



HAL
open science

Compréhension et modélisation des émissions environnementales d'aérosols radioactifs liées à l'utilisation d'un générateur de technétium en service de médecine nucléaire

Pierre Bombardier

► **To cite this version:**

Pierre Bombardier. Compréhension et modélisation des émissions environnementales d'aérosols radioactifs liées à l'utilisation d'un générateur de technétium en service de médecine nucléaire. Ingénierie de l'environnement. Université Paris-Diderot - Paris VII, 2012. Français. NNT: . tel-00799380

HAL Id: tel-00799380

<https://theses.hal.science/tel-00799380>

Submitted on 12 Mar 2013

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Ecole doctorale des sciences de l'environnement d'Ile de France –
Chimie de la pollution atmosphérique et physique de l'environnement

THÈSE

DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ PARIS VII – DENIS DIDEROT

Spécialité : SCIENCES DE L'ENVIRONNEMENT

Compréhension et modélisation des émissions environnementales d'aérosols radioactifs liées à l'utilisation d'un générateur de technétium en service de médecine nucléaire

par

Pierre BOMBARDIER

Pour obtenir le grade de
Docteur de l'Université Paris DIDEROT

Soutenue le 12 octobre 2012 devant les membres du jury :

Mme. Evelyne GÉHIN	Professeur des Universités, Université Paris Est Créteil	Présidente
M. Denis BOULAUD	Directeur adj. à l'environnement et à l'intervention - IRSN	Rapporteur
M. François RESCH	Professeur émérite, Université Sud Toulon Var	Rapporteur
M. Jean-Paul QUISEFIT	Professeur des Universités –Université Paris DIDEROT	Co-Dir. de thèse
M. Daniel DAUGERON	Maître de conférences, HDR Université Clermont I	Co-Dir. de thèse
Mme. Claire HOUZARD	Maître de conférences, Université Lyon I, Praticienne en médecine nucléaire CHU Lyon Sud	Examinatrice
M. Sébastien BALDUYCK	Ingénieur radioprotection CHU Toulouse	Examineur
Mme. Agnès ROCHE	Responsable Recherche & Développement FAURE QEI	Examinatrice

Remerciements

L'idée de réaliser cette thèse est née en 2007 à l'issue de mon master « Procédés ultraproces ». Les membres du jury dont Alain Denoyelle, professeur à l'INP Grenoble, Louis-Paul Faure PDG de la société FAURE Ingénierie et François Tardif, Chef de service au CEA Grenoble m'ont encouragé à bâtir un tel projet. Puisqu'ils ont cru, plus que moi, que c'était réalisable, je les remercie avec reconnaissance aujourd'hui.

Le projet a ensuite germé sous la bannière de FAURE QEI avec le soutien de ses dirigeants et sous l'impulsion de Daniel Daugeron qui a su, au bon moment, être présent pour mettre le sujet sur ses rails (c'est la fameuse « Daugeron's touch »). Je remercie les dirigeants de FAURE QEI qui, avec le soutien d'Oseo, ont eu l'audace de financer un projet qui se situe à la périphérie (j'espère à l'avant-garde) des activités de cette société dans un contexte économique qui était, il y a trois ans, très difficile.

Ensuite, la réalisation de la thèse a été aiguillée et soutenue par mon équipe de co-directeurs dont Jean-Paul Quisefit, aux aguets pour rectifier toute dérive sur le fond et la forme et Daniel Daugeron, absolument toujours présent pour soutenir ses thésards comme ses élèves. Merci Jean-Paul pour m'avoir fait l'honneur d'être ton dernier thésard ! Merci Daniel pour tes multiples interventions décisives sur le cours des événements.

Voici les partenaires de cette thèse que je souhaite remercier :

l'IRSN qui a apporté son aide technique et scientifique en me permettant d'utiliser leur matériel d'analyse, en me guidant notamment sur les questions de métrologie et en participant à plusieurs publications. Merci à François Gensdarmes pour sa compétence et son attention tout le long de cette thèse. Merci à Estelle Davesne pour ses lumières sur les calculs d'exposition.

Le service de médecine nucléaire du CHU de Lyon sud s'est impliqué largement en mettant à disposition ses locaux avec une forte volonté de faire progresser la radioprotection de son service. Merci pour cela à Francesco Giammarile, Claire Houzard, Marc Fraysse, ainsi que tout le personnel.

Le centre Jean Perrin de Clermont-Ferrand a également contribué de façon importante à ces travaux en nous ouvrant ses portes avec la même volonté de faire progresser la maîtrise de la contamination de l'air. Merci à Annie Veyre et son équipe.

La société Cyclopharma a participé activement à la réussite de ces travaux qui, je l'espère, contribueront au bon usage de leur matériel. Merci en particulier à Xavier Alaux pour sa compétence et sa gentillesse.

Je veux remercier pour leur aide technique indispensable les sociétés Honeywell (Samuel Ozil), Fireflies RTLS (Mathieu Huchard), Mentor Graphics.

Merci aux professeurs et élèves du LISA qui ont bien voulu donner leur avis sur le contenu de ce travail et analyser mes échantillons (Patrick Ausset).

Merci à l'ASN, à la SFRP et à l'ASFERA qui ont soutenu ces travaux en montrant leur intérêt, ce qui est particulièrement important.

Je dois un remerciement spécial à mes anciens et actuels collègues et amis de la société FAURE QEI et en particulier Agnès Roche pour ses nombreux conseils d'ancienne thésarde et son soutien.

Merci à Alain Hénaut pour ses conseils précieux sur le traitement statistique des données et à Gucki Riva pour avoir fait mon éducation en matière de rédaction scientifique (et accessoirement sur la culture chinoise).

J'ai gardé le plus important pour la fin. Je remercie de tout cœur ma famille, mes enfants Vincent et Loïc et en particulier (cela vous surprendra t'il ?) ma femme Géraldine dont la participation dans ce projet d'équipe a été forte et permanente (à toi de retourner aux études maintenant !).

Table des matières

Chapitre 1. Les aérosols émetteurs gamma en médecine nucléaire.....	12
1.1. Les aérosols	12
1.1.1. Définir les paramètres géométriques des aérosols :	13
1.1.2. Quantifier les aérosols :	13
1.1.3. Paramètres conditionnant l'impact toxicologique d'une particule :	14
1.1.4. Comportement dans un gaz	14
1.1.5. La transformation des aérosols :	16
1.2. Mécanismes de dépôt pulmonaire :	19
1.3. L'utilisation d'aérosols et gaz radioactifs à usage médical.....	23
1.3.1. Usage thérapeutique	24
1.3.2. Usage pour l'imagerie (médecine nucléaire).....	25
1.4. Le générateur de Technegas®	32
1.4.1. Principe de fonctionnement.....	32
1.4.2. Caractéristiques de l'aérosol.....	35
1.4.3. Etudes antérieures sur les risques d'exposition.	36
1.5. L'environnement de médecine nucléaire	38
1.5.1. Nature de l'exposition	38
1.5.2. Législation.....	39
1.5.3. Radioprotection pratique	40
1.6. Conclusion.....	43
Chapitre 2. Etude de l'émission et de son impact en milieu professionnel.....	44
2.1. Aspect métrologique	44
2.1.1. Sélection des instruments adaptés pour une mesure du Technegas®	44
2.1.2. Mesure de la radioactivité des aérosols en médecine nucléaire.....	47
2.2. Isoler et capter l'émission d'un aérosol.....	49
2.2.1. Description de la chambre d'essai permettant de capter les fuites du générateur.....	49
2.2.2. Qualification de l'enceinte d'essai	52
2.2.3. Description du dispositif pour capter les fuites à l'embouchure.....	65
2.2.4. Qualification de ce dispositif.....	67
2.3. Prévoir la dispersion.....	68
2.3.1. Modélisation d'un environnement de grande taille	72
2.3.2. Réglages et validation du modèle.....	73
2.4. Exploiter le modèle pour améliorer la protection du personnel	75
2.4.1. Analyser les sources d'amélioration.....	75
2.4.2. Estimer l'exposition actuelle	75
2.5. Conclusion.....	83
Chapitre 3. Etude expérimentale des émissions des générateurs de Technegas®	84
3.1. Conditions expérimentales	84
3.1.1. Générateur	84
3.1.2. Patient.....	85
3.1.3. Environnement	85
3.2. Aérosol produit par le générateur.....	87
3.2.1. Données du compteur de noyaux de condensation (CNC).....	88
3.2.2. Analyse gravimétrique.....	88
3.2.3. Données du DLPI et spectromètre gamma	89
3.2.4. Détermination de l'aérosol déposé dans les poumons du patient.	92
3.3. Aérosol émis dans l'environnement par le générateur	95
3.3.1. Données du compteur optique, CNC et APS.....	95
3.3.2. Données du DLPI et spectromètre gamma	96
3.4. Mesures environnementales de la contamination.....	99
3.4.1. Suivi de la concentration de l'air avec un compteur de particules.....	99

3.4.2.	Suivi de l'activité des aérosols ambiants (mesure fixe).....	100
3.4.3.	Suivi de l'activité des aérosols inhalables (mesure mobile).....	104
3.5.	Etude expérimentale des émissions à l'embouchure.....	107
3.5.1.	Conditions expérimentales.....	107
3.5.2.	Emission enregistrée au niveau de la tête d'une patiente.....	108
3.6.	Conclusion.....	110
Chapitre 4.	Modélisation d'un service de médecine nucléaire.....	111
4.1.	Objectifs de ce travail.....	111
4.2.	Description de l'installation choisie.....	112
4.2.1.	Aménagement des locaux de médecine nucléaire.....	115
4.2.2.	Bilan aéraulique.....	116
4.3.	Conception du modèle numérique par CFD.....	124
4.3.1.	Choix permis par le logiciel.....	124
4.3.2.	Précision de modélisation.....	124
4.3.3.	Réglage et correction du modèle.....	130
4.3.4.	Optimisation pour un modèle « performant ».....	131
4.4.	Validation du modèle.....	133
4.4.1.	Indépendance des calculs à la taille des mailles.....	133
4.4.2.	Validation des critères de convergence.....	135
4.4.3.	Comparaison entre le modèle et les mesures.....	136
4.5.	Conclusion.....	140
Chapitre 5.	Exploitation du modèle numérique.....	141
5.1.	Bilan de l'installation.....	142
5.1.1.	Dispersion spatiale en fonction du temps.....	142
5.1.2.	Test de l'influence des « paramètres utilisateurs ».....	145
5.2.	Etude des solutions possibles.....	152
5.3.	Autres sources et scénarii d'incidents.....	156
5.4.	Analyser la position du personnel.....	158
5.4.1.	Elimination des périodes non représentatives.....	158
5.4.2.	Adaptation de l'échelle et correction des données de position.....	159
5.4.3.	Exploitation des informations de position seules.....	159
5.4.4.	Combinaison de la modélisation et des informations de position.....	162
5.5.	Comparaison des résultats avec les mesures réalisées.....	168
5.6.	Sélection d'emplacements pour la surveillance de la contamination.....	170
5.6.1.	Analyse par traçage de flux inverse.....	170
5.6.2.	Iso-surfaces.....	170
5.7.	Conclusion.....	173
Chapitre 6.	Conclusions et perspectives.....	175
Conclusions.....	175	
Emissions des générateurs de Technegas®.....	175	
Ventilation des locaux des services de médecine nucléaire.....	176	
Doses indiquées par nos mesures.....	177	
L'outil modélisation dans la stratégie de maîtrise de l'exposition.....	178	
Perspectives.....	178	
Bibliographie.....	182	
Annexe.....	185	
Conditions de convergence standard du logiciel Flovent®.....	185	

Liste des principales abréviations

AMM :	Autorisation de Mise sur le Marché (France). Document contenant les caractéristiques détaillées d'un produit pharmaceutique dont la distribution a été autorisée.
APS :	Aerodynamic Particle Sizer.
ASN :	Autorité de Sûreté Nucléaire (France).
Bq :	Becquerel. Unité remplaçant le curie pour représenter la radioactivité d'une substance. 1 Bq correspond à une désintégration par seconde.
CFD :	Computational Fluid Dynamics. Etude de la mécanique des fluides par la résolution numérique des équations régissant le fluide.
CIPR :	Commission Internationale de Protection Radiologique
CNC :	Compteur de Noyaux de Condensation.
COP :	Compteur Optique de Particules.
DAMA :	Diamètre Aérodynamique Médian en Activité.
DLPI :	Dekati® Low Pressure Impactor.
DMA :	Differential Mobility Analyser
DMN :	Diamètre Médian en Nombre.
ELPI :	Electrical Low Pressure Impactor.
INRS :	Institut National de Recherche et de Sécurité.
IRSN :	Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire.
OMS :	Organisation Mondiale pour la Santé.
PAS :	Patient Administration Set (Consommable utilisé lors des ventilations pulmonaires au Technegas®).
PCR :	Personne Compétente en Radioprotection. En France, la présence d'une PCR est obligatoire dans tout établissement dont le personnel est soumis à un risque d'exposition du fait de la présence ou de l'utilisation de sources de rayonnements ionisants. Cette fonction est soumise à la réussite d'une formation spécifique.
PET :	Positron Emission Tomography.
PMx :	Particulate Matter. Fraction particulaire d'aérosols dont le diamètre aérodynamique de coupure est X µm.
Ppm :	Partie Par Million (1 mg/kg en masse par exemple).
PSL :	Polystyrene Latex Spheres. Aérosol utilisé pour l'étalonnage des COP.
RTLS :	Real-Time Locating Systems.
SPECT :	Single Photon Emission Computed Tomography
Sv :	Sievert. Unité de dose (équivalente à 1 J/Kg) utilisée pour l'évaluation quantitative de l'impact biologique d'une exposition à des rayonnements ionisants.
Tc :	Technétium
TEM :	Transmission Electron Microscopy

Liste des figures

Fig. 1-1 : Tractus respiratoire humain représenté dans la CIPR 66 (1994).....	20
Fig. 1-2 : Courbes de dépôt dans les voies respiratoires. (Données calculées avec le logiciel LUDEP).....	20
Fig. 1-3 : Cibles des radiotraceurs. (Source : L. Ménard. Université Paris 7)	27
Fig. 1-4 : Rayonnements en imagerie médicale (Source : G. Montémont - CEA Léti).....	28
Fig. 1-5 : PET-scan réalisé avec le Biograph mCT (source : http://www.medical.siemens.com)	29
Fig. 1-6 : Schéma aéraulique du générateur de Technegas®	33
Fig. 2-1 : Comparaison de la réponse d'un compteur optique à des particules étalon (en polystyrène latex) et des particules de carbone (fumées de diésel).....	45
Fig. 2-2 : Dimensions et éléments de l'enceinte d'essai	50
Fig. 2-3 : Schéma de la sonde d'échantillonnage	51
Fig. 2-4 : Schéma du mélangeur.....	54
Fig. 2-5 : Schéma d'un des éléments empilables du mélangeur.	54
Fig. 2-6 : Test de propreté de l'enceinte.....	55

Fig. 2-7 : Stabilité de la génération de gaz SF ₆ et de particules.	56
Fig. 2-8 : Représentation graphique des écarts normalisés des vitesses de soufflage.	57
Fig. 2-9 : Représentation graphique des écarts normalisés des concentrations de SF ₆ à vide.	58
Fig. 2-10 : Position des points d'injection (rouge) d'un gaz traceur en zone d'essai avec un équipement factice.	59
Fig. 2-11 : Représentation graphique des écarts normalisés des concentrations de SF ₆ avec un objet.	60
Fig. 2-12 : Représentation graphique des écarts normalisés de la concentration particulaire à vide.	61
Fig. 2-13 : Représentation graphique des écarts normalisés de la concentration gazeuse et particulaire.	61
Fig. 2-14 : Essai de la vitesse d'épuration.	62
Fig. 2-15 : Essai de la vitesse d'épuration (Valeurs normalisées).	63
Fig. 2-16 : Test d'émissions courtes séparées de 15 secondes (Valeurs normalisées).	64
Fig. 2-17 : Schéma de principe de la cagoule de mesure des émissions nasales et buccales.	66
Fig. 2-18 : Bruit de fond de la cagoule ventilée.	67
Fig. 2-19 : Modèle pour établir la relation vitesse-pression dans une fuite.	74
Fig. 2-20 : Positions des balises fixes formant le réseau de positionnement.	79
Fig. 2-21 : Evaluation de l'erreur de position des témoins pour 5 positions.	81
Fig. 2-22 : Exemple de triangulation pour l'interpolation des positions enregistrées.	82
Fig. 3-1 : Schéma synoptique du raccordement des instruments.	87
Fig. 3-2 : Analyse TEM de prélèvements.	93
Fig. 3-3 : Modification du dépôt d'activité due à la croissance hygroscopique.	94
Fig. 3-4 : Répartition de l'activité de l'aérosol de Technegas® inhalé.	94
Fig. 3-5 : Cinétique de l'émission et identification des phases.	95
Fig. 3-6 : Répartition granulométrique des activités.	98
Fig. 3-7 : Vue 3D de la salle de ventilation pulmonaire.	99
Fig. 3-8 : accroissement de la concentration de particules entre 0,25 et 0,5 µm.	100
Fig. 3-9 : Position des points de monitoring (série 1 en vert et série 2 en rouge).	101
Fig. 3-10 : Salle de ventilation pulmonaire - Dispersion des valeurs d'activité enregistrées pour différentes périodes d'observation.	103
Fig. 3-11 : Couloir - Dispersion des valeurs d'activité enregistrées pour différentes périodes d'observation.	103
Fig. 3-12 : Répartition estimée de l'activité sans les fuites à l'embouchure.	106
Fig. 3-13 : Activité comparée en sortie de la cagoule et de l'air sortant du générateur.	108
Fig. 4-1 : Zonage et emplacement des sources.	113
Fig. 4-2 : Cartographie des débits de pressurisation (soufflé – extrait) par salle.	117
Fig. 4-3 : Histogramme des débits de pressurisation.	117
Fig. 4-4 : Cartographie des pressions différentielles entre chaque salle et le couloir (Pa).	118
Fig. 4-5 : Histogramme des pressions différentielles.	119
Fig. 4-6 : Cartographie des taux de renouvellement.	120
Fig. 4-7 : Histogramme des taux de renouvellement (vol.h ⁻¹).	120
Fig. 4-8 : Relevé du statut des portes et des paramètres aérauliques.	121
Fig. 4-9 : Valeurs théoriques de la ventilation des zones contrôlées et surveillées.	123
Fig. 4-10 : Salle de ventilation pulmonaire (contour rouge).	125
Fig. 4-11 : Vue générale du maillage (zones à maillage renforcé en bleu).	125
Fig. 4-12 : Salle de ventilation pulmonaire vue depuis le couloir.	126
Fig. 4-13 : Réduction des zones maillées.	127
Fig. 4-14 : Emission transitoire de la source de Technegas®.	129
Fig. 4-15 : Visualisation des erreurs résiduelles pour identifier les problèmes de calcul.	131
Fig. 4-16 : Prolongation de la convergence en multipliant le critère de toutes les variables par 10.	135
Fig. 4-17 : Comparatif mesure/modèle. Résultats de la 1ère campagne (Couloir).	137
Fig. 4-18 : Comparatif mesure/modèle. Résultats de la 1ère campagne (Salle de ventilation pulmonaire).	137
Fig. 4-19 : Succession d'émissions lors de la 2 ^{ème} campagne de mesures d'environnement.	138
Fig. 5-1 : Dissémination après 1 minute (situation habituelle).	142
Fig. 5-2 : Dissémination après 10 minutes (situation habituelle).	143
Fig. 5-3 : Dissémination après 1 heure (situation habituelle).	143
Fig. 5-4 : Dissémination après 6 heures (situation habituelle).	144
Fig. 5-5 : Dissémination après une heure (situation habituelle). Echelle /100.	144
Fig. 5-6 : Courbes de décroissance de l'activité volumique sur 24h.	145
Fig. 5-7 : Après 1 minute, porte salle fermée.	146
Fig. 5-8 : Après 10 minutes, porte salle fermée.	146
Fig. 5-9 : Après 1 heure, porte salle fermée.	147
Fig. 5-10 : Après 1 heure, porte salle fermée. Echelle /100.	147
Fig. 5-11 : Après 1 minute, porte couloir ouverte.	148
Fig. 5-12 : Après 10 minutes, porte couloir ouverte.	148
Fig. 5-13 : Après 1 heure, porte couloir ouverte.	149
Fig. 5-14 : Après 1 heure, porte couloir ouverte. Echelle /100.	149
Fig. 5-15 : Après 1 minute, convecteur de la salle de ventilation en fonctionnement.	150
Fig. 5-16 : Après 10 minutes, convecteur de la salle de ventilation en fonctionnement.	150
Fig. 5-17 : Après 1 heure, convecteur de la salle de ventilation en fonctionnement.	151
Fig. 5-18 : Après 1 heure, convecteur de la salle de ventilation en fonctionnement. Echelle /100.	151

Fig. 5-19 : Après 1 minute, réglage réglementaire.	152
Fig. 5-20 : Après 10 minutes, réglage réglementaire.....	153
Fig. 5-21 : Après 1 heure, réglage réglementaire.....	153
Fig. 5-22 : Détail de l'effet d'une extraction sur les émissions et l'écoulement de l'air.	154
Fig. 5-23 : Evolution comparée de l'activité volumique au niveau de la tête de l'opérateur durant une ventilation pulmonaire.....	155
Fig. 5-24 : Démonstration du confinement réussi de 6 patients émetteurs d'aérosols technétiés (Configuration réglementaire de la ventilation des locaux).....	156
Fig. 5-25 : Identification des périodes d'immobilité inexplicables	158
Fig. 5-26 : Positions cumulées durant la journée d'un médecin.....	159
Fig. 5-27 : Mise en évidence de la position par rapport aux zones contrôlées jaunes.....	160
Fig. 5-28 – Positions cumulées durant une matinée pour une manipulatrice en radiopharmacie.	161
Fig. 5-29 : Positions cumulées durant 5 heures pour un manipulateur TEP.....	161
Fig. 5-30 : Positions cumulées durant une demi-journée pour la femme de ménage.....	162
Fig. 5-31 : Successions de 3 ventilations pulmonaires durant une matinée.	163
Fig. 5-32 : Dispersion de la concentration au début de la ventilation V_1	163
Fig. 5-33 : Dispersion de la concentration au début de la ventilation pulmonaire V_2	164
Fig. 5-34 : Dispersion de la concentration au début de la ventilation pulmonaire V_3	164
Fig. 5-35 : Valeurs de concentration formatées et moyennées sur la période V_1 à $V_1 + 30$ min.	165
Fig. 5-36 : Position cumulée d'un médecin sur la période V_1 à $V_1 + 30$ minutes.	165
Fig. 5-37 : Position cumulée d'un médecin sur la période V_2 à $V_2 + 30$ minutes.	166
Fig. 5-38 : Position cumulée d'un médecin sur la période V_3 à $V_3 + 30$ minutes.	166
Fig. 5-39 : Position cumulée d'un manipulateur (ventilation pulmonaire + imagerie) sur la période V_1 à $V_1 + 240$ minutes.....	168
Fig. 5-40 : Traçage des trajectoires les plus probables en amont d'un point d'analyse.....	170
Fig. 5-41 : Surface d'iso-concentration dont la référence est l'air inhalé par l'opérateur	171
Fig. 5-42 : Courbes d'iso-concentration passant par la tête de l'opérateur.....	172
Fig. 5-43 : localisation des emplacements de monitoring éligibles.....	172

Liste des tableaux

Tableau 1-1 : demi-vie des aérosols. Source : A. Renoux, D. Boulaud (1998).....	17
Tableau 1-2 : principaux radionucléides recensés par l'ASN pour le diagnostique.	26
Tableau 1-3 - Liste des radionucléides courants et de leur période.....	29
Tableau 1-4 : X. Xu, E. Bartolome, <i>Introduction to medical imaging</i>	30
Tableau 1-5 : Limites réglementaires de doses reçues par les travailleurs (mSv/12 mois)	39
Tableau 1-6 : Limites réglementaires pour la délimitation des zones de travail.....	40
Tableau 1-7 : Exemples de débits de dose en médecine nucléaire	41
Tableau 2-1 : Vitesse du flux d'air en fonction de la position sous le filtre (en cm.s^{-1}).	56
Tableau 2-2 : Homogénéité de la distribution des vitesses de soufflage (écart normalisé).....	56
Tableau 2-3 : Biais systématique en fonction de la position horizontale du point d'injection (écart normalisé).....	58
Tableau 2-4 : Biais systématique en fonction de la position horizontale du point d'injection (écart normalisé).....	59
Tableau 2-5 : Biais systématique en fonction de la position horizontale du point d'injection (écart normalisé).....	60
Tableau 2-6 : Biais systématique en fonction de la position horizontale du point d'injection (écart normalisé).....	61
Tableau 2-7 : Principales techniques utilisées en positionnement intérieur.....	76
Tableau 3-1 : Répartition de l'activité mesurée en sortie du générateur	91
Tableau 3-2 : Estimation de l'aérosol déposé dans les voies respiratoires d'un patient.	92
Tableau 3-3 : Correction du calcul du dépôt en fonction du facteur d'accroissement hygroscopique.....	93
Tableau 3-4 : Répartition granulométrique de l'activité des fuites du générateur.	97
Tableau 3-5 : Calcul de l'activité déposée dans les voies respiratoires en utilisant la correction de taille correspondant au caractère hygroscopique.....	98
Tableau 3-6 : Période d'observation de la contamination de l'air.....	101
Tableau 3-7 : Activités ambiantes enregistrées au CHU Lyon sud du 05/10/11 au 16/11/11.....	102
Tableau 3-8 : Résultat des prélèvements fixes de la 2 ^{ème} série.....	104
Tableau 3-9 : Synthèse des mesures d'exposition durant une journée comportant 3 ventilations pulmonaires.....	105
Tableau 4-1 : Paramètres du logiciel Flovent [®] pour notre modèle.....	124
Tableau 4-2 : Dimension des mailles.....	126
Tableau 4-3 : Expression en masse des données mesurées avec l'APS.....	128
Tableau 4-4 : Etapes de conversion de la source utilisée dans le modèle.....	129
Tableau 4-5 : Test d'indépendance du modèle à son maillage.....	134
Tableau 4-6 : Conservation de la masse représentée par le débit différentiel sur la globalité du modèle.....	134
Tableau 4-7 : Période d'observation de la contamination de l'air.....	136
Tableau 4-8 : Comparaison mesure/modèle de la 2 ^{ème} campagne de mesures.....	138
Tableau 5-1 : Comparaison des activités inhalées individuelles réalisées par prélèvement et par simulation.....	169

Liste des photos

Photo 1-1 : Mise en place du creuset à l'intérieur du générateur (Source : Cyclopharma).....	32
Photo 1-2 : Patient Administration Set.....	34
Photo 1-3 : Remplissage du creuset avec une seringue contenant le ^{99m} Tc.....	34
Photo 2-1 : Essai de la cagoule en conditions réelles	66
Photo 2-2 : Témoin de position appelé « Luciole ».....	77
Photo 2-3 : Vue d'une balise fixe placée au mur d'une salle d'examen.	78
Photo 3-1 : Embout buccaux.....	84
Photo 3-2 : Instruments raccordés à un diviseur de débit.	87
Photo 3-3 : Préparation des étages du DLPI.	89
Photo 3-4 : Disque fin d'aluminium graissé placé sur un étage du DLPI.	89
Photo 3-5 : Illustration du changement de couleur des dépôts de Technegas® (le numéro correspond à l'étage du DLPI).	90
Photo 3-6 : Surveillance des émissions durant une ventilation pulmonaire.	95
Photo 3-7 : Système de prélèvement placé à l'épaule.	105
Photo 3-8 : Cagoule raccordée au PAS.....	108
Photo 3-9 : Déroulement de la ventilation.	108
Photos 4-1 : Service de médecine nucléaire du CHU Lyon sud.	112
Photo 4-2 : Salle de ventilation pulmonaire.	114
Photo 6-1 : Changement du creuset.	175

Introduction générale

Les aérosols radioactifs sont utilisés en médecine nucléaire pour réaliser le marquage des poumons, principalement dans le cadre du diagnostic de l'embolie pulmonaire. Ces aérosols très fins au moment de leur production, sont susceptibles de se disperser dans l'atmosphère des locaux de médecine nucléaire.

Cette dissémination peut être difficile à maîtriser puisque les locaux de médecine nucléaire ne bénéficient pas systématiquement des techniques de confinement adaptées, et jamais de celles qui sont utilisées, par exemple, dans les laboratoires de sécurité (cascades de pressions négatives, sas d'entrée à joints gonflables, systèmes respiratoires, alimentations de secours, alarmes de rupture de confinement, etc.).

Ce constat et l'existence de travaux antérieurs (Daugeron et al. 2004) montrant l'existence de « fuites » nous ont suggéré de réaliser une étude qui permettrait de proposer une méthode de caractérisation de ces émissions, de comprendre leur dissémination et de définir quelles solutions apporter.

Au-delà de cette application particulière nous avons voulu réfléchir à des sujets dont la portée est large :

- Comment mesurer les sources de contamination dans un environnement non filtré ?
- Comment mesurer les émissions respiratoires ? Sachant qu'elles peuvent être source de contaminations radioactives, microbiologiques, moléculaires, leur quantification peut améliorer la connaissance des modes de contamination de certains environnements confinés.
- Comment mettre en œuvre et exploiter la simulation numérique des flux d'air afin d'aider à la compréhension d'environnements complexes, à anticiper les problèmes de contamination et à mieux exploiter les données de surveillance ?

Pour mener ce travail multidisciplinaire, il a été nécessaire d'intégrer les connaissances essentielles de physique des aérosols, radioprotection, mécanique des fluides et modélisation numérique des fluides qui font l'objet d'une synthèse dans ce document.

Ainsi nous avons utilisé les éléments de physique des aérosols pour définir une méthode de caractérisation des sources d'aérosols radioactifs employées en médecine nucléaire et permettre, pour la première fois, de connaître quantitativement ces émissions.

Les fondamentaux de radioprotection ont été nécessaires pour calculer les conséquences de la dissémination de cet aérosol radioactif et donner des éléments sur les doses mises en jeu.

