

MODÉLISATION DU COMPORTEMENT AÉRODYNAMIQUE DES BIOAÉROSOLS DANS UNE SALLE DE THANATOPRAXIE

par

Jihen CHEBIL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE
LA MAÎTRISE EN GÉNIE MÉCANIQUE
M.Sc.A.

MONTREAL, LE 11 JUIN 2020



Jihen Chebil, 2020



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY
CE RAPPORT DE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ
PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

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

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

Mme Marlène Sanjosé, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

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

LE 8 JUIN 2020

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier sincèrement M. Stéphane Hallé qui, en tant que directeur de recherche, a toujours été attentif et très disponible tout au long de la réalisation de cette thèse, ainsi que pour l'inspiration, l'aide et le temps qu'il a bien voulu consacrer au projet et sans qui ce souvenir n'aurait jamais vu la lumière du jour.

J'adresse tous mes remerciements à l'ensemble des membres de mon jury, Mme Marlène Sanjosé, professeur à l'ÉTS et le président du Jury, Monsieur Yvan Beauregard, professeur à l'ÉTS, qui ont accepté l'évaluation de ce mémoire de maîtrise.

Je suis également reconnaissante à l'Institut de Recherche en Santé et Sécurité au Travail Robert Sauvé (IRSST) pour son soutien financier à cette recherche.

Je tiens à exprimer mes sincères remerciements aux personnes qui m'ont aidé et qui ont contribué à la préparation de ce mémoire.

Je voudrais également remercier mes collègues de l'ÉTS et mes amis, notamment Sana Makki et Abdelouahab Mohammed-Taifour, qui m'ont aidé et encouragé lors de la préparation de ce mémoire.

Finalement, mes remerciements les plus profonds vont à mes parents Jalel et Wassila, mes partenaires officiels de ma réussite et toute ma famille. À mon père qui a cru en moi et m'a soutenu dans chaque pas que j'ai fait. Pour ma mère qui m'a toujours encouragée à être la meilleure et à faire de mon mieux pour atteindre mes objectifs, ainsi que ma sœur et mes frères pour leur soutien et leur gentillesse sans fin. Je leur dédie ce projet de maîtrise comme preuve de mon amour et appréciation.

VI

Merci également à Malek Kraiem, qui est resté à mes côtés et m'a soutenu fièrement pendant ce parcours. Je suis très reconnaissant pour la force et le bonheur qu'il m'a apporté.

Je tiens à exprimer ma reconnaissance et ma gratitude à tous ceux qui ont aidé de près ou de loin à l'élaboration de ce projet de maîtrise.

Merci à tous.

Modélisation du comportement aérodynamique des bioaérosols dans une salle de thanatopraxie

Jihen CHEBIL

RÉSUMÉ

La présence des particules pathogènes aéroportées dans un espace fermé représente un risque pour la santé, spécialement dans les hôpitaux où la probabilité d'exposition aux bioaérosols est très élevée pour le personnel de la santé voire même les visiteurs. En particulier, une salle de thanatopraxie représente une source potentielle d'infection et il est primordial de garantir une bonne qualité de l'air intérieur dans ce type d'espace. Sur la base de la hiérarchie des mesures préventives en hygiène industrielle, la ventilation est la solution la plus efficace pour réduire l'exposition des travailleurs aux bioaérosols, car l'élimination et la substitution ne peuvent être mises en œuvre. Cependant, la performance d'un système de ventilation dépend de plusieurs paramètres, dont le changement d'air par heure et la stratégie de soufflage.

L'objectif de ce mémoire consiste à évaluer par simulation numérique (CFD) l'influence du nombre de changements d'air (ACH) et du scénario de ventilation sur le comportement aérodynamique des bioaérosols dans une salle de thanatopraxie. La modélisation numérique a été effectuée à l'aide d'un logiciel Fire Dynamic Simulator (FDS) qui est basée sur la méthode de simulation des grandes échelles (LES). Suite à une validation du code numérique avec la technique des gaz traceurs, les simulations ont permis d'estimer l'âge moyen de l'air, l'efficacité d'élimination des bioaérosols, la dose relative en bioaérosols dans la zone de respiration et la fraction massique des bioaérosols déposée au sol.

Les principaux résultats de cette étude montrent l'influence du nombre de changements d'air (ACH) et de la stratégie de ventilation sur la concentration des bioaérosols dans la zone respiratoire de la salle de thanatopraxie étudiée. De plus, l'étude a permis d'estimer numériquement l'âge moyen de l'air, la fraction de bioaérosols déposée sur le sol et l'efficacité de la ventilation dans la salle de thanatopraxie.

Sur la base de ces résultats, des recommandations ont été formulées pour améliorer l'efficacité du système de ventilation en réduisant l'exposition des thanatopracteurs aux bioaérosols dans la salle de thanatopraxie.

Mots-clés : Thanatopraxie, ventilation, simulation CFD, bioaérosols

Modeling Of The Aerodynamic Behavior Of Bioaerosols In A Thanatopraxy Room

Jihen CHEBIL

ABSTRACT

The presence of airborne pathogenic particles in a closed space represents a health risk, especially in hospitals where the probability of exposure to bioaerosols is very high for health personnel and even visitors. In particular, a thanatopraxy room represents a potential source of infection and it is essential to guarantee good indoor air quality in this type of space. On the basis of the hierarchy of preventive measures in industrial hygiene, ventilation is the most effective solution for reducing the exposure of workers to bioaerosols, since elimination and substitution cannot be implemented. However, the performance of a ventilation system depends on several parameters, including the air change per hour and the blowing strategy.

The objective of this thesis is to evaluate by numerical simulation (CFD) the influence of the air changes per hour (ACH) and the ventilation scenario on the aerodynamic behavior of bioaerosols in a thanatopraxy room. Numerical modeling was performed using Fire Dynamic Simulator (FDS) software which is based on the Large Scale Simulation (LES) method. Following validation of the digital code with the tracer gas technique, the simulations made it possible to estimate the average age of the air, the bioaerosol removal efficiency, the relative bioaerosol dose in the breathing zone and the mass fraction of bioaerosols deposited on the ground.

The main results of this study show the influence of the air changes per hour (ACH) and the ventilation strategy on the indoor air quality of the thanatopraxy room studied. This study made it possible to numerically estimate the concentration of bioaerosols in the respiratory area of thanatopractors, the average age of the air, the fraction of bioaerosols deposited on the floor and the efficiency of ventilation in the thanatopraxy room.

Based on these results, recommendations were made to improve the efficiency of the ventilation system by reducing the concentration of bioaerosols in the thanatopraxy room.

Keywords : Thanatopraxy, ventilation, CFD simulation, bioaerosols

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	5
1.1 Les bioaérosols.....	5
1.1.1 Définition	5
1.1.2 Les risques liés aux bioaérosols.....	6
1.2 La ventilation dans le secteur hospitalier.....	7
1.2.1 Les stratégies de ventilation.....	8
1.3 Modélisation de la qualité de l'air intérieur	9
1.3.1 La mécanique des fluides numériques	10
1.3.2 Le modèle scalaire passif.....	10
1.3.3 La modélisation de la qualité d'air dans le secteur hospitalier	12
1.4 Les paramètres d'influences sur l'efficacité de la ventilation	13
1.4.1 Le nombre de changements d'air par heure	13
1.4.2 La direction du flux d'air	14
1.4.3 Le scénario de ventilation	15
CHAPITRE 2 MÉTHODOLOGIE	17
2.1 La méthode expérimentale.....	17
2.1.1 Description de l'unité de thanatopraxie	17
2.1.2 Les matériels de mesure.....	18
2.1.2.1 Vitesse d'écoulement d'air et débit de ventilation.....	19
2.1.2.2 La concentration des bioaérosols	20
2.1.3 Gaz traceur.....	21
2.2 La méthode numérique	22
2.2.1 Le logiciel FDS.....	22
2.2.2 Le modèle mathématique.....	23
2.2.3 Modèle numérique	24
2.2.3.1 Méthode de simulation des grandes échelles	24
2.2.3.2 Modèle de Deardorff.....	26
2.2.3.3 Modèle de simulation des bioaérosols	27
2.2.4 Fichier d'entrée de FDS	28
2.2.5 Fichiers de sorties FDS	28
2.2.6 Smokeview.....	28
2.3 Le maillage.....	28
2.3.1 Procédure de discrétisation spatiale	29
2.3.2 Procédure mathématique.....	30
2.4 Les conditions aux limites et hypothèses.....	32
2.4.1 L'activité de l'opération de thanatopraxie à modéliser.....	32
2.4.2 Taille de particules à modéliser	34

2.4.3	Le flux d'émission des bioaérosols.....	36
2.4.4	Les conditions aux limites	36
2.5	Scénario de simulation.....	37
2.6	Les indices de la qualité de l'air intérieur.....	39
2.6.1	L'âge moyen de l'air.....	40
2.6.1.1	Méthode de calcul de l'âge moyen de l'air.....	40
2.6.2	Efficacité d'élimination des contaminants	41
2.6.3	L'efficacité d'échange d'air.....	42
2.6.4	Le nombre de changements d'air par heure.....	43
2.6.5	La dose relative dans la zone de respiration	43
2.6.6	La fraction déposée au sol.....	44
CHAPITRE 3 RÉSULTATS ET DISCUSSION.....		47
3.1	Introduction.....	47
3.2	Résultats de l'étude GCI.....	47
3.3	Validation du modèle numérique.....	49
3.4	Influence du nombre de changements d'air sur la concentration de bioaérosols	51
3.4.1	La fraction des particules qui se trouvent dans la zone de respiration.....	51
3.4.2	La dose relative de bioaérosols dans la zone de respiration	54
3.4.3	La fraction des bioaérosols déposés au sol	55
3.4.4	Efficacité de ventilation	60
3.4.6	L'âge local de l'air.....	64
3.5	Influence de la stratégie de ventilation	67
3.5.1	La fraction des particules qui se trouvent dans la zone de respiration.....	69
3.5.2	La dose relative dans la zone de respiration	72
3.5.3	La fraction des bioaérosols déposée au sol.....	75
3.5.4	L'efficacité de ventilation	77
CONCLUSION.....		81
RECOMMANDATIONS		83
ANNEXE I COMPARAISON ENTRE LE MODÈLE DEARDOFF ET VREMAN.....		85
ANNEXE II LES COORDONNÉES DES VOLUMES DE CONTRÔLES.....		87
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		89

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 2.1: Propriétés des différents maillages étudiés	29
Tableau 2.2: Valeurs de N et h pour chaque maillage	30
Tableau 2.3: Caractéristique du scénario d'émission des bioaérosols	36
Tableau 2.4: Les nombres de changements d'air modélisés.....	38
Tableau 2.5: Les stratégies de ventilation modélisées	39
Tableau 3.2: Résultats de calcul de l'âge moyen de l'air après 1010s	48
Tableau 3.3: Résultats de calcul du GCI.....	49
Tableau 3.4: Fraction de masse adimensionnelle dans la zone de respiration.....	53
Tableau 3.5: L'âge local de l'air dans chaque volume de contrôle pour 4 ACH	66
Tableau 3.6: Fraction massique non dimensionnelle dans la zone de respiration pour les stratégies modélisées	72

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 2.1:	La configuration de la salle thanatopraxie18
Figure 2.2:	L'anémomètre à fil chaud modèle TSI 954519
Figure 2.3:	Le Balomètre Accubalance 8380 TSI20
Figure 2.4:	Le spectrophotomètre aérodynamique à fluorescence UV-APS 331421
Figure 2.5:	La concentration moyenne des bioaérosols émis en fonction des activités de thanatopraxie.....34
Figure 2.6:	Concentration des bioaérosols en fonction de diamètre aérodynamique...35
Figure 3.1:	Concentration du SF ₆ en fonction du temps pour48
Figure 3.2:	Comparaison entre les concentrations de SF ₆ mesurées50
Figure 3.3:	La zone de respiration définie par ASHRAE 62.151
Figure 3.4:	Fraction massique des bioaérosols dans la zone de respiration pour quatre ACH52
Figure 3.5:	La dose relative des bioaérosols dans la zone de respiration.....54
Figure 3.6:	Visualisation de la déposition des bioaérosols sur les surfaces horizontales56
Figure 3.7:	La fraction des bioaérosols déposés aux surfaces horizontales57
Figure 3.8:	Représentation des vecteurs vitesse et la dispersion des bioaérosols dans les plans Y-Z et X-Z59
Figure 3.9:	Variation de l'efficacité de ventilation60
Figure 3.10:	Nuage des bioaérosols pour ACH=1 et pour ACH=4 à t=300s et t=400s.....62
Figure 3.11:	La fraction massique du gaz SF ₆ en fonction du temps pour 4 ACH63
Figure 3.12:	Évolution de l'âge moyen de l'air en fonction du nombre de changements d'air par heure64
Figure 3.13:	La distribution spatiale des volumes de contrôles65

Figure 3.14:	Les lignes de flux d'air associées à chaque bouche de soufflage	68
Figure 3.15:	Fraction massique normalisée dans la zone de respiration pour les stratégies A, B, C, D et E	70
Figure 3.16:	Fraction massique normalisée dans la zone de respiration pour les stratégies A, B1, C1, D1 et E1	71
Figure 3.17:	La dose relative des bioaérosols dans la zone de respiration pour les stratégies de ventilation A, B, C, D, E, B1, C1, D1 et E1	73
Figure 3.18:	Les cartographies 2D de la vitesse de l'air dans le plan y-z pour les stratégies A, C et C1	74
Figure 3.19:	La fraction des bioaérosols déposés au sol pour les stratégies de ventilation A, B, C, D, E, B1, C1, D1 et E1	75
Figure 3.20:	La déposition des bioaérosols pour les stratégies A, C et D1	76
Figure 3.21:	L'efficacité de ventilation pour les différentes stratégies de ventilation étudiées.....	77
Figure 3.22:	Les cartographies 2D de la vitesse de l'air dans le plan y-z pour les stratégies A, C et E1.....	78

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ACH	Nombre de changement d'air par heure
AIA	American Institute of Architects
ASHRAE	American Society of Heating, Refrigerating and Air Conditioning Engineers
BNQ	Bureau de normalisation du Québec
CFD	Computational Fluid Dynamics
FDS	Fire Dynamics Simulator
FGI	Facilities Guidelines Institute
GCI	Grid Convergence Index
NIOSH	National Institute for Occupational Safety & Health
H1N1	Virus de Grippe Aviaire de type H1N1
H5N1	La pandémie de grippe aviaire
COVID-19	Coronavirus
IRSST	Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail.
LES	Simulation des grandes échelles
NIST	National Institute for Occupation Safety & Health
RANS	Reynolds Averaged Navier-Stokes
RSST	Le règlement sur la santé et la sécurité du travail
SRAS	Severe Acute Respiratory Syndrome
SF6	Hexafluorure de soufre
TB	Tuberculose
VHB	Virus de l'hépatite B

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

τ_i	L'âge moyen de l'air (s)
$C_i(t_0)$	Concentrations du gaz traceur dans la pièce à $t=0$ ($\frac{\text{kg}}{\text{kg}_{\text{air}}}$)
$C_i(t)$	Concentrations du gaz traceur dans la pièce à un temps t ($\frac{\text{kg}}{\text{kg}_{\text{air}}}$)
C_s	Concentration des bioaérosols au niveau des grilles d'alimentation d'air ($\frac{\text{kg}}{\text{kg}_{\text{air}}}$)
C_e	Concentration des bioaérosols au niveau des grilles d'extraction d'air ($\frac{\text{kg}}{\text{kg}_{\text{air}}}$)
C_m	Concentration moyenne du bioaérosols dans la pièce ($\frac{\text{kg}}{\text{kg}_{\text{air}}}$)
C_b	Concentration moyenne dans la zone de respiration ($\frac{\text{kg}}{\text{kg}_{\text{air}}}$)
$C(t_f)$	Concentration à $t = t_f$ ($\frac{\text{kg}}{\text{kg}_{\text{air}}}$)
$C(t_i)$	Concentration à $t = t_i$ ($\frac{\text{kg}}{\text{kg}_{\text{air}}}$)
V_E	L'efficacité d'élimination de ventilation
ε_a	L'efficacité d'échange d'air
ε_c	L'efficacité d'élimination des contaminants
τ_{exe}	Le temps moyen pour l'échange d'air (s)
t_i	Le début d'émission des bioaérosols (s)
Δt	La période de mesure totale (s)
τ_n	Le temps le plus court possible pour remplacer l'air dans la pièce (s)
V	Le volume de la pièce (m^3)
ΔV_i	Le volume d'une maille (m^3)
Q	Le débit de ventilation (m^3/s)
$\dot{m}_{emis}$	Le flux massique d'émission de particules (kg/s)
m_p	La masse unitaire d'une particule (kg)
M_α	La masse molaire du gaz ($\text{g}\cdot\text{mol}^{-1}$)
$F_{BZ}(t)$	La fraction des particules qui se trouvent dans la zone de respiration

$\bar{Z}_{BZ}$	La fraction moyenne massique de particules dans la zone de respiration
FD	La fraction des particules déposée au sol
Z	La fraction massique des bioaérosols
τ_{ij}	Le tenseur de cisaillement
S_{ij}	Le tenseur de contrainte
μ_{LES}	La viscosité turbulente ($\text{kg m}^{-1} \text{s}^{-1}$)
Pr_t	Le nombre de Prandtl turbulent
Sc_t	Le nombre de Schmit turbulent
T	La température ($^{\circ}\text{C}$)
H	Pression (Pa)
Y_{α}	La fraction massique de l'espace « α » (kg/kg)
R	La constante des gaz parfaits ($\text{J mol}^{-1} \text{K}^{-1}$)
$\bar{u}$	La vitesse moyenne au centre de la cellule (m/s)
$\hat{u}$	La valeur moyenne de la vitesse entre les cellules (m/s)
U_g	La vitesse de déposition gravitationnelle (m/s)
U_{th}	La vitesse de déposition thermophorétique (m/s)
U_{dt}	La vitesse de déposition diffusion-turbulence (m/s)
U	La vitesse du flux d'air (m/s)
U_{dep}	La vitesse de dépôt de l'aérosol à la surface (m/s)
ρ	La masse volumique de l'air (kg/m^3)
D	Le coefficient de diffusion (m^2/s)
N	Le nombre de mailles dans la pièce
h	La taille de la maille
r_{ij}	Le rapport de la taille de maille
p	L'ordre de convergence du modèle
e_a^{ij}	L'erreur relative approximative
D_{VMP}	La valeur moyenne pondérée des diamètres aérodynamiques (μm)

INTRODUCTION

De tout temps, l'être humain est fasciné par la mort. À chaque instant de la vie, la mort accompagne l'être humain, quelles que soient sa religion ou ses croyances. Suite à la cessation de la vie, le corps se détériore et subit une série de transformations telles que l'altération de couleur naturelle du corps ainsi que les émissions des mauvaises odeurs. Ainsi, la dépouille est une source de risque éventuel pour la santé publique.

Dans le passé, les Égyptiens utilisaient une technique appelée embaumement qui consistait à déshydrater le corps pour le préserver et l'immortaliser. Les premières procédures d'embaumement ont été réalisées sur les dépouilles de Pharaons sous l'ancien empire égyptien. De nos jours, cette technique a été développée sous le nom de "thanatopraxie" qui regroupe l'ensemble des procédures requises pour assurer la préservation du cadavre (Guez-Chailloux, Puymérail et Le Bâcle, 2005).

La thanatopraxie est une procédure médicale qui a pour objectif d'éliminer les effets d'altérations morphologiques attribuables à l'arrêt de la vie en retardant la putréfaction « post mortem ». Elle permet une conservation momentanée du corps du défunt dans un état relatif d'hygiène. Cette procédure médicale est effectuée par des thanatopracteurs qui préparent la dépouille en vue de sa conservation temporaire. Leurs tâches principales consistent à ralentir le processus de purification par l'extraction des liquides biologiques et des gaz contenus dans le corps et ensuite par l'injection de solutions désinfectantes et conservatrices qui contiennent du formaldéhyde et du méthanol afin de donner une apparence naturelle à la dépouille. Cette opération se termine par des soins esthétiques (Anger et al., 2008a).

Depuis les années 2000, environ 70% de personnes décédées au Québec sont conservées par la procédure de thanatopraxie ce qui représente annuellement environ 48 000 dépouilles embaumées (Montréal-Montréal, 2011).

Des études démontrent que la thanatopraxie, au même titre que l'autopsie, est une pratique comportant un risque d'exposition à des bioaérosols potentiellement infectieux (Guez-Chailloux, Puymérail et Le Bâcle, 2005). Lors de la décomposition post mortem, les agents infectieux présents avant le décès peuvent survivre un certain temps. De plus, des micro-organismes sont générés, en particulier dans le tube digestif. Ces micro-organismes sont des agents pathogènes qui peuvent être répartis dans le sang, les fluides biologiques et les tissus humains immédiatement après le décès. Lors de la manipulation du cadavre, ces agents pathogènes peuvent être aérolisés pour être ensuite inhalés par le thanatopracteur ou se déposer sur les surfaces de travail. Le risque de transmission d'une infection d'un cadavre à un thanatopracteur est possible pour certains agents infectieux tel que par exemple, la tuberculose, le streptocoque du groupe A, le clostridium difficile et les virus de l'hépatite B et C (Goyer et al., 2004). Ainsi les établissements funéraires et plus spécifiquement les salles de thanatopraxies sont des locaux à risque d'infection élevée (King, Noakes et Sleight, 2015).

La conception d'un système de ventilation efficace dans les salles de thanatopraxie représente un défi pour les ingénieurs. Un débit de ventilation insuffisant ou une mauvaise stratégie de soufflage peut augmenter la propagation et la déposition des bioaérosols et accroître ainsi le risque de contamination (Bolashikov et al., 2012). Depuis plusieurs années, le défi pour les ingénieurs en bâtiments et les chercheurs est de concevoir un système de ventilation efficace permettant de réduire la concentration des particules pathogènes et la contamination dans l'air tout en assurant un bon niveau du confort thermique et une consommation énergétique acceptable.

Pour assurer une ventilation efficace, différents paramètres doivent être pris en compte pour contrôler le comportement aérodynamique des particules biologiques en suspension dans l'air. La performance d'un système de ventilation dépend de plusieurs paramètres, tels que le nombre de changements d'air par heure (Stelzer-Braid et al., 2009), l'emplacement des grilles de ventilation, la stratégie de ventilation, etc.

L'augmentation du débit d'air permet de réduire la concentration d'un polluant dans l'air ambiant et ainsi le risque de transmission d'une infection par la voie respiratoire. D'un point de vue pratique, un système de ventilation doit créer une bonne qualité d'air tout en consommant un minimum d'énergie. Bien qu'il n'y ait pas de référence spécifique aux salles de thanatopraxie, la norme ASHRAE 170-2017 recommande un nombre de changements d'air par heure (ACH) égale à 12 pour les salles de morgue et d'autopsie (ASHRAE, 2017). Les normes en France recommandent 4 ACH pour les salles de thanatopraxie (Guez-Chailloux, Puymérail et Le Bâcle, 2005). Au Québec, le règlement sur la santé et sécurité du travail ne fait aucune référence spécifique aux salles de thanatopraxie. Ce type de salle entre dans la catégorie « établissements non spécifiques » et un taux de ventilation de seulement 1 ACH est recommandé ((RSST), 2010).

Cependant, le ACH n'est pas le seul paramètre à considérer pour le contrôle des bioaérosols. En effet, l'étude de Khankari (Khankari, 2018) a montré qu'une stratégie de ventilation adaptée dans une salle d'hôpital a plus d'impact sur l'élimination des contaminants et le confort thermique des occupants que le ACH.

On constate que le nombre d'études sur le risque d'exposition aux bioaérosols dans les salles de thanatopraxie et l'efficacité de la ventilation est très limité. Il est évident que la réglementation sur la santé et la sécurité de travail reposent sur peu de données pour établir des normes de ventilation.

Objectifs de la recherche

Ce mémoire a pour objectif principal de modéliser l'exposition aux bioaérosols dans une salle de thanatopraxie pour plusieurs conditions de soufflage.

Plus spécifiquement, il s'agira de :

- Déterminer l'influence du nombre de changements d'air sur le niveau d'exposition dans une salle de thanatopraxie pour un scénario d'émission de bioaérosols.
- Suggérer une stratégie de ventilation optimale permettant de réduire l'exposition.

Structure du mémoire

Ce mémoire est structuré de la façon suivante :

Le premier chapitre présente la revue de littérature qui combine les publications scientifiques pertinentes dans le domaine de ventilation et la qualité d'air dans le secteur hospitalier. Le deuxième chapitre dévoile les méthodes numérique et expérimentale adoptées pour atteindre les objectifs de ce projet de recherche. Le troisième chapitre présente les résultats numériques. Ces résultats sont accompagnés d'une discussion. Ce mémoire se clôture par une conclusion générale et des recommandations sur la ventilation dans la salle de thanatopraxie à l'étude afin de réduire l'exposition aux bioaérosols.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

Ce chapitre présente les principales études en lien avec le sujet du mémoire. L'accent sera mis sur les études portant sur la ventilation dans le secteur hospitalier puisqu'au meilleur de notre connaissance aucune étude de modélisation de la ventilation dans une salle de thanatopraxie n'a été publiée. Ce chapitre débute par une introduction sur les bioaérosols, la transmission de ces particules pathogènes et leurs risques pour la santé. L'accent sera mis sur le rôle de la ventilation à diminuer la concentration de ces micro-organismes et assurer une bonne qualité de l'air. Enfin, quelques études de simulations numériques et les facteurs qui influencent l'efficacité des systèmes de ventilation seront présentés.

1.1 Les bioaérosols

1.1.1 Définition

« Un aérosol est constitué de particules solides ou liquides en suspension dans un gaz, généralement l'air. Ces particules ont en moyenne de 0,002 à 100 μm de diamètre et peuvent même atteindre 200 μm (Hinds, 2012). Plus particulièrement, les bioaérosols sont des micro-organismes vivants ou des molécules dérivés d'organismes vivants aéroportés, y compris les bactéries pathogènes ou non pathogènes, vivants ou morts, champignons, virus, pollens et leurs dérivés tels que les allergènes, les endotoxines, les mycotoxines, etc. (Douwes et al., 2003; Yao, 2018).

Le comportement aérodynamique des bioaérosols dépend principalement de leurs diamètres. À titre d'exemple, la respiration, la toux et les éternuements provoquent une libération de gouttelettes et de particules de tailles différentes. Après la libération de ces particules et de ces gouttelettes, elles subissent une évaporation dans l'air pour devenir des noyaux de gouttelettes. Les « grosses particules » de diamètre supérieur à 20 μm peuvent se déposer rapidement sur les surfaces des parois d'une pièce. Les particules plus petites (0,1 à 10 μm) peuvent rester en

suspension dans l'air plus longtemps et sont plus susceptibles de contribuer à la transmission des maladies (Villafruela et al., 2016).

