

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS DE LA RECHERCHE	3
1.1 Objectifs de la recherche.....	6
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE.....	7
2.1 La ventilation dans les bâtiments.....	7
2.2 La ventilation dans le secteur hospitalier.....	10
2.3 Normes et exigences	13
2.3.1 La Norme ASHRAE-170-2008.....	13
2.3.2 La Norme CAN/CSA-Z317	14
2.3.3 Loi sur la santé et sécurité de travail.....	14
2.4 Mode de ventilation	14
2.4.1 Ventilation par mélange.....	15
2.4.2 Ventilation par déplacement	15
2.4.3 Ventilation naturelle.....	15
2.4.4 Ventilation mécanique	16
CHAPITRE 3 MESURE DE LA QUALITÉ DE L’AIR	19
3.1 Calcul de l’âge moyen de l’air	19
3.1.1 Calcul de l’âge par la méthode croissante (<i>step-up</i>) :	20
3.1.2 Calcul de l’âge par la méthode décroissante (<i>step-down</i>) :	21
3.1.3 Calcul de l’âge moyen de l’air par la méthode permanente :	21
3.2 Indice de la qualité de l’air intérieur :	22
3.3 Indice d’exposition :	24
3.4 Indice cumulatif d’inhalation.....	25
3.5 Efficacité de ventilation	25
CHAPITRE 4 DESCRIPTION DE FDS ET MODÈLE MATHÉMATIQUE.....	27
4.1 Introduction au logiciel FDS.....	27
4.1.1 Le modèle mathématique.....	27
4.1.2 Équation de conservation de la masse :	28
4.1.3 Équation de conservation de la quantité de mouvement.....	28
4.1.4 Équation de conservation de l’énergie.....	29
4.1.5 Fichiers d’entrées de FDS.....	30
4.1.6 Fichiers de sorties de FDS	30
4.1.7 Smokeview.....	31
4.2 Modèles numériques	31
4.2.1 Méthode de simulation des grandes échelles (LES).....	31
4.2.2 Méthode numérique DNS	37
4.3 Intégration des conditions aux limites	37

4.4	Présentation de l'unité de bronchoscopie	38
4.4.1	Géométrie du modèle	38
4.4.2	Modèle géométrique de la salle étudiée.....	38
4.4.3	Scénarios de simulation et ventilation modélisés	39
4.4.3.1	Scénario de ventilation utilisé.....	39
4.4.3.2	Modèle de simulation utilisé.....	40
CHAPITRE 5	VALIDATION DU MODÈLE NUMÉRIQUE	45
5.1	Validation du scénario étudié.....	45
5.2	Validation du modèle numérique.....	47
5.2.1	Concentration du gaz traceur en fonction du temps.....	47
5.2.2	Déposition des particules aéroportées.....	48
5.2.3	Étude de maillage.....	51
5.2.3.1	Procédures de maillage	52
5.2.3.2	Procédure mathématique.....	54
5.2.3.3	Résultats de calcul.....	56
CHAPITRE 6	RÉSULTATS NUMÉRIQUES.....	61
6.1	Introduction.....	61
6.2	Choix de la grille de maillage et conditions aux limites.....	61
6.3	Âge moyen de l'air.....	63
6.4	Coefficient d'échange d'air.....	64
6.5	Modélisation par la méthode scalaire passif.....	65
6.5.1	Concentration du contaminant en fonction du temps	66
6.5.2	Indice d'inhalation	68
6.5.3	Exposition cumulée.....	70
6.5.4	Coefficient de ventilation.....	71
6.6	Modélisation avec le modèle de glissement.....	72
6.6.1	Concentration du contaminant en fonction du temps	73
6.6.2	Indice d'inhalation	75
6.6.3	Efficacité de ventilation	76
6.6.4	Déposition.....	77
CONCLUSION	81
RECOMMANDATIONS	83
ANNEXE I FICHER DE CALCUL DU GCI	85
ANNEXE II FICHER DE SIMULATION	93
ANNEXE III PHOTOS DE L'UNITÉ	101
BIBLIOGRAPHIE	105

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 4.1	Scénario de ventilation modélisé40
Tableau 5.1	Propriétés du maillage à 0,85 million de nœuds53
Tableau 5.2	Propriétés du maillage à 1,6 million de nœuds53
Tableau 5.3	Propriétés du maillage à 2,4 millions de nœuds.....53
Tableau 5.4	Valeurs de N et h pour chaque maillage54
Tableau 5.5	Les valeurs de ΔV_i et N pour chaque maillage.....56
Tableau 5.6	Résultats du MAA pour 480 s56
Tableau 5.7	Calcul du GCI pour 480 s56
Tableau 5.8	Propriétés des courbes de lissage59
Tableau 5.9	Calcul du GCI pour 800 s59
Tableau 6.1	Conditions aux limites.....62
Tableau 6.2	Moyenne de l'âge de l'air64
Tableau 6.3	Dimension des grilles et emplacement des capteurs de SF ₆66
Tableau 6.4	Concentration maximale de SF ₆67
Tableau 6.5	Exposition cumulée du personnel hospitalier (SP)71
Tableau 6.6	Maximum de concentration pour 2 μ m.....74
Tableau 6.7	Maximum de concentration pour 5 μ m.....75

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 4.1	Unité de bronchoscopie étudiée	43
Figure 5.1	Géométrie de l'unité étudiée.....	46
Figure 5.2	Évolution de la concentration de SF ₆ en fonction du temps.....	48
Figure 5.3	Schéma du conduit expérimental	49
Figure 5.4	Variation de la vitesse de déposition au plafond en fonction de la vitesse d'écoulement.....	50
Figure 5.5	Variation de la vitesse de déposition aux murs verticaux en fonction de la vitesse d'écoulement	50
Figure 5.6	Variation de la vitesse de déposition au plancher en fonction de la vitesse d'écoulement.....	51
Figure 5.7	Subdivision du domaine de calcul.....	52
Figure 5.8	Concentration du SF ₆ en fonction du temps pour 0,85 million de nœuds	57
Figure 5.9	Concentration du SF ₆ en fonction du temps pour 1,6 million de nœuds..	58
Figure 5.10	Concentration du SF ₆ en fonction du temps pour 2,4 millions de nœuds	58
Figure 6.1	Représentation du maillage dans un plan horizontal.....	62
Figure 6.2	Représentation graphique de la moyenne de l'âge de l'air	64
Figure 6.3	Coefficient d'échange d'air.....	65
Figure 6.4	Fraction massique de SF ₆ au niveau des extracteurs en fonction du temps pour 8 CAH (modèle SP).....	67
Figure 6.5	Indice d'inhalation pour le personnel hospitalier (SP).....	69
Figure 6.6	Fraction massique du SF ₆ dans un plan y-z pour l'unité étudiée.....	69
Figure 6.7	Exposition cumulée au niveau du médecin (SP).....	70
Figure 6.8	Variation de l'efficacité de ventilation	72

Figure 6.9	Fraction massique du SF ₆ au niveau des extracteurs pour 8 CAH (modèle DF-2µm).....	73
Figure 6.10	Fraction massique du SF ₆ au niveau des extracteurs pour 8 CAH (modèle DF-5µm).....	74
Figure 6.11	Indice d'inhalation (modèle DF).....	76
Figure 6.12	Efficacité de ventilation	77
Figure 6.13	Taux de déposition à 24 CAH pour le cas DF2	78
Figure 6.14	Taux de déposition pour 2 et 5µm.....	79
Figure 6.15	Fraction déposée après 20 minutes dans l'unité de bronchoscopie	80

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ACNOR	Association Canadienne de Normalisation
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	Ventilation à débit d'air Constant
CDC	Center of Diseased Control
CFD	Computational Fluid Dynamics
COV	Composants Organiques Volatils
CNN	Conseil Canadien des Normes
CSST	Commission de la Santé Sécurité de Travail
CVCA	Chauffage, Ventilation et Conditionnement d'Air
DNS	Direct Numerical Simulation
DF	Drift Flux
FDS	Fire Dynamics Simulator
GCI	Grid Convergence Index
H1N1	Virus de Grippe Aviaire de type H1N1
HVAC	Heating, Ventilation and Air Conditioning
LSST	Lois sur la Santé et la Sécurité de Travail
NIST	National Institute for Occupation Safety & Health
MAA	Moyenne de l'âge de l'air
pL	Picolitre
QAI	Qualité de l'Air Intérieur
SARS	Severe Acute Respiratory Syndrome
VAV	Ventilation à débit variable

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

C_s	Concentration du contaminant à la grille d'extraction (ppm)
C_e	Concentration du contaminant à la grille d'entrée (ppm)
C_m	Concentration moyenne du contaminant (ppm)
C_p	Concentration du contaminant à un point i (ppm)
$C_i(t)$	Concentration du contaminant à un point i (ppm)
$C_i(\infty)$	Concentration initiale du contaminant (ppm)
ρ_{air}	Masse volumique de l'air (kg/m^3)
\dot{Q}	Débit volumique (m^3/s)
T_s	Température à la grille d'extraction ($^{\circ}\text{C}$)
T_e	Température à la grille d'entrée ($^{\circ}\text{C}$)
M_e	Débit massique d'inhalation (kg/s)
M_p	Débit massique exhalé (kg/s)
\vec{u}	Vitesse de l'écoulement (m/s)
R	Constante des gaz parfait ($\text{J mol}^{-1} \text{K}^{-1}$)
M_α	Masse molaire du gaz ($\text{g}\cdot\text{mol}^{-1}$)
q_r	Flux de chaleur (J/s)
K	Conductivité thermique ($\text{W}/\text{m}\cdot\text{K}$)
h	Enthalpie (J/kg)
\vec{g}	Gravité (m/s^2)
τ_{ij}	Tenseur visqueux ($\text{kg}/\text{m}\cdot\text{s}^2$)
μ	Viscosité dynamique ($\text{kg}/\text{m}\cdot\text{s}$)
ν	Viscosité cinématique (m^2/s)
S_{ij}	Tenseur de déformation
δ_{ij}	Symbole de Kronecker
P_0	Pression atmosphérique (Pa)
μ_{LES}	Viscosité ($\text{kg}/\text{m}\cdot\text{s}$)
k_{LES}	Conductivité thermique ($\text{W}/\text{m}\cdot\text{K}$)
Sc_t	Nombre de Schmidt turbulent
Pr_t	Nombre de Prandtl turbulent

XX

Nu	Nombre de Nuselt
Y_α	Fraction massique du gaz
u	Composante de la vitesse suivant l'axe X (m/s)
\bar{u}	Composante de la vitesse moyenne suivant l'axe X (m/s)
\hat{u}	Composante de la vitesse fluctuante suivant l'axe X (m/s)
v	Composante de la vitesse suivant l'axe Y (m/s)
w	Composante de la vitesse suivant l'axe Z (m/s)
∇	Opérateur nabla

INTRODUCTION

Ce travail porte sur l'étude de l'influence du nombre de changements d'air pour l'élimination des bioaérosols dans une unité de bronchoscopie. Les salles de bronchoscopie sont conçues d'une manière très rigoureuse et doivent respecter les normes internationales (ASHRAE 170, AIA). Ces normes utilisées par le Ministère de la santé et des services sociaux, ont pour but principal de minimiser le temps de séjour des bioaérosols dans ces salles. Des micro-organismes peuvent provenir de la bouche et du nez du patient atteint de graves maladies pulmonaires (tuberculose, H1N1, SRAS, etc.) et se propager dans les enceintes d'un hôpital. Les travailleurs dans ce secteur d'activité sont particulièrement exposés à des risques de contamination.

La qualité de l'air intérieur est un aspect très important dans la conception des bâtiments. Dans le monde développé, on estime que la plupart des gens passent pratiquement 90% de leur temps à l'intérieur des édifices (Kuehn, 2003). L'exposition aux contaminants est plus importante à l'intérieur des bâtiments qu'à l'extérieur de ces derniers.

En particulier, la qualité de l'air dans les hôpitaux relève d'une importance majeure. De nombreux contaminants circulent dans ces enceintes. Ces polluants sont d'origine chimique, biologique ou bactériologique. D'après Lévesque (2003), ces contaminants constituent un risque pour la santé. Ils peuvent causer des infections, des maladies immunologiques, ainsi que des irritations de la gorge et de la toux.

Dans les unités de bronchoscopie, plusieurs particules sous forme de gouttelettes peuvent provenir de la bouche et du nez des patients. Ces gouttelettes qui peuvent contenir des micro-organismes, bactéries et virus peuvent se retrouver dans l'air ambiant ce qui constitue un facteur de risque pour le personnel hospitalier travaillant dans ces unités.

Ce mémoire a pour objectif de modéliser les stratégies de ventilations lors des interventions dans une unité de bronchoscopie. Un scénario d'intervention typique est modélisé. Le niveau d'exposition du personnel hospitalier est déterminé selon 2 modèles de transport des

bioaérosols. Le premier modèle utilise l'équation de transport d'un scalaire passif. Cette approche est basée sur l'hypothèse que les bioaérosols se comportent comme un gaz une fois relâché dans l'air. Le deuxième modèle appelé vitesse de glissement ou « Drift-flux » permet de considérer le dépôt des bioaérosols aux parois solides par diffusion turbulente, sédimentation et thermophorèse. À l'aide de ce modèle, l'influence du diamètre des noyaux de gouttelettes sur le dépôt des aérosols dans l'enceinte, sera étudiée.

Ce mémoire est structuré de la manière suivante :

Le premier chapitre présentera la problématique et les objectifs de la recherche. Le deuxième chapitre sera consacré à la revue de littérature reliée à la ventilation et la qualité de l'air intérieur dans le secteur hospitalier.

Le troisième chapitre présentera les différents critères quantitatifs permettant de quantifier l'efficacité d'une stratégie de ventilation. Ce chapitre présentera également les facteurs influençant le confort thermique dans une enceinte fermée. Le quatrième chapitre relatera le modèle mathématique et numérique ainsi que la méthodologie d'utilisation du logiciel *Fire Dynamic Simulator* (FDS) utilisé dans cette étude.

La géométrie de l'unité de bronchoscopie étudiée fera l'objet du cinquième chapitre. Les conditions aux frontières et le scénario modélisé feront également l'objet de ce chapitre. Le chapitre 5 sera aussi consacré à la validation du modèle numérique avec une étude de l'erreur associée à la discrétisation spatiale.

Dans le dernier chapitre, les résultats numériques obtenus pour les 2 modèles et 4 débits de ventilation seront présentés et discutés. Le présent mémoire se terminera par une conclusion générale et des perspectives pour les travaux futurs.

CHAPITRE 1

PROBLÉMATIQUE ET OBJECTIFS DE LA RECHERCHE

La qualité de l'air est l'un des problèmes majeurs du monde développé. Le monde sous-développé est lui aussi concerné par ce problème où quelques études ont été faites dans les secteurs industriel et hospitalier (Yagoub et El Agbash, 2010). Plusieurs travaux de recherches ont été menés afin de déterminer des indicateurs de la qualité de l'air (Dye et al., 2004). L'étude de Popescu et al. (2010) a permis de donner les indicateurs de surveillance de la qualité de l'air. Une autre étude similaire a proposé une méthode pour contrôler et gérer les polluants (Sun et al., 2010). Une intention particulière est portée dans cette étude sur l'influence du nombre de changements d'air sur le niveau d'exposition du personnel hospitalier dans une unité de bronchoscopie. La contamination de l'air intérieur peut se produire à partir d'infiltration d'air extérieur de mauvaise qualité (Matsuu, Ishimatsu et Ryu, 2009). Cependant, les activités des occupants et les sources de contamination interne constituent les principales causes de contamination de l'air intérieur. D'après Fong et Fong (2011), les principales sources de contaminations de l'air intérieur sont la poussière, la moisissure, le pollen, les squames d'animaux, la fumée et les produits ménagers. La pollution intérieure est l'un des facteurs qui contribuent à aggraver les symptômes d'asthme et des maladies (Qian et al., 2008) du système respiratoire (Fong et Fong, 2011). Selon l'agence américaine *Environmental Protection Agency* (EPA), la mauvaise qualité de l'air est le cinquième problème environnemental en importance en Amérique (Lakhout, 2011).

Cette étude se concentre sur la problématique de la qualité de l'air dans le secteur hospitalier et plus particulièrement dans les unités de bronchoscopie. La bronchoscopie est une procédure qui permet de visualiser l'intérieur des bronches et des voies respiratoires des poumons à l'aide d'un instrument mince semblable à un tube muni d'une source lumineuse et d'une lentille (endoscope). Cet examen est aussi pratiqué pour diagnostiquer et traiter certains troubles pulmonaires (ex : retirer des corps étrangers des voies respiratoires, maladies des poumons comme un cancer ou la tuberculose, déformation congénitale des

poumons, tumeur soupçonnée, obstruction, sécrétion, saignement, corps étranger dans les conduits respiratoires, anormalités). L'instrument appelé bronchoscope, est inséré dans le conduit respiratoire à travers le nez ou la bouche du patient ou occasionnellement par une trachéostomie (Wikipedia, 2009). Le bronchoscope peut être rigide. Dans ce cas, il est constitué d'un tube métallique ayant un diamètre intérieur de l'ordre d'un centimètre sur lequel est fixée une source lumineuse. La bronchoscopie peut causer des inconforts chez le patient. Elle est donc exécutée sous anesthésie générale. Le bronchoscope flexible cause moins d'inconforts que le rigide. Il est donc utilisé sous anesthésie locale. C'est présentement la technique qui est employée pour la majorité des bronchoscopies.

Les bronchoscopies sont effectuées par des pneumologues dans des salles prévues à cette fin (unités de bronchoscopie). Selon l'Association des pneumologues du Québec, environ 200 pneumologues sont actifs au Québec. De plus, avec les inhalothérapeutes et les préposés, environ 1 000 travailleurs seraient impliqués dans les interventions en bronchoscopie. Lors de ces interventions, des aérosols, provenant de la bouche et du nez du patient et pouvant contenir une multitude de micro-organismes dont certains sont pathogènes peuvent se retrouver en suspension dans l'air ambiant et ainsi exposer le personnel hospitalier. Ces micro-organismes peuvent être des bactéries, des virus ou des mycobactéries comme c'est le cas avec les patients atteints de tuberculose. De plus, les procédures effectuées dans les salles de bronchoscopie peuvent également générer des aérosols potentiellement pathogènes (administration de médicaments aérosolisés, intubation, réanimation cardiorespiratoire, aspiration des sécrétions respiratoires et nettoyage des bronchoscopes) (Gui, 2008). Les micro-organismes ainsi générés, peuvent se propager dans d'autres pièces de l'hôpital (administration, salles chirurgicales, etc.).

D'après Yuguo, Nielsen et Sandberg (2011), dans la plupart des environnements de soins de santé, il existe des micro-organismes et des aérosols infectieux à des concentrations relativement élevées. Ces derniers peuvent être particulièrement nocifs pour les patients en raison de leur immunité réduite, sans oublier le personnel de santé qui est lui aussi exposé à des risques de maladies contagieuses lors des interventions médicales.

Deux stratégies de ventilation sont souvent utilisées dans les hôpitaux. La ventilation naturelle par l'ouverture des fenêtres et des portes, (Yu, Shen et Ding, 2009) ainsi que la ventilation mécanique qui porte sur l'ensemble des installations de l'immeuble pour assurer un bon fonctionnement du chauffage et de l'air conditionné. Dans de nombreux hôpitaux, les salles d'isolement sont utilisées pour les patients qui sont très contagieux, minimisant ainsi les risques de contamination du personnel hospitalier. L'exposition aux bioaérosols est étroitement liée à la manière de distribuer l'air soufflé à l'intérieur de ces chambres (Srebric, Yuan et Novoselac, 2008).

Les hôpitaux diffèrent des autres bâtiments conventionnels en terme de ventilation (Yuguo, Nielsen et Sandberg, 2011). Malgré tous les efforts déployés, la qualité de l'air dans les hôpitaux reste à ce jour un sujet très complexe et souvent très coûteux, surtout avec l'apparition de nouvelles maladies transmissibles par les voies respiratoires. Une étude sur la qualité de l'air de huit hôpitaux à Hongkou (Chine) a été entreprise par Zhang (2011), en étudiant six indices de qualité de l'air dans les salles d'attente (bactéries, CO₂, norme d'hygiène, etc.). Parmi les huit cas étudiés, un seul hôpital répondait aux critères d'hygiène et de qualité de l'air.

Les travailleurs de la santé sont souvent confrontés à des patients atteints de maladies contagieuses. Les unités de bronchoscopie sont des salles à très haut risque de contamination. Le personnel qui y travaille est régulièrement confronté à des maladies transmissibles telles que la tuberculose, la grippe H1N1, etc. Le but principal de la ventilation dans ces unités est d'extraire l'air vicié infecté et de réalimenter les salles en air neuf. Ce type de salle doit être maintenu sous une différence de pression négative par rapport aux pièces adjacentes. (Richmond-Bryant, 2009). Ce différentiel de pression permet d'empêcher l'exfiltration des bioaérosols vers les autres pièces de l'hôpital.

1.1 Objectifs de la recherche

Les départements de bronchoscopie en milieu hospitalier sont parmi les départements les plus à risque pour la transmission des maladies infectieuses aéroportées, peu importe les micro-organismes impliqués (Nardell, 1991). Les recherches dans le milieu hospitalier démontrent une association forte entre le débit de ventilation, les mouvements d'air dans les enceintes et les risques de transmission et de propagation d'agents biologiques pathogènes aéroportés. Ces risques augmentent si les conditions de ventilation sont inadéquates.

L'objectif principal de ce mémoire est de modéliser un scénario d'intervention typique en bronchoscopie et déterminer le degré d'exposition du personnel hospitalier aux bioaérosols en fonction du nombre de changements d'air par heure. Ce travail permettra aussi de comparer les concentrations de bioaérosols obtenues à l'aide de deux approches numériques distinctes.

Les objectifs spécifiques sont :

- Modéliser la dispersion de bioaérosols dans une unité de bronchoscopie avec un modèle scalaire passif et un modèle avec vitesse de glissement;
- Déterminer l'indice d'inhalation du personnel hospitalier pour un scénario typique d'intervention en fonction du nombre de changements d'air par heure;
- Déterminer la fraction de bioaérosols déposée en fonction du nombre de changements d'air par heure.

Cette étude abordera aussi un volet expérimental qui permettra de valider le modèle numérique utilisé.

CHAPITRE 2

REVUE DE LITTÉRATURE

Ce chapitre dédié à la revue de littérature présente les études importantes en liens avec les travaux présentés dans ce mémoire. L'emphase sera mise sur les études reliées à la ventilation. La ventilation consiste à renouveler l'air d'un espace fermé et constitue un élément essentiel pour le maintien d'une bonne qualité de l'air intérieur. Plus précisément, le rôle de la ventilation est :

- Apporter un renouvellement d'air de qualité;
- Permettre une extraction des polluants, virus et bactéries tout en évitant l'accumulation de mauvaises odeurs et de gaz potentiellement toxiques;
- Contrôler le niveau d'humidité et minimiser le risque d'apparition de moisissure;
- Créer des conditions de confort thermiques adéquates avec une consommation énergétique faible.

Dans ce chapitre, nous allons aborder le rôle de la ventilation en général. Par la suite, une étude sur la ventilation dans un milieu hospitalier sera présentée. Enfin, nous allons présenter certaines normes, exigences et réglementations qui s'appliquent dans les établissements du secteur de la santé.

2.1 La ventilation dans les bâtiments

De nos jours, la plupart des gens passent la majorité de leur temps dans des lieux fermés (maison, travail, centre commercial, etc.). Le renouvellement de l'air de ces espaces fermés devient incontournable. Dans les milieux fermés, les contaminants peuvent être d'origine chimique (dioxyde de carbone, composants organiques volatils, etc.), ou d'origine biologique.

Le moyen le plus efficace pour prévenir la présence de contaminants dans l'air intérieur demeure le contrôle des émissions de contaminants à la source (Sherman, 2004). Les fuites d'eau, les fissures des murs, l'emploi de matériaux toxiques ainsi que la consommation de tabac à l'intérieur augmentent considérablement les risques de contamination des enceintes fermées. Certaines sources de contamination sont faciles à localiser, mais d'autres sont plus difficiles à détecter. D'autres sources de contamination sont dues à l'introduction volontaire dans nos bâtiments de substance ou d'objets tels que les tapis, les plastiques et certains équipements bureautiques. Enfin, les activités des occupants sont considérées comme une source de pollution intérieure parfois difficiles à contrôler. Cependant, le taux de ventilation a des répercussions directes sur la qualité de l'air intérieur (Laverge et al., 2011).

Les premières études de la qualité de l'air ont été réalisées au début des années 60. À l'époque, la préoccupation majeure était la fumée de cigarette (Sundell, 2004). De nos jours, la qualité de l'air intérieur est une préoccupation majeure du public et de nombreux chercheurs. Les études de Gang et Ma (2011) et Kung et al. (2011) ont permis d'étudier la qualité de l'air à l'intérieur de quelques édifices publics tels que deux centres commerciaux, une salle d'attente d'une gare, un bâtiment d'enseignement et deux restaurants. Dans ces études, les principaux contaminants de l'air intérieur mesurés étaient CO_2 , NO_2 , NO , SO_2 , CO et les COV (Composés organiques volatils). Les résultats de ces études ont indiqué que l'air intérieur de tous les espaces publics présentaient un taux relativement élevé de CO_2 , NO_2 et NO à l'exception du bâtiment d'enseignement. Une étude de la ventilation dans une cuisine a été élaborée par Hou et al. (2012). Elle a permis d'optimiser la qualité de l'air intérieur par l'analyse de la vitesse de soufflage, l'humidité, le taux de changement d'air ainsi que la température de l'air d'alimentation. Cette étude a donné des valeurs optimales de la qualité de l'air pour un taux de 30 changements d'air par heure, une température de soufflage de 301,15 K et une vitesse de soufflage de 0,41 m/s. Les polluants peuvent être éliminés en utilisant des systèmes d'extraction localisés telle une hotte. La ventilation naturelle permet elle aussi de minimiser la concentration de polluants dans une enceinte fermée. L'analyse de la qualité de l'air se fait avec des instruments permettant de déterminer la concentration de divers polluants (Chaffin et al., 1995).

L'augmentation de la population dans les villes, la diminution des espaces verts, les infiltrations dans les bâtiments ainsi que la construction des bâtiments d'une manière anarchique augmente considérablement le risque et le taux de la pollution. Rajouté à cela l'augmentation des électroménagers dans les maisons et les lieux publics qui génèrent de la poussière pouvant causer des problèmes de qualité de l'air. L'objectif principal recherché, ces dernières années au niveau de la ventilation, est de réduire la consommation d'énergie des systèmes, tout en offrant un niveau de confort adéquat, et de respecter les normes d'hygiène pour les occupants (Teixeira et al., 2012). L'étude de Laverge et al. (2011) a permis de démontrer qu'une bonne isolation, avec une utilisation efficace de la ventilation dans les bâtiments, réduit environ de moitié la facture énergétique. Ceci fait en sorte que la ventilation est une cible attrayante pour les mesures d'économie d'énergie.

