semblent osciller autour d'une valeur moyenne stable vers 600 s. Cependant, on observe des variations plus importantes au point de mesure SP2 (pour $t > 600$ s). Ce point est situé au pied du lit du patient et à mi chemin entre les bouches de soufflage. Directement au dessus du point SP2, les jets d'air provenant des bouches de soufflage entrent en collision ce qui perturbe fortement l'écoulement.

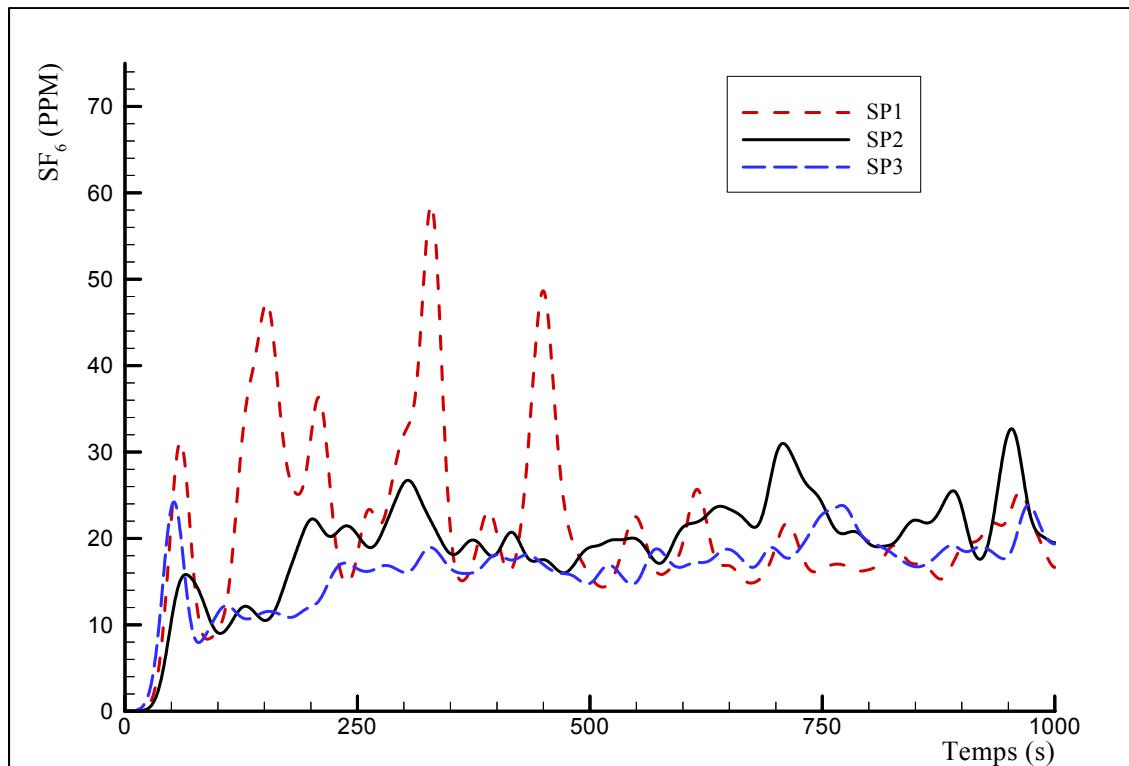


Figure 5.4 SF₆ en fonction du temps pour les points SP1, SP2 et SP3 (scénario 1).

Les résultats du scénario 1 sont présentés dans les tableaux 5.9 et 5.10. Pour chaque point de mesure, on compare les concentrations simulées par FDS (exprimée en parties par million) à celles simulées et mesurée par les auteurs de l'article. Dans le tableau 5.9, les concentrations [C_{FDS}], [C_{num}] et [C_{exp}] sont respectivement les concentrations obtenues par FDS et les concentrations obtenues numériquement et mesurées par les auteurs de l'article. Comme le montre la figure 5.4, le modèle FDS atteint son état d'équilibre relatif à partir de 600 s. Les concentrations simulées par FDS ont été obtenus en effectuant une moyenne des concentrations à chaque pas de temps sur un intervalle de 200 s (800 s à 1000 s).

Tableau 5.9 Concentrations de SF₆ (ppm) simulées par FDS et par Cheong et Phua et concentrations mesurées

	SP1	SP2	SP3	SP4	SP5
[C _{FDS}]	20,0	22,5	20,4	34,2	28,6
Cheong et al. [C _{num}]	27,0	26,5	27,5	31,4	31,4
Cheong et al. [C _{exp}]	28,9 ± 0,7	28,0 ± 0,5	28,2 ± 0,6	33,4 ± 1,7	32,9 ± 0,9
Écart 1 (%)	31	20	28	2	19
Écart 2 (%)	26	15	26	9	13

L'écart 1 exprimé en pourcentage est donné par $|([C_{FDS}]-[C_{exp}]) / [C_{exp}]|$ pour les concentrations et par $|(V_{FDS}-V_{exp}) / V_{exp}|$ pour les vitesses. L'écart 2 représente l'écart entre les résultats de FDS et ceux obtenus par Cheong et Phua utilisant un code Navier-Stokes en moyenne de Reynolds. L'écart 2 est également exprimé en pourcentage et est donné par $|([C_{FDS}]-[C_{num}]) / [C_{num}]|$ pour les concentrations et $|(V_{FDS} - V_{num}) / V_{num}|$ pour les vitesses d'écoulement.

Les concentrations obtenues aux points SP1, SP2, SP3 et SP5 par le code LES sont inférieures aux résultats numériques et expérimentaux de Cheong et al. Ces faibles concentrations peuvent, en partie, s'expliquer par l'infiltration d'air sous la porte. Bien que Cheong et al. ne précisent pas le débit d'infiltration ni la différence de pression entre le corridor et la pièce fermée, l'AIA recommande que pour une salle d'opération maintenue en pression différentielle négative que le débit d'air aux bouches d'extraction soit 10% plus élevé que le débit d'air admis. Dans notre cas, ce débit est 14% plus élevé que le débit de soufflage. Le débit d'infiltration étant légèrement plus élevé à ce qui est recommandé, la dilution du contaminant gazeux aura tendance à se faire plus efficacement ce qui conduira à une concentration moyenne de SF₆ dans la pièce inférieure à celle obtenue à un débit d'infiltration plus faible.

Le tableau 5.10 présentent les modules de vitesses d'écoulement simulées et mesurées exprimées en m/s. Dans ce tableau, V_{FDS} représente la vitesse moyenne simulée par FDS sur

un intervalle de 200 s (800s à 1000 s). Par contre, V_{num} est la vitesse obtenue numériquement par les auteurs de l'article et V_{exp} est la vitesse mesurée dans la pièce. Au niveau des vitesses d'écoulement, on observe une excellente corrélation entre ce qui est simulé par les deux méthodes et ce qui est mesuré. Les écarts, exprimés en pourcentage, semblent élevés mais exprimée en cm/s, ils sont inférieurs à 5 cm/s ce qui n'est pas significatif.

Tableau 5.10 Vitesses simulées par FDS et par Cheong et Phua et vitesses mesurées

	SP1	SP2	SP3
$V_{\text{FDS}} (\text{m/s})$	0,15	0,15	0,12
$V_{\text{num}}(\text{m/s})$	0,15	0,20	0,15
$V_{\text{exp}}(\text{m/s})$	$0,14 \pm 0,1$	$0,18 \pm 0,2$	$0,16 \pm 0,2$
$ \text{Écart 1 } (\%) $	7	17	25
$ \text{Écart 2 } (\%) $	0	25	20

La figure 5.5 présente la variation, dans le plan x-y, de la concentration massique du gaz traçant. Ces résultats ont été moyennés sur une période de 10 s (890 s à 900 s). On remarque que la concentration est plus élevée dans la partie supérieure de la pièce. La région située près de la tête du patient présente des concentrations très élevées (>100 ppm). Dans ce scénario de ventilation, l'objectif est de créer des conditions de mélange idéal. Or, on observe des variations significatives de la fraction massique du SF₆. Le personnel hospitalier se tenant autour du lit du patient est exposé à des concentrations de l'ordre de 20 ppm.

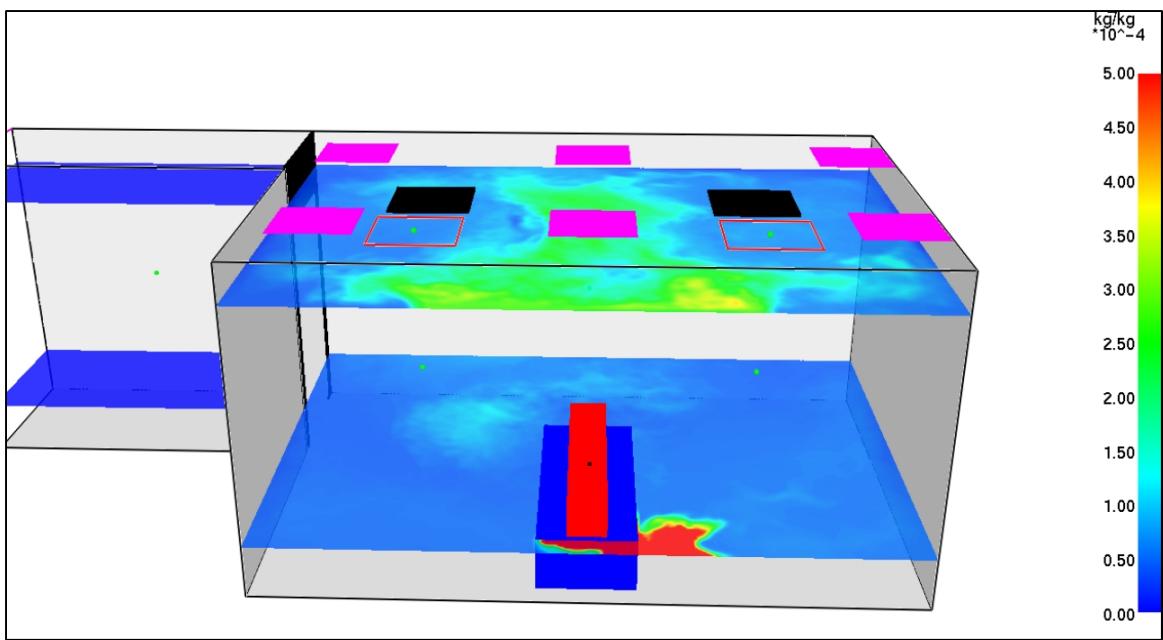


Figure 5.5 Concentration de SF₆ dans la chambre fermée aux plans z=0,4 m et z=2,2 m (Scénario 1).

La figure 5.6 montre la variation de vitesse de l'écoulement dans les plans y=1,5 m et y=3,0 m. Ces résultats sont moyennés sur 10 secondes de 890 s à 900 s. On remarque l'influence de l'infiltration d'air sous la porte où la vitesse atteint 70 cm/s. Cette vitesse est nettement supérieure aux recommandations de la norme Ashrae-55 qui exigent une vitesse inférieure à 25 cm/s dans la zone occupée. Des vitesses importantes sont également observées près des bouches de soufflage. Cependant, cette région est située au dessus de la zone occupée. Si on fait exception de ces régions spécifiques, les vitesses sont comprises entre 10 cm/s et 25 cm/s, en accord avec l'Ashrae-55.

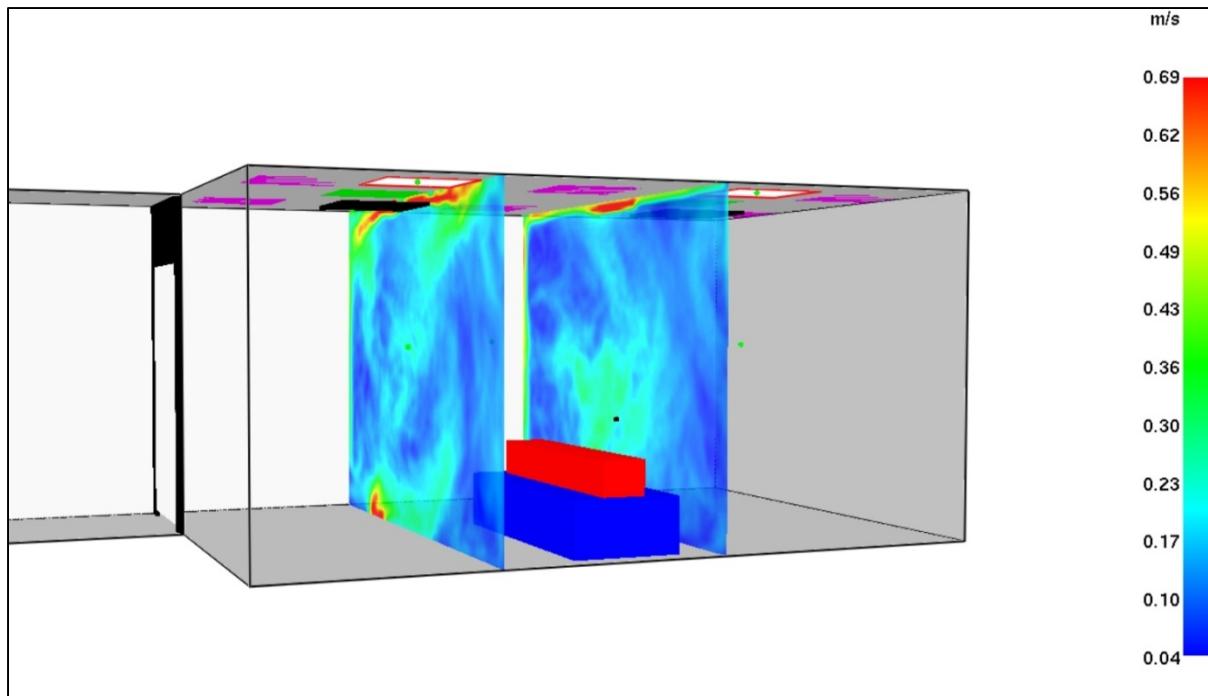


Figure 5.6 Profils de vitesse dans la pièce fermée aux plans $y=1,5$ m et $y=3,0$ m (Scénario 1).

5.4.3 Scénarios 2 et 3

Les résultats obtenus au niveau des concentrations pour les scénarios 2 et 3 sont présentés dans les tableaux suivants.

Tableau 5.11 Concentration de SF₆ (ppm) obtenues pour le scénario 2

	SP1	SP2	SP3
C _{FDS}	32,0	28,4	27,3
Cheong et al. [C _{2-num}]	29,0	34,5	30,5
Écart (%)	10	18	11

Tableau 5.12 Concentrations de SF₆ (ppm) obtenues pour le scénario 3

	SP1	SP2	SP3
C _{FDS}	~0	21,2	~0
Cheong et al. [C _{2-num}]	29,0	28,0	29,0
Écart (%)	100	24	100

Bien que FDS prédit une concentration légèrement plus faible que le code numérique utilisé par de Cheong et Phua, les résultats obtenus pour le scénario 2 se comparent avantageusement à ceux de l'article. Par contre, des écarts considérables sont observés pour le scénario 3. Dans ce scénario, la pièce est alimentée en air frais par deux grilles de soufflage situées au plafond. Ces grilles dirigent l'air directement au plancher. Les points SP1 et SP3 étant directement situés sous les grilles de soufflage, la concentration de SF₆ y est très faible (<1 PPM). L'influence de l'écoulement d'air frais descendant est clairement visible à la figure 5.8. Dans ce contexte, il est étonnant de constater que Cheong et al. obtiennent une concentration de 29,0 PPM à ces points. La seule explication possible est reliée à la position des grilles de soufflage. Bien qu'un schéma de la pièce dans l'article de Cheong et Phua semblent indiquer que les grilles de soufflage sont situées directement sous les points SP1 et SP3, on retrouve dans l'article aucune information sur les positions exactes de ces grilles. De plus, Cheong et Phua ne donne pas la température de l'air admis dans la pièce. Si la température de l'air de soufflage est élevée, la poussée d'Archimède aura tendance à diminuer de façon significative la portée du jet. L'influence de la température de soufflage a été vérifiée en augmentant de 2 °C la température de l'air admis dans la pièce. Les concentrations obtenues aux points SP1 et SP3 sont demeurées négligeables. Des températures beaucoup plus élevées seraient nécessaires pour réduire la portée des jets à quelques dizaines de cm.