Plusieurs activités effectuées dans le secteur hospitalier sont la source d'une grande production de bioaérosols. En effet, dans une salle d'opération, la plus grande quantité de bioaérosols provient du personnel, et est souvent due aux activités chirurgicales. Dans une salle d'opération, le personnel libère environ 10 millions de particules en une journée avec un taux de libération qui peut atteindre 10 000 particules/min. Parmi les particules libérées par une personne, on trouve un pourcentage de l'ordre de 5% à 10% qui sont des particules porteuses de bactéries caractérisées par des diamètres compris entre 2,5 et 20 μm (Chow et Yang, 2003).

1.1.2 Les risques liés aux bioaérosols

Selon l'Organisation mondiale de la Santé, les maladies transmises par voies respiratoires étaient considérées, en 2016, comme la quatrième cause de mortalité des humains (OMS, 2016). Par conséquent, la transmission aérienne d'agents pathogènes via la respiration est une réelle menace pour la santé. En effet, la transmission d'infection par voie aérienne est largement reconnue comme un facteur clé de propagation de nombreuses maladies, notamment la tuberculose, le SRAS, le SRAS-COV-2 et l'influenza. Ces infections acquises par voie aérienne sont considérées parmi les principales causes de décès aux États-Unis, faisant plus de morts que les accidents de la route, le cancer du sein ou le syndrome d'immunodéficience acquis (SIDA) (Baker, 2001). En outre, le mode de transmission par bioaérosols a attiré davantage l'attention en raison d'épidémies mondiales de maladies respiratoires tel que la pandémie actuelle de la COVID-19, l'épidémie de SRAS survenue en 2002-2003, la pandémie de grippe aviaire (H5N1), la rougeole, la tuberculose (TB) et le H1N1 (Cao et al., 2014). On trouve des agents pathogènes dans des gouttelettes de différentes tailles émises par le système respiratoire (Stelzer-Braid et al., 2009), telles que la respiration (Berlanga, Olmedo et Ruiz de Adana, 2017), la toux (Gupta, Lin et Chen, 2009) et l'essoufflement (Tang et al., 2013).

Les bioaérosols sont influencés de manière significative par les stratégies de ventilation. Une stratégie de ventilation efficace est nécessaire pour réduire l'exposition aux bioaérosols. À ce propos, de nombreuses études se concentrent sur la conception du système de ventilation des salles à haut risque telles que les salles d'opération, les salles de traitement et les salles d'isolement où il y a un risque important d'exposition aux bioaérosols.

1.2 La ventilation dans le secteur hospitalier

Les hôpitaux et les établissements médicaux sont des lieux à risque d'infection croisée entre leurs occupants (King, Noakes et Sleight, 2015), qu'il s'agisse de patients, de personnel de la santé ou de visiteurs en raison de la présence de nombreuses sources potentielles d'un large éventail de microbes aéroportés. Par conséquent, ces établissements sont considérés problématiques et présentent un risque d'exposition élevé (Asif et al., 2018). La ventilation joue un rôle important sur la dispersion des infections pathogènes en milieu hospitalier. En effet, la majorité des infections par voies respiratoires sont transmises à travers l'air contaminé.

De nombreuses études sur la transmission de particules infectieuses démontrent que la ventilation est l'une des solutions les plus efficaces pour réduire et contrôler la propagation d'agents pathogènes infectieux en suspension dans l'air en milieu hospitalier (Chow et Yang, 2003). En effet, Fisk a estimé qu'une amélioration du système de ventilation pourrait réduire le taux d'exposition aux maladies respiratoires de 15% à 76% (Fisk, 2000).

Afin de réduire l'exposition aux bioaérosols, l'utilisation d'un taux de ventilation suffisamment élevé (entre 6 et 12 ACH) est recommandée pour les chambres d'isolement pour une dilution rapide et efficace des contaminants aéroportés (Kalliomaki et al., 2015). Dans le même contexte, l'étude de Cheong et Phua (Cheong et Phua, 2006) a évalué l'importance du taux de réduction de la concentration des particules pathogènes dans une chambre d'isolement et une chambre d'autopsie en maintenant une pression différentielle négative. Cette pression négative est créée en imposant un débit d'air extrait plus important que le débit d'air admis. L'étude montre que les stratégies de ventilation et la disposition des mobiliers ont une grande influence

sur les flux d'air et la dispersion des polluants dans les chambres d'isolement et d'autopsie. De plus, Kumar et al., ont traité la qualité de l'air en analysant la diffusion des particules pathogènes et les problèmes de confort thermique d'une chambre d'isolement. Dans cette étude, les chercheurs ont effectué un suivi du mouvement et du temps de résidence moyen des bioaérosols. Les résultats ont montré que l'emplacement des grilles de soufflage influe de manière significative la dispersion et le temps de résidence moyen des bioaérosols. Ainsi, il est recommandé de changer l'emplacement d'un patient infectieux pour qu'il soit à proximité des grilles d'extractions d'air (Kumar, Kumar et Gupta, 2008).

Les salles d'autopsies et de thanatopraxie sont parmi les salles qui génèrent des concentrations importantes de bioaérosols lors de manipulation d'un cadavre (Guez-Chailloux, Puymérail et Le Bâcle, 2005). Comme c'est le cas en secteur hospitalier, une ventilation efficace permettra de limiter les risques d'inhalation de bioaérosols. Cependant, à notre connaissance, il n'y a pas de littérature exhaustive sur l'efficacité de la ventilation dans les salles d'autopsie et de thanatopraxie. Une étude menée par le *National Institute for Occupational Safety and Health* (NIOSH) a démontré qu'il est plus efficace d'utiliser une ventilation locale en parallèle à la ventilation générale dans une salle d'autopsie pour améliorer l'efficacité d'élimination des bioaérosols (Newsom et al., 1983).

Au Québec, le système de ventilation utilisé dans la majorité des salles thanatopraxie est un système de ventilation générale avec une stratégie de ventilation par mélange. À notre connaissance, il y a peu de salles de thanatopraxie au Québec dotée d'un système d'extraction locale.

1.2.1 Les stratégies de ventilation

Les stratégies de ventilation influencent de façon significative les mouvements d'air dans une pièce ce qui a une influence importante sur l'efficacité d'élimination des polluants. Il existe deux classes de systèmes de ventilation : la ventilation mécanique et la ventilation naturelle.

Dans un bâtiment ou une pièce ventilée naturellement, l'air s'introduit naturellement par les ouvertures sans utiliser de moyens mécaniques. Puisque cette stratégie ne permet pas de contrôler le débit de ventilation, elle n'est pas utilisée dans un climat nordique et n'est pas adaptée au secteur hospitalier. La ventilation mécanique introduit l'air dans la pièce en utilisant des ventilateurs d'extraction et d'admission d'air. Dans les systèmes de ventilation mécanique, il existe principalement quatre stratégies de ventilation différentes : la ventilation par mélange, la ventilation par déplacement, la ventilation par le plancher et la ventilation par flux laminaire (Chang, Kato et Chikamoto, 2004).

La stratégie de ventilation par mélange est la stratégie de ventilation la plus courante dans les établissements de santé (Memarzadeh et DiBerardinis, 2013). Cette stratégie consiste à introduire l'air frais dans la pièce par des diffuseurs généralement placés au plafond ou au-dessus de la zone occupée (1,8 m et plus). L'air est soufflé à une vitesse relativement élevée et mélangé à l'air ambiant pour obtenir des températures et des concentrations homogènes de contaminants dans la pièce pour ensuite être extrait par une ou des grille(s) de retour.

Yin et al. (2009) ont effectué une comparaison entre les stratégies de ventilation par mélange et par déplacement. Les résultats de cette étude ont montré que l'efficacité du système de ventilation par déplacement avec un taux de ventilation de 4 ACH peut être la même que celle d'un système à mélange avec un taux de ventilation de 6 ACH. En outre (Kao et Yang, 2006) affirment que l'utilisation d'une stratégie de ventilation à flux laminaire est plus adaptée dans des cas particuliers tels que les salles blanches ou les salles d'opération.

1.3 Modélisation de la qualité de l'air intérieur

La résolution des équations de transport des particules en suspension dans l'air est essentielle afin de comprendre leur comportement aérodynamique. La modélisation permet également de prévoir l'influence du ACH et de la stratégie de ventilation sur les concentrations en contaminant dans le temps et l'espace.

1.3.1 La mécanique des fluides numériques

La mécanique des fluides numériques aussi connue sous le nom *Computational Fluid Dynamics* ou simplement CFD est une technique de résolution approchée des équations de conservation de la mécanique des fluides. Particulièrement, la CFD a été utilisée par des chercheurs afin d'étudier le comportement aérodynamique des bioaérosols dans le secteur hospitalier (Zhao, Chen et Tan, 2009). La CFD a été introduite pour la première fois dans le domaine de la ventilation dans les années 1970 (Nielsen et al., 2015). À l'époque, la simulation numérique était utilisée pour optimiser la géométrie des espaces fermée et pour améliorer le système de ventilation et l'efficacité des stratégies de contrôle. D'après (Hathway et al., 2011), le diamètre des particules biologiques fait en sorte que leurs comportements aérodynamiques peuvent dans la plupart des cas, être approchés selon un modèle numérique appelé le modèle scalaire passif.

1.3.2 Le modèle scalaire passif

Tang et al. ont publié une revue de la littérature sur les différentes techniques permettant d'étudier les régimes d'écoulements de l'air en milieu hospitalier et leurs influences sur le mouvement de particules en suspension (Tang et al., 2011). Selon ces auteurs, une modélisation CFD d'un gaz traçant (scalaire passif) est une approche justifiée pour simuler les comportements aérodynamiques des bioaérosols de diamètre inférieur à 5 μm . Cependant, Tang et al. reconnaissent qu'un gaz traceur ne peut représenter fidèlement le comportement de bioaérosols formé de « grosses » particules quoiqu'aucun diamètre maximal ne soit donné.

Le modèle scalaire passif est une approche numérique basée sur l'hypothèse que les agents pathogènes aéroportés ayant un diamètre aérodynamique inférieur à 5 μm se comportent comme un gaz lorsqu'ils sont libérés dans l'air. Le dépôt gravitationnel, l'agglomération des particules et autres phénomènes sont négligés. Pour une source d'émission connue, ce modèle numérique indique que la ventilation et l'inhalation du personnel hospitalier sont les seuls mécanismes responsables de la variation de la concentration des contaminants. Cette approche tend à être utilisée pour démontrer l'efficacité de la ventilation (Chung, 2001).

Le modèle scalaire passif implique qu'une équation de transport de masse est suffisante pour décrire numériquement la diffusion et l'advection des bioaérosols. De plus, le modèle scalaire passif suppose que l'inertie et la sédimentation des particules sont négligeables. Les noyaux de gouttelettes vont essentiellement suivre l'écoulement induit par le système de ventilation de la pièce.

Dans le contexte des bioaérosols, le modèle scalaire passif est considéré comme acceptable pour simuler la dispersion des particules pathogènes dans l'air lorsque le diamètre des particules est inférieur à 5 μm (Li et al., 2005; Noakes et al., 2006). Le comportement aérodynamique des particules est alors modélisé numériquement par le modèle scalaire passif lorsqu'on suppose que le bioaérosol se comporte comme un gaz.

Auparavant, la validation de l'approche scalaire passive était axée sur des expériences utilisant des gaz traceurs pour différentes conceptions (Chung et Hsu, 2001). En effet, les modèles de suivi des particules ont été comparés à des expériences menées sur une large gamme de tailles de particules. Des études ont montré que le comportement de bioaérosols basé sur le modèle scalaire passif se compare aux résultats expérimentaux (Grinshpun et al., 2007; Noakes et al., 2009). Ces études ont été validées par d'autres chercheurs qui ont effectué la comparaison par rapport au modèle de glissement dans des pièces fermées telles que les salles d'opération (Rui, Guangbei et Jihong, 2008).

En fait, la supposition selon laquelle les bioaérosols se comportent comme un scalaire passif n'est pas toujours valable. En effet, bien que l'inertie des noyaux de gouttelettes soit faible, certains mécanismes peuvent être responsables du dépôt de ces noyaux sur les surfaces solides de la salle. Kramer et al. (2006) montrent une revue de littérature qui illustre la persistance de nombreux bioaérosols sur les surfaces. En particulier, ces chercheurs confirment que le bacille tuberculeux peut survivre entre 1 jour et 4 mois sur une surface sèche et peut engendrer un mode de transmission non négligeable.

Une autre approche utilisée pour modéliser le transport des bioaérosols est le modèle eulérien de glissement (Zhao *et al.*, 2008). Ce modèle peut être utilisé pour les aérosols à faible inertie. Il est basé sur l'équation de transport d'un scalaire passif modifiée afin de considérer la sédimentation des particules.

Le code FDS utilise le modèle eulérien de glissement par défaut qui tient compte de la sédimentation des particules par gravité et la déposition turbulente aux parois. Haine a modélisé la dispersion des bioaérosols avec un modèle scalaire passif et un modèle de glissement dans une unité de bronchoscopie. Les résultats de cette étude ont montré que le comportement des bioaérosols basé sur l'approche scalaire passif est similaire à celui du modèle de glissement (Haine, 2014).

Dans cette étude, nous avons choisi de modéliser le comportement des aérosols dans la salle thanatopraxie avec le modèle Eulérien de glissement.

1.3.3 La modélisation de la qualité d'air dans le secteur hospitalier

La CFD est un outil puissant pour l'analyse du transport des contaminants par les mouvements d'air ambiant dans les environnements intérieurs, et celle-ci a été utilisée dans des études pour des applications en laboratoire (Liu, Liu et Gao, 2017; Memarzadeh, 1996) et en milieu hospitalier (Memarzadeh et Xu, 2012). Grâce aux développements de la CFD et l'augmentation de la puissance des ordinateurs, il a été possible d'améliorer les systèmes de ventilation en utilisant cette méthode efficace et peu coûteuse (Chow et Yang, 2004).

Chow et Yang (Chow et Yang, 2003) ont utilisé une analyse CFD, étayée par des mesures sur le terrain, pour modéliser la distribution de la température, la configuration du flux d'air et la dispersion des contaminants dans une salle d'opération à Hong Kong. L'étude a mis l'accent sur le risque sanitaire causé par l'exposition de travailleurs de la santé aux bioaérosols libérés lors d'une intervention chirurgicale.

Helmis et al. (Helmis et al., 2007) ont publié une étude dans laquelle ils ont évalué numériquement et expérimentalement, l'état de la qualité de l'air dans une clinique dentaire en ce qui concerne les polluants chimiques et ils ont identifié les sources intérieures de pollution associées aux activités dentaires.

Rui et al. (Rui, Guangbei et Jihong, 2008) ont publié une étude portant sur la transmission aérienne de bactéries dans deux salles d'opération lors de deux chirurgies. Des mesures sur le terrain et des simulations numériques ont été effectuées. Les auteurs ont mis en évidence l'influence des flux d'air sur le dépôt de bactéries.

Memarzadeh et Manning (Memarzadeh et Manning, 2002) ont utilisé la simulation numérique pour étudier l'influence de différentes configurations de systèmes de ventilation sur l'incidence des particules infectieuses se déposant sur un site chirurgical. Plus tard, Memarzadeh et Jiang (Memarzadeh et Jiang, 2004) ont utilisé la CFD pour étudier l'influence de la géométrie de la pièce et du taux de ventilation sur le risque de dispersion de particules.

1.4 Les paramètres d'influences sur l'efficacité de la ventilation

La simulation numérique a été utilisée par plusieurs chercheurs afin d'améliorer la qualité de l'air dans le secteur hospitalier. À ce propos, les ingénieurs ont commencé à examiner les effets de facteurs physiques tels que l'emplacement des bouches d'alimentation et d'extraction, l'emplacement des objets et les facteurs thermodynamiques comme la pression, la température, etc.

1.4.1 Le nombre de changements d'air par heure

La performance d'un système de ventilation dépend de plusieurs paramètres, dont le changement d'air par heure (ACH) (Stelzer-Braid et al., 2009). Le ACH s'exprime en h^{-1} et est défini comme étant le rapport entre le débit d'air volumétrique (m^3/h) et le volume de la pièce (m^3) (Rim et Novoselac, 2010).

Dans les établissements de santé, le nombre de changements d'air frais par heure est généralement égal à 12 (Ulrich et al., 2008). Une étude sur les infections dues au SRAS a été effectuée par les chercheurs Jiang, Huang et al. 2003. Les résultats de cette étude ont montré que l'utilisation d'un taux de ventilation élevé diminue d'une manière significative le taux d'infections dans les services de soins de santé (Jiang et al., 2003). L'augmentation du débit d'air dilue mieux les contaminants, mais elle n'augmente pas toujours l'efficacité de la ventilation.

Une étude menée dans 17 hôpitaux canadiens a révélé que le risque d'infection par le personnel soignant contractant la tuberculose était étroitement lié à l'exposition à des patients infectés dans des salles à faible taux de ventilation, telles que des salles d'attente (Menzies et al., 2000). L'*American Institute of Architects* (AIA), le *Facilities Guidelines Institute* et l'*American Society of Heating, Refrigerating and Air Conditioning Engineers* (ASHRAE) définissent des normes de ventilation détaillées dans les directives de conception et de construction des établissements de soins de santé (AIA, 2006).

Au Québec, l'organisme responsable de la normalisation et de la certification est le bureau de normalisation du Québec (BNQ). Le norme du BNQ stipule que « les salles de thanatopraxies doivent être équipées d'un système de ventilation permettant un changement d'air neuf de 10 litres par seconde par mètre carré (10 L/s.m^2) de la surface de la pièce à ventiler » (BNQ, 2009).

1.4.2 La direction du flux d'air

Un autre aspect clé de la ventilation est la stratégie de soufflage de l'air. À titre d'exemple l'apport d'air frais unidirectionnel du plafond vers le bas a prévalu pendant des décennies dans les salles d'opération des hôpitaux modernes pour protéger les patients et les chirurgiens contre les particules infectieuses en suspension dans l'air et s'est avéré efficace pour réduire les infections aux sites opératoires.

(Liu, Wang et Wen, 2009) ont étudié une méthode alternative de flux d'air unidirectionnel horizontal et la performance du flux d'air dans une salle d'opération grâce à la simulation numérique. Le but principal de cette étude était d'évaluer l'efficacité du flux d'air unidirectionnel horizontal pour contrôler les particules infectieuses en suspension dans l'air. Les résultats ont montré que le modèle de flux d'air horizontal peut constituer une alternative à la conception des systèmes de ventilation d'une salle d'opération.

(Richmond-Bryant, 2009) a effectué une étude dans le but d'examiner les caractéristiques de la vitesse et des profils de concentration des agents pathogènes dans une salle d'isolement. Le taux de changement d'air dans la salle d'isolement qui a été étudiée est de 8,66 ACH. Une simulation CFD a été réalisée en utilisant le logiciel Fluent, avec génération de maillage à partir du logiciel Gambit.

L'efficacité des systèmes de ventilation en termes de réduction de la sédimentation et de distribution des particules aéroportées dans une salle d'opération a été étudiée par (Sadrizadeh, Holmberg et Tammelin, 2014). Cette étude a montré que le choix optimal entre les stratégies de ventilation verticale et horizontale dans une salle d'opération dépend fortement des obstacles, des méthodes de travail et du débit d'air d'alimentation. Généralement, un flux d'air laminaire horizontal peut être une bonne alternative au système à flux d'air laminaire vertical, car ce système de ventilation est plus facile à installer et à entretenir, relativement peu coûteux et ne nécessite pas de modification des systèmes d'éclairage.

1.4.3 Le scénario de ventilation

Une stratégie de ventilation adaptée à la pièce à ventiler est importante pour assurer une bonne qualité d'air intérieur. Dans le secteur hospitalier, il est recommandé d'installer les grilles de soufflage d'air frais au plafond et les grilles d'extraction au niveau de 20 à 30 cm du sol (Lakhout, 2011). Qian, Li et al. ont analysé à l'aide de méthodes numériques l'influence de certains scénarios de ventilation sur la qualité de l'air dans une salle d'isolement. Cette étude a montré que l'installation des grilles d'extraction d'air contaminé au niveau du plafond

garantit la meilleure qualité de l'air (Qian et al., 2008). (Cheong et Phua, 2006) ont arrivé à la même conclusion dans une étude indépendante.

CHAPITRE 2

MÉTHODOLOGIE

Ce projet est dédié à la modélisation d'un système de ventilation dans une salle de thanatopraxie. L'utilisation de la simulation numérique permettra de bien comprendre la dispersion des bioaérosols, ainsi que l'influence des paramètres de ventilation sur l'efficacité du système à éliminer les particules pathogènes. Ce chapitre comporte une partie expérimentale et une partie numérique. Il débute par une présentation de la salle de thanatopraxie étudiée. Ainsi, la méthode expérimentale est détaillée en précisant les instruments de mesures utilisées. Dans le volet numérique, le logiciel *Fire Dynamics Simulator* (FDS) sera présenté avec une description des scénarios de ventilation à modéliser. Le chapitre se clôture par une démonstration de la méthode de validation du modèle numérique adapté dans cette étude avec la présentation des scénarios de simulations.

2.1 La méthode expérimentale

2.1.1 Description de l'unité de thanatopraxie

La salle de thanatopraxie étudiée est située dans la région de Montréal. C'est une salle de taille moyenne et celle-ci est représentée schématiquement à la Figure 2.1. La salle est équipée de deux tables 'post mortem', deux portes d'accès, des armoires, un comptoir et un placard. Cette unité est divisée en deux parties : une zone d'entrée ou zone de transition de 23 m³ et la zone post mortem de 89 m³. Le volume total de cette pièce est de 112 m³. La chambre de thanatopraxie est alimentée en air frais par un système de ventilation afin d'assurer la dilution des contaminants.

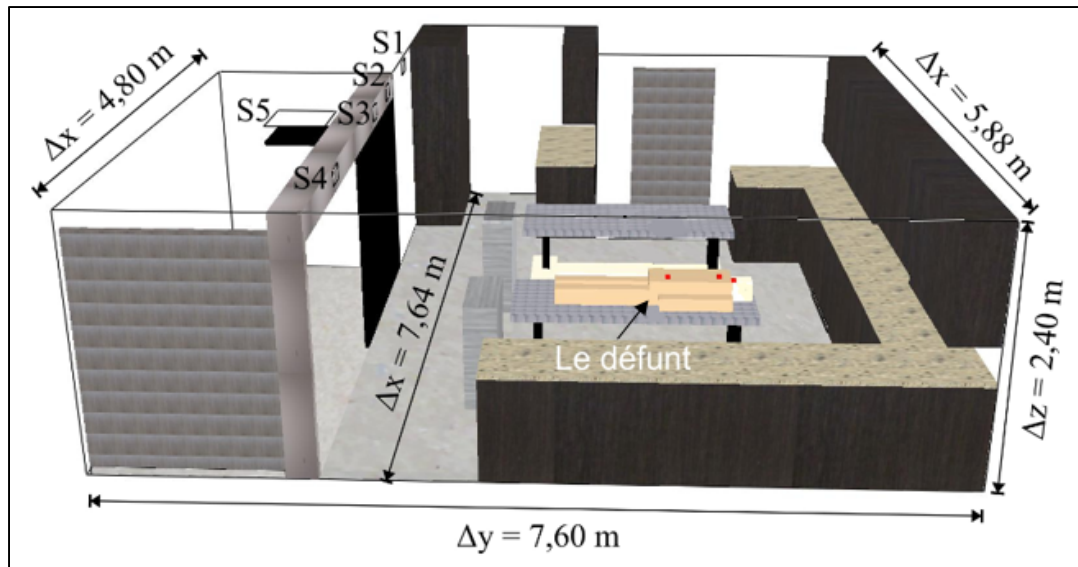


Figure 2.1: La configuration de la salle thanatopraxie

Le système de ventilation installé dans la salle de thanatopraxie fonctionne avec une stratégie de ventilation par mélange. Cette pièce est alimentée en air frais à travers quatre grilles murales notées S1 à S4 sur la Figure 2.1. Chaque grille a une dimension de $0,28 \text{ m} \times 0,12 \text{ m}$. De plus, un diffuseur de plafond carré (S5) de $0,6 \text{ m} \times 0,6 \text{ m}$ est situé dans la zone de transition. L'air est extrait par deux grilles de $1 \text{ m} \times 0,08 \text{ m}$ situées près du sol et par deux grilles de $0,44 \text{ m} \times 0,16 \text{ m}$ situées entre le comptoir et les armoires à $1,08 \text{ m}$ du sol. La position du défunt est également illustrée sur la Figure 2.1. Cette position est identique à la localisation du défunt lors de la journée d'échantillonnage.

2.1.2 Les matériels de mesure

Afin de modéliser l'écoulement d'air et le comportement aérodynamique des bioaérosols dans la salle de thanatopraxie, il est nécessaire de connaître certains paramètres physiques comme le débit de ventilation, les distances, etc.

2.1.2.1 Vitesse d'écoulement d'air et débit de ventilation

- **La vitesse d'écoulement d'air**

Les mesures de vitesse d'écoulement d'air ont été prises à l'aide d'un anémomètre à fil chaud (TSI Velocicalc 9545) qui est représenté à la Figure 2.2. Cet appareil mesure et enregistre simultanément plusieurs paramètres de ventilation tels que la vitesse, la température, l'humidité relative et la concentration en CO₂. L'incertitude de mesure de cet appareil est de +/- 3%.



Figure 2.2: L'anémomètre à fil chaud
modèle TSI 9545

- **Les débits de ventilation**

Les débits de ventilation à chaque grille de soufflage et d'extraction ont été mesurés par un Balomètre Accubalance 8380 TSI (Figure 2.3). Cet appareil est caractérisé par une capacité de mémoire de 26 500 échantillons horodatée et une température de fonctionnement allant de 4,4 à 60 °C. L'incertitude de mesure de cet appareil est de +/- 3%.



Figure 2.3: Le Balomètre Accubalance 8380 TSI

2.1.2.2 La concentration des bioaérosols

Les concentrations de particules biologiques (bioaérosols) émises lors d'une journée complète de travail ont été enregistrées avec un spectrophotomètre aérodynamique à fluorescence UV-APS 3314 (TSI, Minnesota, USA). Cet appareil (Figure 2.4) utilise une longueur d'onde d'excitation de 355 nanomètres (Cao et al., 2014) qui est considérée propre aux micro-organismes. Ainsi, l'UV-APS mesure la fluorescence ultraviolette entre 420 et 575 nm (TSI Inc., 2010). L'UV-APS permet à l'utilisateur de différencier la fraction biologique aéroportée associée à la fluorescence de celle qui est non biologique (poussières inorganiques). Il détermine également la structure fine ou granulaire des aérosols vitaux pouvant atteindre les voies respiratoires inférieures. Ces particules ont un diamètre aérodynamique compris entre 0,5 et 15 μm . Soulignons que l'échantillonnage et la caractérisation de bioaérosols lors d'une journée de travail en thanatopraxie ont été réalisés pour des chercheurs de l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST).



Figure 2.4: Le spectrophotomètre aérodynamique à fluorescence UV-APS 3314

2.1.3 Gaz traceur

La méthode de décroissance de gaz traceur a été utilisée pour valider le code CFD ainsi que pour déterminer le nombre de changements d'air par heure dans la salle thanatopraxie. Le gaz traceur utilisé est l'hexafluorure de soufre (SF_6) qui est un gaz facilement détectable à très faibles concentrations par les chromatographes et qui ne possède ni de couleur ni d'odeur.