Le travail d'Ahmadzadehtalatapeh et Yau (2011) a permis d'étudier l'effet des échangeurs de chaleur à caloducs sur le système de climatisation existant dans une salle d'hôpital située en Malaisie. Cette recherche emploie un logiciel de simulation numérique permettant de visualiser des géométries très adaptées telles que TRNSYS pour l'étude de la performance du système de climatisation ainsi que la qualité de l'air à l'intérieur de la salle. Cette étude a démontré que la ventilation au sein de cet hôpital ne répondait pas aux exigences des normes et des règles de l'art. Les conditions de ventilation peuvent être améliorées en se basant sur l'étude numérique élaborée.

L'étude de Nyruud, Bringslimark et Englund (2011) a évalué l'impact de l'utilisation du bois dans un milieu hospitalier. L'objectif de cette étude était d'évaluer les avantages éventuels pour la santé humaine lors de l'utilisation des matériaux en bois dans les chambres des patients, et de quantifier la qualité de l'air intérieur et le climat en raison de l'influence des matériaux d'ameublement. Cette étude a permis d'affirmer que l'influence de l'utilisation du bois dans la fourniture de chambres d'hôpital a une influence négligeable sur la qualité de l'air intérieur.

2.2 La ventilation dans le secteur hospitalier

La qualité de l'air dans les salles d'opération des hôpitaux est l'une des grandes préoccupations pour les patients et le personnel médical. Cependant, une utilisation énergétiquement efficace des systèmes de ventilation et de climatisation est exigée (Dascalaki et al., 2008). Une bonne qualité de l'air dans ce secteur permet de donner un certain confort pour le personnel hospitalier et limiter le risque de propagation des maladies transmissibles.

Au cours de la dernière décennie, il y a eu une augmentation de l'intérêt pour la qualité de l'air intérieur et la conception appropriée des systèmes de climatisation et de ventilation mécanique. Cela est particulièrement crucial dans les hôpitaux où l'air contaminé est le deuxième facteur de risque en importance de contracter une maladie pour les patients, les travailleurs de la santé et les visiteurs. Les systèmes de ventilation et de climatisation dans les hôpitaux ont également un rôle très important pour assurer un confort thermique (Cheong et Phua, 2006). Les résultats rapportés par Cheong et Phua, ont montré que les chambres d'isolement et les salles d'autopsie devraient être maintenues à une pression d'air négative par rapport aux pièces voisines et au couloir. La pression négative est maintenue en gardant un débit d'air extrait plus grand que le débit d'air soufflé.

L'article de Mendez et al. (2008), donne une analyse sur la circulation d'air de ventilation dans une chambre d'hôpital à deux lits. Le modèle numérique construit permet de calculer l'âge de l'air et de voir le comportement aérodynamique de l'air à l'intérieur de la chambre. Les résultats obtenus ont donné une configuration optimale de la ventilation de la salle. L'utilisation de la mécanique des fluides numériques (CFD) pour la modélisation de la ventilation des salles d'isolement est bien adaptée. On retrouve plusieurs études sur cette problématique. L'une des plus intéressante et récente est l'étude de King et al. (2013) qui a comparé des résultats numériques et expérimentaux. Les résultats expérimentaux et numériques obtenues sont presque similaires. Dans le même contexte, l'étude de Carla Balocco (2010) et Hathway et al. (2011), ont modélisé la propagation de la toux dans une

chambre d'isolement à l'aide d'outils numériques, cette étude a permis. L'étude a permis de valider l'outil numérique pour la propagation des polluants dans une chambre fermée.

L'article de Cheong et Phua (2006), présente une étude de l'influence des stratégies de ventilations sur la qualité de l'air à l'intérieur d'une chambre d'isolation d'un hôpital. Les auteurs ont conclu que le déplacement des grilles d'extraction et de soufflage influence sur l'indice de la qualité de l'air à l'intérieur de la chambre d'isolement.

D'après Lakhout (2011), la meilleure façon de contrôler et de maintenir une concentration de contaminants acceptable, est de prévoir l'admission d'air frais provenant du plafond avec des bouches d'évacuation situées au bas des murs de 20 à 30 cm du sol (ASHRAE, 2007). Toutefois, la plupart des hôpitaux ne répondent pas à cette exigence.

L'étude de H. Qian (2010), a apporté une analyse sur quelques stratégies de ventilation dans une chambre d'isolation d'un hôpital à l'aide d'outils numériques. Il a été conclu que l'extraction de l'air contaminé par le plafond donne de meilleurs résultats de qualité de l'air intérieur.

Dans le même contexte que notre étude, des travaux effectués par Kumar, Kumar et Gupta (2008), présentent la qualité de l'air dans une salle d'isolement d'un hôpital. Les résultats obtenus ont fait l'objet de calcul du temps de séjour moyen d'un contaminant et des bactéries qui peuvent être libérés de la bouche d'un patient contagieux. Deux types de patients ont été choisis pour différentes stratégies de ventilation : des patients atteints de graves maladies pulmonaires et des patients infectieux. Le corps du patient est simulé comme un cylindre avec des valeurs approximatives pour les propriétés physiques et thermiques en considérant une source de chaleur constante émise par le corps humain.

D'après l'étude de Micas, Nazaroff et Hubbard (2005), l'air contaminé est le premier facteur responsable de la transmission de maladies. Les personnes malades peuvent émettre des aérosols pathogènes susceptibles d'atteindre la région alvéolaire des poumons. Lors des

éternuements, le diamètre des particules varie entre 1 et 2 000 μm , mais 95% de ces gouttelettes ont des diamètres compris entre 2 et 100 μm (Steven W. Lenhart, 2004). D'après l'étude menée par Yassi (2004), le diamètre des aérosols provenant d'une toux se compare à ceux émis par un éternuement. Par contre, pour un éternuement, la vitesse des particules est nettement plus élevée pouvant atteindre près de 100 m/s. D'après la même étude, la majorité des virus et bactéries donnant lieu à des maladies respiratoires, et qui peuvent être inhalées par le personnel hospitalier, ont un diamètre qui varie entre 5 et 10 μm . La récente étude de William G. Lindsley et al. (2012) admet que le diamètre des particules d'aérosols est dans une plage comprise entre 0,35 à 10 μm . Le volume moyen de particules émises lors d'une toux est de 26 pL (Picolitre).

Le comportement aérodynamique des bioaérosols dépend de leurs diamètres. Les gouttelettes ayant un diamètre inférieur à 5 μm peuvent se déplacer facilement dans l'enceinte et suivent de près l'écoulement d'air. Par contre, celles ayant des diamètres supérieurs à 5 μm se déposent plus rapidement au sol sous l'effet de la gravité.

Le travail de Rui, Guangbei et Jihong (2008) a comparé la transmission aérienne des bactéries dans deux salles d'opération au cours de deux opérations. Ainsi, une simulation numérique pour le calcul des trajectoires des bactéries a été réalisée. Les résultats des simulations ont été comparés avec les données mesurées sur le terrain. Une bonne concordance entre l'expérimentale et l'étude numérique a été trouvée.

Le but principal de l'étude de Richmond-Bryant (2009), était d'examiner les caractéristiques de la ventilation d'une chambre d'isolement avec la présence d'un contaminant émis par la bouche du patient par une toux ou un éternuement. Un outil de simulation numérique est utilisé pour modéliser les paramètres de ventilation de l'enceinte. L'étude a permis de présenter quelques recommandations à suivre pour le système et la stratégie de ventilation.

2.3 Normes et exigences

Au Québec et partout ailleurs dans le monde, il existe des normes de ventilation. Par contre, il n'y a pas de loi spécifique pour la qualité de l'air intérieur dans les édifices non industriels (Pierre Lajoie, 2006). Chaque ville ou municipalité peut exiger des lois et des réglementations relatives à la ventilation et la qualité de l'air intérieur des édifices construits sur leurs territoires. Les lois et réglementations adaptées au Québec sont généralement inspirées des normes Américaines telles qu'ASHRAE-170 ainsi que le Center of Diseased Control (CDC).

Les systèmes de ventilation dans le secteur hospitalier doivent être conformes aux règles de l'art et aux normes exigées par les organismes suivants :

- ASHRAE Standard 170-2008, Ventilation for Health Care Facilities (ASHREA, 2008);
- Norme de l'Association Canadienne de normalisation, CAN/CSA-Z317.2-01, sur la ventilation, climatisation, chauffage dans les établissements de santé (CCN, 2008);
- 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, 2012).

2.3.1 La Norme ASHRAE-170-2008

ASHRAE est une société savante spécialisée dans le domaine de la mécanique du bâtiment. Elle compte parmi ces membres de nombreux techniciens et ingénieurs dans la spécialité. Ils travaillent, entre autres, dans l'élaboration des critères et les règles de l'art des systèmes de climatisation, chauffage et de ventilation. ASHRAE révisé ses recommandations tous les cinq ans par des experts dans le domaine.

Le Canada et les États-Unis s'inspirent de ces normes et critères pour rédiger la réglementation. La norme ASHRAE-170 porte sur la ventilation des établissements de santé. Elle recommande 12 changements d'air par heure (CAH) pour les unités de bronchoscopie avec 2 changements d'air neuf au minimum. La norme exige aussi qu'une salle de

bronchoscopie doit être maintenue à une pression négative de 2 ½ Pa au minimum, afin d'éviter la contamination des autres pièces avoisinantes.

2.3.2 La Norme CAN/CSA-Z317

C'est une norme canadienne pour les systèmes de climatisation, ventilation et de chauffage dans les établissements de santé. Dans cette norme, les établissements de santé sont classés en trois classes et chaque classe en trois zones. Les unités de bronchoscopie font partie de la (classe A, zone 1).

D'après cette norme, les bouches de soufflage d'air des salles de bronchoscopies doivent être au plafond, tandis que les bouches d'extraction d'air doivent être près du plancher (Lakhout, 2011), avec une recommandation de 20 changements d'air par heure, dont 6 changements d'air frais. La norme exige aussi le maintien d'une pression négative à l'intérieur de la salle de bronchoscopie, ceci peut aider au contrôle du transport des contaminants. La salle doit être aussi maintenue à une température comprise entre 20 et 24 degrés Celsius.

2.3.3 Loi sur la santé et sécurité de travail

La loi sur la santé et sécurité de travail porte elle aussi sur la ventilation la climatisation et le chauffage (LSST, 2012). Elle indique que les établissements doivent être ventilés d'une manière régulière, en utilisant la ventilation naturelle ou mécanique. Les systèmes et les moyens de ventilation utilisés doivent être conçus, construits et installés conformément aux règles de l'art qui prévalent au moment de leur installation.

2.4 Mode de ventilation

La stratégie de ventilation peut à elle-même déterminer les caractéristiques des écoulements d'air dans une enceinte fermée. Les modes de ventilation sont la ventilation mécanique et la ventilation naturelle, ou la combinaison entre les deux modes qui est une ventilation hybride (combinaison entre la ventilation naturelle et mécanique).

Quelques stratégies de ventilation sont présentées dans les sections qui suivent.

2.4.1 Ventilation par mélange

L'objectif de la ventilation par mélange aussi appelé ventilation par dilution est de diffuser l'air soufflé sans créer de courant d'air dans le local, de manière à ce que les conditions thermiques et les concentrations des contaminants soient uniformes dans tout l'espace ou dans une zone spécifique du local. Les débits d'air sont généralement définis par le calcul de l'équilibre de la température ou de l'humidité. Le débit d'air peut aussi être déterminé en fonction de la dilution des contaminants dans l'air du local. Le CO₂ est souvent utilisé comme contaminant de référence. Naturellement, les taux de ventilation d'air extérieur spécifiés dans les règles de construction doivent être respectés.

L'efficacité de la ventilation est garantie en diffusant de l'air dans toute la zone occupée en évitant les zones de stagnation au niveau des extracteurs (Halton, 2012).

2.4.2 Ventilation par déplacement

La ventilation par déplacement est une technique de ventilation permettant de remplacer l'air contaminé dans une enceinte fermée en diffusant de l'air neuf à faible débit par la partie basse de la salle à une température légèrement moins élevée que la température de l'air ambiant. L'évacuation de l'air se fait par le plafond. L'objectif de la ventilation par déplacement est de créer deux zones. Une zone où la température est uniforme et une zone près du plafond où les surplus de chaleur et les contaminants s'accumulent (Tardif, 2007).

2.4.3 Ventilation naturelle

La ventilation naturelle est le mouvement de l'air causé par la pression dynamique du vent ou par la différence de température entre l'extérieur et l'intérieur du bâtiment (effet cheminée).

Dans le cas de la ventilation naturelle, aucun ventilateur n'intervient pour créer les mouvements d'air. L'air se déplace grâce au gradient de pression et de masse volumique. Ce mode de ventilation s'avère difficilement contrôlable puisqu'il dépend de l'étanchéité de l'enveloppe et de la différence de température en l'intérieur et l'extérieur du bâtiment.

2.4.4 Ventilation mécanique

La ventilation mécanique désigne tout un dispositif comportant au moins un équipement motorisé d'évacuation et/ou d'alimentation forcée d'air. Elle a pour rôle de faciliter l'aération des pièces en évacuant l'air vicié et en le renouvelant par de l'air frais provenant de l'extérieur. La ventilation mécanique peut se faire de façon locale (captage à la source), c'est-à-dire en évacuant les polluants lorsqu'ils sont émis et avant qu'ils ne se répandent à l'intérieur, ou de façon centrale, afin de diluer les polluants de sources diverses dans une pièce. Enfin, la ventilation mécanique peut se faire de façon continue et par intermittence (soit par fonctionnement et arrêt de l'appareil à intervalles donnés ou sur une période de temps définie) (Pierre Lajoie, 2006).

Nous distinguons deux types de ventilation mécaniques :

- Système de ventilation à débit constant (CAV) :

Dans le cas de la ventilation à débit constant, le flux d'air admis par les diffuseurs reste constant. Ce sont les systèmes d'extraction d'air qui permettent de régler la pression et la température dans la salle.

- Système de ventilation à débit variable (VAV) :

Pour les systèmes de ventilation à débit variable, le débit d'air d'alimentation est fixé à partir de réglage de température et du taux d'occupation du local à ventiler. Ces systèmes peuvent aussi fournir un débit d'alimentation constant pendant une période donnée tant que les paramètres de contrôles restent inchangés.

On peut aussi distinguer plusieurs systèmes de ventilation selon le type d'alimentation et d'extraction d'air. D'une manière très générale, on peut définir les systèmes suivants :

1. Le système à simple extraction : un ou plusieurs ventilateurs expulsent l'air, l'admission d'air de compensation étant assurée par les infiltrations.
2. Le système à simple alimentation : un ou plusieurs ventilateurs introduisent l'air neuf à l'intérieur de l'édifice, l'extraction d'air se fait par les orifices de l'enveloppe du bâtiment.
3. Le système combinant alimentation et extraction : un ventilateur expulse l'air vicié et un autre ou le même ventilateur (cas des climatiseurs) assure l'alimentation dans l'enceinte fermée.

CHAPITRE 3

MESURE DE LA QUALITÉ DE L'AIR

La qualité de l'air intérieur d'un établissement est une question de confort qui dépend des personnes qui y vivent. Le confort dans un environnement intérieur peut avoir un impact direct sur la concentration, les performances de travail ainsi que sur les relations entre les occupants. Ces facteurs ont un impact direct sur la productivité. Le problème de la qualité de l'air intérieur (QAI) peut aussi avoir un impact sur la santé individuelle et communautaire des gens vivant sous le même toit (Ziftci et al., 2012). Une mauvaise gestion de la qualité de l'air peut être très coûteuse pour les responsables de bâtiments. Non seulement parce qu'elle peut favoriser l'émergence de troubles sanitaires chez les occupants, mais aussi parce qu'elle peut générer des dépenses dans les investigations et les analyses.

Ces dernières années, la médiatisation de la question de la QAI a conduit à une sensibilisation importante des citoyens à cette problématique. Ce contexte, qui combine une inquiétude et une exigence de savoir-faire, renforce l'importance d'une démarche proactive pour faire des occupants des établissements collectifs des acteurs investis dans la qualité de l'air intérieur (sports, 2010).

3.1 Calcul de l'âge moyen de l'air

Les chercheurs en mécanique du bâtiment caractérisent l'efficacité de ventilation par le taux de changement d'air par heure, l'indice de ventilation et le débit d'air frais dans un local. Tous ces paramètres sont directement liés à l'âge moyen de l'air (Chanteloup et Mirade, 2009). L'utilisation du concept de l'âge moyen de l'air dans la ventilation a été introduit par Mats Sandberg (1983). Il est défini comme la durée moyenne pour qu'une « particule fluide » parcoure la distance entre l'entrée d'alimentation d'air (bouche de soufflage) et un point quelconque dans le local ventilé.

L'âge moyen de l'air peut être calculé de plusieurs manières. On distingue les méthodes décroissante, croissante ainsi que la méthode d'état stable.

3.1.1 Calcul de l'âge par la méthode croissante (*step-up*) :

Selon Zerihun Desta et al. (2005), le concept de l'âge moyen de l'air peut être adapté à un contaminant ou tout autre gaz traceur simulant un contaminant. Dans cette méthode, la concentration du gaz traceur ou du contaminant est supposée initialement nulle. Le contaminant est ensuite admis dans la pièce ventilée. L'âge de l'air local (MAA) à un point arbitraire dans l'enceinte est défini par le temps nécessaire pour qu'une « particule fluide » du contaminant atteigne ce point dans l'enceinte. L'âge de l'air à un point quelconque est déterminé à partir des concentrations mesurées en fonction du temps de la manière suivante :

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

Où $c_i(t)$ est la fraction massique du gaz traceur (kg de contaminant/kg d'air) dans la pièce étudiée au temps t , $c_i(\infty)$ est la fraction massique finale du contaminant (kg de contaminant/kg d'air) et MAA_i est l'âge local de l'air au point i .

L'équation (3.1) peut être résolue par une approche numérique en utilisant par exemple, la méthode classique des trapèzes et en traçant $c_i(t) = f(t)$, calculé à partir des données de simulation (Chanteloup et Mirade, 2009).

Le MAA dans le local augmente d'une manière considérable si une partie de l'air circule pendant une longue période avant d'être extrait, ce qui dépend de l'efficacité du système de ventilation (Chanteloup et Mirade, 2009).

3.1.2 Calcul de l'âge par la méthode décroissante (*step-down*) :

Dans le présent travail, la méthode décroissante est utilisée pour la mesure et le calcul de l'âge moyen de l'air. Dans cette méthode, on suppose que la chambre est initialement remplie de gaz traceur (SF_6) avec une concentration uniforme et homogène. De l'air frais est injecté dans l'espace de la chambre et la concentration du gaz est mesurée à chaque pas de temps jusqu'à ce que la chambre soit complètement décontaminée.

Le calcul de l'âge local de l'air se fait suivant la relation 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 $C_i(t)$, représentent respectivement les fractions massiques du gaz traceur dans l'enceinte au temps initial (t_0) et t exprimé en (kg de contaminant/kg d'air).

Dans le présent travail, le calcul de cette intégrale est effectué par la méthode des trapèzes.

L'âge moyen de l'air est simplement la moyenne des âges aux points i .

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

3.1.3 Calcul de l'âge moyen de l'air par la méthode permanente :

Dans cette méthode, le calcul de l'âge moyen de l'air dans une pièce est directement déterminé à partir des codes de simulations. Les codes CFD permettent de résoudre l'équation de transport du contaminant.

3.2 Indice de la qualité de l'air intérieur :

Selon Tung et al. (2009), l'indice de qualité de l'air dans un local est utilisé pour décrire l'efficacité d'un système de ventilation à éliminer les contaminants. Il permet aussi d'exprimer la capacité d'un système de ventilation à extraire les contaminants d'un local isolé. Cet indice est calculé lorsque le régime permanent est atteint. Plus l'indice de qualité de l'air est important, plus le niveau de concentration du contaminant est faible, ce qui indique une meilleure efficacité de ventilation. L'indice de qualité de l'air est donné par la formule suivante :

$$\varepsilon_c = \frac{C_s + C_e}{C_m + C_e} \quad (3.4)$$

Où, C_s et C_e sont respectivement les concentrations du contaminant au niveau des grilles de soufflage et d'extraction. C_m , est la concentration moyenne du contaminant dans la zone occupée.

Dans le présent travail, l'indice ε_c est déterminé à partir de la concentration moyenne du contaminant éjecté par le patient (C_s), la concentration moyenne du contaminant au niveau des grilles d'extraction (C_e), ainsi que la concentration moyenne du contaminant dans l'ensemble de la pièce (C_m).

L'efficacité de ventilation dépend de plusieurs paramètres, on peut citer:

- Stratégie de ventilation : nombre de changements d'air, localisation et type de grille de soufflage, débit de soufflage et d'extraction, température de soufflage ainsi que la pression intérieure.
- Propriétés du gaz ou du polluant : masse volumique, coefficient de diffusion et taille des particules pour les contaminants particuliers.
- L'aménagement de la pièce.

Un autre indice nous permet de mesurer l'efficacité d'un système de ventilation à évacuer la chaleur dans une enceinte. Cet indice est directement lié à la température intérieure de l'enceinte. Il est donné par la relation suivante :

$$\varepsilon_T = \frac{T_s + T_e}{T_m + T_e} \quad (3.5)$$

Où, T_s, T_e sont respectivement les températures au niveau des grilles de soufflage et d'extraction et T_m , est la température moyenne dans la chambre étudiée.

D'après Tung et al. (2009), l'indice de qualité de l'air définit l'efficacité du système de ventilation à extraire et éliminer les contaminants. Un indice élevé de la qualité de l'air signifie une présence faible du contaminant, indiquant une meilleure qualité de l'air à l'intérieur du local. Cet indice est donné par la relation suivante :

$$QI = \frac{C_e + C_s}{C_p + C_s} \quad (3.6)$$

Où C_e et C_s sont, respectivement les concentrations du contaminant au niveau des grilles d'extraction et de soufflage. C_p est la concentration du contaminant à n'importe quel point du local.

On peut encore définir un autre indice qui peut représenter l'efficacité à éliminer les contaminants dans une pièce. Cet indice est le rapport entre la concentration du polluant à l'extracteur et la concentration du polluant à l'intérieur de la chambre (Rouaud et Havet, 2005).

$$\varepsilon_c = \frac{C_e(t_\infty)}{C_m(t_\infty)} \quad (3.7)$$

Où $C_e(t_\infty)$ est la concentration à l'extracteur, $C_m(t_\infty)$ est la concentration moyenne dans la pièce et t_∞ est le temps nécessaire pour obtenir une concentration stationnaire.

3.3 Indice d'exposition :

D'après He et al. (2011), l'indice d'exposition est défini comme la masse de polluants émise par une source et qui est inhalée par un individu dans une même pièce. Il est exprimé comme suit :

$$IF = \frac{C_e M_e}{C_p M_p} \quad (3.8)$$

Où C_e et C_p sont respectivement les concentrations moyennes dans l'enceinte et au niveau de la bouche de la personne exposée. M_e et M_p sont respectivement le débit massique d'inhalation de la personne exposée et le débit massique exhalé du patient.

Dans cette étude, nous avons utilisé un autre indice d'exposition qui reflète l'exposition cumulée dans l'enceinte. Ce critère permet de calculer la quantité du contaminant cumulé dans un point quelconque de l'enceinte. Le calcul de cet indice est effectué à l'aide de la formule suivante :

$$EXP = \int C_m(t) dt \quad (3.9)$$

Où C_m est la concentration du gaz traceur dans un point de l'enceinte. Cette intégration peut être calculée d'une manière simple en utilisant la méthode des trapèzes.

3.4 Indice cumulatif d'inhalation

L'indice cumulatif d'inhalation (I_{inh}) permet de quantifier la fraction de bioaérosol émise par le patient qui est inhalée par le personnel hospitalier. La fraction inhalée diffère d'une position à une autre. D'après l'étude de Lai, Thatcher et Nazaroff (2000), l'expression mathématique de cet indice est donnée par la relation suivante :

$$I_{inh} = \frac{\rho_{air} \dot{Q} \int_{t=0}^{t_f} Z_i dt}{m_{t,e}} \quad (3.10)$$

Où Z_i est la fraction massique de bioaérosol au niveau de la bouche du personnel hospitalier, \dot{Q} est le volume d'air respiré en m^3/s et $m_{t,e}$ représente la masse totale de bioaérosol, en kg, émise par le patient.

3.5 Efficacité de ventilation

Le système de ventilation est conçu d'une manière à déplacer une quantité d'air de la bouche de soufflage vers les bouches d'extractions. Il permet de renouveler l'air intérieur et d'extraire l'air vicié souvent stagné dans les coins de la pièce. l'efficacité de ventilation est définie comme étant le pourcentage d'air frais introduit dans une enceinte par rapport à la quantité d'air extraite par les bouches d'extractions (Srebric, Yuan et Novoselac, 2008). Un système de ventilation efficace permet de renouveler l'air intérieur plus rapidement. Pour un système idéal, l'efficacité de ventilation est proche de l'unité (100%), ce cas est rarement atteint dans la réalité.

L'efficacité de ventilation dépend des paramètres suivants :

1. Position des bouches de soufflage et d'extraction;
2. Stratégie et scénario de ventilation;
3. Propriétés physico-chimiques des gaz et des particules contenues dans l'air intérieur;
4. Type de la source de pollution (chimique, biologique).

CHAPITRE 4

DESCRIPTION DE FDS ET MODÈLE MATHÉMATIQUE

Dans cette partie du mémoire, le logiciel FDS sera présenté avec une description du modèle mathématique utilisé.

4.1 Introduction au logiciel FDS

Le logiciel Fire Dynamic Simulator (FDS) (McGrattan, 2013) est un logiciel de simulation numérique des écoulements. Il permet de résoudre les équations de Navier-Stokes à l'aide de la méthode de simulation des grandes échelles (Large Eddy Simulation - LES). Le logiciel offre également la possibilité de résoudre ces équations par simulation numérique direct (DNS). FDS a été développé par le *National Institute of Standards and Technology* (NIST), la première version a été rendue publique en février 2000. Les principales applications du logiciel ont été conçues pour la modélisation des systèmes d'évacuation de fumée et l'étude de scénario d'incendies dans les bâtiments.

4.1.1 Le modèle mathématique

Les équations qui régissent les mouvements d'air dans les bâtiments sont les équations de Navier-Stokes. Elles sont directement issues des lois newtoniennes de l'hydrodynamique. Les difficultés rencontrées pour la résolution de ce système d'équations sont principalement liées au caractère non linéaire des termes de convection qui apparaissent dans ces équations. À part quelques résolutions analytiques rapportées dans la littérature telle que les écoulements de Couette ou de Poiseuille, il n'existe pas de solution analytique pour des écoulements plus complexes tels que ceux rencontrés dans les enceintes de bâtiment. Pour pallier ce problème, il est nécessaire de faire appel à la simulation numérique pour trouver une solution approximative aux champs de vitesse et de pression créés par les écoulements

turbulents ou les configurations complexes. Dans les sections suivantes, les équations résolues par FDS seront présentées.