Des notions de mécanique des fluides ont été employées pour décrire les modes de dissémination de l'aérosol étudié et construire le modèle numérique d'un service de médecine nucléaire complet. Enfin, les principes de modélisation numérique des flux ont permis par l'intermédiaire d'un logiciel de calcul spécialisé (CFD pour Computational Fluid Dynamics), avec des moyens qui correspondent à ceux d'un bureau d'ingénierie spécialisé, de reproduire le comportement aérodynamique de l'environnement étudié et de simuler des épisodes de contamination.

Chapitre 1. Les aérosols émetteurs gamma en médecine nucléaire.

1.1. Les aérosols

Afin de présenter le domaine d'étude, nous rappelons quelques notions de physique des aérosols qui seront ensuite utilisées pour décrire le travail de thèse.

Un aérosol est une suspension de particules solides ou liquides dans un gaz constituant un système diphasique. La gamme de taille se situe entre ~ 1 nm (soit la taille de grosses molécules) et $100 \mu\text{m}$ (au-delà les particules ne restent pas en suspension et sédimentent rapidement). La différence entre ces extrêmes est un facteur 10^5 en taille.

Les aérosols se forment naturellement par conversion de gaz en particules, désintégration de solides ou nébulisation de liquides, mise en suspension de poudres et division d'agglomérats.

Les aérosols ont des origines naturelles telles que les gouttelettes atmosphériques formant les nuages, les fumées de combustion (feux de broussailles), la poussière d'érosion des sols, les résidus d'éruptions volcaniques, le sel marin aérosolisé à la surface océanique. Les aérosols ont aussi une origine anthropique (liée à l'activité de l'homme) ; citons par exemple les résidus de combustion (transports, chauffage, feux de forêt) et les activités agricoles.

Les aérosols sont étudiés dans des domaines variés : sciences atmosphériques, pollution de l'air, procédés de dépôt, administration de médicaments, imagerie médicale (marquage cellulaire) ou physique (étude des turbulences).

Un enjeu majeur est lié au rôle des aérosols dans les modèles climatiques. Ceux-ci diffusent et absorbent le rayonnement solaire. Ils modifient le fonctionnement des nuages et leur durée de vie.

Leur impact sanitaire dans les grandes agglomérations a été pointé du doigt notamment par l'OMS (Organisation Mondiale pour la Santé), qui a défini les lignes directrices suivantes pour les particules inférieures à $2,5 \mu\text{m}$ de diamètre ou $\text{PM}_{2,5}$ ¹ et pour les particules inférieures à $10 \mu\text{m}$ de diamètre ou PM_{10} ² sans distinguer la nature de ces particules.

Comme l'explique S.K. Friedlander (2000), la science des aérosols est un domaine large incluant de multiples branches de la physique, de la chimie et de la biologie.

Remarque : Précisons que le terme « particule », que nous employons à de nombreuses reprises dans ce texte, est toujours entendu comme élément solide ou liquide d'un aérosol selon la définition précédente, et non selon le concept de particules élémentaires employé en physique des particules ou pour décrire les rayonnements α et β qui ont lieu lors des réactions nucléaires.

¹ $10 \mu\text{g}\cdot\text{m}^{-3}$ en moyenne annuelle ou $25 \mu\text{g}\cdot\text{m}^{-3}$ sur 24 h

² $20 \mu\text{g}\cdot\text{m}^{-3}$ en moyenne annuelle ou $50 \mu\text{g}\cdot\text{m}^{-3}$ sur 24 h

1.1.1. Définir les paramètres géométriques des aérosols :

Les aérosols se présentent sous différentes formes géométriques des plus simples (sphère, cube, cylindre) aux plus complexes et/ou irrégulières. Ces particules primaires s'assemblent pour former des agglomérats ou agrégats dont la forme complexe n'est pas identifiée par la plupart des instruments de mesure.

Il découle de ce constat que le classement des particules selon leur diamètre est imprécis pour les particules non sphériques. Il en résulte une approximation qui varie selon la technique de mesure employée. On utilise alors le concept de diamètre équivalent qui correspond au diamètre d'une sphère dont l'une des propriétés physiques est identique à la particule mesurée. Plusieurs types de diamètres « équivalents » sont ainsi définis :

- le diamètre aérodynamique,
- le diamètre de mobilité électrique,
- le diamètre optique,
- le diamètre thermodynamique ou diamètre diffusionnel,
- ... la masse, le volume et la surface développée peuvent également être utilisés pour définir un diamètre équivalent.

Le diamètre aérodynamique est par exemple le diamètre d'une sphère de densité unité (1 g.cm^{-3}) ayant la même vitesse limite de chute que la particule considérée.

D'autres termes sont utilisés pour définir les géométries complexes des agrégats de particules sphériques (cas des suies). On définit alors :

- le diamètre des particules primaires,
- le diamètre de giration (moyenne des carrés des distances entre les particules primaires et le centre de masse de l'agrégat),
- le nombre de particules primaires de l'agrégat,
- la dimension fractale qui donne une idée de la compacité de l'agrégat (la thèse de F.X. Ouf (2006) fournit une description complète de ces notions et des techniques d'évaluations).

La diversité des besoins métrologiques entraîne le développement d'instruments variés pour pouvoir les représenter avec la meilleure sensibilité et la meilleure fiabilité.

O. Witschger et J.F. Fabriès (2005) ont proposé un classement de ces moyens de mesure regroupés par métrique (nombre, surface et masse). Nous présenterons plus en détail les instruments de mesure dans le chapitre 2.

1.1.2. Quantifier les aérosols :

On peut retenir les gammes de concentrations suivantes pour les aérosols atmosphériques (de non-pollué à pollué) :

- Concentration massique généralement inférieures à $200 \mu\text{g.m}^{-3}$ (et au-delà du g.m^{-3} pour certaines ambiances industrielles)

- Concentration en nombre dans l'air généralement inférieures à 10^5 cm^{-3} (jusqu'à 10^7 dans certaines ambiances industrielles).

Représentation de la distribution granulométrique des aérosols :

La répartition granulométrique est dite polydispersée ou monodispersée (définie alors par l'écart type géométrique décrivant l'étendue de la dispersion).

Il est important de remarquer que selon la métrique choisie, une pondération est inévitablement appliquée à la distribution favorisant certaines particules. En effet, une distribution en nombre favorise la représentation des particules les plus petites tandis qu'une distribution en masse favorise les plus grandes.

Pour caractériser la dispersion d'une distribution on utilise l'écart type arithmétique ou l'écart type géométrique σ_g . Ce dernier est appliqué préférentiellement lorsque la distribution à une allure gaussienne (la distribution log-normale est fréquemment observée) avec une échelle de taille particulière logarithmique.

La distribution d'un aérosol qui a ce « profil » peut être décrite mathématiquement par

$$n(\ln d_p) = \frac{N_T}{\sqrt{2\pi \ln \sigma_g}} \exp \left[-\frac{(\ln d_p - \ln DMN)^2}{2(\ln \sigma_g)^2} \right] \quad \text{Eq. 1-1}$$

Avec d_p le diamètre des particules, N_T le nombre total de particules, DMN le diamètre médian en nombre.

On qualifie alors de mono-dispersée une distribution dont l'écart-type géométrique σ_g est inférieur à 1,2.

1.1.3. Paramètres conditionnant l'impact toxicologique d'une particule :

Nature du matériau (biologique, inerte), facteur de forme (en particulier le facteur d'allongement qui est le rapport longueur/largeur), solubilité, surface spécifique (superficie réelle par opposition à la surface apparente), charge électrique de surface, production d'oxydants, matériaux adsorbés en surface...

Les diamètres aérodynamiques et thermodynamiques sont utilisés pour étudier l'impact d'un aérosol car ils permettent de calculer la fraction inhalée et d'utiliser les courbes de dépôt pulmonaire (publication 66 de la CIPR, Commission internationale de protection radiologique). En effet, le diamètre aérodynamique est pertinent pour caractériser les dépôts pulmonaires par sédimentation, impaction ou interception (pour des particules supérieures à $0,1 \mu\text{m}$) et le diamètre thermodynamique est lui utilisé pour les dépôts par diffusion (particules inférieures à $0,3 \mu\text{m}$).

1.1.4. Comportement dans un gaz

Description du fluide qui transporte les aérosols :

Un gaz peut être décrit comme étant continu ou discontinu selon l'échelle de taille à laquelle on se place.

Pour l'**approche continue** dans laquelle on ignore l'effet individuel des molécules, on considère que les différentes propriétés du gaz (densité, pression, température, vitesse) varient de manière continue d'un point à l'autre.

Le gaz, dans ce cas, peut être décrit (fluides incompressibles) par les équations de Navier-Stokes :

$$\rho_g \left[\frac{\partial v}{\partial t} + v \cdot \nabla v \right] = -\nabla p + \eta \nabla^2 v \quad \text{Eq. 1-2}$$

$$\nabla \cdot v = 0 \quad \text{Eq. 1-3}$$

Avec v la vitesse locale du fluide (m.s^{-1}),
 ρ_g la densité du gaz (kg. m^{-3}),
 η la viscosité dynamique ($\text{Po} = 0,1 \text{ Pa.s}$),
 p la pression (Pa).

C'est à partir de cette description continue du fluide que la modélisation des flux est construite dans ce travail. Nous reviendrons sur les caractéristiques des outils de modélisation au chapitre 4.

Il est nécessaire de considérer le fluide comme **discontinu** lorsque la dimension des particules de l'aérosol devient inférieure au libre parcours moyen λ des molécules du gaz. Les chocs individuels des molécules sur ces particules ont alors une influence sur leur déplacement. On définit cet état comme le **régime moléculaire**.

On décrit le rapport entre le libre parcours moyen des molécules et le rayon d'une particule d'un aérosol (r_p) par le nombre de Knudsen ($\text{Kn} = \lambda / r_p$). Dans l'air à pression atmosphérique et à 20°C , $\lambda = 0,0664 \mu\text{m}$.

Le régime continu correspond à $\text{Kn} \ll 1$, le régime moléculaire correspond à $\text{Kn} \gg 1$ et entre les deux (0,4 à 20) on parle de régime intermédiaire.

Cette connaissance du régime d'écoulement permet d'appliquer une correction (en utilisant le facteur de Cunningham) lors du calcul des forces de frottement d'une particule (force de frottement moindre en régime moléculaire). Or ce calcul de la force de traînée est utilisé dès que l'on souhaite calculer l'impact d'une force extérieure sur une particule.

Paramètres définissant le comportement dans un gaz : taille, forme et densité.

Forces dirigeant les particules d'aérosol : mouvement brownien ou diffusion (particules de diamètre inférieur à $0,1 \mu\text{m}$), gravitation et inertie ($>1 \mu\text{m}$), forces électrostatiques à courte distance des surfaces.

Conséquences sur la métrologie des particules :

On exploite les forces agissant sur les aérosols ou leurs caractéristiques physiques pour les trier :

- Les impacteurs, cyclones et lentilles aérodynamiques utilisent l'inertie des particules pour les piéger.
- Les petites particules sont plus facilement déviées que les grosses lorsqu'elles sont chargées et en présence d'un champ électrique. On peut ainsi réaliser une analyse granulométrique par analyse de la mobilité électrique.
- En présence d'un gradient de concentration, les particules soumises au mouvement brownien migrent vers les faibles concentrations. Cette propriété est utilisée dans les batteries de diffusion pour séparer des aérosols inférieurs à 0,15 µm de diamètre.

On peut également employer :

- Les différences de température (force de thermophorèse) à l'intérieur d'un gaz pour diriger des particules (en direction d'une surface froide par exemple, en raison de la plus grande agitation moléculaire dans les zones chaudes).
- La photophorèse, c'est-à-dire la différence de température entre les faces des particules lorsqu'elles sont soumises à un rayon lumineux (en particulier si la matière absorbe bien le rayonnement) qui provoque la migration dans le sens d'éclairement.
- La pression acoustique : Les ondes acoustiques se déplaçant dans un gaz contenant des aérosols peuvent être réfléchies, diffusées et absorbées par les particules le constituant qui subissent également les mouvements induits sur les molécules du gaz alentour.
- Les ondes électromagnétiques peuvent avoir une action similaire aux ondes acoustiques sur un aérosol.

1.1.5. La transformation des aérosols :

L'étude des aérosols est soumise à plusieurs phénomènes de transformation qui peuvent modifier sensiblement la granulométrie et le nombre de particules qui les constituent. Les principaux phénomènes sont la condensation, la nucléation, l'évaporation, la coagulation et la croissance hygroscopique. Notre domaine d'étude se situant dans des salles bénéficiant d'une climatisation de l'air, nous choisissons de décrire le phénomène de coagulation que l'on estime être le principal facteur de transformation pour notre étude ainsi que le phénomène d'hygroscopicité qui intervient dans les voies respiratoires.

On distingue deux types de coagulation.

- La coagulation thermique est produite par le mouvement brownien.
- La coagulation cinématique est produite par une force extérieure à l'aérosol.

Dans les deux cas, le résultat est une augmentation de la taille moyenne des particules et une diminution de la concentration en nombre (mais pas en masse).

Coagulation thermique :

Afin de prédire l'effet de coagulation thermique sur un aérosol, on peut dans une première approche étudier l'aérosol monodispersé sphérique. On trouve alors (Smoluchowski 1917, Hinds 1999) que le taux de décroissance est

$$\frac{dN}{dt} = -KN^2 \text{ ou } N(t) = \frac{N_0}{1 + N_0 K t} \quad \text{Eq. 1-4}$$

Avec N la concentration (N₀ la concentration initiale),
t le temps (s),
K le coefficient de coagulation (cm³.s⁻¹).

L'augmentation simultanée de la taille des particules peut être calculée (Willeke & Baron, 1993) par :

$$d_p(t) = d_0(1 + N_0 K t)^{1/3} \quad \text{Eq. 1-5}$$

Lorsque le diamètre des particules (d_p) est de l'ordre de grandeur (<1 μm) du libre parcours moyen (λ) on a

$$K = 4\pi d_p D = \frac{4kTCu}{3\eta} \quad \text{Eq. 1-6}$$

Avec η (Pa.s) la viscosité dynamique du gaz,
D (m².s⁻¹) le coefficient de diffusion des particules,
Cu le facteur de correction de Cunningham (sans dimension),
k (1,38.10⁻²³ J/K) la constante de Boltzmann.

Ainsi, pour des concentrations élevées, il est important de considérer la durée de vie de l'aérosol ou plutôt sa demi-vie qui est le temps nécessaire pour que la concentration (en nombre) soit divisée par 2. Le tableau suivant donne les ordres de grandeur.

Tableau 1-1 : demi-vie des aérosols³. Source : A. Renoux, D. Boulaud (1998)

Concentration initiale N ₀ (particules.cm ⁻³)	Temps nécessaire au doublement du diamètre	Demi-vie
10 ¹⁴	140 μs	20 μs
10 ¹²	1,4.10 ⁻² s	2.10 ⁻³ s
10 ¹⁰	1,4 s	0,2 s
10 ⁸	140 s	20 s
10 ⁶	4 h	33 minutes
10 ⁴	16 jours	55 h
10 ²	4 ans	231 jours

Ainsi les mesures de concentrations supérieures à 10⁶ particules.cm⁻³ sont des « photographies » qui donnent une information à l'instant t sur une situation éphémère.

³ Pour un coefficient de coagulation égale à 5.10⁻¹⁰ cm³.s⁻¹

Remarque : Pour étudier la coagulation d'aérosols polydispersés, le calcul du taux de coagulation est bien plus complexe puisqu'il faut discrétiser les tailles, calculer le taux de coagulation pour tous les couples de taille en prenant les coefficients de coagulation correspondants.

Coagulation cinématique :

La coagulation cinématique (intervention d'une force extérieure) est également complexe à prédire et de nombreux cas de figures sont possibles (type et nombre de forces en jeu, taille des particules, turbulences).

La coagulation d'un aérosol dispersé a été traitée de manière détaillée par Park et al. (1999)

Nous verrons par la suite que l'aérosol que nous allons étudier est monodispersé et essentiellement soumis à la coagulation thermique lors de son émission.

Complexité de la coagulation en milieu ambiant :

Pour généraliser aux mesures d'aérosols émis par une source, on peut dire que la transformation induite par le mélange de celui-ci avec l'aérosol ambiant (par coagulation thermique et cinématique) masque les informations recherchées. L'aérosol ambiant est de nature très variée selon les locaux, l'activité intérieure, la concentration particulaire extérieure. Il est généralement formé de plusieurs modes répartis sur une grande plage de tailles. Il résulte de l'ensemble des combinaisons et transformations que peuvent subir les aérosols depuis leur source d'émission. Considérant cette difficulté de caractériser l'aérosol ambiant et sa variabilité, il est nécessaire d'éviter le mélange de l'aérosol à étudier avec ce bruit de fond (lorsque cela est possible).

Hygroscopicité des aérosols

Ce phénomène qui entraîne l'accroissement de taille et de masse d'une particule par adsorption de molécules d'eau, est à prendre en compte dans le cas où l'atmosphère est humide. C'est le cas des voies respiratoires où les conditions (99,5 %HR et 37 °C) sont favorables. La croissance est à la fois rapide et importante puisque une particule (hygroscopique) de 0,2 µm de diamètre atteint sa dimension d'équilibre en 1 seconde environ (O. Witschger dans *Les nanoparticules* (2007)) et le facteur d'accroissement peut atteindre 400% (G.A. Ferron 1987, C. Roth 1997). Ce phénomène influe donc sur les calculs de dépôt dans les voies respiratoires. Il entraîne un décalage de la courbe représentant la fraction déposée vers les petits diamètres (Asgharian 2004) lorsque des particules sont entièrement ou partiellement hygroscopiques.

Lorsque les particules sont partiellement hygroscopiques, c'est-à-dire qu'elles sont composées de plusieurs matériaux, la prédiction de la croissance hygroscopique est difficile.

1.2. Mécanismes de dépôt pulmonaire :

Le dépôt pulmonaire est déterminé par les notions de physique des aérosols que nous avons évoqué précédemment. L'aérosol, dont on veut connaître l'éventuel dépôt dans les voies respiratoires, est d'abord émis dans un environnement où il peut subir une transformation. Il peut ensuite être inhalé avec une certaine efficacité (on parle d'inhalabilité) et une fraction de la quantité inhalée pourra être déposée dans l'un des compartiments du tractus respiratoire. Nous présentons ci-dessous les éléments qui servent à déterminer quelle est la fraction déposée et dans quelle région des poumons.

Le dépôt pulmonaire dépend des facteurs suivants :

- Morphologie des voies respiratoires
- Paramètres respiratoires (débit, volume inhalé, volume disponible et durée des cycles).
- Caractéristiques des particules inhalées (taille, granulométrie, forme, charge, densité et hygroscopicité) qui régissent les mécanismes de dépôt.
 - Sédimentation (calculé avec le diamètre aérodynamique).
 - Impaction (idem).
 - Diffusion (calculé avec le diamètre thermodynamique).
 - Interception (pour les fibres, dépendant du facteur de forme et de la longueur).

Or, l'évaluation du dépôt est nécessaire pour l'ensemble de la population humaine dans toute sa diversité. Il a donc été nécessaire de réduire les variables à des modèles types correspondant à différents types de personnes (âge, sexe), et d'étudier des conditions de fonctionnement standard (sommeil couché, repos assis, activité légère, activité intense).

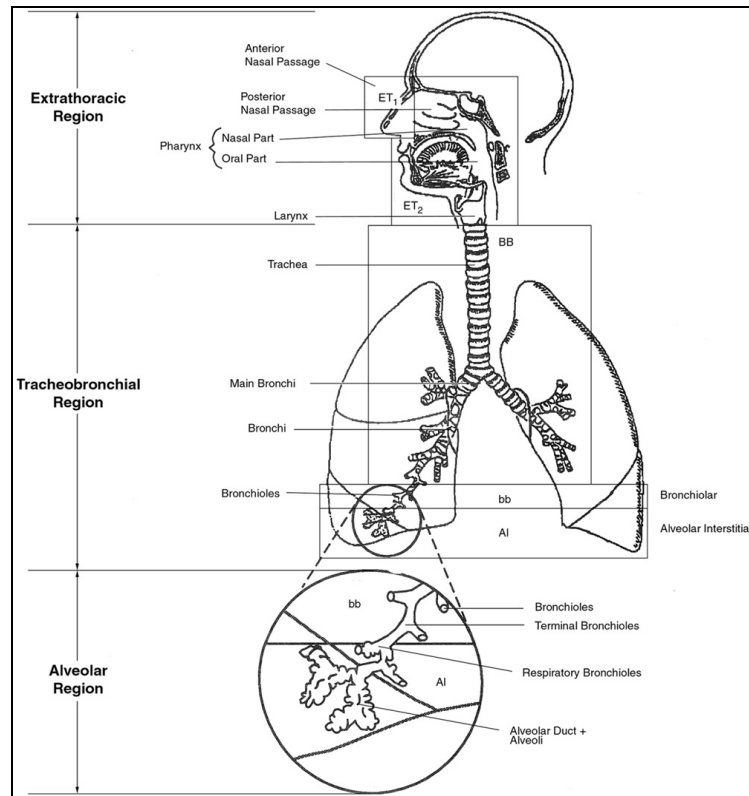


Fig. 1-1 : Tractus respiratoire humain représenté dans la CIPR 66 (1994).

ET1 : Passage nasal antérieur ; ET2 : Passage nasal postérieur, naso-opharynx et larynx; BB : Bronches et trachée ; bb : Bronchioles ; AI : Région alvéolaire-interstitielle⁴ (bronchioles respiratoires, canaux alvéolaires et alvéoles).

Le dépôt pulmonaire par région (figure 1-1) est bien connu et des modèles tels que celui de la CIPR 66 (1994) ont été éprouvés :

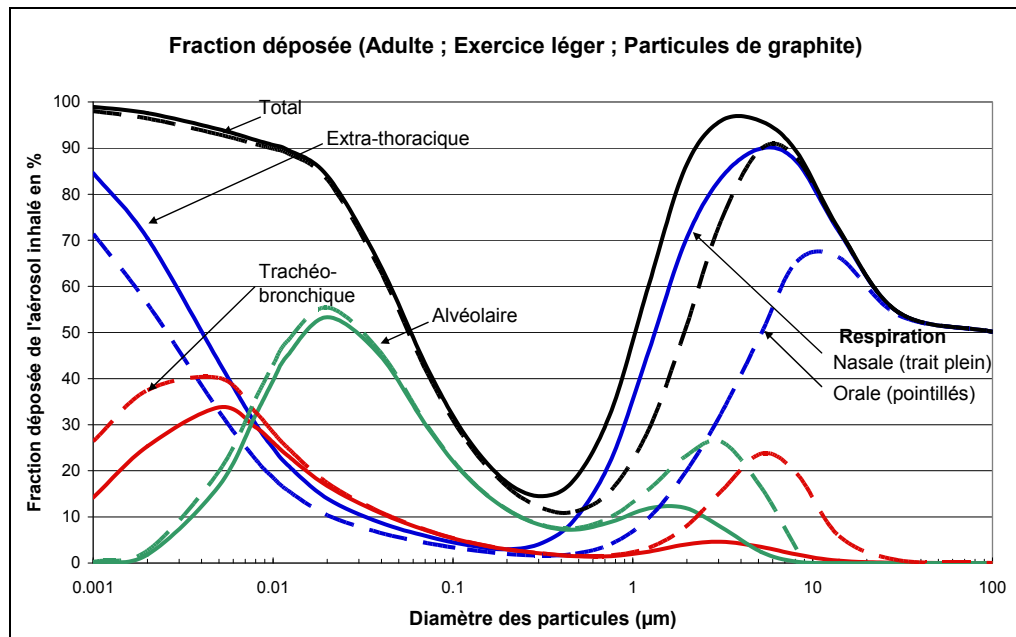


Fig. 1-2 : Courbes de dépôt dans les voies respiratoires. (Données calculées avec le logiciel LUDEP).

⁴ Cette région, également appelée zone respiratoire, avec un volume d'air de près de 5 L correspond à 97% du volume pulmonaire. La surface d'échange totale y est proche de 85 m² grâce aux 900 millions d'alvéoles. (Castranova in *Aerosol measurement, Principles Techniques and Applications*; 2011).

Pour les différentes applications des aérosols (thérapeutique ou imagerie), on cherche à sélectionner la zone de dépôt dans l'arbre respiratoire pour améliorer l'efficacité du traitement ou la qualité d'image.

Nous avons vu précédemment que les aérosols étaient sujets à transformation mais qu'il était possible de produire et diffuser un aérosol mono-dispersé. Il est également possible de choisir la taille de l'aérosol produit en fonction des paramètres de génération (pression, température, viscosité, etc.) ou par une sélection fine à l'intérieur d'un aérosol polydispersé (utilisation d'un Differential Mobility Analyser ou DMA, d'un cyclone, d'impacteurs, ou de batteries de diffusion).

La difficulté est plutôt dans l'étude et la modélisation du dépôt pulmonaire nécessaire pour savoir quelle taille de particule se dépose dans chaque région.

Pour affiner la localisation du dépôt à l'intérieur des différentes régions du tractus respiratoire, on trouve plusieurs techniques d'étude (W. Hofmann 2011) :

- les essais in-vivo avec des aérosols radioactifs monodispersés. La zone de dépôt est analysée par imagerie SPECT-scan par exemple (technique d'imagerie tomographique utilisant le rayonnement gamma du radionucléide inhalé). Ce type d'étude est limité par la résolution de l'imagerie qui est insuffisante pour localiser la position dans les voies inférieures.
- des simulations numériques utilisant des modèles de plus en plus élaborés (géométrie pulmonaire fine d'une partie ou de l'ensemble des voies respiratoires, calculs d'agglomération, influence des charges électriques ou de la forme). On trouve des modèles semi-empiriques reproduisant les résultats d'observations avec des formules mathématiques (cf. CIPR 66), des modèles numériques déterministes basés sur une approche eulérienne des aérosols (on décrit l'aérosol comme un deuxième fluide nommé « phase dispersée » interagissant avec la « phase continue », l'air, dans laquelle il se déplace) ou des modèles stochastiques basés sur une approche lagrangienne (on calcul le devenir d'une particule puis on renouvelle la simulation un grand nombre de fois pour être statistiquement représentatif).
- les reproductions moulées des voies respiratoires supérieures.

La confrontation des résultats obtenus par des modèles numériques et les modèles semi-empiriques permet de déterminer quels mécanismes sont mal connus ou quelle morphologie est mal modélisée (Hofmann 2011).

Ces études sont confrontées à la nature stochastique de la morphologie des voies respiratoires (grande variabilité entre individus). A cette variabilité morphologique s'ajoute l'incertitude introduite par l'impact de certaines maladies pulmonaires sur les zones de dépôt (asthme, emphysème, etc.). Ainsi l'impact d'un aérosol déterminé sur une population sera estimé avec une incertitude qui pourra être réduite en connaissant les caractéristiques pulmonaires de cette population.

Clairance :

On ne peut parler de dépôt sans parler de la clairance, le mécanisme de protection des voies respiratoires face à la pollution particulaire. Dans les régions supérieures (pharynx et

région trachéobronchique), le mécanisme principal est appelé clairance muco-ciliaire : Les cils tapissant les tissus et baignant dans le mucus battent à une fréquence de 1000 à 1500 min^{-1} transportant le tapis muqueux entre 5 et 20 $\text{mm}\cdot\text{min}^{-1}$ dans les bronches et la trachée (pour être expectoré par les voies aériennes supérieures ou avalé). Ce mécanisme est complété par des réactions mécaniques comme la toux et les éternuements. La défense des voies inférieures, dont les alvéoles, est majoritairement assurée par les macrophages qui après avoir été fabriqués phagocytent les particules pour les dissoudre, les réduire et permettre leur transport par l'ascenseur muco-ciliaire. Le délai de clairance dans la région alvéolaire des poumons est estimé à près d'un an et quelques heures pour les autres régions (Castranova 2011). Certaines particules sont connues pour leur résistance aux macrophages, ce sont les fibres insolubles telles que celles d'amiante dont la toxicité est accrue par cette résistance.

On définit alors la rétention pulmonaire comme étant la quantité déposée moins celle évacuée par les mécanismes de clairance.

1.3. L'utilisation d'aérosols et gaz radioactifs à usage médical.

Cette thèse est axée sur l'impact environnemental associé à la génération d'un aérosol particulier, le Technegas[®], utilisé pour l'imagerie pulmonaire. Les principes de mesure employés et les méthodes d'évaluation précédemment évoquées sont applicables pour étudier les aérosols et gaz médicaux en général, et leur dissémination.

Pour présenter l'utilisation de ces gaz et aérosols nous distinguons l'utilisation thérapeutique qui sert à distribuer un médicament dans les voies respiratoires et l'imagerie qui sert à diagnostiquer une maladie, à étudier des fonctions biologiques ou l'efficacité d'une thérapie.

Qualités requises pour l'aérosol distribué :

La taille de l'aérosol doit correspondre à la zone de contact recherchée. Pour une utilisation thérapeutique elle se situe généralement entre 0,5 et 5 μm de diamètre (G. Pilcer 2010). Il est recherché une distribution monodispersée, pour contrôler la zone de dépôt, et de petite taille pour une meilleure pénétration. Forme, densité et charge des particules doivent être maîtrisées en tant que facteur d'influence du dépôt. La dose (quantité de substance active) délivrée doit être précise et reproductible et les propriétés physiques et chimiques du médicament ou du marqueur doivent être protégées. La concentration doit être suffisamment élevée avec une faible vitesse à l'émission (pour ne pas être piégée à l'entrée des voies respiratoires). La mise en œuvre doit être rapide et peu contraignante pour le patient et le personnel de soin.