Le gaz (SF_6) a été introduit dans la salle de thanatopraxie pendant quelques minutes. Ensuite, un mélange complet du SF_6 avec l'air de la salle a été effectué avant les mesures en utilisant trois ventilateurs. Les concentrations de SF_6 exprimées en partie par milliard (ppb) ont été ensuite mesurées à trois endroits dans la pièce à l'aide d'un chromatographe portable à capture d'électrons AutoTrac (AutoTrac modèle 101, Lagus Applied Technology Inc., Californie, États-Unis) pendant une durée de 24 minutes. L'incertitude de mesure de cet appareil est de $\pm 5 \%$. Les mesures de concentration du SF_6 ont été faites à une hauteur de 1,7 m, comme recommandé dans la norme ASHRAE-55 (ASHRAE, 2004).

- **Le nombre de changements d'air par heure**

La variation temporelle de la concentration du gaz traçant en fonction du temps permet d'évaluer le nombre de changements d'air dans la salle. L'équation suivante est utilisée pour estimer le taux de changement d'air :

$$ACH = \frac{(\ln C(t_f) - \ln C(t_i))}{\Delta t} \quad (2.1)$$

où $C(t_f)$ et $C(t_i)$ sont respectivement la concentration du SF_6 à la fin et au début du test. Plusieurs essais ont été effectués sur des intervalles de temps (Δt) variant entre 15 et 25 minutes.

2.2 La méthode numérique

2.2.1 Le logiciel FDS

Les simulations numériques ont été réalisées à l'aide du logiciel *Fire Dynamics Simulator* (FDS V.6.7.1). FDS a été développé par le *National Institute of Standards and Technology* (NIST), en collaboration avec le Centre de recherche technique de Finlande (McGrattan et al., 2013b; Yu et al., 2018). Ce logiciel libre accès résout numériquement les équations de Navier-Stokes en régime transitoire sur un maillage structuré par la méthode de simulation des grandes échelles aussi appelé « *Large Eddy Simulation* » (LES). La méthode des limites immergées (*immersed boundary method*) est utilisée pour le traitement des objets solides ce qui simplifie grandement la discrétisation spatiale des espaces. La variation spatio-temporelle de la concentration d'un gaz traçant est obtenue via sa fraction massique dans l'air. Cette fraction massique exprimée en kg/kg d'air est déterminée par la résolution d'une équation de transport de masse qui inclut un terme transitoire, un terme de diffusion, un terme source et un terme d'advection contenant le vecteur vitesse de l'écoulement. La vérification et validation de ce code numérique a été l'intérêt de plusieurs chercheurs (Ahn et al., 2019; Ahn et al., 2018; McGrattan et al., 2019b; McGrattan et al., 2019a) tel que l'étude de Emmerich et McGrattan

qui a démontré en situation d'incendie que les résultats numériques se comparent aux résultats expérimentaux avec un écart de 5% à 25% selon les cas (McGrattan et al., 2019b; McGrattan et al., 2019a).

2.2.2 Le modèle mathématique

FDS résout les équations de Navier-Stokes pour un écoulement de fluide à faible vitesse, plus précisément pour un nombre de MACH inférieur à 0,3 (McGrattan et al., 2013a). Le code comprend un module hydrodynamique, un module de combustion et un module de rayonnement avec milieu participant. Dans le cadre de cette étude, seul le module hydrodynamique est utilisé. Les équations résolues dans ce module sont les équations de conservation suivantes :

- L'équation de transport du contaminant :

$$\frac{\partial(\rho Z)}{\partial t} + \nabla(\rho Z(U)) = \nabla \cdot (\rho D \nabla Z) \quad (2.2)$$

- L'équation des gaz parfaits :

$$H = \rho T R \sum \frac{Y_\alpha}{M_\alpha} \quad (2.3)$$

- La conservation de la masse :

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div}(\rho \vec{U}) = 0 \quad (2.4)$$

- La conservation de la quantité de mouvement :

$$\frac{\partial \rho U_i}{\partial t} + \frac{\partial(\rho u_i u_j)}{\partial x_j} = \frac{\partial \rho}{\partial t} - \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} + \rho g_i + f_{d,i} \quad (2.5)$$

Le tenseur de cisaillement est :

$$\tau_{ij} = \mu(S_{ij} - \frac{2}{3}\delta_{ij}(\nabla \cdot \vec{u})) \quad (2.6)$$

S_{ij} est le tenseur de contrainte :

$$S_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (2.7)$$

2.2.3 Modèle numérique

2.2.3.1 Méthode de simulation des grandes échelles

Les équations LES sont dérivées en appliquant un filtre passe-bas de largeur δ aux équations de conservation. À titre d'exemple, l'équation de quantité de mouvement filtrée est représentée comme suit :

$$\frac{\delta \overline{\rho u_i}}{\delta t} + \frac{\partial}{\partial x_i} (\overline{\rho u_i u_j}) = -\frac{\delta \overline{p}}{\delta x_i} - \frac{\delta \overline{\tau_{ij}}}{\delta x_i} + \overline{\rho} g_i + \overline{f_{d,i}} \quad (2.8)$$

La valeur moyenne du terme $\overline{\rho u_i u_j}$, n'est pas une variable primitive dans le calcul. Nous n'avons aucun moyen de calculer ce terme pour résoudre l'équation (2.8). Il faut donc décomposer les termes, ce qui entraîne des problèmes de fermeture.

L'étape suivante consiste simplement à appliquer le filtre Favre :

$$\frac{\delta \overline{\rho \tilde{u}_i}}{\delta t} + \frac{\partial (\overline{\rho \tilde{u}_i \tilde{u}_j})}{\partial x_j} = -\frac{\delta \overline{p}}{\delta x_i} - \frac{\delta \overline{\tau_{ij}}}{\delta x_j} + \overline{\rho} g_i + \overline{f_{d,i}} \quad (2.9)$$

Le premier terme est maintenant séparable, à condition d'avoir une solution pour p . Mais nous n'avons toujours aucun moyen de calculer la corrélation $\tilde{u}_i \tilde{u}_j$ sur la grille. Le logiciel FDS

propose six modèles de turbulence qui permettent de déterminer les termes non résolus pour fermer le système d'équation (2.9).

Le modèle de sous-maille montré par une hypothèse de viscosité turbulente est représenté comme suit :

La viscosité turbulente μ_{LES} est représenté par :

$$\mu_{LES} = \bar{\rho} (C_s \Delta)^2 \frac{1}{2} \left[2 S_{ij}^2 - \frac{2}{3} (\nabla \cdot u)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (2.10)$$

Une fois qu'on a déterminé la viscosité turbulente, on peut en déduire la conductivité thermique et la diffusivité par les équations suivantes :

$$k_{LES} = \frac{\mu_{LES} c_p}{Pr_t} \quad (2.11)$$

$$(\rho D)_{LES} = \frac{\mu_{LES}}{Sc_t} \quad (2.12)$$

Le nombre de Prandtl turbulent Pr_t ainsi que le nombre de Schmidt turbulent Sc_t turbulent sont des constantes fixées à 0,5 selon les recommandations de McGrattan et al. (McGrattan et al., 2013b).

Le logiciel FDS présente six modèles de turbulence, dont le modèle Deardorff, et le modèle Vreman. Le modèle Deardorff est le modèle par défaut utilisé par FDS (McGrattan et al., 2000). Une comparaison entre ces deux modèles a été faite pour un cas de simulation de concentration décroissante de gaz SF_6 dans la salle de thanatopraxie étudiée. Le résultat de cette comparaison est illustré à l'ANNEXE I. À partir de cette comparaison, on remarque que la courbe de décroissance du SF_6 en fonction du temps pour le modèle de Vreman chevauche celle du modèle de Deardorff. Ainsi, nous constatons que l'utilisation de l'un des deux modèles

donne le même résultat numérique. De plus, les temps de simulation sont quasi-identiques. Le choix du modèle de turbulence Deardorff ou Vreman n'ayant pas d'influence sur les concentrations de contaminant, le modèle Deardorff a été choisi dans ce mémoire.

2.2.3.2 Modèle de Deardorff

Le modèle Deardorff assure la convergence vers une solution correcte à résolution élevée. Le calcul de la viscosité turbulente (μ_t) par ce modèle est :

$$\mu_t = \rho C_v \Delta \sqrt{K_{sgs}} \quad (2.13)$$

$$K_{sgs} = \frac{1}{2} ((\bar{u} - \hat{u})^2 + (\bar{v} - \hat{v})^2 + (\bar{w} - \hat{w})^2) \quad (2.14)$$

Où C_v est une constante fixée à 0,1.

$\bar{u}, \bar{v}, \bar{w}$: La vitesse moyenne au centre de la cellule (composantes en x, y et z).

$\hat{u}, \hat{v}, \hat{w}$: La valeur moyenne pondérée de la vitesse entre les cellules adjacentes (composantes en x, y et z).

Ces paramètres de vitesses en x sont déterminés avec les relations suivantes :

$$\bar{u}_{ijk} = \frac{u_{ijk} + u_{i-1,jk}}{2} \quad (2.15)$$

$$\hat{u}_{ijk} = \frac{\bar{u}_{ijk}}{2} + \frac{\bar{u}_{i-1,jk} + \bar{u}_{i+1,jk}}{4} \quad (2.16)$$

Des relations similaires existent pour les composantes en y et z.

2.2.3.3 Modèle de simulation des bioaérosols

Le comportement aérodynamique des bioaérosols est modélisé par FDS. Le modèle eulérien de glissement a été adopté.

La dispersion des bioaérosols dans la salle de thanatopraxie est basée sur l'hypothèse que l'aérosol est monodisperse avec un diamètre aérodynamique fixée à 3,47 μ m. Cette valeur correspond au diamètre moyen mesuré expérimentalement avec le spectromètre UV-APS. Ce choix sera justifié plus en détail dans la section 2.4.2. À ce diamètre, les particules aéroportées peuvent rester en suspension dans l'air avec un potentiel important de transmission par inhalation. Le modèle eulérien de glissement résout l'équation de transport d'un scalaire passif modifié. Le modèle de glissement néglige l'inertie des particules ce qui limite son utilisation à des diamètres de l'ordre de 10 μ m au maximum (Parker et al., 2010).

Compte tenu des diamètres mesurés expérimentalement, il est raisonnable d'adapter le modèle eulérien de glissement dans cette étude. Le comportement aérodynamique des bioaérosols est représenté à l'aide d'une équation de transport scalaire, qui intègre les effets du mouvement brownien, de la diffusion turbulente et de la sédimentation gravitationnelle. Cette équation a été développée par Zhao et al. (Zhao et al., 2008).

$$\frac{\partial(\rho Z)}{\partial t} + \nabla(\rho Z(\mathbf{U} + \mathbf{U}_{dep})) = \nabla(\rho D \nabla Z) \quad (2.17)$$

avec

$$\mathbf{U}_{dep} = \mathbf{U}_g + \mathbf{U}_{dt} \quad (2.18)$$

$\mathbf{U}_g$ et $\mathbf{U}_{dt}$ sont respectivement les vitesses de déposition par gravité et diffusion turbulente. FDS considère également la déposition par thermodiffusion (thermophorèse). Cependant, ce mécanisme de déposition n'est pas considéré ici car l'équation de conservation d'énergie n'est

pas résolue dans les simulations. Finalement, Z est la fraction massique de bioaérosols et s'exprime en kg/kg d'air.

2.2.4 Fichier d'entrée de FDS

Le fichier d'entrée de FDS est un fichier texte développé et saisi par l'utilisateur du logiciel. Ce fichier contient toutes les informations nécessaires pour modéliser un scénario. À titre d'exemple, la géométrie, le temps de manipulation, la taille du maillage, les caractéristiques de matériaux, les conditions aux limites, etc. Ainsi, il faut préciser dans le fichier d'entrée tous les paramètres de ventilation et les dimensions des grilles de ventilation. Finalement, il faut indiquer les paramètres de sorties désirés.

2.2.5 Fichiers de sorties FDS

Les résultats de simulation numérique effectuée par le logiciel FDS sont enregistrés dans plusieurs fichiers accessibles à l'utilisateur pendant ou après les calculs. Plusieurs données sont accessibles, mais dans le cadre des simulations l'emphase a été mise sur les concentrations de contaminations, la vitesse d'écoulement et la masse de particules déposée.

2.2.6 Smokeview

Smokeview est un outil de visualisation développé par le NIST. Il sert principalement à visualiser les résultats obtenus par FDS en temps réel afin de bien comprendre les phénomènes physiques mis en jeu. C'est un logiciel qui permet de visualiser la pièce simulée ainsi que la variation en fonction du temps de simulation des paramètres de sorties qui sont saisies dans le fichier d'entrée.

2.3 Le maillage

Les calculs CFD nécessitent l'utilisation d'un maillage suffisamment dense pour l'obtention de résultats précis, mais qui présente en même temps un temps de calcul raisonnable. Le choix

d'un maillage « optimal » est basé sur l'indice GCI « *Grid Convergence Index* » (Gilkesson et al., 2011; Roache, 1994). Cet indice permet d'estimer l'erreur de discrétisation sur la base des solutions sur différents maillages. Cette technique prend également en compte l'espacement de la maille et l'ordre de discrétisation de la méthode numérique, ce qui en fait une méthode rigoureuse pour quantifier l'influence du maillage sur les solutions CFD. Le GCI est un paramètre qui permet de choisir un maillage « idéal » en termes de temps et d'indépendance des résultats numériques en fonction de la discrétisation spatiale. Pour étudier l'indépendance de la discrétisation spatiale, on va se baser sur le calcul de l'âge moyen de l'air qui est un indice de la qualité de l'air intérieur. L'âge moyen de l'air est défini par l'équation suivante :

$$\tau_i = \frac{1}{C_i(t_0)} \int_{t_0}^{\infty} C(t) dt \quad (2.19)$$

où $C_i(t_0)$ est la concentration initiale d'un gaz traçant dispersé uniformément dans tout le volume de calcul. Si aucune source de gaz n'est présente, la concentration $C(t)$ diminue en fonction du temps jusqu'à zéro et l'âge moyen de l'air converge vers une valeur donnée.

2.3.1 Procédure de discrétisation spatiale

L'étude du maillage se réalisera pour trois maillages différents constitués de 1,206 ; 1,750 et 2,878 millions de nœuds respectivement. Chaque maillage est constitué d'éléments cubiques.

Le Tableau 2.1 présente les propriétés des maillages utilisées dans l'étude d'indépendance de la discrétisation spatiale. Les dimensions δx , δy et δz représentent respectivement la longueur, la largeur et la hauteur caractéristique d'une maille.

Tableau 2.1: Propriétés des différents maillages étudiés

Maillage	Nombre de nœuds	$\delta x = \delta y = \delta z$ (m)
A	1206970	0,0453
B	1750560	0,040
C	2878050	0,0339

Tel que mentionné précédemment, le calcul de l'indice GCI est effectué à partir des résultats de calcul de l'âge moyen de l'air. Nous avons choisi de calculer cet indice pour un temps de simulation de 1010 s.

2.3.2 Procédure mathématique

L'approche permettant le calcul du GCI tel décrite par Celik et al. (2008) est résumé sous forme d'étapes qui sont représentées comme suit :

- **La taille de maille :** est définie par le paramètre h qui se calcule par la formule suivante :

$$h = \sqrt[3]{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \Delta V_i} \quad (2.20)$$

Le volume total de la salle de thanatopraxie modélisée est de 112 m^3 . La taille de maille et le nombre de mailles dans la pièce pour chaque maillage sont représentés dans le tableau 2.2 ci-dessous :

Tableau 2.2: Valeurs de N et h pour chaque maillage

Maillage A	Maillage B	Maillage C
$h=0,0453$	$h=0,04$	$h=0,0339$

- **Le rapport de la taille de maille :** Le calcul du rapport de la taille de maille est représenté par :

$$r_{BA} = \frac{h_B}{h_A} ; r_{CB} = \frac{h_C}{h_B} \quad \text{Avec} \quad h_C < h_B < h_A \quad (2.21)$$

- **L'ordre de convergence du modèle :** L'ordre de convergence du modèle numérique est défini par l'équation suivante :

$$p = \frac{1}{\ln(r_{AB})} \left| \ln \frac{\varepsilon_{CB}}{\varepsilon_{BA}} \right| + q(p) \quad (2.22)$$

Tel que :

$$\varepsilon_{CB} = [C]_C - [C]_B \quad (2.23)$$

$$\varepsilon_{BA} = [C]_B - [C]_A \quad (2.24)$$

$$q(p) = \ln \frac{r_{BA}^p - s}{r_{CB}^p - s} \quad (2.25)$$

Où :

$$s = 1. \operatorname{sgn} \left(\frac{\varepsilon_{CB}}{\varepsilon_{BA}} \right) \quad (2.26)$$

Avec :

$$\operatorname{sgn}(x) = \begin{cases} -1 & \text{si } x < 0 \\ 0 & \text{si } x = 0 \\ 1 & \text{si } x > 0 \end{cases} \quad (2.27)$$

L'ordre de convergence de la méthode numérique p est égal à 2.

- **L'erreur relative approximative est définie comme :**

$$e_a^{BA} = \left| \frac{[C]_A - [C]_B}{[C]_A} \right| \quad (2.28)$$

Finalement, le calcul de GCI_{fine}^{BA} du maillage fin est représenté par cette équation :

$$GCI_{fine}^{BA} = \frac{1.25 e_a^{BA}}{r_{BA}^p - 1} \quad (2.29)$$

Les résultats du calcul de GCI pour tous les maillages étudiés sont représentés dans le troisième chapitre.

2.4 Les conditions aux limites et hypothèses

2.4.1 L'activité de l'opération de thanatopraxie à modéliser

Le thanatopracteur s'occupe de la préparation de la dépouille. Les tâches principales consistent à effectuer le lavage et la désinfection du corps, l'embaumement, l'habillement et à la mise en cercueil. Les principales étapes de la préparation de la dépouille sont :

1. Manipulation : Action relative au déplacement du corps sur la table.
2. Asepsie : Pulvérisation d'alcool pour réaliser l'asepsie du visage ou du corps entier.
3. Fermeture de la bouche et pose des coquilles oculaires.
4. Préparation des fluides.
5. Canule, Incision, Injection : Incision de la peau ou des veines/artères, introduction de canules dans les veines/artères pour l'injection de fluides de conservation (formaldéhyde).
6. Écarteur : Insertion et mouvements de va-et-vient d'un écarteur veineux afin de faciliter la sortie du sang et des caillots lors de l'injection des fluides de conservation.
7. Massage : pendant l'injection de fluides de conservation dans le système sanguin du défunt, massage des membres (surtout les extrémités) et du visage pour qu'ils se propagent malgré la rigidité cadavérique.
8. Trocart : Introduction du trocart dans la cavité abdominale pour aspiration des contenus des différents organes (estomac, vessie, intestins, poumons, etc.).
9. Suture, Poudrage : Application de poudre scellante au niveau des incisions ainsi que leurs sutures.
10. Lavage, Essuyage : Lavage, rinçage, essuyage du corps et comprend également le lavage et le séchage des cheveux.
11. Rembourrage : Insertion de cotons dans certaines cavités (nez, bouche, etc.) à des fins esthétiques (forme) ou d'absorption de fluides corporels.

12. Ensachage dans une pellicule plastique : Une fois la thanatopraxie terminée, mise en sac plastique du tronc du défunt (des côtes au bassin) et versement d'une poudre de formaldéhyde pour la conservation. Le sac est finalement scellé avec du ruban adhésif.
13. Rasage, Épilation : Rasage et épilation du visage du défunt en fin de thanatopraxie.
14. Habillement.
15. Maquillage et coiffure.
16. Mise en cercueil.

Parmi ces 16 activités, il y a six activités dont lesquelles on peut attribuer une zone d'émission précise. Ensuite, parmi ces six activités, les trois activités suivantes sont celles qui présentent le taux d'émission le plus élevé :

- Suture;
- Poudrage;
- Trocart-aspiration.

L'équipe de chercheurs de l'IRSST a effectué une évaluation des concentrations des bioaérosols pendant une journée complète dans la salle de thanatopraxie schématisée à la figure 2.1. Les résultats de concentrations moyennes des bioaérosols mesurés par l'UV-APS pour les activités poudrage, suture et trocart sont présentés à la Figure 2.5.

.

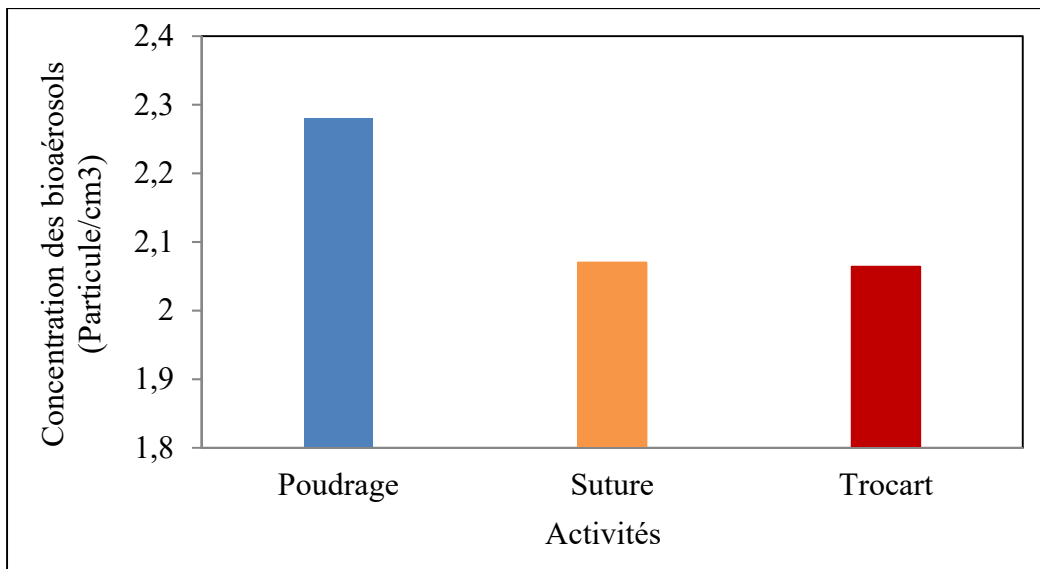


Figure 2.5: La concentration moyenne des bioaérosols émis en fonction des activités de thanatopraxie

Ces résultats montrent que l'activité de poudrage est l'activité qui génère un taux plus élevé d'émission des particules pathogènes par rapport aux autres activités. Cette activité a été choisie pour les simulations numériques.

2.4.2 Taille de particules à modéliser

Le diamètre des particules émises lors de l'activité poudrage a été fixé à partir des mesures expérimentales. La distribution granulométrique moyenne des particules biologiques lors cette activité tel que mesurée par l'UV-APS est représentée à la Figure 2.6.

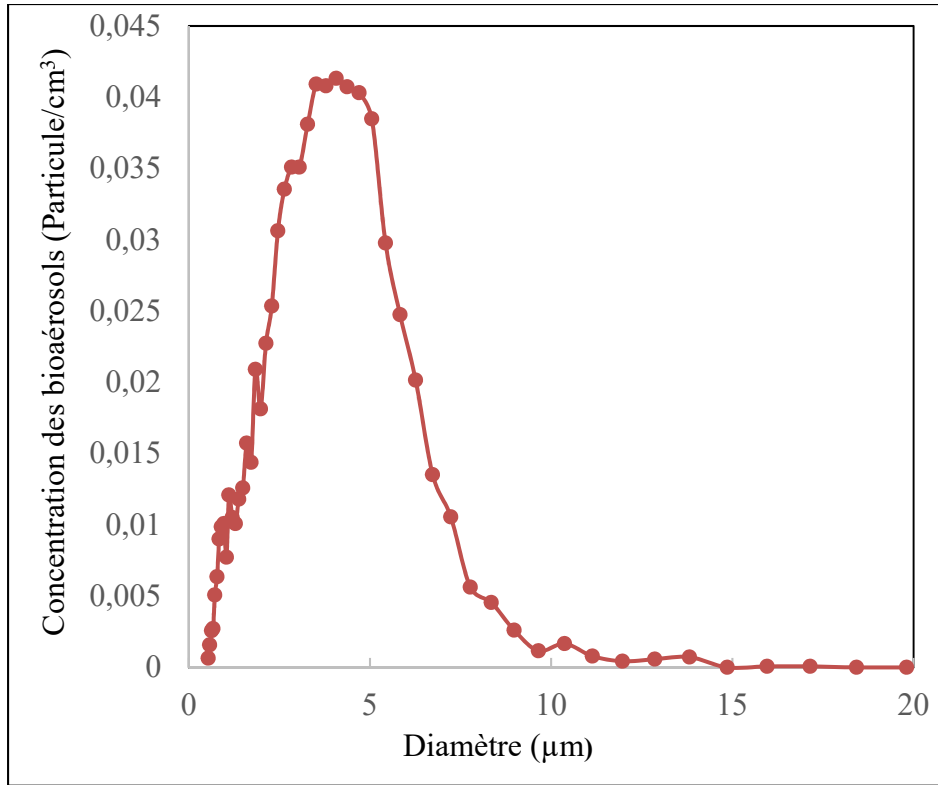


Figure 2.6: Concentration des bioaérosols en fonction de diamètre aérodynamique

Selon la figure 2.6, la concentration de bioaérosols ayant un diamètre de 3,5 µm égal à 0,04 particules /cm³ lors de l'activité de poudrage. La figure 2.5 est la valeur intégrée pour tous les diamètres réunis.

Les modélisations sont basées sur l'hypothèse que la dispersion et diffusion de l'aérosol peut être basé sur l'utilisation d'un diamètre aérodynamique moyen. Pour ce faire, on va utiliser le calcul de valeur moyenne pondérée des diamètres aérodynamique D_{VMP} qui se calcule comme suit :

$$D_{VMP} = \frac{\sum_{i=1}^{50} C_i * D_i}{\sum_{i=1}^{50} C_i} \quad (2.30)$$

La valeur moyenne pondérée du diamètre aérodynamique est égale à 3,47 µm. À cette taille, les particules peuvent rester en suspension dans l'air avec un potentiel de transmission par inhalation. Il est donc raisonnable de supposer qu'elles suivront le comportement d'un scalaire

passif et qu'elles peuvent être représentées à l'aide d'un modèle eulérien de glissement intégrant les effets de déposition gravitationnelle et turbulente.

2.4.3 Le flux d'émission des bioaérosols

Lors de la journée d'échantillonnage, la durée de chaque scénario et la localisation d'émission des particules ont été fixées à partir des notes prises lors de l'échantillonnage. Pour modéliser le scénario d'émission associé à l'activité poudrage, on a besoin de préciser le flux massique d'émission des particules dans le fichier d'entrée de FDS. Ce flux s'exprime en mg.s^{-1} . Malheureusement, l'appareil UV-APS n'enregistre que la distribution granulométrique des bioaérosols dans l'air. Aucune information n'est disponible sur les taux d'émission. Cependant, il est possible d'estimer le flux d'émission avec une méthode d'essai-erreur qui consiste à modéliser plusieurs flux d'émission et comparer la concentration obtenue numériquement aux mesures expérimentales. De plus, la durée d'émission et la localisation de la zone d'émission sont basées sur les notes prises lors de la journée d'échantillonnage.