4.1.2 Équation de conservation de la masse :

C'est l'un des principes fondamentaux en mécanique des fluides. Cette relation est aussi appelée équation de continuité :

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div}(\rho \vec{U}) = 0 \quad (4.1)$$

4.1.3 Équation de conservation de la quantité de mouvement

Écrite sous forme vectorielle, cette équation est :

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

Tel que

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

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

Le cisaillement est :

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

$$(\vec{u} \cdot \nabla) \vec{u} = \frac{\nabla |\vec{u}|^2}{2} - \vec{u} * \vec{\omega} \quad (4.6)$$

Où δ_{ij} , est le symbole de Kronecker :

$$\delta_{ij} = \begin{cases} 1 & \text{si } i = j \\ 0 & \text{si } i \neq j \end{cases} \quad (4.7)$$

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

$$S_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (4.8)$$

4.1.4 Équation de conservation de l'énergie

Dans FDS, c'est l'enthalpie (h) qui apparait dans la relation de conservation de l'énergie. Pour un gaz parfait, cette enthalpie est directement reliée à la température.

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

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

Toutes ces équations sont couplées à l'équation d'état des gaz parfaits définie par :

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

Dans ces dernières relations, ρ est la masse volumique de l'air, \vec{u} est le vecteur vitesse de l'écoulement, Y_α et D_α sont respectivement la fraction massique, exprimée en kg/kg d'air, et le coefficient de diffusion du gaz. R est la constante des gaz parfaits, M_α est la masse molaire

du gaz, q_r est défini comme le flux de chaleur radiatif, K est la conductivité thermique. Finalement, T représente la température, h est l'enthalpie, H est la pression, \vec{g} correspond au vecteur de gravité et $\nabla \cdot \tau_{ij}$ est le tenseur visqueux.

On peut encore définir la pression à partir de l'équation de Bernoulli sous la forme suivante :

$$H = P_0 - \rho_\infty \vec{g}Z + P \quad (4.11)$$

Il faut noter que le logiciel FDS permet une résolution de l'équation de conservation de l'énergie à partir des termes sources. Aussi il permet de calculer la température à partir du calcul de l'enthalpie.

4.1.5 Fichiers d'entrées de FDS

Pour lancer une simulation avec le logiciel FDS, l'utilisateur doit préparer un fichier texte sous forme de lignes de commandes appropriées. Le fichier d'entrée fournit au logiciel, contient toutes les informations nécessaires pour décrire un scénario à modéliser. Le fichier contient des informations concernant la géométrie de la pièce, le maillage, les conditions aux limites, le modèle de sous-maille, les diamètres des particules, la position des obstacles à l'intérieur de l'unité (lit, chaise, armoires, etc...), ainsi que l'emplacement des extracteurs et des diffuseurs (géométrie et débit). Dans le même fichier, l'utilisateur introduit les paramètres de sorties voulus (pression, température, lignes de courant, masse déposée, etc.).

4.1.6 Fichiers de sorties de FDS

Le logiciel FDS peut générer une quantité très importante de résultats. La taille de ces fichiers de sortie pour chaque simulation effectuée dans ce mémoire se situe entre 3 et 4 gigaoctets, 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, la concentration du gaz traceur, la fraction déposée et la moyenne de

concentration dans l'enceinte sont les quelques paramètres sauvegardés à chaque pas de temps d'une simulation. Certains de ces fichiers de sortie peuvent être importés directement dans le chiffrier Excel pour ensuite être interprétés.

4.1.7 Smokeview

Smokeview est un logiciel développé par le NIST conçu pour visualiser les résultats numériques générés par FDS. La visualisation inclut entre autres, la géométrie étudiée, le maillage, le mouvement des particules et les iso-surfaces pour les différents résultats calculés. Il permet aussi d'effectuer une visualisation des grandeurs d'états en fonction du temps, ce qui permet de faire des vidéos pour les lignes de courant et la turbulence.

4.2 Modèles numériques

4.2.1 Méthode de simulation des grandes échelles (LES)

La méthode de simulation des grandes échelles ou méthode LES est de plus en plus utilisée dans le domaine de la simulation numérique des écoulements. La méthode LES permet de simuler directement les grandes structures tourbillonnaires de l'écoulement alors que les petites structures, qui ne transportent qu'une fraction de l'énergie, sont modélisées avec un modèle de sous-maille. La méthode LES est intrinsèquement transitoire dans le temps. Pour une simulation en régime permanent, il est nécessaire de simuler l'écoulement sur un intervalle de temps donné et d'effectuer ensuite une moyenne des valeurs sur les variables obtenues à chaque pas de temps.

Au cours des dernières années, la méthode des grandes échelles a été appliquée avec succès dans le domaine de la ventilation dans les bâtiments. Citons comme exemples les études de Jiang et al. (2003), Berrouk et al. (2010) et Tian et al. (2007).

D'autre part, et d'après Gao et al. (2004), le modèle LES peut donner une description plus complète de la structure de l'écoulement turbulent transitoire contrairement aux codes RANS.

Le modèle de fermeture utilisé dans la méthode LES est régi par les équations suivantes :

$$\tau_{ij} = \mu(2S_{ij} - \frac{2}{3}\delta_{ij}(\nabla \cdot u)) \quad (4.12)$$

$$S_{ij} = \frac{1}{2}(\frac{\partial u_i}{\partial u_j} - \frac{\partial u_j}{\partial u_i}) \quad (4.13)$$

La viscosité turbulente μ_{LES} , est donnée par:

$$\mu_{LES} = \bar{\rho}(C_s\Delta)^2 \frac{1}{2} \left[2(S_{ij})^2 - \frac{2}{3}(\nabla \cdot u)^2 \right]^{1/2} \quad (4.14)$$

Après le calcul de la viscosité, on peut aisément calculer la conductivité thermique ainsi que la diffusivité par les relations suivantes :

$$k_{LES} = \frac{\mu_{LES} C_p}{Pr_t} \quad (4.15)$$

$$(\rho D) = \frac{\mu_{LES}}{Sc_t} \quad (4.16)$$

Où Pr_t , Sc_t sont respectivement le nombre de Prandtl et de Schmidt turbulent. Ces nombres sont adimensionnels et peuvent être modifiés pour un tel ou tel scénario. Dans un scénario de base sur le logiciel FDS, ces coefficients sont supposés constants ont une valeur de $Sc_t = 0.5$ et $Pr_t = 0.5$ (McGrattan, 2013).

Dans le logiciel FDS, il est nécessaire d'utiliser un modèle de fermeture pour résoudre les systèmes d'équations. FDS offre 4 possibilités pour le calcul de la viscosité turbulente.

a- Modèle de Smagorinsky à coefficient constant

Le modèle Smagorinsky suppose qu'il existe un équilibre entre les flux d'énergie cinétique à travers l'espace et les grandes échelles de la turbulence. Ce modèle est utilisé dans de nombreuses applications, telles que les écoulements libres et les écoulements en aérodynamique. Afin de modéliser l'évolution temporelle de la turbulence à petite échelle, ce modèle donne une relation pour la viscosité turbulente, avec l'équation suivante :

$$\mu_t = \rho(C_s \Delta)^2 |S| \quad (4.17)$$

$$|S| = (2S_{ij}S_{ij} - \frac{2}{3}(\nabla \cdot u)^2)^{1/2} \quad (4.18)$$

Où $C_s=0,2$ est une constante et $\Delta = (\delta x \delta y \delta z)^{1/3}$ est la longueur de la maille.

b- Modèle dynamique de Smagorinsky

Selon le même principe du modèle de Smagorinsky à coefficient constant. Ce modèle diffère dans le paramètre C_s qui n'est plus considéré constant. Ce paramètre est calculé en fonction des conditions locales de l'écoulement.

c- Modèle Deardorff

Le logiciel FDS utilise ce modèle par défaut donnant ainsi la valeur de la viscosité turbulente en fonction de l'énergie cinétique selon les relations suivantes :

$$\mu_t = \rho C_v \Delta \sqrt{k_{sgs}} \quad (4.19)$$

$$k_{sgs} = \frac{1}{2} ((\bar{u} - \hat{u})^2 + (\bar{v} - \hat{v})^2 + (\bar{w} - \hat{w})^2) \quad (4.20)$$

Ou \bar{u} est la vitesse moyenne au centre de la cellule, \hat{u} est la valeur moyenne de la vitesse entre les cellules. Elles sont définies de la manière suivante.

$$\bar{u}_{ijk} = \frac{u_{ijk} + u_{i-1,jk}}{2} \quad (4.21)$$

$$\hat{u}_{ijk} = \frac{\bar{u}_{ijk}}{2} + \frac{\bar{u}_{i-1,jk} + \bar{u}_{i+1,jk}}{4} \quad (4.22)$$

La constante C_v pour ce modèle est fixée à 0,1.

d- Modèle Vreman

C'est le dernier des modèles de fermeture utilisé dans le logiciel FDS. Ce modèle est utilisé dans nos différents calculs et simulations numériques. Il se présente comme étant l'un des modèles les plus simples. Il permet une résolution de telle manière que le terme dissipatif de l'équation d'énergie est relativement faible en mode transitoire et la région proche paroi. D'après l'étude de Vreman (2004) et H. Baya Toda (2010), le modèle de Smagorinsky n'est pas précis pour un écoulement turbulent homogène ainsi que les régions de transition, tel qu'obtenues dans nos simulations. Ce modèle permet la résolution des équations de Navier-Stokes avec une méthode de fermeture de la viscosité tourbillonnaire, régit par les équations suivantes :

$$\partial_j u_j = 0 \quad (4.23)$$

$$\partial_t \bar{u}_j + \partial_j (\bar{u}_i \bar{u}_j) = -\partial_t (\bar{p} + \tau_{kk}/3) + \nu_e \partial_j^2 \bar{u}_i + \partial_j (2\nu_e S_{ij}) \quad (4.24)$$

Le tenseur de turbulence est donné par la relation suivante :

$$\tau_{ij} = \overline{u_i u_j} - \bar{u}_i \bar{u}_j \quad (4.25)$$

Il est remplacé par la relation suivante :

$$-2\nu_e S_{ij} + \tau_{kk} \delta_{ij} / 3 \quad (4.26)$$

Où

$$S_{ij} = \frac{1}{2} \partial_i \bar{u}_j + \frac{1}{2} \partial_j \bar{u}_i \quad (4.27)$$

La viscosité turbulente est donnée par la relation suivante :

$$\nu_e = c \sqrt{\frac{B_\beta}{\alpha_{ij} \alpha_{ij}}} \quad (4.28)$$

Avec

$$\alpha_{ij} = \partial_i \bar{u}_j = \frac{\partial \bar{u}_j}{\partial \bar{x}_i} \quad (4.29)$$

$$\beta_{ij} = \Delta_m^2 \alpha_{mi} \alpha_{mj} \quad (4.30)$$

$$B_\beta = \beta_{11} \beta_{22} - \beta_{12}^2 + \beta_{11} \beta_{33} - \beta_{13}^2 + \beta_{22} \beta_{33} - \beta_{23}^2 \quad (4.31)$$

La constante c est directement reliée à la constante du modèle de Smagorinsky $c \approx 2.5 C_S^2$.

Le symbole α représente la matrice des dérivés de la vitesse moyenne.

D'autre part, le temps de calcul dans le logiciel FDS est imposé par une restriction sur le pas de temps à cause de la vitesse d'advection et de la stabilité du schéma utilisé. La condition de Courant Friedrichs Lewy (CFL) est nécessaire pour la convergence (Chun et Sarris, 2012) et la résolution numérique d'une manière stable des équations à dérivées partielles (Mahgerefteh, Rykov et Denton, 2009). Dans FDS, le pas de temps est automatiquement ajusté d'une manière à satisfaire la condition de $CFL < 1$ donnée par la relation suivante :

$$CFL = \Delta t \frac{\|u\|}{\Delta x} < 1 \quad (4.32)$$

Les composantes de la vitesse sont vérifiées à chaque pas de temps pour s'assurer de la satisfaction de la condition CFL .

La condition CFL nécessite un choix en termes de norme de vitesse, suivant les relations suivantes :

Norme-1 :

$$\frac{\|u\|}{\Delta x} = \max\left(\frac{|u|}{\Delta x}, \frac{|v|}{\Delta y}, \frac{|w|}{\Delta z}\right) \quad (4.33)$$

Norme-2 :

$$\frac{\|u\|}{\Delta x} = \frac{|u|}{\Delta x} + \frac{|v|}{\Delta y} + \frac{|w|}{\Delta z} \quad (4.34)$$

Norme-3 :

$$\frac{\|u\|}{\Delta x} = \sqrt{\left(\frac{u}{\Delta x}\right)^2 + \left(\frac{v}{\Delta y}\right)^2 + \left(\frac{w}{\Delta z}\right)^2} \quad (4.35)$$

Une autre contrainte est définie dans le logiciel qui permet de maintenir une stabilité dans la convergence. Cette condition est appelée critère de Von Neumann qui est présenté pour un maillage fin :

$$\delta t \max((\mu/\rho), D_\alpha) \left(\frac{1}{\delta x^2} + \frac{1}{\delta y^2} + \frac{1}{\delta z^2} \right) < \frac{1}{2} \quad (4.36)$$

Sachant que l'initialisation du pas de temps δt_{int} est donnée par la relation suivante :

$$\delta t_{int} = 5(\Delta x \Delta y \Delta z)^{1/3} / (\sqrt{g h^*}) \quad (4.37)$$

Où h^* est la hauteur caractéristique qui peut être changée dans le fichier d'entrée de FDS.

4.2.2 Méthode numérique DNS

Comme son nom l'indique, cette méthode résout directement les équations de Navier-Stokes. L'utilisation du modèle DNS requiert un maillage très fin avec une taille de maille plus petite que la dimension de longueur de Kolmogorov (Hattori, Armfield et Kirkpatrick, 2010). Elle est considérée comme une méthode « exacte » dans laquelle toutes les échelles du mouvement turbulent sont résolues. Cependant, la méthode DNS exige un temps de calcul considérable et son utilisation se limite à des écoulements à faible nombre de Reynolds et des géométries simples.

4.3 Intégration des conditions aux limites

Dans notre étude de la ventilation en utilisant le logiciel FDS, des conditions aux limites par défaut sont incluses telles que les conditions d'adhérence où les vitesses tangentielles sont nulles. De plus, le flux de chaleur par convection entre une paroi solide et l'air est estimé par défaut par la relation suivante.

$$q_c'' = h \Delta T \quad (4.38)$$

Où ΔT est la différence de température entre la paroi et la température de l'air calculée au premier nœud du maillage dans l'écoulement.

Le coefficient de convection h , est calculé à partir de la corrélation suivante.

$$h = \max \left[C |\Delta T|^{\frac{1}{3}}, \frac{k}{L} Nu \right] \quad (4.39)$$

Où C est un coefficient de convection naturelle. Il est donné par la valeur de 1,52 pour une surface horizontale et 1,31 pour une surface verticale.

4.4 Présentation de l'unité de bronchoscopie

Cette partie de mémoire présente de l'unité de bronchoscopie étudiée. La géométrie ainsi les conditions de ventilation seront également présentées.

4.4.1 Géométrie du modèle

La pièce étudiée est une unité de bronchoscopie d'un hôpital montréalais. Le département dispose d'une unité de surface équivalente à 20 m² avec une hauteur de 2,88 m donnant un volume total de 59,40 m³. Cette chambre est équipée d'un lit au milieu de la pièce, d'une chaise, de trois armoires contenant du matériel médical. Un moniteur qui permet de visualiser les images du bronchoscope. Cette unité est également équipée de deux portes, l'une servant comme entrée principale et l'autre donnant sur une salle d'approvisionnement de matériel médical.

La ventilation de l'unité est générée par un système qui repose sur le principe de dilution. Notons aussi que le lavage des bronchoscopes se fait dans une salle spéciale qui ne fait pas partie de cette étude.

4.4.2 Modèle géométrique de la salle étudiée

La salle étudiée présente des conditions de ventilation particulières. L'admission d'air se fait par deux diffuseurs à fentes situés au plafond de la salle de bronchoscopie d'une taille de 6

cm × 120 cm. L'extraction se situe à l'autre extrémité de la salle au niveau du mur opposé. L'air est évacué de la pièce par 3 extracteurs d'une surface de 42 cm × 60 cm, 62 cm × 32 cm et 62 cm × 32 cm, respectivement pour une hauteur de 1.6 mètres. L'unité de bronchoscopie étudiée est maintenue en pression différentielle négative (≈ -5 Pa) par rapport au corridor adjacent, avec un nombre de changements d'air par heure qui avoisine les 25 CAH (changements d'air par heure) avec une température d'alimentation de 18°C. Ces conditions sont élaborées par les normes de ventilations d'une telle unité, pour une meilleure évacuation de l'air vicié. Notons aussi, une quantité très importante d'infiltration d'air au bas de la porte de la salle d'approvisionnement.

4.4.3 Scénarios de simulation et ventilation modélisés

Plusieurs simulations numériques ont été réalisées dans le cadre de cette étude. Nous allons simuler différents scénarios tels que présentés dans ce paragraphe.

4.4.3.1 Scénario de ventilation utilisé

Le Tableau 4.1 présente les débits de soufflage et d'infiltrations pour les différents nombres de changements d'air étudiés.

Le nombre de changements d'air est calculé à partir de la relation suivante:

$$\text{CAH} = (Q * 3600) / V_{\text{pièce}} \quad (4.40)$$

Où $V_{\text{pièce}}$ est le volume de la pièce étudiée (m^3) et Q est le débit d'air extrait de la pièce en m^3/s .

Tableau 4.1 Scénario de ventilation modélisé

CAH (h ⁻¹)	8	12	18	24
Unité étudiée Q (m ³ /s)	0,079 (diffuseurs)	0,119 (diffuseurs)	0,178 (diffuseurs)	0,238 (diffuseurs)
	0,045 (infiltration)	0,068 (infiltration)	0,103 (infiltration)	0,137 (infiltration)

Dans notre étude et tel montré sur le Tableau 4.1, nous allons simuler différents débits de soufflage passant de 8 à 24 changements d'air par heure.

4.4.3.2 Modèle de simulation utilisé

Deux modèles ont été retenus pour la modélisation du comportement aérodynamique des bioaérosols.

1. Modèle scalaire passif (sp):

Dans cette étude, nous allons étudier et simuler la dispersion des noyaux de gouttelettes dans l'unité de bronchoscopie, ce qui permettra de bien identifier leurs comportements. D'après l'étude de Mui et al. (2009), les gouttelettes produites par la toux d'un patient sont très rapidement vaporisées et seuls les noyaux de gouttelette sont aéroportés. Les noyaux de ces gouttelettes peuvent atteindre un diamètre de 5 μm (Qian et al., 2008), elles sont susceptibles d'atteindre la région alvéolaire des travailleurs de la santé provoquant ainsi une infection. La faible fraction massique de ces gouttelettes prône que leurs effets sur l'écoulement d'air peuvent être négligés. De plus, la vitesse de sédimentation des noyaux de gouttelettes est inférieure à 0,02 m/min dans un environnement calme. Dans ce contexte, les noyaux de gouttelette vont suivre les lignes de courant de l'écoulement créé par la toux et seront ensuite transportés dans l'écoulement induit par le système de ventilation de la pièce. Par conséquent, les particules vont suivre de près le comportement d'un scalaire passif.

Cette modélisation, basée sur l'équation d'un scalaire passif, permet de décrire le comportement des bioaérosols à l'aide d'une seule équation de transport supplémentaire.

Le modèle scalaire passif est basé sur l'hypothèse que le bioaérosol libéré dans l'air se comporte exactement comme un gaz. Ce modèle néglige l'inertie des particules, le champ de vitesse de ces dernières n'est pas résolu, on obtient un champ de fraction massique exprimé en kg de bioaérosol par kg d'air. Cette fraction massique varie dans le temps et dans l'espace.

En tenant compte des hypothèses posées précédemment, l'équation de conservation des espèces chimiques s'exprime par la relation suivante :

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho Z) + \nabla \cdot (\rho Z \mathbf{U}) = \nabla \cdot (\rho D \nabla Z) \quad (4.41)$$

Où Z et \mathbf{U} représentent respectivement la fraction massique du bioaérosol (kg/kg d'air) et le vecteur vitesse de l'écoulement d'air. ρ est la masse volumique de l'air, D est le coefficient de diffusion du contaminant.

Cette approche numérique « scalaire passif » implique que la ventilation et l'inhalation du personnel hospitalier sont les seuls mécanismes responsables de la diminution de concentration du bioaérosol.

2. Modèle de glissement :

Dans la réalité, le comportement aérodynamique des bioaérosols n'est pas toujours comparable à celui d'un scalaire passif. En effet, bien que l'inertie des noyaux de gouttelettes soit faible, plusieurs mécanismes peuvent être responsables du dépôt de ces noyaux sur des surfaces solides d'une pièce. Kramer et coll. (2006) présentent une revue de littérature qui montre clairement la persistance de plusieurs agents pathogènes nosocomiaux sur les surfaces. En particulier, ces auteurs affirment que le bacille tuberculeux peut survivre entre 1 jour et 4 mois sur une surface sèche et peut constituer un mode de transmission non négligeable.

En raison de sa relative simplicité, le modèle eulérien de glissement est souvent utilisé pour simuler la dispersion d'aérosol dans les espaces ventilés en tenant compte de certains mécanismes de déposition aux parois (Zhao et al., 2008). Ce modèle, valable pour des particules de faible inertie, est basé sur la résolution d'une équation de transport d'un scalaire passif modifié pour tenir compte de la sédimentation des particules. Comme dans le cas d'un scalaire passif, le champ de vitesse des particules n'est pas résolu. On obtient un champ de fraction massique pour les bioaérosols.

FDS inclus un modèle eulérien de glissement qui tient compte de la sédimentation des particules et la déposition turbulente aux parois. La thermophorèse est également un phénomène considéré dans le modèle numérique. Cependant, les gradients de température dans l'unité simulée étant très faible, la thermophorèse n'influencent pas de façon significative la diffusion et le dépôt des bioaérosols.

Soulignons que le modèle de glissement de FDS ne considère pas l'agglomération des noyaux de gouttelettes. De plus, lorsque celles-ci se déposent sur une paroi, elles y adhèrent et aucune suspension n'est possible. L'équation de conservation des espèces chimiques dans le modèle de glissement est similaire à l'équation (4.41) à laquelle on ajoute un terme supplémentaire.

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho Z) + \nabla \cdot (\rho Z [\mathbf{U} + \mathbf{U}_{dep}]) = \nabla \cdot (\rho D \nabla Z) \quad (4.42)$$

La vitesse de déposition aux surfaces solides \mathbf{U}_{dep} est évaluée par :

$$\mathbf{U}_{dep} = \mathbf{U}_g + \mathbf{U}_{th} + \mathbf{U}_{dt} \quad (4.43)$$

Où \mathbf{U}_g est la vitesse de déposition due à la gravité, \mathbf{U}_{th} et \mathbf{U}_{dt} représentent respectivement la vitesse de déposition thermophérique et turbulente. Chaque mécanisme de déposition est supposé indépendant. Deux diamètres des noyaux de gouttelettes ont été considérés pour les

simulations effectuées à l'aide du modèle de glissement. Ces diamètres ont été fixés à 2 et 5 μm basée sur les travaux de (Yin, Sze-To et Chao, 2012).

Soulignons que les autres sous modèles inclus dans FDS, tel que les modèles de combustion, d'aspersion et de rayonnement ne sont pas utilisés pour la modélisation de la ventilation et par conséquent ne sont pas présentés dans ce mémoire.

La Figure 4.1 montre une vue de l'unité de bronchoscopie sur le logiciel Smokeview.

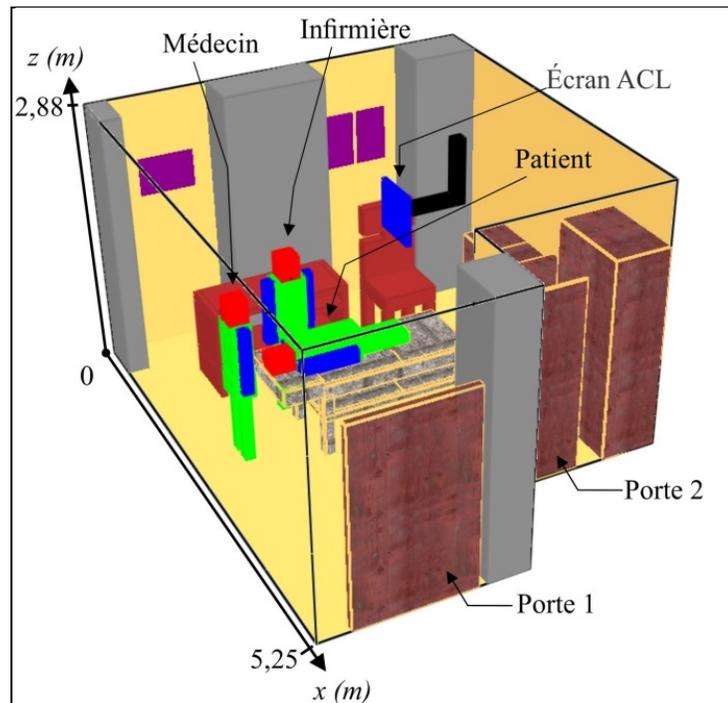


Figure 4.1 Unité de bronchoscopie étudiée

CHAPITRE 5

VALIDATION DU MODÈLE NUMÉRIQUE

Ce chapitre présente une comparaison des résultats obtenus par FDS à d'autres résultats numériques issus de la littérature et ainsi qu'aux expériences effectuées au sein de l'unité étudiée. Le choix de ce logiciel est motivé par son utilisation dans le domaine de la ventilation où il a permis de donner de bons résultats. La thèse de Chafi a permis de conclure que le code FDS est capable de reproduire fidèlement les scénarios de ventilation par déplacement et par mélange dans une pièce (Chafi et Halle, 2011). Ce chapitre débute par une présentation du scénario de ventilation étudié pour la validation expérimentale. Ensuite, une étude sur la validation du modèle de déposition des particules sur les parois, inspiré de l'article de Sippola et Nazaroff (2004). Enfin, ce chapitre se terminera par une étude de l'erreur numérique à l'aide du calcul du GCI. Cette partie de ce mémoire s'ajoutera pour valoriser l'utilisation du logiciel FDS dans le reste de cette étude.

5.1 Validation du scénario étudié

L'enceinte étudiée est équipée de deux diffuseurs à fentes au plafond d'une longueur de 1,2 m ainsi que de trois systèmes d'évacuation sur le mur. Ces extracteurs sont munis de ventilateurs et de filtres HEPA permettant ainsi de filtrer l'air évacué. Les occupants sont modélisés avec une source de chaleur de 110 W pour le patient (allongé) et de 120 W pour le personnel hospitalier (debout). L'éclairage est maintenu éteint, puisque les interventions en bronchoscopie se font avec un éclairage fermé. Une autre source de chaleur est imposée sur l'écran à cristaux liquides qui permet la visualisation des signes vitaux du patient lors de l'intervention. La condition d'adhérence est imposée sur les parois de la pièce. L'air de soufflage est maintenu à un débit uniforme, avec une température de 18°C. Une pression positive est imposée entre le corridor et l'unité de bronchoscopie, d'une valeur de 5 Pa. Les murs, le plancher et le plafond sont considérés comme adiabatiques c'est-à-dire qu'il n'y a aucun flux de chaleur sortant ou rentrant dans la pièce. La résolution des équations se fera selon les deux modèles numériques : scalaire passif ou avec vitesse de glissement.