Techniques de génération des aérosols

Le nébuliseur (pneumatique ou ultrasonique) et le doseur pneumatique (MDI pour Metered Dose Inhaler) présentent des inconvénients de mise en œuvre pour le premier et de perte de produit (>70%) pour le deuxième. Une amélioration a été introduite avec les inhalateurs à poudre sèche (DPI pour Dry Powder Inhaler) dont la propulsion est provoquée par l'inspiration du patient (améliorant ainsi l'efficacité de pénétration dans les poumons grâce à une vitesse des particules proche de celle de l'air inhalé). L'efficacité de la distribution de ce type de système dépend de nombreux facteurs comme la granulométrie et les propriétés de surface de la poudre, de la technique de mise en suspension, de la géométrie de l'inhalateur, de l'anatomie des voies respiratoires et de la mise en œuvre par le patient (vitesse, volume, délai entre 2 séquences). La conception de ce type de système fait donc appel à l'ingénierie de la formulation de la poudre (association d'un excipient sous forme d'une grosse particule conférant une propriété mécanique recherchée) et à la mécanique des fluides pour la distribution.

Maintenir la dispersion des particules aérosolisées nécessite de limiter les effets des mécanismes de cohésion que sont l'aspérité de surface, la capillarité (présence de liquide), l'attraction électrostatique et celle due aux forces de Van Der Waals. Ce rôle est tenu par l'excipient ou aérosol porteur. Une séparation entre l'aérosol porteur et l'aérosol actif doit être réalisée entre la mise en suspension et la pénétration dans les voies respiratoires.

Cette séparation est réalisée par le système de distribution qui, par les turbulences qui le caractérisent, fournit l'énergie de séparation.

La recherche industrielle sur les systèmes de distribution est très active, et de nouveaux concepts apparaissent régulièrement (G. Reychler 2007). On trouve notamment les aérosol-doseurs mécaniques qui propulsent le liquide à travers de fins capillaires, ou propulsant une poudre à travers un tamis (permettant de produire un aérosol fin), ou des systèmes piézoélectriques à membrane vibrante micro perforée. Les aérosols doseurs thermiques quant à eux, utilisent le principe de chauffage à haute température d'un conducteur sur lequel est enduit un médicament qui est alors aérosolisé de manière rapide.

Contrôle de la zone de dépôt avec le mode d'administration

La dimension des particules de l'aérosol et leurs caractéristiques physico-chimiques ne sont pas les seuls paramètres importants.

La zone de dépôt est influencée par :

- la vitesse de l'air inhalé (une vitesse lente⁵ limite le dépôt par impaction dans la zone extra-thoracique et l'entrée des bronches),
- la voie buccale (préférable pour une pénétration profonde) ou nasale,
- le temps de rétention avant expiration.

Il est également possible de fractionner la concentration de l'aérosol dans l'air inhalé en plaçant le bolus⁶ d'aérosol entre 2 volumes d'air propre (Bennet 2002, Möller 2008). Ceci permet de concentrer le produit dans une zone (permettant ainsi une réduction de dose).

Si le bolus est placé en début de respiration, le produit est transporté à la périphérie des poumons et le reste du tractus respiratoire reste peu marqué (si la taille de particules est suffisamment faible). A l'inverse, si la dose est placée en fin de respiration alors le marquage des zones sera inversé (pas de produit dans le poumon périphérique).

Le blocage de la respiration permet d'augmenter le dépôt dans la zone où se situe l'aérosol à la fin de l'inspiration.

La limitation des doses combinée à l'amélioration de l'imagerie laissent envisager (Möller 2008) la possibilité de réaliser l'administration en 2 phases :

1. estimation des caractéristiques pulmonaires par imagerie pour définir les paramètres optimaux de respiration,
2. administration de l'aérosol thérapeutique avec les paramètres optimum.

1.3.1. Usage thérapeutique

L'administration de médicaments par voie pulmonaire sous forme d'aérosol est intéressante pour de nombreuses maladies.

Il y a, d'une part, le traitement des maladies pulmonaires, et d'autre part des traitements systémiques⁷ qui tirent parti de plusieurs avantages :

⁵ Cette vitesse peut être limitée par le système de distribution ainsi que le volume. On parle d'inhalation contrôlée.

⁶ Dose de produit administrée d'un seul coup.

⁷ Traitement de l'ensemble du corps.

- L'efficacité de transmission dans le sang (surface importante de $\sim 100 \text{ m}^2$ et grand débit sanguin de $\sim 5 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ permettant une diffusion rapide dans tout le corps).
- Le médicament pénétrant par les poumons est moins sujet à des transformations métaboliques que par voie orale.

Les indications les plus courantes sont le traitement de la mucoviscidose et d'allergies (antibiotiques), de l'asthme, les infections pulmonaires chroniques ou les cancers du poumon (thérapie génique, chimiothérapie par aérosol).

On trouve également en ventilation pulmonaire artificielle la diminution de la résistance pulmonaire et le traitement d'infections nosocomiales (pneumonies). Des aérosols d'insuline sont employés pour le traitement du diabète. Des agents muco-actifs servent à réguler les sécrétions de poumons malades. On traite également les problèmes d'hypertension pulmonaire et les problèmes de rejet de greffes pulmonaires avec des immunosuppresseurs en aérosol.

Les substances variées qui sont utilisées sont susceptibles d'être dispersées dans l'ambiance des installations de soin ou au domicile des patients.

Remarque : L'Iode 131 (émetteur gamma dont le pic d'absorption totale est à 364 keV et dont la période est de 8 jours) fait l'objet d'une attention particulière dans les CHU (Centre Hospitalier Universitaire) où il est utilisé pour le traitement des hyperthyroïdies et des cancers thyroïdiens (énergie élevée et période longue). Il est généralement administré par voie orale sous forme de gélule mais il est très volatil sous forme iodure (I) ce qui implique des précautions pour la manipulation sous forme liquide (boîte à gants en dépression avec filtration charbon actif et port de gants en plus de ceux de la boîte à gants).

1.3.2. Usage pour l'imagerie (médecine nucléaire)

La médecine nucléaire a pour domaines :

- l'étude des fonctions corporelles et du métabolisme au travers des activités de diagnostic (in-vivo et in-vitro) ou de recherche (animaux, etc.).
- les thérapies ciblées (forte dose délivrée dans un petit volume de cellules).

Elle fonctionne en support des activités médicales classiques telles que la cancérologie, la pneumologie, la cardiologie, l'endocrinologie ou la neurologie.

La médecine nucléaire met en œuvre des radionucléides en sources non scellées (susceptibles d'être disséminés) qui sont détectés par des caméras à scintillation (Giammarile 2010). L'administration se fait par voie intraveineuse, orale ou par inhalation.

La nature, l'énergie et la demi-vie du rayonnement employé sont variables selon les applications. Pour le diagnostic, on recherche des radionucléides dont la dose nécessaire est faible (bonne détection, faible innocuité) et dont la durée de vie est courte (durée nécessaire à l'examen ou correspondant à la durée du processus observé).

Des informations sur l'importance de ce secteur sont intéressantes pour comprendre les enjeux.

D'après l'ASN (Autorité de Sûreté Nucléaire), il y a en 2010, 236 unités de médecine nucléaire en France (60% dans le secteur publique) représentant environ 500 praticiens spécialistes et 1000 médecins. Les informations chiffrées sur ce secteur à l'échelle mondiale manquent malgré l'initiative de l'AIEA (Agence Internationale de l'Energie Atomique) de constituer une base de données des établissements et de leurs équipements (NumDab).

Principes scientifiques :

Les radionucléides sont des éléments chimiques possédant une radioactivité naturelle ou artificielle. Ils peuvent être obtenus par bombardement de noyaux atomiques stables par des faisceaux de particules. La désintégration des noyaux émet soit un rayonnement électromagnétique (rayons gamma, rayons X) soit un rayonnement constitué de particules (particules alpha ou électrons).

La distribution de la radioactivité dans un organe et la dynamique de diffusion renseignent sur le fonctionnement de celui-ci (zones obstruées, etc.).

Le diagnostic in-vivo (ou imagerie) a pour but de vérifier le fonctionnement d'un organe (par comparaison à un organe sain) en administrant un radio-pharmaceutique spécifique de l'organe ou du processus physiologique ou biochimique visé. C'est le vecteur (molécule, anticorps, hormone, particule) utilisé (ou pas) en association avec le radionucléide (par l'intermédiaire d'un chélateur ou ligand pour la liaison) qui permet une fixation ciblée. On parle alors de radio-traceur. L'image obtenue (2D ou 3D selon l'instrument) peut être superposée à des images morphologiques (imagerie hybride) pour aider l'exploitation.

Le tableau suivant donne un aperçu des radionucléides employés en fonction de l'objectif.

Tableau 1-2 : principaux radionucléides recensés par l'ASN pour le diagnostique.

Type d'exploration	Radionucléides utilisés
Métabolisme thyroïdien	Iode 123, technétium 99m
Perfusion du myocarde	Thallium 201, technétium 99m
Perfusion pulmonaire	Technétium 99m
Ventilation pulmonaire	Krypton 81m, technétium 99m
Processus ostéo-articulaire	Technétium 99m
Oncologie – Recherche de métastases	Fluor 18

ASN - Rapport annuel 2010 p. 252-254

Le couple radionucléide-vecteur permet de cibler de nombreux organes et fonctions :

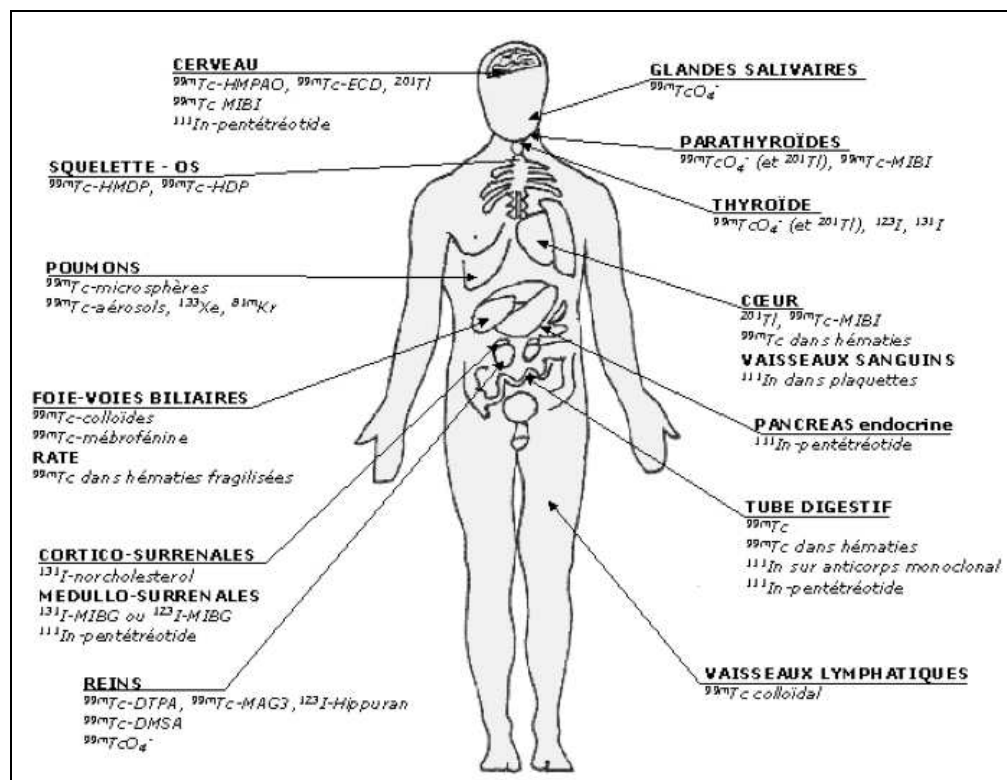


Fig. 1-3 : Cibles des radiotraceurs. (Source : L. Ménard. Université Paris 7)

La radiothérapie interne vectorisée, quant à elle, est indiquée principalement pour des traitements anti-cancer à but curatif ou palliatif (diminution de la douleur par le strontium 89 (^{89}Sr) ou le samarium 153 (^{153}Sm)). On trouve également comme indications le traitement d'hyperthyroïdie et cancers thyroïdiens (iode 131) ou la polyglobulie (phosphore 32 (^{32}P)), le traitement des articulations avec des colloïdes marqués (yttrium 90 (^{90}Y) ou rhénium 186 (^{186}Re) ou le traitement des lymphomes par des anticorps marqués à l'yttrium 90. Le taux de survie des patients a été spectaculairement amélioré par ces techniques.

Le technétium métastable ($^{99\text{m}}\text{Tc}$) :

Le technétium est un métal dont l'isotope 99 métastable est extrait par élution (avec une solution de NaCl) lors de la désintégration β du molybdène 99 pour former des ions TcO_4^- . Cette extraction a lieu selon les besoins dans les générateurs de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ livrés chaque semaine dans les services de médecine nucléaire. Le produit obtenu est une solution de pertechnetate de sodium contenant le $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

C'est un émetteur gamma de raie principale 141 keV (pic d'absorption totale) avec une période physique de 6h. Il se transforme en ^{99}Tc faiblement radioactif. Plus de détails sont disponibles dans la fiche d'information réalisée par l'IRSN et l'INRS (ED 4301 ; Technétium-99m, 2008)

Instruments pour l'imagerie :

On peut classer de la manière suivante les différents types de rayonnements utilisés en imagerie :

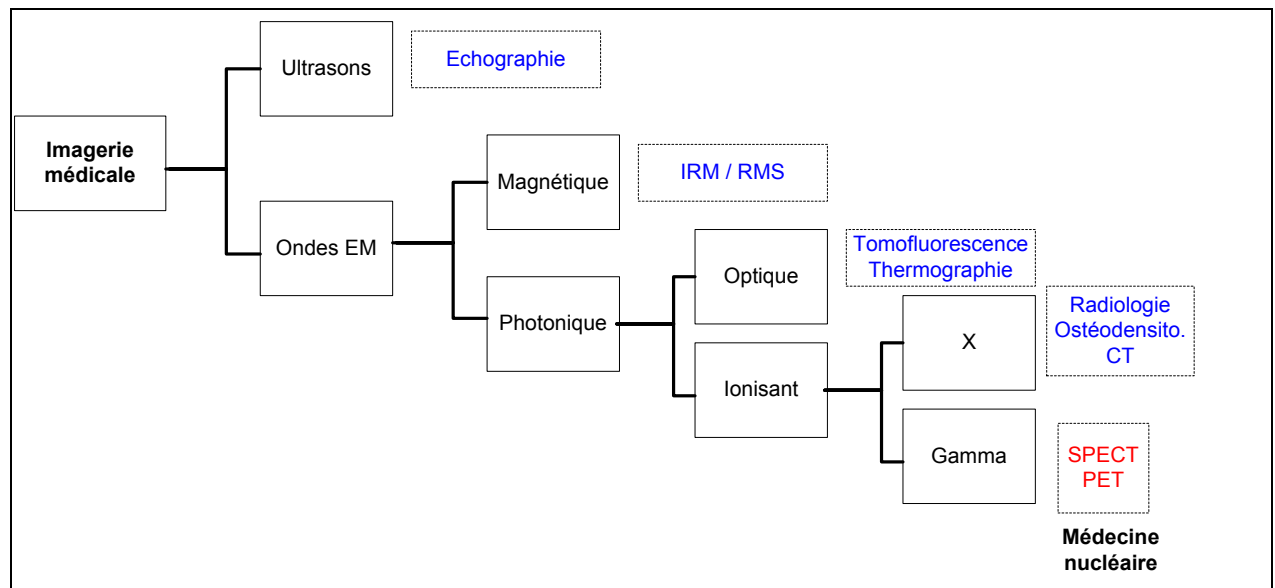


Fig. 1-4 : Rayonnements en imagerie médicale (Source : G. Montémont - CEA Léli).

La découverte, par le physicien allemand H. Kallman (1948), que les tubes photomultiplicateurs (PM), associés à un cristal scintillant (anthracène) étaient efficaces pour détecter des rayons γ , est à l'origine des gamma caméras utilisées aujourd'hui. L'anthracène a été remplacé par un cristal de NaI. La taille des cristaux a augmenté ainsi que le nombre de PM pour améliorer le champ d'observation et la résolution (grâce au perfectionnement du collimateur qui sélectionne les photons incidents en amont du cristal).

Voici les principales familles d'instruments qui en sont issues :

- Le SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) utilise un (ou plusieurs) détecteur animé d'un mouvement de rotation coaxial au lit du patient. L'utilisation de plusieurs têtes de détection rotatives permet de reconstituer en volume la localisation des émissions de photons.

Cet instrument est utilisé avec des radionucléides émetteurs gamma tels que le technétium 99m, l'iode 123, le thallium 201, l'indium 111 ou le gallium 67.

- Le PET (Positron Emission Tomography) détecte les gammas issus de l'annihilation des positons (ou β^+) émis par exemple par le Fluor 18. La détection est assurée par un anneau de détecteurs. L'intensité et le délai de détection entre les différents détecteurs permettent de reconstituer la source d'émission en 3D.

La résolution des images obtenues est pour le moment moins bonne (~3 à 5 mm) que celles de l'imagerie X située entre 50 et 500 μm (l'émission étant isotrope au lieu d'être dirigée comme les X).

Tableau 1-3 - Liste des radionucléides courants et de leur période

Radionucléide	Demi-vie	Energie (keV)	Type d'imagerie
Krypton 81m	13 s	190	SPECT
Fluor 18	110 min	511	PET
Cuivre 64	12,7 h	511	PET
Technétium 99m	6,02 h	140	SPECT
Iode 123	13.2 h	159	SPECT
Thallium 201	73 h	75 et 135	SPECT
Xénon 133	5,3 J	β et γ à 81 keV	SPECT
Iode 131	8.04 J	364	SPECT

Des appareils hybrides apparaissent tels que le PET-scan ou SPECT-scan qui combinent ces instruments avec les informations morphologiques d'un CT-scan (tomodensitomètre à rayons X). Le couplage PET-IRM est également développé pour bénéficier des avantages de l'IRM.

Beaucoup d'espoirs portent sur le développement des détecteurs à semi-conducteurs qui devraient pouvoir améliorer la sensibilité de détection (entraînant la diminution de la dose nécessaire), la résolution des images, tout en facilitant la multi-modalité.



Fig. 1-5 : PET-scan réalisé avec le Biograph mCT (source : <http://www.medical.siemens.com>)

La recherche se porte sur la mise au point de vecteurs variés permettant de cibler des organes ou des métabolismes précis afin d'améliorer la connaissance des mécanismes biologiques ou l'action de médicaments.

Dose reçue pendant les examens médicaux :

Le tableau 1-4 donne des ordres de grandeurs concernant les doses reçues par le patient lors des examens :

Tableau 1-4 : X. Xu, E. Bartolome, *Introduction to medical imaging*.
(source en ligne : <http://www.ieee.li/emb/index.html>, Mars 2010).

Natural background	2.4 mSv/year
Air travel crew	3 mSv/year
Radiation worker US federal limit	50 mSv/year
Dental radiography	0.01 mSv
Chest radiography	0.1 mSv
Mammography	0.7 mSv
PET SPECT (Nuclear medicine)	7 mSv
Chess CT	8 mSv
Pelvic/abdomen CT	10 mSv
CT Angiography	15 mSv
50% of cases die in 30 days	3 Sv

Les examens diagnostiques pratiqués en médecine nucléaire (PET et SPECT) sont à peu près 10 fois plus irradiants qu'une radiographie et identiques à un scanner X.

Les praticiens jugent du rapport bénéfice/risque pour les patients en tenant compte de l'historique des examens réalisés.

La scintigraphie pulmonaire :

Les radionucléides sont utilisés pour l'analyse de la ventilation et de la circulation pulmonaire. L'indication principale est l'embolie pulmonaire (obstruction d'une ou plusieurs artères par un caillot sanguin avec des causes possibles multiples) qui reste une des premières causes de décès dans la population générale (et 70% des diagnostics seraient réalisés post-mortem⁸ d'où un manque de dépistage). Cet examen est également utilisé pour faire des bilans fonctionnels des poumons et pour la préparation d'opérations (cancer du poumon).

- L'examen pour la détection d'une embolie est constitué d'un examen combiné de la ventilation pulmonaire par inhalation d'un aérosol radio-marqué, puis d'un examen de la circulation⁹ (par injection IV de 500 à 700 000 macro-agrégats technétiés de diamètre 30 à 50 µm, donc supérieur à celui des capillaires pulmonaires qui sont ~5 µm). La comparaison des images du réseau circulatoire et de la ventilation pulmonaire (étude de la concordance V/P) permet d'estimer la pathologie : Une thrombo-embolie correspond à des zones sans circulation mais correctement ventilées.
- L'examen fonctionnel pré-opératoire permet de calculer la participation fonctionnelle de chaque poumon, et d'estimer les capacités pulmonaires post-opératoires.
- Les examens post-opératoires ou post-traitement (anti-coagulants) permettent de surveiller l'évolution thérapeutique et de détecter d'éventuelles complications.

⁸ Stein PD, Kayali F, Olson RE. Estimated case fatality rate of pulmonary embolism, 1979 to 1998. *Am J Cardiol* 2004 ; 93 : 1197-9.

⁹ Houzard C. (2011) Cours *La scintigraphie pulmonaire*. UCB LYON I Lyon Sud.

Remarque : l'examen combiné V/P nécessite une activité administrée 3 à 4 fois supérieure à la dose déposée par ventilation pulmonaire (soit 220 à 370 MBq d'après Catherine Chèze-Le Rest, dans *Rappels de Physiologie pulmonaire*, 2008-2009, CHU de Brest).

Gaz et aérosols sont tous deux employés pour marquer les poumons.

Parmi les gaz, on trouve principalement le krypton ^{81m}Kr dont la période très courte (13 s) permet de calculer le débit de ventilation alvéolaire. Il est indiqué pour obtenir des images de bonne qualité avec une faible dosimétrie, mais il sous-estime les zones de faible débit par rapport aux zones de fort débit. De plus, sa faible disponibilité et son coût le rendent moins intéressant.

Le xénon 133 (^{133}Xe) est notamment utilisé aux Etats-Unis (où le ^{81m}Kr et le Technegas® ne sont pas autorisés pour le moment¹⁰). Sa période longue (5,27 J) et la faible qualité d'image le rendent peu intéressant pour la détection d'embolie. Il pose également un problème de radioprotection avec une dosimétrie importante.

Les aérosols sont le vecteur de choix pour le marquage pulmonaire avec des particules liquides ou solides.

- Les aérosols liquides sont caractérisés par des diamètres de particules relativement élevés (600-800 nm ; Albuquerque 2011) et une pénétration périphérique parfois faible. Ils ont pour avantage leur disponibilité, un système de distribution simple et une faible dosimétrie.

On trouve dans cette famille le DTPA- ^{99m}Tc servant à l'étude de la clairance pulmonaire et le Phytate- ^{99m}Tc .

Des recherches sur la diminution de la taille des aérosols liquides pour la scintigraphie sont menées notamment par l'Ecole des Mines de Saint-Etienne, la société Aerodrug et le CHU de Saint-Etienne qui ont réalisé et testé un prototype dont le Diamètre Aérodynamique Moyen en Activité (DAMA) est de 230 nm (Albuquerque 2011).

- Les aérosols solides avec en particulier le Technegas® qui est marqué au ^{99m}Tc , que nous décrivons en détail plus loin, sont une solution intéressante pour la qualité d'image (faible réentraînement de la radioactivité), la période radioactive, la disponibilité et le coût. La technique d'encapsulation utilisée pour le Technegas® serait applicable pour d'autres radionucléides (Nozaki et al. 1995).

¹⁰ Les essais cliniques avec le Technegas® ont seulement été permis depuis décembre 2011 et le fabricant Cyclomedica espère une autorisation de mise sur le marché par la FDA courant 2014 (les Etats-Unis représentent plus de la moitié des services de médecine nucléaire dans le monde).

1.4. Le générateur de Technegas®.

Ce système est commercialisé depuis 1987. L'aérosol et son générateur ont été mis au point pour révéler les problèmes de ventilation pulmonaire, et en particulier, l'embolie. L'aérosol est constitué de particules de carbone ultrafines qui sont marquées par du ^{99m}Tc . On trouve dans l'autorisation de mise sur le marché qui décrit le creuset de Pulmotec® une recommandation d'activité située entre 250 et 700 MBq. En pratique, elle ne dépasserait pas 370 MBq d'après une enquête menée dans un grand nombre d'établissements français ; Etard et Aubert 2012.

On dénombre 2 versions du générateur de Technegas® : La première version (sans appellation), et la nouvelle nommée TechnegasPlus® qui est distribuée depuis 2006. En France, le parc d'appareils compte 150 générateurs, dont un peu plus de la moitié en version TechnegasPlus®. En Europe à peu près 850 générateurs sont utilisés et près de 2000 dans le monde.

Le nombre d'examen réalisés en France est proche de 40 000 par an en 2011.

1.4.1. Principe de fonctionnement.

L'aérosol est formé à haute température dans une atmosphère d'argon pur (2550°C durant une quinzaine de secondes, en faisant passer du courant à travers le creuset ; cf. photo 1-1) par vaporisation du graphite dont est constitué le creuset.



Photo 1-1 : Mise en place du creuset à l'intérieur du générateur (Source : Cyclopharma)

Les vapeurs se transforment en nanoparticules par nucléation puis évoluent en taille par condensation et coagulation. Le technétium serait piégé à l'intérieur d'une capsule de graphite qui empêche celui-ci de se diffuser hors de la zone de dépôt (par dilution). Les particules primaires ainsi formées commencent à s'agglomérer si elles restent concentrées suffisamment longtemps.

Ces particules de carbone marquées au technétium demeurent en suspension dans une chambre plombée située à l'intérieur du générateur. Les aérosols seront inhalés par le patient à l'aide d'un embout buccal à usage unique.

L'atmosphère d'argon permet d'éviter la présence d'oxygène qui impliquerait la production de pertechnétate (Möller 2006). Le pertechnétate qui est soluble dans l'eau dégrade la stabilité du marquage des particules du Technegas®. L'oxygène empêche la formation des capsules de graphite et les particules de technétium ainsi produites forment un aérosol appelé le pertechnegas (ce dérivé peut être utilisé pour l'étude de la perméabilité de la membrane capillo-alvéolaire).

La Fig. 1-6 illustre les débits de gaz lors d'un cycle de ventilation pulmonaire (respiration patient) et lors d'un cycle de purge (évacuation des aérosols non utilisés avant ouverture) :

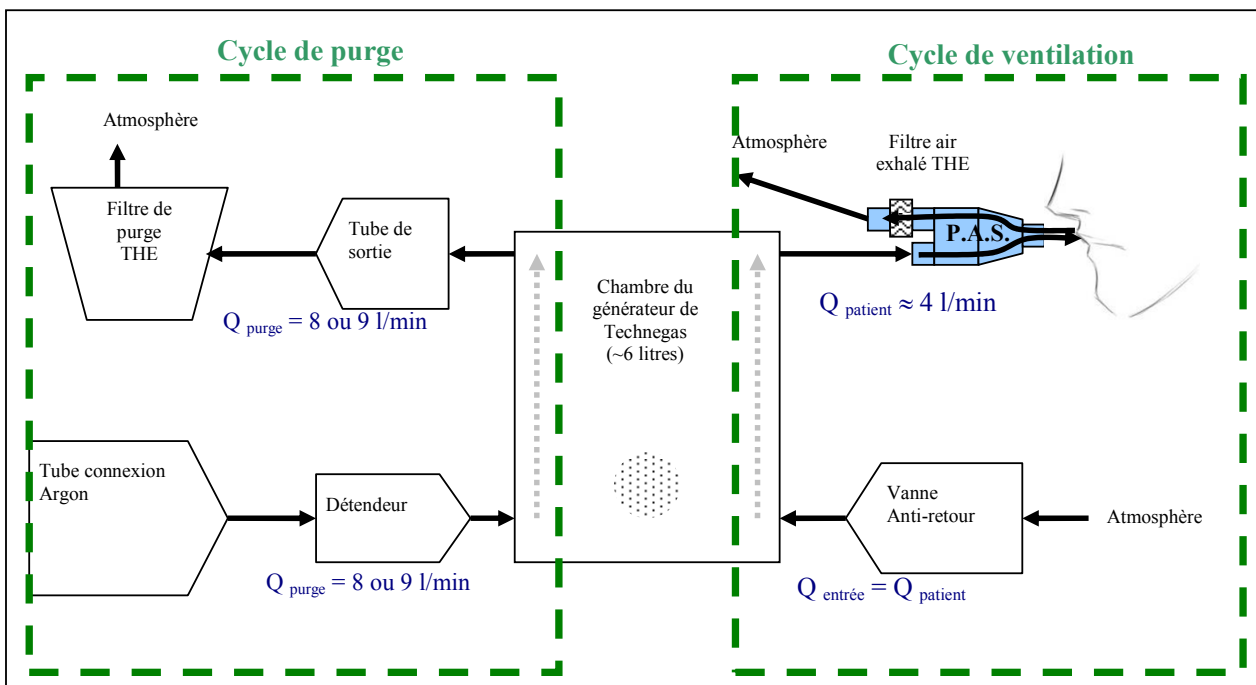


Fig. 1-6 : Schéma aéraulique du générateur de Technegas®

Description du P.A.S. (Patient Administration Set)

Système (Photo 1-2) reliant le patient à la sortie du générateur de Technegas® et permettant de filtrer l'air exhalé par le patient. Il comporte un embout additionnel pour les patients présentant des difficultés à assurer l'étanchéité à l'embouchure.

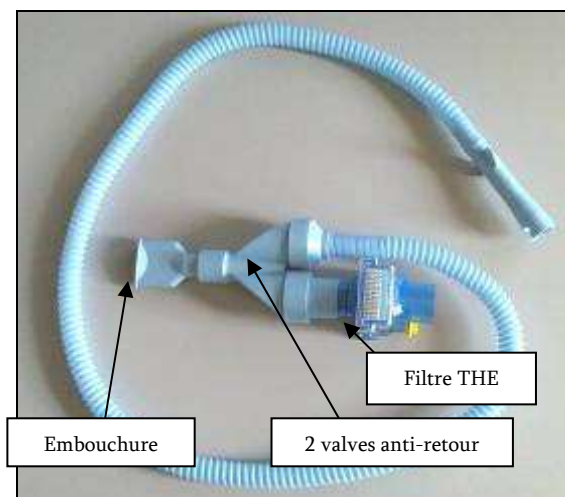


Photo 1-2 : Patient Administration Set

Fonctionnement du générateur (déroulement d'un cycle) :

- Etape 1 : Mise en place du creuset de Pulmotec® (nom commercial du creuset de 1,34 g en graphite pur), après rinçage à l'alcool éthylique à 95 %, dans son support et ajout de ~0,14 ml de pertechnétate de sodium (^{99m}Tc).