Le tableau 2.3 montre les résultats d'estimation du flux massique des bioaérosols émis et de la durée du scénario d'émission.

Tableau 2.3: Caractéristique du scénario d'émission des bioaérosols

Scénario d'émission	Flux d'émission (mg/s)	Durée (min)	Masse totale émise (mg)	Localisation
Poudrage	$1,6 \times 10^{-5}$	3	$2,88 \times 10^{-3}$	Cou du défunt

2.4.4 Les conditions aux limites

Les conditions aux limites imposées dans le code FDS sont :

- Le défunt est considéré comme un « obstacle ».
- Conditions de non glissement ($u=v=w=0$) sur toutes les surfaces solides.

- La salle de thanatopraxie modélisée est isotherme ($\nabla T=0$).
- Le diamètre des particules est fixé à $3,47 \mu\text{m}$ et la masse volumique est 1050 kg/m^3 .
- Le champ de vitesse est initialisé par une simulation sans bioaérosols.
- L'écoulement influence la dispersion des particules mais les particules n'influencent pas l'écoulement.
- Le débit de ventilation au niveau des grilles de soufflage représente 46% du débit totale d'air.
- Le débit de ventilation au niveau du diffuseur représente 48% du débit totale d'air.
- Le débit d'infiltration d'air sous la porte d'entrée représente 6% du débit totale d'air admis.
- Le nombre de changements d'air est fixé à $\text{ACH}=8$, ce qui correspond à un débit de $0,249 \text{ m}^3/\text{s}$.

2.5 Scénario de simulation

Afin de déterminer l'exposition aux bioaérosols dans la salle de thanatopraxie et de proposer une stratégie de ventilation optimale permettant de réduire l'exposition, il est nécessaire de modéliser plusieurs scénarios de ventilation. Les scénarios se divisent en deux catégories. Dans un premier temps, l'influence du débit de soufflage sur les concentrations sera déterminée. Dans un second temps, le débit de ventilation sera fixé à 8 ACH (valeur mesurée expérimentalement) et l'influence de la stratégie de soufflage sera déterminée.

Le tableau 2.4 représente les quatre nombres de changements d'air par heure qui ont été modélisés avec le logiciel numérique FDS. Les ACH de 1 et 4 ont été fixés selon les recommandations québécoise (Lavoie et al., 2015) et française (Guez-Chailloux, Puymérail et Le Bâcle, 2005). La société savante ASHRAE ne fait aucune référence spécifique aux salles de thanatopraxie. Toutefois, le taux de ventilation à 12 CAH a été choisi en suivant les recommandations pour les départements d'autopsie (ASHRAE, 2017).

Tableau 2.4: Les nombres de changements d'air modélisés

ACH (h^{-1})	1	4	8	12
Q (m^3/s)	0,031	0,124	0,249	0,373

La pièce est ventilée par cinq grilles d'alimentation d'air. Chaque grille de ventilation a une influence différente des autres sur la dispersion et le dépôt d'aérosols. Les grilles murales identifiées par S1 à S4 sur la Figure 2.1 sont situées dans la zone post-mortem et le diffuseur carré installé au plafond et identifié S5 (Figure 2.1) assure une ventilation principalement dans la zone de transition. L'air sortant des grilles d'alimentation S1 à S4 provient du même conduit de ventilation. Un changement de pression dans le conduit affectera la quantité d'air à ces sorties. Cependant, le diffuseur carré au plafond (S5) est raccordé à un conduit indépendant. Dans la pièce réelle, les mesures expérimentales ont permis de constater que le débit d'air total au niveau des quatre grilles murales est approximativement le même que celui du diffuseur du plafond.

Pour évaluer l'influence de la répartition des débits de soufflage sur la concentration de bioaérosols, huit autres stratégies de ventilation ont été modélisées tout en gardant une valeur constante du ACH à 8 qui équivaut à un débit total de soufflage $Q_t = 0,249 \text{ m}^3/\text{s}$. Seules les fractions d'air fournies par les grilles et le diffuseur sont modifiées. Le tableau 2.5 montre les stratégies de ventilation ajoutées à la configuration d'origine, dans lesquelles les proportions de grilles de soufflage et de diffuseurs du plafond ont été modifiées.

La différence entre la stratégie d'origine A et les stratégies B, C, D, E, B1, C1, D1 et E1 est le niveau du débit de ventilation vers les grilles d'alimentation (S1 à S4). En effet, le débit de ventilation est augmenté par incrément de 20% pour les stratégies B, C, D et E, et ce pourcentage de débit d'air est réduit par incrément de 20% pour les stratégies B1, C1, D1 et E1.

Dans toutes les stratégies de ventilation étudiées, le débit de ventilation au niveau des grilles d'alimentation et au niveau de la grille du diffuseur de plafond a été modifié. Cependant, la

salle de thanatopraxie est en pression différentielle négative. Un débit d'infiltration d'air (Q_{inf}) correspondant à environ 6% du débit total air a été mesuré expérimentalement. L'infiltration se produit sous la porte d'accès à la salle. Ce débit d'infiltration n'a pas été modifié dans les scénarios.

Tableau 2.5: Les stratégies de ventilation modélisées

	Stratégie	$\frac{Q_{grilles}}{Q_t}$	$\frac{Q_{diffuseur}}{Q_t}$	$\frac{Q_{inf}}{Q_t}$
Actuel	A	46%	48,0%	6%
20%	B	55%	39%	6%
40%	C	64,40%	29,60%	6%
60%	D	73,60%	20,40%	6%
80%	E	82,20%	11,20%	6%
-20%	B1	36,80%	57,20%	6%
-40%	C1	27,60%	66,40%	6%
-60%	D1	23%	71%	6%
-80%	E1	9,20%	84,80%	6%

2.6 Les indices de la qualité de l'air intérieur

Un système de ventilation efficace permettra le maintien d'une qualité d'air adéquate et une élimination rapide des bioaérosols dans l'air. Parmi les facteurs qui influencent l'efficacité de la ventilation, mentionnons le débit de soufflage, la stratégie de ventilation, l'arrangement spatial des espaces et les caractéristiques de la source d'émission (localisation, diamètre des particules, etc.). Ce constat rend difficile la mise en place de directive universelle applicable à tous les scénarios d'exposition. Cependant, des critères ont été proposés pour évaluer l'efficacité de la ventilation et par le fait même la qualité de l'air intérieur.

2.6.1 L'âge moyen de l'air

L'un des critères les plus utilisés pour déterminer l'efficacité de la ventilation est l'âge moyen de l'air. L'âge moyen de l'air est le temps moyen nécessaire à une « particule » d'air pour se déplacer d'une grille de soufflage à un point quelconque de la pièce (Li et al., 2003). Il s'agit d'un paramètre important dans l'évaluation de la qualité de l'air intérieur (Abanto et al., 2004; Buratti, Mariani et Moretti, 2011; Chanteloup et Mirade, 2009). Ce paramètre a été utilisé dans plusieurs types de bâtiments (Froment, Bischoff et De Wilde, 1990; Weinstein et Dudukovic, 1975) et plusieurs techniques de mesure ont été établies.

2.6.1.1 Méthode de calcul de l'âge moyen de l'air

D'après l'ISO 16000-8, on peut déterminer l'âge moyen de l'air par l'utilisation d'un gaz traceur dans une pièce à ventilation mécanique ou naturelle (Allab, 2017; International Organization for Standardization, 2007). La technique de gaz traceur est basée sur la possibilité de différencier l'air déjà présent dans la salle d'essai de l'air neuf entrant dans l'espace.

L'ISO 16000-8 précise les différentes procédures d'injection du gaz traceur, y compris trois méthodes différentes : la méthode de la décroissance de la concentration, méthode de croissante et la méthode de régime permanent. Dans cette étude, la méthode de la décroissance de la concentration a été utilisée. Le principe de cette méthode est d'injecter un gaz traceur et le diluer de façon uniforme et homogène dans tout le volume de la pièce. La concentration du gaz traçant en fonction du temps est ensuite mesurée. Le gaz traçant choisi est l'hexafluorure de soufre (SF_6). Ce gaz est facilement détectable même à de très faibles concentrations et il ne réagit pas avec l'air. L'historique de la concentration de gaz est enregistré en fonction du temps. L'âge moyen local de l'air est obtenu à partir du quotient de l'intégrale de la concentration du gaz traceur et de sa concentration initiale au temps t_0 (Jafari et al., 2019). Donc, l'âge moyen de l'air à une position de mesure i est donné par l'équation suivante :

$$\tau_i = \frac{1}{C_i(t_0)} \int_{t_0}^{\infty} C_i(t) dt \quad (2.31)$$

Où $C_i(t_0)$ et $C_i(t)$ représentent respectivement les concentrations du gaz traceur dans la pièce à $t=0$ et à un temps t .

2.6.2 Efficacité d'élimination des contaminants

L'efficacité d'élimination des contaminants (ε_c) est un autre indice de la qualité de l'air intérieur. Cet indice permet de déterminer l'efficacité d'un système de ventilation à éliminer les contaminants. Il représente la capacité d'un système de ventilation à extraire les contaminants à l'endroit où la concentration de l'air local est mesurée (Qian et al., 2006). Une valeur de l'efficacité d'élimination des contaminants élevés signifie un faible niveau de concentration de bioaérosols, indiquant que la ventilation fonctionne efficacement pour la pièce où cet indice est mesuré. Cet indice est déterminé lorsque l'état permanent est atteint dans la pièce. Il est défini comme suit :

$$\varepsilon_c = \frac{C_e + C_s}{C_m + C_e} \quad (2.32)$$

où C_s : La concentration des bioaérosols au niveau des grilles d'alimentation d'air ($\frac{kg}{kg_{air}}$)

C_e : La concentration des bioaérosols au niveau des grilles d'extraction d'air ($\frac{kg}{kg_{air}}$)

C_m : La concentration moyenne du bioaérosols dans la pièce ($\frac{kg}{kg_{air}}$)

Si la concentration du contaminant au niveau de grille de soufflage est négligeable, voire nulle. La relation (2.32) se réduit à :

$$\varepsilon_c = \frac{C_e}{C_m + C_e} \quad (2.33)$$

Dans la zone de respiration, l'efficacité de ventilation est définie dans le chapitre 27 de l'*ASHRAE Fundamental Handbook 2005* avec une relation identique à l'équation 2.33 :

$$V_E = \frac{C_e}{C_b - C_e} \quad (2.34)$$

Où C_e est la concentration au niveau de grille d'extraction, C_b est la concentration moyenne dans la zone de respiration.

2.6.3 L'efficacité d'échange d'air

En se basant sur une valeur locale de l'âge de l'air (τ), on peut déterminer un autre indicateur de la qualité de l'air qui été évalué expérimentalement et théoriquement par Etheridge et Sandberg pour l'utiliser dans le domaine de la qualité de l'air intérieur (Etheridge et Sandberg, 1996). Cet indicateur est l'efficacité de l'échange d'air (ε_a) qui représente le rapport entre le temps le plus court possible pour remplacer l'air de la pièce (τ_n) et le temps moyen nécessaire pour l'échange d'air (τ_{exe}) :

$$\varepsilon_a = \frac{\tau_n}{\tau_{exe}} = \frac{\tau_n}{2\langle\tau\rangle} \quad (2.35)$$

Le temps moyen pour l'échange d'air peut être calculé comme suit :

$$\tau_{exe} = 2 \cdot \langle\tau\rangle \quad (2.36)$$

Où $\langle\tau\rangle$ représente la moyenne des valeurs locales de l'âge de l'air, avec :

$$\tau_n = \frac{1}{ACH} \quad (2.37)$$

2.6.4 Le nombre de changements d'air par heure

L'indice le plus utilisé est le nombre de changements d'air par heure (Stelzer-Braid et al.). Pour calculer cet indice, seul le volume d'air de la pièce et le débit d'air doivent être connus. Le ACH est couramment utilisé dans les lignes directrices et les recommandations en ventilation.

$$ACH = \frac{Q}{V} = \frac{1}{\tau_n} \quad (2.38)$$

Où V : Le volume de la pièce (m³)

Q : Le débit d'air frais (m³/h)

τ_n : Le temps le plus court possible pour remplacer l'air dans la pièce (s)

Le ACH peut être utilisé pour spécifier la quantité totale d'air fourni ou pour la quantité d'air frais. Cependant, la valeur du ACH ne fournit pas d'informations sur la qualité de la distribution d'air frais ni sur l'extraction des contaminants de l'espace. Par conséquent, le nombre de changements d'air fournit des informations incomplètes sur la qualité de l'air réelle (Novoselac et Srebric, 2003).

2.6.5 La dose relative dans la zone de respiration

La concentration totale de particules émises par une source de contamination est divisée en trois fractions respectives qui varient en fonction du temps. Une partie de la concentration totale des particules aéroportées émises peut se déposer sur les surfaces de la pièce, une deuxième partie peut se retrouver dans l'air plus particulièrement dans la zone de respiration et une troisième partie qui peut être extraite par le système de ventilation.

L'estimation de la fraction des particules qui se trouvent dans la zone de respiration (F_{BZ}) en fonction du temps se fait avec la relation suivante :

$$F_{BZ}(t) = \frac{(\rho_{air} \times V_{BZ} \times \bar{Z}_{BZ}(t)) \times 10^6 [mg]}{\int_{t_i}^t \dot{m}_{emis}(t) dt [mg]} \quad (2.39)$$

Où t_i correspond au temps fixé pour le début d'émission des bioaérosols. $\bar{Z}_{BZ}$ est la fraction moyenne massique de particules dans la zone de respiration exprimée en kg/kg air. Notons que la fraction F_{BZ} n'est définie qu'à partir du temps $t=t_i$ et que le dénominateur de l'équation (2.39) devient constant à partir du temps $t=t_f$ correspondant à la fin d'émission des bioaérosols. La durée totale d'émission (t_f-t_i) et le flux massique d'émission de particules, $\dot{m}_{emis}$, sont indiqués au tableau 2.3.

D'après la règle de Haber, une dose « reçue » est définie comme le produit de la concentration par la durée d'exposition (t). Cette règle suppose une proportionnalité entre la concentration des bioaérosols, la durée d'exposition et les effets potentiels. En effet, la règle de Haber prévoit qu'en doublant la concentration et en réduisant le temps de moitié on aura le même effet toxicologique. La dose relative dans la zone de respiration peut être exprimée en nombre de particules par unité de volume multiplié par unité de temps ($\# \cdot m^{-3} \cdot min$) et est calculée comme suit :

$$Dose = \left(\frac{\rho_{air} \times 10^6}{m_p} \right) \times \int_{t_i}^t \bar{Z}_{BZ}(t) dt \quad (2.40)$$

Avec m_p : La masse unitaire d'une particule (kg)

t_i : Le début d'émission des bioaérosols (min)

2.6.6 La fraction déposée au sol

Les thanatopracteurs peuvent être infectés par l'inhalation de particules en suspension dans l'air, ainsi que par un contact direct ou indirect avec une paroi contaminée. Numériquement on peut quantifier la réduction des bioaérosols dans l'air due au mécanisme de déposition. La fraction des particules déposées au sol représente la masse totale de particules déposées sur les

surfaces horizontales normalisée par la masse totale de particules émises. La fraction déposée au sol est définie comme suit :

$$FD = \frac{m_{déposé}}{m_{émise,totale}} = \frac{\int C_{dép} dA}{\dot{m} * A_{émission} * \Delta t} \quad (2.41)$$

CHAPITRE 3

RÉSULTATS ET DISCUSSION

3.1 Introduction

L'objectif principal de ce chapitre est de présenter les résultats numériques et de les analyser afin de trouver la stratégie de ventilation la plus efficace pour éliminer les bioaérosols émis lors d'une activité pratiquée en thanatopraxie.

Dans un premier temps, un choix du maillage « optimale » a été fait par une étude la convergence du maillage. Ensuite, on a validé le modèle numérique en utilisant la méthode de décroissance d'un gaz traceur. L'efficacité du système de ventilation pour éliminer les bioaérosols à l'intérieur de la salle de thanatopraxie a été vérifiée numériquement en variant le taux de ventilation. Puis, dans un second temps, différentes stratégies de ventilation seront modélisées et leurs influences sur les concentrations sont analysées.

3.2 Résultats de l'étude GCI

Pour confirmer le choix de maillage, des simulations ont été réalisées sur trois maillages de densités différentes. L'âge de l'air a été choisi pour effectuer cette comparaison. À l'instant initiale, une concentration uniforme de gaz SF₆ est imposée dans la pièce et la décroissance de la concentration est modélisée sur un temps de simulation de 1010 secondes. La concentration de SF₆ en fonction du temps permet de calculer l'âge moyen de l'air (équation 2.19). L'âge de l'air obtenu sur les trois maillages permettra de déterminer l'indice GCI. La variation de concentration moyenne de SF₆ dans la chambre étudiée pour les trois maillages est représentée dans la figure 3.1. Les caractéristiques des trois maillages étudiés ont été présentées au chapitre 2. Pour les trois maillages, la discrétisation spatiale est identique dans les directions x, y et z. Chaque élément du maillage est ainsi cubique avec comme volume $V = \delta x \times \delta y \times \delta z$ ou $V = (\delta x)^3$.

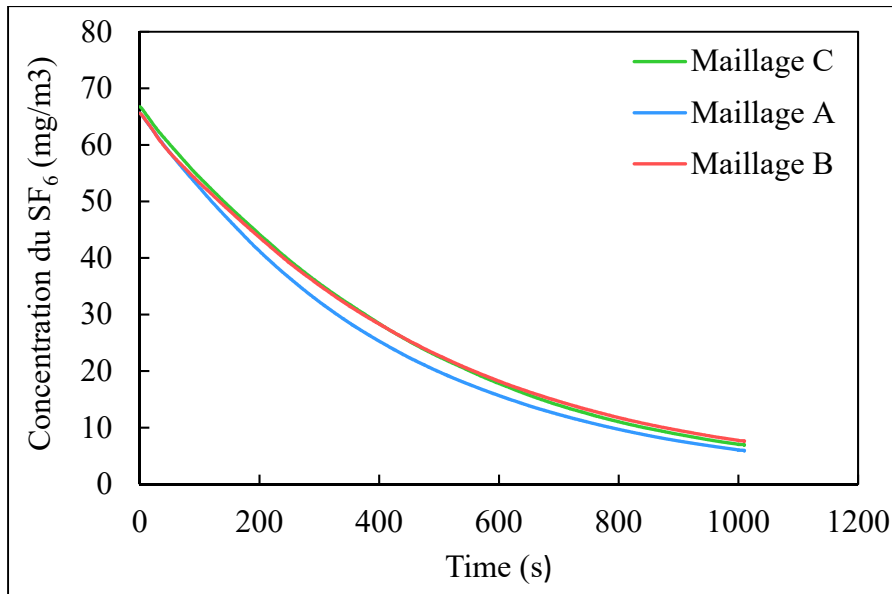


Figure 3.1: Concentration du SF₆ en fonction du temps pour les maillages A, B et C

L'âge moyen de l'air (τ) exprimé en secondes a été calculé pour chaque maillage étudié. Ces résultats sont représentés dans le Tableau 3.1.

Tableau 3.1: Résultats de calcul de l'âge moyen de l'air après 1010s

Maillage	A	B	C
τ (s)	635,06	647,58	644,44

Les résultats de calcul de l'indice GCI pour les trois maillages étudiés sont calculés et ces résultats sont présentés au Tableau 3.2.

Tableau 3.2: Résultats de calcul du GCI

Maillage	A	B	C
τ (s)	635,06	647,58	644,44
GCI	11,18%		
		2,15%	

L'étude du maillage montre qu'une augmentation de 45,04% du nombre de nœuds du maillage A (maillage A à maillage B) engendre une augmentation de la valeur de l'âge moyen de l'air de 1,97%. En raffinant encore le maillage par une augmentation du nombre de nœuds de 64,4% par rapport à celle de B, on remarque une diminution de la valeur de l'âge moyen de l'air de 0,5% avec une valeur de GCI égale à 2,15%. En plus, l'erreur relative approximative entre le premier maillage (maillage A) et le deuxième maillage (maillage B) est égale $e_a^{BA} \simeq 0,02$ par contre l'erreur relative approximative entre le deuxième maillage et le troisième $e_a^{CB} \simeq 0,005$. Ensuite, l'indice GCI^{BA} est cinq fois plus grand que la valeur de l'indice GCI^{CB} . Le choix du maillage B assure un bon compromis entre la précision, le temps de calcul et l'indépendance de la solution numérique du maillage choisi.

3.3 Validation du modèle numérique

L'utilisation de la simulation numérique facilite la compréhension du comportement aérodynamique des bioaérosols dans l'air, mais les prédictions du modèle doivent être comparées à des résultats expérimentaux. En pratique, il n'est pas possible de comparer les concentrations de bioaérosols obtenues numériquement aux résultats de l'UV-APS puisque les taux d'émission ne sont pas connus. Par conséquent, la méthode de décroissance d'un gaz traceur a été utilisée pour valider le code CFD et ainsi déterminer le nombre de renouvellements d'air par heure dans la salle thanatopraxie. Le gaz traceur utilisé est l'hexafluorure de soufre (SF_6). La concentration initiale de gaz imposée dans le code numérique est identique à la concentration mesurée expérimentalement. Le taux de dilution du gaz est ensuite modélisé jusqu'à un temps final de 1440 s et pour un débit de soufflage correspondant au débit mesuré à l'aide du balomètre. Les mesures de concentration en fonction

du temps ont été comparées à la concentration moyenne dans la pièce telle que déterminée par CFD (Figure 3.2).

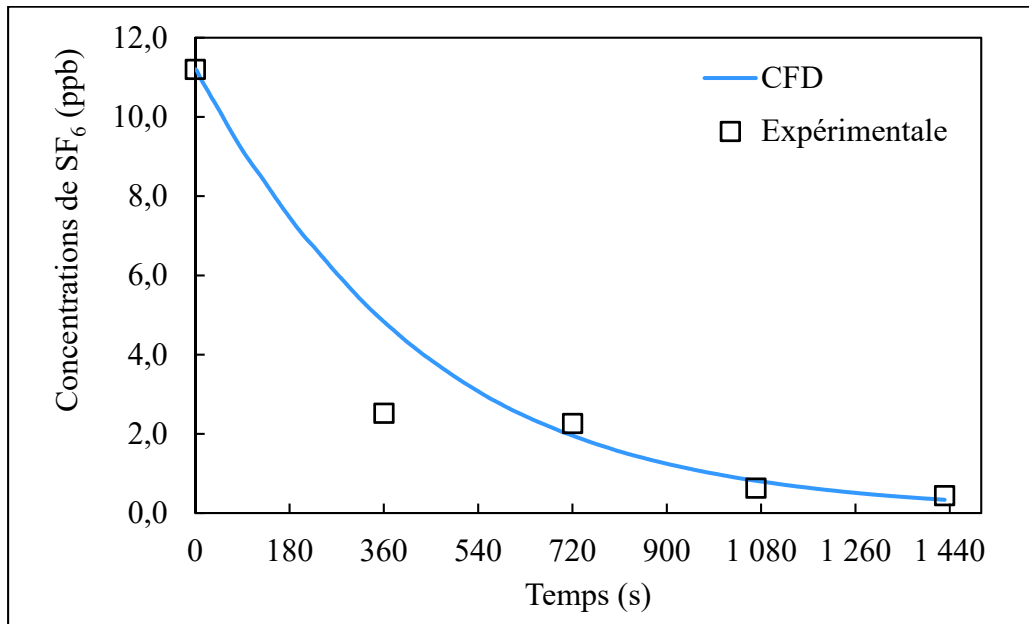


Figure 3.2: Comparaison entre les concentrations de SF₆ mesurées expérimentalement et déterminées par CFD

Compte tenu de l'incertitude associée aux mesures expérimentales les résultats numériques de la concentration en SF₆ en fonction du temps sont très similaires aux données mesurées. L'écart moyen entre les résultats numériques et expérimentaux est d'environ 3%. Ces résultats sont satisfaisants si on tient compte du fait qu'il est difficile expérimentalement de créer des conditions de mélange parfait pour le SF₆. Par conséquent, ces résultats valident la capacité de notre modèle numérique à représenter les conditions de ventilation dans la salle de thanatopraxie.

3.4 Influence du nombre de changements d'air sur la concentration de bioaérosols

3.4.1 La fraction des particules qui se trouvent dans la zone de respiration

La source de contamination modélisée est une situation où le thanatopracteur applique la poudre scellante sur le défunt au niveau du cou. Tel que présenté au chapitre précédent, il a été observé expérimentalement que la durée de cette activité était en moyenne de l'ordre de 3 minutes et le diamètre moyen des bioaérosols émis tel que mesuré par l'UV-APS est de $3,47 \mu\text{m}$.

Le comportement aérodynamique des particules émises est déterminé pour quatre nombres de changements d'air par heure ($\text{ACH}=1, 4, 8$ et 12). Le premier paramètre choisi pour évaluer l'effet de l'ACH est la fraction massique de l'aérosol dans la zone de respiration. Rappelons que la fraction massique (Z) est exprimée en kg de bioaérosols par kg d'air. La zone de respiration (VB_Z) est définie par le standard ASHRAE 62.1.2016 (ASHRAE, 2016) comme un volume interne délimité par une hauteur minimale de $0,08 \text{ m}$, une hauteur maximale de $1,8 \text{ m}$ et située à $0,6 \text{ m}$ des murs. Cette zone est représentée schématiquement à la Figure 3.3.

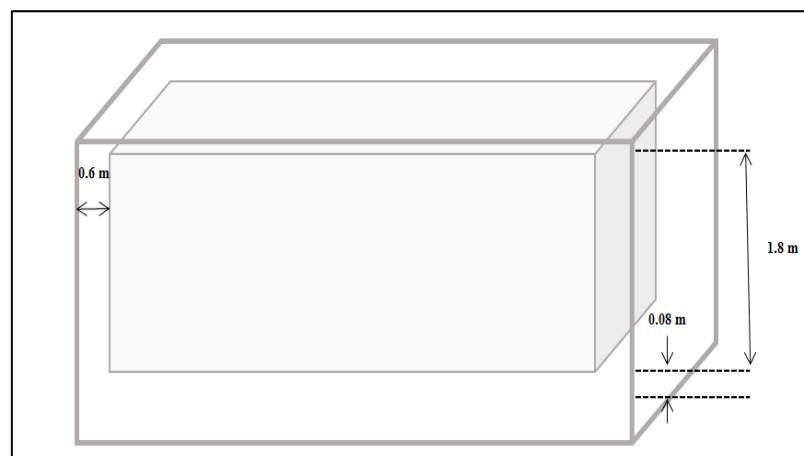


Figure 3.3: La zone de respiration définie par ASHRAE 62.1

Quels que soient les scénarios d'émission modélisés, le champ de vitesse dans la salle de thanatopraxie est d'abord initialisé par une simulation sans bioaérosols avec un temps d'initialisation égale à 600 s. Ce champ de vitesse de l'écoulement est ensuite utilisé comme condition initial pour les simulations avec émission de bioaérosols.