La figure 5.7 présente les profils de vitesses obtenus numériquement pour le scénario 2 aux plans x=0,6 m et x=2,6 m. Ces profils sont obtenus en faisant la moyenne sur 10 secondes de 890 s à 900 s.

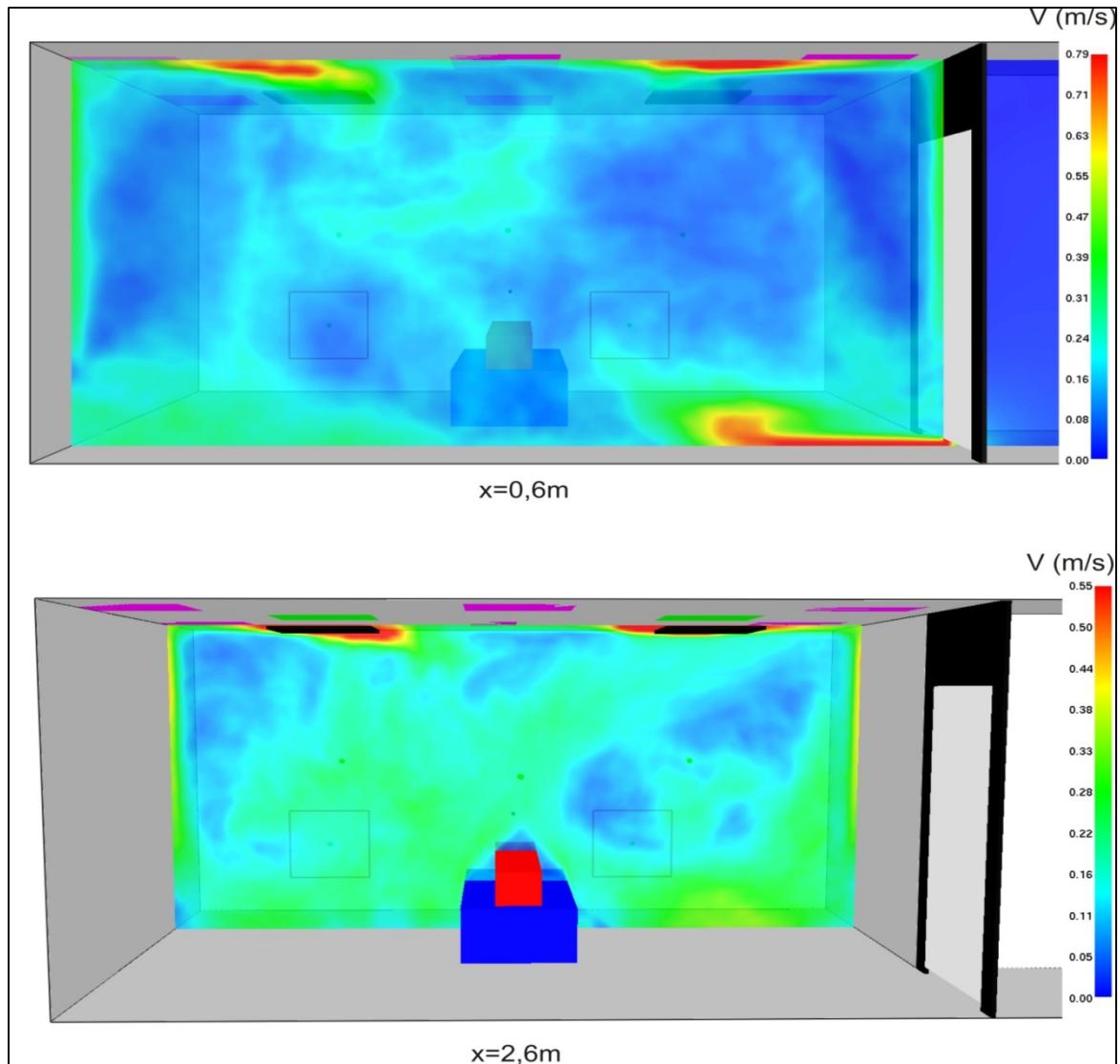


Figure 5.7 Vitesses (m/s) aux plans $x=0,6\text{ m}$ et $x=2,6\text{ m}$
(Scénario 2).

La vitesse de l'écoulement atteint une valeur de 0,05 m/s dans presque toute la pièce, sauf, au niveau du plancher où la vitesse atteint une valeur de 0,8 m/s. Au niveau des diffuseurs, la vitesse est de l'ordre de 0,6 m/s. On constate que le jet d'air provenant du couloir s'estompe avant d'atteindre l'autre extrémité de la pièce. Ce jet d'air se diffuse dans la direction verticale ce qui contribue à diluer le contaminant gazeux dans la pièce isolée.

La figure 5.8 présente la variation de la concentration du contaminant gazeux (SF_6) dans le plan $x-y$ à des hauteurs respectives de 0,4 m et 1,8 m et en faisant la moyenne de 800 s à 900 s chaque 10 secondes. Sur cette figure, la concentration du contaminant varie entre 0,0 kg de SF_6/kg d'air (zones bleus) et 5×10^{-4} kg de SF_6/kg d'air ou 100 ppm (zones rouges). L'influence des grilles de soufflage sur les concentrations est clairement visible. Tel que mentionné précédemment cette figure peut expliquer les résultats du tableau 5.5. On observe des variations importantes de la concentration dans la région située au dessus du lit du patient. Un léger changement dans la position des grilles de soufflage est susceptible d'avoir un impact important sur les concentrations simulées aux points SP1 et SP3. Le point SP2, étant située au pied du lit du patient, est dans une zone où les variations de concentration sont moins importantes.

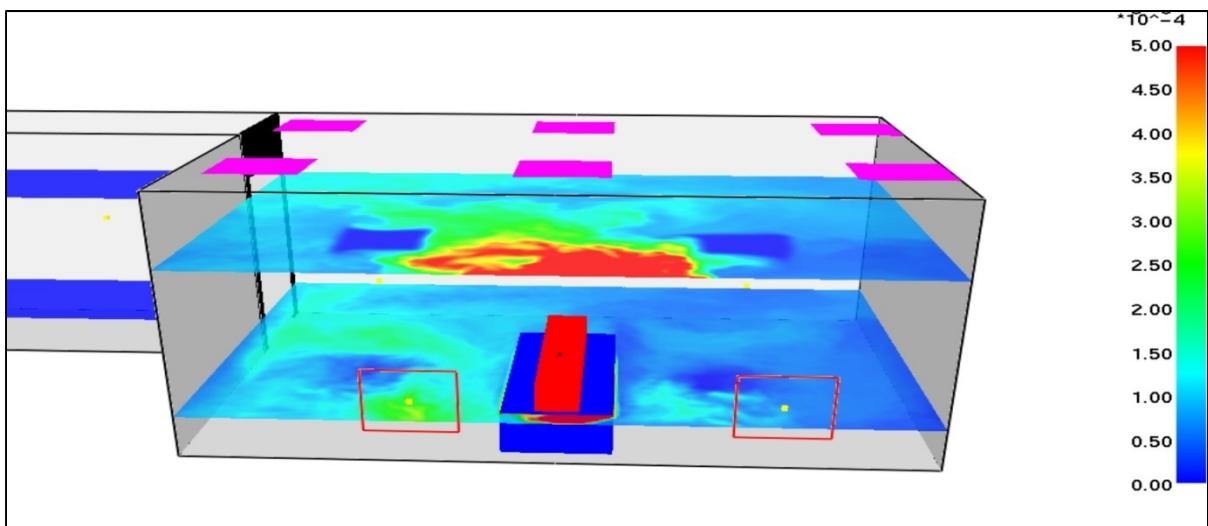


Figure 5.8 Concentration de SF_6 aux plans $z = 0,4$ m et $z = 1,8$ m (Scénario 3).

5.4.4 Indice d'élimination des polluants

Pour la comparaison de l'efficacité des trois stratégies de ventilation, l'indice d'élimination des polluants (Pollutant Removal Efficiency) qu'on note PRE sera utilisé. Ce dernier est calculé de la façon suivante :

$$PRE = \frac{\text{Concentration moyenne de SF6 dans la grille d'extraction d'air}}{\text{Concentration moyenne de SF6 à un point } (x,y,z)} \quad (5.1)$$

Dans le cas où une pièce possède plus d'une grille d'extraction, le PRE est calculé simplement en effectuant la moyenne des concentrations obtenues aux différentes grilles d'extraction.

Comme l'âge de l'air, l'indice PRE permet de quantifier l'efficacité d'un système de ventilation pour éliminer les polluants dans un local. Il dépend de plusieurs facteurs tels que l'emplacement de la source de polluant, le débit de soufflage, la stratégie de ventilation, la présence de source de chaleur, etc.

Si le *PRE* est supérieure à 1 dans un scénario de ventilation particulier, alors, cette stratégie élimine efficacement les polluants et représente une bonne solution de ventilation. En revanche, si le *PRE* < 1, il y a accumulation de contaminant dans la pièce qui peut-être dû par exemple, à l'existence des zones de recirculation où les contaminants s'accumulent. Les résultats obtenus au niveau du PRE pour les scénarios 2 et 3 sont présentés dans les tableaux suivants.

Tableau 5.13 Valeurs de PRE pour le scénario 2

Points de mesure	PRE _{FDS 2}	PRE _{Cheong et al.}
SP1	1,0	1,08
SP2	1,13	0,91
SP3	1,17	1,03

Tableau 5.14 Valeurs de PRE pour le scénario 3

Points de mesure	PRE _{FDS3}	PRE _{Cheong et al}
SP1	∞	1,08
SP2	1,22	1,12
SP3	∞	1,08

Pour le scénario 2, on obtient des valeurs de *PRE* supérieur à 1 pour les trois points (SP1, SP2 et SP3) de mesure. Ces résultats sont comparables avec les résultats de l'article sauf pour le point SP2 où les auteurs ont obtenu un *PRE* inférieure à 1.

Pour le scénario 3, les auteurs ont obtenus des valeurs de *PRE* supérieurs à 1. Les résultats de simulation de FDS donnent des résultats complètement différents de ceux des auteurs de l'article pour les deux points SP1 et SP3. L'explication de cette divergence au niveau des résultats est expliquée dans les sections précédentes (section 5.4.3).

5.5 Conclusions

Globalement, les résultats obtenus du code LES se comparent aux mesures expérimentales de Cheong et Phua. Pour le scénario 1, les écarts les plus significatifs sont situés aux point SP1, SP2 et SP3 tous situés près du patient (près de la source de contamination). Les écarts peuvent en partie s'expliquer par le manque d'information sur des éléments importants ce qui nous a forcé à faire quelques hypothèses. La position exacte des grilles de soufflage et la température de l'air soufflé ne sont pas mentionnées dans l'article. De plus, les auteurs de l'article mentionnent que la pièce est maintenue en pression différentielle négative par rapport au corridor mais le débit d'air d'infiltration dans la pièce est inconnu. Dans les simulations effectuées avec FDS, le débit d'air sous la porte correspond à 14% du débit total d'air soufflé. Les coordonnées des points de mesure SP1 à SP6 ne sont pas données dans l'article, seul la hauteur est connue précisément (1,4 m).

Cheong et Phua mentionnent que le contaminant est injecté dans la pièce via l'extrémité d'un tuyau autour duquel on a placé une éponge sphérique de façon à ce que le gaz soit libéré uniformément à la surface de l'éponge. Ces conditions frontières pour le SF₆ diffèrent des conditions imposées dans FDS où le contaminant est libéré sur les faces d'un cube de 3 cm de côté.

À partir des résultats obtenus pour l'indice PRE, présenté dans les tableaux 5.13 et 5.14, il est clair que le scénario 3 ne doit pas être retenu. Ce scénario conduit à des variations de concentration importantes et le gaz traçant semble s'accumuler autour du lit du patient et à une hauteur correspondant à la zone de respiration du personnel hospitalier se tenant debout.

CHAPITRE 6

ÉTUDE DES STRATÉGIES DE VENTILATION DANS L'UNITÉ DE BRONCHOSCOPIE

Ce chapitre est consacré à l'étude de l'efficacité de la ventilation dans l'unité de bronchoscopie. Pour une telle étude, il est nécessaire d'étudier les différentes stratégies de ventilation possibles et de calculer certains indices d'efficacité d'un système de ventilation telles que :

- l'âge de l'air;
- l'indice de qualité de l'air intérieur.

Le chapitre débute par une description de l'unité de bronchoscopie et les conditions aux frontières imposées pour chaque scénario de ventilation. Par la suite, les résultats numériques obtenus seront présentés et discutés pour chaque cas. Finalement, le chapitre se termine par la présentation des indices d'efficacité de la ventilation et une étude sur l'indépendance du maillage.

6.1 Description de l'unité de bronchoscopie

Tel que mentionné au chapitre 4, l'unité de bronchoscopie à l'étude a un volume de 60 mètres cube (m^3) et une surface de $17,64\ m^2$ ($4,20\ m \times 4,20\ m$). Les annexes I et II présentent quelques photos prises dans l'unité de bronchoscopie. La figure 6.1 présente le modèle de l'unité simulé par FDS.

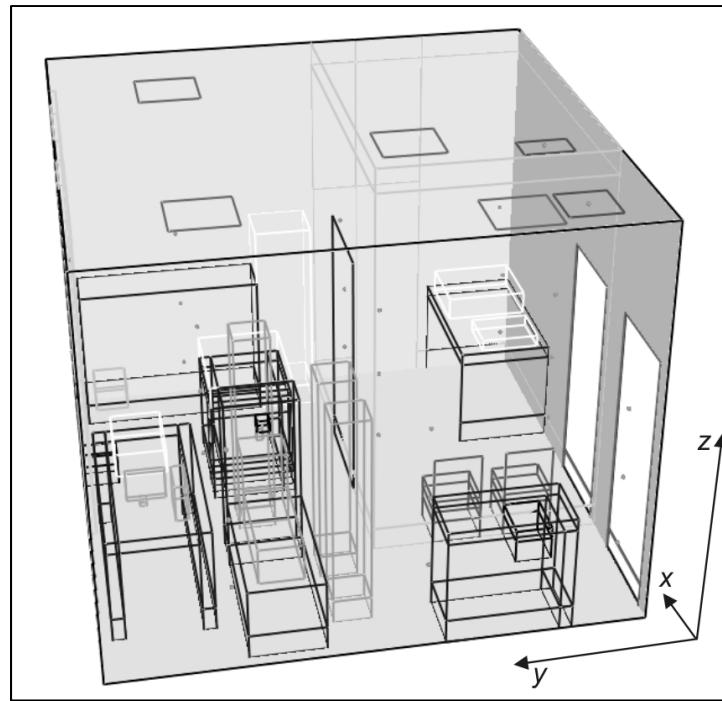


Figure 6.1 Unité de bronchoscopie.

6.2 Les conditions initiales et aux limites

Trois scénarios de ventilation seront présentés dans ce chapitre. Ces scénarios seront présentés dans la section suivante. Pour tous les scénarios étudiés, les conditions suivantes ont été imposées :

- à l'état initial ($t= 0$ s), la température dans la pièce est fixée à 18°C et les composantes de vitesse de l'écoulement selon les axes x, y et z sont nulles dans tout le domaine de calcul;
- la concentration en SF_6 est supposée nulle à $t= 0$ s (sauf pour les simulations servant à déterminer l'âge de l'air où la concentration massique de SF_6 est fixée initialement à $0,01 \text{ kg/kg}$) ;
- la source de contamination (SF_6) est modélisée par une surface de 6 cm^2 libérant un débit massique par unité de surface de $0,17 \text{ kg/s/m}^2$ (6 l/min). Ce débit correspond au débit

d'air moyen expiré par une personne adulte. Le contaminant est émis sur la surface supérieure du cube;

- une pression différentielle de 1 Pa est imposée au niveau des portes extérieures. Ceci permet de conserver la pièce en pression différentielle négative;
- le débit de soufflage est fixé à 12 changements d'air par heure ce qui correspond à 0,20 m³/s d'air admis par les grilles de soufflage. Ce débit est conforme aux recommandations de l'ASHRAE-170;
- la température de l'air et la concentration de SF₆ aux bouches de soufflage sont de 18 °C et 0 kg/kg respectivement;
- la condition d'adhérence ($u = v = w = 0$) est imposée aux parois solides (murs, objets, etc.);
- chaque occupant (1 patient et 2 membres du personnel hospitalier) libère un flux de chaleur de 42 W/m²;
- un ordinateur présent dans l'unité libère un flux de chaleur équivalent à 70 W/m²;
- le transfert de chaleur aux murs, plafond et plancher de la pièce est supposé négligeable (paroi adiabatique);
- les échanges thermiques par rayonnement sont négligeables.