Photo 1-3 : Remplissage du creuset avec une seringue contenant le ^{99m}Tc .

- Etape 2 : Fermeture du tiroir en façade, alimentation en argon pour remplir la chambre (6 litres). Démarrage de la séquence d'évaporation (6 minutes avec un balayage à l'argon à 70-80°C).
- Etape 3 : Déclenchement du chauffage haute température du creuset à 2550 °C (quasiment instantané). Les particules sont générées dans la chambre (~50 µg de graphite transformé en particules). On débranche la prise de courant (mise en sécurité du générateur).
- Etape 4 : Libération des particules en 2 étapes. Bouton « Start » sur le clavier puis appui sur le bouton d'ouverture au sommet du générateur. Les particules sortent de la chambre en direction du P.A.S. (Patient Administration Set) et de l'air extérieur (non filtré) est introduit par une valve. Le praticien module la durée de cette opération (2 à 9 min) selon les capacités respiratoires du patient. 10 respirations suffisent en principe soit ~2 minutes.

- Etape 5 : Le bouton d'ouverture est relâché et la phase de purge de la chambre est enclenchée en rebranchant l'appareil sur secteur (durée de purge réglable à 3 ou 6 minutes). La purge est réalisée par un balayage d'argon à 8 l.min^{-1} injecté par une buse sur les modèles d'ancienne génération contre 3 buses et 9 l.min^{-1} pour le modèle « TechnegasPlus® ». Le gaz est évacué à l'extérieur par un filtre à très haute efficacité (Pall BB25 ; efficacité de filtration $>99,999\%$ testée à 30 nm).
- Etape 6 : Ouverture du tiroir en façade pour changer le creuset à usage unique.

Le mode d'administration est clairement décrit dans l'autorisation de mise sur le marché (AMM):

« Le Technegas est administré par inhalation, au plus tard dix minutes après sa préparation, par l'intermédiaire de la "trousse pour administration au patient". Celle-ci contient un tuyau en matière plastique, à connecter au générateur de Technegas, muni d'un embout buccal et d'un filtre.

Le personnel doit porter des gants jetables et est invité à porter une charlotte et un masque, particulièrement si le patient tousse et expectore.

Il est recommandé d'apprendre au patient à respirer via l'embout buccal, selon l'un des modes d'administration décrits ci-dessous, choisi en fonction des possibilités du patient:

1- Inspiration profonde et lente à partir de la capacité résiduelle fonctionnelle (fin d'expiration calme), suivie d'une pause de 5 secondes en inspiration (méthode recommandée).

2- Respiration ample avec des inspirations profondes sans pause respiratoire.

3- Inspirations rapides et profondes à partir de la capacité résiduelle fonctionnelle, suivies d'une pause d'environ 5 secondes en inspiration.

Les patients présentant des difficultés respiratoires peuvent retirer l'embout buccal entre deux inhalations de Technegas.

La première inhalation de Technegas étant dépourvue d'oxygène, il est recommandé d'effectuer une pré-oxygénation avant l'administration du Technegas, particulièrement chez les patients atteints d'insuffisance respiratoire.

Pour obtenir une répartition uniforme, il est recommandé de réaliser l'administration avec le patient en position couchée. »

La publication n°80 de la CIPR précise que la dose effective du Technegas® est 0,015 mSv/MBq pour le corps entier et 0,011 mSv/MBq aux poumons.

C'est en cohérence avec les données indiquées dans l'AMM : la dose délivrée pour une activité inhalée de 40 MBq est de 0,6mSv (pour un adulte de 70 Kg).

1.4.2. Caractéristiques de l'aérosol.

Des mesures antérieures aux nôtres sont disponibles concernant la taille, la forme, l'activité et la concentration de l'aérosol produit.

Plusieurs auteurs décrivent les particules formées observées au microscope comme des capsules hexagonales de taille moyenne 30 à 60 nm (Senden 1996) ou inférieures (7 à 23 nm ; Lemb 1993) qui sont émises sous formes d'agglomérats de taille comprise entre 60 et

160 nm (Lemb et al.), 130 nm plus une épaule à 300 nm (Roth et al. 1997) voir 100 à 200 nm (Möller 2006).

Le diamètre médian en masse est situé à 550 nm (Roth et al. 1997).

Lemb (1993) précise en outre que le DAMA (Diamètre Aérodynamique Médian en Activité) est de 125-151 nm. Des mesures plus récentes (Albuquerque 2011) montrent un DAMA de 400 ± 120 nm pour le Technegas®.

La concentration dans la chambre de production avant la distribution de l'aérosol serait de $\sim 10^7$ particules.cm⁻³.

Le caractère hygroscopique de l'aérosol, qui contrarie l'objectif d'avoir un aérosol hydrophobe (taille stable), a été mis en évidence par des analyses microscopiques (Möller et al. 2006). L'étude de la fraction déposée montre un décalage en taille de l'aérosol exhalé et par l'utilisation d'un Tandem DMA (double analyse voie humide/voie sèche pour la mesure précise de la croissance hygroscopique en fonction de la taille des particules) par Roth et al.(1997).

Il a été montré avec cette dernière technique que le facteur d'accroissement de la taille des particules de Technegas® pour une hygrométrie et un délai comparable à l'inhalation humaine était proche de 2,3.

La présence de NaCl entraîne donc une distribution moins monodispersée que l'on pourrait espérer et donc un dépôt plus dispersé dans les régions ventilées.

Il a été analysé que la rétention de la radioactivité dans les poumons était bonne avec une perte limitée à $\sim 10\%$ (Roth et al. 1997)

Signalons que Möller et al. (2006) ont mis au point une procédure¹¹ améliorant à la fois la taille de l'aérosol (entre 40 et 100 nm), la stabilité du marquage et évitant la transformation hygroscopique pour améliorer les études de clairance pulmonaire.

1.4.3. Etudes antérieures sur les risques d'exposition.

Parmi les études d'exposition professionnelle concernant l'usage d'aérosols en médecine nucléaire, on trouve celles concernant l'usage des aérosols liquides comme le ^{99m}Tc DTPA qui a été utilisé avant les aérosols de particules solides.

Des études de terrain comme celle de Williams et al. (1998) montrent que des disséminations sont constatées, et que parmi les causes, on trouve le patient qui ne maintient pas toujours une bonne étanchéité à l'embouchure, et parfois des fuites sur le matériel de génération de l'aérosol. Il est indiqué (Pityn et al. 1996) que des mesures de précaution comme la vérification de l'étanchéité du circuit de distribution, du générateur et un guidage plus précis des gestes du patient (notamment à la fin du cycle en épurant les poumons avant de libérer le patient) permettent de maîtriser la dissémination d'aérosols. Une étude menée par Brown et al. (1999) a démontré l'intérêt d'utiliser des extracteurs

¹¹ Améliorations obtenues par la réduction de la phase haute température de 15 à 2s, épuration de l'éluât sur résine échangeuse d'ions pour supprimer les ions Na⁺ et dilution de l'aérosol produit dans un sac conducteur avant l'utilisation.

d'air à proximité de la tête du patient pour faire diminuer le niveau de contamination final dans la pièce d'examen. Les niveaux de contamination constatés sont généralement faibles (Achev et al. 2004) et sans rapport avec les doses pouvant provenir des autres examens réalisés en médecine nucléaire.

Les études de contamination ciblées sur l'usage du Technegas® sont rares (Daugeron 2004 et 2007). On trouve cependant en France des résultats de campagnes de mesure menées par l'IRSN¹² qui incluent des analyses de radioactivité de l'air (Grandcoing et al., 2011). L'IRSN réalise également la surveillance de la contamination interne de la plupart des personnels des services de médecine nucléaire (examens anthroporadiométriques ou analyses radiotoxicologiques d'excrétas) et dispose ainsi de données intéressantes. Parmi ces analyses d'environnement et incidents déclarés dans les installations, on ne trouve pas de données alarmantes sur la contamination interne par les aérosols.

Cependant, on ne peut arrêter l'examen de cette contamination potentielle à ces résultats, étant donné la durée de vie courte du technétium et la difficulté de réaliser des prélèvements atmosphériques suffisamment nombreux et longs pour être représentatifs.

¹² Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire.

1.5. L'environnement de médecine nucléaire

1.5.1. Nature de l'exposition

Considérer la sécurité d'une installation de médecine nucléaire nécessite d'avoir une vue d'ensemble des formes et occasions d'exposition possibles dans ce type d'activité. En effet, nous avons vu que les sources présentes étaient de nature différente mais le déroulement des activités est également varié, multipliant ainsi les situations à étudier d'un point de vue radioprotection.

Les principaux personnels concernés sont :

- médecin,
- radiophysicien,
- radiopharmacien,
- personnel paramédical,
- personnel d'entretien,
- personnel de maintenance,
- stagiaire,
- personnel administratif.

...ils sont classés par le PCR et le chef d'établissement, après les évaluations réalisées lors d'études de poste, en catégories définissant le type de surveillance dont ils doivent faire l'objet (Catégorie A¹³, B ou non surveillé).

Les sources radioactives sont dites non-scellées : Les flacons, seringues (transportés dans des boîtes blindées et protégées-seringues) et générateurs de produits radioactifs qui sont le plus souvent manipulés dans des enceintes blindées de type boîte à gants. Il ne faut pas oublier les patients (qui ne sont pas isolés) ainsi que les déchets placés en principe dans des poubelles blindées.

Parmi les tâches régulières on trouve :

- la réception et transfert des produits radioactifs,
- la préparation des produits radiopharmaceutiques,
- le transport interne des sources,
- la vérification des activités des produits (contrôle qualité),
- le stockage des sources (scellées ou non),
- l'injection des patients,
- la prise en charge et l'examen du patient (radioactif),
- la gestion des déchets radioactifs,
- le nettoyage et la maintenance des équipements,
- les nombreux déplacements entre les différentes zones en conservant les mêmes vêtements.

¹³ Personnes exposées à une dose efficace >6 mSv/an dans les conditions habituelles de travail ou à une dose équivalente dépassant les 3/10^{ème} des limites fixées dans le tableau page suivante.

Lors de ces différentes activités, l'exposition est détectable par les systèmes de dosimétrie (dont la surveillance des doigts et du cristallin), mais il y a aussi une part qui n'est pas détectée (exposition des parties du corps qui sont éloignées du dosimètre, exposition cutanée par des lésions, inhalation).

Comme dans toute activité il faut également envisager les incidents tels qu'une dissémination accidentelle d'un contaminant, un dysfonctionnement technique des protections, ou une erreur humaine.

1.5.2. Législation

En matière de radioprotection, les bonnes pratiques sont souvent définies à une échelle internationale au sein de la CIPR (Commission Internationale de Protection Radiologique), qui propose des recommandations, de l'AIEA (Agence Internationale à l'Energie Atomique), de l'UNSCEAR (comité scientifique sur les effets des rayonnements atomiques) et de l'Euratom (European Atomic Energy Community). Ces pratiques sont traduites et adaptées au niveau national.

Les textes relatifs aux limites réglementaires annuelles et délimitation des zones de travail en France sont listés par l'IRSN (Rapport DRPH/DIR n° 2010-1) et par l'INRS (ED932, 2008).

Les données essentielles concernant la médecine nucléaire sont résumées dans les 2 tableaux suivants :

Tableau 1-5 : Limites réglementaires de doses reçues par les travailleurs¹⁴ (mSv/12 mois)

Grandeur :	Travailleurs Cat. A	Travailleurs Cat. B et jeunes (16-18 ans)	Femme enceinte	Femme allaitant
Dose efficace	20	6	l'exposition de l'enfant à naître doit rester inférieure à 1 mSv.	ne doit pas être soumise à un risque d'exposition interne.
Dose équivalente				
mains, avant-bras, pieds et chevilles	500	150		
Peau	500	150		
Cristallin	150	45		

→ Le maintien des doses sous ces limites ne dispense pas d'optimiser continuellement les mesures de protection.

¹⁴ Articles R. 4451-12, R. 4451-13, D. 4152-5, D. 4152-7 et D. 4153-34 du code du travail

Tableau 1-6 : Limites réglementaires pour la délimitation des zones de travail.¹⁵

Zone	Limite de dose efficace (Externe + interne)	Limite de dose équivalente #	Débit d'équivalent de dose au corps entier
Attenante	0,08 mSv/mois	-	-
Surveillée	0,0075 mSv.h ⁻¹	0,2 mSv.h ⁻¹	-
Contrôlée verte	0,025 mSv.h ⁻¹	0,65 mSv.h ⁻¹	-
Contrôlée jaune	2 mSv.h ⁻¹	50 mSv.h ⁻¹	2 mSv.h ⁻¹
Contrôlée orange	100 mSv.h ⁻¹	2500 mSv.h ⁻¹	100 mSv.h ⁻¹
Interdite rouge	>100 mSv.h ⁻¹	>2500 mSv.h ⁻¹	>100 mSv.h ⁻¹

Exposition externe des extrémités (mains, avant-bras, pieds, chevilles).

Une délimitation par des panneaux placés sur les portes des locaux rappelle cette classification.

Cette délimitation des zones peut être intermittente, si l'émission des rayonnements n'est pas continue (signalisation temporaire lumineuse et éventuellement sonore).

Pour les règles techniques applicables aux locaux, l'arrêté du 30 octobre 1981 définit les conditions d'emploi des sources non scellées et notamment la ventilation des locaux. Il y est indiqué que les locaux où sont manipulés les radioéléments doivent être séparés des locaux ordinaires par un sas vestiaire.

Les modalités de contrôle de la radioprotection sont définies dans l'arrêté du 26/10/05.

- Vérification de l'intégrité des équipements contenant les sources radioactives et au niveau des appareils d'utilisation (injecteurs, générateurs etc.).
- Contrôle de contamination atmosphérique (continu ou au moins mensuel) lorsque le risque est identifié.

1.5.3. Radioprotection pratique

Stratégie de maîtrise des risques :

L'INRS a édité un document de synthèse pour l'analyse des risques en médecine nucléaire à destination des PCR et médecins du travail (DMT n°105 2006). Les principales mesures techniques énoncées concernant l'installation sont :

- L'organisation des locaux en fonction des lieux de détention et d'utilisation des sources (à l'écart, regroupés et signalés).
- Vestiaires doubles pour éviter les transferts de contaminants aux vêtements de ville.
- Revêtement lisse sans joints et décontaminable.
- Parois renforcées (équivalent à 15 cm de béton) pour les parois du labo chaud et des salles d'injection avec un transfert par guichet entre les deux.
- Ventilation du service indépendante des autres permettant la mise en dépression des locaux et un renouvellement d'air minimum de :
 - 10 vol./h pour le labo chaud,

¹⁵ articles 5 et 7 de l'arrêté du 15 mai 2006

- 5 vol./h pour les autres locaux.
- Bouches de soufflage et d'extraction d'air implantées de façon à éviter toute perturbation aéraulique.
- Dispositif de captation d'air relié à une gaine d'extraction indépendante. Ce dispositif doit être placé au plus près de la tête des patients lors des examens ventilatoires.
- D'autres spécifications concernant les hottes et enceintes blindées, les éviers susceptibles de recevoir des effluents contaminés, la bonde au sol du labo chaud et le matériel de détection.

Ordre de grandeur des débits de dose rencontrés.

Les chiffres suivants sont issus d'une présentation de B. Aubert (IRSN)¹⁶.

Tableau 1-7 : Exemples de débits de dose en médecine nucléaire

Type de source	Activité (GBq)	Type de protection	Débit de dose derrière la protection ($\mu\text{S.h}^{-1}$)
Générateur	9,6 à 14,6	Enceinte blindée	2,3 derrière la porte
Seringue (^{18}F)	0,4	Protège-seringue (5mm W)	8,7 (à 1 mètre)
Seringue ($^{99\text{m}}\text{Tc}$)	1	Protège-seringue (5mm Pb)	2,6 (à 1 mètre)
Seringue (^{111}In)	0,18	Protège-seringue (5mm Pb)	6,9 (à 1 mètre)
Patient (^{18}F)	0,5	aucune	50 (à 1 mètre)
Patient ($^{99\text{m}}\text{Tc}$)	0,925	aucune	15 (à 1 mètre)
Patient (^{131}I)	3,7	aucune	148 (à 1 mètre)

On constate que le patient est une source importante surtout en thérapie. La protection du personnel vis-à-vis des patients est difficile en raison de la nature du travail (contact nécessaire). Les chiffres donnés à 1 mètre peuvent fortement augmenter à courte distance pour atteindre des débits de dose proches de 1 mSv.h^{-1} (par exemple pour un patient traité avec 4 GBq de ^{131}I).

Conséquences sur le zonage.

Pour une salle de SPECT recevant 2 patients / heure (30 min. chacun) injectés au $^{99\text{m}}\text{Tc}$, la dose intégrée sur 1h est de $\sim 15 \mu\text{Sv}$. J.L. Rehel (IRSN)¹⁷ indique que la limite entre zone contrôlée (verte) et surveillée se situe alors à 1,4 m du patient et la limite entre les zones contrôlées jaunes et vertes se situe à 0,77 m du patient. Un zonage aussi précis peut être utile pour le personnel, mais en pratique un zonage jaune de la salle simplifie les considérations sur la surveillance et la protection.

La salle d'attente après injection peut être considérée comme contrôlée jaune.

¹⁶ SFRP, 6èmes rencontres des PCR (Paris, 2008). Application de l'arrêté zonage dans le domaine médical : médecine nucléaire

¹⁷ Rehel J.L., Donadille L., Deligne J.M., Aubert B. (Paris, 2010) Guide pratique pour la réalisation des études dosimétriques de postes de travail présentant un risque d'exposition aux rayonnements ionisants : un exemple en médecine nucléaire. SFRP, Etudes de poste et radioprotection.

En radiopharmacie (labo chaud), les enceintes sont des zones contrôlées-oranges, le reste du local étant vert.

La salle d'injection est contrôlée-jaune autour du poste d'injection, le reste étant vert (ou jaune si la salle est petite).

Défauts d'application des spécifications techniques des locaux.

Les points suivants sont issus d'observations dans plusieurs services.

- Le taux de renouvellement et/ou la dépression des salles ne sont pas systématiquement respectés (en principe un contrôle externe annuel et des contrôles internes au moins mensuels doivent surveiller ces paramètres).
- La mise en place d'un système d'extraction au niveau de la tête du patient pour les examens ventilatoires n'est pas systématique et potentiellement mal utilisée.
- Le confinement physique des locaux où sont manipulés les produits radioactifs semble difficile à appliquer (hormis le labo chaud équipé d'un sas, les salles sont généralement ouvertes). Le confinement dynamique devient alors très important.
- Le contrôle de la contamination atmosphérique, qui est indiquée lorsque un risque est identifié, pâti de cette condition (pas de contrôle, donc pas de risque identifié, donc pas de contrôle, etc.).
- Le générateur de Technegas® peut être considéré comme un système contenant une source radioactive or le contrôle d'intégrité qui doit inclure le test d'efficacité du filtre ne semble pas être appliqué (la mise en place d'un filtre neuf ne garantit pas son intégrité).

Ces problèmes d'application posent la question d'une éventuelle révision des règles en matière de mesures de confinement (une réflexion est en cours en 2012 au sein de l'ASN).

1.6. Conclusion

L'étude de la dissémination du Technegas® est un thème d'étude qui se justifie par la faible quantité de résultats disponibles. De plus, le développement des méthodes d'évaluation des émissions d'aérosols, lors de procédés médicaux, est lié à un champ disciplinaire en plein développement qui nécessitera des outils adaptés pour les études de risque.

L'environnement lié à la médecine nucléaire est caractérisé par un encadrement strict des procédures et substances employées, par une surveillance régulière de l'exposition du personnel. Ce secteur reste cependant confronté à la difficulté de maintenir un confinement dynamique suffisant pour éviter la dissémination d'aérosols. La multiplicité des salles, les nombreux déplacements rendent le confinement statique difficile. La présence de sources radioactives potentiellement dangereuses focalise l'attention sur celles-ci.

Le Technegas®, qui est utilisé depuis 25 ans, est un aérosol solide insoluble de diamètre proche de 130 nm. La distribution granulométrique de la radioactivité est caractérisée par un DAMA (Diamètre Aérodynamique Médian en Activité) de 400 à 500 nm, d'après la littérature. Pour estimer le dépôt pulmonaire de cet aérosol, on peut s'inspirer des techniques d'administration des aérosols thérapeutiques qui font appel à toutes les caractéristiques régissant ce dépôt afin de le contrôler. Ainsi, nous devons comprendre quelles transformations peuvent avoir lieu entre la chambre où est produit l'aérosol, les voies respiratoires d'un patient (susceptible de le réémettre) et l'environnement dans lequel le personnel travaille (dissémination, coagulation, croissance hygroscopique).

Chapitre 2. Etude de l'émission et de son impact en milieu professionnel.

2.1. Aspect métrologique

Dans la première partie, nous avons décrit les facteurs d'influence sur le comportement des particules dans un gaz. Parmi les différents instruments utilisant ces caractéristiques, il est nécessaire de sélectionner ceux qui apporteront les informations nécessaires et qui seront compatibles avec le type d'aérosol étudié. Voici les caractéristiques guidant notre choix :

- Matière constituant l'aérosol : nous avons décrit précédemment l'aérosol de Technegas® comme étant composé essentiellement de graphite (et de cristaux de NaCl provenant de la solution saline utilisée).
- Dimensions : nous avons vu dans la littérature que les dimensions des particules émises par le générateur étaient comprises entre 60 nm (plus grande dimension de la « capsule » de Technegas®) pour les particules primaires et 130 à 200 nm pour les agglomérats enregistrés en sortie du générateur.
- Fréquence d'acquisition ou résolution temporelle : nous avons affaire à un procédé relativement court (moins de 10 minutes de ventilation pulmonaire) durant lequel plusieurs événements se succèdent (évaporation, chauffage haute température, distribution, purge puis ouverture du tiroir d'accès au creuset). Il faut pouvoir discriminer ces événements pour comprendre leur importance relative.
- Exploitation des données : nous souhaitons pouvoir évaluer l'exposition du personnel. Il est donc nécessaire de disposer de la granulométrie en diamètre aérodynamique et thermodynamique (calcul de dépôt pulmonaire) et de la concentration en nombre ou en masse.
- Sensibilité : étant envisagé un prélèvement en ambiance d'une fraction seulement de l'émission, il faut rechercher une technique de mesure parmi les plus sensibles.
- Environnement de mesure : les générateurs de Technegas® sont difficilement déplaçables pour une étude. Ils sont susceptibles d'être utilisés en urgence et sont radioactifs pendant plusieurs heures après leur utilisation. Il sera nécessaire de réaliser les mesures in-situ dans une atmosphère sans purification particulière (concentration de particules élevée et variable).

2.1.1. Sélection des instruments adaptés pour une mesure du Technegas®

Nous commençons la sélection par la métrique (nombre, masse ou surface) de l'instrument. Procédons par élimination :

- Les instruments spécialisés dans la mesure de concentration en surface ne permettent pas d'obtenir une information sur la répartition granulométrique des particules qui nous est nécessaire.
- Les instruments réalisant la mesure en masse ont une métrique utile pour les études d'exposition (les valeurs limites d'exposition professionnelle sont

généralement données dans cette unité), cependant ils sont moins sensibles que d'autres instruments et favorisent les particules de grande taille.

- La dernière métrique (nombre) est la plus développée et la plus sensible quantitativement. Nous choisissons donc cette catégorie, mais nous pourrions modifier par calcul les unités en concentration massique, si nécessaire, puisque l'aérosol que nous voulons étudier est constitué principalement d'un matériau unique (graphite).

Parcourons les différents types d'instruments permettant une mesure en nombre pour les confronter à notre cahier des charges :

- Compteur optique. Basé sur la détection de la lumière diffusée par les particules (illuminées par un laser), c'est la technique de mesure la plus largement disponible en raison de son faible coût pour les diamètres supérieurs à $0,3 \mu\text{m}$ et de sa robustesse. La gamme de mesure s'étend aux diamètres de $0,1 \mu\text{m}$ à $5 \mu\text{m}$ ce qui ne couvre pas le domaine nanométrique.

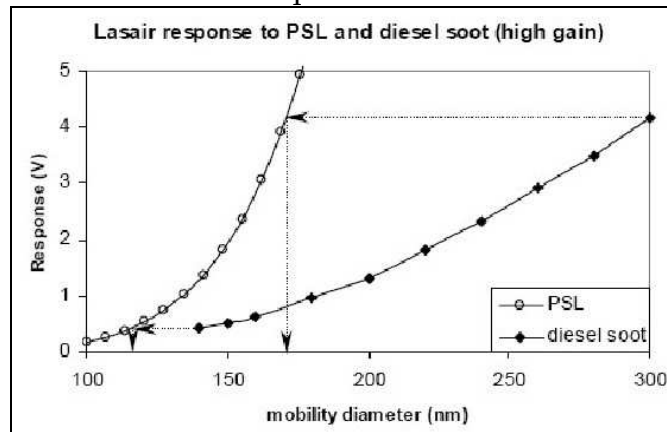


Fig. 2-1 : Comparaison de la réponse d'un compteur optique à des particules étalon (en polystyrène latex) et des particules de carbone (fumées de diesel).

Extrait de Wang X. 2002.

La réponse de cet instrument n'est pas bonne pour notre application. La Fig. 2-1 illustre l'écart entre la réponse d'un compteur optique de particules pour des sphères de polystyrène latex (PSL) utilisées pour la calibration et la réponse du même instrument pour des particules à faible indice de réfraction. Il y a donc à la fois un décalage de la granulométrie et une baisse de l'efficacité de réponse pour les particules de carbone.

→ Le compteur optique n'est pas à privilégier. Il est limité en raison de la gamme de mesure commençant à $0,1 \mu\text{m}$ et surtout en raison de la détection moindre des particules de graphite.

- CNC (Compteur de Noyaux de Condensation). Cet instrument dérivé du compteur optique précédent améliore la capacité de détection des petites particules en grossissant celles-ci (condensation) avant la cellule de détection. En contrepartie, on perd l'information sur la granulométrie.

→ Cet instrument pourrait être utilisé en complément d'une chaîne de mesure de la granulométrie.

- Batterie de diffusion. Cet instrument destiné aux particules ultrafines permet de déterminer leur coefficient de diffusion et de convertir celui-ci en diamètre équivalent de diffusion (ou diamètre thermodynamique). Il est associé à un instrument de mesure tel qu'un CNC et peut réaliser une mesure granulométrique par analyse séquentielle des différents diamètres (pour échantillons stables).
→ Cet instrument présente une durée d'analyse de la granulométrie trop importante pour notre application.
- SMPS : Instrument destiné à l'analyse des particules ultrafines mais avec une gamme granulométrique assez étendue (qq nm à 1 µm). Les particules échantillonnées sont neutralisées (placées à l'équilibre de Boltzmann), puis elles passent au travers d'un DMA (Differential Mobility Analyser) qui les sélectionne en les déviant sous l'effet d'un champ électrique variable. On obtient ainsi par analyse séquentielle la granulométrie pour le diamètre de mobilité électrique.
→ Le SMPS est un instrument intéressant pour notre application, mais il souffre d'une sensibilité de détection limitée par le principe du DMA (seule une fraction de l'aérosol est analysée), ainsi que d'un délai important pour réaliser une analyse granulométrique (entre 10 et 60 secondes selon l'étendue et le modèle).
- ELPI : Instrument développé pour l'étude des nanoparticules fonctionnant sur le principe d'une sélection des particules par un impacteur en cascade (13 étages) basse pression (nommé DLPI). Les particules déposées sur les étages sont portées à un état de charge connu, puis elles sont détectées par un électromètre. Le courant détecté est fonction du nombre de particules. On obtient une granulométrie située entre 7 nm et 10 µm en diamètre aérodynamique. Les particules déposées sur chaque étage peuvent être utilisées pour une analyse complémentaire (masse, chimie, activité).
L'élément DLPI, c'est-à-dire l'impacteur en cascade, peut être utilisé seul pour une analyse manuelle simplifiée.
→ L'ELPI a pour défaut d'être un peu moins sensible que d'autres instruments pour dénombrer les particules ultrafines (détection à partir de ~50 particules dans la gamme nanométrique) et d'être très sensible à la densité des particules analysées (Witschger et al. 2011).
- APS : Granulomètre basé sur la détermination du diamètre aérodynamique avec une plage de mesure située entre 0,5 µm et 20 µm. Les particules soumises à une accélération du flux d'air porteur sont accélérées différemment selon leur diamètre aérodynamique. La vitesse après accélération est estimée par 2 détections laser distantes permettant de calculer le diamètre aérodynamique par comparaison avec les données d'étalonnage. La fréquence d'échantillonnage est courte (>1 sec.). La plage de concentration est située entre 1.10^{-3} et 1.10^3 particules.cm⁻³.
→ Cet instrument fournit l'information recherchée en termes de taille (diamètre aérodynamique) mais sa plage granulométrique ne descend pas en dessous de 0,5 µm.

En conclusion, aucun instrument ne répond seul, à l'ensemble de notre cahier des charges métrologique. Nous devons donc utiliser plusieurs de ces instruments pour obtenir une caractérisation complète de l'aérosol.

De plus, il faudra conjuguer les méthodes de mesure directes qui sont adaptées pour dénombrer les particules et les méthodes indirectes nécessaires pour analyser la nature des particules (activité, forme, composition).

2.1.2. Mesure de la radioactivité des aérosols en médecine nucléaire

Les aérosols recherchés sont des émetteurs gamma (énergie de 140 keV pour le ^{99m}Tc avec une DPUI¹⁸ de 1,5.10⁻¹¹ Sv/Bq d'après la CIPR 80).

Principe de mesure.

Il existe 3 familles de détecteurs (H. Métivier. 2006) basées sur les différents phénomènes observés lorsque le rayonnement traverse la matière :

- ionisation par arrachement d'électrons (détecteurs à ionisation),
- scintillation, c'est-à-dire émission d'un photon lumineux, lors du retour de l'atome à son état normal après une excitation provoquée par le rayonnement,
- création de charges positives et négatives mobiles dans les semi-conducteurs.