La Figure 3.4 présente la fraction des particules qui se trouvent dans la zone de respiration. La fraction est normalisée par la masse totale de particules émises pendant le scénario d'exposition (Masse totale des bioaérosols émis = $2,88 \times 10^{-3}$ mg). F_{BZ} est représenté par l'équation suivante :

$$F_{BZ} = \frac{\rho_{air} V_{BZ} \bar{Z}_{BZ}(t) \times 10^6 [mg]}{m_{émise} [mg]} \quad (3.1)$$

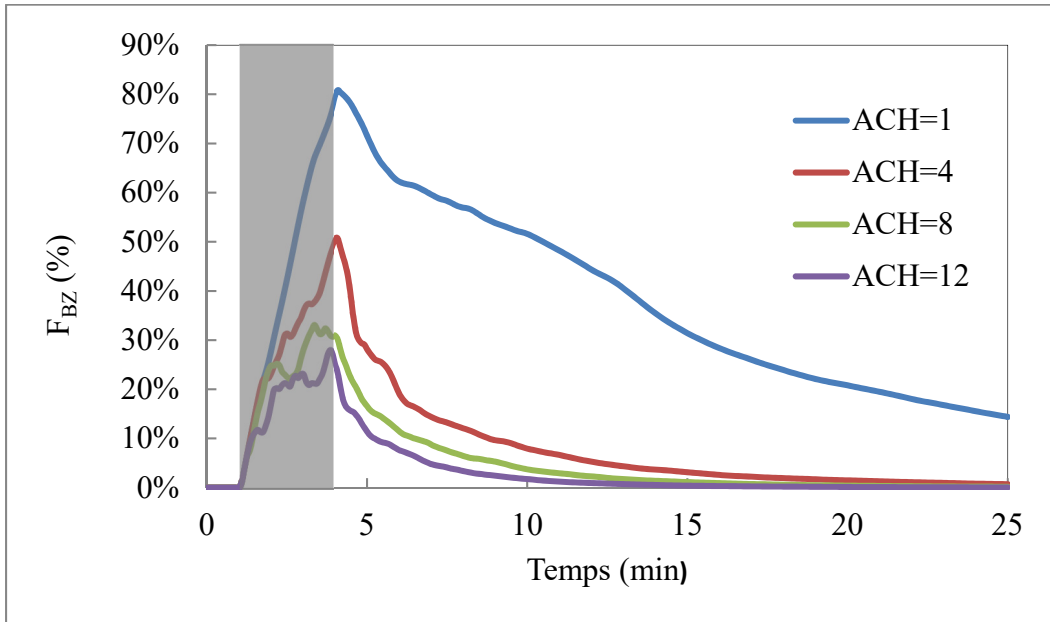


Figure 3.4: Fraction massique des bioaérosols dans la zone de respiration pour quatre ACH

Sur cette figure, la zone grise correspond à la période d'émission des bioaérosols, se situant entre la première et la quatrième minute de simulation. On remarque une augmentation rapide

de la fraction massique dès que la source de contamination est activée. Les fractions de masse atteignent leurs valeurs maximales entre 3 min 35 s et 4 min. La fraction massique décroît ensuite de manière quasi exponentielle à partir de la quatrième minute jusqu'à la fin de la simulation. On remarque également que la fraction des particules dans la zone de respiration diminue en augmentant le nombre de changements d'air par heure. En effet, la fraction massique de bioaérosols devient nulle à l'instant $t=14$ minutes pour $ACH=12$, $t=16$ minutes pour $ACH = 8$ et $t= 25$ minutes pour $ACH= 4$. À un débit de ventilation de 1 ACH, le temps de simulation est insuffisant pour extraire totalement les bioaérosol de la pièce puisque la fraction massique est de 14% à $t=25$ minutes. Ainsi, l'utilisation d'un taux de ventilation plus élevé permet d'extraire plus rapidement les bioaérosols dans la zone respiratoire. Cet impact est significatif entre $ACH = 1$ et $ACH = 4$. Il est moins significatif entre l'augmentation du taux de ventilation de $ACH = 8$ à $ACH = 12$.

Afin de comparer la fraction des bioaérosols pour les quatre nombres de changements d'air, une moyenne dans l'espace (zone de respiration) et le temps (entre la 4^e et la 25^e minutes) de la fraction massique a été effectuée. Pour chaque changement d'air cette moyenne est divisée par la moyenne obtenue au taux de ventilation le plus bas ($ACH=1$).

Le Tableau 3.3 représente la fraction massique de bioaérosols non dimensionnelle dans la zone de respiration calculée entre la minute 4 (fin d'émission des particules) et la minute 25.

Tableau 3.3: Fraction de masse adimensionnelle dans la zone de respiration

ACH	1	4	8	12
$\bar{Z}_{BZ} / \bar{Z}_{BZ,ACH=1}$	1	0,2	0,1	0,06

En comparant la fraction massique non dimensionnelle dans la salle thanatopraxie, on observe que les nombres de changements d'air par heure ne sont pas proportionnellement efficaces pour réduire la concentration des bioaérosols. En augmentant les taux de ventilation de 1 à 4 ACH, la réduction de fraction massique adimensionnelle est de 80%, mais cette réduction n'est que de 10%, de 4 à 8 ACH et de 4% de 8 à 12 ACH.

3.4.2 La dose relative de bioaérosols dans la zone de respiration

En se basant sur la règle de Haber, on peut calculer la dose relative dans la zone de respiration en utilisant l'équation (2.41) présentée dans le chapitre 2. Cette règle a été développée avec l'hypothèse que les effets toxicologiques d'une substance chimique dépendent de la concentration du polluant et de la durée d'exposition à cette concentration.

La Figure 3.5 présente la dose en fonction du nombre de changements d'air par heure.

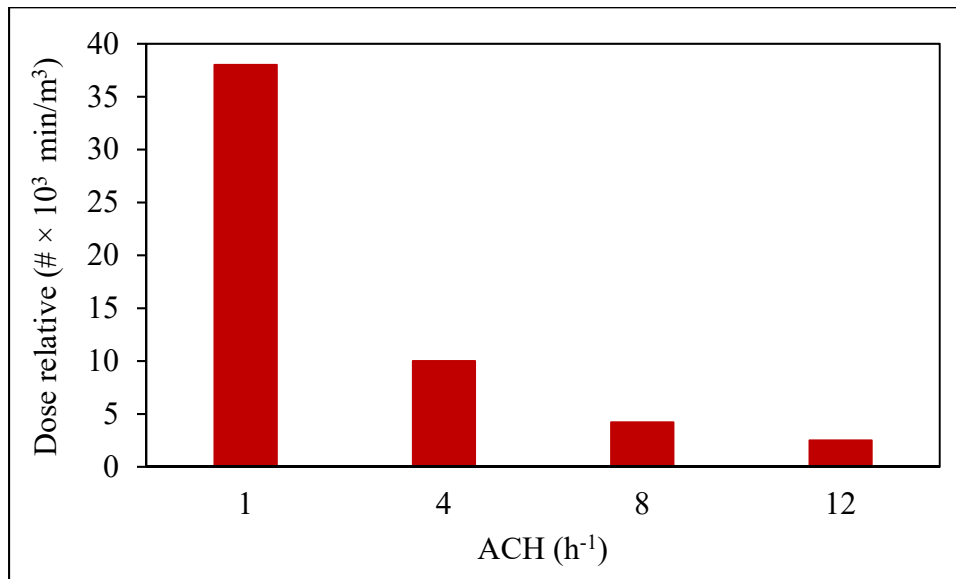


Figure 3.5: La dose relative des bioaérosols dans la zone de respiration

Tel qu'attendu la dose relative des bioaérosols dans la zone de respiration diminue en augmentant le nombre de changements d'air par heure. La diminution de la dose est de 93% entre ACH=1 et ACH=12. L'augmentation du taux de ventilation diminue la concentration des bioaérosols et par la suite diminue la probabilité d'expositions aux particules pathogènes.

3.4.3 La fraction des bioaérosols déposés au sol

Un thanatopracteur peut être infecté par l'inhalation de bioaérosols en suspension dans l'air, mais un contact direct ou indirect avec une surface contaminée constitue également une source de contamination potentielle conduisant à l'infection.

La Figure 3.6 montre une cartographie de la masse par unité de surface déposée sur les surfaces horizontales dans la salle de thanatopraxie. L'échelle de la masse en kg/m^2 est comprise entre $3,54 \times 10^{-13}$ (couleur bleu) à 168×10^{-13} (couleur rouge). Ces résultats montrent que le taux de la ventilation a un impact significatif sur la masse totale déposée ainsi que la distribution de cette masse sur les surfaces horizontales. À $\text{ACH}=1$, la répartition des bioaérosols déposés est concentrée sur les deux tables funéraires et toute la surface de l'armoire du salon près des grilles d'extractions bien que la source d'émission dans le scénario modélisée soit située sur la première table à droite. Cette concentration de bioaérosols est comprise entre $135 \times 10^{-13} \text{ kg/m}^2$ et $168 \times 10^{-13} \text{ kg/m}^2$.

En augmentant le nombre de changements d'air à 4, 8 et 12, on note que surface totale où une déposition significative a lieu ($30 \times 10^{-13} \text{ kg/m}^2$ et plus) est plus importante. En effet, la répartition des bioaérosols déposés sur les surfaces est localisée sur presque la moitié de salle funéraire où l'activité poudrage a été exécutée.

Cette répartition des bioaérosols déposés s'explique principalement par les mouvements d'air et par la présence de certaines zones de turbulence (figure 3.8.).

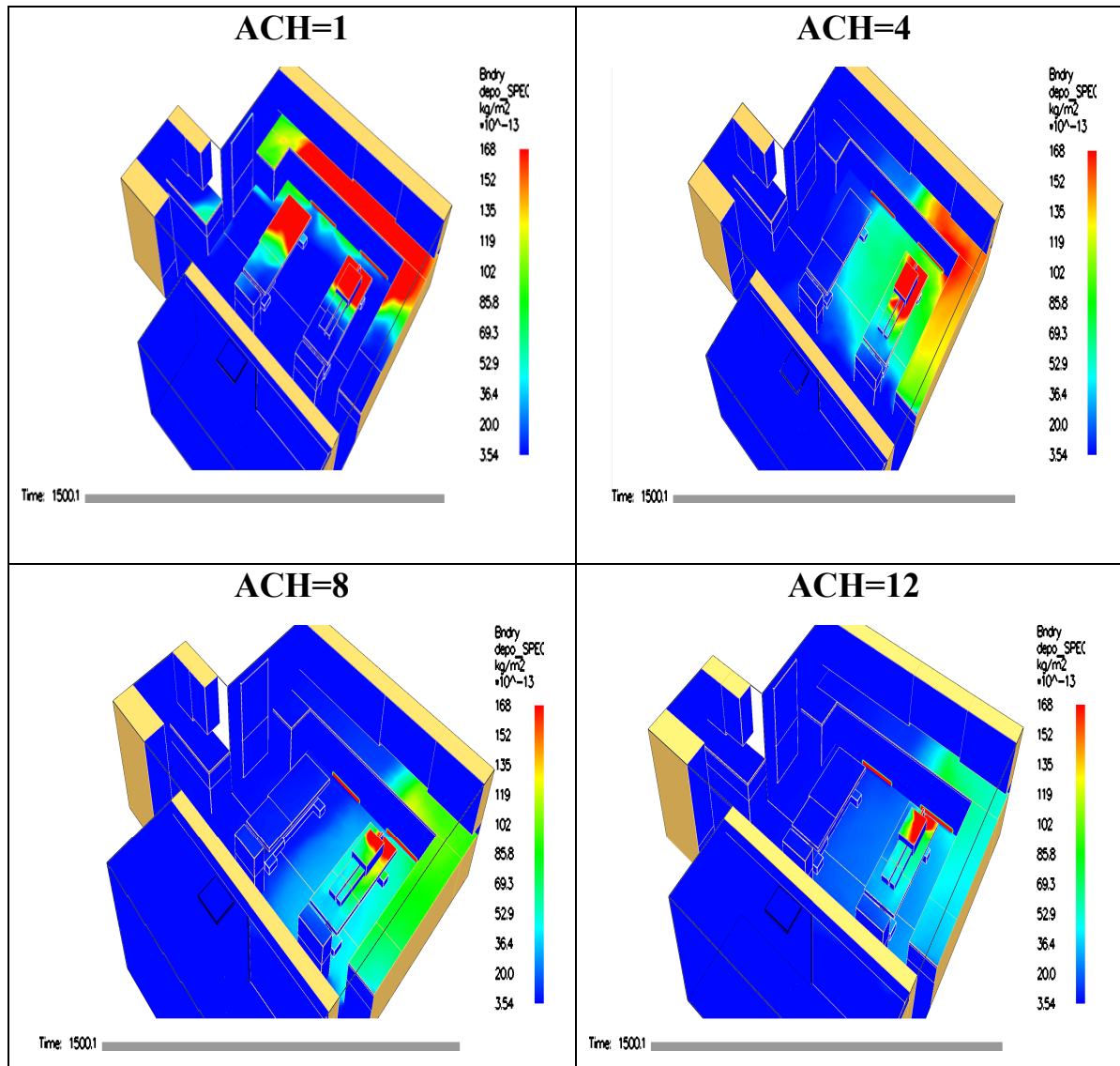


Figure 3.6: Visualisation de la déposition des bioaérosols sur les surfaces horizontales

La fraction des bioaérosols déposés au sol (FD) permet de quantifier la masse totale déposés sur les surfaces horizontales. Cette fraction déposée est définie par le rapport de la masse totale des bioaérosols déposés au sol par la masse totale des bioaérosols émis lors du scénario poudrage. FD est représentée en fonction du nombre de changements d'air à la figure 3.7.

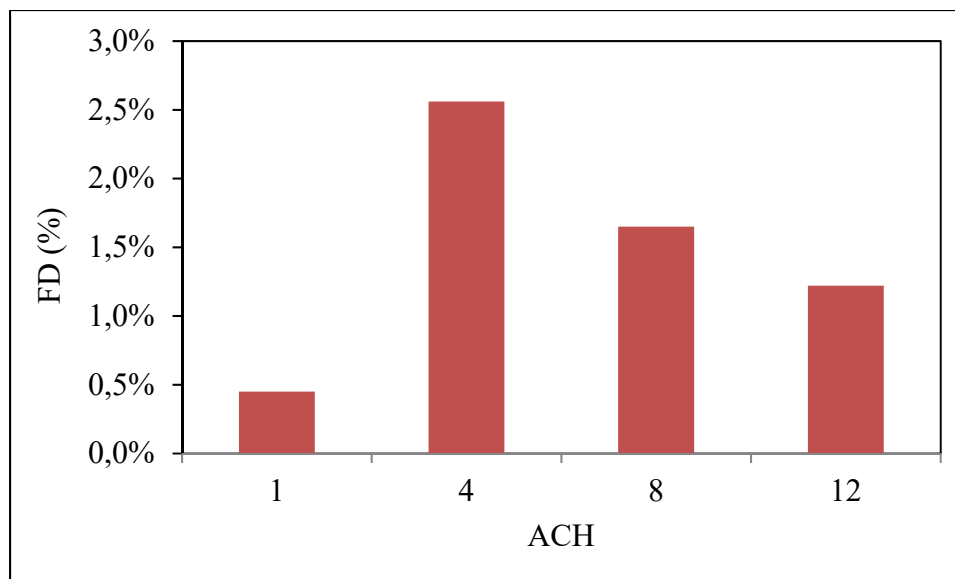


Figure 3.7: La fraction des bioaérosols déposés aux surfaces horizontales

On constate que la variation de la fraction de bioaérosols déposée (FD) ne varie pas d'une manière linéaire en fonction du nombre de changements d'air étudiés.

Pour ACH=1, il a été noté dans la section 3.4.1 que la concentration des bioaérosols est plus importante dans la zone de respiration du thanatopracteur. Par contre, la masse de ces particules pathogènes déposées sur le sol est faible (figure 3.7). Selon la figure 3.4, on remarque qu'à la fin de la simulation à $t=25$ minutes, il reste encore 15% de la concentration des bioaérosols émis par la source en suspension dans l'air. Par conséquent la fraction déposée est sous-estimée pour ce nombre de changements d'air.

Pour ACH = 4, on remarque sur la figure 3.8 qu'au niveau du plafond, la vitesse de l'air est importante par rapport à ACH=1. Elle est comprise entre 0,22 m/s et 0,38 m/s. Cet intervalle de vitesse est illustré à la figure 3.8 avec la couleur verte.

Notez qu'à proximité des grilles d'extraction installée près du sol, le vecteur vitesse est légèrement supérieur à celui que l'on trouve dans toute la pièce à l'exception du niveau du plafond. Cela explique pourquoi une partie de la quantité massique de bioaérosols qui se

trouvent dans la zone respiratoire est entraînée par les flux d'air vers le sol ce qui augmente par la suite la fraction déposée. En effet, pour $ACH = 4$, on constate entre la table funéraire et les grilles d'extraction, qu'il y a une présence de zones de turbulence importantes qui provoquent le dépôt d'une quantité de bioaérosols émis au sol. Puisque le vecteur vitesse de l'air près du sol et bas, nous avons enregistré une stagnation de ces particules est enregistrée ce qui explique la valeur importante de la fraction déposée sur le sol pour $ACH = 4$ (Figure 3.9). Cela explique l'augmentation de FD de 0,5% à 2,6% respectivement pour $ACH=1$ et $ACH=4$.

D'après la figure 3.6, on note que pour $ACH = 1$, la zone de dépôt est très localisée avec une fraction de bioaérosols déposés au sol significative de l'ordre de $168 \times 10^{-13} \text{ kg/m}^2$ représentée en rouge. En augmentant le taux de ventilation de $ACH = 1$ à $ACH = 4$, cette fraction déposée diminue, mais le dépôt a lieu sur une plus grande surface.

En augmentant encore le ACH de 4 à 8, le débit devient plus fort et par la suite le vecteur vitesse de l'air est important dans toute la salle de thanatopraxie ce qui favorise la diminution de la concentration des bioaérosols. Cela explique la diminution de la valeur de FD en augmentant le nombre de changements d'air à partir de $ACH=4$.

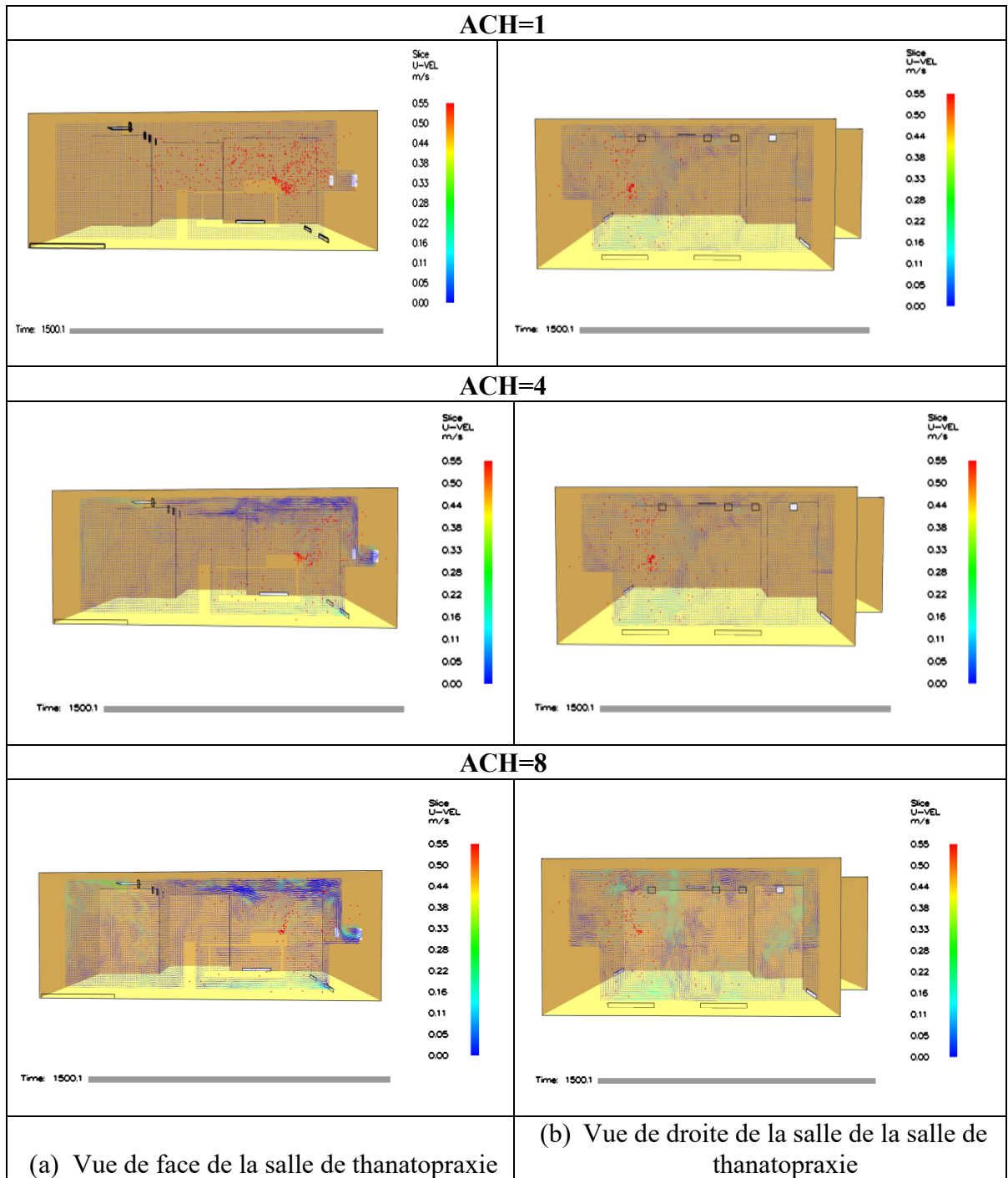


Figure 3.8: Représentation des vecteurs vitesse et la dispersion des bioaérosols dans les plans Y-Z et X-Z

3.4.4 Efficacité de ventilation

L'efficacité de ventilation est un autre indice de la qualité de l'air intérieur. Cet indice quantifie l'efficacité du système de ventilation à extraire les contaminants d'une pièce (Rim et Novoselac, 2008). L'efficacité de ventilation ϵ_c , est le rapport entre la concentration de bioaérosols extraits et la somme de la concentration moyenne se trouvant dans la zone respiratoire plus la concentration de bioaérosols extraits. L'expression mathématique de ϵ_c , est donnée par l'équation (2.33) et présentée au CHAPITRE 2.

Afin de bien comparer l'efficacité de la ventilation pour les quatre nombres de changements d'air, la valeur moyenne de cet indice a été calculée sur l'intervalle de temps débutant à $t = 1$ minute et se terminant à $t = 25$ min.

La Figure 3.9 présente la valeur moyenne de l'efficacité de ventilation pour les différents changements d'air étudiés.

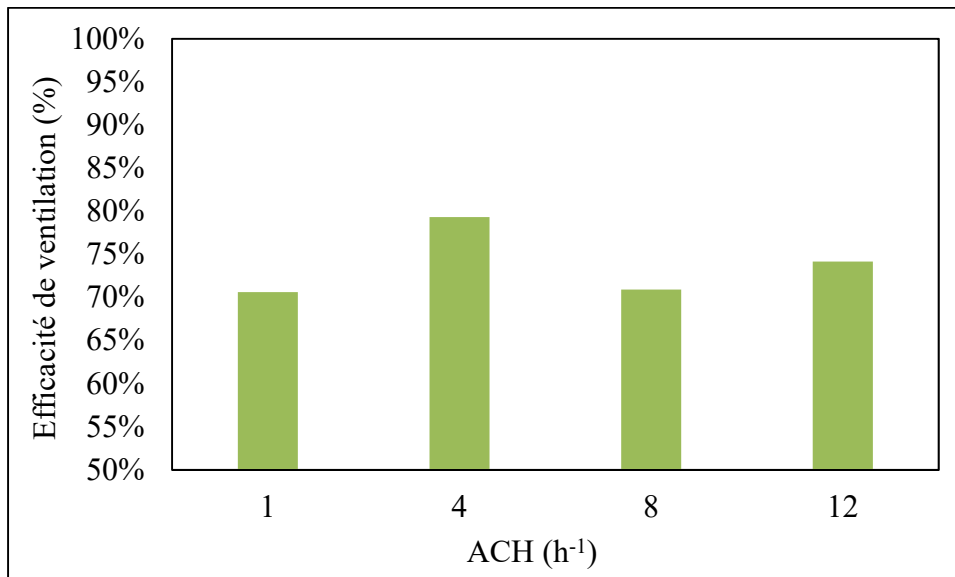


Figure 3.9: Variation de l'efficacité de ventilation

La figure 3.9 montre que l'efficacité de la ventilation est relativement peu influencée par le ACH. En effet, l'augmentation du débit de ventilation de 1 à 4 ACH, augmente ϵ_c de 8%. Ceci peut s'expliquer par la diminution plus rapide de la concentration des bioaérosols dans la zone de respiration lorsque le débit de soufflage augmente. Le dénominateur dans l'expression 2.33 chute ainsi plus rapidement à ACH=4 et la valeur moyenne de l'efficacité de ventilation sur l'intervalle de temps de la simulation est plus élevée. Cependant, on constate que cette augmentation en fonction du ACH n'est pas observée à des débits de soufflage supérieur puisqu'on observe sur la figure 3.9 une réduction de 8% et 5% de l'efficacité à ACH=8 et 12 respectivement comparativement à la valeur obtenue à 4 changements d'air par heure. Même si ces réductions ne sont pas importantes, l'augmentation du ACH favorise habituellement la génération de condition de mélange idéal dans une pièce. Si l'écoulement est parfaitement mélangé, on a $C_{moy} = C_e$ et par conséquent $\epsilon_c = 0,5$. Cependant, il est important de souligner que les valeurs présentées sont des moyennes dans le temps. L'efficacité de la ventilation peut être égale à $\frac{1}{2}$ quelques minutes après la fin de la période d'émission des bioaérosols et ensuite augmenter à la fin de la simulation lorsque C_{moy} tend vers zéro (extraction complète des contaminants de la pièce).

La figure 3.10 présente le « nuage » de bioaérosols pour ACH = 1 et pour ACH = 4 entre l'instant entre 300s et 400s. On remarque une diffusion relativement faible à ACH=1. Les bioaérosols émis se dirigent vers les grilles d'extraction. À 4 changements d'air, les bioaérosols ne restent pas confinés près de la zone d'émission et les mouvements d'air dispersent davantage le « nuage ».