Le modèle numérique tel que conçu prend en considération le temps typique d'une intervention qui est de 20 minutes. Durant ce scénario le patient et le personnel hospitalier respirent et expirent de l'air avec une vitesse d'exhalation de (± 0.67 m/s). Le patient lors d'intervention produit trois toux à 60, 120 et 180 secondes avec une vitesse d'écoulement qui atteint 25 m/s en 0,1 s et décroît ensuite à 0 m/s en 0,5 s, tel mentionné dans l'étude de Redrow et al. (2011). Lors des trois toux, le patient rejette une concentration de SF₆ de quelques ppb (partie par milliard).

À l'aide du logiciel FDS, nous avons pu reproduire la géométrie de l'unité de bronchoscopie étudiée. La Figure 5.1 représente schématiquement la salle de bronchoscopie. Cette figure montre les bouches d'extraction, le personnel hospitalier, le patient, les meubles ainsi que l'endroit où se produit l'infiltration d'air.

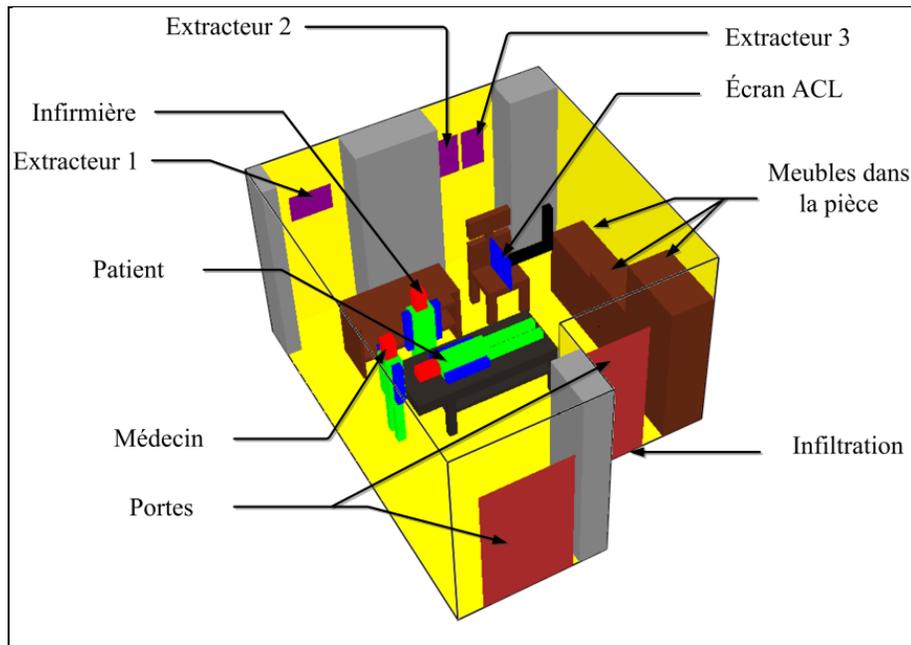


Figure 5.1 Géométrie de l'unité étudiée

5.2 Validation du modèle numérique

L'étude réalisée par le biais de la simulation numérique permet d'apporter une certaine compréhension sur le comportement et le mouvement de l'air dans une enceinte fermée. Afin de valider cette étude, des mesures expérimentales dans l'unité de bronchoscopie ont été réalisées.

Lorsque la pièce était inoccupée, un gaz traceur (SF_6) a été injecté pendant quelques minutes. Trois ventilateurs disposés dans la pièce avaient pour fonction de disperser uniformément le gaz. La concentration de SF_6 en fonction du temps a ensuite été mesurée à l'aide d'un analyseur de gaz pendant une durée de 15 minutes.

5.2.1 Concentration du gaz traceur en fonction du temps

Les débits de ventilation et la température de l'air de soufflage, lors de cette expérience, sont mesurés et ces valeurs sont utilisées dans le code numérique. La concentration de SF_6 immédiatement après la fin de l'injection du gaz ($t = 0$ s) a été convertie en fraction massique et utilisée comme concentration initiale de gaz dans le logiciel FDS.

La pression et la température sont maintenues telles qu'elles, soit une pression négative de 5 Pa par rapport au corridor et aux pièces adjacentes et une température intérieure qui avoisine 20°C .

La Figure 5.2 représente l'évolution de la concentration de SF_6 en fonction du temps. Le temps initial ($t=0$ s) correspond à la fermeture de la valve d'admission du gaz. Pour permettre une comparaison entre les résultats numériques et expérimentaux, les fractions massiques obtenues sur le logiciel FDS sont converties en fractions volumiques.

Les résultats numériques du taux de décroissance de SF_6 en fonction du temps sont similaires au taux de décroissance mesuré expérimentalement tel montré sur la Figure 5.2. Le coefficient de corrélation entre les deux courbes est de 0,998. Le débit d'air imposé pour

cette simulation est déterminé suite aux mesures de vitesses d'écoulement aux grilles de soufflage et d'extraction.

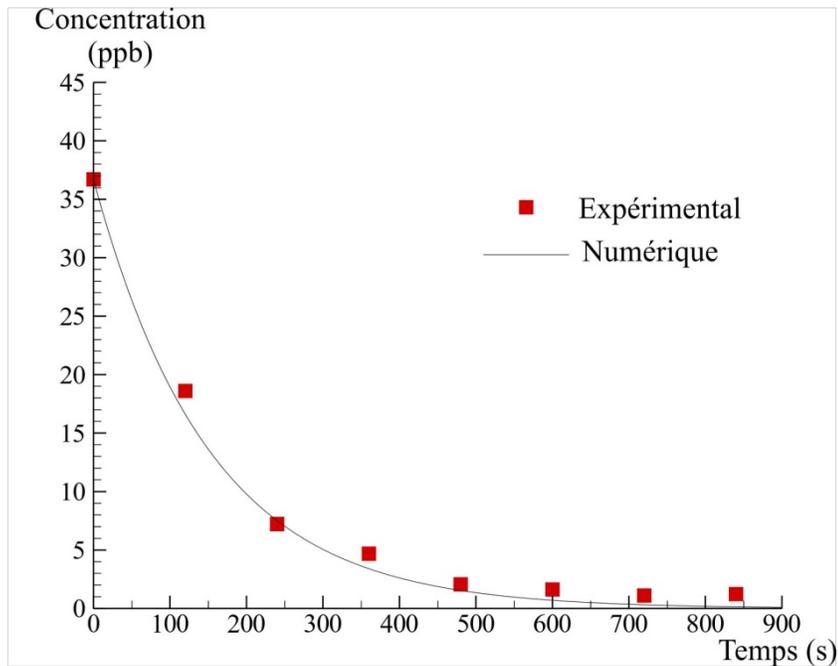


Figure 5.2 Évolution de la concentration de SF₆ en fonction du temps

5.2.2 Déposition des particules aéroportées

L'étude pour la validation de la déposition d'aérosols est réalisée en se basant sur l'article de Sippola et Nazaroff (2004). Dans cette étude, des expériences visant à déterminer les vitesses de déposition sur les parois en fonction de la taille des particules sont réalisées. L'expérience ainsi faite, mesure directement les vitesses de dépôt de particules sur les conduits avec la technique des particules fluorescente. La Figure 5.3 présente le conduit de section carrée utilisée pour l'expérimentation.

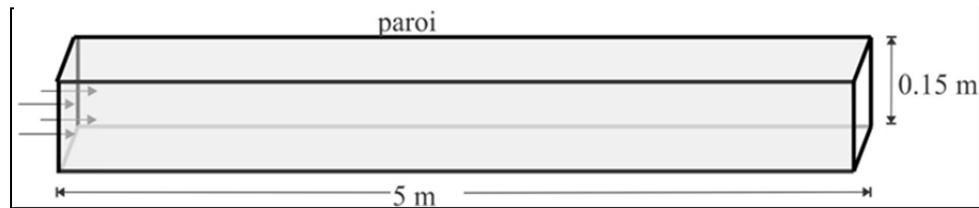


Figure 5.3 Schéma du conduit expérimental

L'étude détermine les vitesses de dépôt sur les parois supérieures, inférieures et les murs pour différentes vitesses d'écoulement dans le conduit avec une pression atmosphérique à la sortie du conduit. Les vitesses d'entrée de l'écoulement sont fixées à 2,2, 5,3 et 9,2 m/s. La taille des particules étudiées est de l'ordre de $10 \mu\text{m}$. Le logiciel FDS calcul le flux de particule sur une surface (J) qui s'exprime en $(\text{kg}/\text{m}^2\text{s})$. Ce flux est donné par l'équation (5.1).

$$J = \frac{m''_{\text{dép}}}{\Delta t} \quad (5.1)$$

Où $m''_{\text{dép}}$ est la masse déposée par unité de surface, (Δt) est un intervalle de temps. La vitesse de déposition aux surfaces solides est donnée par le rapport entre le flux de particules sur une surface et la concentration moyenne des particules dans le conduit. Cette vitesse s'exprime par la relation suivante :

$$u_{\text{dép}} = \frac{J}{C_{\text{moy}}} \quad (5.2)$$

Où (C_{moy}) est la concentration moyenne des particules dans le conduit (kg/m^3) et $u_{\text{dép}}$ est la vitesse de déposition (m/s). La vitesse de déposition calculée avec le logiciel FDS est adimensionnelle. Elle est définie par le rapport entre la vitesse de déposition ($u_{\text{dép}}$) et la vitesse de friction (u_{fric}) donné par l'équation (5.3) :

$$u_{\text{dép}}^* = \frac{u_{\text{dép}}}{u_{\text{fric}}} \quad (5.3)$$

La représentation graphique des résultats de comparaison entre le logiciel FDS et l'expérimental est donnée aux Figures 5.4 à 5.6.

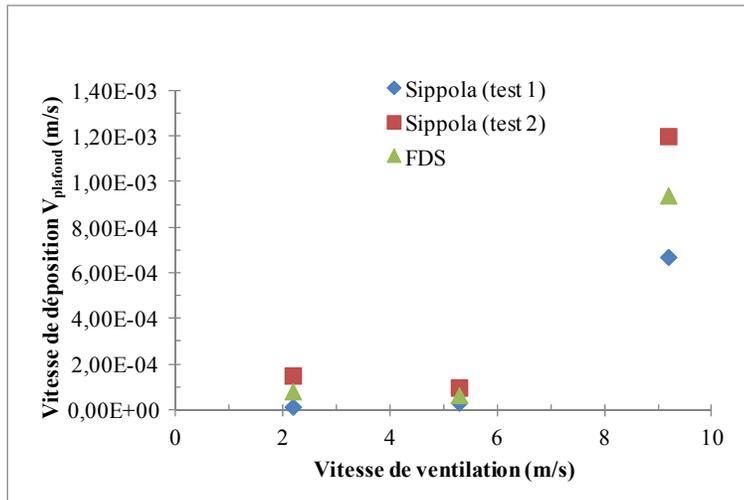


Figure 5.4 Variation de la vitesse de déposition au plafond en fonction de la vitesse d'écoulement

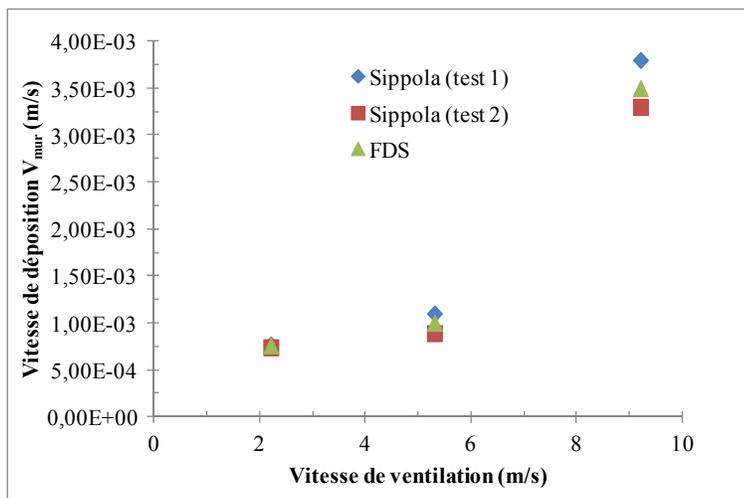


Figure 5.5 Variation de la vitesse de déposition aux murs verticaux en fonction de la vitesse d'écoulement

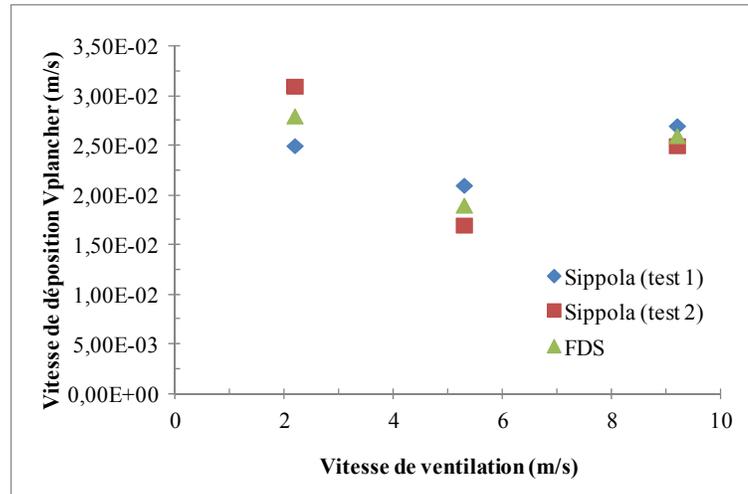


Figure 5.6 Variation de la vitesse de dépôt au plancher en fonction de la vitesse d'écoulement

Les Figures 5.4 à 5.6, montrent que les résultats des simulations numériques se comparent aux expériences de Sippola et Nazaroff. Les écarts entre le logiciel et les résultats numériques et expérimentaux sont très faibles. Ces écarts sont compris entre 1 et 10% au niveau des vitesses de dépôt au plancher et sur les murs. Cela montre que le modèle de dépôt de FDS permet de simuler adéquatement le dépôt d'aérosol. La seule différence significative réside dans la comparaison des vitesses de dépôt au plafond pour une vitesse d'écoulement de 9 m/s. Cependant, les résultats des deux tests expérimentaux sont très différents l'un de l'autre et la valeur prédite par le calcul numérique se situe approximativement à mi-chemin entre ces extrêmes.

Cette comparaison confirme que l'utilisation d'un modèle numérique avec dépôt de particules à l'aide du logiciel FDS, permet de simuler adéquatement le dépôt par sédimentation et diffusion.

5.2.3 Étude de maillage

Dans cette partie du mémoire, l'influence de la discrétisation spatiale sur les résultats est vérifiée en calculant l'indice GCI (Grid Convergence Index). Cette procédure permet de choisir un maillage « optimal » et ainsi obtenir des résultats indépendants du maillage tout en

limitant le temps de calcul. Le paramètre utilisé pour l'étude d'indépendance du maillage est basé sur l'âge moyen de l'air à l'intérieur de l'enceinte. L'étude du GCI sera basée sur trois maillages distincts.

5.2.3.1 Procédures de maillage

La concentration moyenne est utilisée pour calculer l'âge moyen de l'air comme indiqué par l'équation suivante:

$$MAA_i = \frac{1}{C_i(t_0)} \int_{t_0}^{\infty} c_i(t) dt \quad (5.4)$$

Étant donné que le logiciel FDS impose certaines contraintes pour le choix du nombre de nœuds. Une procédure qui consiste à subdiviser le domaine de calcul en deux sous domaines est réalisée tel qu'illustré sur la Figure 5.7.

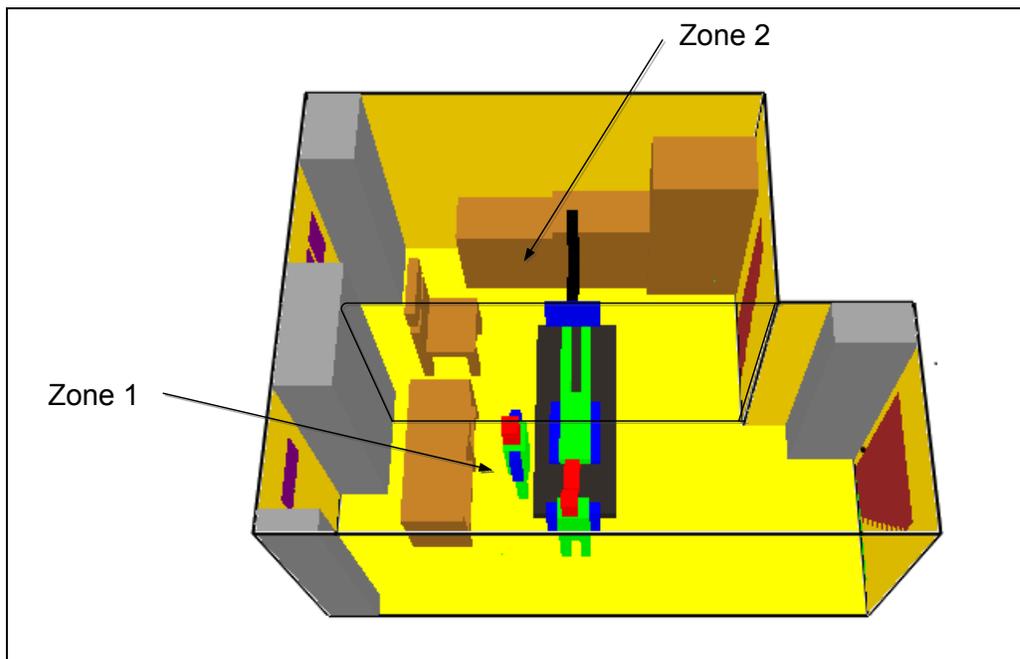


Figure 5.7 Subdivision du domaine de calcul

L'étude du maillage se fera pour trois maillages différents à savoir 0,85, 1,6 et 2,4 millions de nœuds. Les propriétés des maillages utilisées sont illustrées sur les tableaux suivants.

Tableau 5.1 Propriétés du maillage à 0,85 million de nœuds

Zone	Nombre de nœuds	∂X (m)	∂Y (m)	∂Z (m)	∂V (m)	Nombre d'éléments
Zone 1	481500	0,05	0,02243	0,06	6,73 e-5	501228
Zone 2	378000	0,05	0,02381	0,06	7,143 e-5	394485

Tableau 5.2 Propriétés du maillage à 1,6 million de nœuds

Zone	Nombre de nœuds	∂X (m)	∂Y (m)	∂Z (m)	∂V (m)	Nombre d'éléments
Zone 1	928800	0,031	0,02243	0,05	3,47 e-5	960323
Zone 2	729000	0,031	0,02381	0,05	3,69 e-5	754936

Tableau 5.3 Propriétés du maillage à 2,4 millions de nœuds

Zone	Nombre de nœuds	∂X (m)	∂Y (m)	∂Z (m)	∂V (m)	Nombre d'éléments
Zone 1	1296000	0,02675	0,022433	0,04166	2,50 e-5	1335243
Zone 2	1105920	0,02625	0,022322	0,04166	2,44 e-5	1140041

Dans les différents calculs, comme les points choisis sont situés à l'intérieur du volume de contrôle de la pièce. Le GCI est calculé en fonction de l'âge moyen de l'air pour un temps de 480 s et 800 s. Pour les calculs réalisés, pratiquement 90% du SF₆ initialement injecté dans la pièce est évacué pour les trois maillages étudiés.

Les simulations réalisées pour le calcul de l'âge moyen de l'air sont très coûteuses en temps de calcul qui avoisinent les 5 semaines pour chacun des scénarios. À cet effet nous avons procédé à la méthode de lissage de courbes pour atteindre 800 s.

La présente étude se déroulera en deux parties :

- 1- Première partie : Elle est donnée par les résultats de simulation numérique sur le logiciel FDS, pour une durée de 480 secondes.
- 2- Deuxième partie : Elle est donnée par des résultats obtenus de la méthode de lissage de courbe tel montré sur les Figures 5.8 à 5.10.

5.2.3.2 Procédure mathématique

D'après (Ismail B. Celik), la procédure de calcul de GCI se fait selon les étapes suivantes :

- Définition de la taille de la maille

Pour chacune des mailles du domaine de calcul, ΔV_i représente son volume, N est le nombre de mailles dans l'enceinte, p décrit l'ordre de convergence apparent qu'on attribue généralement à 2 ou 3 et h représente la taille de la maille donnée par la formule suivante:

$$h = \sqrt[3]{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \Delta V_i} \quad (5.5)$$

Le volume total de l'enceinte étudiée est de $59,40 \text{ m}^3$. Pour le calcul des paramètres du GCI, on aura besoin des données portées dans le Tableau 5.4 ci-dessous :

Tableau 5.4 Valeurs de N et h pour chaque maillage

	Maillage 0.85 million	Maillage 1.6 millions	Maillage 2.4 millions
N	859500	1657800	2401920
h	0,04108	0,032958	0,029122

- Rapport de la taille de maille : Il est défini à partir de la taille de maille de chacun des maillages. Le calcul est représenté par l'équation (5.6).

$$r_{21} = \frac{h_2}{h_1} ; r_{32} = \frac{h_3}{h_2} \text{ avc } h_1 < h_2 < h_3 \quad (5.6)$$

- Ordre de convergence du modèle : Il est défini à partir de l'équation (5.7). L'ordre de convergence est calculé par l'itération précédente tout en donnant une valeur initiale entre 2 et 3.

$$p = \frac{1}{\ln(r_{21})} \left| \ln \frac{\varepsilon_{32}}{\varepsilon_{21}} \right| + q(p) \quad (5.7)$$

Tel que :

$$\varepsilon_{32} = [C]_3 - [C]_2 \text{ et } \varepsilon_{21} = [C]_2 - [C]_1 \quad (5.8)$$

$$q(p) = \ln((r_{21}^p - s)/(r_{32}^p - s)) \quad (5.9)$$

Tel que :

$$s = 1 \cdot \text{sgn}(\varepsilon_{32}/\varepsilon_{21}) \quad (5.10)$$

$$e_a^{21} = |([C]_1 - [C]_2)/[C]_1| \quad (5.11)$$

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

On détermine alors le GCI du maillage fin :

$$GCI_{fine}^{21} = \frac{1.25e_a^{21}}{r_{21}^p - 1} \quad (5.12)$$

Afin d'élaborer les paramètres importants. Le Tableau 5.5 représente ΔV_i (volume de chaque maille) ainsi que N nombre de noeuds pour les trois maillages étudiés.

Tableau 5.5 Les valeurs de ΔV_i et N pour chaque maillage

Paramètres	Maillage 0,85 million	Maillage 1,6 millions	Maillage 2,4 millions
ΔV_i (m ³) (moyenne)	6,93 e-5	3,58 e-5	2,47 e-5
N	859500	1657800	2401920

5.2.3.3 Résultats de calcul

Dans un premier temps, le travail était de réaliser des simulations numériques jusqu'à 480 s, ceci permet de calculer les résultats pour le GCI à travers l'âge moyen de l'air pour les 3 maillages étudiés. Les résultats sont présentés sur les Figures 5.8 à 5.10.

Tableau 5.6 Résultats du MAA pour 480 s

	Maillage 0.85 million	Maillage 1.6 millions	Maillage 2.4 millions
MAA à 480 s	189.90 s	144.85 s	138.83 s

À partir des résultats du MAA obtenus. Un programme sur le logiciel Matlab permet de calculer le *GCI* tel présenté dans le modèle mathématique. Le Tableau 5.8 présente le calcul du *GCI* pour 480 s.

Tableau 5.7 Calcul du *GCI* pour 480 s

	Maillage 0.85 million	Maillage 1.6 millions	Maillage 2.4 millions
MAA à 480 s	189,90 s	144,85 s	138,83 s
<i>GCI</i>	1,02%		0,2%

D'après les études précédentes telles que Richmond-Bryant (2009), le *GCI* est de l'ordre de 0,05% pour une concentration local. Dans le cas de cette étude le *GCI* est calculé pour une

concentration moyenne dans l'enceinte, sa valeur pour la grille fine est de l'ordre de 0,2% comparable au *GCI* de la grille grossière de 1,02%. Ce qui permet de situer notre calcul de *GCI* dans une plage très acceptable.

Afin d'atteindre une valeur de la concentration du contaminant aux environs de 800 s, une approximation est réalisée. La méthode choisie est le lissage de courbes pour faire cette approximation.

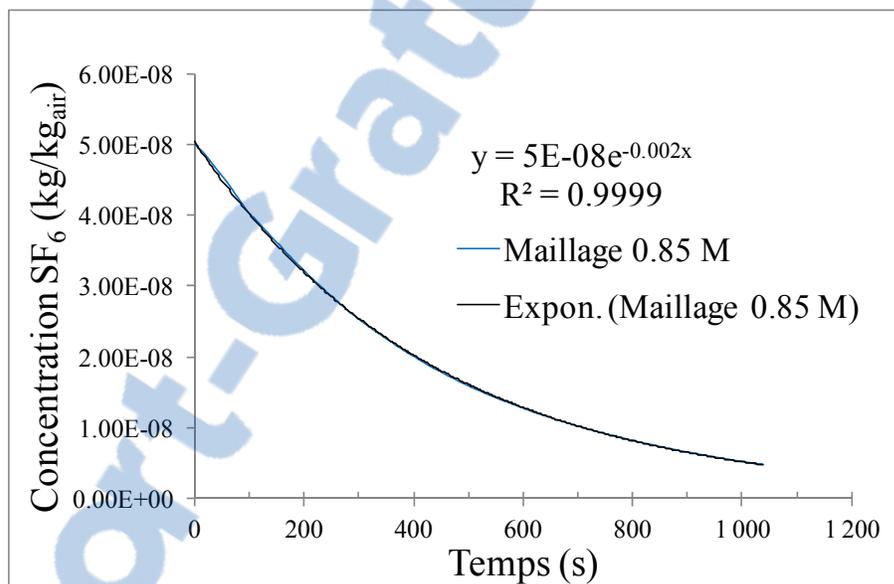


Figure 5.8 Concentration du SF₆ en fonction du temps pour 0,85 million de nœuds

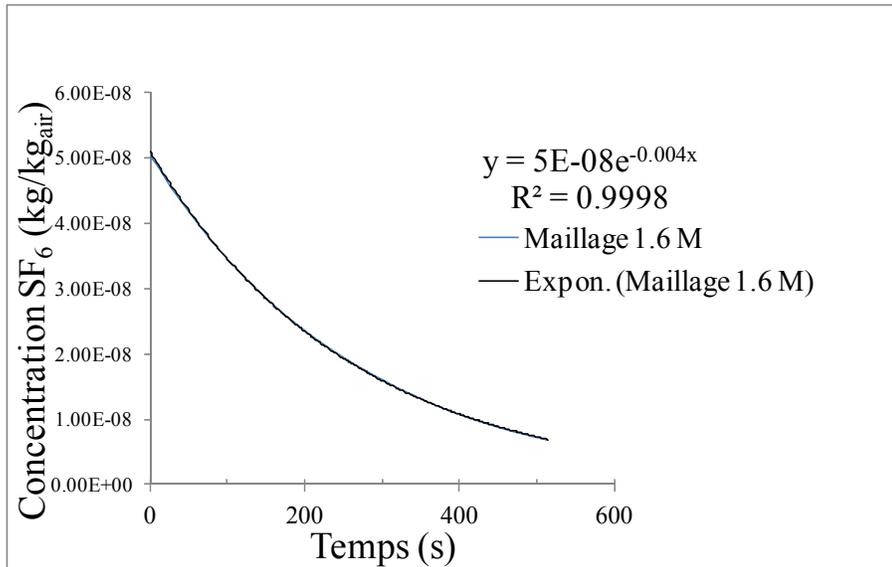


Figure 5.9 Concentration du SF₆ en fonction du temps pour 1,6 million de nœuds

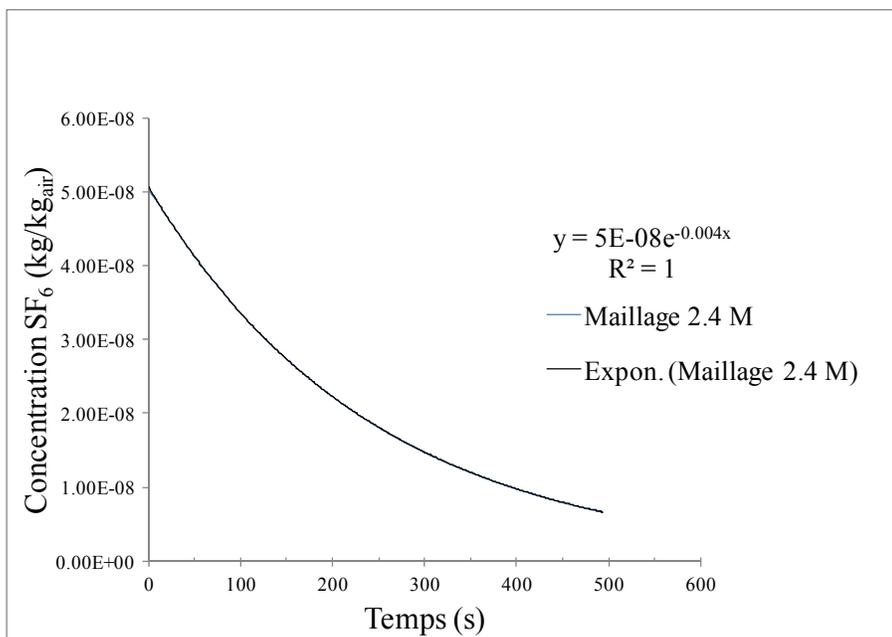


Figure 5.10 Concentration du SF₆ en fonction du temps pour 2,4 millions de nœuds

Les Figures 5.8 à 5.10, montrent bien que les courbes de lissages sont en parfaite tendance avec les courbes de concentrations de SF₆, ce qui permet de déduire que le modèle ainsi

présenté reflète bien les concentrations à 800 s. Le Tableau 5.8 présente les propriétés des courbes de lissages pour les différents maillages étudiés.