La figure suivante montre la position des points de mesure pour lesquelles les concentrations massiques du SF₆ sont sauvegardées à chaque pas de temps. De façon à bien visualiser les positions de ces points, les obstacles et les murs intérieurs ont été rendus invisibles. Chaque point est distribué selon trois plans horizontaux à des hauteurs respectives de 0,6, 1,2 et 1,8 m. Les coordonnées cartésiennes de chacun de ces points sont présentées à l'Annexe IV. Mentionnons que les points non identifiés sur la figure 6.2 sont situés au centre de chaque grille d'extraction.

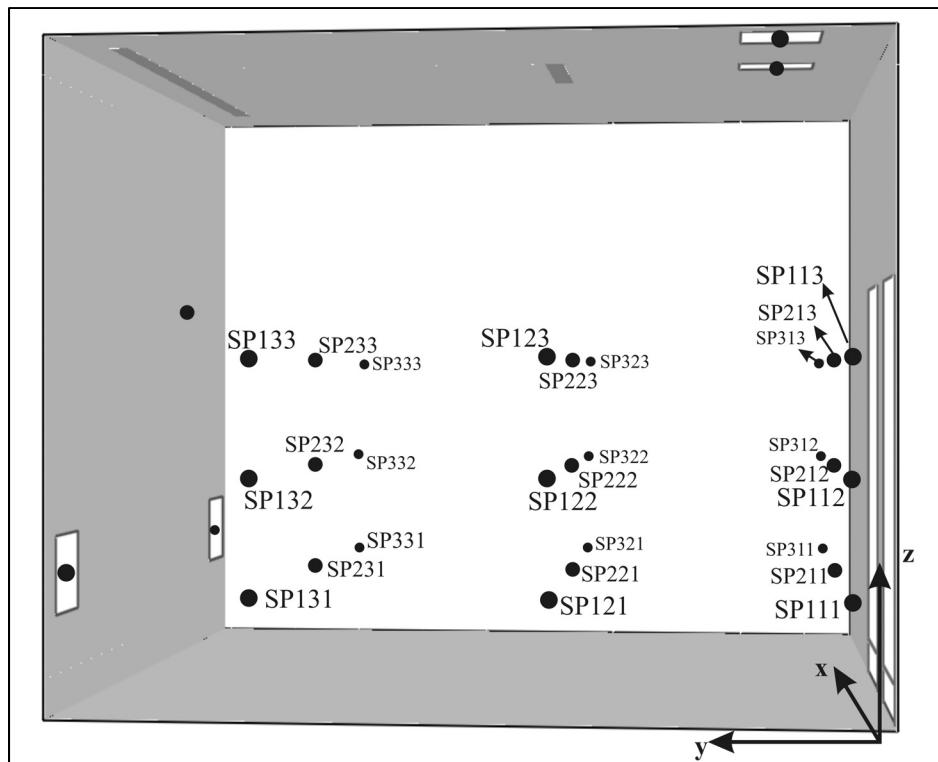


Figure 6.2 Distribution des points de mesures dans la pièce.

6.3 Stratégies de ventilation

6.3.1 Description

L'unité de bronchoscopie est actuellement ventilée selon le principe de dilution. Selon cette stratégie de ventilation, l'air est soufflé par deux diffuseurs à fentes situés au plafond pour être ensuite extrait de la pièce par deux grilles situées également au plafond. Le premier diffuseur à fentes a une longueur de 0,8 m et une largeur de 10 cm. Le second diffuseur à fentes possède une longueur de 2,1 m et une largeur identique au premier. L'air à la sortie de ces diffuseurs de soufflage est dirigé directement vers le plancher ($u = v = 0$ m/s). Des discussions avec le personnel hospitalier nous ont permis de constater qu'aucune mesure de pression différentielle n'est effectuée sur une base journalière. Cependant, un léger mouvement d'air sous les portes nous permet de conclure qu'il y a effectivement une pression différentielle négative dans l'unité de bronchoscopie. L'encombrement dans l'unité

de bronchoscopie soulève quelques doutes sur l'efficacité du système de ventilation actuel. Récemment, un ventilateur d'extraction situé sur le mur extérieur a été installé. Ce ventilateur contribue au maintien de la pression négative différentielle entre l'unité et les couloirs adjacents. Doté d'un interrupteur indépendant, il est possible d'effectuer des interventions chirurgicales dans la pièce en utilisant ou non ce ventilateur. Cependant, l'emplacement du ventilateur soulève également quelques doutes sur son efficacité réelle. En effet, ce dernier est situé tout près d'un diffuseur de soufflage. Il est probable qu'une partie de l'air soufflé dans la pièce soit évacuée directement vers l'extérieur sans diluer au préalable les contaminants.

Les scénarios de ventilation décrits ci-haut seront modélisés avec FDS et seront notés «Cas réel 1» et «Cas réel 2». La différence entre ces deux cas se situe uniquement au niveau du ventilateur mural d'extraction. Étant donné, que l'emplacement des grilles de soufflage et d'extraction joue habituellement un rôle primordial dans l'efficacité des stratégies de ventilation, un troisième scénario a été simulé. Dans ce dernier scénario, appelé «Cas 3», les mêmes paramètres que le cas réel 1 ont été conservés, et deux grilles d'extraction sur le mur gauche ont été ajoutées comme le montre la figure 6.3b. Ce scénario est basé sur un guide de prévention de la tuberculose publié par le CDC qui recommande un soufflage de l'air au plafond et une extraction de l'air «vicié» au plancher de façon à créer un écoulement descendant. Mentionnons que tous les obstacles, les équipements médicaux et autres paramètres restent les mêmes dans les trois scénarios.

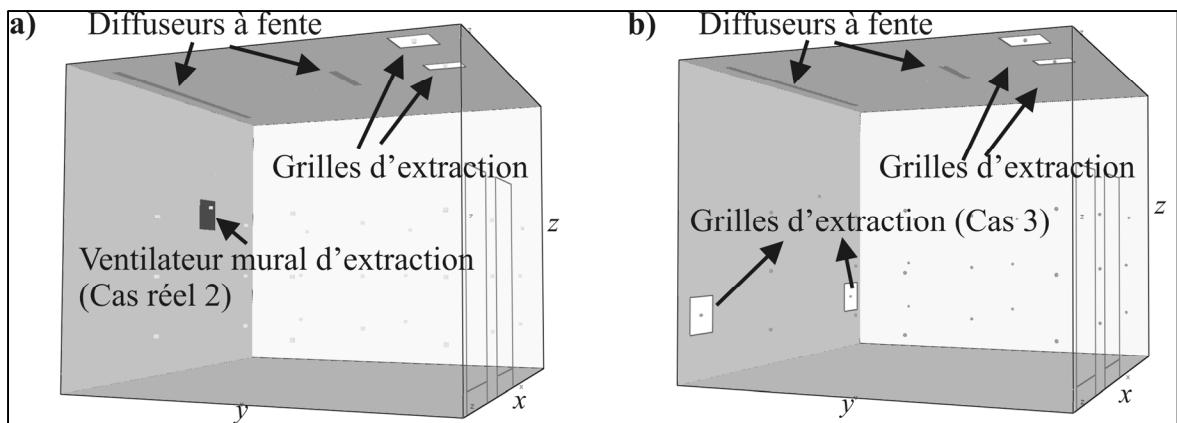


Figure 6.3 Scénarios de ventilation étudiés.

Le tableau ci-dessous présente les coordonnées des diffuseurs de soufflage à fentes et des grilles d'extraction pour les scénarios de ventilation simulés.

Tableau 6.1 Coordonnées des grilles d'extraction et soufflage de l'air

	X _{min} (m)	X _{max} (m)	Y _{min} (m)	Y _{max} (m)	Z _{min} (m)	Z _{max} (m)
Grille d'extraction 1	1,35	1,60	0,35	0,75	3,40	3,40
Grille d'extraction 2	0,20	0,60	0,35	0,75	3,40	3,40
Grille d'extraction 3 «Cas 3» seulement	0,20	0,60	4,20	4,20	0,50	0,90
Grille d'extraction 4 «Cas 3» seulement	3,70	4,10	4,20	4,20	0,50	0,90
Diffuseur de soufflage 1	1,30	2,10	1,70	1,80	3,40	3,40
Diffuseur de soufflage 2	0,50	3,60	3,90	4,00	3,40	3,40
Ventilateur mural «Cas réel 2» seulement	2,70	3,10	4,20	4,20	1,80	2,40

6.3.2 Résultats obtenus

6.3.2.1 Concentration de SF₆

Étant donné le temps de calcul considérable nécessaire pour effectuer chaque simulation (7 à 8 jours), celles-ci ont été limitées à un temps final de 800 s (13 min 20 s). Ce temps est suffisamment long pour permettre aux variables dépendantes de se stabiliser autour d'une valeur moyenne stable. La figure 6.4 présente la concentration massique moyenne, obtenue numériquement par le code FDS, de SF₆ en kg/ kg en fonction de temps en seconde pour les trois niveaux soit z= 0,60m, 1,20 m et 1,80 m respectivement. En faisant référence à la figure 6.2, cette concentration massique moyenne pour chaque pas de temps à z=0,6m est donnée par la relation suivante :

$$[SF_6]_{moy} = \frac{1}{9} \sum_{i=1}^3 \sum_{j=1}^3 [SP_{ij}] \quad (6.1)$$

Où $[SP_{ij}]$ représente la concentration de SF₆ au point SP_{ij} au temps t ($0 \leq t \leq 800$ s). Les concentrations moyennes à z=1,2m et z=1,8 m s'obtiennent de la relation 6.1 en remplaçant l'indice 1 par 2 et 3 respectivement.

Nous constatons que les concentrations se stabilisent pour les trois niveaux à partir de 400 s, sauf, un pic à 700 s pour une hauteur de 0,60 m. On remarque qu'il n'y a pas une grande différence, de concentration moyenne de SF₆ pour les trois niveaux.

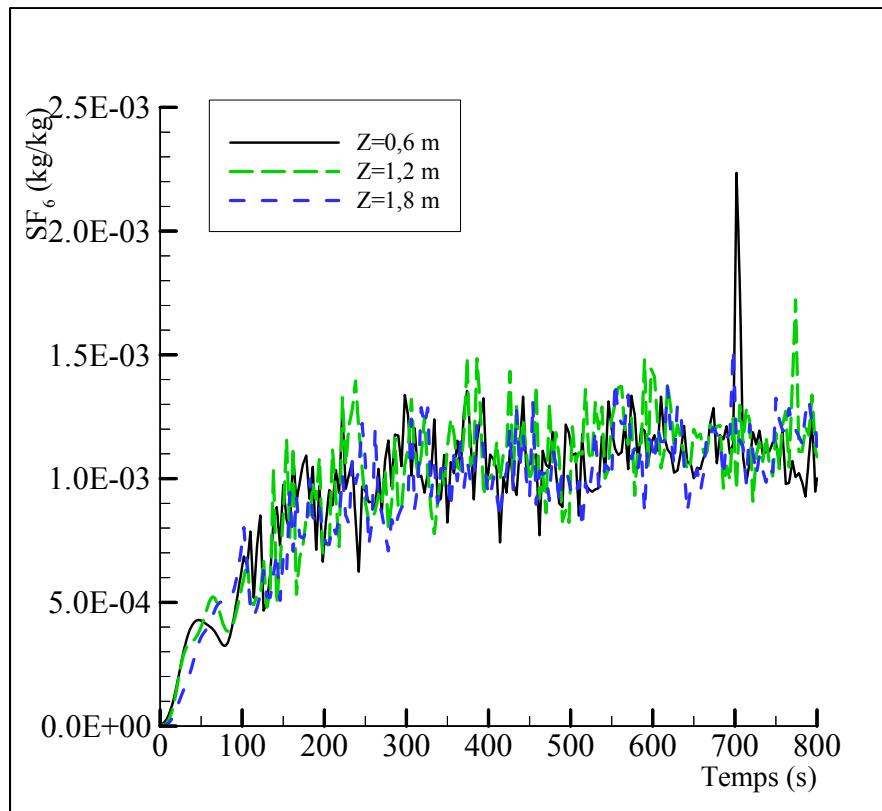


Figure 6.4 Concentration de SF₆ en fonction du temps - Cas réel 1.

La concentration moyenne est comparable pour les 3 hauteurs considérées ce qui semble indiquer de bonnes conditions de mélange dans la pièce. Bien que les fluctuations de la concentration massique soient significatives, on observe que la valeur moyenne des concentrations est stable à partir de 400 s.

Les figures 6.5 et 6.6 présentent les mêmes résultats que ceux de la figure 6.4 mais pour les scénarios « cas réel 2 » et « cas 3 » respectivement.

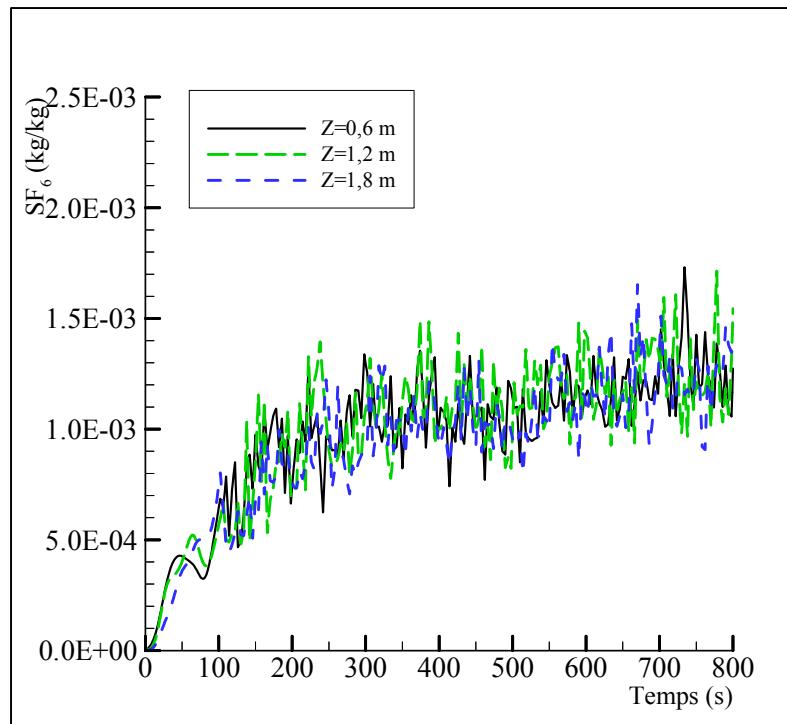


Figure 6.5 Concentration de SF₆ en fonction du temps - Cas réel 2.

Il n'y a pas de différences significatives entre les résultats présentés à la figure 6.4 et ceux de la figure 6.5. L'ajout d'un ventilateur mural n'a pas d'impact significatif sur les concentrations moyennes de SF₆ obtenues numériquement aux 3 hauteurs considérées. On constate, à partir de la figure 6.5, que les concentrations massiques se stabilisent à partir de 400 s avec des fluctuations légères pour les trois hauteurs. La concentration moyenne de SF₆ est presque la même pour les trois niveaux.