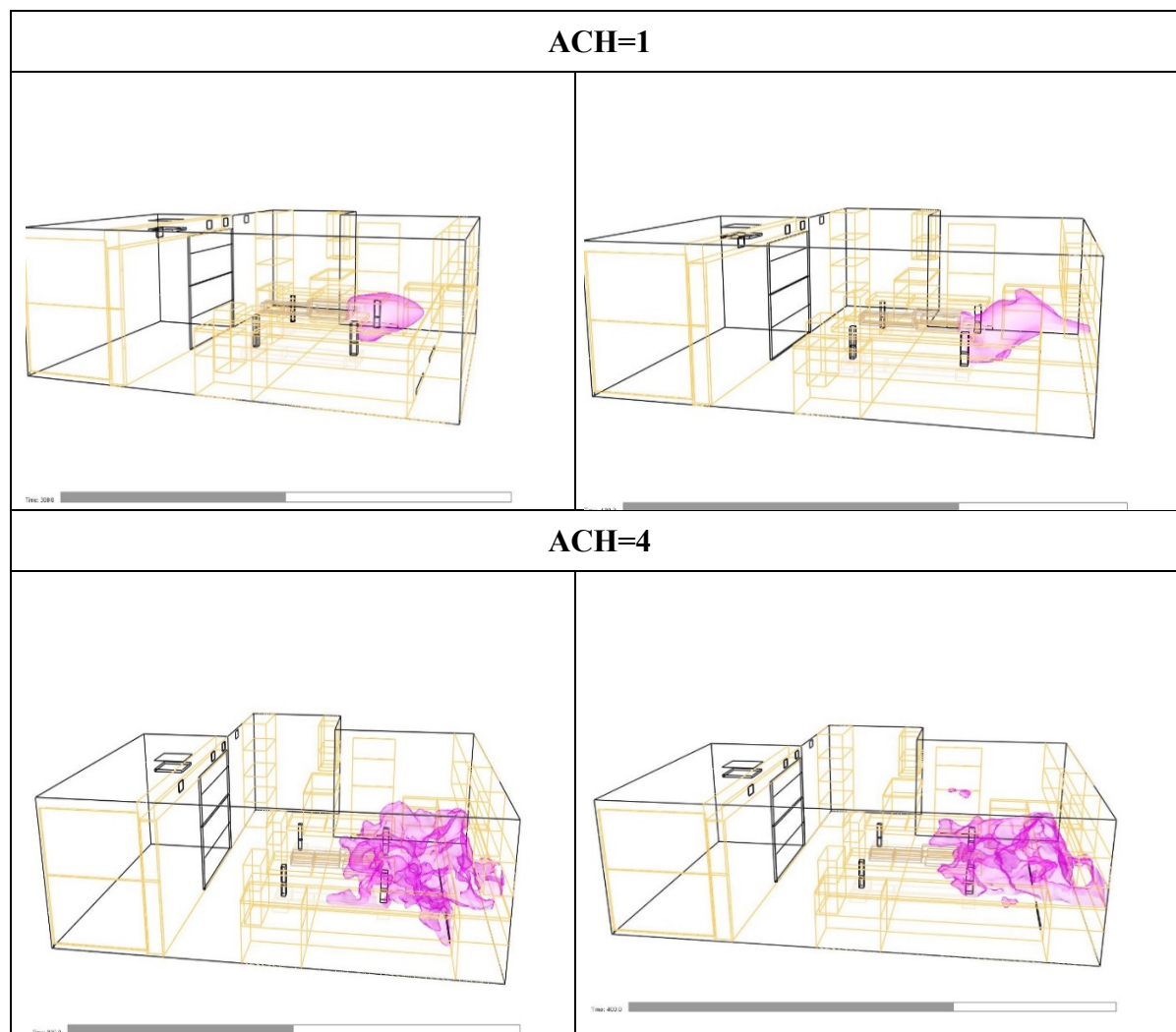


Figure 3.10: Nuage des bioaérosols pour ACH=1 et pour ACH=4 à $t=300s$ et $t=400s$

3.4.5 L'âge moyen de l'air

L'âge moyen de l'air (τ) est un indice qui permet de déterminer la rapidité à laquelle les contaminants sont extraits d'une pièce. Plus l'âge moyen de l'air est faible et plus les contaminants sont extraits rapidement. Cet indice a été défini au chapitre 2 comme étant la moyenne des âges calculés en plusieurs points de mesure.

L'âge moyen local de l'air a été calculé numériquement en utilisant une méthode de décroissance d'un gaz traceur SF_6 . Le SF_6 est initialement présent de manière uniforme dans la salle de thanatopraxie avec une fraction massique égale à $5,5 \times 10^{-8} \frac{\text{kg SF}_6}{\text{kg air}}$.

Le calcul de l'âge moyen de l'air est basé sur l'évolution de la concentration moyenne du traceur en fonction du temps dans la zone de respiration. La figure 3.11 représente l'évolution de la fraction massique moyenne du SF_6 dans la zone de respiration en fonction du temps pour les quatre changements d'air par heure. Ces résultats ont servi au calcul l'âge moyen de l'air en utilisant l'équation (2.12).

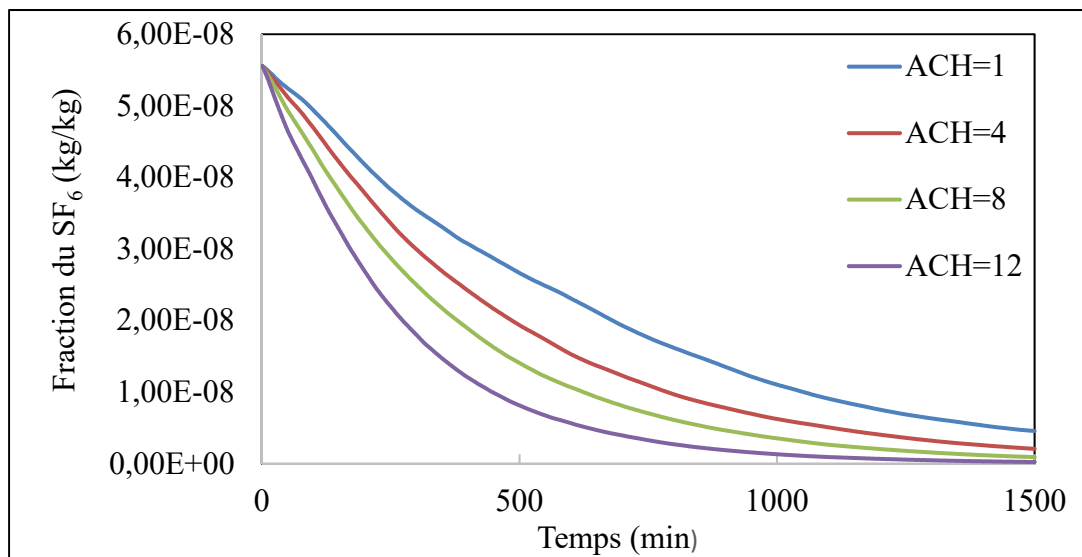


Figure 3.11: La fraction massique du gaz SF_6 en fonction du temps pour 4 ACH

Ces résultats montrent que la fraction massique de SF_6 en fonction du temps s'apparente à une fonction exponentielle décroissante pour les quatre valeurs du nombre de changements d'air par heure. On observe que l'évolution de la concentration à $\text{ACH}=12$ est celle qui décroît le plus rapidement. À ce nombre de changement d'air, la fraction massique du SF_6 devient nulle à $t=1400\text{s}$. Pour $\text{ACH}=1, 4$ et 8 , une fraction non nulle persiste dans la salle à $t=1500\text{s}$.

L'évolution de l'âge moyen de l'air en fonction du ACH est représentée dans la Figure 3.12. Ces résultats indiquent que l'âge moyen de l'air en fonction du ACH varie de façon quasi-linéaire (le coefficient de détermination R^2 est égale à 0,98) avec un taux de décroissance de l'âge approximativement égale à 28 s /ACH. Il est important de remarquer que les âges à 1 et 4 ACH sont légèrement sous-estimés car une fraction massique non nulle de SF_6 persiste à la fin de la simulation (1500 s). À travers ces résultats, on peut déduire que l'augmentation du nombre de changements d'air par heure entraîne une diminution de l'âge moyen de l'air et donc une réduction du temps requis pour extraire le SF_6 et les bioaérosols de la salle de thanatopraxie.

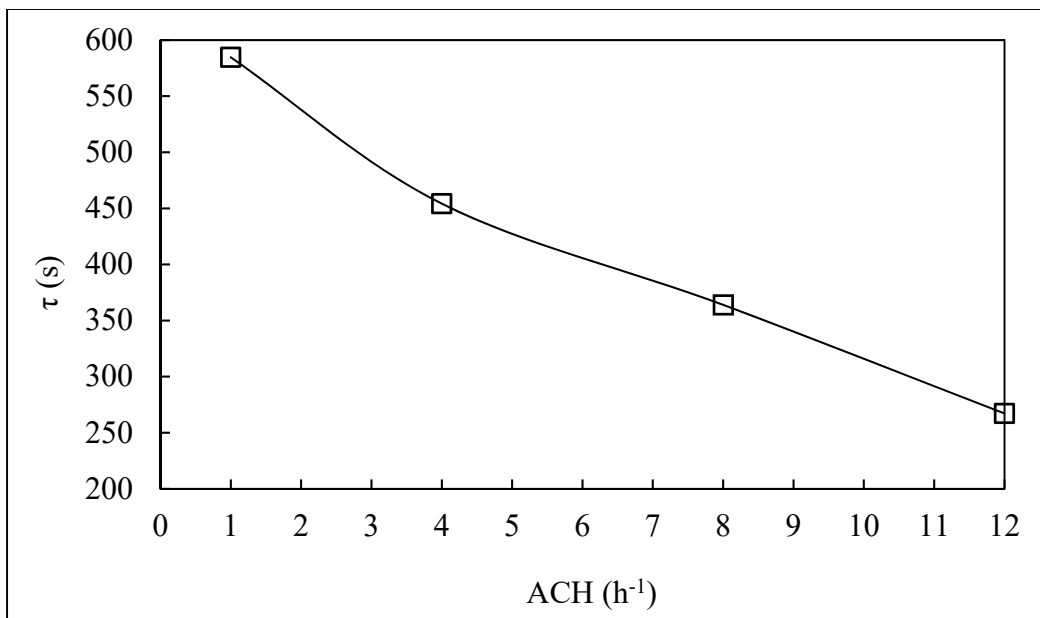


Figure 3.12: Évolution de l'âge moyen de l'air en fonction du nombre de changements d'air par heure

3.4.6 L'âge local de l'air

La distribution spatiale de l'âge local de l'air est importante, car elle permet d'identifier les zones bien ou mal ventilées et de savoir s'il existe ou non des régions de recirculation ou stagnantes. Ces zones sont susceptibles de présenter des concentrations élevées en bioaérosols et un risque accru pour les thanatopracteurs.

Afin d'estimer la distribution spatiale de l'âge de l'air, 16 volumes de contrôle (VC) ont été créés dans le code numérique. Ces volumes sont répartis autour de la table où se situe le défunt. C'est dans ces zones que le thanatopracteur se trouve le plus souvent. Quelques zones supplémentaires ont été ajoutées sur le comptoir puisque le thanatopracteur y dépose ses instruments et d'autres matériels nécessaires pour l'embaumement. La distribution spatiale des volumes de contrôles est représentée à la Figure 3.13 et identifiée par « VC xx » où xx est le numéro correspondant au VC. Les coordonnées de chaque volume de contrôle sont présentées dans l'annexe II.

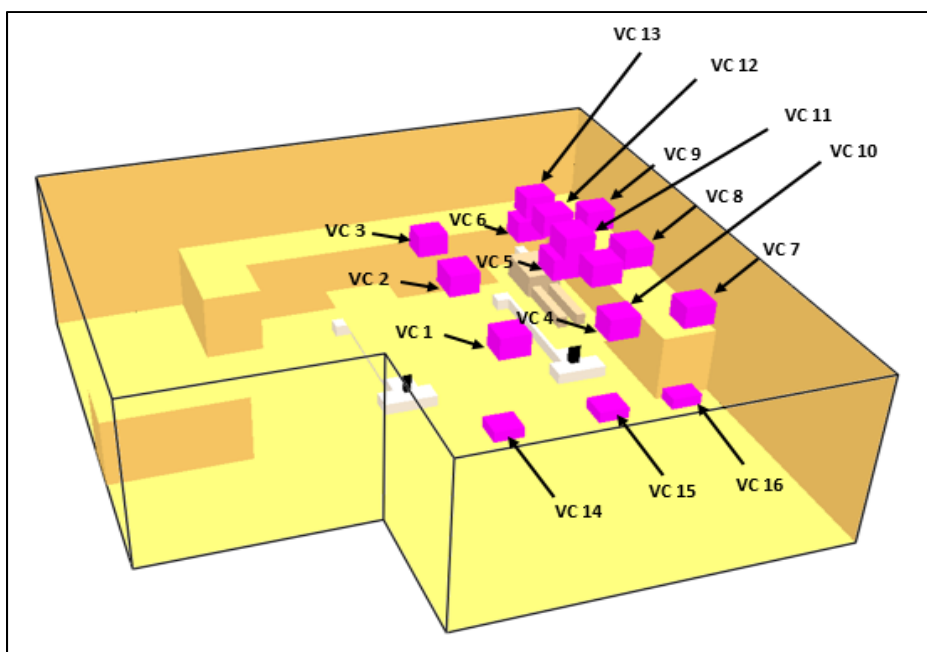


Figure 3.13: La distribution spatiale des volumes de contrôles

Les résultats de l'âge local dans chaque volume de contrôle sont présentés dans le Tableau 3.5. Dans ce tableau, trois codes de couleur sont utilisés. Une case de couleur verte indique un âge de l'air inférieur d'un écart-type par rapport à la valeur moyenne des âges, une case jaune est associée au VC qui présente un âge compris entre $[\bar{\tau} - \sigma]$ et $[\bar{\tau} + \sigma]$. La couleur rouge est réservée aux âges supérieurs à $[\bar{\tau} + \sigma]$.

Tableau 3.4: L'âge local de l'air dans chaque volume de contrôle pour 4 ACH

	ACH=1	ACH=4	ACH=8	ACH=12
	âge local de l'air (s)			
VC 1	536,6	535,7	394,2	330,9
VC 2	600,6	479,1	356,8	275,9
VC 3	567,4	404,2	315,1	229,9
VC 4	507,2	505,2	330,7	231,5
VC 5	566,6	505,2	368,8	272,2
VC 6	531,9	456,8	360,5	269,1
VC 7	506,2	493,3	333,1	246,8
VC 8	487,9	474,7	345,9	242,1
VC 9	457,7	441,3	327,3	231,1
VC 10	472,2	383,5	334,3	243,9
VC 11	560,5	381,9	317,4	239,3
VC 12	573	382,3	304,6	233,9
VC 13	565,1	392,4	302,3	232,9
VC 14	621,4	497,8	436,9	367,4
VC 15	683,3	550,6	450,6	350,8
VC 16	651,2	543,9	412,8	337,2
Moyenne ($\bar{x}$)	555,6	464,2	355,7	270,9
Écart type (σ)	60,9	58,1	44,4	46,4

D'après ces résultats, on remarque que la valeur la plus élevée de l'âge de l'air local de tous les volumes de contrôles est enregistrée dans les volumes de contrôle VC 14, VC 15 et VC 16 qui sont situés près du sol. Dans la zone où se trouvent ces VC, la vitesse de l'air est inférieure aux vitesses dans le reste de la pièce. Dans les zones VC 1 à VC 6 qui sont situées à proximité de la table où repose le défunt, on remarque que l'âge de l'air est généralement près de la moyenne des âges pour tous les volumes de contrôle étudiées. Les volumes de contrôle 8 à 13 présentent en moyenne le meilleur bilan avec 38% des âges inférieurs aux moyennes pour tous les changements d'air confondu.

Pour ACH=1, 4, et 8, on note également que plus le nombre de renouvellements d'air par heure augmente, plus l'écart-type de l'âge local de l'air diminue, ce qui confirme que l'augmentation du ACH favorise les conditions de mélange d'air dans la pièce et une plus grande uniformité des âges. Tel qu'observé précédemment au niveau de l'âge moyen, l'âge local de l'air diminue en augmentant le nombre de changements d'air par heure. Le taux de décroissance de τ en fonction de ACH pour la moyenne des 16 VC est presque identique au taux de décroissance présenté à la figure 3.12.

De plus, l'âge calculé pour les seize volumes de contrôles se compare à l'âge moyen de l'air sur toute la zone de respiration. L'écart est de seulement 2,8% en moyenne.

3.5 Influence de la stratégie de ventilation

Les résultats présentés dans les sections précédentes ont montré que l'augmentation du taux de ventilation a pour conséquence d'augmenter la vitesse de circulation de l'air dans la pièce ventilée et de favoriser l'extraction des bioaérosols. Dans cette section, le nombre de changements d'air est constant et on va étudier la relation entre la stratégie de ventilation et la dispersion des bioaérosols.

La salle thanatopraxie est ventilée par 4 grilles murales et un diffuseur carré au plafond. Chaque ouverture n'a pas le même impact sur les concentrations et le dépôt de bioaérosols. La Figure 3.14 montre les lignes de flux d'air associées à chaque ouverture.

Huit stratégies de ventilation, autres que la stratégie originale, ont été simulées numériquement pour déterminer s'il est possible de faciliter l'extraction des bioaérosols tout en maintenant le débit de ventilation à sa valeur expérimentale soit ACH = 8. Seules les fractions d'air fournies respectivement par les grilles murales et le diffuseur au plafond sont modifiées.

Les stratégies de ventilation ajoutées à la configuration d'origine ont été présentées au tableau 2.5. Rappelons que le rapport $Q_{\text{grilles}}/Q_{\text{total}}$ est augmenté respectivement par incrément de 20%

pour les stratégies B, C, D et E. Dans les stratégies B1, C1, D1 et E1, c'est le rapport $Q_{\text{diffuseur}}/Q_{\text{total}}$ qui est augmenté par incrément de 20%.

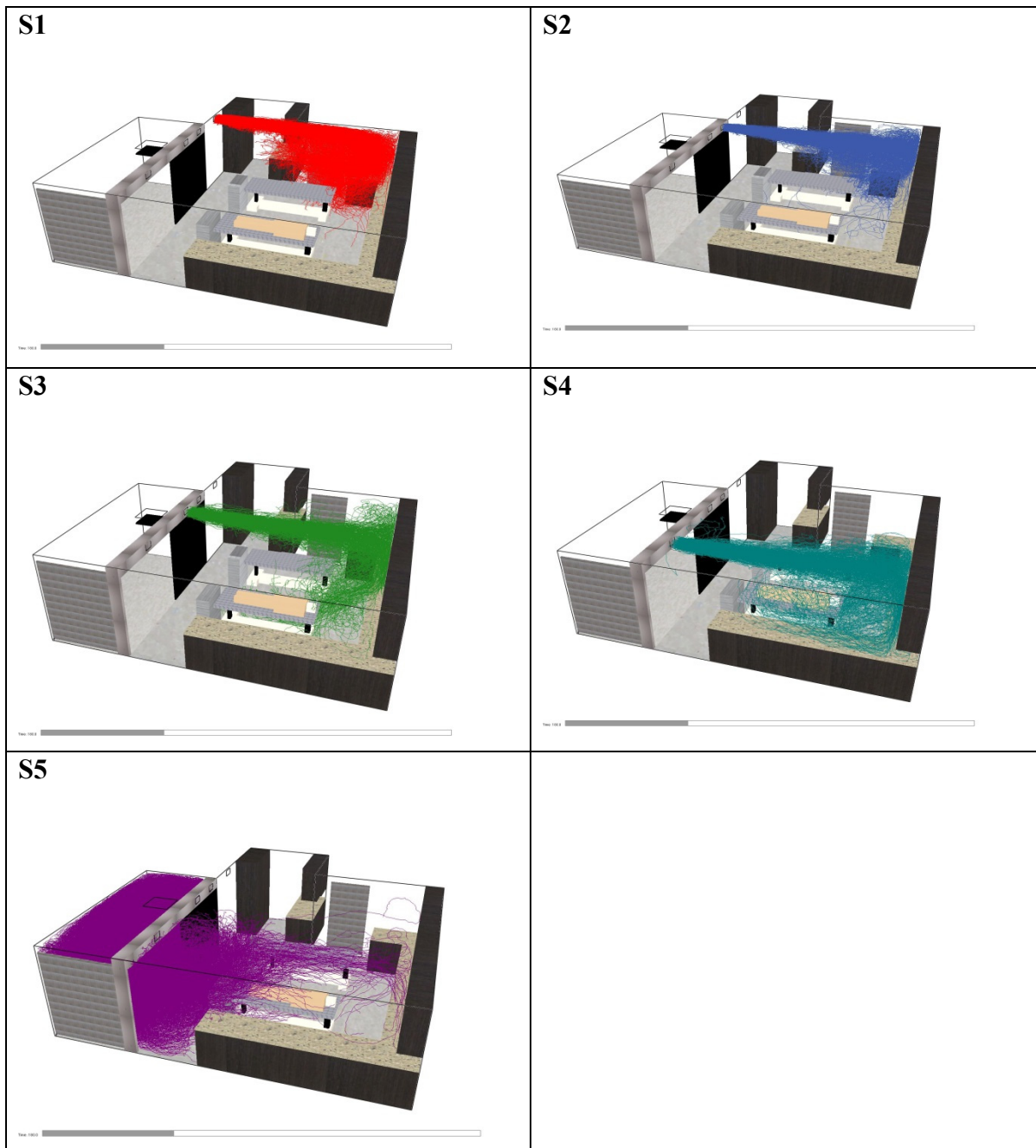


Figure 3.14: Les lignes de flux d'air associées à chaque bouche de soufflage

3.5.1 La fraction des particules qui se trouvent dans la zone de respiration

La Figure 3.15 compare l'évolution de fraction des bioaérosols de la stratégie de ventilation d'origine aux quatre stratégies en augmentant les proportions du débit d'alimentation en air au niveau des grilles de soufflage. La variation de la fraction des bioaérosols en fonction du temps pour les stratégies de ventilation B1, C1, D1 et E1 est représentée dans la Figure 3.16. Rappelons que ces fractions ont été déterminées dans la zone de respiration.

Dans la période d'émission de bioaérosols (la zone grise entre $t = 1$ et 4 minutes), on remarque que la stratégie « B », qui représente un débit de ventilation au niveau des grilles 20% supérieure au débit d'origine, enregistre une fraction des bioaérosols comparable à la stratégie d'origine. L'écart le plus important entre « A » et « B » se situe à la fin de la période d'émission avec des fractions respectives de 52% et 58%. Cependant, en augmentant encore le taux de ventilation des grilles de soufflage (stratégies C, D et E), les fractions massiques dans la zone respiratoire sont réduites significativement lors de la période d'émission. À titre d'exemple, la diminution entre les stratégies A et E est de 18,1% à $t=4$ minutes. Malgré quelques différences ponctuelles, les stratégies C, D et E se comparent lors de la période d'émission et la période post émission.

Quel que soit la stratégie, à partir de la 4^e minute, on observe une diminution quasi exponentielle des fractions dans la zone respiratoire. Cette diminution étant plus rapide pour la stratégie C.

L'augmentation du débit de soufflage au diffuseur carré (Figure 3.16) a également un impact sur l'évolution des fractions massiques dans la zone respiratoire. On constate que lorsque le débit de ventilation sortant du diffuseur S5 augmente de 20% et 40% (stratégies « B1 » et « C1 »), la fraction massique enregistrée à $t=4$ min, la limite droite de la zone grise, augmente à 69% et 76,8% respectivement. Ceci représente une augmentation moyenne de 30%. Les résultats pour la stratégie « D1 » se comparent aux stratégies « B1 » et « C1 ». Cependant, l'évolution de la fraction massique présente des différences importantes pour la stratégie

« E1 » dans laquelle 84,8% du débit total de ventilation est acheminé au diffuseur S5. Au temps de simulation $t=4$ min, la fraction massique dans la zone respiratoire est 46,5% soit une diminution de 30% comparativement à la stratégie « C1 ».

La stratégie « E1 » présente les fractions les plus faibles lors de la période d'émission mais également après la fin de l'émission. La décroissance est très rapide pour cette stratégie. Trois minutes après la fin de la période d'émission de particules ($t= 7$ min), la stratégie « E1 » présente une fraction massique de 2,8% comparativement à 18% (en moyenne) pour les autres stratégies de la figure 3.16.

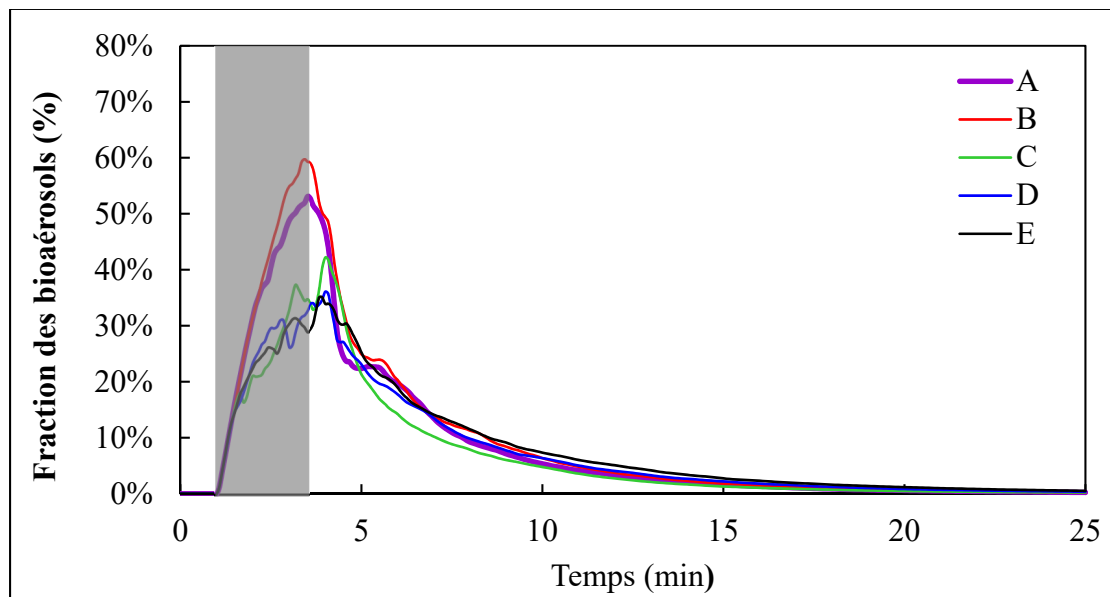


Figure 3.15: Fraction massique normalisée dans la zone de respiration pour les stratégies A, B, C, D et E

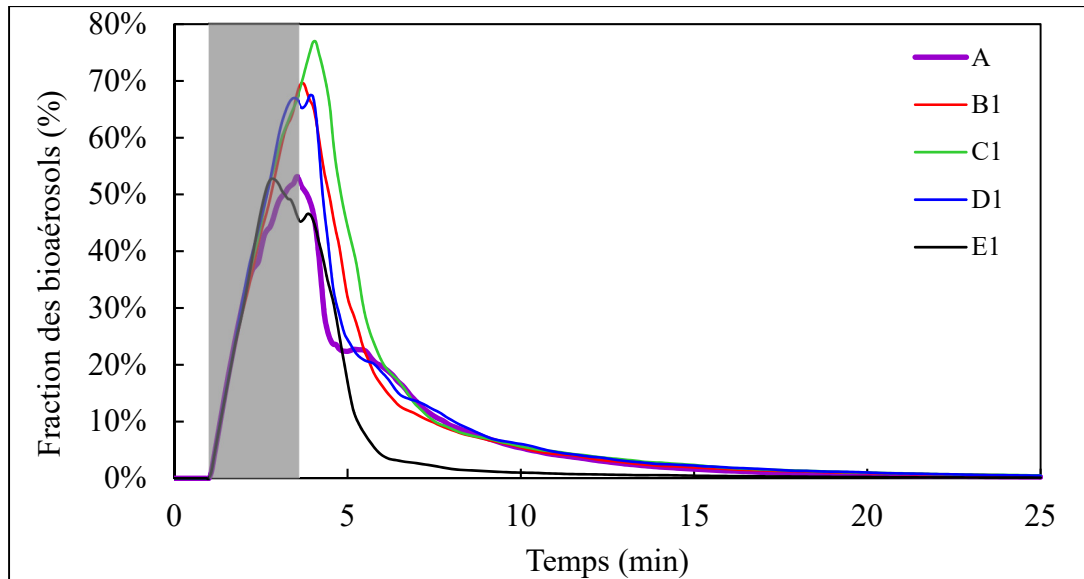


Figure 3.16: Fraction massique normalisée dans la zone de respiration pour les stratégies A, B1, C1, D1 et E1

Les fractions massiques moyennes ($\bar{Z}_{BZ}$) entre $t=4$ min et $t=25$ min pour chaque stratégie sont comparées au Tableau 3.6. Ces fractions ont été normalisées par rapport à la moyenne calculé pour la configuration de ventilation originale ($\bar{Z}_{BZ,A}$). On remarque dans un premier temps que seul les stratégies C, D, E et E1 permettent une réduction de la fraction massique par rapport à $\bar{Z}_{BZ,A}$. De plus, il ne semble pas exister de relation de proportionnalité entre l'augmentation du taux de ventilation au niveau des grilles et la fraction massique moyenne de bioaérosols. Le même constat est observé pour l'augmentation du débit de soufflage au diffuseur situé dans la zone d'entrée de la salle de thanatopraxie. Les deux stratégies qui se distinguent en termes de réduction des concentrations sont les stratégies C et E1. Dans la première, 64,4% du débit de soufflage total est fournie par les grilles S1 à S4. Dans la seconde stratégie seulement 9,2% du débit de soufflage total est fournie par les grilles murales.