Tableau 5.8 Propriétés des courbes de lissage

	Maillage 0.85 million	Maillage 1.6 millions	Maillage 2.4 millions
L'équation de la courbe de tendance	$[SF_6] = 5,10^{-8} e^{-0.002*t}$	$[SF_6] = 5,10^{-8} e^{-0.004*t}$	$[SF_6] = 5,10^{-8} e^{-0.004*t}$
Coefficient de détermination R^2	0,9999	0,9998	1
MAA à 800 s	247,65 s	166,12 s	159,50 s

Tableau 5.9 Calcul du GCI pour 800 s

	Maillage 0.85 Million	Maillage 1.6 Millions	Maillage 2.4 Millions
MAA à 800 s	247,65 s	166,12 s	159,50 s
<i>GCI</i>	4,62%		1,98%

À partir des Tableaux 5.7 à 5.9, les valeurs du *GCI* varient d'une part entre 0,2% et 1,02% pour un temps de 480 s et d'autre part entre 1,98% et 4,62% pour 800 s. Une différence de 1 à 2% entre les différents maillages. Cette différence comparée à l'étude de Cheong et Phua (2006) réside dans la prise en compte de la moyenne des concentrations à l'intérieur de l'enceinte, ce qui provoque beaucoup plus de fluctuation d'un capteur à un autre. Cela pourrait confirmer l'aptitude de notre maillage qui donne une solution indépendante du maillage choisi.

La prise en compte d'un tel ou tel maillage est influencée par cette étude du *GCI*. Dans le reste des simulations, le choix s'est porté sur un maillage bien adapté de 1,6 million de nœuds.

CHAPITRE 6

RÉSULTATS NUMÉRIQUES

6.1 Introduction

Dans ce chapitre, l'efficacité de ventilation et la concentration des polluants à l'intérieur de l'enceinte étudiée seront présentées pour les différents débits de ventilation modélisés. Les résultats des simulations numériques ont été obtenus selon deux modèles : le modèle scalaire passif et le modèle avec vitesse de glissement.

6.2 Choix de la grille de maillage et conditions aux limites

Dans le chapitre précédent, une étude sur l'erreur numérique a été réalisée à partir du GCI. L'étude a relevé que l'utilisation d'un maillage composé de 1,6 million de nœuds permet d'obtenir une solution relativement indépendante du nombre de mailles. À partir de cette étude, le choix de la grille s'est porté sur un maillage de 1,6 million de nœuds, donnant ainsi une erreur de discrétisation faible. La Figure 6.1, permet de visualiser le maillage mis en place dans le plan horizontal pour le calcul numérique. Pour un problème de faisabilité de maillage, l'enceinte est découpée en deux parties comme mentionné au CHAPITRE 5. Un raffinement de la grille est réalisé autour du personnel hospitalier ce qui permettra de mieux capter les concentrations du contaminant dans la zone d'inhalation, tel montré sur la Figure 5.7. Le Tableau 6.1 présente les conditions de simulation numérique utilisées dans le calcul. À l'aide du modèle numérique utilisé, nous avons essayé de reproduire un scénario typique d'une bronchoscopie en intégrant les mouvements de respiration et d'expiration du personnel hospitalier et du patient avec un débit de 6 l/min (Qian et al., 2008). Une simulation d'une toux est aussi intégrée dans le calcul, avec 3 toux pour lesquelles une vitesse d'air de 25 m/s est imposée tel montré sur le Tableau 6.1.

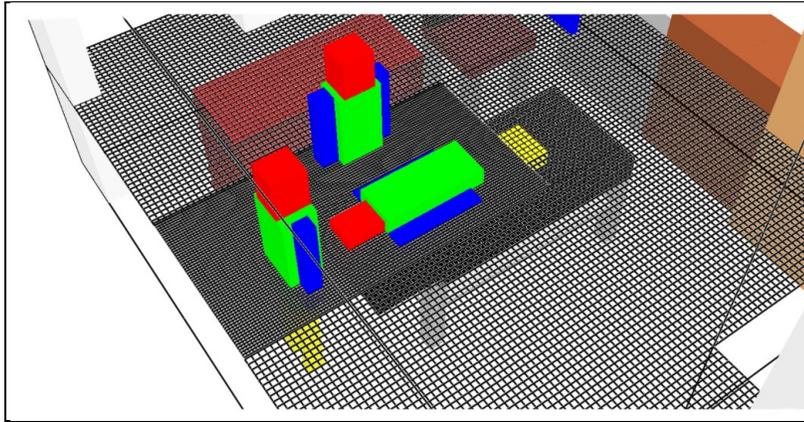


Figure 6.1 Représentation du maillage dans un plan horizontal

Les conditions aux limites introduites dans FDS sont présentées au Tableau 6.1.

Tableau 6.1 Conditions aux limites

Conditions	Valeurs		
Débit d'extraction	Extracteur 1	8 CAH	0,0796 m ³ /s
		12 CAH	0,1194 m ³ /s
		18 CAH	0,1791 m ³ /s
		24 CAH	0,2388 m ³ /s
	Extracteur 2	8 CAH	0,02286 m ³ /s
		12 CAH	0,0343 m ³ /s
		18 CAH	0,05145 m ³ /s
		24 CAH	0,0686 m ³ /s
	Extracteur 3	8 CAH	0,02286 m ³ /s
		12 CAH	0,0343 m ³ /s
		18 CAH	0,05145 m ³ /s
		24 CAH	0,0686 m ³ /s
Débit de ventilation	8 CAH	0,79 m ³ /s	
	12 CAH	0,119 m ³ /s	

	18 CAH	0,178 m ³ /s
	24 CAH	0,238 m ³ /s
Température de soufflage	18°C	
Durée du scénario d'exposition	1200 s	
Nombre de nœuds	1,6 millions	
Sources de chaleur	Médecin	120 Watts
	Infirmière	120 Watts
	Patient	110 Watts
Débit de respiration et expiration	Respiration	-0,67 m/s
	Expiration	0,67 m/s
Vitesse de la toux du patient	0 à 25 m/s en 0,1 s et 25 m/s à 0 en 0,5 s	

6.3 Âge moyen de l'air

Pour le calcul de l'âge moyen de l'air, nous avons utilisé les équations présentées dans le CHAPITRE 3. Les conditions aux limites sont reproduites en tenant compte des conditions de ventilation réelles tout en imposant une fraction massique initiale de SF₆.

Le Tableau 6.2 et la Figure 6.2, présentent l'âge moyen de l'air en fonction du nombre de changements d'air par heure pour l'unité de bronchoscopie étudiée. Cet indice permet de déduire le temps nécessaire pour le renouvellement de l'air. À travers ces résultats, on remarque que la moyenne de l'âge de l'air diminue en augmentant le nombre de changements d'air par heure. L'influence du nombre de changements d'air sur le \overline{MAA} diminue à partir de 18 CAH. En effet, l'augmentation du nombre de changements d'air par heure permet de réduire le temps nécessaire à l'extraction du contaminant vers l'extérieur, mais cette dépendance est non linéaire. Entre 8 et 12 CAH, la diminution de l'âge de l'air est de 35 s/CAH. Entre 12 et 24 CAH, cette diminution n'est plus que 11 s/CAH.

Tableau 6.2 Moyenne de l'âge de l'air

CAH (h ⁻¹)	8	12	18	24
\overline{MAA} (s)	421,3	280,1	191,5	149,1

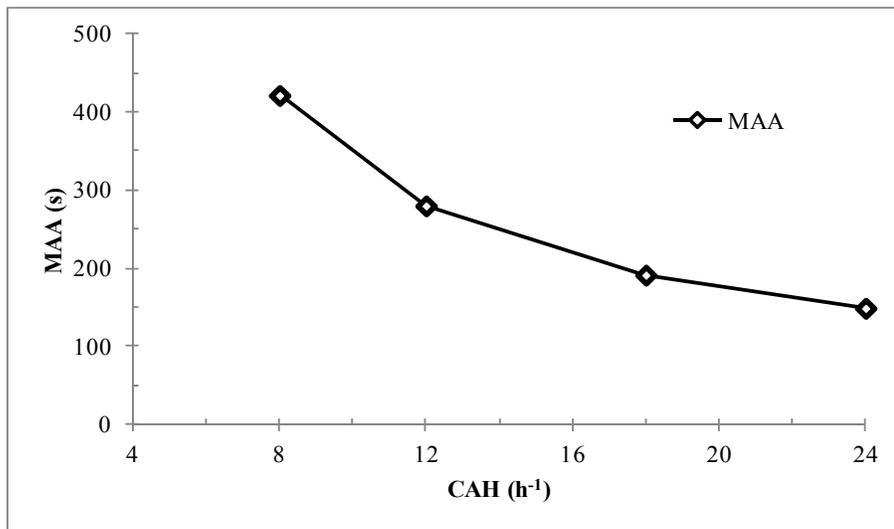


Figure 6.2 Représentation graphique de la moyenne de l'âge de l'air

6.4 Coefficient d'échange d'air

L'âge moyen de l'air permet l'évaluation du coefficient d'échange d'air (ε). Ce coefficient est défini comme étant le rapport entre la constante de temps nominale et l'âge moyen de l'air. La constante de temps nominale représente simplement le volume de la pièce divisé par le débit de ventilation (Tableau 6.1). Dans le cas où le système de ventilation génère des conditions de mélange idéal, ε est égal à 1. La valeur théorique maximale du coefficient d'échange d'air est de 2. Cette valeur est atteinte pour un écoulement dit « idéal » ou écoulement piston. Les coefficients d'échange d'air pour la pièce simulée sont présentés sur la Figure 6.3. La figure permet une caractérisation globale de l'efficacité de la ventilation, peu importe la source polluante.

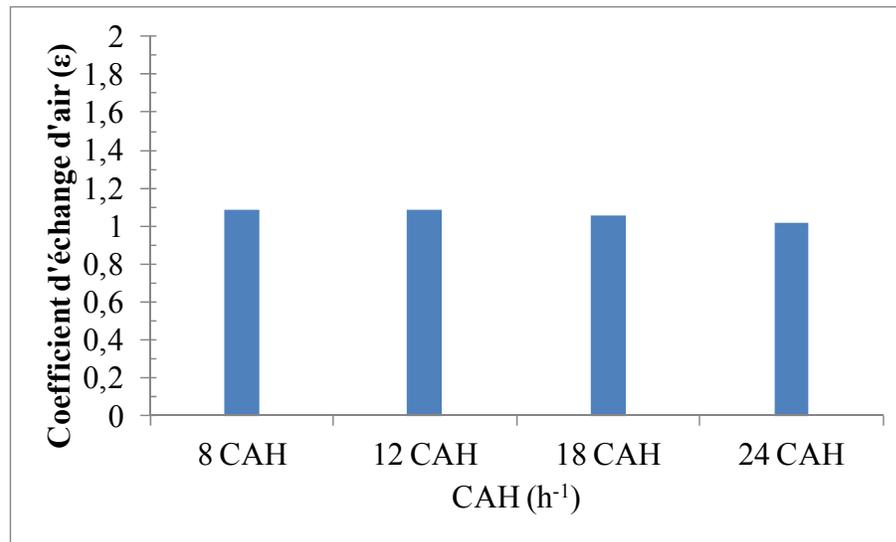


Figure 6.3 Coefficient d'échange d'air

Le coefficient d'échange d'air (ϵ) prend une valeur maximale pour 8 CAH. Cette valeur diminue en fonction de l'augmentation du nombre de changements d'air par heure jusqu'à la valeur de l'unité pour le cas de 24 CAH. Cependant, la différence du coefficient d'échange d'air entre 8 et 24 CAH est très faible et elle est de l'ordre de 0,07%.

Les résultats présentés à la Figure 6.3 montrent que les conditions de ventilation dans l'unité de bronchoscopie sont comparables à celles créées par un système idéal qui repose sur le principe de dilution. Pour cette unité, le coefficient d'échange d'air avoisine l'unité pour les 4 débits de soufflage. Le coefficient d'échange d'air permet de prédire de bonnes conditions de mélange entre 8 et 24 CAH.

6.5 Modélisation par la méthode scalaire passif

Dans cette section, les résultats numériques obtenus du modèle scalaire passif sont présentés. Cette partie du mémoire présentera la fraction massique du contaminant en fonction du temps, l'indice d'inhalation, l'exposition cumulée du contaminant en fonction du temps ainsi que l'efficacité de ventilation.

6.5.1 Concentration du contaminant en fonction du temps

Dans cette étape, nous avons procédé à un calcul de concentration du contaminant en fonction du temps pour les 4 scénarios de ventilation étudiés. Le Tableau 6.3 présente les coordonnées des capteurs de SF₆ placés au niveau des extracteurs utilisés pour les différents cas de simulations. Il est à noter que trois autres capteurs sont placés juste devant les bouches du patient, de l'infirmière et du médecin.

Tableau 6.3 Dimension des grilles et emplacement des capteurs de SF₆

	X _{min} (m)	X _{max} (m)	Y _{min} (m)	Y _{max} (m)	Z _{min} (m)	Z _{max} (m)
Dimension de la Grille-1	0,0	0,0	0,48	1,08	1,76	2,18
Capteur-1	0,05		0,78		1,97	
Dimension de la Grille-2	0,0	0,0	2,58	2,92	1,6	2,22
Capteur-2	0,05		2,75		1,90	
Dimension de la Grille -3	0,0	0,0	2,96	3,30	1,6	2,22
Capteur-3	0,05		3,13		1,90	

La Figure 6.4 représente la fraction massique du SF₆ au niveau des extracteurs pour un débit de ventilation de 8 changements d'air par heure. On constate des fluctuations dans la quantité de SF₆ enregistrée par les capteurs, cela est dues principalement aux mouvements de l'air et la création de zones de recirculations aux emplacements des capteurs.

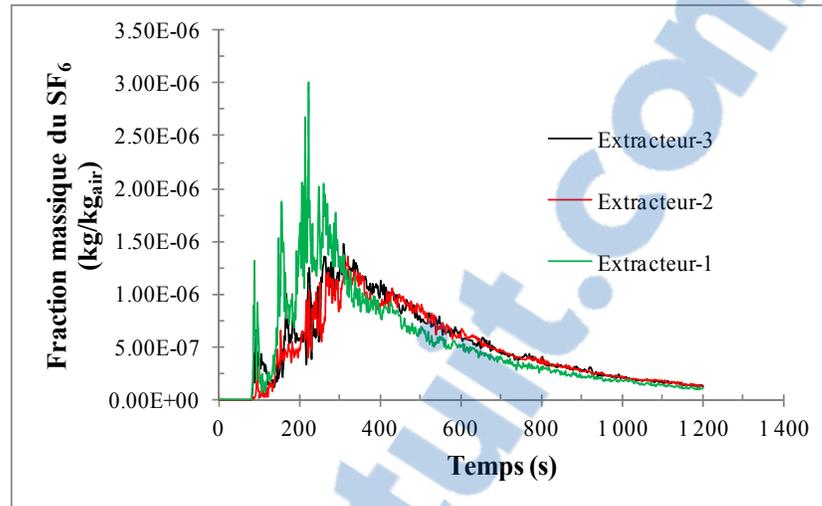


Figure 6.4 Fraction massique de SF₆ au niveau des extracteurs en fonction du temps pour 8 CAH (modèle SP)

D'après les scénarios étudiés (8, 12, 18 et 24 CAH), le comportement du fluide diffère d'un scénario à un autre. Ces résultats permettent de déduire que la concentration moyenne du SF₆ au niveau des extracteurs diminue en fonction de l'augmentation du nombre de changements d'air par heure. Le Tableau 6.4 représente la concentration maximale enregistrée pour les quatre scénarios étudiés. Le maximum de concentration aux extracteurs est atteint aux environs de 300 s pour les différents cas, soit 2 minutes après la troisième et dernière toux du patient. À partir de la 1000^{ème} seconde, la concentration de SF₆ enregistrée aux extracteurs est très faible, 90% de la concentration du SF₆ injecté initialement est extraite pour tous les scénarios étudiés.

Tableau 6.4 Concentration maximale de SF₆

	Extracteur-1 (kg/kg _{air})	Extracteur-2 (kg/kg _{air})	Extracteur-3 (kg/kg _{air})
[C _{SF₆}] 8 CAH	5,15E-04	4,75E-04	5,01E-04
[C _{SF₆}] 12 CAH	3,34E-04	3,63E-04	4,00E-04
[C _{SF₆}] 18 CAH	2,47E-04	2,45E-04	2,53E-04
[C _{SF₆}] 24CAH	1,88E-04	1,80E-04	1,83E-04

Quel que soit le nombre de changements d'air, les concentrations de SF₆ aux 3 extracteurs sont comparables. Ces résultats indiquent qu'il existe de bonnes conditions de mélange à proximité des extracteurs. On remarque également que la concentration maximale du contaminant diminue en fonction de l'augmentation du nombre de changements d'air pour chaque extracteur. Entre 8 CAH et 24 CAH, on note une diminution de l'ordre de 63% pour les 3 extracteurs.

6.5.2 Indice d'inhalation

L'indice cumulatif d'inhalation (I_{inh}) permet de quantifier la fraction de bioaérosol émise par le patient qui est inhalé par le personnel hospitalier. Cette quantité permettra d'identifier si l'emplacement du personnel hospitalier joue un rôle dans la quantité de contaminants inhalés.

La Figure 6.5 présente la variation de cet indice pour les 4 changements d'air étudiés. Ces résultats ont été déterminés à partir des concentrations du contaminant au niveau de la bouche du médecin et de l'infirmière pour le modèle scalaire passif. Les résultats ainsi obtenus montrent une forte exposition du médecin par rapport à l'infirmière avec une différence de 20% en moyenne de la concentration inhalée.

L'indice d'inhalation est plus élevé pour le médecin que pour l'infirmière. Pour un faible débit de ventilation (8 CAH), l'écart entre la concentration inhalée du médecin et celle de l'infirmière est significatif (de l'ordre de 30%). Ceci s'explique par la trajectoire suivie par les bioaérosols émis par le patient. La Figure 6.6 présente une coupe bidimensionnelle de la fraction massique de bioaérosol pour un débit de ventilation de 8 changements d'air par heure. On remarque que la toux du patient projette les bioaérosols directement au plafond ($t = 67,5$ s). Le système de ventilation de l'unité de bronchoscopie induit un écoulement qui entraîne ensuite le contaminant vers la porte no. 1 ($t = 86$ s) avant d'être redirigé vers le personnel hospitalier ($t = 102$ s et 112 s). Ce mouvement fait en sorte que le médecin demeure légèrement plus longtemps dans l'air contaminé que l'infirmière.

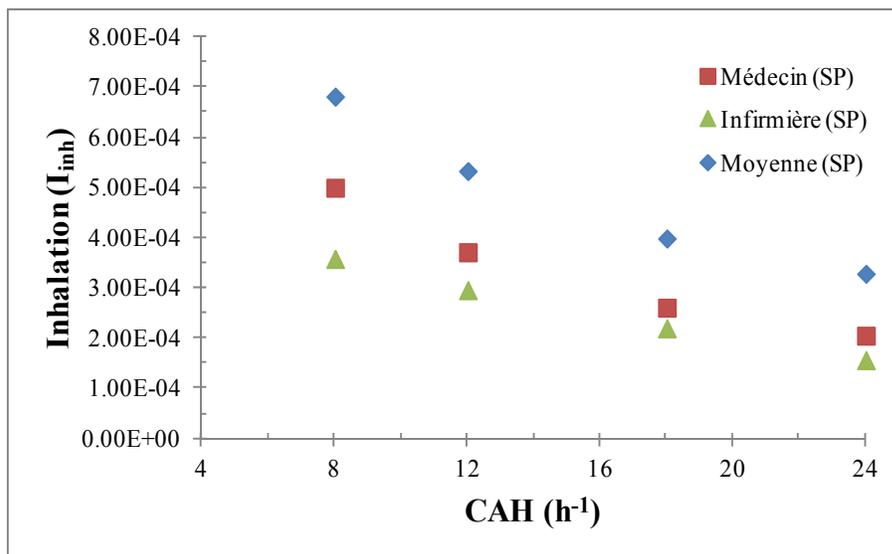


Figure 6.5 Indice d'inhalation pour le personnel hospitalier (SP)

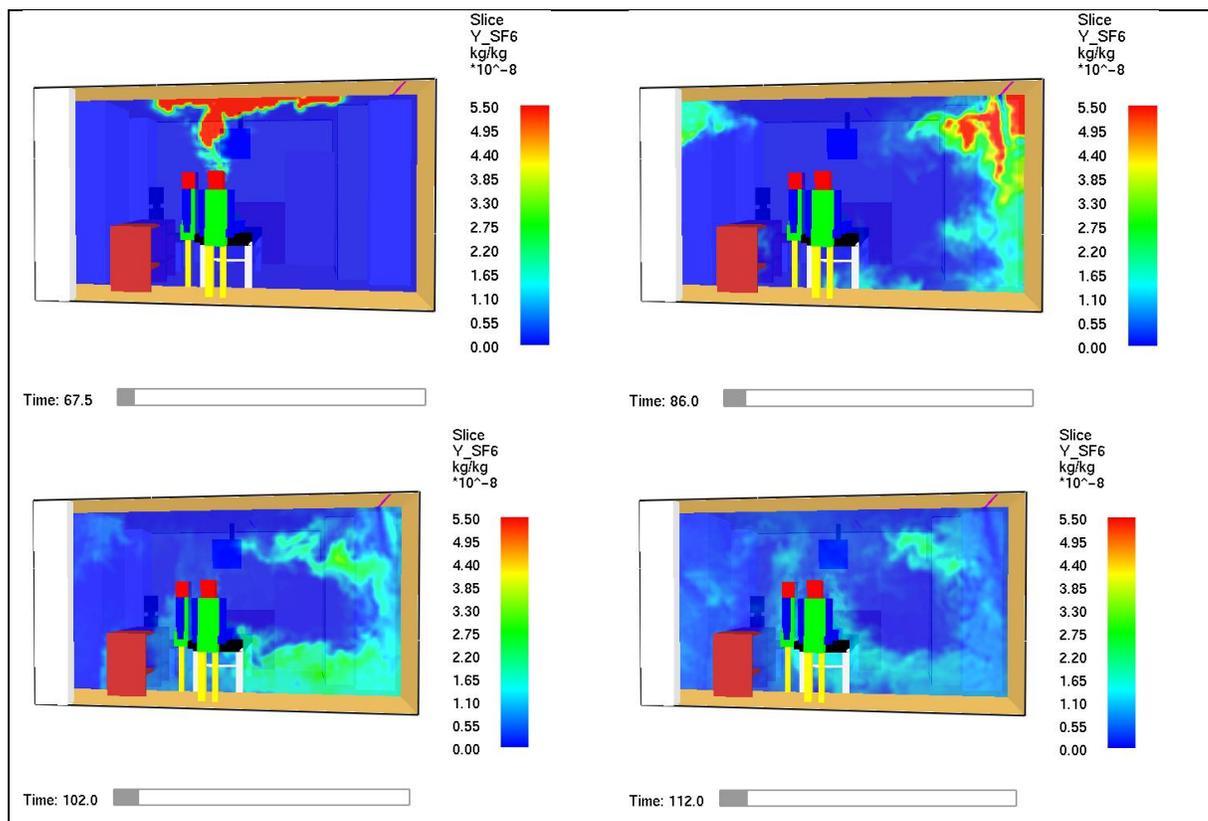


Figure 6.6 Fraction massique du SF₆ dans un plan y-z pour l'unité étudiée.

Cependant, les gradients de concentration sont moins importants lorsque le nombre de changements d'air augmente et la fraction massique devient plus uniforme dans l'espace. Les différences entre l'infirmière et le médecin sont alors moins prononcées.

On observe également sur la Figure 6.5 que l'indice cumulatif d'inhalation diminue lorsque le CAH augmente. Ainsi l'indice I_{inh} moyen diminue de 17% entre 8 et 12 CAH et de 29% entre 18 et 24 CAH pour l'infirmière.

6.5.3 Exposition cumulée

La concentration cumulée du contaminant en fonction du temps permet d'avoir l'exposition totale à ce dernier. Dans le cas étudié, elle permettra de prédire la concentration maximale qui pourrait être inhalée par le personnel hospitalier. Le choix s'est porté sur un calcul de concentration au niveau de toute l'enceinte à l'aide de la valeur moyenne. D'autres capteurs ont été placés près du personnel hospitalier afin de calculer le taux d'exposition. L'utilisation de l'équation (3.2), permet de calculer l'indice de l'exposition cumulée du médecin pour les différents scénarios étudiés.