On remarque que l'ajout de 2 grilles d'extraction mural situé à 50 cm de plancher conduit à une détérioration de la qualité de l'air. En effet, les résultats de la figure 6.6 montrent que la concentration massique de SF₆ à z=1,8 m, se stabilise à une valeur plus élevée que les scénarios précédents. Ceci est particulièrement problématique si on tient compte du fait que cette hauteur se situe près de la zone d'inhalation du personnel hospitalier se tenant debout. On observe également que la dilution du contaminant se fait moins efficacement pour ce scénario. Des différences notables sont observées entre les trois hauteurs.

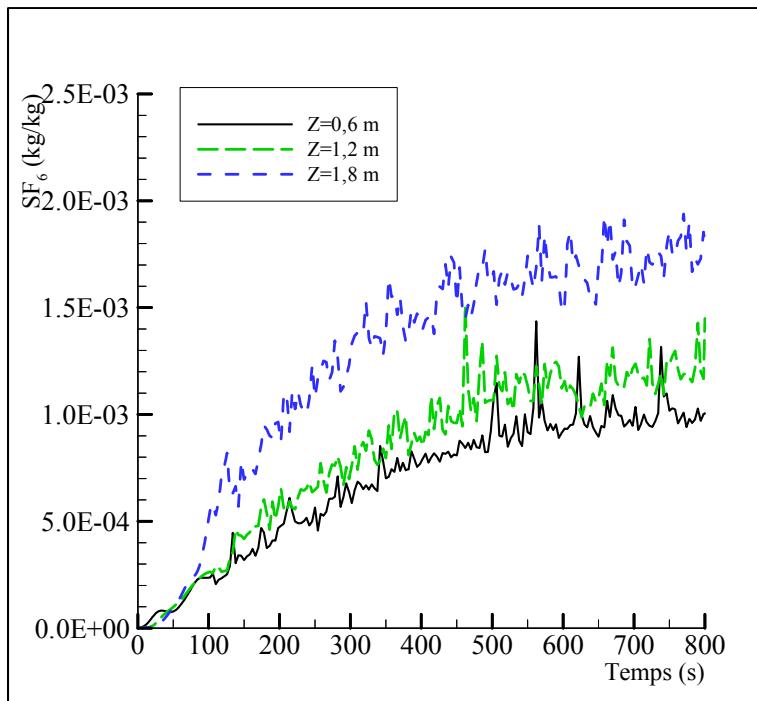


Figure 6.6 Concentration de SF₆ en fonction du temps - Cas 3.

Le tableau 6.2 compare les concentrations moyennes du gaz traçant aux 9 points de mesure situés à une hauteur de 1,8 m du plancher. Les masses molaires du SF₆ et de l'air permettent la conversion entre les concentrations exprimées en kg/kg et celle exprimées en ppm. Les résultats moyennés sur les 40 dernières secondes de simulation montrent qu'il existe une grande différence au niveau de la concentration moyenne de SF₆ entre le cas 3 et les autres scénarios. Les cas réels 1 et 2 présentent des résultats très similaires tant au niveau de la concentration moyenne que de l'écart-type. Les résultats du cas 3 indiquent un niveau de contamination 27% plus élevé que le cas réel 1. L'écart-type du cas 3 indique des fluctuations significatives de la concentration moyenne.

Tableau 6.2 Concentration moyenne de SF₆ et écart-type à z = 1,8 m entre 760 s et 800 s

Scénario	[SF ₆] _{moy} en ppm	Écart-type
Cas réel 1	920	397
Cas réel 2	937	408

Cas 3	1260	580
-------	------	-----

Les résultats présentés jusqu'à maintenant ne permettent pas d'identifier l'existence potentielle de zone de recirculation ou zone « morte » dans lesquelles les contaminants gazeux sont susceptibles de s'accumuler. Les figures 6.7 à 6.9 permettent de mieux apprécier la variation spatiale de concentration du gaz traçant à $z=0,6, 1,2$ et $1,8$ m. Les concentrations sur les trois plans considérés ont été moyennées sur un intervalle de temps de 5 secondes. Quels que soient les scénarios considérés, la concentration maximale de SF₆ se situe dans l'environnement immédiat du patient. Rappelons que le contaminant est libéré sur la face supérieure d'un cube de 6 cm de côté situé au niveau de la tête du patient.

On remarque sur les figures 6.7 et 6.8 que les variations spatiales du SF₆ sont très similaires. Les zones les moins « contaminées » sont situées près de la porte et près de l'unité de nettoyage des bronchoscopes. Dans les deux cas, les membres du personnel hospitalier se situant du côté gauche du patient (à droite sur la figure) sont exposés à des concentrations de l'ordre de 5×10^{-3} kg de SF₆ par kg d'air dans la zone d'inhalation.

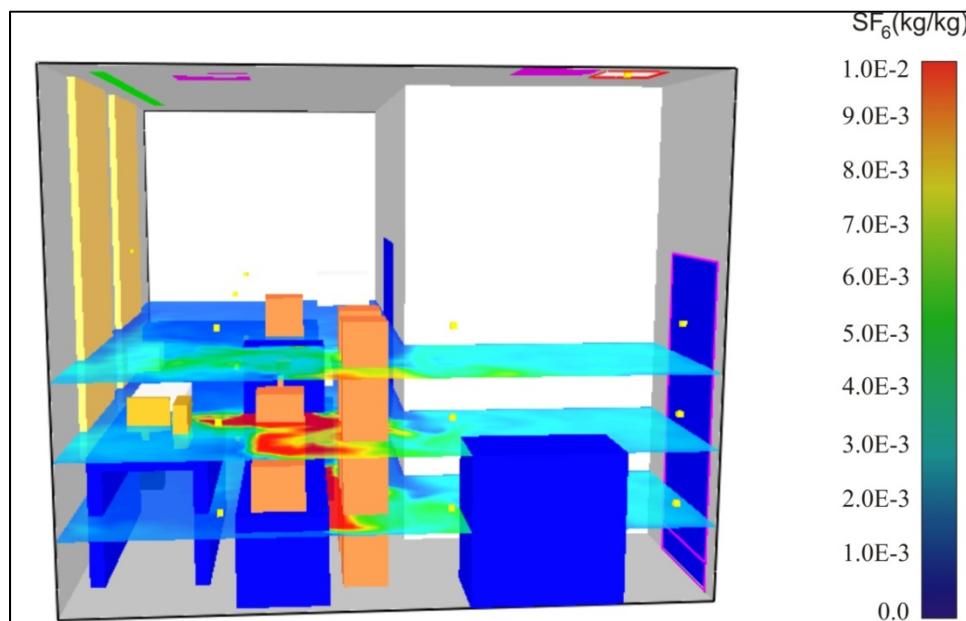


Figure 6.7 Concentration de SF₆ – Cas réel 1 (moyenne entre 795s et 800s).

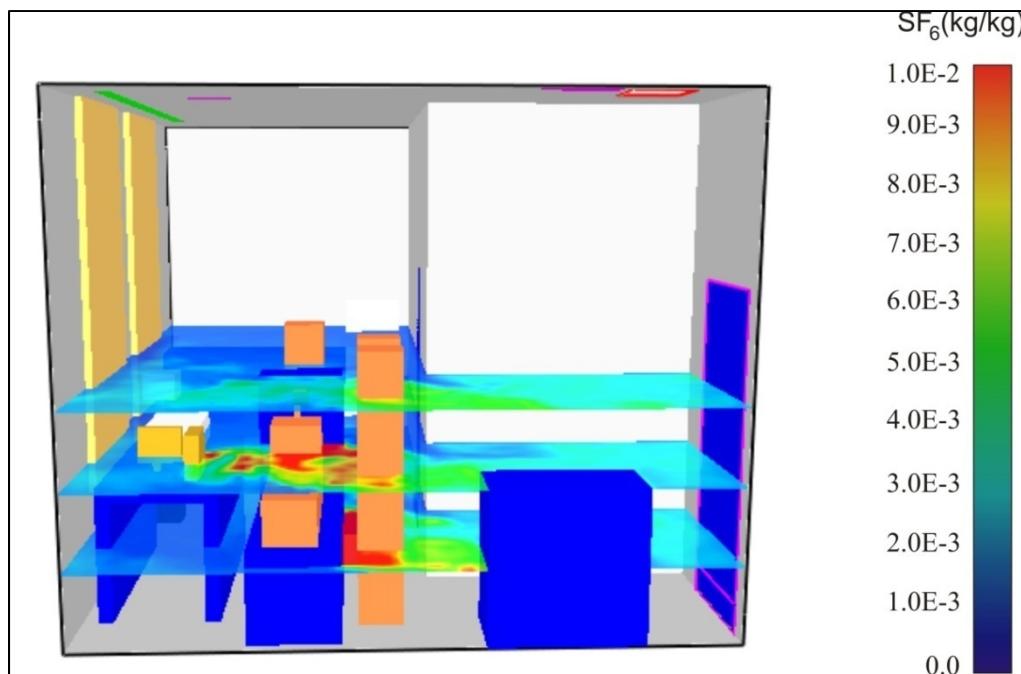


Figure 6.8 Concentration de SF₆ – Cas réel 2 (moyenne entre 795s et 800s).

Le niveau d'exposition du personnel hospitalier au SF₆ est plus élevé dans le scénario 3. On obtient des concentrations de l'ordre de 8×10^{-3} kg de SF₆/kg d'air pour les deux membres du personnel se tenant du côté gauche du patient. Cette valeur est nettement plus élevée que les résultats obtenus pour les cas 1 et 2. Par contre, le membre du personnel se situant à l'arrière du patient n'est pas plus exposé avec ce scénario de ventilation que dans les cas précédents (concentration de l'ordre de 2×10^{-3} kg de SF₆/kg d'air dans la zone d'inhalation). Pour tous les scénarios considérés, la concentration maximale de SF₆ se situe dans l'environnement immédiat du patient.

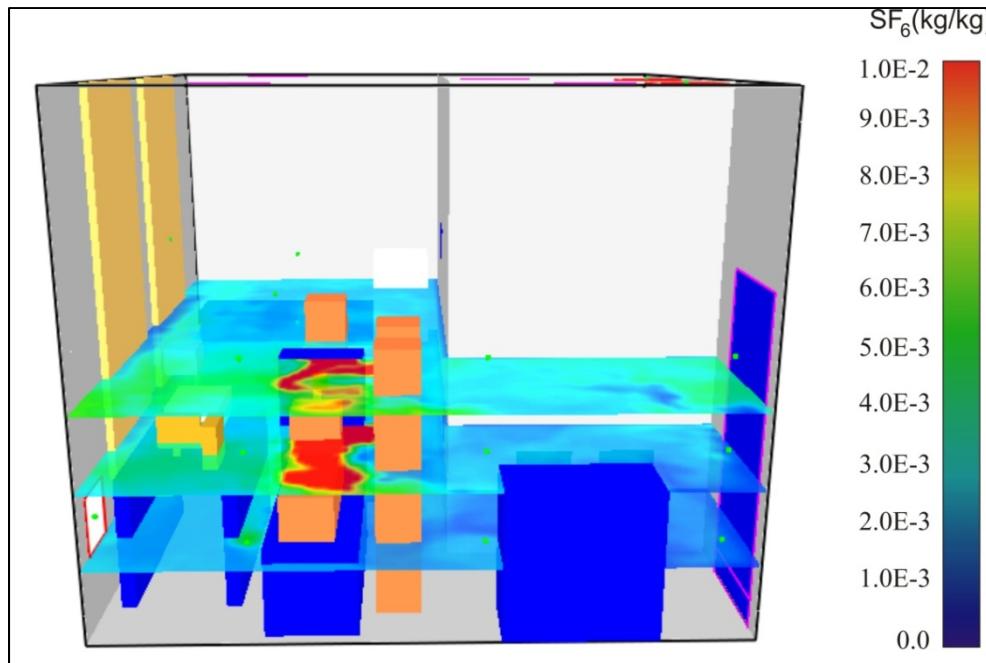


Figure 6.9 Variation de la concentration de SF₆ – Cas 3 (moyenne entre 795 s et 800 s).

6.3.2.2 Indice de qualité de l'air

Un indice de qualité de l'air a été évalué pour chaque stratégie de ventilation. Les résultats obtenus sont portés au tableau 6.3. L'indice de qualité de l'air est un nombre adimensionnel qui est donné par la relation suivante :

$$\varepsilon_c = \frac{c_s - c_e}{c_m - c_e} \quad (6.2)$$

Où c_e et c_s sont respectivement les concentrations massiques du contaminant aux grilles d'extraction et de soufflage. La variable c_m est la concentration moyenne dans la pièce. Puisque $c_e=0,0$, la relation 6.2 devient $\varepsilon_c = (c_s/c_m)$. Cet indice peut-être perçu comme étant un paramètre qui mesure l'efficacité d'un système de ventilation, qui fonctionne en régime permanent, à éliminer les polluants. Plus cet indice est élevé, plus le système de ventilation est efficace pour éliminer les polluants dans la zone occupée. Dans notre cas, l'indice de qualité de l'air dans le système de ventilation utilisé dans le cas réel 1 se compare au cas réel 2. Cependant, la valeur de ε_c du cas 3 est 30 % plus faible que le cas réel 1.

Tableau 6.3 Valeur de l'indice de qualité de l'air intérieur

	Cas réel 1	Cas réel 2	Cas 3
Indice de qualité de l'air intérieur (ε_c)	2,90	2,72	2,06

6.3.2.3 Âge de l'air dans l'unité de bronchoscopie.

Tel que mentionné au chapitre 3, il existe plusieurs façons de déterminer l'efficacité de la ventilation dans une pièce. Cependant, la majorité des paramètres utilisés sont reliés à l'âge local de l'air. L'âge local de l'air est défini comme étant le temps moyen de parcours de l'air entre la grille de soufflage et un point de coordonnées quelconque (x, y, z) dans la pièce. En effectuant une moyenne sur plusieurs points de mesure de l'âge de l'air dans un local, on obtient l'âge moyen de l'air dans ce local. Plus l'âge de l'air est faible, plus le renouvellement de l'air du local se fait efficacement.

L'âge local de l'air peut-être déterminé par la méthode pulsée, croissante ou décroissante. Dans cette section, l'âge de l'air dans l'unité de bronchoscopie est déterminé numériquement par la méthode décroissante. Cette méthode consiste à supposer que la concentration du gaz traceur est uniforme dans tout le volume de la pièce à l'instant initial ($t = 0$ s). Avec une fraction massique initiale imposée à 10^{-2} kg de SF₆ par kg d'air, la pièce est ventilée en air frais selon les trois scénarios à l'étude. La figure 6.10 montre la fraction massique moyenne du SF₆ en fonction du temps pour les trois scénarios de ventilation. Ces courbes ont été obtenues en effectuant la moyenne des fractions massiques aux 27 points de mesure dans la pièce. À $t = 0$ s, on a une fraction massique initiale de 10^{-2} kg/kg dans la pièce étudiée. On remarque qu'au fur et à mesure que le temps passe, la fraction massique de SF₆ diminue dans l'unité de bronchoscopie selon une loi exponentielle. La diminution en fonction du temps est quasi-identique, pour les trois scénarios étudiés. Cette concentration est de l'ordre de 5×10^{-4} kg/kg à $t = 800$ s, ce qui correspond à une diminution de 95% par rapport à la valeur de départ.

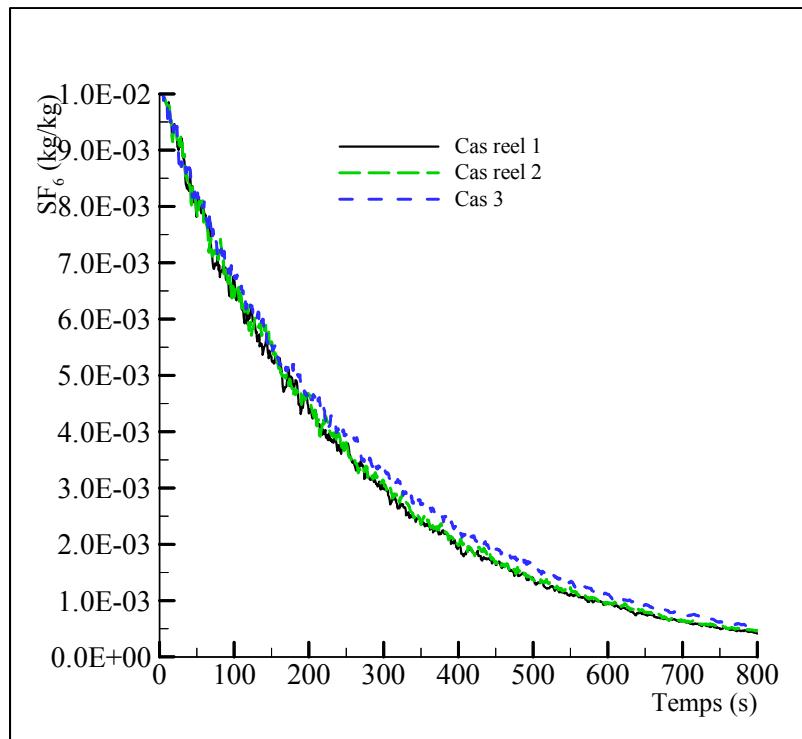


Figure 6.10 Évolution de la fraction massique du SF₆ en fonction de temps pour les trois scénarios.