Tableau 3.5: Fraction massique non dimensionnelle dans la zone de respiration pour les stratégies modélisées

Stratégies	A	B	C	D	E	B1	C1	D1	E1
$\bar{Z}_{BZ} / \bar{Z}_{BZ,A}$	1	1,10	0,79	0,87	0,93	1,16	1,32	1,18	0,73

Selon l'analyse des résultats de l'augmentation du débit de ventilation au niveau des grilles de ventilation, il est récapitulé qu'en augmentant :

- Le débit de ventilation au niveau de la grille de ventilation (S1 à S4) : la stratégie "C" (40%) est recommandée, ce qui entraîne :
 - Une réduction de 43% de la fraction massique maximale des bioaérosols de la stratégie d'origine.
 - Une réduction de 21% de la fraction massique non dimensionnelle par rapport à la configuration d'origine.
- Le débit de ventilation au niveau de la grille de ventilation S5 : la stratégie "E1" (80%) est recommandée, ce qui entraîne :
 - Une réduction de 27% de la fraction massique non dimensionnelle.

3.5.2 La dose relative dans la zone de respiration

La dose relative de bioaérosols enregistrée dans la zone respiratoire selon l'ensemble de stratégies est représentée sur la figure 3.17. Les observations générales sur cette figure sont les mêmes que celles faites précédemment. Les scénarios C et E1 étant les plus performants en termes de réduction de la dose calculée selon la règle de Haber. Les scénarios B1, C1, D1 et B sont les moins favorables avec une dose 30% plus élevée (en moyenne) que la stratégie A.

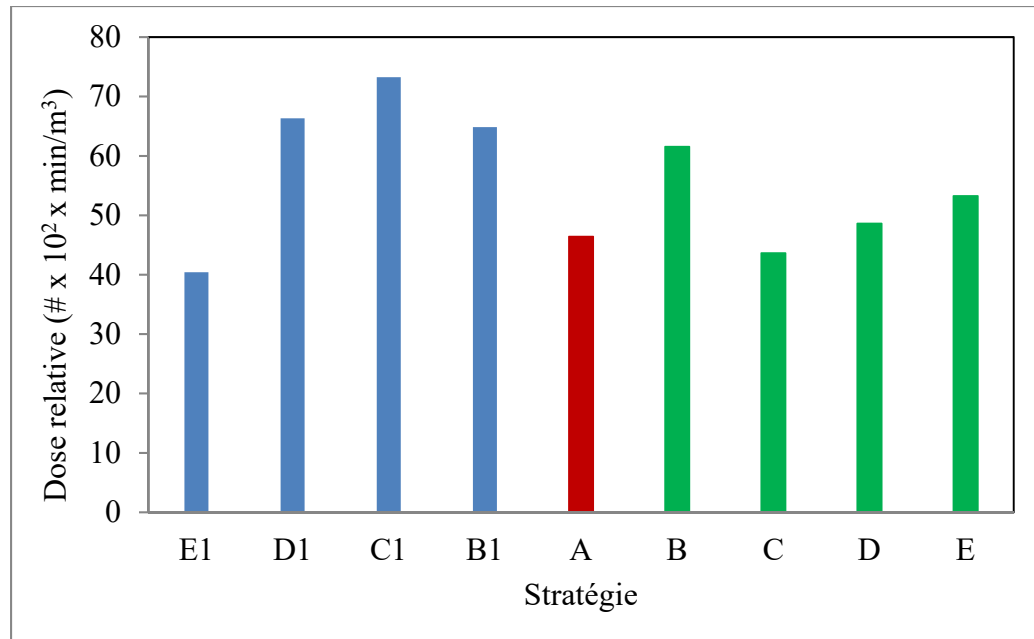


Figure 3.17: La dose relative des bioaérosols dans la zone de respiration pour les stratégies de ventilation A, B, C, D, E, B1, C1, D1 et E1

La figure 3.18 présente les cartographies de la vitesse d'écoulement dans le plan y-z pour les stratégies A, C et C1. Rappelons que les stratégies C et C1 étant la plus et moins favorable respectivement. Chaque cartographie est pour un temps de simulation de 1500 s. Une plage de vitesse de l'air entre 0 m/s et 0,05 m/s est représentée par une couleur bleue. La vitesse maximale est de l'ordre de 0,5 m/s.

Dans un premier temps, on observe que la vitesse d'écoulement dans la zone de travail près du plafond est plus élevée avec la stratégie de ventilation C comparativement à C1. Ceci était prévisible puisque le débit de soufflage aux grilles murales est plus élevé. Dans la zone correspondant au vestibule, l'air est quasi stagnant pour la stratégie C et la vitesse moyenne de l'écoulement est nettement plus élevée dans cette zone pour la stratégie C1 (21 cm/s comparativement à 4 cm/s). On note également que la vitesse de l'air dans la zone proche de la source d'émission est plus élevée pour la stratégie C que la stratégie C1. Ceci favorise le transport des particules loin de la source. Dans la stratégie C1, toute la zone proche de l'émission et de la table où repose le défunt présente des vitesses très faibles. Ces conditions

défavorables pour la dispersion et l'élimination des bioaérosols peuvent expliquer pourquoi les fractions massiques et la dose correspondant à ce scénario sont plus élevées.

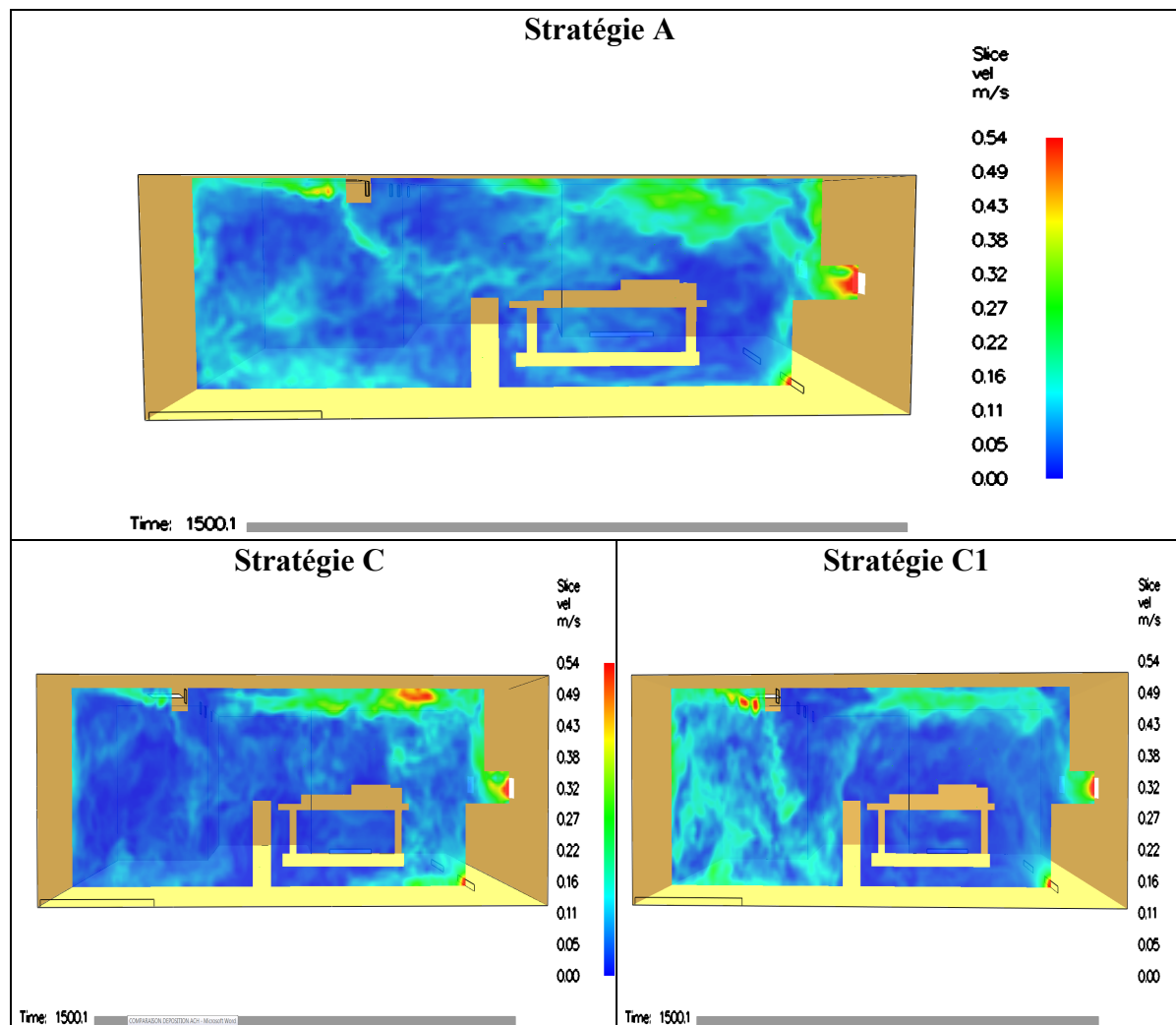


Figure 3.18: Les cartographies 2D de la vitesse de l'air dans le plan y-z pour les stratégies A, C et C1

3.5.3 La fraction des bioaérosols déposée au sol

Tel que mentionné au chapitre 2, la fraction de dépôt totale (FD) des bioaérosols pendant les thanatopraxies constitue un risque de transmission non négligeable car certains microorganismes peuvent survivent quelques heures voire quelques jours sur des surfaces. La figure 3.19 présente la fraction totale des bioaérosols déposée au sol après un temps de simulation de 25 min.

On remarque que la stratégie de ventilation C est celle qui présente la plus faible fraction de dépôt avec 1,70 % de la masse total émise lors de l'émission. À l'opposé, FD pour la stratégie D1 est égal à 4,53%. À l'exception de cette stratégie, la variation des débits au diffuseur et grille murales a peu d'influence sur le dépôt. La valeur moyenne de la fraction déposée étant de 2,19% avec un écart-type de 0,36%.

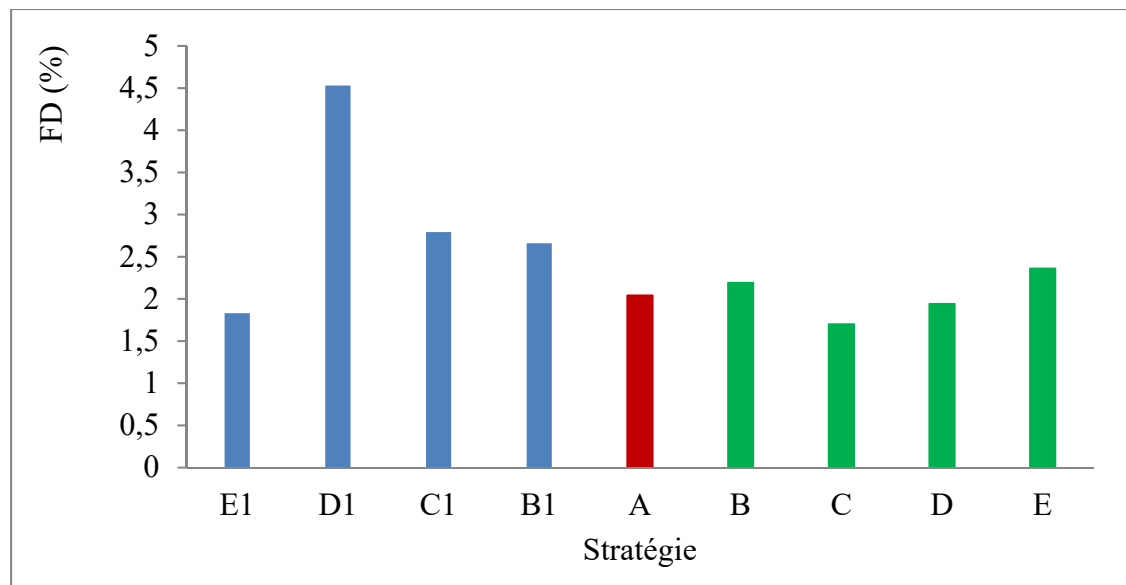


Figure 3.19: La fraction des bioaérosols déposés au sol pour les stratégies de ventilation A, B, C, D, E, B1, C1, D1 et E1

La figure 3.20 montre la dispersion des bioaérosols déposée au sol et aux surfaces horizontales en kg/m^2 pour les stratégies de ventilation A, C et D1. Rappelons que la fraction déposée pour les stratégies C et D1 sont respectivement de 1,70% et 4,53%. La valeur la plus faible des

bioaérosols déposés par unité de surface est représentée avec une couleur bleue qui se situe entre $3,56 \times 10^{-13} \text{ kg/m}^2$ et $36,4 \times 10^{-13} \text{ kg/m}^2$. La valeur la plus élevée de la masse déposée par unité de surface est représentée par une couleur rouge qui se situe approximativement entre $152 \times 10^{-13} \text{ kg/m}^2$ et $168 \times 10^{-13} \text{ kg/m}^2$.

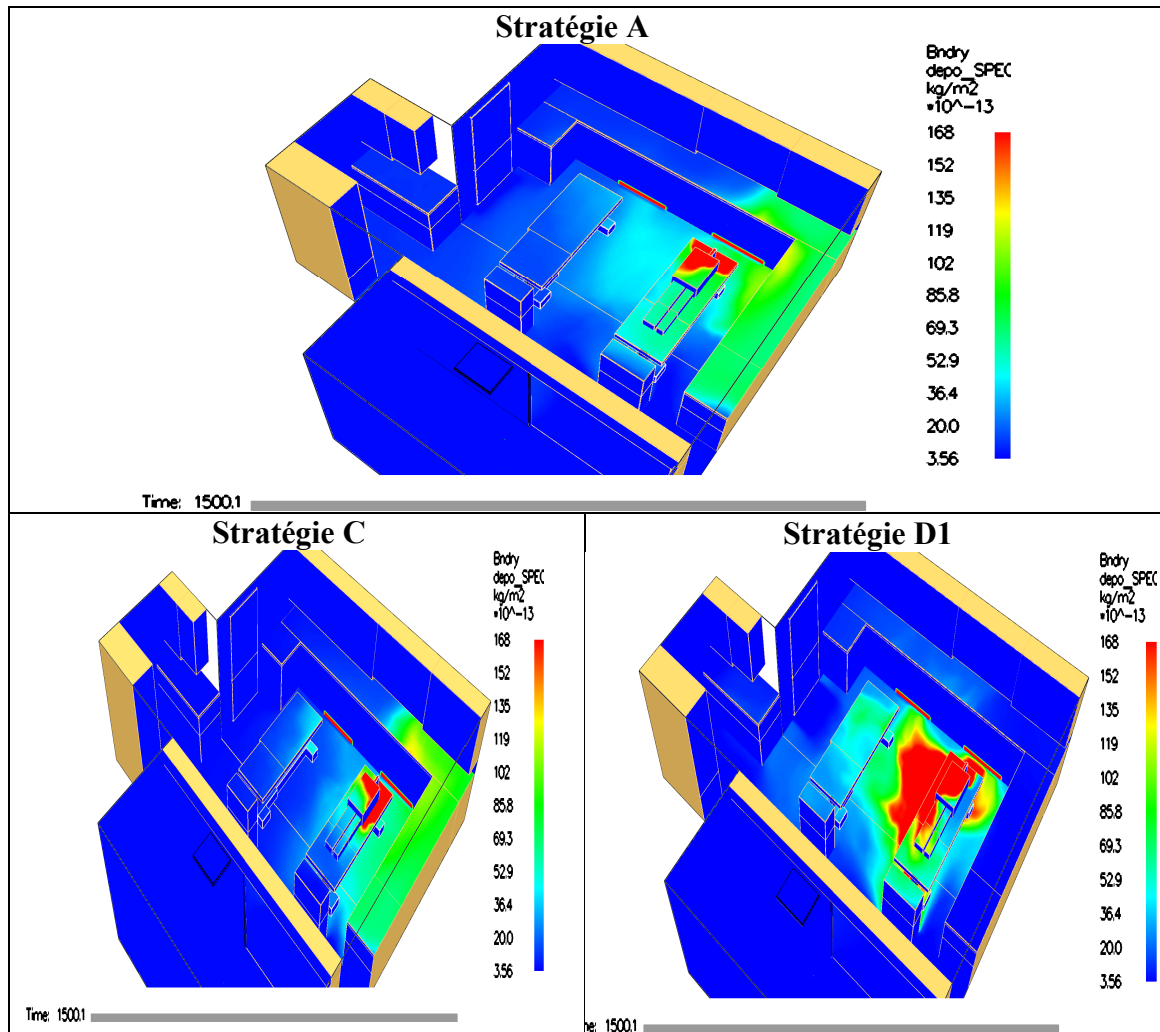


Figure 3.20: La déposition des bioaérosols pour les stratégies A, C et D1

Il est intéressant de constater qu'un débit de soufflage plus élevé aux grilles murales favorise le dépôt sur le comptoir situé à la droite du défunt ainsi qu'une section de la zone de travail où se situe une grille d'extraction d'air. Les stratégies A et C présentent essentiellement la même cartographie de déposition. De plus, un dépôt important se produit à proximité de la zone

d'émission (cou du défunt). Ainsi le corps du défunt et la table où il repose constitue des zones à risque de transmission par contact. La stratégie D1 pour laquelle le débit de ventilation acheminé aux grilles murales représente seulement 23% du débit total d'air admis présente une cartographie de déposition différentes des autres stratégies. Dans ce cas, le dépôt sur les comptoirs de travail est nettement plus faible. Cependant, les lignes de courant d'air favorisent le dépôt des bioaérosols sur le défunt, la table et particulièrement au sol où la masse déposée est nettement plus élevée.

3.5.4 L'efficacité de ventilation

Cette dernière section présente l'influence de la stratégie de soufflage sur l'efficacité de ventilation. Rappelons que l'efficacité de la ventilation est le rapport entre la fraction massique aux grilles d'extraction (Z_s) et $(Z_{bz} - Z_s)$, où Z_{bz} est la fraction massique dans la zone de respiration. La figure 3.21 présente les résultats obtenus.

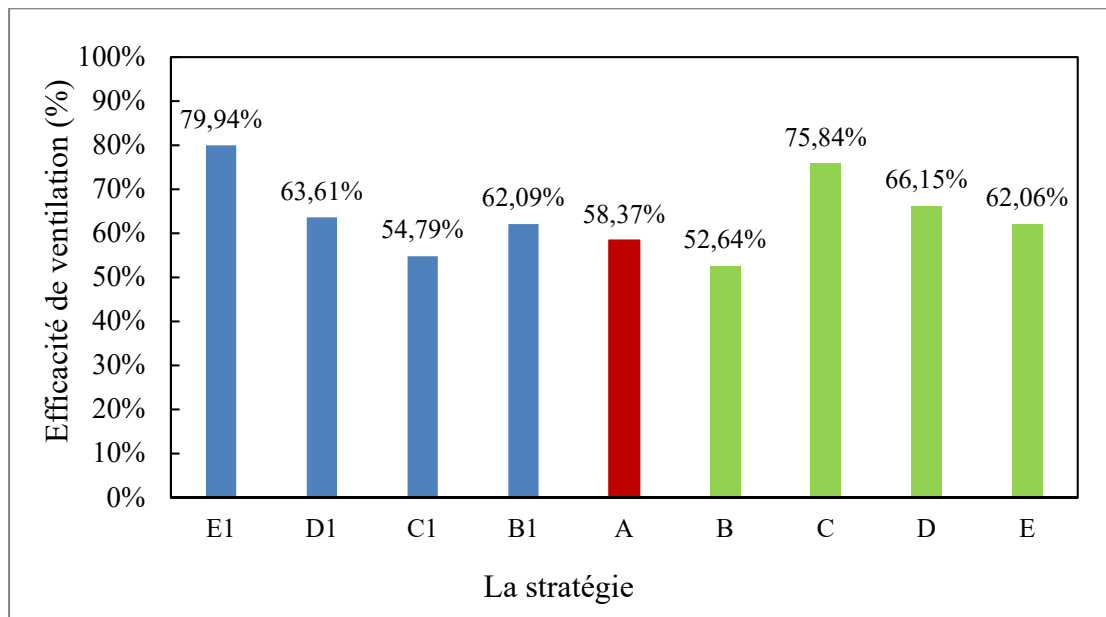


Figure 3.21: L'efficacité de ventilation pour les différentes stratégies de ventilation étudiées

La figure 3.21 montre que la variation des débits de ventilation au niveau du diffuseur et des grilles murales a peu d'influence sur l'efficacité de ventilation. Les stratégies C et E1 représentent les stratégies de ventilation les plus efficaces par rapport aux autres stratégies étudiées. Ces deux stratégies augmentent respectivement l'efficacité de la ventilation de 10% et 25% par rapport à la stratégie d'origine. L'efficacité de ventilation pour les stratégies C et E1 sont respectivement de 75,84% et 79,94%.

La figure 3.22 présente les cartographies de la vitesse d'écoulement dans le plan y-z pour les stratégies A, C et E1. Le temps de simulation pour chaque cartographie de la vitesse de l'air est égal à 1500s.

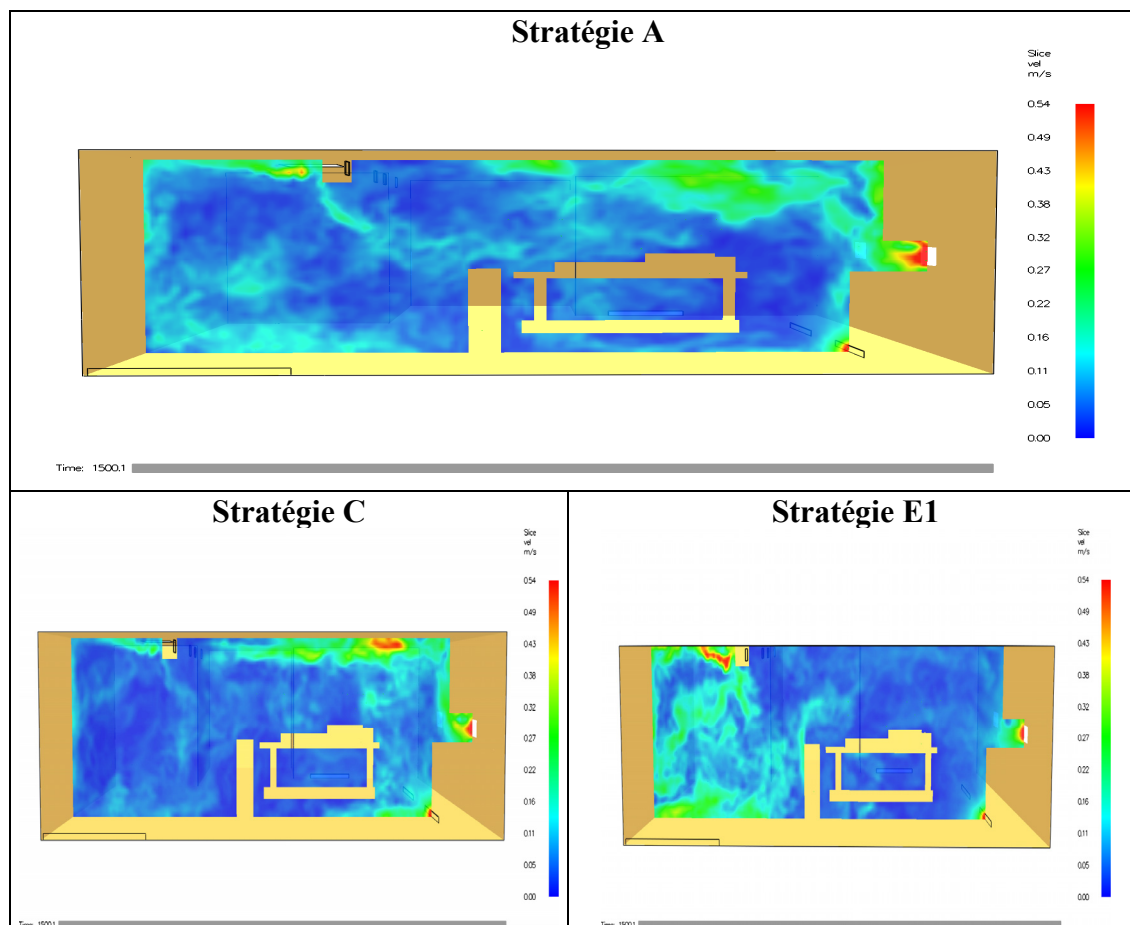


Figure 3.22: Les cartographies 2D de la vitesse de l'air dans le plan y-z pour les stratégies A, C et E1

D'après la figure 3.22, la stratégie C présente un flux d'air important au niveau du plafond de la salle de thanatopraxie. Ce flux sort des grilles murales et se dirige directement vers le mur d'en face puis ce flux est extrait directement vers les grilles d'extraction. Le débit de ventilation aux grilles murale pour cette stratégie est plus élevé de 40% par rapport à la configuration d'origine. Cette augmentation de débit favorise le mélange de l'air dans la salle de thanatopraxie, l'élimination des bioaérosols et par la suite l'amélioration de l'efficacité de ventilation.