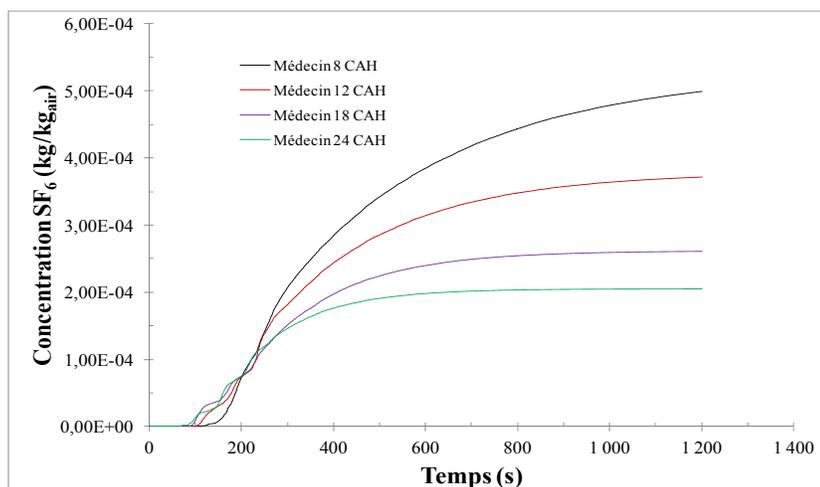


Figure 6.7 Exposition cumulée au niveau du médecin (SP)

La Figure 6.7 exprime l'exposition cumulée du médecin au contaminant en fonction du temps. Les capteurs du SF₆ commencent à enregistrer une concentration entre la 60 et 70^{ème}

secondes ce qui coïncide avec la première toux du patient. Pour le cas, 8 CAH, le capteur de SF₆ ne détecte aucune concentration jusqu'à la 110^{ème} seconde soit 50 s après la première toux. La concentration cumulée du SF₆ se stabilise aux environs de 500 s pour les débits de ventilation élevés, ce qui implique une extraction presque complète du contaminant (plus de 90% du contaminant est extrait). Par contre, aux débits de ventilation de 8 et 12 CAH, l'exposition cumulée n'a pas atteint un plateau après 20 minutes de simulation, ce qui signifie la présence du contaminant dans l'enceinte. Le Tableau 6.5 donne l'exposition cumulée du personnel hospitalier après 1200 s de simulation, pour les différents scénarios étudiés.

Tableau 6.5 Exposition cumulée du personnel hospitalier (SP)

CAH	Médecin (SP)	Infirmière (SP)	Moyenne (SP)
8	5,00E-04 kg/kg _{air}	3,58E-04 kg/kg _{air}	6,81E-04 kg/kg _{air}
12	3,71E-04 kg/kg _{air}	2,96E-04 kg/kg _{air}	5,33E-04 kg/kg _{air}
18	2,61E-04 kg/kg _{air}	2,20E-04 kg/kg _{air}	3,98E-04 kg/kg _{air}
24	2,05E-04 kg/kg _{air}	1,56E-04 kg/kg _{air}	3,28E-04 kg/kg _{air}

6.5.4 Coefficient de ventilation

Le coefficient de ventilation permet de quantifier l'efficacité de ventilation. La Figure 6.8 présente la variation de l'efficacité de ventilation pour les différents changements d'air étudié.

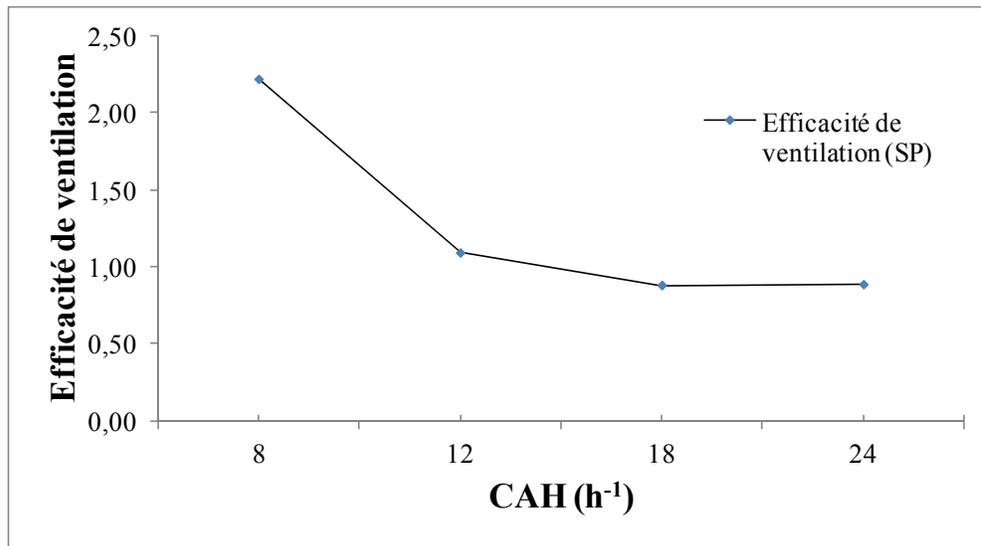


Figure 6.8 Variation de l'efficacité de ventilation

La Figure 6.8 montre que le coefficient de ventilation diminue en fonction de l'augmentation du nombre de changements d'air par heure. Cette diminution est due principalement à la quantité importante de SF₆ extraite au niveau des extracteurs. Autrement dit, tant que le coefficient de ventilation est élevé (>1), il reste une certaine quantité de contaminants qui devrait être évacuée. Pour le 18 et le 24 CAH, le coefficient est au voisinage de l'unité, cela signifie que la majorité de SF₆ est extraite.

6.6 Modélisation avec le modèle de glissement

Dans cette partie, nous allons présenter les résultats obtenus du modèle avec vitesse de glissement. Deux diamètres de particules seront considérés: soit un diamètre de 2 µm et un autre de 5 µm. Ce modèle permet d'évaluer la déposition des bioaérosols sur les murs, le plancher et le plafond.

Dans l'ensemble, nous avons relevé le même comportement du fluide entre le modèle scalaire passif et le modèle avec vitesse de glissement. À partir de cela, les mêmes remarques faites pour le modèle scalaire passif peuvent être reformulées pour le modèle avec vitesse de glissement.

6.6.1 Concentration du contaminant en fonction du temps

Les mêmes scénarios que la première partie ont été simulés mais cette fois en utilisant le modèle avec vitesse de glissement. Les résultats seront rapportés à partir des capteurs des extracteurs placés comme mentionné sur le Tableau 6.3. Les enregistrements des capteurs ont donné les résultats représentés sur les Figures 6.9 et 6.10 (cas d'une particule de 2 et 5 μm respectivement).

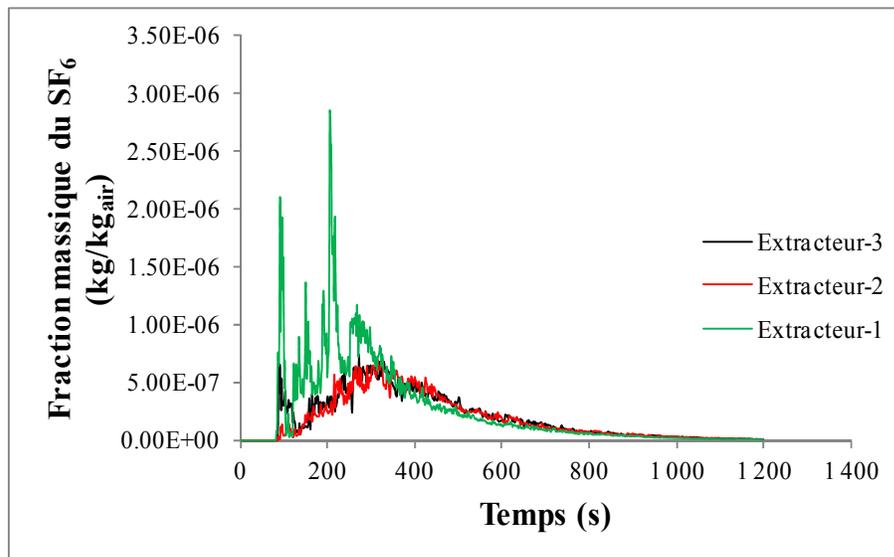


Figure 6.9 Fraction massique du SF₆ au niveau des extracteurs pour 8 CAH (modèle DF-2µm)

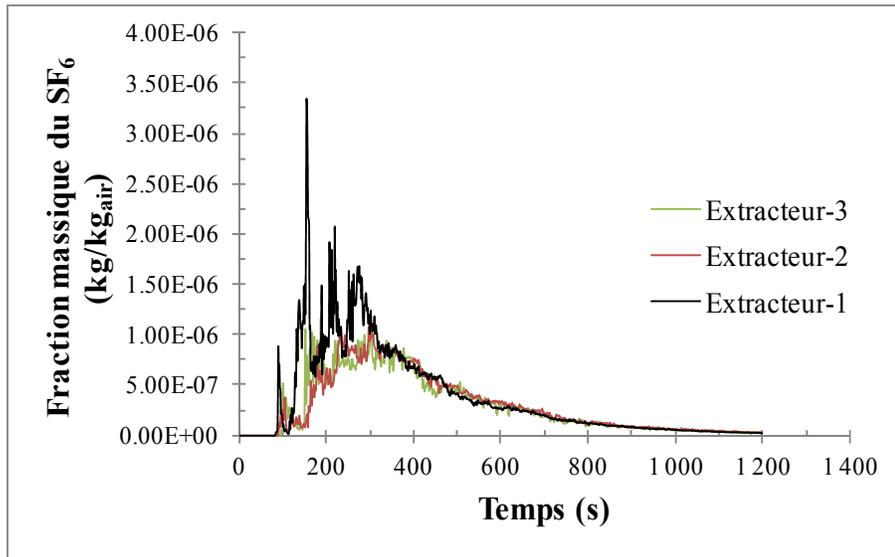


Figure 6.10 Fraction massique du SF₆ au niveau des extracteurs pour 8 CAH (modèle DF-5μm)

À partir des scénarios étudiés pour le cas avec vitesse de glissement, la concentration du SF₆ augmente jusqu'à atteindre une valeur maximale aux environs de 300 s pour les 4 scénarios étudiés. À cet instant, la concentration du SF₆ diminue en fonction du temps. Cela est lié à l'arrêt d'injection du SF₆ par la toux du patient, et aux mécanismes d'élimination par la ventilation, la respiration du personnel sans oublier les bioaérosols déposées sur les parois de l'unité de bronchoscopie. Les Tableaux 6.6 et 6.7 représentent respectivement le maximum de concentration enregistré pour les deux diamètres de 2 et 5 μm. Le maximum de concentration est atteint aux environs de 300 s pour les différents scénarios.

Tableau 6.6 Maximum de concentration pour 2μm

	Extracteur-1 (kg/kg _{air})	Extracteur-2 (kg/kg _{air})	Extracteur-3 (kg/kg _{air})
[C _{SF₆}] 8 CAH	2,58E-04	1,81E-04	1,91E-04
[C _{SF₆}] 12 CAH	1,41E-04	1,61E-04	1,89E-04
[C _{SF₆}] 18 CAH	1,20E-04	1,06E-04	1,07E-04
[C _{SF₆}] 24CAH	9,57E-04	8,47E-05	8,71E-05

Tableau 6.7 Maximum de concentration pour 5 μm

	Extracteur-1 (kg/kg_{air})	Extracteur-2 (kg/kg_{air})	Extracteur-3 (kg/kg_{air})
$[C_{SF_6}]$ 8 CAH	3,75E-04	2,98E-04	2,94E-04
$[C_{SF_6}]$ 12 CAH	2,51E-04	2,54E-04	2,71E-04
$[C_{SF_6}]$ 18 CAH	1,99E-04	1,78E-04	1,81E-04
$[C_{SF_6}]$ 24CAH	1,55E-04	1,47E-04	1,46E-04

Dans le cas présent, les mêmes remarques formulées dans le cas scalaire passif peuvent être faites. Pour un même nombre de CAH, la concentration en SF_6 est presque identique pour chacun des extracteurs. La concentration du contaminant diminue en fonction de l'augmentation du nombre de changements d'air pour chacun des extracteurs, l'écart varie entre 20 et 25% pour un débit de soufflage élevé (entre 18 et 24 CAH).

6.6.2 Indice d'inhalation

Comme dans la partie scalaire passif, l'indice cumulatif d'inhalation (I_{inh}) permet d'évaluer la quantité de bioaérosol émise par le patient et inhalée par le personnel hospitalier.

La Figure 6.11 présente une comparaison de la quantité de contaminants inhalée par l'infirmière et le médecin pour les différents cas étudiés. À partir de l'analyse des résultats, la concentration inhalée par le médecin est nettement supérieure à celle de l'infirmière. La concentration inhalée par le personnel hospitalier diminue en fonction du nombre de changements d'air par heure. L'influence du diamètre des particules (2 et 5 μm) sur l'indice d'inhalation est remarquable, elle est de l'ordre de 65% pour le médecin et de 70% pour l'infirmière. Le taux d'inhalation des particules de 5 μm est plus élevé que celui des particules de 2 μm . Ceci s'explique par le fait que les particules de 2 μm sont facilement aéroportées par le système de ventilation mis en place. Les particules de 5 μm sont plus volumineuses, mais elles ne sédimentent pas rapidement sous l'effet de la vitesse d'écoulement d'air dans l'enceinte.

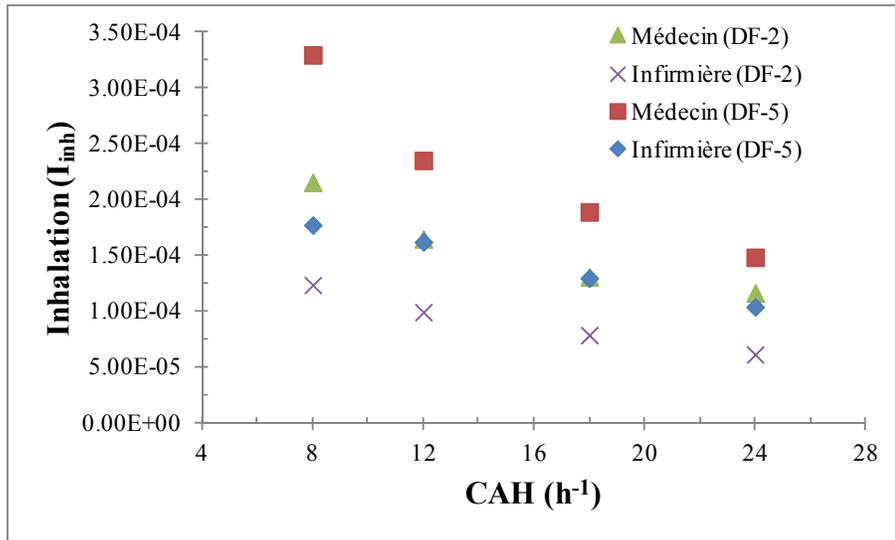


Figure 6.11 Indice d'inhalation (modèle DF)

6.6.3 Efficacité de ventilation

La Figure 6.12, exprime le coefficient de ventilation en fonction du nombre de changements d'air par heure. On remarque une diminution du coefficient de ventilation en fonction de l'augmentation du nombre de changements d'air par heure. Ceci est dû principalement à la quantité de SF₆ extraite dans un temps de 1200 s. Pour les cas de 18 et 24 CAH, le coefficient de ventilation est faible avoisinant l'unité, cela signifie que la majorité de SF₆ est extraite. À partir de 18 CAH, un palier pour le coefficient se forme qui signifie que l'efficacité du 18 et 24 CAH sont pratiquement identiques.

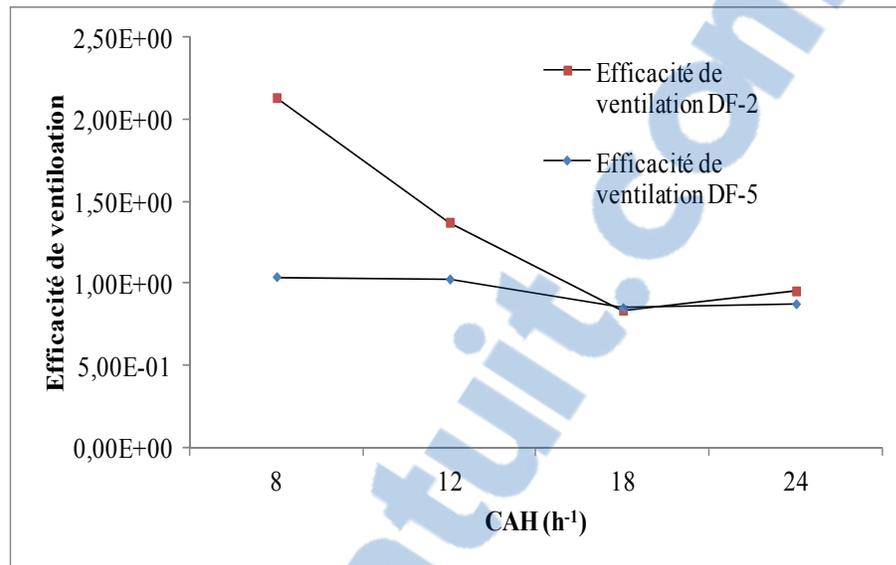


Figure 6.12 Efficacité de ventilation

6.6.4 Déposition

Le facteur de déposition est un élément très important à considérer. En effet, le dépôt de bioaérosol constitue un risque de contamination non négligeable pour le personnel hospitalier. De plus, cet indice permet d'identifier, de visualiser et de localiser la déposition. Ceci pourra aider à améliorer le processus de nettoyage de cette unité de bronchoscopie.

La Figure 6.13 montre la fraction de bioaérosols déposée sur les murs et le plancher de l'unité de bronchoscopie. La vitesse de déposition est autant plus élevée pour des particules d'un diamètre de 5 μm que pour des particules de 2 μm . La fraction déposée sera plus importante pour les particules de plus grand diamètre. La fraction déposée pour des particules de 2 μm est peu influencée par l'augmentation du nombre de CAH. Ceci s'explique par la faible inertie de ces particules, ce qui fait en sorte que leurs comportements aérodynamique est similaire à celui d'un gaz.

Les simulations effectuées avec le modèle de glissement permettent d'estimer la masse totale de bioaérosol déposée sur les surfaces lors du scénario d'intervention. Cette fraction déposée

(FD) est le rapport entre la masse déposée et la masse de bioaérosol émise par le patient exprimée en pourcentage. La masse déposée, exprimée en kg/m^2 , à la fin de la simulation (1200 s) est représentée à la Figure 6.13.

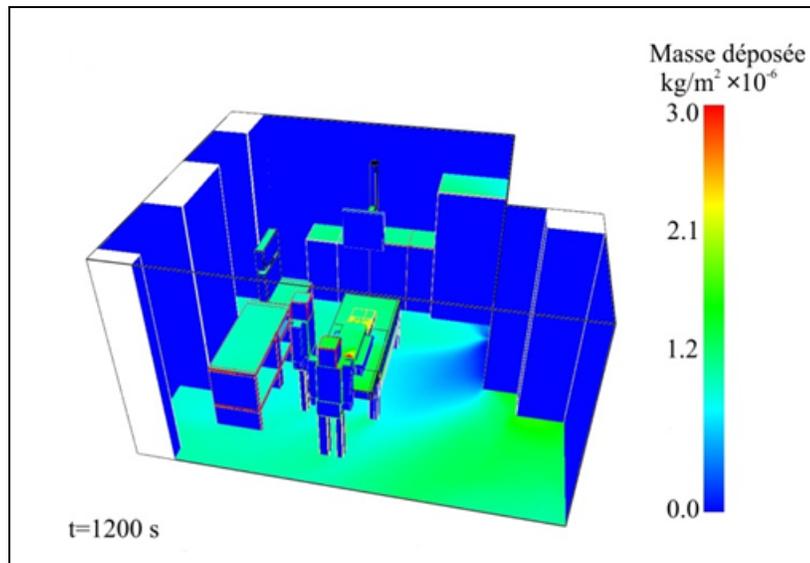


Figure 6.13 Taux de déposition à 24 CAH pour le cas DF2

L'influence de l'infiltration sous la porte de la salle est très significative. Sur la Figure 6.13, on peut remarquer que l'infiltration entraîne avec elle les particules qui sédimentent dans la zone proche de la porte. En dehors de cette zone, la déposition est relativement uniforme avec un taux de déposition faible, ce qui est indiqué par la surface bleue de la figure. La surface rouge de cette figure, traduit le taux de déposition très élevé dans l'unité étudiée.

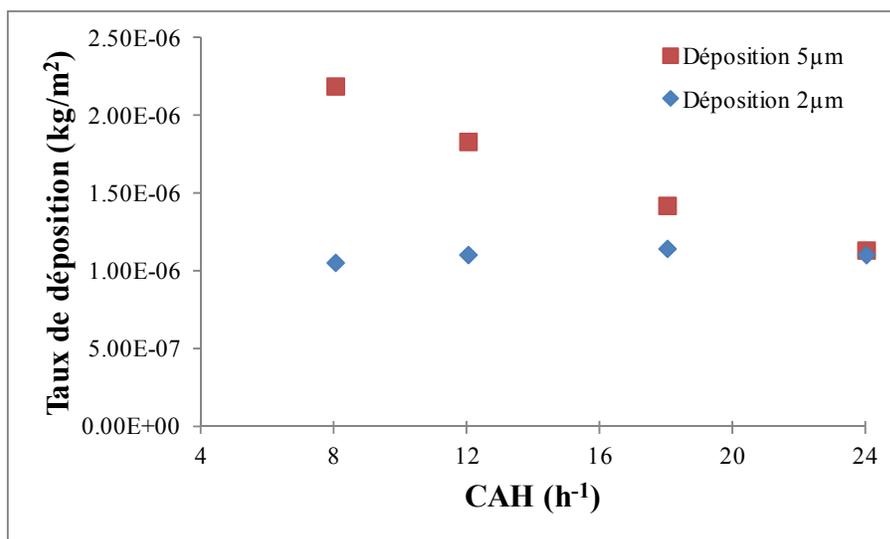


Figure 6.14 Taux de déposition pour 2 et 5 μm

La Figure 6.14 montre une comparaison du taux de déposition entre les deux modèles DF utilisés pour les diamètres de particule 5 et 2 μm. Pour un nombre de changements d'air élevé, le diamètre des particules n'a pas beaucoup d'influence sur la quantité totale de contaminants déposée. Dans l'ensemble, les résultats du modèle Drift Flux à 2 μm sont peu influencés par le débit de soufflage tel que montré à la Figure 6.14. En effet, la variation de la fraction déposée est presque identique pour les différents nombres de changements d'air par heure.

Cette figure montre que le taux de déposition de bioaérosols, sur les parois de l'unité de bronchoscopie pour le cas DF5, diffère de façon significative entre les différents nombres de changements d'air par heure. La vitesse de déposition est due à la force de gravité qui est plus élevée pour des particules d'un diamètre de 5 μm. On observe en effet une fraction déposée plus importante que pour les particules de 2 μm.

Les simulations effectuées avec le modèle de glissement permettent d'estimer la fraction des particules émises et qui se sont déposées sur les surfaces lors du scénario d'intervention. La Figure 6.15 présente la fraction déposée en fonction du nombre de changements d'air pour

des diamètres de noyaux de gouttelettes de 2 et 5 μm . On remarque que la fraction déposée est faible et demeure relativement peu influencée par le débit de soufflage.

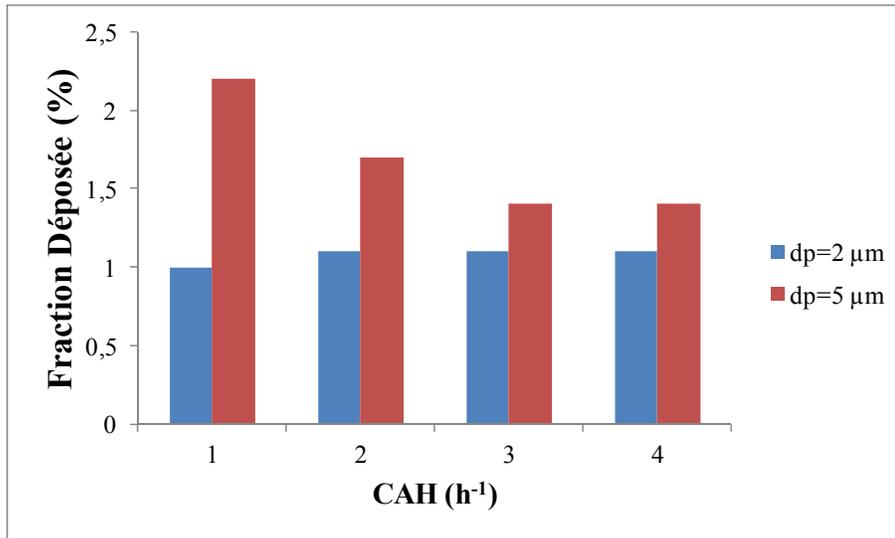


Figure 6.15 Fraction déposée après 20 minutes dans l'unité de bronchoscopie

La fraction déposée dans l'unité de bronchoscopie atteint un taux de déposition maximale pour un nombre de changements d'air faible avec un taux de 2,2% par rapport à la concentration initialement injectée, et cela pour un diamètre de gouttelettes de 5 μm

Ces écarts entre les deux modèles utilisés, résident dans le diamètre des particules où l'effet gravitationnel est significatif. En effet, les particules d'un diamètre de 5 μm sont plus lourdes que les particules d'un diamètre de 2 μm . Ceci engendre que la FD pour les particules à 5 μm est plus importante que la FD des particules à 2 μm .

CONCLUSION

Les établissements de santé sont confrontés à des problèmes de ventilation. Ces problèmes sont dus en partie à l'âge des établissements qui ne correspondent plus aux normes de nos jours. L'un des principaux objectifs de ce mémoire était de déterminer l'impact de la ventilation sur la contamination du personnel hospitalier dans les unités de bronchoscopies.

La revue de littérature a permis d'identifier les normes et exigences utilisées dans la ventilation des édifices de santé. Cette revue a aussi permis de voir les travaux antérieurs sur les stratégies de ventilations utilisées dans ce genre d'édifices, ainsi que les avantages et les désavantages de ces dernières. Ce chapitre nous a aidés à nous familiariser avec les méthodes de simulation numérique utilisées pour la résolution de ce genre de problèmes. Nous avons pu récolter des informations qui nous ont permis de reproduire un scénario typique d'une intervention en bronchoscopie.

Le CHAPITRE 3 a présenté les indicateurs importants qui permettent de quantifier la ventilation et la qualité de l'air dans les enceintes.

Le CHAPITRE 4 a présenté la méthodologie de résolution des équations de conservation ainsi qu'une brève présentation du logiciel FDS utilisé. Ce chapitre a également présenté les différents modèles de simulation du transport des bioaérosols tout en développant les principales caractéristiques de la méthode LES utilisée dans ce mémoire.

Les résultats de ce mémoire sont présentés aux CHAPITRE 5 et CHAPITRE 6. Le CHAPITRE 5 est consacré à la validation du modèle numérique à travers une étude sur l'erreur numérique ainsi qu'une comparaison de l'âge de l'air avec des résultats expérimentaux.