Le tableau 6.4 présente l'âge moyen de l'air (MAA) déterminé à partir de l'âge local aux 27 points de mesure pour les 3 scénarios simulés. Ces résultats ont été obtenus en appliquant la relation 3.4. Le MAA est légèrement plus élevé pour le scénario 3. Les différences entre les cas réels 1 et 2 ne sont pas significatives ce qui confirme que le ventilateur mural n'a pas d'influence sur l'efficacité de la ventilation.

Tableau 6.4 Âge moyen de l'air pour les 3 scénarios

Scenario	Cas réel 1	Cas réel 2	Cas 3
MAA (s)	236,74	240,94	254,01
Écart-type	50,01	52,29	39,0

La figure 6.11 monte une vue aérienne de l'unité de bronchoscopie. Cette figure permet d'interpréter plus facilement les résultats présentés aux figures 6.12 à 6.14.

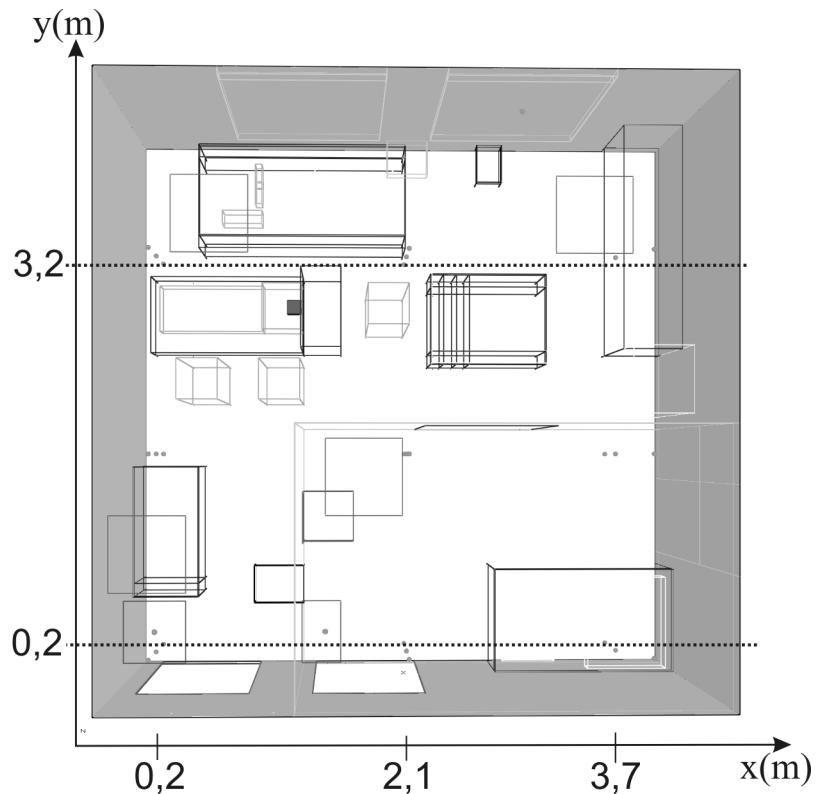


Figure 6.11 Vue aérienne de l'unité de bronchoscopie.

Les figures 6.12 à 6.14 présentent les âges locaux (MAA_i) pour les 3 scénarios de ventilation dans le plan $y=3,2$ m. Rappelons que 9 points de mesure sont situés dans ce plan. On observe aux figures 6.12 et 6.13 que l'âge local de l'air se situe entre 150 s et 250 s. Les scénarios de ventilation « cas 1 » et « cas 2 » donne des résultats presqu'identique au niveau de l'âge de l'air. Pour ces 2 cas, le MAA près du patient est relativement faible et on observe que la concentration de contaminant diminue plus lentement lorsqu'on s'éloigne du plancher. La vitesse de l'air à la sortie du diffuseur à fente est suffisante pour diluer le contaminant au niveau du plancher dès les premiers instants des simulations transitoires. Cet air remonte ensuite vers le haut pour être extrait par les grilles d'extraction situées au plafond. Par conséquent, la concentration de SF_6 diminue plus lentement dans la zone située près du plafond.

Les résultats de la figure 6.14 montrent que le MAA est beaucoup plus élevé pour le cas 3. En effet, on observe que l'âge de l'air est supérieure à 250 s dans une zone importante et atteint

même 300 s au dessus de la zone de nettoyage des bronchoscopes ($x < 3.0$ m et $z > 1,5$ m). Pour ce scénario, l'air est soufflé vers le plancher et se dirige ensuite vers les grilles d'extraction situées dans la partie inférieure de la zone d'occupation. La concentration du SF₆ en fonction du temps diminue lentement dans la partie supérieure de la pièce.

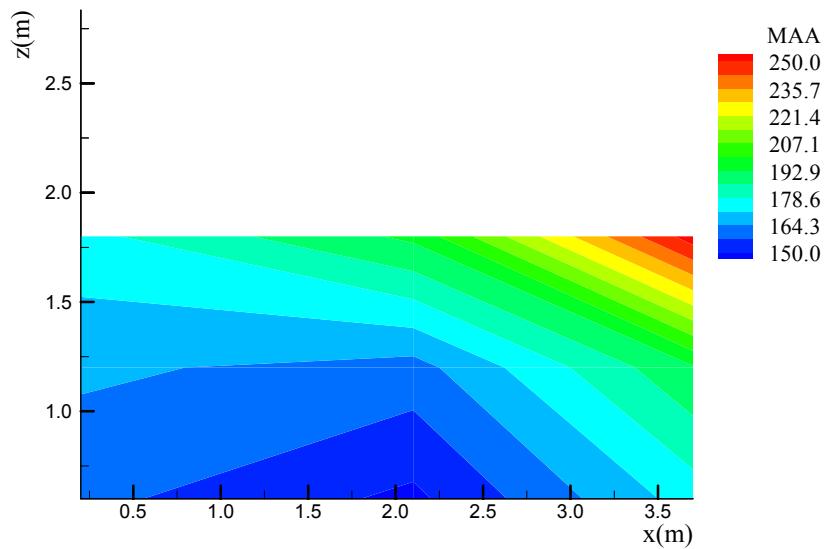


Figure 6.12 Âge local de l'air à $y=3.2$ m - Cas réel 1.

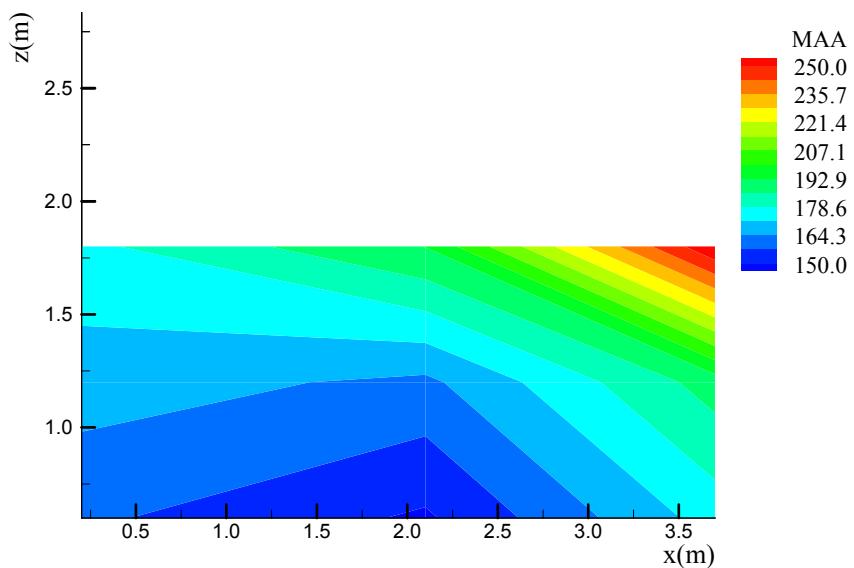


Figure 6.13 Âge local de l'air à $y=3.2$ m - Cas réel 2.

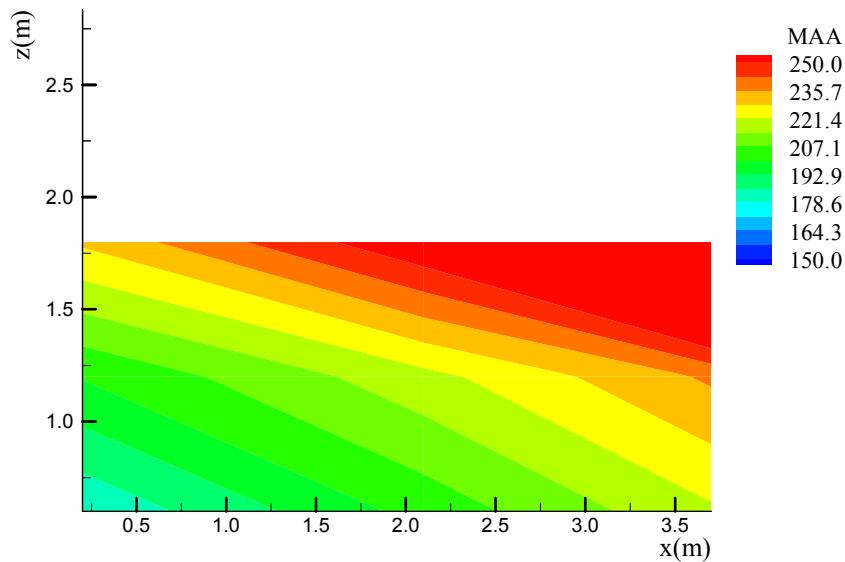


Figure 6.14 Âge local de l'air à $y=3,2$ m - Cas 3.

Les figures 6.15 à 6.17 présentent les âges locaux (MAA_i) pour les 3 scénarios de ventilation dans le plan $y=0,2$ m. Tel qu'indiqué à la figure 6.11, ce plan est situé près des portes et il inclus la zone associée à la salle d'attente. Les MAA_i pour ce plan sont très similaires peu importe le scénario de ventilation.

Pour les 3 cas, on remarque que l'âge de l'air est légèrement plus faible à $x \sim 2,25$ m et $z < 0,5$ m. Ceci s'explique par l'infiltration d'air sous la porte de la salle d'attente (la pièce est en pression différentielle négative) qui contribue à la diminution du SF_6 . Cet effet d'infiltration n'est pas apparent pour la porte principale de l'unité de bronchoscopie ($x \sim 0,75$ m). Cependant, la présence d'un bureau près de cette porte crée une zone de recirculation où le contaminant prend beaucoup de temps pour être éliminé. Les résultats présentés aux figures 6.7 à 6.9 montrent que la concentration de SF_6 à cet endroit était relativement faible. Ceci met en évidence qu'il est difficile d'établir un lien entre les variations de concentrations obtenus à l'état permanent, l'indice de qualité de l'air intérieur et l'âge local de l'air. Dans notre cas, la source de contamination est située loin de la porte qui sépare la pièce et le corridor. Le contaminant a peu de chance de pénétrer cette zone. Ceci n'implique pas qu'il y

a absence de zone de recirculation ou de stagnation susceptible de conduire à un âge de l'air élevé.

Les résultats dans la salle d'attente montrent deux régions distinctes. La salle d'attente est également ventilée par un diffuseur à fente qui dirige l'air directement au plancher. L'air remonte ensuite pour être extrait par une grille située au plafond. Cependant, la zone délimitée approximativement par $x > 3,0\text{m}$ et $z > 1,2\text{m}$ est situé juste au dessus d'un bureau. L'air ne peut traverser cet obstacle et remonte vers le plafond à gauche du bureau soit $1,5\text{m} < x < 2,5\text{ m}$. Cet « obstacle » génère une zone où les vitesses d'écoulement sont inférieures à 1 cm/s et on observe que l'âge de l'air au dessus du bureau est supérieur à 300 s .

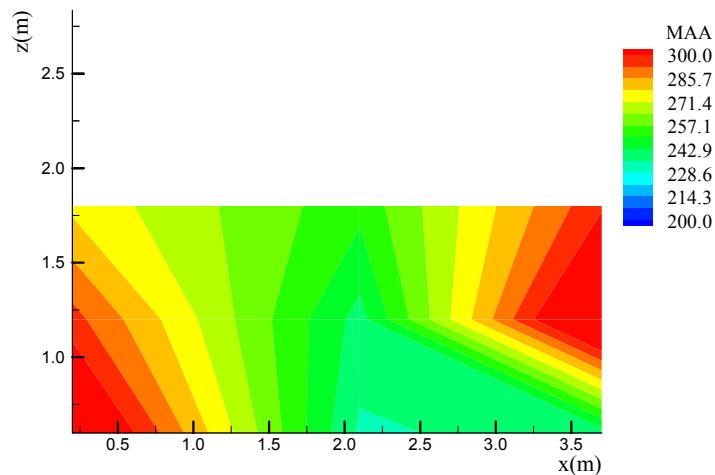


Figure 6.15 Âge local de l'air à $y=0,2\text{ m}$ - Cas réel 1.

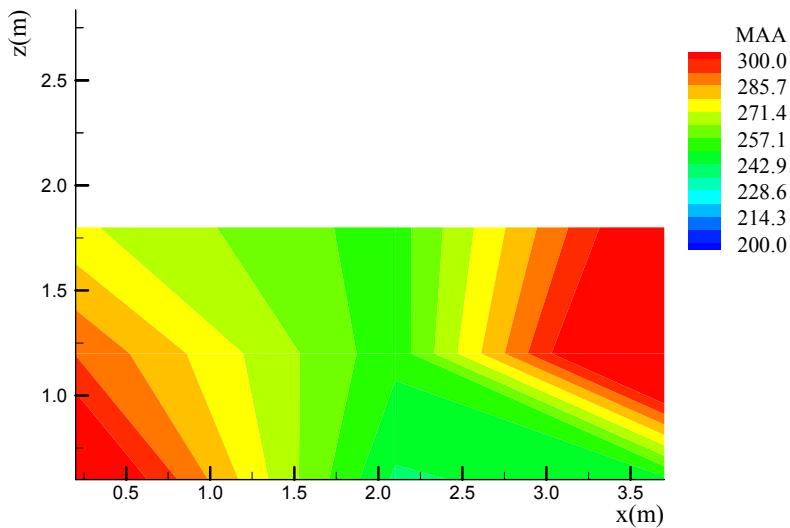


Figure 6.16 Âge local de l'air à $y=0,2$ m - Cas réel 2.

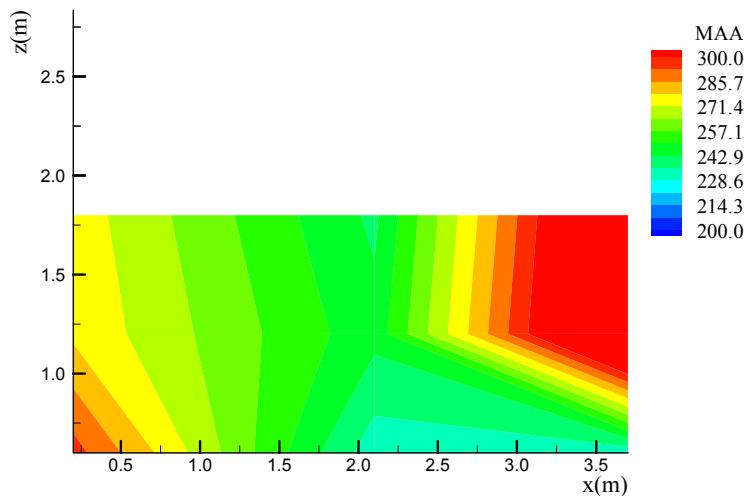


Figure 6.17 Âge local de l'air à $y=0,2$ m - Cas 3.