Les électrons ou photons créés sont convertis en impulsions électriques traduites en coups par seconde.

Le détecteur en Germanium de Haute pureté (GeHP) est un scintillateur qui émet des photons dont l'énergie¹⁹ et l'intensité sont analysées (spectrométrie gamma) par comparaison avec les données d'étalonnage en énergie (avec des sources gamma couvrant le domaine d'énergie nécessaire) et les données d'étalonnage en efficacité (réalisé avec un échantillon de forme adaptée et d'activité connue). Le détecteur et l'échantillon sont placés dans un château de plomb pour protéger les intervenants et diminuer le bruit de fond du détecteur.

Recommandations existantes :

On trouve dans la fiche ED 4301 de l'INRS dédiée au ^{99m}Tc la proposition d'utiliser une balise pour le contrôle continu de la contamination atmosphérique. Or, après de multiples recherches, nous n'avons pas trouvé l'existence d'un tel système dans le commerce (pour les émissions gamma). En revanche, il est cité la possibilité de faire des contrôles de manière différée après prélèvement sur un échantillonneur adapté (puis analyse par spectromètre gamma après étalonnage pour ce type d'échantillon).

La fréquence indiquée pour la recherche du ^{99m}Tc dans l'air est « en routine si le risque de contamination atmosphérique est avéré ». De plus, il est indiqué qu'une recherche de points de contamination doit être réalisée après chaque manipulation.

Le même type de technique différée est utilisée par l'IRSN (Rehel et al. 2010 ; Grandcoing et al. 2011) et l'emplacement utilisé pour le prélèvement est celui des travailleurs.

¹⁸ Dose par unité d'incorporation en Sv/Bq

¹⁹ Résolution en énergie : -10% à 140 keV

Le guide IRSN sur les études de poste (DRPH/DIR n°2010-1) précise que les emplacements intéressants pour la surveillance sont la radiopharmacie, la salle d'administration, la salle d'examen (dédiée aux ventilations pulmonaires), la chambre d'hospitalisation et la salle de gestion des déchets.

Pour les analyses en ambiance, nous utiliserons donc des prélèvements sur filtres qui seront analysés en différé à l'aide d'un spectromètre gamma.

2.2. Isoler et capter l'émission d'un aérosol

Nous avons indiqué précédemment quels instruments devront être utilisés pour caractériser un aérosol de Technegas® mais la phase de prélèvement est à définir en fonction des contraintes de l'environnement. Ce problème se pose pour toutes les études d'environnement où l'on cible un contaminant. Il est souhaitable de l'isoler pour pouvoir utiliser des instruments de mesure qui, pour la plupart, ne sont pas sélectifs sur la nature des aérosols. Ceci est d'autant plus vrai pour une analyse en nombre des particules ultrafines, car les particules du bruit de fond sont très concentrées (en nombre) dans ce domaine.

Plusieurs défis sont à relever pour pouvoir analyser correctement une émission de particules fines et ultrafines :

- Le bruit de fond doit être suffisamment réduit pour permettre de mesurer les niveaux d'émissions faibles.
- La coagulation des particules doit être limitée pour permettre la mesure correcte de la distribution granulométrique des particules de la source.
- Le temps de contact des particules ultrafines avec les surfaces doit être petit pour limiter les dépôts.
- La réduction de la distance et du délai entre l'émission et l'analyse est une bonne stratégie pour répondre à ces exigences (Kulkarni et al, 2011).

Une façon d'aborder ces problèmes est d'étudier les émissions dans des chambres de test dédiées (voir Afshari et al, 2005; Gehin et al, 2008.). Toutefois, pour l'utilisation d'une telle chambre d'essai, les problèmes suivants doivent être résolus :

- Une émission localisée peut être sur ou sous-représentée par le système d'échantillonnage, si la concentration est hétérogène dans le plan d'échantillonnage.
- Une émission fluctuante est partiellement détectée ou sous-estimée, si la fréquence d'échantillonnage est faible.

Nous allons décrire une chambre d'essai d'émission de particules qui remplit les conditions précédentes.

Nous décrivons la conception de ce système et les tests de performance suivants par ordre de priorité:

- représentativité du système d'échantillonnage,
- estimation du temps de séjour des particules,
- qualification de la résolution temporelle.

2.2.1. Description de la chambre d'essai permettant de capter les fuites du générateur.

Conception du modèle numérique.

Nous avons utilisé le logiciel de CFD Flovent® de Mentor Graphics pour tester nos concepts.

Nous avons ajouté des considérations pratiques aux caractéristiques citées précédemment : l'enceinte d'essai devait être mobile et pouvoir être mise en place dans une salle de ventilation pulmonaire d'un service de médecine nucléaire.

Cela a limité les dimensions de l'enceinte à environ 225 cm x 90 cm x 70 cm, pour prendre en compte la hauteur sous plafond standard de 2,5 m, mais permettant d'accueillir des équipements assez volumineux et lourds. Une telle dimension permet un transport dans un petit utilitaire.

Nous avons défini arbitrairement le bruit de fond maximum pour qu'il corresponde à une classe ISO 3 (cf. la norme ISO 14644-1. La classe ISO 3 doit être conforme aux limites suivantes : moins de 1000 particules par m³ de diamètre 0,1 µm ou plus et moins de 8 particules par m³ de diamètre supérieur à 1 µm).

Guider les particules dans le sens de la gravité est le plus efficace pour qu'elles soient évacuées rapidement. Nous avons donc choisi de produire un flux d'air unidirectionnel descendant (comme dans les salles propres de classe ISO 3) même si nous étudions un aérosol en partie dans le domaine nanométrique.

La sonde de prélèvement, placée sous l'espace de test n'a pas été modélisée pour la simulation numérique mais nous avons matérialisé les points d'échantillonnage pour vérifier si les résultats de mesure de concentration étaient satisfaisants.

Les caractéristiques générales de l'enceinte d'essai sont présentées dans la figure 2-2.

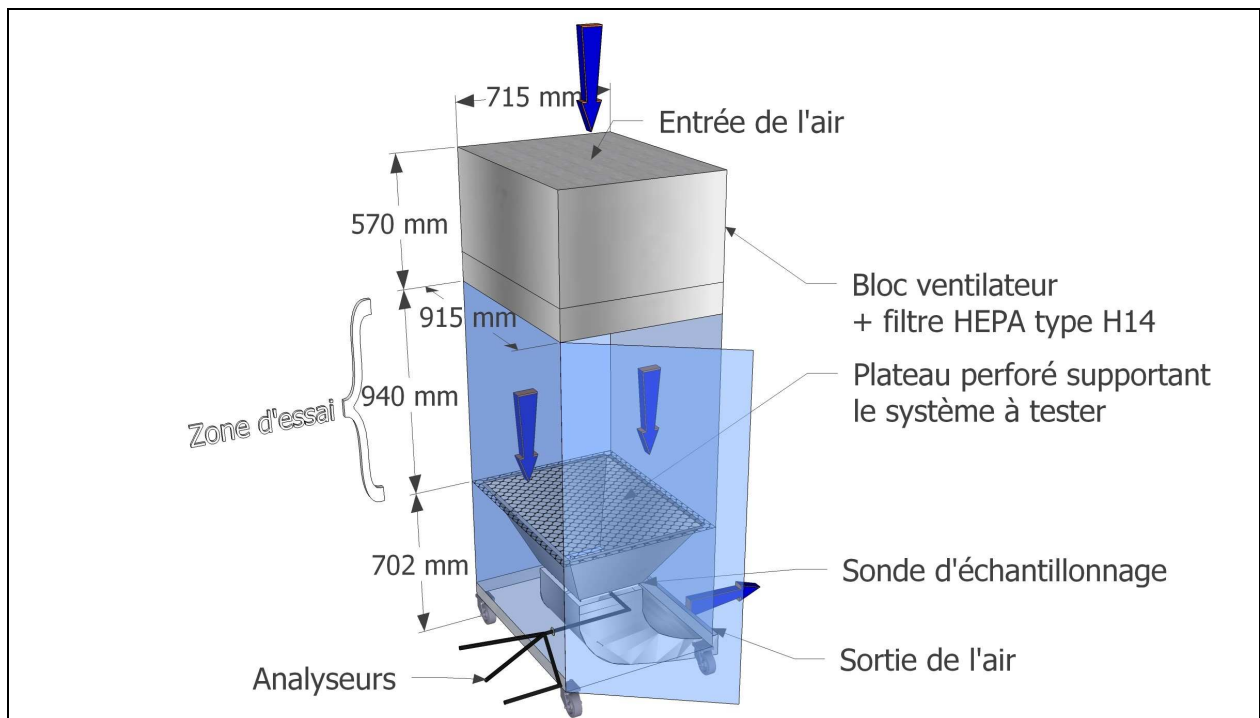


Fig. 2-2 : Dimensions et éléments de l'enceinte d'essai

Construction de l'enceinte d'essai.

La chambre d'essai est surmontée d'un FFU (Fan Filter Unit) équipé d'un filtre HEPA H14 (99,995% MPPS ; Efficacité de filtration pour la taille de particule la plus pénétrante

L'air est soufflé vers le bas de la zone d'essai (volume 0,58 m³) et à travers la plaque perforée sur lequel les objets à étudier sont placés. L'air passe ensuite au niveau de la sonde de prélèvement, qui est reliée à un ou plusieurs analyseurs. La sortie d'air passe par un coude de guidage permettant d'éviter toute rétrodiffusion des particules du sol.

Le taux de renouvellement d'air dans l'espace de test est ~1150 vol./h pour une vitesse d'air de ~30 cm.s⁻¹. La surpression pour cette vitesse est ~10 Pa.

L'équipement à tester est placé sur la plaque perforée. La porte de la chambre d'essai est alors hermétiquement fermée pour éviter toute fuite

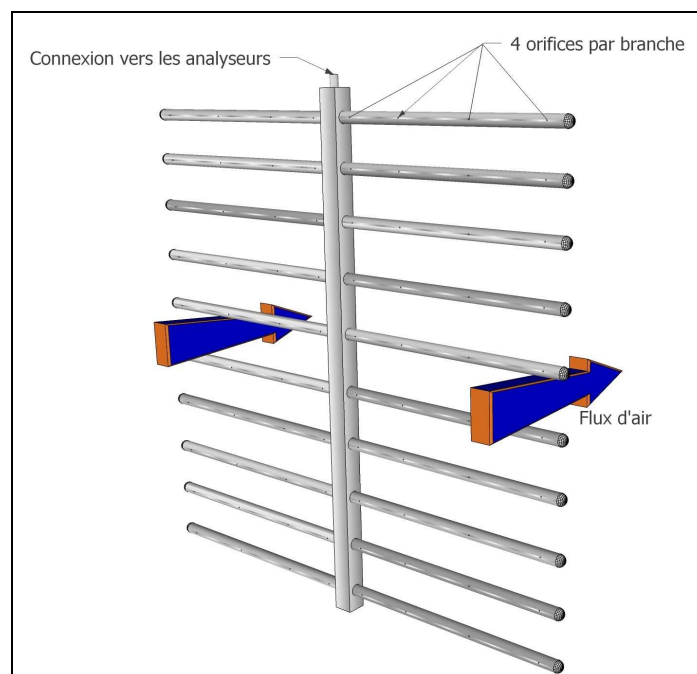


Fig. 2-3 : Schéma de la sonde d'échantillonnage

La sonde de prélèvement a été construite par soudage de tubes en acier inoxydable électropoli. Elle a ensuite été nettoyée par rinçage à l'eau ultra-pure et séchage avec de l'air comprimé propre (une vérification de la propreté est réalisée par un échantillonnage sous filtre absolu par l'intermédiaire d'un compteur optique de particules pour les tailles supérieures à 0,1 µm).

80 orifices d'échantillonnage ont été placés (20 branches d'un diamètre de 8 mm perforées avec 4 trous alignés placés à égale distance) pour couvrir la section de la sortie d'air (380 mm × 300 mm). La pertinence de cette distribution arbitraire des points d'échantillonnage a été vérifiée au cours des procédures de modélisation et d'essai présentées plus loin.

²⁰ Matériau utilisé pour certains équipements dans l'industrie micro-électronique.

Nous avons déterminé que le diamètre de chaque orifice d'échantillonnage nécessaire pour un prélèvement isocinétique était de 1 mm de diamètre. Nous avons basé nos calculs sur l'hypothèse que le débit d'échantillonnage est de $28,3 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ (un débit fréquemment utilisé pour les compteurs de particules) et un débit d'air de $664 \text{ m}^3\cdot\text{h}^{-1}$ (équivalent à une vitesse d'air de $30 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$ dans la zone d'essai et $1,55 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ au niveau de la sonde d'échantillonnage).

Ces valeurs permettent de calculer le taux d'échantillonnage, qui est le rapport entre le débit analysé et le débit total dans l'espace de test. Nous obtenons une valeur théorique de 0,26% avec les paramètres choisis. On peut ainsi calculer l'émission totale qui a lieu à l'intérieur de la zone d'essai en multipliant la concentration mesurée dans la sonde par le taux d'échantillonnage précédent.

2.2.2. Qualification de l'enceinte d'essai

Pour les tests de performance, nous avons utilisé les instruments suivants :

- Anémomètre à fil chaud et manomètre *KIMO A.M.I. 300 Pro*.
- Ensemble d'injection comprenant une bouteille de gaz SF_6 + régulateur de pression, connecté à un débitmètre massique *Brooks 58515*.
- Analyseur photoacoustique multigaz *Innova 1312*.
- Générateur de fumée pour les vérifications visuelles *Pea soup micro-rocket PS20*.
- Générateur de particules pour le test de la vitesse d'épuration.
 - Gros débit : générateur thermique d'aérosol *DOP 1100* ($0,3 \mu\text{m}$ monodispersé) avec de l'*Emery 3004* ou PAO (poly-alpha-oléfines)
 - Émissions courtes et localisées : tube de fumée *Dräger* (particules polydispersées) commandé par une micropipette.
- Générateur de particules pour les tests d'échantillonnage précis : atomiseur *TSI 3076* + sècheur par diffusion *3060* + particules de test (sphères de polystyrène latex à $1 \mu\text{m} \pm 3\%$; *Duke Scientific ref. 5100A*).
- Compteur de particules *PMS Lasair II 110* ($0,1$ à $5 \mu\text{m}$; débit d'air de $28,3 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$).
- Un équipement factice pour simuler un usage normal ($0,73 \times 0,6 \times 0,29 \text{ m}$ soit les dimensions du générateur de *Technegas*®) et créer des conditions défavorables (Il occupe 21% du volume de l'espace de test et 60% de la surface de la grille).

Test du modèle numérique :

Nous avons d'abord vérifié avec notre modèle qu'il n'y avait pas de turbulence dans l'espace d'essai. Cette condition est satisfaite avec des vitesses d'air entre 0 à $50 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$. Pour le reste de l'étude nous avons fixé la vitesse de soufflage à $30 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$.

Une source d'émission est représentée par une position d'injection « i » dans l'espace d'essai à une concentration « C ». La concentration mesurée en 80 points placés dans la section de sortie correspond aux orifices de la sonde. On nomme « O_i » la concentration de ces points, correspondant à la mesure qui serait obtenue avec la sonde pour une émission de gaz à la position « i ». Cette simulation a été répétée à 7 positions d'injection différentes qui ont été choisies pour donner une vue d'ensemble de la zone de test ($i = 1$ à 7).

Nous obtenons un écart type relatif de « O_i » égale à 80% dans la configuration initiale ce qui est trop élevé.

On peut imaginer deux solutions pour améliorer l'erreur d'échantillonnage : changer la sonde de prélèvement (en augmentant le nombre de points d'échantillonnage) ou mélanger l'air avant la section de prélèvement.

Nous avons choisi la seconde solution, car il était difficile d'augmenter les points de prélèvement et de maintenir l'isocinétisme (ceci nécessiterait de réduire le diamètre des orifices à une taille inférieure au mm).

Nous avons ajouté dans notre modèle un mélangeur d'air (déflecteurs 1 et 2 décrits sur la Fig. 2-4) placé entre la zone de test et la sonde. Nous avons renouvelé la simulation de prélèvement une nouvelle fois et obtenu un écart type relatif de « O_i » égale à 27% ce qui est insuffisant.

Pour améliorer les résultats, nous avons conçu un étage de mélange supplémentaire constitué d'obstacles de forme tridimensionnelle empilables. Nous n'avons cependant pas pu simuler l'efficacité de cet assemblage en raison de la complexité géométrique de l'ensemble empilé (Fig. 2-4 et Fig. 2-5).

Caractéristiques du mélangeur :

Le mélangeur est constitué de différents étages de section décroissante. Seuls des matériaux conducteurs sont employés pour éviter une rétention de particules par les forces électrostatiques.

Un premier obstacle (nommé déflecteur 1) placé sous le fond de la zone d'essai est constitué de 2 plaques formant un damier, chaque plaque obstruant un quart de la surface de passage.

Une deuxième pièce identique (déflecteur 2) placée en opposition est située quelques cm en dessous. Une nouvelle plaque perforée placée dessous crée des turbulences à l'échelle centimétrique.

L'air passe ensuite à travers un volume contenant des obstacles. Ils sont disposés de manière aléatoire et peuvent être empilés. Le nombre d'éléments (Fig. 2-5) et donc l'épaisseur de cette couche peuvent être modifiés en fonction des résultats (ils permettent de régler le mélangeur sans phase de simulation). L'empilement ainsi obtenu offre une résistance relativement homogène et ne crée pas de zone de passage préférentielle.

L'air passe ensuite à travers une troisième plaque perforée avant d'atteindre la sonde de prélèvement.

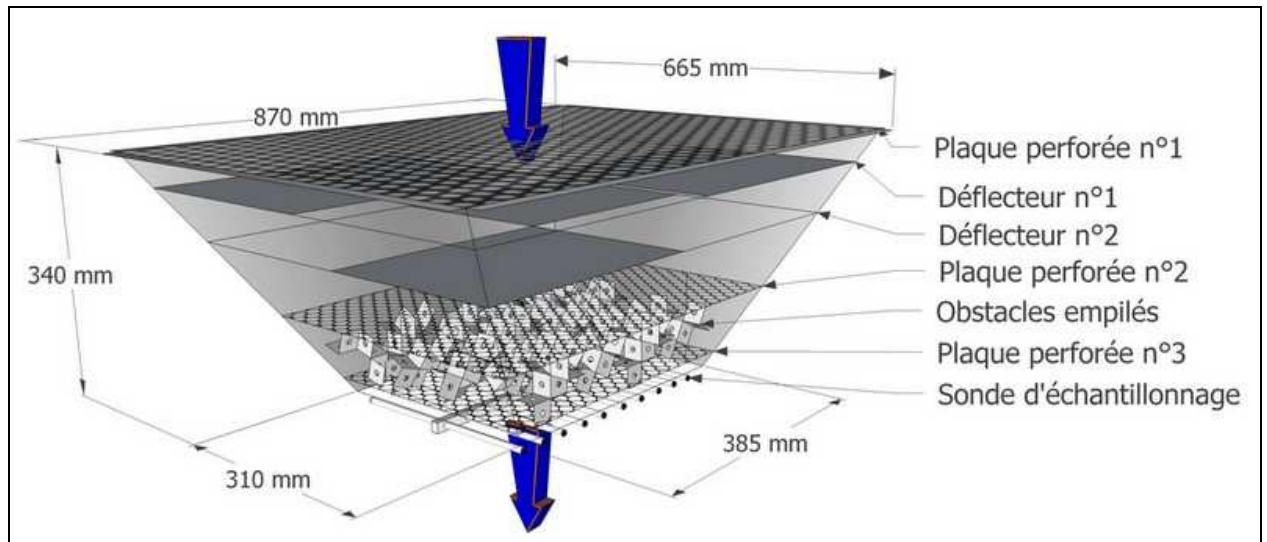


Fig. 2-4 : Schéma du mélangeur

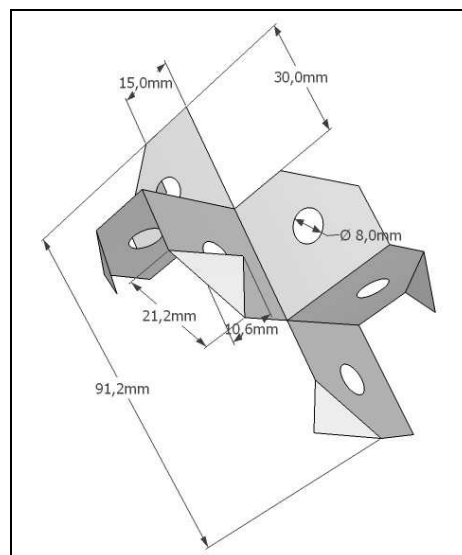


Fig. 2-5 : Schéma d'un des éléments empilables du mélangeur.

Test de la chambre d'essai :

Des tests préliminaires sont menés afin de vérifier que la caractérisation est faite dans des conditions appropriées (propreté de l'air, stabilité des émissions, homogénéité des vitesses).

Pour l'analyse de certains de ces essais nous employons la méthode ANOVA (ANalysis Of VAriance). Il s'agit d'un test statistique consistant à analyser la variance pour déterminer le rôle d'une variable explicative (par exemple la position à l'intérieur de l'enceinte) dans le comportement d'une variable continue (vitesse, concentration, etc.).

Les données étant regroupées en i classes à comparer (position a1, b1, c1 etc.), on peut appliquer ce test en calculant :

- la somme des carrés des écarts à la moyenne (SS) et le degré de liberté (ddl) de l'ensemble des données, SS_T et ddl_T ,
- le SS et la ddl de chaque classe, SS_i et ddl_i

- la variance intra-classe en divisant la somme des SS des différentes classes par la somme des ddl de ces mêmes classes,
- la variance inter-classe, $\frac{SS_T - \sum SS_i}{ddl_T - \sum ddl_i}$
- La p-value qui est la probabilité de réalisation du résultat si l'hypothèse nulle était vraie (pas d'influence du facteur). On obtient la p-value en calculant la probabilité attachée à F, le rapport variance inter-classe / variance intra-classe.
Si la p-value est très faible (<0,001) ou faible (<0,01), le facteur étudié a respectivement une influence établie de manière « très sûre » ou « sûre ».

Voici les résultats obtenus lors des tests préliminaires :

- Propreté de l'air

Nous avons testé la propreté de l'air dans la zone d'essai avec le compteur de particules, à 15 cm au-dessus de la plaque perforée (neuf mesures uniformément réparties ont été prises), puis au niveau de la sonde de prélèvement. Notre objectif de propreté de l'air, qui équivaut à une classe ISO 3, a été atteint. L'ensemble des mesures dans la zone d'essai ou au niveau de la sonde était inférieure à 1000 particules > 0,1 µm par m³ et moins de 8 particules > 1 µm .m⁻³.

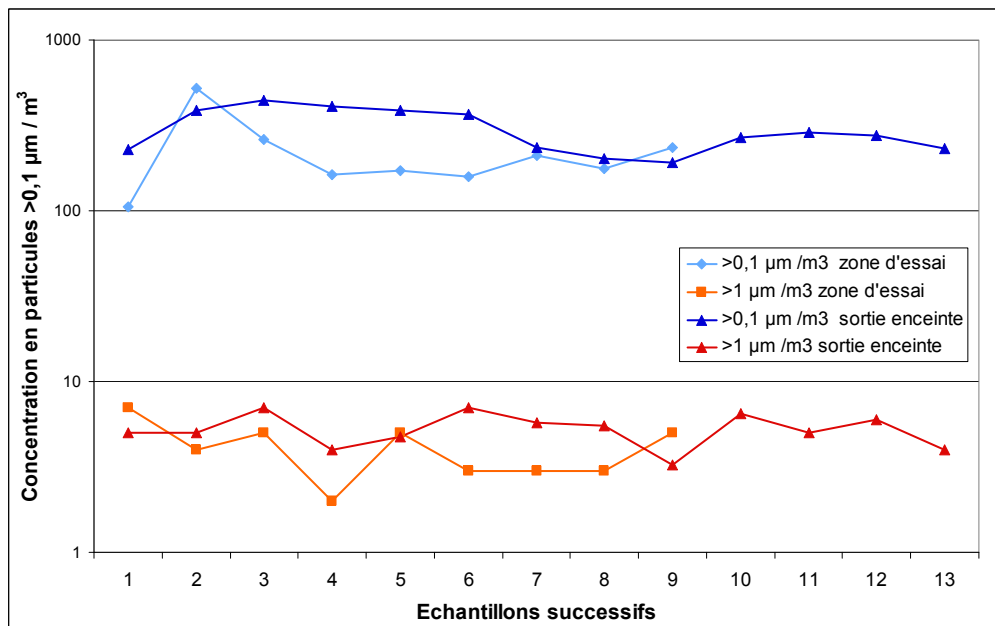


Fig. 2-6 : Test de propreté de l'enceinte.

- Stabilité des émissions de gaz SF₆ et de particules

Afin de comparer avec exactitude l'échantillonnage pour différentes configurations, nous avons besoin d'une injection régulière de contaminants. Le SF₆ est choisi comme gaz traceur pour nos expériences.

Nous avons vérifié la stabilité des mesures de SF₆ pour un point d'injection (34 mesures en 15 minutes). Nous avons obtenu un écart type relatif de 3,4%.

Nous avons réalisé un test identique avec des particules de 1 µm (25 mesures en 19 minutes). Nous avons obtenu un écart type relatif de 4,4%.

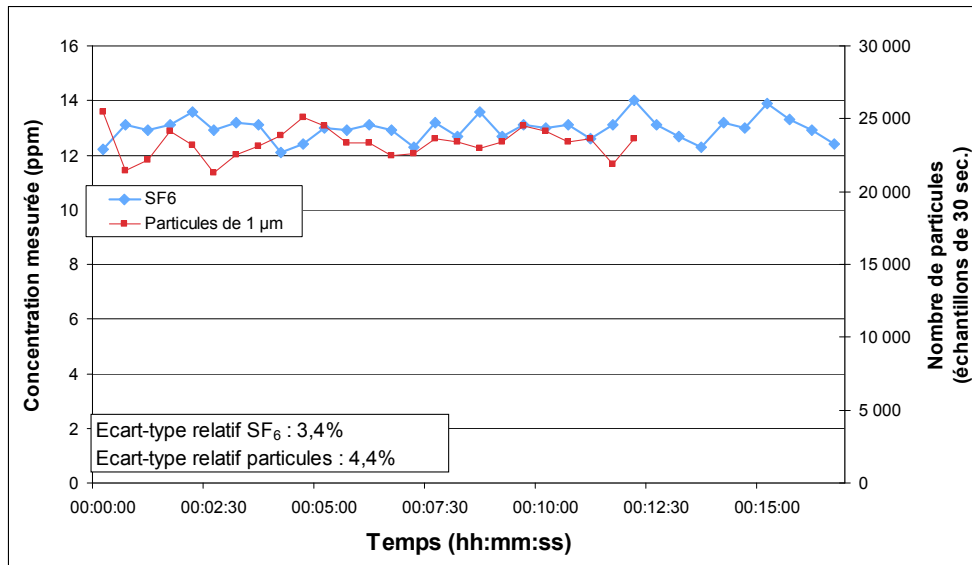


Fig. 2-7 : Stabilité de la génération de gaz SF₆ et de particules.

- Homogénéité des vitesses

Nous avons vérifié (cf. tableau 2-2) que la vitesse de l'air était, comme prévu, d'environ 30 cm.s⁻¹ à l'aide de l'anémomètre à fil chaud. Nous avons pris 9 mesures, réparties également à 15 cm sous le filtre absolu. La valeur moyenne mesurée était de 29,2 cm.s⁻¹ ± 3,4 cm.s⁻¹ (écart-type relatif de 5,9%; 2 écarts-type correspondent à un intervalle de confiance de 95%).

Remarque : Les résultats qui suivent sont présentés sous forme d'une matrice comportant 3 positions selon la largeur de l'enceinte (a, b, c) et 3 positions selon la profondeur (1, 2, 3). Les écarts normalisés présentés dans le tableau 2-2 et la figure 2-6 sont obtenus en soustrayant la moyenne à chaque valeur et en divisant le résultat par l'écart type des neuf valeurs (résultat sans unité).

Tableau 2-1 : Vitesse du flux d'air en fonction de la position sous le filtre (en cm.s⁻¹).

La valeur moyenne est de 29,2 cm.s⁻¹; écart type de 1,7 cm.s⁻¹; écart-type relatif de 5,9%.

	a	b	c
1	29	31	28
2	32	29	27
3	28	28	31
Face avant			

Tableau 2-2 : Homogénéité de la distribution des vitesses de soufflage (écart normalisé).

	a	b	c
1	-0.13	1.04	-0.71
2	1.62	-0.13	-1.30
3	-0.71	-0.71	1.04
Face avant			

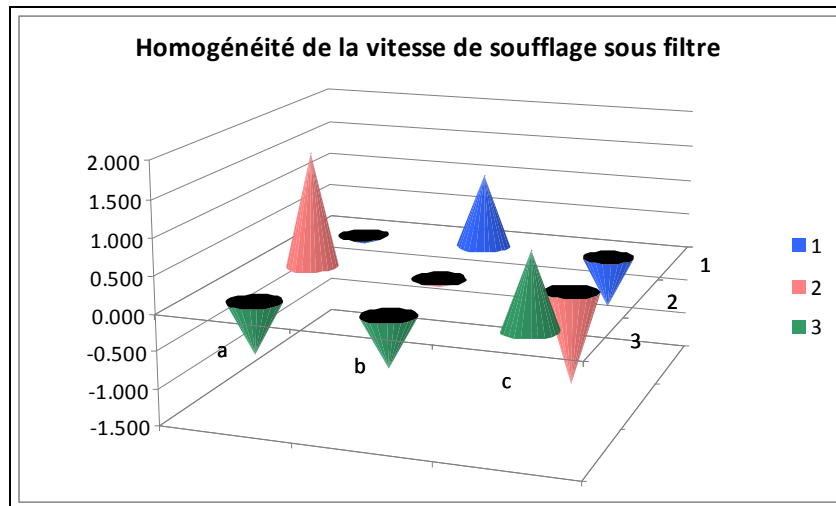


Fig. 2-8 : Représentation graphique des écarts normalisés des vitesses de soufflage.