Le dernier chapitre présente les résultats numériques des trois modèles utilisés avec les différentes stratégies de ventilation.

Cette étude a relevé plusieurs réponses à des questions reliées à la santé et sécurité du personnel hospitalier. Dans l'ensemble, nous avons pu constater que l'augmentation du nombre de changements d'air au-delà du 18 CAH influence relativement peu la qualité de l'air intérieur. La seconde conclusion, réside dans le risque accrue de contamination du médecin par rapport à l'infirmière. Cela est dû principalement à la création des zones de recirculations créées par les diffuseurs à fentes installés au plafond et possiblement à partir des infiltrations sous la porte 2. L'étude a permis aussi de quantifier la déposition des bioaérosols dans l'enceinte étudiée, cette quantité de matière déposée est liée directement à la taille des particules. Puisqu'environ une dizaine de patients subissent des interventions à chaque jour dans une unité de bronchoscopie, ce problème requière un nettoyage quotidien des murs, du plancher, des meubles ainsi que tous les appareils dans l'enceinte.

Les résultats de simulations numériques effectuées à l'aide du logiciel FDS sont comparables aux résultats des mesures réalisées avec le SF₆.

Nous avons vu à travers le calcul des indices de ventilations qu'avec 18 CAH, la qualité de l'air intérieur est optimale et l'écoulement satisfait les conditions de mélange. Cette initiative permettra de diminuer les coûts relatifs à un nombre très élevé de changements d'air par heure.

RECOMMANDATIONS

Cette étude a permis d'évaluer les capacités du code FDS à simuler la ventilation et la dispersion de bioaérosol dans une unité de bronchoscopie.

Pour la poursuite de ce travail, il serait bénéfique d'améliorer cette étude avec les actions suivantes :

- Effectuer un raffinage du maillage au niveau des grilles de soufflage. La présence de gradients de vitesse aux grilles de soufflage exigent une densité de maille élevée pour capturer les variations de vitesse et les zones de recirculation de l'écoulement turbulent.
- Déterminer la granulométrie exacte et la vitesse d'une toux et intégrer ces spécifications dans le code de calcul. Dans la présente étude, les bioaérosols ont été modélisés pour 2 diamètres aérodynamiques. En réalité, la toux contient des noyaux de gouttelettes constitués de diamètres différents et leurs trajectoires sont grandement influencées par leurs tailles.
- Faire une étude sur l'influence de l'emplacement des bouches de soufflages et d'extractions avec les différents scénarios possible, tel vu dans la littérature, il existe beaucoup de différence d'une étude à une autre.
- Revoir l'influence de l'ouverture et la fermeture des portes de l'unité lors des expériences. Sachant que lors des mesures effectuées lors des interventions, il y avait un va-et-vient constant dans la salle de bronchoscopie.

Les résultats présentés aux CHAPITRE 5 et CHAPITRE 6 indiquent que les normes et exigences du CDC et ASHRAE correspondent et permettent d'avoir une bonne qualité de l'air intérieur. Par contre, il faut aussi étudier l'influence de la pression et la température de soufflage dans l'unité de bronchoscopie.

ANNEXE I

FICHER DE CALCUL DU GCI

```
#####  
#École de technologie supérieure  
&HEAD CHID='HSC_a4', TITLE='A4' /  
&MISC FDS6=.TRUE., DYNMAG=.TRUE.,SURF_DEFAULT='WALL', RESTART=.FALSE.,  
DNS=.FALSE., RADIATION=.FALSE., CHECK_KINETIC_ENERGY=.TRUE., TMPA=20.00/  
#####Maillage #####  
&MESH IJK=214,110,70,XB= 0.00, 5.35, 0.0, 2.019, 0.00, 3.00/  
&MESH IJK=168,110,70,XB= 0.00, 4.20, 2.019, 4.162, 0.00, 3.00 /  
  
/&MESH IJK=172,90,60,XB= 0.00, 5.3511111, 0.0, 2.019, 0.00, 3.00/  
/&MESH IJK=135,90,60,XB= 0.00, 4.20, 2.019, 4.162, 0.00, 3.00 /  
  
#####Temps de simulation #####  
&TIME T_END=1500.0 /  
  
#####Les données #####  
&INIT XB= 0.00, 5.35, 0.0, 2.019, 0.0, 3.00, TEMPERATURE=20.0, MASS_FRACTION(1)=50e-9/  
&INIT XB= 0.00, 4.20, 2.019,4.162, 0.0, 3.00, TEMPERATURE=20.0, MASS_FRACTION(1)=50e-9/  
&SPEC ID='SF6', MW=146.05/  
  
&MATL ID = 'GYPSUM PLASTER'  
FYI = 'Quintiere, Fire Behavior'  
CONDUCTIVITY = 0.48  
SPECIFIC_HEAT = 0.84  
DENSITY = 1440. /  
  
&SURF ID = 'WALL'  
RGB = 200,200,200  
MATL_ID = 'GYPSUM PLASTER'  
THICKNESS = 0.1524 /
```

#####Imposition d'une pression dynamique, pression négative#####

&VENT XB=4.20, 4.20, 2.343, 3.257, 0.00,0.025, SURF_ID='OPEN', DYNAMIC_PRESSURE= 5.0,
COLOR='GREEN' /

####Obstacle coins Gauche profondeur

&OBST XB= 0.00, 0.5, 0.00, 0.21, 0.0, 3.0, SURF_ID='OBSTACLE' /
&SURF ID = 'OBSTACLE', COLOR='RED' /

####Obstacle centre profondeur

&OBST XB= 0.00, 0.5, 1.264, 2.398, 0.0, 3.0, SURF_ID='OBSTACLE' /
&SURF ID = 'OBSTACLE', COLOR='RED' /

####Obstacle droit profondeur

&OBST XB= 0.00, 0.5, 3.452, 4.163, 0.0, 3.0, SURF_ID='OBSTACLE' /
&SURF ID = 'OBSTACLE', COLOR='RED' /

####Obstacle mur doit porte d'entree

&OBST XB= 4.645, 5.35, 1.641, 2.105, 0.0, 3.0, SURF_ID='OBSTACLE' /
&SURF ID = 'OBSTACLE', COLOR='RED' /

####Portes gauche

&OBST XB=5.35, 5.35, 0.336, 1.555, 0.0,2.20, SURF_ID='WOOD' /
&SURF ID = 'WOOD', COLOR='BLUE' /

####Portes droite

&OBST XB=4.20, 4.20, 2.343, 3.257, 0.025,2.20, SURF_ID='WOOD' /
&SURF ID = 'WOOD', COLOR='BLUE' /

!Meuble dans la chambre

&OBST XB=3.21, 4.21, 3.562, 4.162, 0.00,2.20, SURF_ID='WOOD' /
&SURF ID = 'WOOD', COLOR='BLUE' /

&OBST XB=2.21, 3.21, 3.662, 4.162, 0.00,1.20, SURF_ID='WOOD' /
&SURF ID = 'WOOD', COLOR='BLUE' /

&OBST XB=1.21, 2.21, 3.662, 4.162, 0.00,1.10, SURF_ID='WOOD' /

&SURF ID = 'WOOD', COLOR='BLUE' /

#####Lampes de l'unité de bronchoscopie il faut revoir cette étape#####

#une prise en compte de 75Watt par tube nous prenons l'hypothèse que nous avons 1 tube dans chaque cadron

#HRRPUA=surface de la lampe x intensité en KW

#HRRPUA=(0.3m*1.2m)*0.075kw donc nous avons 0.027 kw/m2

&SURF ID = 'LIGHT', HRRPUA= 0.027, COLOR='YELLOW'

&OBST XB= 1.0334, 1.643, 2.7904, 3.4, 3.0,3.0, SURF_ID='LIGHT'/

&OBST XB= 3.3956, 4.0052, 2.7904, 3.4, 3.0,3.0, SURF_ID='LIGHT'/

&OBST XB= 1.0334, 1.643, 0.733, 1.3426, 3.0,3.0, SURF_ID='LIGHT'/

&OBST XB= 3.3956, 4.0052, 0.733, 1.3426, 3.0,3.0,SURF_ID='LIGHT'/

Ventilation

###Entrée d'air

&SURF ID='SUPPLY1', VEL=-0.2865, VEL_T=0.4952,0.0, TMP_FRONT=18., COLOR='MAGENTA' /

&VENT XB=2.80,2.82, 2.352,3.562, 3.0,3.0, OUTLINE=.TRUE., SURF_ID='SUPPLY1' /

&SURF ID='SUPPLY2', VOLUME_FLUX=0.0, TMP_FRONT=18., COLOR='MAGENTA' /

&VENT XB=2.84,2.86, 2.352,3.562, 3.0,3.0,OUTLINE=.TRUE., SURF_ID='SUPPLY2' /

&SURF ID='SUPPLY3', VOLUME_FLUX=-0.11, TMP_FRONT=18., COLOR='MAGENTA' /

&VENT XB=4.86, 4.88, 0.141, 1.351, 3.0,3.0, SURF_ID='SUPPLY3' /

&SURF ID='SUPPLY4', VOLUME_FLUX=-0.11, TMP_FRONT=18., COLOR='MAGENTA' /

&VENT XB=4.90, 4.92, 0.141, 1.351, 3.0,3.0, SURF_ID='SUPPLY4' /

###Sortie d'air (extracteur)

&VENT XB=0.00,0.00,0.487,1.087,1.76,2.18, SURF_ID='SUPPLY5', COLOR='PURPLE'/

&SURF ID='SUPPLY5', VOLUME_FLUX= 0.132 /

&VENT XB=0.00,0.00,2.585,2.925,1.6,2.22, SURF_ID='SUPPLY6', COLOR='PURPLE'/

&SURF ID='SUPPLY6', VOLUME_FLUX= 0.038/

&VENT XB=0.00,0.00,2.965,3.305,1.6,2.22, SURF_ID='SUPPLY7', COLOR='PURPLE'/

&SURF ID='SUPPLY7', VOLUME_FLUX= 0.038/

#####Modélisation des personnes#####
#####Inferimière#####

!Pied droit

&OBST XB=1.832, 1.932, 1.2128, 1.3128,0.00,0.7266, SURF_ID='WOOD1'/

!Pied gauche

&OBST XB=1.832, 1.932, 1.4128, 1.5128,0.00,0.7266, SURF_ID='WOOD1'/

!Abdomaine

&OBST XB=1.782,1.982,1.2128,1.5128,0.7266,1.4186, SURF_ID='WOOD1'/

!Bras droit

&OBST XB=1.832,1.932,1.1128,1.2128,0.8266,1.4186, SURF_ID='WOOD2'/

!Bras gauche

&OBST XB=1.832,1.932,1.5128, 1.6128,0.8266,1.4186, SURF_ID='WOOD2'/

!Tete

&OBST XB=1.802,1.962,1.2828,1.4428,1.4186, 1.73, SURF_ID='WOOD4'/

!Bouche

!&OBST XB=1.802,1.962,1.2828,1.4428,1.4186, 1.73, SURF_ID='WOOD4'/

#####Medecin#####

!Pied gauche

&OBST XB=2.282,2.382,0.6128,0.7128,0.00,0.7266, SURF_ID='WOOD1'/

!Pied droit

&OBST XB=2.482,2.582,0.6128,0.7128,0.00,0.7266, SURF_ID='WOOD1'/

!Abdomaine

&OBST XB=2.282,2.582,0.5628,0.7628,0.7266,1.4186, SURF_ID='WOOD1'/

!Bras gauche

&OBST XB=2.182,2.282,0.6128,0.7128,0.8266,1.4186, SURF_ID='WOOD2'/

!Bras droit

&OBST XB=2.582,2.682,0.6128,0.7128,0.8266,1.4186, SURF_ID='WOOD2'/

!Tete

&OBST XB=2.352,2.512,0.5828,0.7428,1.4186, 1.73, SURF_ID='WOOD4'/

#####Le patient#####

!Pied gauche

&OBST XB=2.282,2.382,2.0034,2.73,0.80,0.90, SURF_ID='WOOD1'/

!Pied droit

&OBST XB=2.482,2.582,2.0034,2.73,0.80,0.90, SURF_ID='WOOD1'/

!Abdomaine

&OBST XB=2.282,2.582,1.3114, 2.0034,0.80, 0.96, SURF_ID='WOOD1'/

!Bras gauche

&OBST XB=2.182,2.282,1.3114,1.9034,0.80,0.90, SURF_ID='WOOD2'/

!Bras droit

&OBST XB=2.582,2.682,1.3114,1.9034,0.80,0.90, SURF_ID='WOOD2'/

!Tete

&OBST XB=2.352,2.512,1.00,1.3114,0.80, 0.96, SURF_ID='WOOD4'/

&SURF ID = 'WOOD1', COLOR = 'YELLOW' /

&SURF ID = 'WOOD2', COLOR = 'GREEN' /

&SURF ID = 'WOOD3', COLOR = 'BLUE' /

&SURF ID = 'WOOD4', COLOR = 'RED' /

#####Obstacle de la chambre#####

!Lit dans la Chambre

&OBST XB=2.032,2.832,1.2128,2.8128,0.65,0.80, SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=2.032,2.832,0.8128,1.2128,0.65,0.80, SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=2.032,2.132,1.2128,1.3128,0.0,0.70, SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=2.732,2.832,1.2128,1.3128,0.0,0.70, SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=2.732,2.832,2.7128,2.8128,0.0,0.65, SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=2.032,2.132,2.7128,2.8128,0.0,0.65, SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=2.032,2.832,1.2128,2.8128,0.40,0.45,SURF_ID='WOOD'/

!Chaise dans la chambre

&OBST XB=0.8, 1.4, 2.60, 3.2,0.50,0.65, SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=0.8, 0.9, 2.60, 3.2,0.65,1.10, SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=0.8, 0.9, 2.85, 2.95,1.10,1.20 SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=0.8, 0.9, 2.60, 3.2,1.20,1.50 SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=0.8, 0.9, 2.60, 2.7,0.0,0.50 SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=1.3, 1.4, 2.60, 2.7,0.0,0.50 SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=1.3, 1.4, 3.1, 3.2,0.0,0.50 SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=0.8, 0.9, 3.1, 3.2,0.0,0.50 SURF_ID='WOOD'/

!Table dans la chambre

&OBST XB=0.8, 1.4, 1.6,2.10,0.7,0.75, SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=0.8, 1.4, 0.7,2.10,0.9,0.95, SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=0.8, 1.4, 0.7,2.10,0.3,0.35, SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=0.8, 1.4, 2.10,2.15,0.0,0.95, SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=0.8, 1.4, 0.7,0.75,0.0,0.95, SURF_ID='WOOD'/

&OBST XB=0.8, 1.4, 1.5,1.60,0.0,0.9, SURF_ID='WOOD'/

#####Temperature, vitesse, GAZ #####

&SLCF PBY=1.2, QUANTITY='VELOCITY'/

&SLCF PBY=1.2, QUANTITY='TEMPERATURE'/

&SLCF PBY=1.2, QUANTITY='SF6'/

&SLCF PBX=1.22, QUANTITY='VELOCITY'/

&SLCF PBX=1.22, QUANTITY='TEMPERATURE'/

&SLCF PBX=1.22, QUANTITY='SF6'/

#####Turbulence#####

#####Plans en X

&SLCF PBX=2.81, QUANTITY='TURBULENCE RESOLUTION'/

&SLCF PBX=2.85, QUANTITY='TURBULENCE RESOLUTION'/

&SLCF PBX=4.87, QUANTITY='TURBULENCE RESOLUTION'/

&SLCF PBX=4.91, QUANTITY='TURBULENCE RESOLUTION'/

#####Plans en Y

&SLCF PBY=0.6, QUANTITY='TURBULENCE RESOLUTION'/

&SLCF PBY=2.7, QUANTITY='TURBULENCE RESOLUTION'/

&SLCF PBY=3.1, QUANTITY='TURBULENCE RESOLUTION'/

/Capteurs a l'extraction

&DEVC ID='Extrac1_T', XYZ=0.1,0.7,2.0, QUANTITY='TEMPERATURE' /

&DEVC ID='Extrac1_V', XYZ=0.1,0.7,2.0, QUANTITY='VELOCITY'/

&DEVC ID='Extrac1_SF6', XYZ=0.1,0.7,2.0, QUANTITY='SF6'/

&DEVC ID='Extrac2_T', XYZ=0.1,2.7,2.0, QUANTITY='TEMPERATURE' /

&DEVC ID='Extrac2_V', XYZ=0.1,2.7,2.0, QUANTITY='VELOCITY'/

&DEVC ID='Extrac2_SF6', XYZ=0.1,2.7,2.0, QUANTITY='SF6'/

&DEVC ID='Extrac3_T', XYZ=0.1,3.1,2.0, QUANTITY='TEMPERATURE' /

&DEVC ID='Extrac3_V', XYZ=0.1,3.1,2.0, QUANTITY='VELOCITY'/

&DEVC ID='Extrac3_SF6', XYZ=0.1,3.1,2.0, QUANTITY='SF6'/

Valeur moyenne de SF6 sur un volume#####

&DEVC ID = 'Moy_V1', XB=0.10, 5.2511111, 0.10, 2.0, 0.10, 2.90, QUANTITY = 'MASS FRACTION',
STATISTICS = 'MEAN', SPEC_ID = 'SF6'/

&DEVC ID = 'Moy_V2', XB=0.10, 4.10, 2.02, 4.10, 0.10, 2.90, QUANTITY = 'MASS FRACTION',
STATISTICS = 'MEAN', SPEC_ID = 'SF6'/

/isosurfaces

&ISOF QUANTITY='SF6', VALUE(1)=1e-8/

&ISOF QUANTITY='TEMPERATURE', VALUE(1)=20./

&ISOF QUANTITY='TURBULENCE RESOLUTION', VALUE(1)=0.1/

&DUMP DT_RESTART = 20./

&TAIL /

ANNEXE II

FICHER DE SIMULATION

#####

&HEAD CHID='HSC_Sce2DF', TITLE='Bronchoscopie_HSC' /
&MISC TURBULENCE_MODEL='VREMAN', RESTART=.TRUE./

&SPEC ID='BIO2M', AEROSOL=.TRUE., DENSITY_SOLID=1500, MEAN_DIAMETER= 2.0E-6
/

&RADI RADIATION=.FALSE./

#####Maillage #####

&MESH ID='msh0',IJK=45,108,72,XB= 0.0, 1.7, 0.0, 4.162, 0.0, 2.88 /
&MESH ID='msh1',IJK=30,54,48,XB= 1.7, 2.80, 0.0, 2.081, 0.0, 0.96 /
&MESH ID='msh2',IJK=60,108,48,XB= 1.7, 2.80, 0.0, 2.081, 0.96, 1.92 /
&MESH ID='msh3',IJK=30,54,24,XB= 1.7, 2.80, 0.0, 2.081, 1.92, 2.88 /
&MESH ID='msh4',IJK=30,54,72,XB= 1.7, 2.80, 2.081, 4.162, 0.0, 2.88 /
&MESH ID='msh5',IJK=36,108,72,XB= 2.8, 4.162, 0.0, 4.162, 0.0, 2.88 /
&MESH ID='msh6',IJK=30,54,72,XB= 4.162, 5.25, 0.0, 2.081, 0.0, 2.88 /

#####INITIALISATION

&INIT XB= 0.00, 5.35, 0.0, 2.081, 0.0, 2.880, TEMPERATURE=20.0/
&INIT XB= 0.00, 4.20, 2.081, 4.162, 0.0, 2.880, TEMPERATURE=20.0/

#####Temps de simulation #####

&TIME T_END=1200.0 /

#####Imposition d'une pression dynamique, pression négative#####

&OBST XB=3.21, 4.20, 3.562, 4.162, 0.00,2.20, SURF_ID='ARM_DR'/
 &SURF ID = 'ARM_DR', COLOR='MELON' /

####ARMOIRE GAUCHE-
 1#####
 &OBST XB=2.21, 3.21, 3.662, 4.162, 0.00,1.20, SURF_ID='ARM_GA1'/
 &SURF ID = 'ARM_GA1', COLOR='SIENNA' /

####ARMOIRE GAUCHE-
 2#####
 &OBST XB=1.21, 2.21, 3.662, 4.162, 0.00,1.10, SURF_ID='ARM_GA2'/
 &SURF ID = 'ARM_GA2', COLOR='SILVER' /

####TELEVISION DANS
 L'ENCEINTE#####

&OBST XB=2.182,2.682,2.2,2.24,2.0,2.5,SURF_ID='Moniteur',COLOR='BLUE'/
 &SURF ID = 'Moniteur', CONVECTIVE_HEAT_FLUX= 0.08/
 &OBST XB=2.382,2.482,2.24,2.82,2.2,2.3,SURF_ID='Support',COLOR='BLACK'/
 &OBST XB=2.382,2.482,2.82,2.92,2.2,2.88,SURF_ID='Support',COLOR='BLACK'/
 &SURF ID = 'Support'/

Ventilation #####
 ###1ERE ENTREE D'AIR#####
 ### VOLUME DE LA PIÈCE 59.40675m³#####
 &SURF ID='SUPPLY1', VEL=-2.4648, VEL_T=6.7722,0.0, TMP_FRONT=18.,
 COLOR='MAGENTA' /
 &VENT XB=2.81,2.85, 2.352,3.562, 2.88,2.88, OUTLINE=.TRUE., SURF_ID='SUPPLY1' /

###3EME ENTRÉE D'AIR (DEVANT LA PORTE)#####
 &SURF ID='SUPPLY3', VOLUME_FLUX=-0.1192, TMP_FRONT=18., COLOR='MAGENTA' /
 &VENT XB=4.87, 4.91, 0.141, 1.351, 2.88,2.88, OUTLINE=.TRUE., SURF_ID='SUPPLY3' /

#####EXTRACTEURS#####

###Sortie d'air (extracteur)

// 24 ACH (63.8% a gauche)

&VENT XB=0.00,0.00,0.487,1.087,1.76,2.18, SURF_ID='SUPPLY5',
 OUTLINE=.TRUE.,COLOR='PURPLE'/
 &SURF ID='SUPPLY5', VOLUME_FLUX= 0.2388 /

&VENT XB=0.00,0.00,2.585,2.925,1.6,2.22, SURF_ID='SUPPLY6', OUTLINE=.TRUE.,
 COLOR='PURPLE'/
 &SURF ID='SUPPLY6', VOLUME_FLUX= 0.0686/

&VENT XB=0.00,0.00,2.965,3.305,1.6,2.22, SURF_ID='SUPPLY7', OUTLINE=.TRUE.,
 COLOR='PURPLE'/
 &SURF ID='SUPPLY7', VOLUME_FLUX= 0.0686/

#####Modelisation des personnes#####

#####Infirmiere#####

&SURF ID = 'personnel1', CONVECTIVE_HEAT_FLUX= 0.065 /
 &OBST XB=1.80,1.90,1.15,1.25,0.0,0.72, SURF_ID='personnel1',COLOR='YELLOW'/
 &OBST XB=1.80,1.90,1.35,1.45,0.0,0.72, SURF_ID='personnel1',COLOR='YELLOW'/
 &OBST XB=1.75,1.95,1.15,1.45,0.72,1.5, SURF_ID='personnel1',COLOR='GREEN'/
 &OBST XB=1.80,1.90,1.05,1.15,0.82,1.50, SURF_ID='personnel1', COLOR='BLUE'/
 &OBST XB=1.80,1.90,1.45,1.55,0.82,1.50, SURF_ID='personnel1', COLOR='BLUE'/
 &OBST XB=1.75,1.95,1.20,1.40,1.50,1.75, SURF_ID='personnel1', COLOR='RED'/

/Respiration de l'infirmiere

/15 breath/min and 6l/min

&VENT XB=1.95,1.95,1.29,1.31,1.52, 1.54, SURF_ID='Bouche_inf', COLOR='BLACK'/
 &SURF ID='Bouche_inf', VEL=-0.66, TMP_FRONT= 35.,RAMP_V='V1RAMP' /

#####Medecin#####

&SURF ID = 'personnel2', CONVECTIVE_HEAT_FLUX= 0.065 /
 &OBST XB=2.26,2.36,0.48,0.58,0.0,0.72, SURF_ID='personnel2', COLOR='YELLOW'/
 &OBST XB=2.46,2.56,0.48,0.58,0.0,0.72, SURF_ID='personnel2', COLOR='YELLOW'/
 &OBST XB=2.26,2.56,0.43,0.63,0.72,1.50, SURF_ID='personnel2', COLOR='GREEN'/
 &OBST XB=2.16,2.26,0.48,0.58,0.82,1.50, SURF_ID='personnel2', COLOR='BLUE'/
 &OBST XB=2.56,2.66,0.48,0.58,0.82,1.50, SURF_ID='personnel2', COLOR='BLUE'/
 &OBST XB=2.31,2.51,0.43,0.63,1.50,1.75, SURF_ID='personnel2', COLOR='RED'/
 &VENT XB=2.40, 2.42, 0.63, 0.63, 1.52, 1.54, SURF_ID='Bouche_med', COLOR='BLACK'/
 &SURF ID='Bouche_med', VEL=-0.66, TMP_FRONT= 35., RAMP_V='V1RAMP'/

#####Le patient#####

&SURF ID = 'Patient', CONVECTIVE_HEAT_FLUX= 0.070 /
 &OBST XB=2.27,2.47,1.78,2.28,0.85,0.95, SURF_ID='Patient', COLOR='YELLOW'/
 &OBST XB=2.47,2.57,1.78,2.28,0.85,0.95, SURF_ID='Patient', COLOR='YELLOW'/
 &OBST XB=2.27,2.57,1.08,1.78,0.80,1.10, SURF_ID='Patient', COLOR='GREEN'/
 &OBST XB=2.17,2.27,1.08,1.68,0.85,1.00, SURF_ID='Patient', COLOR='BLUE'/
 &OBST XB=2.57,2.67,1.08,1.68,0.85,1.00, SURF_ID='Patient', COLOR='BLUE'/
 &OBST XB=2.32,2.52,0.82,1.08,0.85,1.05, SURF_ID='Patient', COLOR='RED'/
 &VENT XB=2.42,2.44,1.04,1.06,1.05, 1.05, SURF_ID='Bouche_patient', COLOR='BLACK'/
 &SURF ID='Bouche_patient', VEL=-25., MASS_FRACTION(1)=0.01129,
 SPEC_ID='BIO2M',RAMP_V='vel_ramp', TMP_FRONT=35. /
 &RAMP ID='vel_ramp', T=0.0, F=0.0 /
 &RAMP ID='vel_ramp', T=60.0, F=0.0 /
 &RAMP ID='vel_ramp', T=60.1, F=1.0 /
 &RAMP ID='vel_ramp', T=60.6, F=0.0 /
 &RAMP ID='vel_ramp', T=120.0, F=0.0 /
 &RAMP ID='vel_ramp', T=120.1, F=1.0 /
 &RAMP ID='vel_ramp', T=120.6, F=0.0 /
 &RAMP ID='vel_ramp', T=180.0, F=0.0 /
 &RAMP ID='vel_ramp', T=180.1, F=1.0 /
 &RAMP ID='vel_ramp', T=180.6, F=0.0 /