La conclusion qu'on tire de ceci, c'est que l'air est loin d'être homogène au sein de l'unité de bronchoscopie et qu'il existe des zones où le temps d'élimination du contaminant est élevé. On peut, en partie, expliquer ceci par l'existence du mobilier et des obstacles à l'intérieur de l'unité de bronchoscopie. Peut importe la stratégie de soufflage, ces nombreux obstacles vont inévitablement créer des zones de recirculation et des zones où l'air est stagnant. Rien ne garantie que l'augmentation du débit du soufflage permettrait de corriger la

situation. Les zones où l'âge de l'air est élevé peuvent être considérées comme des zones propices pour la prolifération des bactéries.

Dans le cas 3, qui correspond à la situation où les grilles d'extraction sont situées contre le mur près du plancher, on constate que le SF₆ séjourne dans la pièce plus longtemps que les deux cas précédents (cas réel 1 et 2). Le patient libère une certaine quantité de chaleur qui induit un mouvement d'air ascendant. Puisque le contaminant est libéré dans ce panache thermique, le SF₆ a tendance à s'éloigner de la grille d'extraction en se dirigeant vers le plafond. Par conséquent, le temps de séjour du SF₆ est plus élevé dans le cas 3 que dans les cas réel 1 et 2.

6.4 Étude de maillage

Ce chapitre se termine par une étude de l'influence du maillage sur les résultats numériques. Pour le calcul de l'âge moyen de l'air dans l'unité de bronchoscopie, trois maillages nommés respectivement maillage « normal » (N), maillage « moins dense » (MD) et maillage « dense » (D) ont été utilisés. Les éléments structurés du maillage N possèdent une taille moyenne selon les directions x, y et z notée respectivement δx_N , δy_N et δz_N . La taille du maillage dense fut déterminée de façon à ce que les dimensions en x, y et z des éléments soient réduites de 25% par rapport au maillage normal. Finalement, la taille du maillage MD, fut déterminée en augmentant la dimension de chaque élément de 25% par rapport au maillage N selon les 3 axes. On obtient ainsi :

$$\begin{cases} \delta x_D \cong \delta x_N - 25\% \\ \delta y_D \cong \delta y_N - 25\% \\ \delta z_D \cong \delta z_N - 25\% \end{cases} \text{ et } \begin{cases} \delta x_{MD} \cong \delta x_N + 25\% \\ \delta y_{MD} \cong \delta y_N + 25\% \\ \delta z_{MD} \cong \delta z_N + 25\% \end{cases} \quad (6.3)$$

Le GCI (*Grid Convergence Index*) est un paramètre utilisé afin d'évaluer l'erreur numérique sur la réponse due à la qualité du maillage dans le domaine étudié. Dans ce travail, nous allons appliquer le GCI au calcul de l'âge moyen de l'air dans une unité de bronchoscopie.

Les propriétés de chaque maillage avec la valeur de GCI sont portées sur les tableaux ci-dessous.

Tableau 6.5 Propriétés du maillage utilisé

Propriétés	Maillage D	Maillage N	Maillage MD
Le nombre de maille totale	3 265 920	1 199 520	547 200
Taille moyenne des mailles en x – y et z (en cm)	1,3 cm (en x) 1,3 cm (en y) 1,4 cm (en z)	1,7 cm (en x) 1,7 cm (en y) 1,8 cm (en z)	2,1 cm (en x) 2,1 cm (en y) 2,2 cm (en z)

Les valeurs de l'âge moyen de l'air (MAA) en seconde pour le scénario « cas réel 1 » et celles du GCI sont portées dans le tableau 6.6.

Tableau 6.6 Valeurs de l'âge moyen de l'air(s) et GCI

Niveau Z (m)	Maillage D MAA ₁	Maillage N MAA ₂	Maillage MD MAA ₃	GCI %
0,60	219	216	189	0,66
1,20	236	233	206	0,31
1,80	245	242	222	0,29

Soient ΔV_i est le volume de chaque maille de l'unité de bronchoscopie, N est le nombre de maille, h représente la taille de la maille et p est l'ordre de convergence apparent. Les formules permettant le calcul de GCI sont les suivantes:

$$h = \sqrt[3]{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \Delta V_i} \quad (6.4)$$

$$r_{21} = \frac{h_2}{h_1}; r_{32} = \frac{h_3}{h_2} \text{ avec } h_1 < h_2 < h_3 \quad (6.5)$$

$$p = \frac{1}{In(r_{21})} \left| In \frac{\varepsilon_{32}}{\varepsilon_{21}} \right| + q(p) \quad (6.6)$$

Tel que :

$$\varepsilon_{32} = MAA_3 - MAA_2 \text{ et } \varepsilon_{21} = MAA_2 - MAA_1 \quad (6.7)$$

$$q(p) = In((r_{21}^p - s)/(r_{32}^p - s)) \quad (6.8)$$

Tel que :

$$s = 1 \cdot sgn(\varepsilon_{32}/\varepsilon_{21}) \quad (6.9)$$

$$e_a^{21} = |(MAA_1 - MAA_2)/MAA_1| \quad (6.10)$$

Tel que :

e_a^{21} est l'erreur relative approximative.

On détermine alors le *CGI* du maillage fin :

$$GCI_{fine}^{21} = \frac{1.25e_a^{21}}{r_{21}^p - 1} \quad (6.11)$$

À partir du tableau 6.6, les valeurs de GCI sont 0,66% pour le niveau Z=0,60 m, 0,31% pour le niveau z=1,20 m et 0,29% pour z=1,80 m. Étant donné que la valeur de GCI varie de 0,66% à 0,29%, c'est une variation très faible, on peut dire que la solution numérique est indépendante de maillage choisi. Cette comparaison est faite juste pour maillage D et maillage N.

CONCLUSION

Les établissements du secteur de la santé sont particulièrement vulnérables aux problèmes de qualité de l'air intérieur. L'objectif de ce mémoire était de modéliser trois stratégies de ventilation dans une chambre similaire à une unité de bronchoscopie d'un hôpital de la région de Montréal.

La revue de littérature du chapitre 2 a permis de constater que les systèmes de ventilation dans le secteur hospitalier doivent être conformes aux règles de l'art applicables dans le domaine (ASHRAE 170) et à la loi sur la santé et sécurité du travail. Ce chapitre a également présenté les stratégies de ventilation les plus courantes pour le renouvellement de l'air intérieur des bâtiments. Les indices les plus fréquemment employés pour l'évaluation quantitative de la ventilation ont été présentés au chapitre 3. Le chapitre 4 a présenté l'outil numérique pour la simulation des mouvements d'air, du champ de température et de la concentration du contaminant gazeux. Cet outil est basé sur la méthode de simulation des grandes échelles (LES). Une description détaillée de la pièce modélisée a également été présentée dans ce chapitre.

Le chapitre 5 a permis de comparer les résultats du code LES à des résultats numériques et expérimentaux issus de la littérature. Malgré certaines différences au niveau des concentrations, les résultats de FDS se comparent avec les résultats de l'article. Les écarts peuvent en partie s'expliquer par le manque d'information sur les coordonnées des points de mesure et l'emplacement exact des grilles d'entrée et sortie d'air.

Les résultats présentés au chapitre 6 ont permis de constater que la présence d'un ventilateur mural n'a pas d'impact significatif sur la concentration local du SF₆, sur l'indice de qualité de l'air et sur l'âge de l'air. Les résultats montrent également que le scénario de ventilation basé sur les recommandations du CDC (extraction de l'air au niveau du plancher et soufflage au plafond) est le scénario qui performe le moins bien. Ces remarques sont cohérentes avec ce

qu'on a constaté dans les résultats obtenus dans le chapitre 5(résultats obtenus (Scénario 3) pour l'indice PRE).

Un article récemment publié soulève des doutes quant à la pertinence des recommandations du CDC. Dans une situation où la source de contamination est située dans ou à proximité d'un panache thermique, l'extraction de l'air vicié par des grilles situées au plancher ne serait pas efficace. Dans une unité de bronchoscopie, tout contaminant libéré par un patient malade sera forcément dans une zone où l'air est en mouvement par la poussée d'Archimède. Quelque soit sa condition physique, un patient libère de 100 à 120 Watts de chaleur.

RECOMMANDATIONS

Cette étude a permis de démontrer la capacité d'un code numérique basé sur la simulation des grandes échelles, à déterminer l'efficacité de stratégies de ventilation en utilisant la méthode des gaz traçants. Malheureusement, des délais administratifs ont fait en sorte qu'il n'a pas été possible de faire des mesures dans l'unité de bronchoscopie. Pour la poursuite de ce travail, il serait essentiel :

- de mesurer le débit et la température de soufflage aux diffuseurs à fentes;
- d'évaluer le différentiel de pression entre la pièce à l'étude et le couloir adjacent;
- d'injecter un gaz traçant aux diffuseurs de soufflage et mesurer à 2 ou 3 endroits, la concentration du gaz en fonction du temps;
- de mesurer le débit et la température de l'air extrait de la pièce.

Les résultats présentés au chapitre 6 et 5 (scénario3) semblent indiquer que les recommandations du CDC ne sont pas adéquates. Cependant, il serait prématuré de faire une telle affirmation. D'autres simulations sont nécessaires pour déterminer plus précisément l'influence de la position et du type de source polluante, la présence de gradient de température ainsi que le rôle joué par les différents obstacles présents dans la pièce.

ANNEXE I

GRILLES DE SORTIE ET D'ENTRÉE D'AIR





ANNEXE II

LES OBSTACLES





ANNEXE III

EXEMPLES DE FICHIERS FDS

```

&OBST XB= 0.80,1.90,4.15,4.20,0.80,3.40,SURF_ID='WOOD1'/
&OBST XB= 2.30,3.40,4.15,4.20,0.80,3.40,SURF_ID='WOOD1'/

!Tiroir
&OBST XB=3.75,4.18,2.50,4.18,0.0,1.30,SURF_ID='WOOD'/
&OBST XB=3.75,4.18,2.00,2.50,0.0,1.80,COLOR='WHITE'/
!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Salle d'attente
&OBST XB=1.30,4.20,0.00,0.00,0.00,3.40/
&OBST XB=1.30,1.30,0.00,1.90,0.00,3.40/
&OBST XB=1.30,4.20,1.90,1.90,0.00,3.40/
&OBST XB=4.20,4.20,0.01,0.90,0.00,3.40/
&OBST XB=4.20,4.20,1.50,1.90,0.00,2.00/
&OBST XB=4.20,4.20,1.50,1.90,2.00,3.40/
&OBST XB=4.20,4.20,0.90,1.50,2.00,3.40/
!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Chaises dans la salle d'attente
&OBST XB=1.32,1.32,1.0,1.40,0.0,0.80, SURF_ID='chaise'/
&OBST XB=1.32,1.70,1.0,1.0,0.0,0.40, SURF_ID='chaise'/
&OBST XB=1.32,1.70,1.40,1.40,0.0,0.40, SURF_ID='chaise'/
&OBST XB=1.32,1.70,1.0,1.40,0.30,0.40, SURF_ID='chaise'/
!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Tables de la Chambre
&OBST XB=4.18,4.18,0.01,0.80,0.0,0.90, SURF_ID='WOOD'/
&OBST XB=2.80,2.80,0.01,0.80,0.0,0.90, SURF_ID='WOOD'/
&OBST XB=2.80,4.18,0.01,0.80,0.80,0.90, SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=0.50,2.10,3.30,3.40,0.0,0.90,SURF_ID='WOOD'/
&OBST XB=0.50,2.10,4.00,4.10,0.0,0.90,SURF_ID='WOOD'/
&OBST XB=0.50,2.10,3.40,4.10,0.80,0.90,SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=0.0,0.50,0.60,0.70,0.0,0.90,SURF_ID='WOOD'/
&OBST XB=0.0,0.50,0.60,1.60,0.0,0.90,SURF_ID='WOOD'/
&OBST XB=0.00,0.50,0.60,1.60,0.90,1.00,SURF_ID='WOOD'/
&OBST XB= 2.30,3.20,2.40,2.50,0.0,0.90, SURF_ID='WOOD'/
&OBST XB= 2.30,3.20,3.00,3.10,0.0,0.90, SURF_ID='WOOD'/
&OBST XB= 2.30,2.40,2.40,3.10,0.0,0.90, SURF_ID='WOOD'/
&OBST XB= 2.50,2.60,2.40,3.10,0.0,0.90, SURF_ID='WOOD'/
&OBST XB= 2.30,3.20,2.40,3.10,0.80,0.90, SURF_ID='WOOD'/
&OBST XB= 2.30,3.20,2.40,3.10,0.90,1.10,COLOR='WHITE'/

!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Chaise du Patient
&OBST XB=0.10,1.30,2.50,3.10,0.0,0.60,SURF_ID='UPHOLSTERY'/
&OBST XB=1.30,1.60,2.50,3.10,0.0,1.50,SURF_ID='UPHOLSTERY'/
!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Laveur
&OBST XB= 1.95,2.25,3.80,4.05,1.20,1.40, SURF_ID = 'laveur'/
!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Obstacles pour des appareils médicaux

```

```

&OBST XB=1.40,2.0,3.55,3.95,0.90,1.10,COLOR ='WHITE'/
&OBST XB=2.85,3.25,0.10,0.60,0.90,1.0,COLOR='WHITE'/
&OBST XB=3.50,4.10,0.05,0.75,0.90,1.10,COLOR='WHITE'/
!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Ordinateurs
!Ordinateur dans la chambre
&OBST XB=0.95,1.0,3.60,3.90,0.95,1.20,SURF_ID='ORDI'/ Unité
&OBST XB=0.96,0.98,3.74,3.78,0.90,0.95,SURF_ID='ORDI'/
&OBST XB=0.70,1.0,3.45,3.55,0.90,1.20,SURF_ID='ORDI'/ Ecran
!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Portes
&OBST XB=0.15,0.95,0.0,0.02,0.02,2.20, SURF_ID='WOOD'/
&OBST XB=2.20,3.15,1.88,1.90,0.02,2.20, SURF_ID='WOOD'/
&OBST XB=1.40,2.20,0.0,0.02,0.02,2.20,SURF_ID='WOOD'/
!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Poubelles
&OBST XB=0.90, 1.30,0.50,0.80,0.0,0.30,COLOR='BLACK'/
&OBST XB=2.70, 2.90,3.90,4.19,0.0,0.30,COLOR='BLACK'/
!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Lampes
!Lampes de salle d'attente
&OBST XB= 1.50,2.00,1.30,1.80, 3.40,3.40, SURF_ID='LIGHT'/
!Lampes de l'unité de bronchoscopie.
&OBST XB= 0.10,0.60,0.80,1.30,3.40,3.40, SURF_ID='LIGHT'/
&OBST XB= 3.00,3.50,3.00,3.50, 3.40,3.40, SURF_ID='LIGHT'/
&OBST XB= 0.50,1.00,3.00,3.50, 3.40,3.40, SURF_ID='LIGHT'/
/&OBST XB= 1.50,2.00,2.00,2.50, 3.40,3.40, SURF_ID='LIGHT'/
!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Les Occupants
&OBST XB=0.40,0.70,2.40,2.10,0.0,1.80,SURF_ID='SKIN' /
&OBST XB=1.00,1.30,2.40,2.10,0.0,1.80,SURF_ID='SKIN' /
&OBST XB=1.80,2.10,2.65,2.95,0.0,1.80,SURF_ID='SKIN' /
!Patient
&OBST XB=0.20,1.00,2.65,3.0,0.60,0.90,SURF_ID='SKIN'/
&OBST XB=1.00,1.30,2.65,3.0,0.60,1.20,SURF_ID='SKIN'/
&OBST XB=1.25,1.30,2.80,2.85,1.20,1.30,SURF_ID='SKIN'/
&OBST XB=1.20,1.30,2.75,2.85,1.30,1.40,SURF_ID = 'SHEET METAL'/ Sa tête
/&VENT XB =1.20,1.30,2.75,2.85,1.40,1.40,COLOR='RED', SURF_ID='SF6'/
/&SURF ID='SF6', MASS_FLUX(1)=0.07315 / unités de MASS_FLUX (kg/s/m2)
/&SURF ID='SF6', MASS_FRACTION(1)=0.01
!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
&SURF ID='SUPPLY1', VOLUME_FLUX=-0.1367, TMP_FRONT=18.0,
COLOR='GREEN'/
&SURF ID='SUPPLY2', VOLUME_FLUX=-0.0633, TMP_FRONT=18.0,
COLOR='GREEN'/

&SURF ID          = 'SKIN'
HRRPUA           = 0.1
COLOR            = 'FLESH' /

&SURF ID          = 'SHEET METAL'
FYI              = '18 gauge sheet metal'
RGB              = 0.20,0.20,0.20   /