On utilise ensuite le générateur de fumée pour tester si l'écoulement d'air entre le filtre et la plaque perforée est homogène et unidirectionnel dans l'enceinte d'essai vide et en plaçant un objet sur la plaque perforée. L'objectif est d'éviter toute zone de fluide mort et donc la rétention de particules.

Les observations ont confirmé que le flux d'air est homogène et unidirectionnel et donc satisfaisant.

Dépôt surfacique des particules de 1 μm :

Pour évaluer s'il y a une perte importante de particules avant la sonde d'échantillonnage nous comparons :

- le taux d'échantillonnage calculé en faisant le rapport du débit échantillonné sur le débit d'air soufflé dans l'enceinte soit $0,28\% \pm 12\%$
- le taux d'échantillonnage calculé en faisant le rapport du débit de particules analysé sur le débit de particules émises dans l'enceinte (mesuré à l'injection) compris entre $0,25\%$ et $0,29\%$ (observation sur 25 mesures successives).

Nous en déduisons que ces valeurs restent dans la plage d'erreur de notre taux d'échantillonnage et que les pertes par dépôt sont donc trop faibles pour être mises en évidence.

Caractérisation de l'erreur d'échantillonnage :

Les tests suivants sont destinés à la vérification de la représentativité de la sonde d'échantillonnage.

- Injection de SF_6 dans la zone d'essai vide.

Comme pour évaluer l'erreur d'échantillonnage qui est dépendante de l'efficacité de mélange d'air, nous avons défini une grille d'injection avec 27 points uniformément répartis sur 3 niveaux (L_0 , L_1 et L_2 ; 9 points chacun) de la zone d'essai pour représenter chaque partie de celui-ci. L'expérience est répétée trois fois.

La concentration moyenne mesurée à travers la sonde de prélèvement est de 14,8 ppm avec un écart type de 0,91 ppm (écart-type relatif = 6,1%).

Le résultat ne dépend pas de la hauteur d'injection à l'intérieur de l'enceinte (les concentrations moyennes aux niveaux L₀, L₁ et L₂ ne varient pas significativement, valeur p = 0,13 au test ANOVA).

Cependant, nous observons un biais systématique (Tableau 2-3 et Fig. 2-9), qui est fonction de la position horizontale du point d'injection (valeur p = 3.10⁻⁷ au test ANOVA). Pour donner un exemple, les mesures à la position a1 étaient homogènes entre les niveaux 0, 1 et 2 mais systématiquement inférieures à la valeur moyenne de la concentration située à 14,8 ppm (L₀ 14. 13.7, 13.8; L₁ 13.5, 13.8, 14.0; L₂ 13.8, 13.4, 13.9).

Tableau 2-3 : Biais systématique en fonction de la position horizontale du point d'injection (écart normalisé)

	a	b	c
1	-1.16	0.65	-0.24
2	0.02	1.01	0.82
3	-0.12	-0.47	-0.43
Face avant			

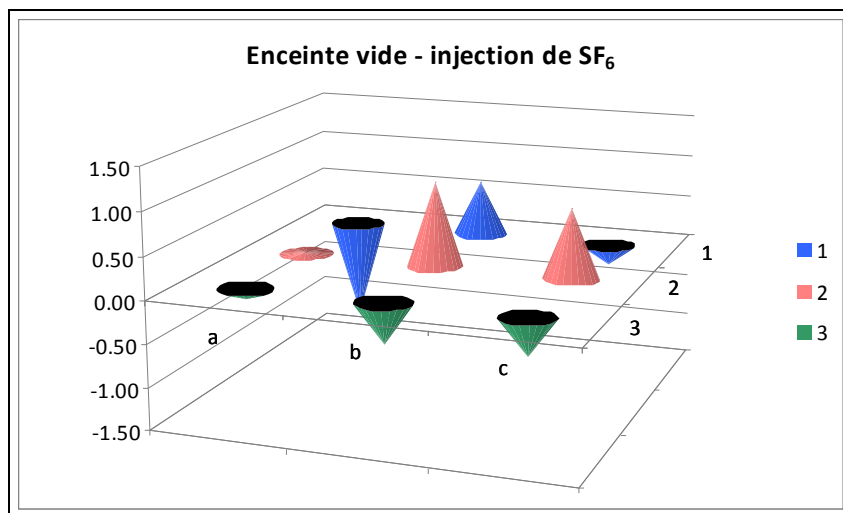


Fig. 2-9 : Représentation graphique des écarts normalisés des concentrations de SF₆ à vide.

- Injection de SF₆ dans la zone d'essai contenant l'équipement factice. Nous avons voulu vérifier le comportement avec un équipement factice pour se rapprocher de l'utilisation réelle.

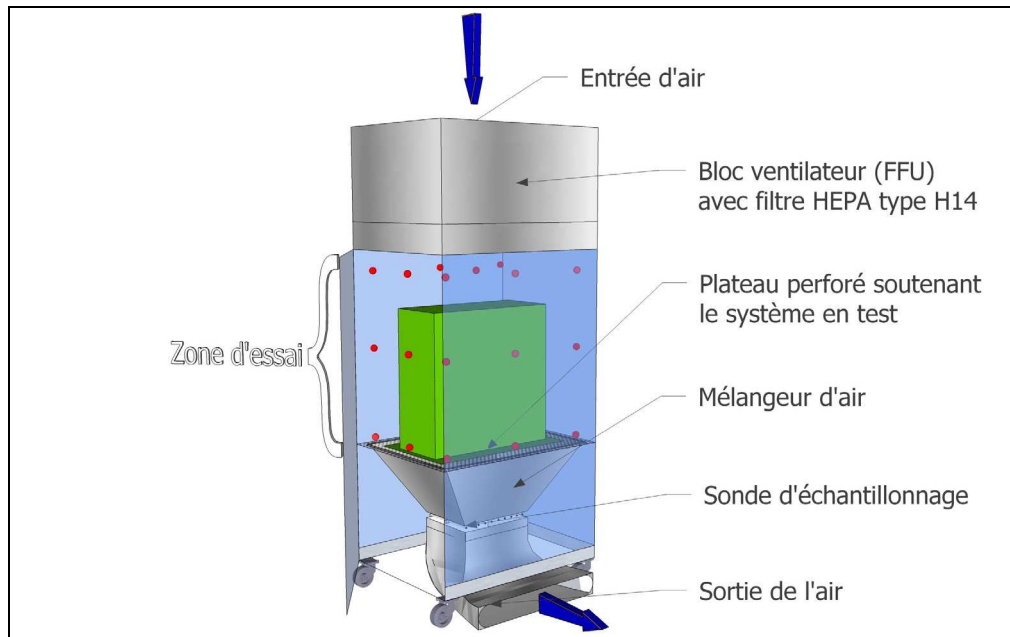


Fig. 2-10 : Position des points d'injection (rouge) d'un gaz traceur en zone d'essai avec un équipement factice.

Nous avons défini une grille d'injection avec 21 points répartis sur 3 niveaux (7 points chacun) de l'espace d'essai pour représenter chaque partie de celui-ci. L'expérience est répétée trois fois.

La concentration moyenne mesurée au travers de la sonde de prélèvement est de 14,8 ppm avec un écart type de 0,88 ppm (écart-type relatif = 6,0%).

Cependant, nous observons un biais systématique, aussi bien au niveau vertical (valeur-p = 0,002 au test ANOVA) qu'un niveau horizontal (Tableau 2-4 et Fig. 2-11 ; valeur p = 1.10^{-5} au test ANOVA).

Tableau 2-4 : Biais systématique en fonction de la position horizontale du point d'injection (écart normalisé)

	a	b	c
1	-0.47		-0.65
2	-0.24		-0.37
3	0.18	1.35	0.21
	Face avant		

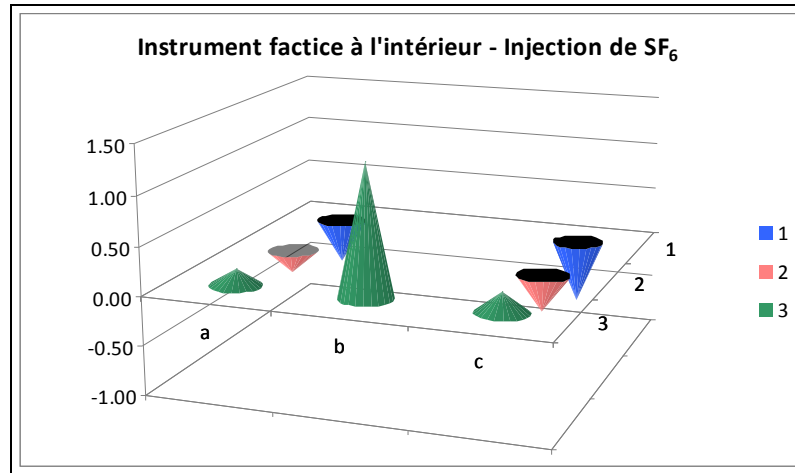


Fig. 2-11 : Représentation graphique des écarts normalisés des concentrations de SF₆ avec un objet.

- Injection de particules dans la zone d'essai vide.

Comme l'enceinte d'essai est destinée à la mesure des émissions de particules, il nous fallait également évaluer celle-ci avec des particules.

Pour ce test, nous utilisons les mêmes 27 points d'injection qu'à l'essai précédent. Nous avons répété l'expérience à quatre reprises.

La concentration moyenne mesurée au travers de la sonde de prélèvement est de 128,8 particules de diamètre supérieur à 1 µm avec un écart type de 10,1 particules (écart-type relatif = 7,8%).

Le résultat ne dépend pas de la hauteur d'injection à l'intérieur de l'enceinte (les concentrations moyennes au niveau 0, 1 et 2 ne sont pas différentes, p-valeur = 0,53 au test ANOVA).

Cependant, nous observons un biais systématique qui est fonction du positionnement horizontal du point d'injection (Tableau 2-5 et Fig. 2-12 ; valeur p = 4.10⁻⁷ au test ANOVA).

Tableau 2-5 : Biais systématique en fonction de la position horizontale du point d'injection (écart normalisé).

	a	b	c
1	-1.00	0.65	-0.85
2	-0.03	0.73	0.44
3	0.40	0.04	-0.38
	Face avant		

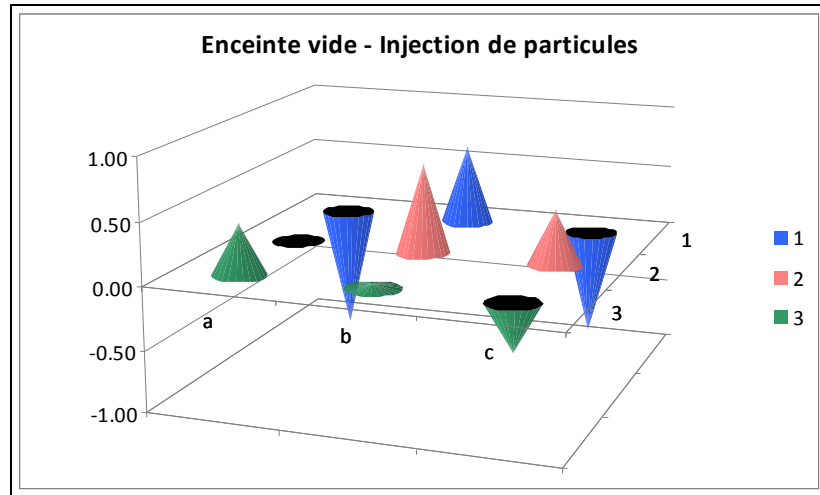


Fig. 2-12 : Représentation graphique des écarts normalisés de la concentration particulaire à vide.

- Biais systématique de l'enceinte d'essai vide.

Nous mélangeons les résultats que nous avons obtenus avec du gaz SF₆ et ceux obtenus avec des particules afin d'estimer le niveau et la stabilité du biais, en fonction de la position horizontale du point d'injection.

Tableau 2-6 : Biais systématique en fonction de la position horizontale du point d'injection (écart normalisé).

	a	b	c
1	-1.07	0.65	-0.57
2	0.00	0.85	0.61
3	0.18	-0.19	-0.41
	Face avant		

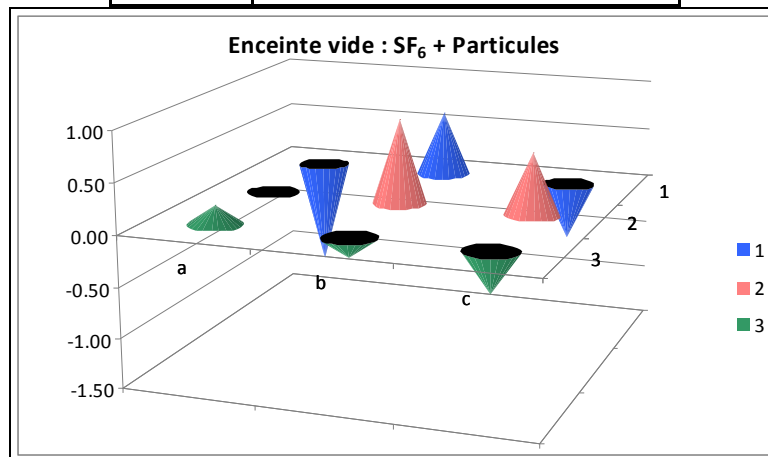


Fig. 2-13 : Représentation graphique des écarts normalisés de la concentration gazeuse et particulaire.

Temps de séjour des particules :

Le temps de séjour des particules est le délai nécessaire pour qu'elles atteignent la zone d'échantillonnage à partir du point d'injection. Nous cherchons à diminuer ce délai pour limiter la probabilité de coagulation de particules.

Pour concevoir la procédure de test, il est nécessaire de définir des limites d'utilisation de cette enceinte d'essai. Nous pourrions rencontrer des émissions importantes et diffuses

(diffuseur de parfums, aspirateur) et à l'opposé des émissions peu importantes, courtes et localisées (fuites d'un système de confinement).

La granulométrie de l'aérosol de test n'est pas un paramètre critique pour cet essai.

Ainsi, nous avons quantifié le temps de séjour par deux essais distincts : émission localisée courte et forte émission homogène afin de représenter tous les cas possibles.

Pour maximiser le résultat nous choisissons de localiser l'émission à proximité d'un des coins supérieur de l'espace de test (le reste de la zone d'essai aura une meilleure résolution temporelle).

L'aérosol utilisé pour les émissions courtes était un tube fumigène Dräger (contrôlé par une micropipette) et pour les fortes émissions homogènes, nous avons utilisé le générateur d'aérosol thermique.

- Forte émission homogène

Le résultat du test du temps de séjour (Fig. 2-14 : Essai de la vitesse d'épuration Fig. 2-14) montre que 99% des particules sont évacuées en 38 secondes (80% en 33 secondes).

Les tests suivants sont réalisés avec une fréquence d'échantillonnage de 30 secondes ;

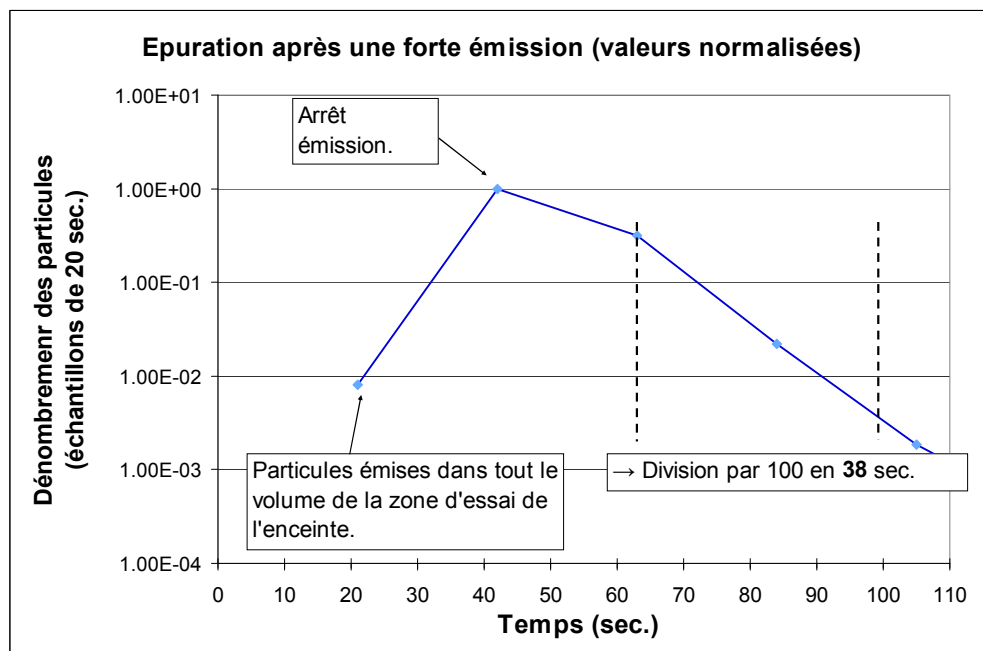


Fig. 2-14 : Essai de la vitesse d'épuration

Nous concluons que pour de fortes émissions dispersées, les particules restent dans l'enceinte d'essai durant 30 à 40 secondes. La présence de particules le long des parois (couche limite) ralentit l'évacuation de celles-ci.

- Emission localisée de courte durée

La fréquence d'échantillonnage est réglée au minimum pour ce test (6 secondes).

Les résultats suivants (Fig. 2-15) montrent que le temps de séjour pour des émissions courtes et localisées (près d'un coin au sommet de la zone d'essai) est proche de 12 secondes (97% des particules émises sont évacuées en 12 secondes. 80% sont évacuées en 6 secondes).

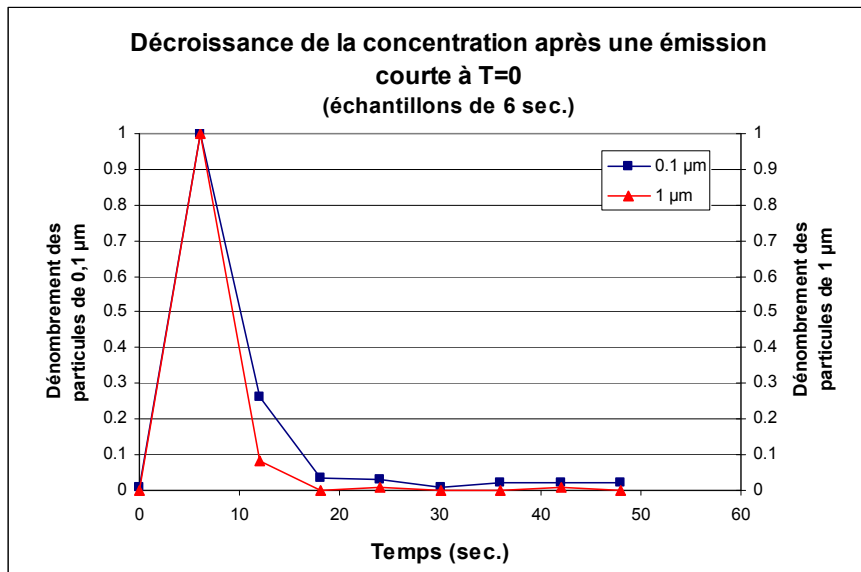


Fig. 2-15 : Essai de la vitesse d'épuration (Valeurs normalisées)

Par rapport à l'essai précédent, les particules ne sont pas piégées le long des parois et suivent le flux d'air unidirectionnel à travers le mélangeur pour être évacuées rapidement. La simulation numérique d'une telle émission montre que le délai d'évacuation d'une telle émission en fonction de la position est compris entre 2 et 10 secondes (proche du résultat de mesure obtenu pour un point d'injection défavorable).

Résolution temporelle de l'enceinte d'essai :

Nous définissons la résolution temporelle comme le délai minimum entre 2 émissions courtes qui puissent être « séparées » par l'enceinte d'essai. Ce paramètre illustre la capacité du système à mesurer des sources fluctuantes.

Nous déterminons ce paramètre en échantillonnant l'air à la fréquence la plus grande (1 mesure toutes les 6 secondes) et en émettant des particules à des intervalles décroissants, jusqu'à ce que l'on ne puisse plus distinguer les événements successifs (capacité de séparation dépassée).

L'emplacement d'injection est identique au test précédent c'est-à-dire proche d'un des coins au sommet de la zone d'essai.

L'aérosol choisi est polydispersé (tube à fumée Dräger) connecté à une micropipette pour injecter de petits volumes de manière répétable.

La figure 2-16 montre le meilleur résultat obtenu : La séparation des pics est bonne lorsqu'ils sont émis à 15 secondes d'intervalle.

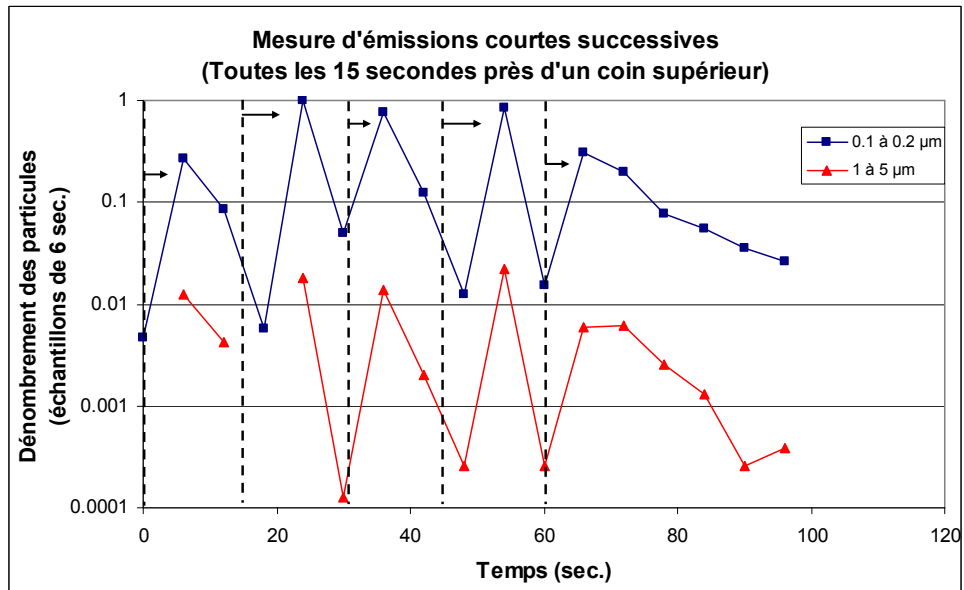


Fig. 2-16 : Test d'émissions courtes séparées de 15 secondes (Valeurs normalisées).

Un test supplémentaire réalisé avec des émissions séparées de 10 secondes ne permet pas une séparation claire des pics d'émission (dépassement du pouvoir de séparation temporel). On conclue donc que l'enceinte d'essai a une résolution temporelle de 15 secondes.

Conclusion sur l'enceinte d'essai :

La représentativité du système d'échantillonnage a été démontrée (grâce à l'usage d'un mélangeur d'air) en testant plusieurs points d'injection (avec un gaz et des particules sphériques de 1 µm). Nous avons déterminé l'influence de ce paramètre sur le calcul de la concentration moyenne.

L'écart type relatif est inférieur à 8% (6,1% pour le gaz et 7,8% pour les particules). On en conclue que l'incertitude d'échantillonnage est inférieure à 16% dans 95% des cas quelque soit la position d'injection.

Le temps de séjour des particules a été évalué pour des émissions fortes et homogènes d'une part, courtes et localisées d'autre part. La majorité des particules sortent de l'enceinte d'essai en quelques secondes (80% en 6 secondes) permettant ainsi un échantillonnage rapide des émissions.

La résolution temporelle a été déterminée par l'analyse de pics d'émission successifs montrant une capacité à séparer des événements distants de 15 secondes.

Ces performances, ainsi que le niveau de bruit de fond très bas, semblent compatibles avec notre objectif de caractériser les émissions de Technegas® provenant d'un générateur (cycle complet supérieur à 2 minutes).

Etant donné le faible temps de séjour des particules et l'utilisation de matériaux conducteurs et dissipateurs de charges, on considère que le dépôt surfacique est négligeable. Une vérification pourrait être menée en utilisant un aérosol d'uranine : le dépôt surfacique peut être analysé par prélèvement, mise en solution et analyse de la concentration par spectro-fluorimétrie.

2.2.3. Description du dispositif pour capter les fuites à l'embouchure.

La présence de fuites à l'embouchure a été identifiée en interrogeant des praticiens en médecine nucléaire. Les examens de ventilation pulmonaire sont souvent prescrits à des patients ayant des difficultés respiratoires et supportant donc difficilement l'exercice de ventilation pulmonaire. En conséquence, la séquence de ventilation peut être difficile, d'autant plus que les premières inhalations contiennent uniquement de l'argon (6 litres contenus dans la chambre du générateur). L'étanchéité autour de l'embout buccal est difficile à maintenir.

Il a également été constaté que les gamma-caméras pouvaient être contaminées par l'air exhalé par les patients, ce qui suggère que des aérosols radioactifs sont libérés après la ventilation pulmonaire (confirmé par nos mesures dans l'environnement d'une salle d'examen).

Afin de quantifier ces émissions, nous avons imaginé une approche identique à l'enceinte d'essai décrite précédemment, c'est-à-dire la création d'une bulle d'air propre permettant d'isoler le contaminant recherché.

L'application la plus proche est l'étude de performance des masques : il existe des protocoles de test d'étanchéité des masques de protection (protection du porteur) ou des tests d'efficacité de filtration des masques chirurgicaux mais pas de test d'étanchéité des masques chirurgicaux (protection de l'air ambiant pour éviter une dispersion provenant du porteur). Des essais de masques chirurgicaux ont été menés avec le protocole d'essai destiné aux masques de protection (Oberger T. 2008) en utilisant des odeurs. Il existe également un compteur de particules (Portacount Plus ; TSI Inc.) qui permet de faire une mesure de l'aérosol interne et externe au masque pour caractériser son efficacité globale. Cependant cela ne permettrait pas de qualifier les émissions de Technegas® émises à l'embouchure.

Nous avons imaginé un système de confinement utilisant une cagoule de protection respiratoire modifiée pour la circonstance, afin d'obtenir un niveau de bruit de fond bas et une connexion pour prélever les particules exhalées.

Une cagoule a ainsi été réalisée avec l'aimable participation de S. Ozil de la société Honeywell. La société Honeywell a mis en place une connexion étanche située face à la bouche (sur le modèle de cagoule Gridel®). L'échappement d'air par le sommet de la cagoule est empêché par un film adhésif placé à l'intérieur.

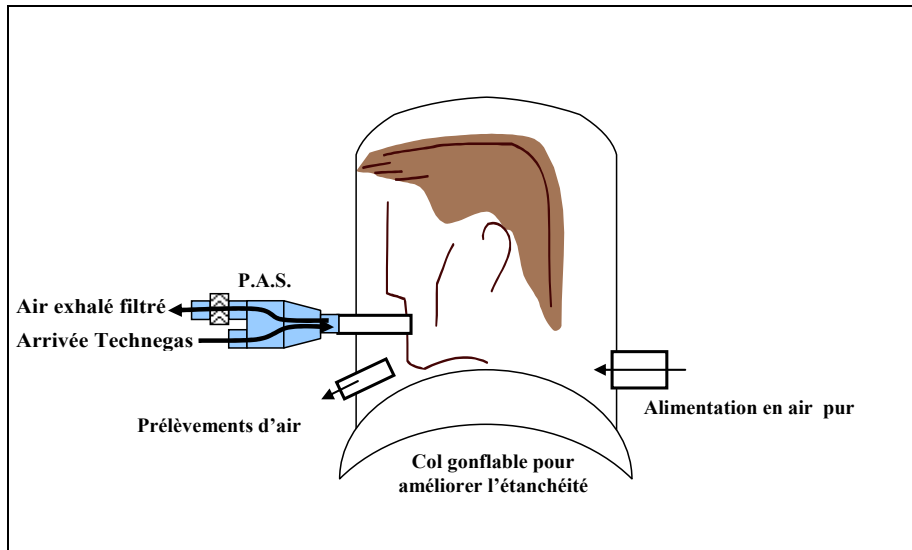


Fig. 2-17 : Schéma de principe de la cagoule de mesure des émissions nasales et buccales



Photo 2-1 : Essai de la cagoule en conditions réelles

La cagoule est alimentée en air par une turbine portable équipée de filtres. Nous avons doublé cette filtration avec un filtre absolu type H13²¹ pour les besoins de l'essai. L'alimentation en air est réglée pour que le débit soit légèrement supérieur (50 l.min^{-1}) au débit de l'analyseur (28 l.min^{-1}) dans le but de maintenir une surpression de la cagoule. On note que le débit d'air spécifié par le fabricant pour que cette cagoule assure un haut facteur de protection (50 000) est compris entre 200 et 300 l.min^{-1} . Donc, nous sommes volontairement placés en dehors des spécifications d'usage normal de cette cagoule. En effet, notre objectif n'est pas de protéger le porteur de la cagoule mais de collecter ses émissions.

²¹ Efficacité minimale de 99,95% MPPS (Most Penetrating Particle Size)

2.2.4. Qualification de ce dispositif

Avant d'utiliser ce système, nous avons mené des essais destinés à évaluer le niveau de propreté de l'air sans particules exhalées, c'est-à-dire le bruit de fond de la mesure.

Les mesures sont réalisées avec un compteur optique de particules type PMS Lasair II 110 (0,1 à 5 μm ; 28,3 l.min⁻¹). La personne témoin qui porte la cagoule respire uniquement par la bouche par l'intermédiaire d'un tube relié à l'extérieur.

Nous mesurons la concentration particulaire de l'air alimentant la cagoule, puis l'air de la cagoule par le point de prélèvement prévu.

Le nombre de particules (Fig. 2-18) mesurées en sortie de la cagoule est corrigé pour tenir compte du débit de fuite (22 l.min⁻¹).