#####Obstacle de la chambre#####

#####Lit dans la Chambre#####

&OBST XB=2.032,2.832,1.2128,2.8128,0.65,0.80, SURF_ID='LIT'/
 &OBST XB=2.032,2.832,0.8128,1.2128,0.70,0.85, SURF_ID='OREIL'/
 &OBST XB=2.032,2.132,1.2128,1.3128,0.0,0.70, SURF_ID='PIED'/
 &OBST XB=2.732,2.832,1.2128,1.3128,0.0,0.70, SURF_ID='PIED'/
 &OBST XB=2.732,2.832,2.7128,2.8128,0.0,0.65, SURF_ID='PIED'/
 &OBST XB=2.032,2.132,2.7128,2.8128,0.0,0.65, SURF_ID='PIED'/
 &OBST XB=2.032,2.832,1.2128,2.8128,0.40,0.45,SURF_ID='PIED'/
 &SURF ID = 'LIT', COLOR='BLACK' /
 &SURF ID = 'OREIL', COLOR='BLACK' /
 &SURF ID = 'PIED', COLOR='SILVER' /

#####Chaise dans la chambre#####

&OBST XB=0.8, 1.4, 2.60, 3.2,0.50,0.65, SURF_ID='CHAISE'/
 &OBST XB=0.8, 0.9, 2.60, 3.2,0.65,1.10, SURF_ID='DOSS'/
 &OBST XB=0.8, 0.9, 2.85, 2.95,1.10,1.20 SURF_ID='DOSS'/
 &OBST XB=0.8, 0.9, 2.60, 3.2,1.20,1.50 SURF_ID='DOSS'/
 &OBST XB=0.8, 0.9, 2.60, 2.7,0.0,0.50 SURF_ID='PIED'/
 &OBST XB=1.3, 1.4, 2.60, 2.7,0.0,0.50 SURF_ID='PIED'/
 &OBST XB=1.3, 1.4, 3.1, 3.2,0.0,0.50 SURF_ID='PIED'/
 &OBST XB=0.8, 0.9, 3.1, 3.2,0.0,0.50 SURF_ID='PIED'/
 &SURF ID = 'CHAISE', COLOR='BROWN' /
 &SURF ID = 'DOSS', COLOR='BLACK' /

!Table dans la chambre

&OBST XB=0.8, 1.4, 1.6,2.10,0.7,0.75, SURF_ID='WOOD'/
 &OBST XB=0.8, 1.4, 0.7,2.10,0.9,0.95, SURF_ID='WOOD'/
 &OBST XB=0.8, 1.4, 0.7,2.10,0.3,0.35, SURF_ID='WOOD'/
 &OBST XB=0.8, 1.4, 2.10,2.15,0.0,0.95, SURF_ID='WOOD'/
 &OBST XB=0.8, 1.4, 0.7,0.75,0.0,0.95, SURF_ID='WOOD'/
 &OBST XB=0.8, 1.4, 1.5,1.60,0.0,0.9, SURF_ID='WOOD'/
 &SURF ID = 'WOOD', COLOR='BROWN' /

#####Position des Capteurs

#####

/slices

&SLCF PBX=1.0, QUANTITY='VELOCITY'/

&SLCF PBX=1.0, QUANTITY='TEMPERATURE'/

&SLCF PBX=1.0, QUANTITY='MASS FRACTION', SPEC_ID='BIO2M'/

&SLCF PBX=2.2, QUANTITY='TURBULENCE RESOLUTION'/

&SLCF PBX=2.2, QUANTITY='SCALAR RESOLUTION', QUANTITY2='U-VELOCITY'/

&SLCF PBX=2.2, QUANTITY='SCALAR RESOLUTION', QUANTITY2='V-VELOCITY'/

&SLCF PBX=2.2, QUANTITY='SCALAR RESOLUTION', QUANTITY2='W-VELOCITY'/

&SLCF PBX=2.2, QUANTITY='SCALAR RESOLUTION', QUANTITY2='MASS FRACTION',
SPEC_ID='BIO2M' /

&SLCF PBX=3.2, QUANTITY='VELOCITY'/

&SLCF PBX=3.2, QUANTITY='TEMPERATURE'/

&SLCF PBX=3.2, QUANTITY='MASS FRACTION', SPEC_ID='BIO2M'/

&SLCF PBX=4.6, QUANTITY='VELOCITY'/

&SLCF PBX=4.6, QUANTITY='TEMPERATURE'/

&SLCF PBX=4.6, QUANTITY='MASS FRACTION', SPEC_ID='BIO2M'/

&SLCF PBY=1.2, QUANTITY='VELOCITY'/

&SLCF PBY=1.2, QUANTITY='TEMPERATURE'/

&SLCF PBY=1.2, QUANTITY='MASS FRACTION', SPEC_ID='BIO2M'/

&SLCF PBY=3.0, QUANTITY='VELOCITY'/

&SLCF PBY=3.0, QUANTITY='TEMPERATURE'/

&SLCF PBY=3.0, QUANTITY='MASS FRACTION', SPEC_ID='BIO2M'/

/Exposure Index

/Medecin exposee

&DEVC ID='Medecin_SF6', XYZ=2.41,0.66,1.53, QUANTITY='MASS FRACTION',
SPEC_ID='BIO2M'/

/Infirmiere exposee

100

&DEVC ID='Infirmiere_SF6', XYZ=1.98,1.30,1.53, QUANTITY='MASS FRACTION',
SPEC_ID='BIO2M'/

/Patient exposee

&DEVC ID='Patient_SF6', XYZ=2.41, 1.05,1.08, QUANTITY='MASS FRACTION',
SPEC_ID='BIO2M'/

/#####cONCENTRATION DE SF6 Aux EXTRACTEURS#####

&DEVC ID='Extrac1',XYZ=0.05, 0.787, 1.97, QUANTITY='MASS FRACTION',
SPEC_ID='BIO2M'/

&DEVC ID='Extrac2',XYZ=0.05, 2.755, 1.9, QUANTITY='MASS FRACTION',
SPEC_ID='BIO2M'/

&DEVC ID='Extrac3',XYZ=0.05, 3.135, 1.9, QUANTITY='MASS FRACTION',
SPEC_ID='BIO2M'/

Valeur moyenne de SF6 dans la zone de respiration#####

&DEVC ID = 'Moy_SF6', XB=0.50, 4.0, 0.10, 4.00, 1.1, 1.80, QUANTITY = 'MASS FRACTION',
STATISTICS = 'MEAN', SPEC_ID = 'BIO2M'/

//DEPOT D'AEROSOL

&BNDF QUANTITY='SURFACE DEPOSITION', SPEC_ID='BIO2M'

&DEVC XB=1.0,3.8,0.5,3.0,0.,0., QUANTITY='SURFACE DEPOSITION', ID='FLOORdepo',
STATISTICS='SURFACE INTEGRAL', SPEC_ID='BIO2M' /

&DUMP DT_RESTART = 60./

&TAIL /

ANNEXE III

PHOTOS DE L'UNITÉ



Diffuseur pour l'admission d'air



Ventilateur d'extraction



Écran à cristaux liquides pour les signes vitaux du patient



Équipements dans l'unité étudiée



Équipements dans l'unité étudiée



Porte de l'unité étudiée

BIBLIOGRAPHIE

- Ahmadzadehtalatapeh, M., et Y. H. Yau. 2011. « The application of heat pipe heat exchangers to improve the air quality and reduce the energy consumption of the air conditioning system in a hospital ward - A full year model simulation ». *Energy and Buildings*, vol. 43, n° 9, p. 2344-2355.
- ASHREA. 2008. *Ventilation of Health Care Facilities Standard 170-2008*. 13 p.
- Berrouk, Abdallah S., Alvin C. K. Lai, Albert C. T. Cheung et S. L. Wong. 2010. « Experimental measurements and large eddy simulation of expiratory droplet dispersion in a mechanically ventilated enclosure with thermal effects ». *Building and Environment*, vol. 45, n° 2, p. 371-379.
- Carla Balocco, Pietro Liò. 2010. « Modelling infection spreading control in a hospital isolation room ». *Biomedical Science and Engineering*, vol. 3, p. 653-663.
- CCN. 2008. « CAN/CSA-Z317.2-01 (R2008) ». < <http://www.scc.ca/fr/standardsdb/standards/7625> >.
- Chaffin, C. T., T. L. Marshall, P. T. Jaakkola, J. K. Kauppinen, William G. Fateley et Robert M. Hammaker. 1995. « Assessment of indoor air quality using extractive Fourier (FTIR) measurements ». In *Optical Sensing for Environmental and Process Monitoring, November 6, 1994 - November 6, 1994*. (McLean, VA, USA) Vol. 2365, p. 140-150. Coll. « Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering »: Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers.
- Chafi, Fatima Zohra, et Stephane Halle. 2011. « 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, Vivian, et Pierre-Sylvain 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.
- Chun, Chang, et C. D. Sarris. 2012. « A three-dimensional spatially filtered FDTD with controllable stability beyond the courant limit ». In *2012 IEEE/MTT-S International Microwave Symposium - MTT 2012, 17-22 June 2012*. (Piscataway, NJ, USA), p. 3 pp. Coll. « 2012 IEEE/MTT-S International Microwave Symposium - MTT 2012 »: IEEE. < <http://dx.doi.org/10.1109/MWSYM.2012.6259570> >.

- CSST. 2012. « Règlement sur la qualité du milieu de travail (L.R.Q., c. S-2.1, a. 223) (L.R.Q., c. Q-2) ».
- Dascalaki, Elena G., Argyro Lagoudi, Constantinos A. Balaras et Athina G. Gaglia. 2008. « Air quality in hospital operating rooms ». *Building and Environment*, vol. 43, n° 11, p. 1945-1952.
- Dye, Timothy S., Alan C. Chan, Craig B. Anderson, David E. Strohm, Richard A. Wayland et John E. White. 2004. « From raw air quality data to the nightly news: An overview of how ERA's airnow program operates ». In *Combined Preprints: 84th American Meteorological Society (AMS) Annual Meeting, January 11, 2004 - January 15, 2004*. (Seattle, WA., United states), p. 679-683. Coll. « Bulletin of the American Meteorological Society »: American Meteorological Society.
- Fong, A. C. M., et B. Fong. 2011. « Indoor air quality control for asthma patients using smart home technology ». In *15th IEEE International Symposium on Consumer Electronics, ISCE 2011, June 14, 2011 - June 17, 2011*. (Singapore, Singapore), p. 18-19. Coll. « Proceedings of the International Symposium on Consumer Electronics, ISCE »: Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc. < <http://dx.doi.org/10.1109/ISCE.2011.5973774> >.
- Gang, Cheng, et Wen Juan Ma. 2011. « Monitoring and analyse of indoor air quality at several important public spaces in HuaiNan ». In *5th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, iCBBE 2011, May 10, 2011 - May 12, 2011*. (Wuhan, China), p. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; Wuhan University; Fuzhou University; Nankai University; Overs. Chin. Sch. Environ. Prot. Assoc. (OCSEPA). Coll. « 5th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, iCBBE 2011 »: IEEE Computer Society. < <http://dx.doi.org/10.1109/icbbe.2011.5781321> >.
- Gao, P. Z., S. L. Liu, W. K. Chow et N. K. Fong. 2004. « Large eddy simulations for studying tunnel smoke ventilation ». *Tunnelling and Underground Space Technology*, vol. 19, n° 6, p. 577-586.
- H. Baya Toda, O. Cabritç, G. Balarac, S. Bose, J. Lee, H. Choi and F. Nicoud. 2010. « A subgrid-scale model based on singular values for LES in complex geometries ». *Center for Turbulence Research*.
- H. Qian, Y. Li. 2010. « Removal of exhaled particles by ventilation and deposition in a multibed airborne infection isolation room ». *Indoor Air*, vol. 20, p. 284-297.
- Halton. 2012. *Ventilation par mélange*. 7 p. < [http://www.halton.fr/halton/fr/cms.nsf/files/54E30216F4438E85C225737900361B24/\\$file/AD%20design%20guide%20fr.pdf](http://www.halton.fr/halton/fr/cms.nsf/files/54E30216F4438E85C225737900361B24/$file/AD%20design%20guide%20fr.pdf) >.

- Hathway, E. A., C. J. Noakes, P. A. Sleight et L. A. Fletcher. 2011. « CFD simulation of airborne pathogen transport due to human activities ». *Building and Environment*, vol. 46, n° 12, p. 2500-2511.
- Hattori, T., S. W. Armfield et M. P. Kirkpatrick. 2010. « Two-dimensional numerical simulation of a steady-state buoyancy-driven flow in a semi-confined enclosure with a line heat source ». In *9th World Congress on Computational Mechanics and 4th Asian Pacific Congress on Computational Mechanics, WCCM/APCOM 2010, July 19, 2010 - July 23, 2010*. (Sydney, NSW, Australia), 1 Vol. 10. Coll. « IOP Conference Series: Materials Science and Engineering »: Institute of Physics Publishing. < <http://dx.doi.org/10.1088/1757-899X/10/1/012040> >.
- He, Qibin, Jianlei Niu, Naiping Gao, Tong Zhu et Jiazheng Wu. 2011. « CFD study of exhaled droplet transmission between occupants under different ventilation strategies in a typical office room ». *Building and Environment*, vol. 46, n° 2, p. 397-408.
- Hou, Xiaotan, Angui Li, Zhihua Wang et Yujiao Zhao. 2012. « Numerical study on indoor air quality of commercial kitchen in china ». In *4th International Conference on Technology of Architecture and Structure, ICTAS 2011, September 22, 2011 - September 24, 2011*. (Xi'an, China) Vol. 374-377, p. 1100-1105. Coll. « Advanced Materials Research »: Trans Tech Publications. < <http://dx.doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.374-377.1100> >.
- Ismail B. Celik, Urmila Ghia, Patrick J. Roache, Christopher J. Freitas, Hugh Coleman, Peter E. Raad. 2008. « Procedure for estimation and reporting of uncertainty due to discretization in CFD applications ». *Journal of Fluids Engineering*, vol. 130, n° 7, p. 078001 (4 pp.).
- Jiang, Yi, Donald Alexander, Huw Jenkins, Rob Arthur et Qingyan Chen. 2003. « Natural ventilation in buildings: Measurement in a wind tunnel and numerical simulation with large-eddy simulation ». *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics*, vol. 91, n° 3, p. 331-353.
- King, M. F., C. J. Noakes, P. A. Sleight et M. A. Camargo-Valero. 2013. « Bioaerosol deposition in single and two-bed hospital rooms: A numerical and experimental study ». *Building and Environment*, vol. 59, p. 436-447.
- Kuehn, T. H. 2003. « Airborne infection control in health care facilities ». *Transactions of the ASME. Journal of Solar Energy Engineering*, vol. 125, n° 3, p. 366-71.
- Kumar, Rajeev, Ravi Kumar et Akhilesh Gupta. 2008. « Analysis of the ventilation system of an isolation room for a hospital ». *International Journal of Ventilation*, vol. 7, n° 2, p. 139-149.

- Kung, Pei-Yi, Yi-Tun Wang, Jui-Chi Chiu, Yi-Chyun Hsu, Ting-Nien Wu, Yun-Hwei Shen et Shaw-Bing Wen. 2011. « Comparison of indoor air quality measurement by using direct detection apparatus and standard methods ». In *2011 International Conference on Frontiers of Manufacturing Science and Measuring Technology, ICFMM 2011, June 23, 2011 - June 24, 2011*. (Chongqing, China) Vol. 230-232, p. 905-909. Coll. « Advanced Materials Research »: Trans Tech Publications. < <http://dx.doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.230-232.905> >.
- Lai, Alvin C. K., Tracy L. Thatcher et William W. Nazaroff. 2000. « Inhalation transfer factors for air pollution health risk assessment ». *Journal of the Air and Waste Management Association*, vol. 50, n° 9, p. 1688-1699.
- Lakhout, Abderrahim. 2011. « MODÉLISATION DE LA QUALITÉ DE L’AIR DANS UNE UNITÉ DE BRONCHOSCOPIE : INFLUENCE DES STRATÉGIES DE VENTILATION ». p. 132.
- Laverge, J., N. Van Den Bossche, N. Heijmans et A. Janssens. 2011. « Energy saving potential and repercussions on indoor air quality of demand controlled residential ventilation strategies ». *Building and Environment*, vol. 46, n° 7, p. 1497-1503.
- Lévesque, B, PL Auger, J Bourbeau, JF Duchesne, P Lajoie et D Menzies. 2003. « Environnement et santé publique: fondements et pratiques. ». p. 317-323.
- LSST. 2012. « Règlement sur la santé et la sécurité du travail ». < http://www2.publicationsduquebec.gouv.qc.ca/dynamicSearch/telecharge.php?type=3&file=/S_2_1/S2_1R13.HTM >.
- Mahgerefteh, H., Yu Rykov et G. Denton. 2009. « Courant, Friedrichs and Lewy (CFL) impact on numerical convergence of highly transient flows ». *Chemical Engineering Science*, vol. 64, n° 23, p. 4969-75.
- Mats Sandberg, Mats Sjöberg. 1983. « The use of moments for assessing air quality in ventilated rooms. ». *Building and Environment*, vol. 18, p. 181-197.
- Matsuu, Satomi, Sumiyo Ishimatsu et Yuji Ryu. 2009. « Study on indoor air contamination by microbe in house ». *AIJ Journal of Technology and Design*, vol. 15, n° 30, p. 463-468.
- McGrattan, K., Hostikka, S., McDermott, R., Floyd, J., Weinschenk, C., Overholt, K. 2013. « Fire Dynamics Simulator User’s Guide ». vol. FDS Version 6.0, n° 16162, p. 288 pages.

- Mendez, C., J. F. San Jose, J. M. 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. 849-54.
- Micas, M., W. W. Nazaroff et A. Hubbard. 2005. « Toward understanding the risk of secondary airborne infection: emission of respirable pathogens ». *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, vol. 2, n° 3, p. 143-54.
- Mui, K. W., L. T. Wong, C. L. Wu et Alvin C. K. Lai. 2009. « Numerical modeling of exhaled droplet nuclei dispersion and mixing in indoor environments ». *Journal of Hazardous Materials*, vol. 167, n° 1-3, p. 736-744.
- Nardell, E.A., Keegan, J., Cheney, S.A., Etkind, S.C. 1991. « Theoretical Limits of Protection achievable by Building Ventilation. ». *Medline*, vol. 144(2), p. 6.
- Nyrud, Anders Q., Tina Bringslimark et Finn Englund. 2011. « Wood use in a hospital environment: VOC emissions and air quality ». p. 1-3.
- Veillez sélectionner un type de document autre que « Generic » afin de faire afficher la référence bibliographique.
- Popescu, Francisc, Ioana Ionel, Constantin Bota, Nicolae Lontis et Camelia Talianu. 2010. « Evaluation of air quality monitoring data obtained from parallel monitoring ». In *6th WSEAS Int. Conf. on Cellular and Molecular Biology, Biophysics and Bioengineering, BIO'10, 8th WSEAS Int. Conf. on Environment, Ecosystems and Development, EED'10, Int. Conf. on Bioscience and Bioinformatics, ICBB'10, December 29, 2010 - December 31, 2010*. (Vouliagmeni, Athens, Greece), p. 158-161. Coll. « 6th WSEAS Int. Conf. on Cellular and Molecular Biology, Biophys. and Bioeng., BIO'10, 8th WSEAS Int. Conf. on Environ., Ecosystems and Dev., EED'10, Int. Conf. on Biosci. and Bioinformatics, ICBB'10 »: World Scientific and Engineering Academy and Society.
- Qian, Hua, Yuguo Li, Peter V. Nielsen et Carl E. Hyldgaard. 2008. « Dispersion of exhalation pollutants in a two-bed hospital ward with a downward ventilation system ». *Building and Environment*, vol. 43, n° 3, p. 344-354.
- Redrow, John, Shaolin Mao, Ismail Celik, J. Alejandro Posada et Zhi-gang Feng. 2011. « Modeling the evaporation and dispersion of airborne sputum droplets expelled from a human cough ». *Building and Environment*, vol. 46, n° 10, p. 2042-2051.
- Richmond-Bryant, Jennifer. 2009. « Transport of exhaled particulate matter in airborne infection isolation rooms ». *Building and Environment*, vol. 44, n° 1, p. 44-55.

- Rouaud, O., et M. Havet. 2005. « Numerical investigation on the efficiency of transient contaminant removal from a food processing clean room using ventilation effectiveness concepts ». *Journal of Food Engineering*, vol. 68, n° 2, p. 163-174.
- Rui, Zhang, Tu Guangbei et Ling Jihong. 2008. « Study on biological contaminant control strategies under different ventilation models in hospital operating room ». *Building and Environment*, vol. 43, n° 5, p. 793-803.
- Sherman, Nance E. Matson and Max H. 2004. « Why We Ventilate Our Houses: An Historical Look ». p. 7-241.
- Sippola, Mark R., et William W. Nazaroff. 2004. « Experiments measuring particle deposition from fully developed turbulent flow in ventilation ducts ». *Aerosol Science and Technology*, vol. 38, n° 9, p. 914-925.
- sports, Ministère de la santé et des. 2010. « Gestion de la qualité de l'air intérieur ».
- Srebric, Jelena, J. Yuan et Atila Novoselac. 2008. « On-site experimental validation of a coupled multizone and CFD model for building contaminant transport simulations ». In *2008 Winter Meeting in New York City, New York of the American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers, Inc., January 19, 2008 - January 23, 2008*. (New York City, NY, United states) Vol. 114 PART 1, p. 273-281. Coll. « ASHRAE Transactions »: Amer. Soc. Heating, Ref. Air-Conditioning Eng. Inc.
- Steven W. Lenhart, Teresa Seitz, Douglas Trout, and Nancy Bollinger. 2004. « Issues affecting respirator selection for workers exposed to infectious aerosols: emphasis on healthcare settings ». *Applied Biosafety*, vol. 9(1), p. 20-36.
- Sun, Shiqun, Min Liang, Zhuanzhang Wu, Xi Liang et Hao Gan. 2010. « Air quality forecasting in Hefei City, using composite model of three-dimensional multi-box and Gaussian ». In *3rd International Conference on Environmental Technology and Knowledge Transfer, May 13, 2010 - May 14, 2010*. (Hefei, China), p. 682-685. Coll. « Proceedings of the 3rd International Conference on Environmental Technology and Knowledge Transfer »: Unavailable.
- Sundell, J. 2004. « On the history of indoor air quality and health ». *INDOOR AIR*, vol. 14, n° 7, p. 51-58.
- Tardif, Michel. 2007. *la ventilation par déplacement*. < http://www.agpi.org/documents/file/atelier_formation/2007/D2-Michel_Tardif_Ventilation_par_deplacement.pdf >.
- Teixeira, J. C., R. Lomba, S. F. C. F. Teixeira et P. Lobarinhas. 2012. « Application of CFD Tools to Optimize Natural Building Ventilation Design ». In *Computational Science*

- and Its Applications - ICCSA 2012. 12th International Conference, 18-21 June 2012.* (Berlin, Germany) Vol. pt.3, p. 202-16. Coll. « Computational Science and Its Applications - ICCSA 2012. Proceedings 12th International Conference »: Springer-Verlag. < http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-31137-6_15 >.
- Tian, Z. F., J. Y. Tu, G. H. Yeoh et R. K. K. Yuen. 2007. « Numerical studies of indoor airflow and particle dispersion by large Eddy simulation ». *Building and Environment*, vol. 42, n° 10, p. 3483-3492.
- Tung, Yun-Chun, Shih-Cheng Hu, Tung- I. Tsai et I. Lang Chang. 2009. « An experimental study on ventilation efficiency of isolation room ». *Building and Environment*, vol. 44, n° 2, p. 271-279.
- Vreman, A. W. 2004. « An eddy-viscosity subgrid-scale model for turbulent shear flow: Algebraic theory and applications ». *PHYSICS OF FLUIDS*, vol. 16, n° 10.
- William G. Lindsley, Terri A. Pearce, Judith B. Hudnall,, Stephen M. Davis Kristina A. Davis, Melanie A. Fisher,, Jan E. Palmer Rashida Khakoo, Karen E. Clark, Ismail Celik, et Francoise M. Blachere Christopher C. Coffey, Donald H. Beezhold. 2012. « Quantity and Size Distribution of Cough-Generated Aerosol Particles Produced by Influenza Patients During and After Illness ». *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, vol. 9, p. 443-449.
- Yagoub, S. O., et A. El Agbash. 2010. « Isolation of Potential Pathogenic Bacteria from the Air of Hospital-Delivery and Nursing Rooms ». *Journal of Applied Sciences*, vol. 10, n° 11, p. 1011-14.
- Yassi, A., Bryce, E. 2004. « Protecting the faces of health care workers: Knowledge gaps and research priorities for effective protection against occupationally-acquired respiratory infectious diseases. ». 103 p.
- Yin, S., G. N. Sze-To et Christopher Y. H. Chao. 2012. « Retrospective analysis of multi-drug resistant tuberculosis outbreak during a flight using computational fluid dynamics and infection risk assessment ». *Building and Environment*, vol. 47, n° 1, p. 50-57.
- Yu, Wei, Yan Shen et Yong Ding. 2009. « Application of natural ventilation of residential buildings in hot-humid regions ». *Journal of Central South University of Technology*, vol. 16, p. 68-74.
- Yuguo, Li, P. V. Nielsen et M. Sandberg. 2011. « Displacement ventilation in hospital environments ». *ASHRAE Journal*, vol. 53, n° 6, p. 86-8.
- Zerihun Desta, T., S. Van Buggenhout, A. Van Brecht, J. Meyers, J. M. Aerts, M. Baelmans et Daniel Berckmans. 2005. « Modelling mass transfer phenomena and quantification

of ventilation performance in a full scale installation ». *Building and Environment*, vol. 40, n° 12, p. 1583-1590.

- Zhang, Lun. 2011. « Application of weighted change comprehensive evaluation method on Qir quality in the hospital waiting room [air quality] ». In *2011 International Conference on Human Health and Biomedical Engineering (HHBE), 19-22 Aug. 2011*. (Piscataway, NJ, USA), p. 1037-40. Coll. « Proceedings of the 2011 International Conference on Human Health and Biomedical Engineering (HHBE) »: IEEE. < <http://dx.doi.org/10.1109/HHBE.2011.6029001> >.
- Zhao, Bin, Caiqing Yang, Xudong Yang et Shuangke Liu. 2008. « Particle dispersion and deposition in ventilated rooms: Testing and evaluation of different Eulerian and Lagrangian models ». *Building and Environment*, vol. 43, n° 4, p. 388-397.
- Ziftci, Celal, Nima Nikzad, Nakul Verma, Piero Zappi, Elizabeth Bales, Ingolf Krueger et William Griswold. 2012. « Citisense: Mobile air quality sensing for individuals and communities ». In *2012 3rd ACM Conference on Systems, Programming, and Applications: Software for Humanity, SPLASH 2012, October 19, 2012 - October 26, 2012*. (Tucson, AZ, United states), p. 23-24. Coll. « SPLASH'12 - Proceedings of the 2012 ACM Conference on Systems, Programming, and Applications: Software for Humanity »: Association for Computing Machinery. < <http://dx.doi.org/10.1145/2384716.2384728> >.