Lorsqu'on a modélisé le scénario de ventilation E1, on remarque que l'augmentation de 80% du débit de ventilation au niveau du diffuseur par rapport au scénario de ventilation initiale engendre un bon mélange de l'air dans le vestibule. Selon la figure 3.22, pour la stratégie E1, le flux d'air se comporte dans la zone de travail du thanatopracteur comme un flux laminaire en empêchant le mélange des bioaérosols dans l'air et en favorisant le transfert de ces particules directement vers les grilles d'extraction.

CONCLUSION

Dans le cadre de leur travail, les thanatopracteurs sont exposés à des bioaérosols et le risque de transmission d'infections par la voie respiratoire ou par contact avec des surfaces contaminées est bien réel. Cependant, les études sur l'exposition dans les salles de thanatopraxie et l'efficacité de la ventilation sont très limitées. Ce mémoire avait comme objectif de déterminer numériquement l'influence de la ventilation (ACH et stratégies) sur le niveau d'exposition dans une salle de thanatopraxie pour un scénario d'émission de bioaérosols.

Une revue de la littérature a permis de mettre en évidence l'importance de la ventilation dans le secteur hospitalier en particulier le nombre de changement d'air par heure. Au meilleur de notre connaissance aucune étude sur le rôle de la ventilation en thanatopraxie n'a été publiée. Quelques études numériques en ventilation dans le secteur hospitalier ont été présentées et les modèles scalaire passif et Eulérien de glissement ont été introduits dans ce chapitre.

Le chapitre 2 a présenté les méthodes expérimentale et numérique utilisées dans ce projet de recherche. L'unité de thanatopraxie a été décrite et le modèle mathématique permettant la modélisation du comportement aérodynamique des bioaérosols a également été présenté. À ceci s'ajoutent la justification du scénario d'émission et les hypothèses de simulation. Le chapitre s'est conclu par la présentation de quelques indices de qualité de l'air intérieure.

Les résultats de ce mémoire ont été présentés au chapitre 3. Ce chapitre commence par une validation du modèle numérique en comparant la simulation de décroissance d'un gaz traceur à des résultats expérimentaux. Ensuite les résultats numériques de l'influence du nombre de changement d'air et de la stratégie de ventilation sur la concentration et le dépôt des bioaérosols ont été présentés. Ces résultats ont permis de constater que l'augmentation du nombre de changements d'air améliore la qualité de l'air intérieur d'une manière significative. En effet, l'augmentation du débit de ventilation de 1 à 12 ACH permet une réduction de la concentration

massique moyenne dans la zone respiratoire de 94%. L'âge moyen de l'air est également réduit en augmentant le ACH passant de 585 s (ACH=1) à 267 s (ACH=12). Les résultats associés à l'âge local de l'air ont mis en évidence des zones moins bien ventilées mais la majorité des 16 volumes de contrôle présentent des âges proches de la moyenne globale dans la pièce. En faisant abstraction de la dépense énergétique et du confort thermique associés à la ventilation, il est recommandé d'utiliser un ACH de 12, ce qui correspond au taux de ventilation recommandé par la norme ASHRAE-170 dans les hôpitaux.

L'impact de la stratégie de ventilation utilisée dans la salle de thanatopraxie a également été étudié. L'influence de la diminution ou l'augmentation du débit de ventilation au niveau des grilles murales S1 à S4 a été modélisée en fixant le ACH total à sa valeur expérimentale. Les résultats montrent que la stratégie de ventilation a également un impact important sur la fraction de bioaérosols aéroportée en fonction du temps. Les stratégies C et E1 sont les plus efficaces et la stratégie C1 est la plus défavorable en termes d'exposition. En ce qui concerne le dépôt sur les surfaces horizontales, celui-ci semble être moins influencé par la stratégie de soufflage. À l'exception de la stratégie D1, la fraction déposée est comprise entre 1,7% et 2,5%.

RECOMMANDATIONS

Ce projet de recherche avait comme objectif de simuler la dispersion des bioaérosols dans une salle de thanatopraxie. Pour la poursuite de cette étude, il serait nécessaire de mettre l'accent sur les points suivants :

- Modéliser plusieurs scénarios d'émission et différents diamètres de particules et comparer les concentrations résultantes dans la zone respiratoires.
- Étudier l'impact de l'emplacement des bouches de soufflage et d'extraction sur l'efficacité du système de ventilation à mitiger les expositions aux bioaérosols.
- Explorer des solutions pour que les taux d'émission de particules dans le code CFD soient plus représentatifs des véritables taux d'émission.
- À plus long terme, une optimisation de la ventilation (algorithme génétique ou autres) permettrait de trouver la meilleure stratégie de soufflage pour la salle de thanatopraxie étudiée.

ANNEXE I

COMPARAISON ENTRE LE MODÈLE DEARDORFF ET VREMAN

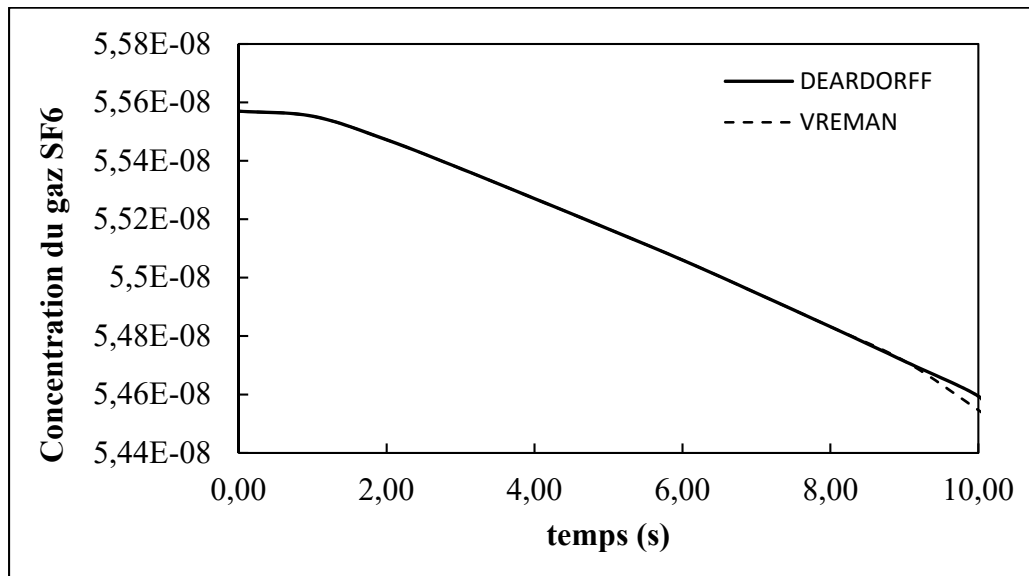


Figure-A II- 1 : L'évolution de la concentration du gaz SF₆ en fonction du temps pour les modèles Deardorff et Vreman

ANNEXE II

LES COORDONNÉES DES VOLUMES DE CONTRÔLES

Tableau-A III- 1 : les coordonnées des volumes de contrôles

Volume de contrôle	X_{min} (m)	X_{max} (m)	Y_{min} (m)	Y_{max} (m)	Z_{min} (m)	Z_{max} (m)
VC 1	4,6	5	1	1,4	1,2	1,6
VC 2	4,6	5	2,7	3,1	1,2	1,6
VC 3	4,6	5	3,8	4,2	1,2	1,6
VC 4	6	6,4	1	1,4	1,2	1,6
VC 5	6	6,4	2,7	3,1	1,2	1,6
VC 6	6	6,4	3,8	4,2	1,2	1,6
VC 7	7	7,4	1	1,4	1,2	1,6
VC 8	7	7,4	2,7	3,1	1,2	1,6
VC 9	7	7,4	3,8	4,2	1,2	1,6
VC 10	6	6,4	1,6	2	1,7	2,1
VC 11	6	6,4	2,4	2,8	1,7	2,1
VC 12	6	6,4	3	3,4	1,7	2,1
VC 13	6	6,4	3,6	4	1,7	2,1
VC 14	4,6	5	1	1,4	0	0,08
VC 15	6	6,4	1	1,4	0	0,08
VC 16	7	7,4	1	1,4	0	0,08

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Abanto, Juan, Daniel Barrero, Marcelo Reggio et Benoît Ozell. 2004. « Airflow modelling in a computer room ». *Building and Environment*, vol. 39, n° 12, p. 1393-1402.
- Ahn, Chan-Sol, Boo-Hyoung Bang, Min-Woo Kim, Scott C James, Alexander L Yarin et Sam S Yoon. 2019. « Theoretical, numerical, and experimental investigation of smoke dynamics in high-rise buildings ». *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 135, p. 604-613.
- Ahn, Chan-Sol, Boo-Hyoung Bang, Min-Woo Kim, Tae-Gun Kim, Scott C James, Alexander L Yarin et Sam S Yoon. 2018. « Numerical investigation of smoke dynamics in unconfined and confined environments ». *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 127, p. 571-582.
- AIA, FGI. 2006. « Guidelines for design and construction of health care facilities ». *Washington DC, American Institute of Architects*.
- Allab, Yacine. 2017. « Evaluation expérimentale des performances des systèmes de ventilation dans le bâtiment: efficacité de ventilation et confort thermique ». Paris, ENSAM.
- Anger, Jean-Pierre, François Paysant, Alain Lichtmann, Christian Raffault, Véronique Dumestre-Toulet, Gilbert Pépin et Pascal Kintz. 2008a. « La thanatopraxie: une technique utile pour conserver les corps, mais qui peut gêner l'expertise toxicologique médico-légale ». In *Annales de toxicologie analytique*. Vol. 20, p. 1-10. EDP Sciences.
- Anger, Jean-Pierre, François Paysant, Alain Lichtmann, Christian Raffault, Véronique Dumestre-Toulet, Gilbert Pépin et Pascal Kintz. 2008b. « Revue générale La thanatopraxie: une technique utile pour conserver les corps, mais qui peut gêner l'expertise toxicologique médico-légale ». *Ann Toxicol Anal*, vol. 20, n° 1, p. 1-10.
- ASHRAE, ANSI. 2004. « ASHRAE 55: 2004 Thermal Environmental Conditions for Human Occupancy ». *ASHRAE Standard*.
- ASHRAE, ANSI. 2016. « ASHRAE Standard 62.1-2016, Ventilation for Acceptable Indoor Air Quality ». *American Society of Heating, Refrigerating, and Air-Conditioning Engineers, Inc.: Atlanta, GA*.
- Balty, I, et V Caron. 2012. « Risques biologiques et chimiques encourus par les fossoyeurs ». *EN SANTÉ AU TRAVAIL*, vol. 140, p. 25.
- Beggs, Clive B, Kevin G Kerr, Catherine J Noakes, E Abigail Hathway et P Andrew Sleight. 2008. « The ventilation of multiple-bed hospital wards: review and analysis ». *American journal of infection control*, vol. 36, n° 4, p. 250-259.

- Berlanga, FA, I Olmedo et M Ruiz de Adana. 2017. « Experimental analysis of the air velocity and contaminant dispersion of human exhalation flows ». *Indoor air*, vol. 27, n° 4, p. 803-815.
- BNQ. 2009. « Prestation de services professionnels à la clientèle-Entreprises de services funéraires ».
- Bolashikov, Zhecho D, Arsen K Melikov, Wojciech Kierat, Zbigniew Popiołek et Marek Brand. 2012. « Exposure of health care workers and occupants to coughed airborne pathogens in a double-bed hospital patient room with overhead mixing ventilation ». *Hvac&R Research*, vol. 18, n° 4, p. 602-615.
- Buratti, C, R Mariani et E Moretti. 2011. « Mean age of air in a naturally ventilated office: Experimental data and simulations ». *Energy and Buildings*, vol. 43, n° 8, p. 2021-2027.
- Cao, Guangyu, Hazim Awbi, Runming Yao, Yunqing Fan, Kai Sirén, Risto Kosonen et Jianshun Jensen Zhang. 2014. « A review of the performance of different ventilation and airflow distribution systems in buildings ». *Building and Environment*, vol. 73, p. 171-186.
- Chang, Hyunjae, Shinsuke Kato et Tomoyuki Chikamoto. 2004. « Effects of outdoor air conditions on hybrid air conditioning based on task/ambient strategy with natural and mechanical ventilation in office buildings ». *Building and environment*, vol. 39, n° 2, p. 153-164.
- 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, KWD, et SY 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.
- Chow, Tin-Tai, et Xiao-Yu Yang. 2003. « Performance of ventilation system in a non-standard operating room ». *Building and environment*, vol. 38, n° 12, p. 1401-1411.
- Chow, Tin-Tai, et Xiao-Yu Yang. 2004. « Ventilation performance in operating theatres against airborne infection: review of research activities and practical guidance ». *Journal of Hospital Infection*, vol. 56, n° 2, p. 85-92.
- Chung, Kee-Chiang. 2001. « Effect of ventilation pattern on room air and contaminant distribution ». *Building and Environment*, vol. 36, n° 9, p. 989-998.

- Chung, Kee-Chiang, et Shou-Ping Hsu. 2001. « Effect of ventilation pattern on room air and contaminant distribution ». *Building and Environment*, vol. 36, n° 9, p. 989-998.
- Douwes, J, Pl Thorne, N Pearce et D Heederik. 2003. « Bioaerosol health effects and exposure assessment: progress and prospects ». *The Annals of occupational hygiene*, vol. 47, n° 3, p. 187-200.
- Emritloll, Yogeshwar, Camille Payre et Simon Vansaten. 2008. « Risques sanitaires liés à l'exhumation des corps humains et des carcasses d'animaux pour les travailleurs en France métropolitaine ». *Ecole des Hautes études en santé publique*.
- Etheridge, David W, et Mats Sandberg. 1996. *Building ventilation: theory and measurement*, 50. John Wiley & Sons Chichester, UK.
- Fisk, William J. 2000. *Review of health and productivity gains from better IEQ*. Lawrence Berkeley National Lab.(LBNL), Berkeley, CA (United States).
- Froment, Gilbert F, Kenneth B Bischoff et Juray De Wilde. 1990. *Chemical reactor analysis and design*, 2. Wiley New York.
- Gilkeson, CA, CJ Noakes, PA Sleight, MAI Khan et MA Camargo-Valero. 2011. « Simulating pathogen transport within a naturally ventilated hospital ward ». In *World Academy of Science, Engineering and Technology*. Vol. 55. Leeds.
- Goyer, Nicole, Charles Beaudry, Denis Bégin, Michèle Bouchard, Sophie Buissonnet, Gaétan Carrier, Olivia Gely, Michel Gérin, Rodrigue Gravel et François Hébert. 2004. « ÉTUDES ET RECHERCHES ».
- Grinshpun, Sergey A, Atin Adhikari, Takeshi Honda, Ki Youn Kim, Mika Toivola, KS Ramchander Rao et Tiina Reponen. 2007. « Control of aerosol contaminants in indoor air: combining the particle concentration reduction with microbial inactivation ». *Environmental science & technology*, vol. 41, n° 2, p. 606-612.
- Guez-Chailloux, M, P Puymérail et C Le Bâcle. 2005. « La thanatopraxie: état des pratiques et risques professionnels ». *Dossier médico-technique 104TC105, INRS*, p. 449-469.
- Gupta, JK, C-H Lin et Q Chen. 2009. « Flow dynamics and characterization of a cough ». *Indoor air*, vol. 19, n° 6, p. 517-525.
- Haine, Salim. 2014. « Élaboration d'une stratégie de ventilation pour l'élimination efficace des bioaérosols dans une unité de bronchoscopie ». École de technologie supérieure.
- 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.

- Helmis, CG, J Tzoutzas, HA Flocas, CH Halios, OI Stathopoulou, VD Assimakopoulos, V Panis, M Apostolatos, G Sgouros et E Adam. 2007. « Indoor air quality in a dentistry clinic ». *Science of the Total Environment*, vol. 377, n° 2-3, p. 349-365.
- Jafari, Mohammadjavad, Manoochehr Mehrian, Mansoor Rezazadeh-Azari et Soheila Khodakarim. 2019. « Determining the Effectiveness of the Ventilation System in an Anatomy Lab using ISO 16000-8 ». *Safety Promotion and Injury Prevention*, vol. 6, n° 3, p. 113-122.
- Jiang, Shanping, Liwen Huang, Xilong Chen, Jingfeng Wang, Wei Wu, Songmei Yin, Weixian Chen, Jun Zhan, Li Yan et Liping Ma. 2003. « Ventilation of wards and nosocomial outbreak of severe acute respiratory syndrome among healthcare workers ». *Chinese Medical Journal*, vol. 116, n° 9, p. 1293-1297.
- Kalliomaki, Petri, Pekka Saarinen, Julian Tang et Hannu Koskela. 2015. *Airflow Patterns through Single Hinged and Sliding Doors in Hospital Isolation Rooms*, 14.
- Kao, PH, et Ruey-Jen Yang. 2006. « Virus diffusion in isolation rooms ». *Journal of Hospital infection*, vol. 62, n° 3, p. 338-345.
- Kaushal, Vipin, PS Saini et AK Gupta. 2004. « Environmental control including ventilation in hospitals ». *Nursing*, vol. 5, p. 12.
- Khankari, Kishor. 2018. « Computational Fluid Dynamics (CFD) Analysis of Hospital Operating Room Ventilation Systems Part II: Analyses of HVAC Configurations ». *ASHRAE JOURNAL*, vol. 60, n° 6, p. 16-26.
- King, M-F, Catherine J Noakes et P Andrew Sleight. 2015. « Modeling environmental contamination in hospital single-and four-bed rooms ». *Indoor Air*, vol. 25, n° 6, p. 694-707.
- 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.
- Lakhout, Abderrahim. 2011. « Modélisation de la qualité de l'air dans une unité de bronchoscopie influence des stratégies de ventilation ». École de technologie supérieure.
- Lavoie, Jacques, Geneviève Marchand, Yves Cloutier, Stéphane Hallé, Sylvie Nadeau, Caroline Duchaine et Gilbert Pichette. 2015. « Evaluation of bioaerosol exposures during hospital bronchoscopy examinations ». *Environmental Science: Processes & Impacts*, vol. 17, n° 2, p. 288-299.

- Le Bacle, C, N Duclovel-Pame et E Durand. 2006. « Influenza aviaire, grippe aviaire et menace de pandémie: un nouvel enjeu en santé au travail ». *Doc Med Trav*, vol. 106, p. 139-69.
- Lemonnier, Mélanie. 2006. « Thanatopraxie et thanatopracteurs: étude ethno-historique des pratiques d'embaumement ». Montpellier 3.
- Lemonnier, Mélanie, et Karine Pesquera. 2007. *Thanatopraxie: technique, histoire et pratique au quotidien*. Sauramps médical.
- Li, Xianting, Dongning Li, Xudong Yang et Jianrong Yang. 2003. « Total air age: an extension of the air age concept ». *Building and Environment*, vol. 38, n° 11, p. 1263-1269.
- Li, Y, X Huang, IT Yu, TW Wong et H Qian. 2005. « Role of air distribution in SARS transmission during the largest nosocomial outbreak in Hong Kong ». *Indoor air*, vol. 15, n° 2, p. 83-95.
- Liu, Junjie, Haidong Wang et Wenyong Wen. 2009. « Numerical simulation on a horizontal airflow for airborne particles control in hospital operating room ». *Building and Environment*, vol. 44, n° 11, p. 2284-2289.
- Liu, Weidong, Dong Liu et Naiping Gao. 2017. « CFD study on gaseous pollutant transmission characteristics under different ventilation strategies in a typical chemical laboratory ». *Building and Environment*, vol. 126, p. 238-251.
- McGrattan, K, S Hostikka, R McDermott, J Floyd, M Vanella, C Weinschenk et K Overholt. 2017. *Fire dynamics simulator technical reference guide, verification*. vol 2, Technical report NISTIR special publication, 1018-2, 6th edition
- McGrattan, Kevin B, Howard R Baum, Ronald G Rehm, Anthony Hamins, Glenn P Forney, Jason E Floyd, Simo Hostikka et Kuldeep Prasad. 2000. *Fire dynamics simulator--Technical reference guide*. National Institute of Standards and Technology, Building and Fire Research
- McGrattan, Kevin, Simo Hostikka, Jason Floyd, Randall McDermott et Marcos Vanella. 2019b. « Fire Dynamics Simulator Technical Reference Guide Volume 3: Validation ». *NIST special publication*.
- McGrattan, Kevin, Simo Hostikka, Randall McDermott, Jason Floyd, Craig Weinschenk et Kristopher Overholt. 2013a. « Fire dynamics simulator technical reference guide volume 1: mathematical model ». *NIST special publication*, vol. 1018, n° 1, p. 175.
- McGrattan, Kevin, Simo Hostikka, Randall McDermott, Jason Floyd, Craig Weinschenk et Kristopher Overholt. 2013b. « Fire dynamics simulator user's guide ». *NIST special publication*, vol. 1019, n° 6.

- McGrattan, Kevin, Hostikka Simon, Floyd Jason, McDermott Randall et Vanelle Marcos. 2019a. « Fire Dynamics Simulator Technical Reference Guide Volume 2: Verification ». *NIST special publication*, vol. 2.
- Memarzadeh, F. 1996. « Methodology for optimization of laboratory hood containment-volumes I and II ». *Bethesda, MD: Division of Engineering Services, Office of Research Services, National Institutes of Health*.
- Memarzadeh, Farhad, et J Jiang. 2004. « Effect of operation room geometry and ventilation system parameter variations on the protection of the surgical site ». In *IAQ Conference*.
- Memarzadeh, Farhad, et Andrew P Manning. 2002. « Comparison of operating room ventilation systems in the protection of the surgical site/Discussion ». *ASHRAE transactions*, vol. 108, p. 3.
- Memarzadeh, Farhad, et Weiran Xu. 2012. « Role of air changes per hour (ACH) in possible transmission of airborne infections ». In *Building Simulation*. Vol. 5, p. 15-28. Springer.
- Menzies, Dick, Anne Fanning, Lilian Yuan et J Mark FitzGerald. 2000. « Hospital ventilation and risk for tuberculous infection in Canadian health care workers ». *Annals of Internal Medicine*, vol. 133, n° 10, p. 779-789.
- Montréal-Montréal, Groupe de travail thanatopraxie. 2011. « Guide de prévention des risques chimiques et infectieux chez les travailleurs du domaine funéraire ». p. 210.
- Newsom, SW, CHRISTINE Rowlands, JULIE Matthews et CJ Elliot. 1983. « Aerosols in the mortuary ». *Journal of clinical pathology*, vol. 36, n° 2, p. 127-132.
- Noakes, CJ, LA Fletcher, PA Sleight, WB Booth, B Beato-Arribas et N Tomlinson. 2009. « Comparison of tracer techniques for evaluating the behaviour of bioaerosols in hospital isolation rooms ». In *Proceedings of healthy buildings*. p. 13-17.
- Noakes, CJ, PA Sleight, AR Escombe et CB Beggs. 2006. « Use of CFD analysis in modifying a TB ward in Lima, Peru ». *Indoor and Built Environment*, vol. 15, n° 1, p. 41-47.
- Novoselac, Atila, et Jelena Srebric. 2003. « Comparison of air exchange efficiency and contaminant removal effectiveness as IAQ indices ». *Transactions-American Society of Heating Refrigerating and Air Conditioning Engineers*, vol. 109, n° 2, p. 339-349.
- OMS. 2016. « Les 10 principales causes de mortalité ». < <https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death> >.

- Parker, Simon, James Nally, Timothy Foat et Steve Preston. 2010. « Refinement and testing of the drift-flux model for indoor aerosol dispersion and deposition modelling ». *Journal of Aerosol Science*, vol. 41, n° 10, p. 921-934.
- 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.
- Qian, Hua, Yuguo Li, Peter V Nielsen, Carl-Erik Hyldgård, T Wai Wong et AT Chwang. 2006. « Dispersion of exhaled droplet nuclei in a two-bed hospital ward with three different ventilation systems ». *Indoor air*, vol. 16, n° 2, p. 111-128.
- Richmond-Bryant, Jennifer. 2009. « Transport of exhaled particulate matter in airborne infection isolation rooms ». *Building and Environment*, vol. 44, n° 1, p. 44-55.
- Rim, D, et A Novoselac. 2008. « Inhalation exposure and accessibility of source in the vicinity of human body ». *Epidemiology*, vol. 19, n° 6, p. S353.
- Rim, Donghyun, et Atila Novoselac. 2010. « Ventilation effectiveness as an indicator of occupant exposure to particles from indoor sources ». *Building and Environment*, vol. 45, n° 5, p. 1214-1224.
- Roache, Patrick J. 1994. « Perspective: a method for uniform reporting of grid refinement studies ». *Journal of Fluids Engineering*, vol. 116, n° 3, p. 405-413.
- 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.
- Sadrizadeh, Sasan, Sture Holmberg et Ann Tammelin. 2014. « A numerical investigation of vertical and horizontal laminar airflow ventilation in an operating room ». *Building and Environment*, vol. 82, p. 517-525.
- Stelzer-Braid, Sacha, Brian G Oliver, Angus J Blazey, Elizabeth Argent, Timothy P Newsome, William D Rawlinson et Euan R Tovey. 2009. « Exhalation of respiratory viruses by breathing, coughing, and talking ». *Journal of medical virology*, vol. 81, n° 9, p. 1674-1679.
- Tang, Julian W, Andre D Nicolle, Christian A Klettner, Jovan Pantelic, Liangde Wang, Amin Bin Suhaimi, Ashlynn YL Tan, Garrett WX Ong, Ruikun Su et Chandra Sekhar. 2013. « Airflow dynamics of human jets: sneezing and breathing-potential sources of infectious aerosols ». *PLoS One*, vol. 8, n° 4, p. e59970.
- Ulrich, Roger S, Craig Zimring, Xuemei Zhu, Jennifer DuBose, Hyun-Bo Seo, Young-Seon Choi, Xiaobo Quan et Anjali Joseph. 2008. « A review of the research literature on

evidence-based healthcare design ». *HERD: Health Environments Research & Design Journal*, vol. 1, n° 3, p. 61-125.

Villafruela, J. M., J. F. San José, F. Castro et A. Zarzuelo. 2016. « Airflow patterns through a sliding door during opening and foot traffic in operating rooms ». *Building and Environment*, vol. 109, p. 190-198.

Weinstein, H, et MP Dudukovic. 1975. « Tracer methods in the circulation ». In *Topics in Transport Phenomena*. Hemisphere Publishing Corp.

Yagoub, Sanaa O, et Amani El Agbash. 2010. « Hospital-Delivery and Nursing Rooms ».

Yao, Maosheng. 2018. « Reprint of bioaerosol: A bridge and opportunity for many scientific research fields ». *Journal of Aerosol Science*, vol. 119, p. 91-96.

Yu, Long-Xing, Tarek Beji, Georgios Maragkos, Fang Liu, Miao-Cheng Weng et Bart Merci. 2018. « Assessment of numerical simulation capabilities of the fire dynamics simulator (FDS 6) for planar air curtain flows ». *Fire technology*, vol. 54, n° 3, p. 583-612.

Zhao, Bin, Chun Chen et Zhongchao Tan. 2009. « Modeling of ultrafine particle dispersion in indoor environments with an improved drift flux model ». *Journal of Aerosol Science*, vol. 40, n° 1, p. 29-43.