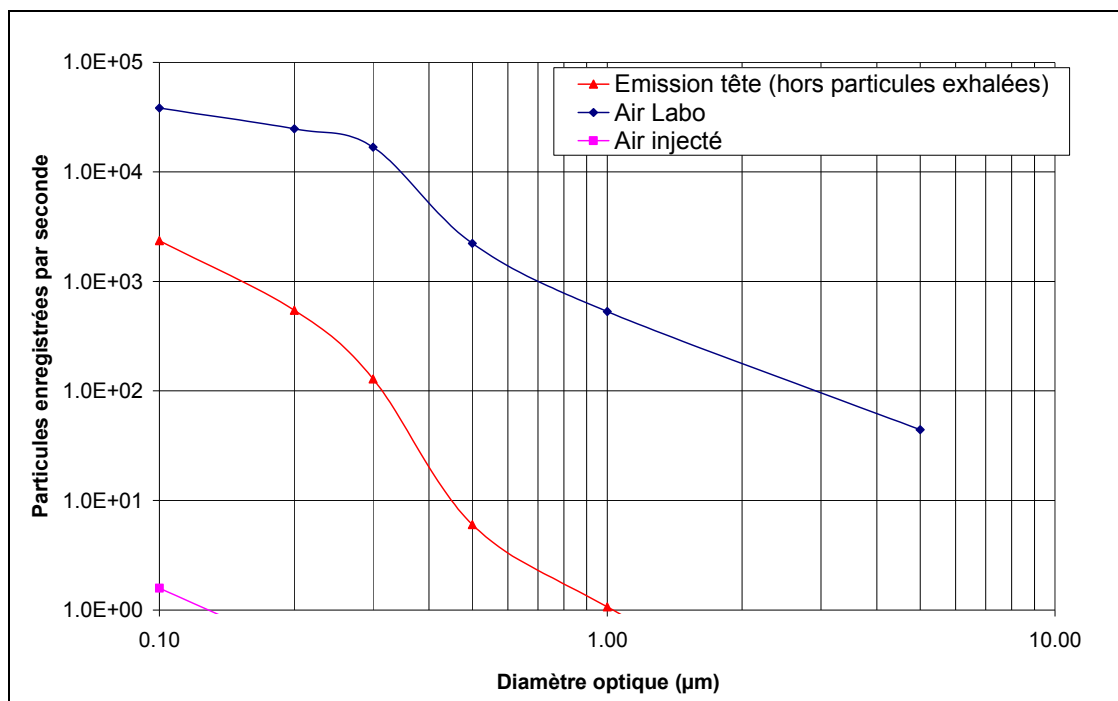


Fig. 2-18 : Bruit de fond de la cagoule ventilée

On mesure ~2 300 particules >0,1 μm par seconde émises par la tête sans contribution de l'air exhalé. Ce chiffre nous permet de déterminer quel débit d'émission est détectable avec ce système.

Notons que cette cagoule pourrait permettre de quantifier les émissions de particules des fumeurs pour améliorer la connaissance de leur impact dans une salle propre par exemple.

2.3. Prévoir la dispersion

Nous souhaitons exploiter les données issues de la caractérisation des émissions de Technegas® afin de comprendre l'exposition du personnel à cet aérosol, de limiter cette exposition et de la surveiller.

La surveillance continue par des capteurs est pour l'instant difficile et coûteuse à mettre en œuvre. Elle est limitée par la représentativité des emplacements choisis qui est difficile à estimer et à garantir dans le temps.

L'utilisation d'un modèle numérique offre de nombreux avantages pour compléter les données de mesures. Lorsque le modèle est suffisamment bien défini, il apporte une information spatiale complète sur la concentration d'un produit et permet de simuler des situations utiles pour anticiper des problèmes d'exposition.

Il existe 2 familles de codes de calcul dédiés à ces calculs d'écoulement tridimensionnel appelés CFD (Computational Fluid Dynamics) :

- Les codes à vocation scientifique entièrement paramétrables et permettant d'intégrer des codes pour certaines applications.
- Les codes à vocation industrielle spécialisés par familles d'applications. Ils sont développés pour faciliter la construction et l'exploitation des modèles.

Notre projet est d'utiliser un code le plus efficace possible pour appréhender la dissémination dans un volume de grande taille, l'écoulement de l'air dans un service de médecine nucléaire étant clairement tridimensionnel et turbulent. Un code industriel adapté à notre domaine est donc le moyen le plus adéquat pour atteindre notre objectif.

Principes de fonctionnement des logiciels de CFD :

Ils exploitent des codes de calcul basés sur la loi de conservation de l'énergie exprimée sous forme d'équation différentielle (Equations de Navier Stokes) pour représenter les transferts de fluide et de chaleur.

Les équations de conservation sont converties (ou discrétisées) sous forme de volumes finis. Dans chacun de ces volumes, la température, les trois composantes de la vitesse et la pression sont calculées. L'espace du modèle est donc divisé en petits éléments matérialisés par un maillage.

Plus le nombre de volumes élémentaires (ou « cellules ») est important (maillage fin), plus le nombre de calculs à réaliser est important (le coût de calcul augmente) et plus la résolution est améliorée.

Les équations de conservation sont couplées (la valeur d'une variable dépend de la valeur des variables qui l'entoure) et non-linéaires. La résolution²² est réalisée par un calcul itératif qui ne s'arrête que lorsque l'erreur résiduelle de l'équation de conservation est à un niveau acceptable. On dit alors que le calcul a « convergé ».

²² Si le modèle comporte n volumes élémentaires, il y a n équations à résoudre pour chacune des 5 variables soit 5×n équations. A cela s'ajoute éventuellement le calcul de la concentration et des calculs relatifs au modèle de turbulence choisi.

Pour construire un modèle, un certain nombre de caractéristiques de l'environnement doivent être précisées :

- Les propriétés du fluide (conductivité, viscosité, densité, chaleur spécifique, diffusivité).
- Les conditions générales et locales (température, sources de chaleur, flux d'air).
- La position, la forme et la nature des composants géométriques (rayonnement, absorption, état de surface, etc.).

D'autres choix relèvent de la précision demandée pour le résultat :

- Le volume du modèle.
- Le maillage.
- Le modèle de turbulence employé.

L'exploitation des résultats relève du « post-processing », qui, en général, permet un affichage tridimensionnel du modèle géométrique et superpose les résultats de calcul sous forme de plans en 2 dimensions (carte des températures, des vitesses, des turbulences, des pressions).

Il est possible de suivre les lignes de flux et visualiser les trajectoires d'un contaminant virtuel le long de ces lignes de flux.

La vérification de la qualité du modèle ne s'arrête pas à la comparaison de mesures avec les résultats calculés.

Un certain nombre de paramètres et précautions standards ont été proposés (Sørensen et al. 2003), afin de pouvoir définir de manière standardisée des modèles et ainsi pouvoir comparer les résultats d'auteurs différents.

Dans cet esprit, nous décrirons notre projet²³ selon les critères d'importance :

- Equations utilisées pour reproduire la dynamique des fluides.
- Modèle de turbulence.
- Conditions limites et conditions initiales au niveau des entrées d'air (modèle isotherme) et détails sur la géométrie des entrées d'air.
- Méthode de résolution des équations :
 - Ordre des schémas de discrétisation.
 - Topologie du maillage et vérification de la dépendance des résultats.
 - Traitement des zones proches du mur.
 - Critère de convergence et vérification de leur pertinence.
- Hypothèses simplificatrices utilisées (cf. §4.3).
 - Emploi de modèles permanents.
 - Niveau de détail des objets.
 - Traitement 2D ou 3D.
 - Simplifications de grille.

²³ Nous n'avons pas pour objectif de modifier les équations gouvernant les flux ou d'appliquer des modèles de turbulence différents dans des sous-parties de notre modèle.

Méthode de calcul. Equations utilisées :

Il existe principalement 3 méthodes de calcul pour la simulation des flux d'air.

- La simulation numérique directe (DNS) très gourmande en capacité de calcul (simulation sans modèle de turbulence au prix d'une résolution spatiale et temporelle très fine directement dépendante du nombre de Reynolds, c'est-à-dire de la taille des turbulences),
- La modélisation RANS (Reynolds-averaged Navier–Stokes) très répandue dans l'industrie pour sa vitesse de calcul. Elle consiste à résoudre les équations moyennées de Navier-Stokes limitant ainsi l'analyse au comportement moyen du fluide.
- La méthode LES (Large Eddy Simulation) qui est plébiscitée par les équipes de recherche appliquée (Béghein 2005) mais reste peu accessible à l'industrie pour le moment, car peu implantée dans les logiciels professionnels. Les équations de l'écoulement fluide sont résolues à l'aide d'un maillage plus large que celui utilisé en DNS. Les tourbillons de taille supérieure à la maille sont directement déterminés par le calcul, et les interactions entre petits et gros tourbillons sont modélisées, grâce à l'introduction de sous-maillages.

La simulation des aérosols (trajectoire, dispersion) est traitée par 2 types de méthodes.

- L'approche lagrangienne consiste à calculer et enregistrer les valeurs des différentes variables (vitesse, masse, température) pour chaque particule. Cette méthode est plus précise, mais elle est plus délicate à maîtriser et plus exigeante en temps de calcul.
- L'approche eulérienne assimile l'aérosol à un fluide continu et le comportement des particules est calculé de manière statistique limitant les investigations possibles.

Notre projet étant de réaliser une simulation à une échelle importante en réalisant des calculs de phénomènes transitoires, nous devons utiliser l'outil le plus performant en termes de temps de calcul.

Le calcul statistique des concentrations employé dans l'approche eulérienne convient à notre démarche qui est d'évaluer l'exposition potentielle à des particules. En effet, nous chercherons à connaître le niveau approximatif de ces concentrations avec des précisions spatiales de l'ordre de quelques dizaines de centimètres et non à connaître la position de chaque particule émise.

Nous utiliserons donc pour notre projet une modélisation RANS avec une approche eulérienne. Cette configuration est le standard industriel actuel.

La pertinence de ce choix sera illustrée et commentée dans le chapitre 5.

Modèle de turbulences :

Le modèle de turbulences constitue un choix important pour le résultat final d'un projet de simulation. Ils sont plus ou moins élaborés et doivent correspondre aux caractéristiques du projet. Dans la famille des modèles de turbulences de type RANS (Reynolds-Averaged Navier–Stokes) à 2 équations, on trouve le modèle de turbulence k- ϵ , très répandu, qui

permet de représenter des modèles étendus avec des turbulences marquées. Il n'est pas adapté en cas de forts gradients de pression (buses, compresseurs, etc.) pour lesquels d'autres modèles existent.

Nous privilégions ce modèle de turbulence car notre projet correspond à son domaine d'utilisation (vitesses faibles et faibles gradients de pression).

Traitement des entrées et sorties d'air :

Le niveau de détail choisi au niveau du soufflage (formes des diffuseurs) et des bouches d'extraction doit être explicité. Un maillage localisé est en principe défini spécifiquement pour ces zones d'entrée sortie.

Les conditions des zones extérieures liées au modèle doivent être précisées.

Conditions initiales :

Le choix des conditions initiales influe sur le déroulement des calculs. Pour les solutions transitoires, un calcul préalable des conditions de départ est requis et doit être expliqué. Pour les solutions permanentes, de judicieuses conditions initiales accéléreront la convergence.

Schéma de calcul des erreurs autour d'une cellule :

Ce schéma de calcul sert à l'approximation des termes de l'équation de transport. Il est du premier ordre dans le cas de notre logiciel (ce traitement est optimisé selon les applications professionnelles auxquelles un logiciel est dédié).

Maillage :

La construction du maillage est un élément clé du modèle car il conditionne l'efficacité de calcul et le temps nécessaire à la convergence. Le principe général est de limiter les écarts de valeur entre des mailles successives et donc de « concentrer » le maillage dans les zones à forts gradients (zones turbulentes, zones à vitesse élevée, sources de chaleur ou de concentration).

La construction du maillage repose essentiellement sur l'expérience du concepteur du modèle et sa compréhension de la physique qu'il simule.

Le maillage le plus simple est hexaédrique et homogène, mais selon les logiciels, on rencontre des maillages tétraédriques et pentaédriques qui permettent de construire des formes géométriques plus complexes.

Effet des surfaces :

La vitesse du fluide au niveau d'une surface est nulle. Entre ce point et l'écoulement principal existe une zone intermédiaire appelée couche limite d'épaisseur variable (selon l'état de surface, et l'état de l'écoulement), qui constitue un gradient de vitesse. La modélisation du comportement dans la couche limite est traitée de manière simplifiée par une relation empirique pour éviter de trop alourdir les calculs et le maillage (une seule cellule est alors nécessaire pour représenter la couche limite).

Le dépôt des aérosols sur les surfaces n'est pas pris en compte dans les logiciels de CFD professionnels. Des travaux sur ce sujet ont été menés à l'IRSN (Nérisson 2009) : un

modèle de couche limite intégrant un flux de dépôt pour différentes conditions (régime de dépôt, orientation des surfaces) a été développé et validé dans des locaux ventilés de différents volumes.

Notre projet ne prend pas en compte les dépôts surfaciques considérant uniquement la contamination inhalée (nos résultats sont donc potentiellement maximisés).

Critères de convergence des erreurs résiduelles :

Une valeur par défaut est proposée pour chaque variable et correspond à un pourcentage d'une valeur d'entrée du modèle (en rapport avec la variable). La pertinence de ces critères par défaut doit faire l'objet d'une vérification en observant la stabilité des valeurs des variables pour les modèles permanent mais également en testant des valeurs plus faibles (en continuant le calcul pour vérifier si cela influe sur les résultats).

Simulation en transitoire :

Un modèle peut être résolu en « permanent », c'est-à-dire après équilibrage des pressions et des concentrations. On obtient alors une solution unique, résultat du calcul en chacun des éléments de volume. Ce type de solution est adapté pour des sources constantes.

Pour des sources (de contamination ou de chaleur) transitoires, il est nécessaire de calculer des solutions à différents pas de temps définis au départ pour représenter correctement le phénomène étudié. Dans le cas d'une émission d'un contaminant, il est souhaitable de représenter les variations de l'émission (si elles sont connues) et l'évolution après l'arrêt de la source.

La finesse des pas de temps conditionne le temps de calcul et la taille des fichiers de données.

Coagulation de l'aérosol :

Ayant pris le parti de travailler avec un logiciel de simulation professionnel, nous ne pouvons reproduire les phénomènes d'agglomération de l'aérosol émis et de l'aérosol mélangé avec les particules de l'environnement²⁴. Ce type d'application a été réalisé récemment dans le domaine de la recherche en modélisation environnementale des nanoparticules notamment par Koivisto et al. (2012).

2.3.1. Modélisation d'un environnement de grande taille

Réaliser un modèle incluant un service de médecine nucléaire complet est séduisant car cela permettrait une approche globale des transferts de contaminants. En outre, l'architecture des services médicaux est souvent déployée autour d'un ou plusieurs couloirs parfois séparés par des portes battantes ou automatiques qui ne constituent pas une barrière absolue pour les gaz et particules. La distance parcourue par un aérosol peut donc être grande à l'intérieur de cet environnement.

²⁴ La demi-vie d'un aérosol est de 33 minutes pour une concentration de 10^6 particules.cm⁻³ et un coefficient de coagulation de 5.10^{-10} cm³.s⁻¹ (cf. Tableau 1-1). La coagulation est en pratique négligeable en dessous de 10^5 particules.cm⁻³.

Un tel projet pose plusieurs problèmes de réalisation que l'on peut anticiper :

- La gestion du maillage doit être soignée pour limiter le nombre total de mailles aux capacités du système (limite dépendant des moyens de calcul disponibles ; -3 millions de mailles dans notre cas). Cependant la présence de fuites sous les portes nécessitera théoriquement un maillage localisé très fin par rapport aux dimensions générales du modèle : la transition brusque entre ces maillages de densité différente d'une part et le nombre important de mailles ajoutées d'autre part, risque de rendre le modèle inutilisable.
- Le temps de calcul nécessaire pour résoudre un modèle de grande taille rend difficile l'analyse des phénomènes transitoires courts sur une échelle de temps totale en rapport avec les problèmes d'exposition (typiquement 8h).
- La vérification des erreurs géométriques de construction et des conditions aérauliques réelles (vitesses et pressions, évènements tels que les ouvertures de portes ou fenêtres) est d'une complexité proportionnelle à la taille du modèle.

2.3.2. Réglages et validation du modèle

Un fois le modèle géométrique construit, plusieurs étapes de mise au point sont nécessaires avant de pouvoir l'utiliser correctement. Les erreurs à rechercher peuvent être de nature conceptuelle (problème mal reproduit) ou de nature « numérique » (solution mal calculée) :

- Des erreurs de construction sont forcément présentes. On procède à des vérifications sur un premier calcul « permanent » (sans phénomènes transitoires) incluant les débits de soufflage correspondant aux mesures. L'affichage d'une cartographie des vitesses permet de localiser des fuites aux jonctions de cloisons ou d'identifier des inversions soufflage/extraction. Cette cartographie doit indiquer les flux sortant pour les pièces ayant un bilan de débit positif (et l'inverse pour un débit négatif). La cartographie des pressions doit être cohérente avec les taux de renouvellement dans les pièces fermées. Les sorties (zones ouvertes vers l'extérieur) du modèle doivent présenter des vitesses cohérentes avec la réalité.
- Des maladdresses dans la construction du maillage sont à corriger. Il est possible d'afficher les valeurs de turbulence et vérifier si le maillage est renforcé dans ces zones tout comme celles présentant des vitesses importantes. Il est possible d'observer les problèmes de convergence des différentes variables sous forme de cartographie : les valeurs les plus élevées indiquent des problèmes de maillage insuffisant ou des problèmes d'écoulement. Si le problème est difficile à évaluer, il est possible de placer des sondes virtuelles qui enregistrent les valeurs des variables à cette position.
- La cohérence entre la surpression des pièces fermées et leur débit de fuite doit être vérifiée. La vitesse d'écoulement doit suivre la relation suivante.

En effet, une perte de charge singulière est décrite par :

$$\Delta P = \xi \times \frac{\rho V^2}{2} \quad \text{Eq. 2-1}$$

avec ξ le coefficient de perte de charge singulière, V la vitesse moyenne d'écoulement et ρ la masse volumique de l'air (soit $1,2 \text{ kg.m}^{-3}$ à 21°C).

Le coefficient ξ est disponible dans des tables selon la forme de l'obstacle. Il peut également être établi en réalisant une « soufflerie virtuelle » dans le logiciel de modélisation : une gaine parcourue par un flux d'air unidirectionnel avec l'obstacle placé dans celle-ci permet de tracer la courbe $\Delta P = f(V)$ et donc de calculer ξ par régression linéaire.

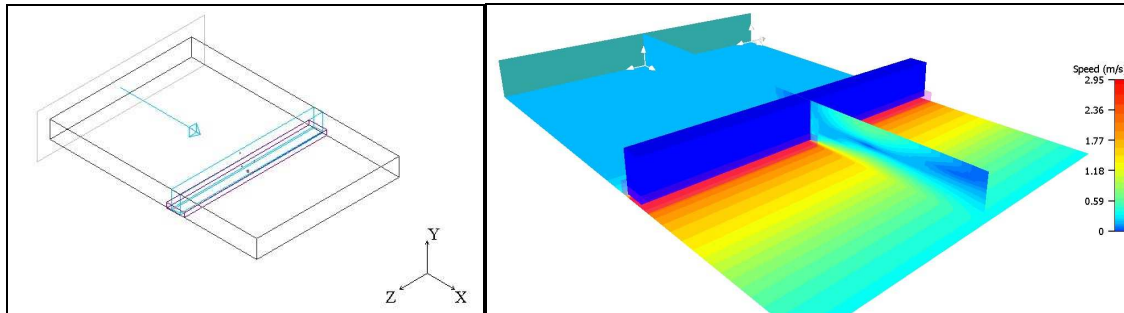


Fig. 2-19 : Modèle pour établir la relation vitesse-pression dans une fuite.

Lorsque le modèle semble fonctionner correctement, il est alors possible de confronter les calculs à des mesures de terrain.

2.4. Exploiter le modèle pour améliorer la protection du personnel

L'un de nos objectifs principaux est d'explorer les possibilités d'exploitation du modèle dans le cadre d'une réflexion sur l'exposition du personnel et son optimisation (cf. principe ALARA²⁵).

2.4.1. Analyser les sources d'amélioration

A partir de l'état des lieux qui correspond au modèle exploité dans les conditions existantes et faisant l'objet d'une analyse par des mesures de terrain, nous pourrions imaginer la mise en œuvre de solutions techniques d'amélioration basées sur les principes de confinement statiques et dynamiques et prenant en compte les contraintes de fonctionnement de l'installation.

- Extraction à la source : elle peut être modélisée, ou son effet estimé par la diminution des émissions ou indirectement par la baisse de la contamination de l'air inhalé par un manipulateur en ventilation pulmonaire.
- Confinement statique : nous pourrions facilement tester l'effet du confinement de la zone d'émission si la porte est fermée. Nous pouvons également vérifier le rôle des portes dans le couloir.
- Confinement dynamique : nous pourrions visualiser l'effet du réglage aéraulique (pressions différentielles et taux de renouvellement) correspondant à la réglementation. Des valeurs alternatives pourront être testées pour comprendre l'impact sur le délai d'épuration après une émission d'aérosol.

Incidents, défaillances.

Nous pourrions reproduire une défaillance générale de la ventilation du service pour estimer son impact. Une rupture partielle ou complète du filtre du générateur peut également être simulée.

Nous testerons le comportement de l'installation lorsque des patients émetteurs d'aérosols technétiés sont placés simultanément à des emplacements réalistes (les salles d'examen et salles d'attente).

2.4.2. Estimer l'exposition actuelle

A partir du modèle validé, il est possible de reconstituer une journée moyenne en sachant le nombre de ventilations pulmonaires annuelles, la durée moyenne, l'activité moyenne utilisée et l'emplacement d'émission le plus probable. Nous obtenons ainsi une simulation de la répartition de la concentration de Technegas® durant la journée type et nous pouvons en extraire la contamination à hauteur de nez.

Si la granulométrie en diamètre aérodynamique est connue, il est possible de calculer le dépôt pulmonaire de l'aérosol, mais il faut pouvoir estimer l'exposition de différentes

²⁵ As Low As Reasonably Achievable : principe de précaution qui s'applique lorsqu'il y a une incertitude sur la relation dose-effet et consiste à prendre toutes les précautions raisonnablement réalisables (en rapport avec le risque)

catégories de personnel (le personnel réalisant la ventilation pulmonaire en priorité mais également le reste du service).

Nous avons voulu réaliser une estimation du temps passé par le personnel dans chaque zone lors d'une journée type. Il serait, de plus, intéressant de connaître la position des différentes catégories de personnel durant la période suivant l'émission d'aérosol technétié pour faire le rapprochement de cette position et de l'activité potentiellement inhalée.

Cette idée est devenue possible avec l'arrivée récente de procédés de positionnement à l'intérieur des bâtiments. Voici quelques éléments résumant l'intérêt et les limites des technologies de positionnement.

Tableau 2-7 : Principales techniques utilisées en positionnement intérieur²⁶

Capteur ou protocole	Avantages	Inconvénients
Vidéo.	Précis au cm.	Configuration des locaux. Identification.
Wifi (radio).	Coût infrastructure et équipement mobiles existants.	Précis à 3,5 m, interférences. Filtrage performant nécessaire.
Bluetooth (radio).	Commodité, coût.	Portée faible.
Zigbee (radio).	Autonomie, fiabilité, coût, portée du signal.	Débit limité.
Infrarouge et ultrasons.	Précis selon le réseau.	Infrastructure importante. Limité par la luminosité ambiante et les échos.
RFID (radio, magnétique).	Discrétion, mémoire.	Portée, précision.
ULB (radio Ultra Large Bande).	Fiabilité, précision, portée, autonomie.	Peu développé. Infrastructure nécessaire.

La localisation du marqueur (étiquette RFID, terminal, émetteur, etc.) est réalisée par différentes techniques :

- Position par badgeur/portique. Pas de suivi entre les passages.
- Position de la borne radio la plus proche (peu précis).
- Position par mesure temporelle (triangulation pondérée par le délai de réception des différentes bornes radio).
- Position + trajectoire par mesure d'angle (antennes spéciales coûteuses ; principe complexe).
- Position par mesure de la puissance du signal reçu par les bornes : principe souvent privilégié pour sa simplicité (éventuellement couplé à une information d'accélération et d'angle par un système Mems²⁷).

²⁶ F. Evennou (2010)

²⁷ Microelectromechanical systems

Utilisations existantes ou envisagées :

- Détecter la présence de personnes (travailleurs isolés, maintien à domicile de personnes âgées, gestion de l'énergie, optimisation de processus et études marketing).
- Détecter des objets (gestion de parcs de véhicules, de parking ou d'instruments mobiles).

Système choisi pour notre expérimentation :

Nous avons choisi le système Zigbee, en raison des avantages en termes d'autonomie, portée du signal et coût, et le positionnement basé sur la puissance du signal, en raison de sa simplicité relative. La société Fireflies RTLS a été sélectionnée pour le mettre en œuvre dans les locaux du service de médecine nucléaire qui est étudié dans notre projet.

Le système développé par Fireflies présente de très bonnes caractéristiques en termes de consommation, ce qui permet le déploiement d'un réseau entièrement sans fil compatible avec une étude de courte durée (l'autonomie fonction de la fréquence d'interrogation des marqueurs de position est de 1 an pour un rafraîchissement toutes les 10 secondes et 2 mois pour 1 seconde). Les balises de référence constituant le maillage (Photo 2-1) sont fixées aux murs (-2,4 m de hauteur). Des émetteurs identiques aux balises fixes sont utilisés en tant que témoin de position pour indiquer celle-ci chaque seconde. Le circuit, l'antenne et la batterie sont intégrés dans un boîtier plastique de 48 g de dimension 90 mm × 45 mm × 24 mm.

La précision annoncée est de ~1,5 m de rayon dans des mailles de 150 m².



Photo 2-2 : Témoin de position appelé « Luciole »

Lorsque la position du témoin mobile est demandée par l'utilisateur, (terminal déporté type PC, PDA ou Smartphone), la requête est transmise de balise en balise à travers le réseau jusqu'à ce que le témoin mobile identifie la demande grâce à son adresse et lance le processus de localisation.

Pour calculer sa position, le témoin mobile reçoit à travers le réseau un signal venant des balises de référence, dont la position est connue. La réception du signal de chacune d'entre elles donne une indication de distance, ce qui permet, par un algorithme de goniométrie de connaître sa position et de répondre ainsi à la demande de l'utilisateur.

Phase de préparation :

La mise en place du maillage radio nécessite une adaptation aux contraintes d'environnement tel que la position et la nature des cloisons. Aucune expérience identique n'étant connue, nous avons testé le comportement des ondes radio dans le service de médecine nucléaire. La présence d'obstacles particuliers était pressentie étant donnée la présence de barrières de protection aux radiations.

Ces essais ont été réalisés avec un seul couple de balises en déplaçant celles-ci à différentes positions type. La qualité du signal transmis et l'estimation de distance ont été vérifiés :

- Pour une longue distance sans obstacle,
- En présence d'un obstacle fin (cloison simple)
- En présence d'un obstacle épais (mur en béton armé de 15 cm)
- Avec un obstacle très épais (Poteau en béton armé de 60 cm)

Nous avons constaté que le signal pouvait être transmis de manière indirecte malgré des obstacles épais dans certaines configurations (écho).

Un mur très épais qui traverse le service nécessite le positionnement de quelques balises supplémentaires.

La triangulation de la balise mobile nécessite de recevoir le signal de 4 balises en tout point de l'installation : ceci pose une difficulté dans le labo chaud qui est particulièrement isolé.

L'installation dans un service de médecine nucléaire nécessite donc un renforcement du réseau de balises fixes pour contourner les obstacles.

La présence de murs isolants présente cependant l'avantage de rendre les balises directionnelles, limitant les artefacts dans certaines zones.

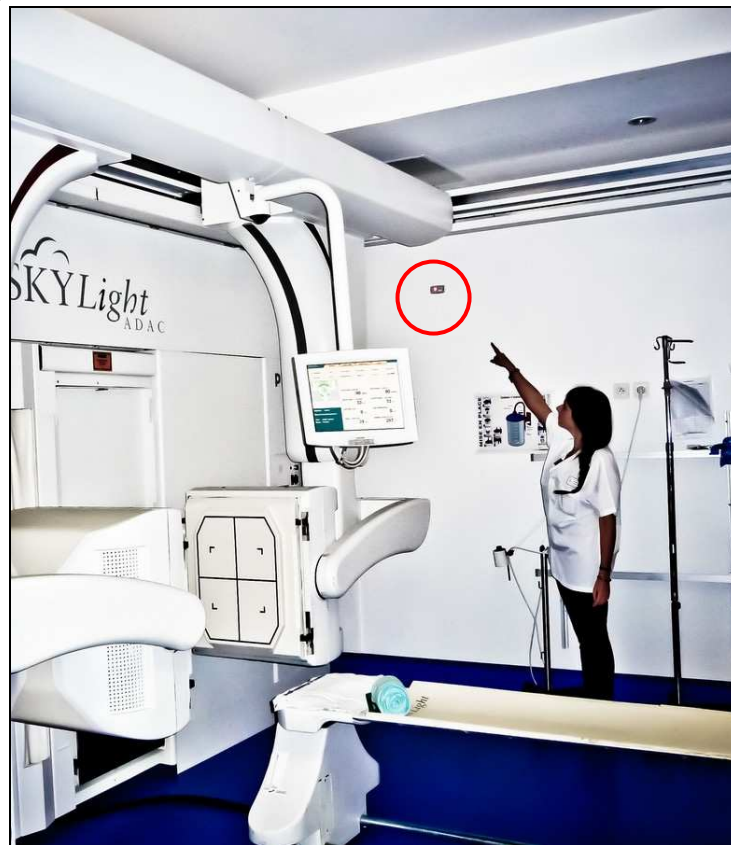


Photo 2-3 : Vue d'une balise fixe placée au mur d'une salle d'examen.

Déploiement du réseau :

De manière générale il est nécessaire d'avoir une balise fixe par pièce et d'augmenter éventuellement la densité dans les zones où une précision renforcée est requise.

Le déploiement des balises fixes a été réalisé en 2 h. En tout, 60 balises ont été déployées (Fig. 2-20).