```

&SURF ID = 'LIGHT', HRRPUA= 0.15, COLOR='MAGENTA' /

```

&SURF ID          = 'ORDI'
    HRRPUA        = 0.07
    COLOR         = 'GOLDENROD' /

&SURF ID          = 'SHEET METAL'
    FYI           = '18 guage sheet metal'
    RGB           = 0.20,0.20,0.20   /

&SURF ID          = 'WOOD', COLOR = 'BLUE'/
&SURF ID          = 'WOOD1', RGB = 0,255 /
&SURF ID          = 'chaise'
    COLOR         = 'TEAL' /

&MATL ID          = 'GYPSUM PLASTER'
    FYI           = 'Quintiere, Fire Behavior'
    CONDUCTIVITY  = 0.48
    SPECIFIC_HEAT = 0.84
    DENSITY       = 1440. /

&SURF ID          = 'laveur'
    COLOR         = 'SILVER'
    MATL_ID       = 'STEEL'
    THICKNESS    = 0.01 /

&MATL ID          = 'STEEL'
    FYI           = 'Properties from NUREG-1805 pg. 2-11'
    SPECIFIC_HEAT = 0.465
    CONDUCTIVITY  = 54.0
    DENSITY       = 7850.0 /

&SURF ID          = 'WALL'
    RGB           = 200,200,200
    MATL_ID       = 'GYPSUM PLASTER'
    THICKNESS    = 0.012 /

&MATL ID          = 'FOAM'
    FYI           = 'Properties completely fabricated'
    SPECIFIC_HEAT = 1.0
    CONDUCTIVITY  = 0.05
    DENSITY       = 40.0
    N_REACTIONS   = 1
    NU_FUEL        = 1.
    REFERENCE_TEMPERATURE = 350.
    HEAT_OFREACTION = 1500.
    HEAT_OF_COMBUSTION = 30000. /

&MATL ID          = 'FABRIC'
    FYI           = 'Properties completely fabricated'
    SPECIFIC_HEAT = 1.0
    CONDUCTIVITY  = 0.1
    DENSITY       = 100.0
    N_REACTIONS   = 1
    NU_FUEL        = 1.

```

```

REFERENCE_TEMPERATURE = 350.
HEAT_OFREACTION = 3000.
HEAT_OF_COMBUSTION = 15000. /

&SURF ID = 'UPHOLSTERY'
FYI = 'Properties completely fabricated'
COLOR = 'BLUE'
BURN_AWAY = .FALSE.
MATL_ID(1:2,1) = 'FABRIC', 'FOAM'
THICKNESS(1:2) = 0.002, 0.1 /

!XXXXXXXXXXXXXXXXXX
! Les Resultats
!XXXXXXXXXXXXXXXXXX
! Les points de mesure sont subdivisés en trois niveaux( Z=0.60m, z=
!1.20m et z=1.80.Les points de mesure sont de forme Pnlc( n=niveau,
l=ligne et c=colonne, je les ai mis sous forme de matrice)
!Le dernier point est dans la grille d'extraction= PS
!XXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Niveau z=0,60m
XXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Concentration de SF6 (ppm)
!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
&DEVC XYZ=0.20, 0.20, 0.60, QUANTITY='SF6'/P111
&DEVC XYZ=2.10, 0.20, 0.60, QUANTITY='SF6'/P112
&DEVC XYZ=3.70, 0.20, 0.60, QUANTITY='SF6'/P113

&DEVC XYZ=0.20, 1.70, 0.60, QUANTITY='SF6'/P121
&DEVC XYZ=2.10, 1.70, 0.60, QUANTITY='SF6'/P122
&DEVC XYZ=3.70, 1.70, 0.60, QUANTITY='SF6'/P123

&DEVC XYZ=0.20, 3.20, 0.60, QUANTITY='SF6'/P131
&DEVC XYZ=2.10, 3.20, 0.60, QUANTITY='SF6'/P132
&DEVC XYZ=3.70, 3.20, 0.60, QUANTITY='SF6'/P133

!XXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Niveau z=1.2m
!XXXXXXXXXXXXXXXXXX
&DEVC XYZ=0.20, 0.20, 1.20, QUANTITY='SF6'/P211
&DEVC XYZ=2.10, 0.20, 1.20, QUANTITY='SF6'/P212
&DEVC XYZ=3.70, 0.20, 1.20, QUANTITY='SF6'/P213

&DEVC XYZ=0.20, 1.70, 1.20, QUANTITY='SF6'/P221
&DEVC XYZ=2.10, 1.70, 1.20, QUANTITY='SF6'/P222
&DEVC XYZ=3.70, 1.70, 1.20, QUANTITY='SF6'/P223

&DEVC XYZ=0.20, 3.20, 1.20, QUANTITY='SF6'/P231
&DEVC XYZ=2.10, 3.20, 1.20, QUANTITY='SF6'/P232
&DEVC XYZ=3.70, 3.20, 1.20, QUANTITY='SF6'/P233
!XXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Niveau z= 1.8m
!XXXXXXXXXXXXXXXXXX
&DEVC XYZ=0.20, 0.20, 1.80, QUANTITY='SF6'/P311
&DEVC XYZ=2.10, 0.20, 1.80, QUANTITY='SF6'/P312

```

```

&DEVC XYZ=3.90, 0.20, 1.80, QUANTITY='SF6'/P313

&DEVC XYZ=0.20, 1.70, 1.80, QUANTITY='SF6'/P321
&DEVC XYZ=2.10, 1.70, 1.80, QUANTITY='SF6'/P322
&DEVC XYZ=3.90, 1.70, 1.80, QUANTITY='SF6'/P323

&DEVC XYZ=0.20, 3.20, 1.80, QUANTITY='SF6'/P331
&DEVC XYZ=2.10, 3.20, 1.80, QUANTITY='SF6'/P332
&DEVC XYZ=3.90, 3.20, 1.80, QUANTITY='SF6'/P333

!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Les points de mesures dans les coins
!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
&DEVC XYZ=0.20, 4.15, 0.60, QUANTITY='SF6'/
&DEVC XYZ=0.20, 4.15, 1.20, QUANTITY='SF6'/
&DEVC XYZ=0.20, 4.15, 1.80, QUANTITY='SF6'/

&DEVC XYZ=2.10, 4.15, 0.60, QUANTITY='SF6'/
&DEVC XYZ=2.10, 4.15, 1.20, QUANTITY='SF6'/
&DEVC XYZ=2.10, 4.15, 1.80, QUANTITY='SF6'/

&DEVC XYZ=3.70, 4.15, 0.60, QUANTITY='SF6'/
&DEVC XYZ=3.70, 4.15, 1.20, QUANTITY='SF6'/
&DEVC XYZ=3.70, 4.15, 1.80, QUANTITY='SF6'/

!Concentration dans les grilles de sorties
!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
&DEVC XYZ=0.40, 0.55, 3.40, QUANTITY='SF6'/PS1
&DEVC XYZ=1.50, 0.55, 3.40, QUANTITY='SF6'/PS2
&DEVC XYZ=2.90, 4.15, 2.10, QUANTITY='SF6'/PS3
!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Air velocity(m/s)
&DEVC XYZ=0.20, 0.20, 0.60, QUANTITY='VELOCITY'/P111
&DEVC XYZ=2.10, 0.20, 0.60, QUANTITY='VELOCITY'/P112
&DEVC XYZ=3.70, 0.20, 0.60, QUANTITY='VELOCITY'/P113

&DEVC XYZ=0.20, 1.70, 0.60, QUANTITY='VELOCITY'/P121
&DEVC XYZ=2.10, 1.70, 0.60, QUANTITY='VELOCITY'/P122
&DEVC XYZ=3.70, 1.70, 0.60, QUANTITY='VELOCITY'/P123

&DEVC XYZ=0.20, 3.20, 0.60, QUANTITY='VELOCITY'/P131
&DEVC XYZ=2.10, 3.20, 0.60, QUANTITY='VELOCITY'/P132
&DEVC XYZ=3.70, 3.20, 0.60, QUANTITY='VELOCITY'/P133
!XXXXXXXXXXXXXX
!Niveau z=1.2m
!XXXXXXXXXXXXXX
&DEVC XYZ=0.20, 0.20, 1.20, QUANTITY='VELOCITY'/P211
&DEVC XYZ=2.10, 0.20, 1.20, QUANTITY='VELOCITY'/P212
&DEVC XYZ=3.70, 0.20, 1.20, QUANTITY='VELOCITY'/P213

&DEVC XYZ=0.20, 1.70, 1.20, QUANTITY='VELOCITY'/P221
&DEVC XYZ=2.10, 1.70, 1.20, QUANTITY='VELOCITY'/P222
&DEVC XYZ=3.70, 1.70, 1.20, QUANTITY='VELOCITY'/P223

&DEVC XYZ=0.20, 3.20, 1.20, QUANTITY='VELOCITY'/P231

```

```

&DEVC XYZ=2.10, 3.20, 1.20, QUANTITY='VELOCITY'/P232
&DEVC XYZ=3.70, 3.20, 1.20, QUANTITY='VELOCITY'/P233
!XXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Niveau z= 1.8m
!XXXXXXXXXXXXXXXXXX
&DEVC XYZ=0.20, 0.20, 1.80, QUANTITY='VELOCITY'/P311
&DEVC XYZ=2.10, 0.20, 1.80, QUANTITY='VELOCITY'/P312
&DEVC XYZ=3.90, 0.20, 1.80, QUANTITY='VELOCITY'/P313

&DEVC XYZ=0.20, 1.70, 1.80, QUANTITY='VELOCITY'/P321
&DEVC XYZ=2.10, 1.70, 1.80, QUANTITY='VELOCITY'/P322
&DEVC XYZ=3.90, 1.70, 1.80, QUANTITY='VELOCITY'/P323

&DEVC XYZ=0.20, 3.20, 1.80, QUANTITY='VELOCITY'/P331
&DEVC XYZ=2.10, 3.20, 1.80, QUANTITY='VELOCITY'/P332
&DEVC XYZ=3.90, 3.20, 1.80, QUANTITY='VELOCITY'/P333

!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Les points de mesures dans les coins
!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
&DEVC XYZ=0.20, 4.15, 0.60, QUANTITY='VELOCITY'/
&DEVC XYZ=0.20, 4.15, 1.20, QUANTITY='VELOCITY'/
&DEVC XYZ=0.20, 4.15, 1.80, QUANTITY='VELOCITY'/
&DEVC XYZ=2.10, 4.15, 0.60, QUANTITY='VELOCITY'/
&DEVC XYZ=2.10, 4.15, 1.20, QUANTITY='VELOCITY'/
&DEVC XYZ=2.10, 4.15, 1.80, QUANTITY='VELOCITY'/
&DEVC XYZ=3.70, 4.15, 0.60, QUANTITY='VELOCITY'/
&DEVC XYZ=3.70, 4.15, 1.20, QUANTITY='VELOCITY'/
&DEVC XYZ=3.70, 4.15, 1.80, QUANTITY='VELOCITY'/

!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
!Air VELOCITY à la grille de sortie
!XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
&DEVC XYZ=0.40, 0.55, 3.40, QUANTITY='SF6'/PS1
&DEVC XYZ=1.50, 0.55, 3.40, QUANTITY='SF6'/PS2
&DEVC XYZ=2.90, 4.15, 2.10, QUANTITY='SF6'/PS3
! XXXXXXXX
! COUPE 2D
! XXXXXXXX
&SLCF PBX=2.2, QUANTITY='TEMPERATURE', VECTOR=.TRUE. /
&SLCF PBX=2.2, QUANTITY='SF6', VECTOR=.FALSE. /
&SLCF PBX=3.7, QUANTITY='TEMPERATURE', VECTOR=.TRUE. /
&SLCF PBX=3.7, QUANTITY='SF6', VECTOR=.FALSE. /
&SLCF PBX=0.6, QUANTITY='VELOCITY'/
&SLCF PBY=2.0, QUANTITY='TEMPERATURE', VECTOR=.TRUE. /
&SLCF PBY=2.0, QUANTITY='SF6', VECTOR=.FALSE. /
&SLCF PBZ=0.50, QUANTITY='SF6', VECTOR=.FALSE. /
&SLCF PBZ=1.00, QUANTITY='SF6', VECTOR=.FALSE. /
&SLCF PBZ=1.50, QUANTITY='SF6', VECTOR=.FALSE. /
&ISOF QUANTITY='SF6', VALUE(1)=2.0e-3, VALUE(2)=1.0e-4/
&ISOF QUANTITY='TEMPERATURE', VALUE(1)=21/
&PLOT_3D QUANTITY='TEMPERATURE' /

&DUMP DT_RESTART=100./
&TAIL

```

xxxxxxxxxx Scenario 1xxxxxxxxxxxxxxx

```

&HEAD CHID='scenario1', TITLE='IAQ' /

&TIME T_END=600. /

&MESH IJK=135,100,100,XB= 0.0,3.375,0.0,2.4,0.0,2.5 /
&MESH IJK=135,100,100,XB= 0.0,3.375,2.4,4.8,0.0,2.5 /
&MESH IJK=48,108,100,XB= 0.0,1.2,-2.65,0.0,0.0,2.5 /

&SPEC ID='SF6', MW=146.05 /

&MISC SURF_DEFAULT='WALL', RADIATION=.FALSE., RESTART=.FALSE./

/BED
&MATL ID = 'FOAM'
FYI = 'Properties completely fabricated'
SPECIFIC_HEAT = 1.0
CONDUCTIVITY = 0.05
DENSITY = 40.0
N_REACTIONS = 1
NU_FUEL = 1.
REFERENCE_TEMPERATURE = 350.
HEAT_OFREACTION = 1500.
HEAT_OF_COMBUSTION = 30000. /

&MATL ID = 'FABRIC'
FYI = 'Properties completely fabricated'
SPECIFIC_HEAT = 1.0
CONDUCTIVITY = 0.1
DENSITY = 100.0
N_REACTIONS = 1
NU_FUEL = 1.
REFERENCE_TEMPERATURE = 350.
HEAT_OFREACTION = 3000.
HEAT_OF_COMBUSTION = 15000. /

&MATL ID='INSULATOR'
CONDUCTIVITY=0.041
SPECIFIC_HEAT=2.09
DENSITY=229./

&SURF ID = 'UPHOLSTERY'
FYI = 'Properties completely fabricated'
COLOR = 'BLUE'
BURN_AWAY = .FALSE.
MATL_ID(1:2,1) = 'FABRIC', 'FOAM'
THICKNESS(1:2) = 0.002,0.1 /

&SURF ID = 'WALL'
RGB = 200,200,200
VOLUME_FLUX=0.20
MATL_ID = 'GYPSUM PLASTER'
THICKNESS = 0.012 /

```

/DOOR

&SURF ID = 'WOOD', COLOR = 'WHITE',
MATL_ID='INSULATOR', THICKNESS= 0.02/

/LAMPES

&SURF ID = 'LIGHT', HRRPUA= 0.15, COLOR='MAGENTA' /

/Patient

&SURF ID = 'SKIN'
HRRPUA = 0.042
COLOR = 'RED'/

/Obstacle de contaminant

&SURF ID = 'SHEET METAL'
FYI = '18 guage sheet metal'
RGB = 0.20,0.20,0.20 /

&OBST XB=1.40, 3.20, 2.05,2.75, 0.0, 0.40 , SURF_ID='UPHOLSTERY'/ BED
&OBST XB=1.50, 3.15, 2.25,2.55, 0.40, 0.65 , SURF_ID='SKIN'/ Patient

&OBST XB= 0.15, 1.05,-0.025, 0.00, 0.05, 2.00

COLOR='WHITE', SURF_ID='WOOD'/ Door

&OBST XB= 0.0, 0.15,-0.025, 0.00, 0.0, 2.50 COLOR='BLACK', SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB= 1.05, 1.2,-0.025, 0.00, 0.0, 2.50 COLOR='BLACK', SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB= 0.0, 1.2,-0.025, 0.00, 2.0, 2.50 COLOR='BLACK', SURF_ID='WOOD'/

/PRESSION DYNAMIQUE DE 4 PA DANS LE CORRIDOR (TEST)

&VENT XB=0.0,1.2,-2.65,-2.65,0.0,2.5, SURF_ID='OPEN', DYNAMIC_PRESSURE=2.0 /

/LAMPES

!!! On a six lampes dans la chambre.

&OBST XB=0.40,1.00,0.40,1.00,2.50,2.50, SURF_ID='LIGHT' / Lampe1

&OBST XB=2.20,2.80,0.40,1.00,2.50,2.50, SURF_ID='LIGHT' / Lampe2

&OBST XB=2.20,2.80,2.10,2.70,2.50,2.50, SURF_ID='LIGHT' / Lampe3

&OBST XB=0.40,1.00,2.10,2.70,2.50,2.50, SURF_ID='LIGHT' / Lampe4

&OBST XB= 2.20,2.80,4.20,4.80, 2.50,2.50, SURF_ID='LIGHT'/Lampe5

&OBST XB= 0.40, 1.00,4.20,4.80,2.50,2.50, SURF_ID='LIGHT'/Lampe6

/AJOUT DE 2 OBSTACLES A LA SORTIE DES DIFFUSEURS POUR DISPERSER
L'ECOULEMENT DANS TOUT LES DIRECTIONS.

&OBST XB= 2.40,3.00,1.05,1.65,2.40, 2.43, SURF_ID='SHEET METAL'/ PLAQUE1

&OBST XB= 2.40,3.00,3.65, 4.25, 2.40, 2.43, SURF_ID='SHEET METAL'/ PLAQUE2

/DONNÉES

/Volume = 3.35*4.8*2.5= 40,2 m^3

/Nous avons 29.9 ACH. Donc, 0.334 m^3/s.

/Notre Flux est = 0.334 m^3/s.

/STRATEGIE1

```

/Supply Diffuser
&SURF ID='SUPPLY1', VOLUME_FLUX=-0.167, TMP_FRONT=18.0,
COLOR='GREEN'/

&SURF ID='SUPPLY2', VOLUME_FLUX=-0.167, TMP_FRONT=18.0,
COLOR='GREEN'/

&VENT XB= 2.40,3.00,1.05,1.65, 2.50, 2.50,SURF_ID='SUPPLY1' / Diffuser1
&VENT XB=2.40,3.00,3.65, 4.25, 2.50, 2.50,SURF_ID='SUPPLY2' / Diffuser2

/ Grille d'extraction
/Remarque: Il faut que le debit d'extraction soit grand de 10 pour cent
/ou 1.42 m3 than air diffuser.

/&SURF ID='Extraction1', VOLUME_FLUX=0.1837, COLOR='RED'/
/&SURF ID='Extraction2', VOLUME_FLUX=0.1837, COLOR='RED'/

/AUCUNE CONDITION AUX GRILLES D'EXTRACTION
&VENT XB=1.00, 1.60, 3.65, 4.25, 2.50, 2.50,SURF_ID='OPEN', COLOR='RED'/
&VENT XB=1.00, 1.60, 1.00, 1.60, 2.50, 2.50,SURF_ID='OPEN', COLOR='RED'/

&MATL ID          = 'GYPSUM PLASTER'
FYI              = 'Quintiere, Fire Behavior'
CONDUCTIVITY    = 0.48
SPECIFIC_HEAT   = 0.84
DENSITY         = 1440. /

/SOURCE DE CONTAMINANT

&OBST XB=3.0,3.03,2.40,2.43,0.90,0.93, SURF_ID = 'SHEET METAL' /
&VENT XB=3.0,3.03,2.40,2.43,0.93,0.93,COLOR='RED', SURF_ID='SF6'
&SURF ID='SF6', MASS_FLUX(1)=0.07315 / unites de MASS_FLUX (kg/s/m2)
/+++++++
/RESULTATS
/ Nous avons six points(SP1,SP2,SP3,SP4,SP5,SP6) de mesure
/SP5 est à l'intérieur de diffuseur1(1.5,1.3,2.50)
/SP4 est à l'interieur de diffuseur2(1.5,3.90,2.50)
/SP1 et SP3 sont de deux coté de lit SP1(2.3,3.9,1.40)
/SP3 (2.3,1.30,1.40)
/SP2 en face de lit(1.05,2.4,1.40)
/SP6 dans le couloir(0.6,-1.32.,1.40)
/ tous les points de mesure sont situés dans le plan Z= 1.40

/OUTPUT

/Concentration de SF6(ppm)
&DEVC XYZ=2.3,3.9,1.40, QUANTITY='SF6'/
&DEVC XYZ=1.05,2.4,1.40,QUANTITY='SF6'/
&DEVC XYZ=2.3,1.30,1.40, QUANTITY='SF6'/
&DEVC XYZ=1.30,3.95,2.50, QUANTITY='SF6'/
&DEVC XYZ=1.30,1.30,2.50,QUANTITY='SF6'/
&DEVC XYZ=0.6,-1.32,1.4,QUANTITY='SF6'/

```

```
/ Air velocity(m/s)

&DEVC XYZ=2.3,3.9,1.40, QUANTITY='VELOCITY'/SP1
&DEVC XYZ=1.05,2.4,1.40 ,QUANTITY='VELOCITY'/SP2
&DEVC XYZ=2.3,1.30,1.40, QUANTITY='VELOCITY'/SP3
&DEVC XYZ=1.30,3.95,2.50, QUANTITY='VELOCITY'/SP4
&DEVC XYZ=1.30,1.30,2.50,QUANTITY='VELOCITY'/SP5
&DEVC XYZ=0.6,-1.32,1.4,QUANTITY='VELOCITY'/SP6
/&DEVC XYZ=1.3,1.30,2.50, QUANTITY='VELOCITY'/SP4
/&DEVC XYZ=1.3,3.90,2.50 ,QUANTITY='VELOCITY'/SP5

/COUPE 2D
&SLCF PBX=1.6, QUANTITY='TEMPERATURE', VECTOR=.TRUE. /
&SLCF PBX=1.6, QUANTITY='SF6', VECTOR=.FALSE. /
&SLCF PBX=0.6, QUANTITY='VELOCITY'/
&SLCF PBY=2.4, QUANTITY='TEMPERATURE', VECTOR=.TRUE. /
&SLCF PBY=2.4, QUANTITY='SF6', VECTOR=.FALSE. /
&SLCF PBZ=0.50, QUANTITY='SF6', VECTOR=.FALSE. /
&SLCF PBZ=1.00, QUANTITY='SF6', VECTOR=.FALSE. /
&SLCF PBZ=1.50, QUANTITY='SF6', VECTOR=.FALSE. /

&ISOF QUANTITY='SF6', VALUE(1)=2.0e-3, VALUE(2)=1.0e-4/
&ISOF QUANTITY='TEMPERATURE', VALUE(1)=21/
&PLOT_3D QUANTITY='TEMPERATURE'/

&DUMP DT_RESTART=200./

&TAIL /
```

ANNEXE IV

LES COORDONNÉES DES POINTS DE MESURES

	X(m)	Y(m)	Z(m)
<u>SP111</u>	0,20	0,20	0,60
SP112	2,10	0,20	0,60
<u>SP113</u>	3,70	0,20	0,60
SP121	0,20	1,70	0,60
SP122	2,10	1,70	0,60
SP123	3,70	1,70	0,60
<u>SP131</u>	0,20	3,20	0,60
SP132	2,10	3,20	0,60
SP133	3,70	3,20	0,60
<u>SP211</u>	0,20	0,20	1,20
SP212	2,10	0,20	1,20
<u>SP213</u>	3,70	0,20	1,20
SP221	0,20	1,70	1,20
SP222	2,10	1,70	1,20
SP223	3,70	1,70	1,20
<u>SP231</u>	0,20	3,20	1,20
SP232	2,10	3,20	1,20
SP233	3,70	3,20	1,20
<u>SP311</u>	0,20	0,20	1,80
SP312	2,10	0,20	1,80
<u>SP313</u>	3,90	0,20	1,80
SP321	0,20	1,70	1,80
SP322	2,10	1,70	1,80
SP323	3,90	1,70	1,80

<u>SP331</u>	0,20	3,20	1,80
SP332	2,10	3,20	1,80
SP333	3,90	3,20	1,80

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

A.P. 2010. « Sources principales de polluants de l'air intérieur ». <http://www.poumon.ca/protect-protegez/pollution-pollution/indoor-interieur/index_f.php#sources>.

A.P.Q. 2010. « Association des Pneumologues de la province de Québec ». <<http://fmsq.org/f/specialites/associations/pneumologie.html>>.

Veuillez sélectionner un type de document autre que « Generic » afin de faire afficher la référence bibliographique.

Balaras, Constantinos A., Elena Dascalaki et Athina Gaglia. 2007. « HVAC and indoor thermal conditions in hospital operating rooms ». *Energy and Buildings*, vol. 39, n° 4, p. 454-470.

Barrero, Daniel, Jean-Philippe Hardy, Marcelo Reggio et Benoit Ozell. 2004. « CFD and realistic visualization for the analysis of fire scenarios ». In *ACM SIGGRAPH 2004 Posters*. p. 101. Los Angeles, California: ACM.

Beggs, Clive B., Kevin G. Kerr, Catherine J. Noakes, E. Abigail Hathway et P. Andrew Sleigh. 2008. « The ventilation of multiple-bed hospital wards: Review and analysis ». *American Journal of Infection Control*, vol. 36, n° 4, p. 250-259.

Cai, Hao, Weiding Long, Xianting Li, Lingjuan Kong et Shuang Xiong. 2010. « Decision analysis of emergency ventilation and evacuation strategies against suddenly released contaminant indoors by considering the uncertainty of source locations ». *Journal of Hazardous Materials*, vol. 178, n° 1-3, p. 101-114.

Veuillez sélectionner un type de document autre que « Generic » afin de faire afficher la référence bibliographique.

Chafi, Fatima Zohra, et Stéphane Hallé. 2010. « Evaluating of air flow movements and thermal comfort in a model room with Euler equation: Two dimensional study ». *Building and Environment*, vol. 46, n° 2, p. 448-456.

Chanteloup, V, et PS Mirade. 2009. « Computational fluid dynamics (CFD) modelling of local mean age of air distribution in forced-ventilation food plants ». *Journal of Food Engineering*, vol. 90, n° 1, p. 90-103.

Cheong, K. W. D., et S. Y. Phua. 2006. « Development of ventilation design strategy for effective removal of pollutant in the isolation room of a hospital ». *Building and Environment*, vol. 41, n° 9, p. 1161-1170.

- Coffey, C. J., et G. R. Hunt. 2007. « Ventilation effectiveness measures based on heat removal: Part 1. Definitions ». *Building and Environment*, vol. 42, n° 6, p. 2241-2248.
- CSST. 2010. « Lois et politiques ». <http://www.csst.qc.ca/Portail/fr/lois_politiques/index_loi.htm>. Consulté le 28 Janvier 2010.
- Godish, T. 1989. *Indoor air pollution control*. CRC Press.
- He, Guoqing, Xudong Yang et Jelena Srebric. 2003. « Contaminant dispersion from an area source with displacement ventilation ». In., p. 339-345. Coll. « Proceedings of the 2003 4th International Symposium on Heating, Ventilating and Air Conditioning ». Beijing, China: Tsinghua University.
- Ho, Son H., Luis Rosario et Muhammad M. Rahman. 2009. « Three-dimensional analysis for hospital operating room thermal comfort and contaminant removal ». *Applied Thermal Engineering*, vol. 29, n° 10, p. 2080-2092.
- Kuehn, Thomas H. 2003. « Airborne infection control in health care facilities ». *Journal of Solar Energy Engineering, Transactions of the ASME*, vol. 125, n° 3, p. 366-371.
- LE, H., MOIN,P.,KIM,J. 1998. « Direct Simulation - a Tool in turbulence research ». *Journal of fluid mechanics*, vol. 187, p. 61-98.
- Lee, H., et H. B. Awbi. 2004. « Effect of internal partitioning on indoor air quality of rooms with mixing ventilation--basic study ». *Building and Environment*, vol. 39, n° 2, p. 127-141.
- Lévesque, B, PL Auger, J Bourbeau, JF Duchesne, P Lajoie et D Menzies. 2003. *Qualité de l'air intérieur*, 12. Coll. « Environnement et santé publique: fondements et pratiques. Volume Chapitre ».
- Li, Y, GM Leung, JW Tang, X Yang, CYH Chao, JZ Lin, JW Lu, PV Nielsen, J Niu et H Qian. 2007. « Role of ventilation in airborne transmission of infectious agents in the built environment- a multidisciplinary systematic review ». *Indoor Air*, vol. 17, n° 1, p. 2-18.
- Liu, J, H Wang et W Wen. 2009. « Numerical simulation on a horizontal airflow for airborne particles control in hospital operating room ». *Building and Environment*.
- Mason, P. J. 1992. « Large-eddy simulation of dispersion in convective boundary layers with wind shear ». *Atmospheric Environment. Part A. General Topics*, vol. 26, n° 9, p. 1561-1571.

- McGrattan, KB, HR Baum, RG Rehm, A Hamins, GP Forney, JE Floyd et S Hostikka. 2004. « Fire Dynamics Simulator (Version 4), Technical Reference Guide ». *NIST Special Publication*, vol. 1018.
- Méndez, C, JF San Jose, JM Villafruela et F Castro. 2008. « Optimization of a hospital room by means of CFD for more efficient ventilation ». *Energy & Buildings*, vol. 40, n° 5, p. 849-854.
- Nguyen, VH, C Beaudry, G Donnini et p Renzi. 1999. *La qualité de l'air intérieur*, 2. Coll. « La qualité de l'air intérieur—Aspects techniques, médicaux et juridiques ». 356 p.
- NIST. 2010. « www.fire.nist.gov/fds/ ». (2010).
- Noakes, CJ, et PA Sleigh. 2008. « Applying the Wells-Riley equation to the risk of airborne infection in hospital environments: The importance of stochastic and proximity effects ».
- Rajagopal, K. R., L. Tao et Guoqian Chen. 1999. « A formulation on large eddy simulation ». *Communications in Nonlinear Science and Numerical Simulation*, vol. 4, n° 4, p. 245-248.
- Rim, D, et A Novoselac. 2008. « Transient simulation of airflow and pollutant dispersion under mixing flow and buoyancy driven flow regimes in residential buildings ». *ASHRAE Transactions*, vol. 114, n° 2, p. 130–142.
- Smagorinsky, J. 1963. « General Circulation Experiments with the primitive equations.I. the basic experiment ». *Monthly Weather Review*, vol. No 41, p. 99-164.
- Spengler, JD, JM Samet et JF McCarthy. 2001. *Indoor air quality handbook*. McGraw-Hill Professional.
- Sundell, J. 2004. « On the history of indoor air quality and health ». *Indoor Air*, vol. 14, n° 7, p. 51-58.
- wikipedia. 2010. « Bronchoscopie ».
- Zhang, J, et KR Smith. 2003. « Indoor air pollution: a global health concern ». *British medical bulletin*, vol. 68, n° 1, p. 209.