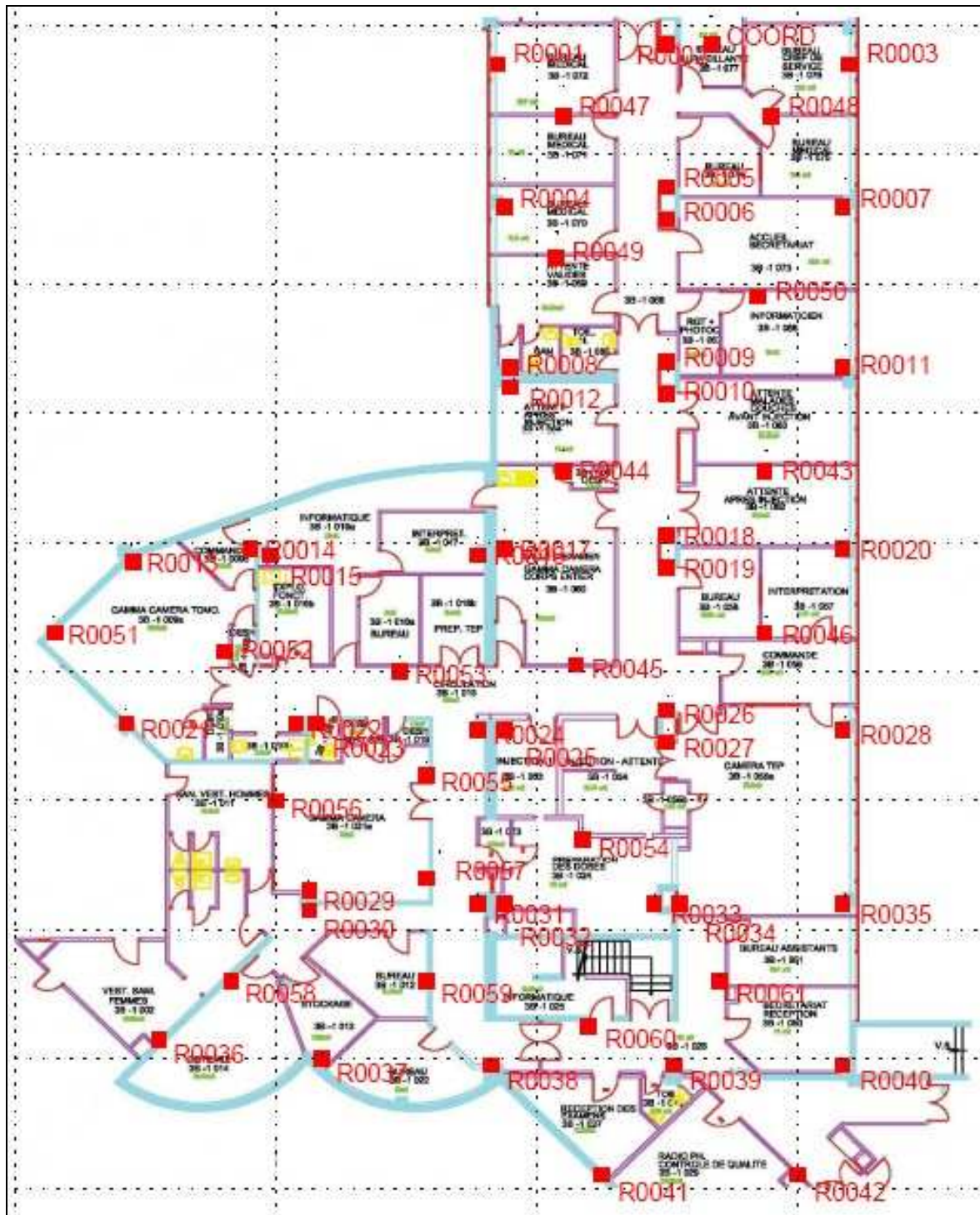


Fig. 2-20 : Positions des balises fixes formant le réseau de positionnement

Des tests de fonctionnement sont menés après la mise en place : la qualité du signal est rapidement vérifiée. Un parcours aléatoire avec l'un des témoins de position mobiles permet de tester le fonctionnement. Le signal du témoin mobile ne doit pas être perdu par le réseau de balises fixes quelque soit l'emplacement dans l'installation.

Traitement des données :

Deux algorithmes de localisation sont mis en œuvre :

- Shepard modifié : Il s'agit d'une méthode simple, consistant approximativement à évaluer la position du mobile comme étant le barycentre pondéré par la puissance reçue des lucioles de référence à proximité.
- Filtre de Kalman étendu : Il s'agit d'une méthode de traitement du signal plus complexe dont le principe consiste à affiner l'estimation de position par un filtrage à partir de la connaissance d'un modèle dynamique du mouvement du mobile.

Les positions sont fournies volontairement par deux méthodes. La première méthode est moins précise que la seconde, mais tend à être plus robuste. En effet, dans certaines conditions particulières, la seconde méthode peut devenir instable et donner des points temporairement aberrants. En disposant des deux estimations, il est possible de repérer ce type d'erreur dans les séries.

Estimation de l'erreur sur la position :

Nous procédons à des essais consistant à positionner un témoin mobile en 5 points répartis dans le service. Le témoin porté par une personne à la hauteur convenue pour l'expérimentation (1,5 m), est placé en rotation continue afin de bien prendre en compte l'effet d'orientation. La dispersion des résultats en chaque position est tracée sur un plan de l'installation à partir des variations observées sur l'interface graphique du système de positionnement. L'erreur est matérialisée par les contours de la zone à l'intérieure de laquelle on observe la position du témoin.

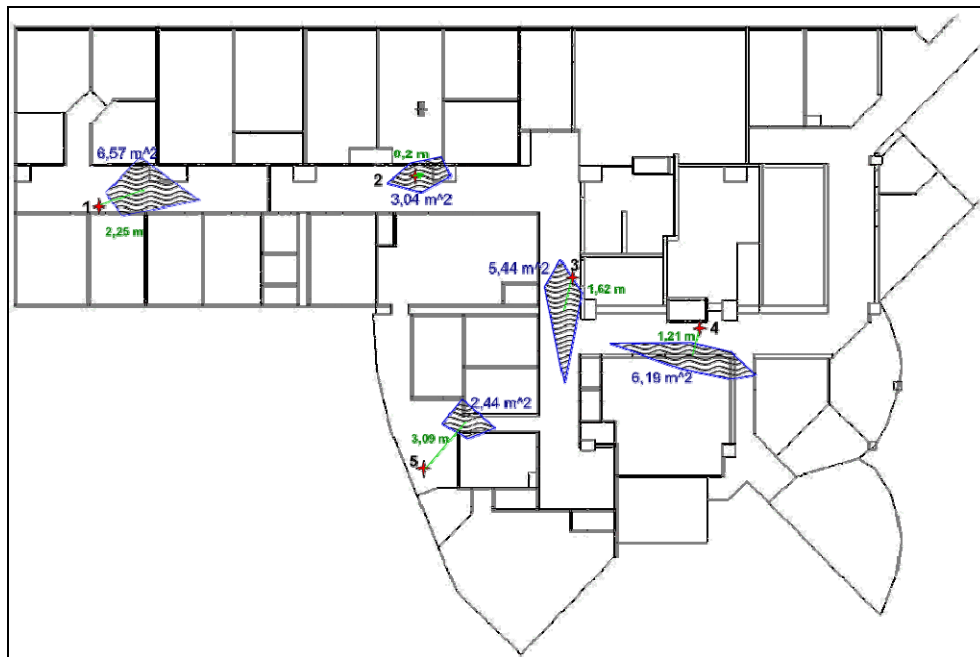


Fig. 2-21 : Evaluation de l'erreur de position des témoins pour 5 positions.

La surface tracée sur le plan est exploitée pour estimer l'erreur.

Pour chaque position, on détermine l'écart entre la position réelle et le centre de la zone observée (erreur systématique comprise entre 0,2 et 3,1 m). On calcule la surface de la zone observée (témoin de la dispersion des résultats comprise entre 3 et 6,6 m²).

Ce système est caractérisé par des erreurs importantes sur les indications instantanées (entre 0 et 5 m dans les conditions difficiles de notre application) mais il faut considérer les valeurs moyennes sur lesquelles est construit le traçage du parcours. Les erreurs systématiques pourront être corrigées par une correction du tracé observé (le trajet moyen dans un couloir est placé au centre de celui-ci) et la dispersion doit être atténuée par le grand nombre de valeurs enregistrées (1 mesure toutes les seconde durant 3 journées de 8 heures soit 86400 valeurs pour chaque témoin mobile).

Coordination des données issues du modèle et des données de traçage :

Les données issues du modèle et celles provenant de l'enregistrement des positions ne sont pas directement comparables et nécessitent d'être réorganisées dans l'espace et synchronisées dans le temps.

Les données provenant du traçage de position ont une forme X, Y + T. Une seule hauteur étant utilisée pour porter les témoins de position. Nous avons donc des points placés sur un plan X, Y auquel est associée une information de temps (heure). Ces données doivent être interpolées suivant une grille régulière, dont nous définissons le pas. Ce type de traitement peut être réalisé par une méthode classique en visualisation scientifique telle que la triangulation. Cette méthode consiste à structurer les données en superposant une grille régulière sur la carte des points dispersés.

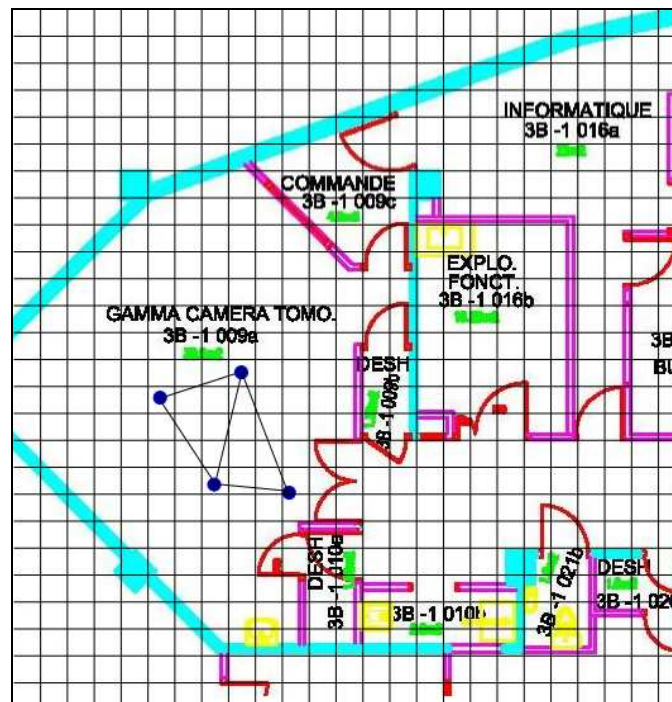


Fig. 2-22 : Exemple de triangulation pour l'interpolation des positions enregistrées.

Les points sont reliés entre eux pour former des triangles (par exemple par la méthode de Delaunay²⁸). Chaque nœud de la grille peut ainsi être défini par son appartenance à un triangle. Cette information est traitée par un algorithme qui interpole les sommets des triangles sur la grille régulière.

Les données provenant du modèle sont, quant à elles, disposées sur un maillage irrégulier plus fin que la grille définie pour la comparaison. On utilise simplement le point le plus proche comme référence de concentration pour chaque nœud du maillage.

La synchronisation dans le temps nécessite d'extraire les données de position à partir de l'heure de réalisation de la ventilation pulmonaire. En effet, la modélisation calculée en transitoire a pour point de départ le début de l'émission.

Le choix du pas de la grille est défini en considérant la précision espérée du positionnement et l'ampleur du traitement des données. Nous limitons celui-ci à 0,5 m en X et Y.

²⁸ Méthode de triangulation évitant les triangles allongés. Elle est définie par l'absence de points à l'intérieur du cercle circonscrit de chaque triangle. Cf. B. Delaunay (1934) "Sur la sphère vide", Otdelenie Matematicheskikh i Estestvennykh Nauk 7: 793–800.

2.5. Conclusion

Nous avons, dans ce chapitre, décrit les informations techniques nécessaires à la compréhension des essais présentés par la suite.

Le choix des instruments de mesure en fonction des contraintes liées à l'aérosol de Technegas® et à l'environnement de médecine nucléaire a été expliqué.

L'enceinte d'essai qui va être employée pour quantifier les émissions d'aérosol dans l'environnement a été décrite (conception, validation). Elle est caractérisée par une résolution temporelle inférieure à 15 secondes (délai entre des événements successifs) et une incertitude d'échantillonnage de 16%.

Nous avons imaginé un dispositif pour quantifier les fuites à l'embouchure. Il consiste à analyser l'aérosol produit à l'intérieur d'une cagoule ventilée avec de l'air propre. Un bruit de fond particulaire a été quantifié mais puisque nous analyserons l'activité de l'aérosol émis, nous ferons abstraction de ce bruit de fond.

Nous avons décrit les éléments nécessaires à la compréhension de la simulation des flux d'air, que nous comptons employer pour étudier la dissémination du Technegas®, à l'intérieur d'un service de médecine nucléaire, avec un logiciel de CFD. Les considérations générales sur les techniques de CFD et nos contraintes spécifiques liées à la taille et au caractère transitoire de l'émission ont été confrontées pour expliquer nos choix de modélisation.

Enfin le principe de positionnement de personne en intérieur a été décrit du point de vue technique et pratique, pour comprendre sa mise en œuvre. Nous utiliserons celui-ci pour étendre les possibilités d'analyse du modèle numérique.

Chapitre 3. Etude expérimentale des émissions des générateurs de Technegas®

3.1. Conditions expérimentales

Nous présentons les conditions expérimentales ci-après. On distingue celles liées au générateur, celles liées au patient et celles liées à l'environnement.

3.1.1. Générateur

Modèles de générateurs :

Il existe 2 versions du générateur en circulation dont le principe de fonctionnement est identique mais certaines améliorations présentes sur le TechnegasPlus® sont de nature à changer les résultats d'essai d'émission. Le Technegasplus® est caractérisé par :

- 3 buses contre 1 pour l'ancien modèle (meilleure efficacité de purge).
- 9 l.min⁻¹ pour le débit de purge à l'argon contre 8 l.min⁻¹ pour l'ancienne version.

Nous avons étudié les deux versions du générateur.

Etat de propreté :

Notre test d'émission consiste à capter les particules émises par le générateur placé dans un flux d'air propre. Nous recherchons les fuites mais si les surfaces sont sales elles pourraient libérer des particules. Cette hypothèse a été vérifiée au début de la première campagne d'essais et nous avons ensuite réalisé des nettoyages complets (retrait du capot) pour les essais suivants.

Accessoires de respiration :

La ventilation pulmonaire peut être réalisée avec un embout buccal mince pincé par les lèvres du patient ou un embout souple inséré pour aider les patients en difficulté. Des masques respiratoires sont également utilisés dans certains établissements. Un pince-nez est utilisé pour forcer la respiration buccale.

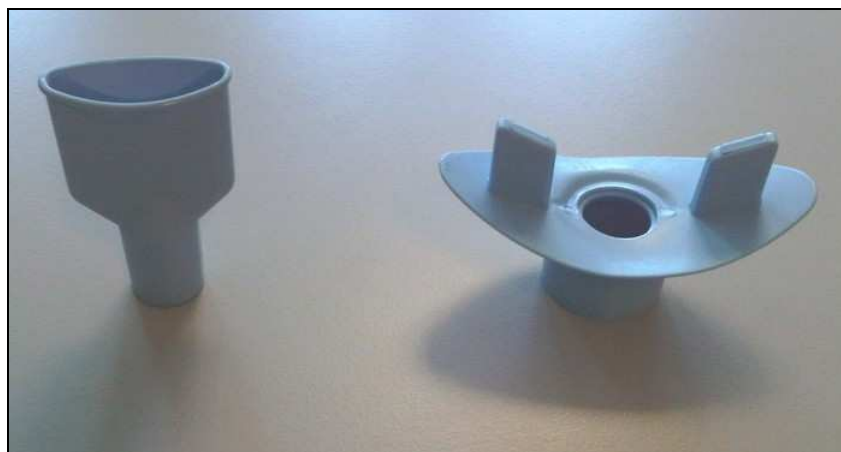


Photo 3-1 : Embout buccaux

L'ensemble du système tube souple + embout appelé PAS (Patient Administration Set) est à usage unique. La rétention de particules dans le tube est probable mais n'a pas d'intérêt dans le cas de notre étude (l'ensemble est traité comme un déchet radioactif après usage).

Creuset :

Le creuset en graphite est à usage unique. Nous avons systématiquement rempli celui-ci avec une solution saline même lors des essais sans patient.

L'activité placée dans le creuset lors de l'essai présenté ci-après est de 421 ± 14 MBq²⁹ (nommé A₁)

Mode opératoire :

Peu de réglages sont réalisés par le personnel sur le générateur. Il est toutefois possible de régler la durée du cycle de purge à 6 minutes (réglé à 3 minutes par défaut). Nous avons conservé la valeur par défaut pour nos essais. Un test à 6 minutes a été réalisé avec le modèle TechnegasPlus® sans montrer d'effet mesurable lors de l'ouverture du tiroir.

Le délai entre la production à haute température de l'aérosol et la ventilation pulmonaire du patient est un paramètre important (coagulation de l'aérosol). La ventilation est réalisée immédiatement pendant les essais que nous présentons.

3.1.2. Patient

La durée de la ventilation pulmonaire est variable en fonction du personnel de soin et selon les difficultés respiratoires du patient. Elle varie entre 2 et 6 minutes avec une moyenne à 4 minutes d'après nos observations (pour une présence totale dans la salle entre 10 et 15 minutes).

Le patient est un élément important dans le cas des essais de fuites à l'embouchure. Le personnel de soin rapporte de grandes variations de la qualité de ventilation pulmonaire selon le handicap et l'angoisse du patient.

3.1.3. Environnement

Les essais d'émissions ne sont pas sensibles à l'environnement proche (aérosols, mouvements d'air) car nous utilisons l'enceinte d'essai avec un réglage de vitesse constant. Celle-ci est nettoyée après transport avec des lingettes humidifiées.

Le niveau de bruit de fond particulière de l'enceinte d'essai est enregistré avant chaque essai.

Aucune particule n'est détectée par les différents instruments de mesure en l'absence de générateur dans la cabine (1 minute de mesure continue après 10 minutes de fonctionnement de la ventilation de l'enceinte).

²⁹ D'après le certificat d'étalonnage de l'activimètre servant au contrôle de l'activité déposée.

La concentration enregistrée en sortie de l'enceinte d'essai en présence d'un générateur (nettoyé) est de 0,008 particules.cm⁻³ pour le CNC et 0,002 particules.cm⁻³ pour le COP (>0,25 µm). Aucune particule détectée par l'APS (>0,5 µm).

3.2. Aérosol produit par le générateur

L'aérosol produit par le générateur correspond à celui qui est inhalé par le patient (pas de facteur d'inhalabilité à prendre en compte pour une ventilation pulmonaire réalisée avec un embout). Nous avons connecté les analyseurs à la sortie du tube flexible du PAS et analysé l'aérosol aspiré par les systèmes de mesure (diviseur de débit).

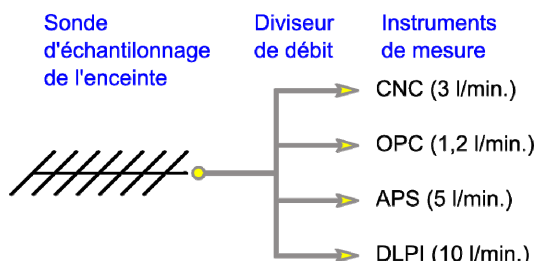


Fig. 3-1 : Schéma synoptique du raccordement des instruments

La quantité de particules enregistrée n'est pas identique à celle d'un patient puisque le volume analysé est différent mais la concentration et la granulométrie sont les mêmes. L'objectif de cet essai en marge de l'étude d'émission dans l'environnement, vise à vérifier l'aérosol à la source des émissions. Nous pourrions utiliser ces données pour une estimation du dépôt dans les voies respiratoires d'un patient.

Les essais présentés ci-après ont été réalisés avec l'ancienne version du générateur. Peu de variations sont à prévoir avec le nouveau modèle concernant les caractéristiques de l'aérosol.

Nous connectons les instruments en sortie du générateur (Fig. 3-1 et Photo 3-2).

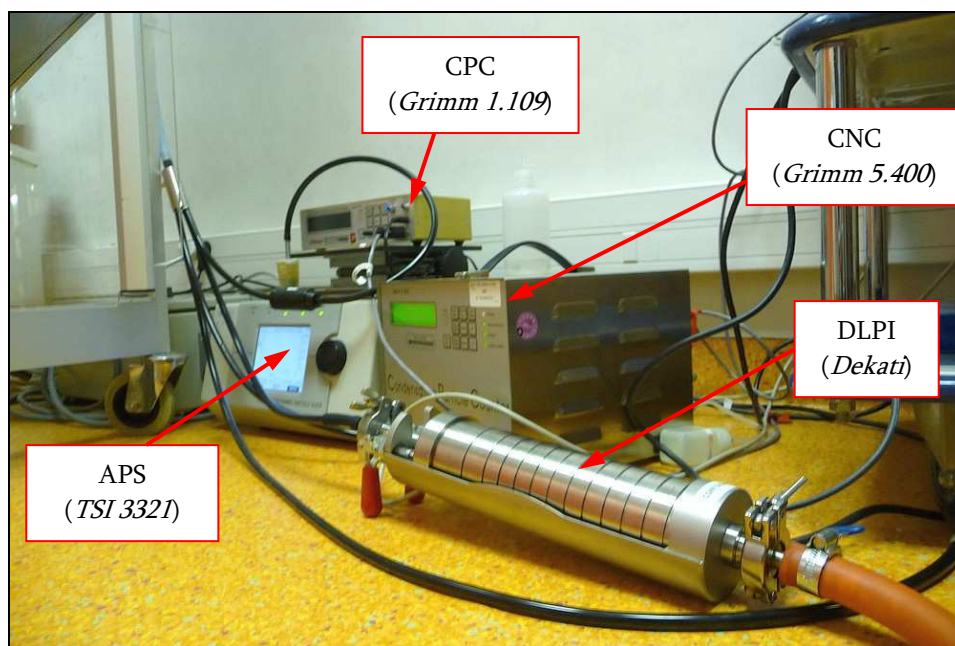


Photo 3-2 : Instruments raccordés à un diviseur de débit.

3.2.1. Données du compteur de noyaux de condensation (CNC)

Les mesures réalisées avec un compteur optique ne sont pas utilisables en raison de la nature des particules de Technegas® qui sont essentiellement composées de graphite (diffusion de la lumière réduite par rapport aux particules de PSL utilisées pour l'étalonnage).

Les mesures réalisées avec un CNC permettent de quantifier le nombre de particules produites par le générateur : $2,4 \cdot 10^9$ particules $>4,5$ nm sont enregistrées.

Considérant le volume de la chambre égale à 6 litres la concentration avant libération de l'aérosol serait de $N_0 = 4 \cdot 10^5$ particules. cm^{-3} .

Pour calculer la demi-vie de cet aérosol il faut considérer :

- Un diamètre des particules de Technegas® de $0,13 \mu\text{m}$ (d'après la littérature)
- Un nombre de Knudsen³⁰ Kn égale à $0,98$
- Un coefficient de Cunningham Cu égale à

$$1 + Kn \cdot (1,142 + 0,558 \cdot \exp(-0,999/Kn)) \quad \text{Eq. 3-1}$$

Ainsi $Cu = 2,3$.

- Le coefficient de coagulation K (cf. Eq. 1-6) est alors égal à $6,8 \cdot 10^{-10} \text{cm}^3 \cdot \text{s}^{-1}$.

On trouve alors en utilisant la formule du taux de décroissance (Eq. 1-4) que pour $N_0/N=2$, la demi-vie $t=61$ minutes (en négligeant les dépôts sur les parois de la chambre).

On peut également estimer le temps nécessaire pour que le diamètre de l'aérosol ait doublé (cf. Eq. 1-5).

$$\text{Pour } d/d_0 = 2, \text{ On obtient } t = \frac{\left(\frac{d}{d_0}\right)^3}{N_0 \times K} = 7 \text{ h.}$$

La décroissance enregistrée lors de la mesure en sortie est rapide car le débit d'échantillonnage est de $18 \text{l} \cdot \text{min}^{-1}$ (en combinant le CNC, le DLPI et un prélèvement sur membrane).

On constate à ce débit une décroissance d'un facteur 8,4 par minute. Or la purge de la chambre est réalisée avec un débit de $8 \text{l} \cdot \text{min}^{-1}$ durant 3 min. (équivalent à 1,3 min à $18 \text{l} \cdot \text{min}^{-1}$ ou un facteur de décroissance de 17,7). L'efficacité du cycle de purge du générateur est évaluée à $1 - 1/17,7 = 94\%$.

3.2.2. Analyse gravimétrique

Une analyse de la masse de carbone déposée sur une membrane (fibre de quartz type Whatman QMA 25 mm) a été réalisée par Hélène Cachier (Laboratoire des Sciences du Climat et de l'Environnement – Université de Versailles Saint-Quentin - CEA Gif-sur-Yvette) par voie thermo-optique avec l'appareil "Sunset". Nous avons ainsi obtenu la masse totale de particules de Technegas® aérosolisée qui est de $50 \mu\text{g}$. Cette

³⁰ Kn est égale à λ_g/r_p avec $\lambda_g = 6,4 \cdot 10^{-8} \text{m}$ pour l'air à 20°C

information sera utilisée pour lier la radioactivité à la masse des particules prélevées en ambiance.

3.2.3. Données du DLPI et spectromètre gamma

Le DLPI a été préalablement préparé en plaçant sur chacun des 13 étages d'impaction un disque en aluminium recouvert de graisse pour améliorer l'adhésion des particules.



Photo 3-3 : Préparation des étages du DLPI.

Une fois les prélèvements réalisés, l'impacteur est démonté et chaque disque est récupéré avec une pince à épiler et placé dans une boîte de Pétri pour le transférer jusqu'au spectromètre Gamma.



Photo 3-4 : Disque fin d'aluminium graissé placé sur un étage du DLPI.

On constate que le dépôt change de couleur en comparant les différents étages.



Photo 3-5 : Illustration du changement de couleur des dépôts de Technegas® (le numéro correspond à l'étage du DLPI).

Les dépôts blancs proviennent de la solution saline de ^{99m}Tc (du NaCl est utilisé pour éluer le ^{99m}Tc). Présents sous forme ionique en solution, les cristaux de NaCl se forment lors de la phase d'évaporation.

La concentration de NaCl étant de 9/1000, on déduit que dans le creuset, pour un volume liquide de 0,14 ml, il est déposé une masse de NaCl de 1260 μg dont une partie se transforme en aérosol (lorsque le creuset est porté à 2550°C).

Les étages 13 à 8 (10 à 1 μm) semblent majoritairement contenir des dépôts de sel.

Les étages 7 à 6 (0,65 et 0,4 μm) sont mélangés dans des proportions visuellement comparables.

Les étages 5 à 1 (0,26 à 0,03 μm) contiennent majoritairement du carbone.

Le sel forme des cristaux sur les particules de Technegas® modifiant ainsi la granulométrie et conférant des propriétés hygroscopiques à l'aérosol radioactif inhalé par le patient.

Les activités mesurées avec le spectromètre gamma (tableau ci-dessous) font l'objet d'une correction car les échantillons ont été placés à une distance de 14,5 cm du détecteur du spectromètre gamma (en raison d'une activité suffisamment élevée pour saturer l'appareil). Les échantillons sont en général placés au contact ou à quelques mm du détecteur.

Les dépôts noirs sont constitués du graphite issu du creuset de Pulmotec® qui sert à produire l'aérosol de Technegas®.

Tableau 3-1 : Répartition de l'activité mesurée en sortie du générateur.

Etage	D _{50%} (µm)	D _i (µm)	Taux de comptage en coups /sec.	Activité en sortie du générateur de Technegas (Bq)	Répartition
13	9.920		106	1.84E+04	0.0%
12	6.690	8.146	102	1.93E+04	0.0%
11	4.000	5.173	154	4.80E+04	0.1%
10	2.390	3.092	237	1.03E+05	0.1%
9	1.600	1.956	455	2.52E+05	0.3%
8	0.948	1.232	4 506	2.85E+06	3.7%
7	0.613	0.762	19 912	1.10E+07	14.2%
6	0.382	0.484	33 832	1.62E+07	21.0%
5	0.261	0.316	23 754	1.26E+07	16.4%
4	0.156	0.202	18 577	1.04E+07	13.5%
3	0.094	0.121	13 686	8.02E+06	10.4%
2	0.055	0.072	13 879	8.10E+06	10.5%
1	0.028	0.039	11 804	7.02E+06	9.1%
Filtre sortie	<0,030	0	1 017	6.17E+05	0.8%
Total :			142 019	7.72E+07	100.0%

Ces valeurs étant obtenues pour 10 l.min⁻¹ sur 18 l.min⁻¹ prélevés, l'activité totale aérosolisée mesurée avec le DLPI est donc de 139 MBq (avec une incertitude estimée³¹ à ± 20 MBq). On obtient 130 MBq (avec une incertitude estimée³² à ± 6 MBq, correction du débit incluse) en mesurant l'activité de la membrane ayant servi à l'analyse gravimétrique.

L'écart type géométrique de la répartition (largeur du pic) peut être calculé par

$$\sigma_g = \frac{D_{84\%}}{D_{16\%}} \quad \text{Eq. 3-2}$$

Avec D_{84%} le diamètre limite incluant 84% de l'activité et D_{16%} celui incluant 16% de l'activité. On obtient $\sigma_g=2,8$.

Si l'on compare le nombre de particules générées (2,43.10⁹ particules > 4,5 nm) et l'activité correspondante (139 MBq) on obtient en moyenne 5,7.10⁻² Bq pour 1 particule libérée (pour la distribution granulométrique déterminée en sortie du générateur).

Les activités présentées dans ce tableau sont supérieures à ce qui pourrait être inhalé puisque l'échantillonnage est de 18 l.min⁻¹ durant 5 minutes (contre 3 ou 4 minutes à 5 l.min⁻¹ pour un patient moyen). On peut cependant utiliser la répartition granulométrique de cette activité, qui est probablement identique à celle qui est inhalée par un patient (car la mesure est faite approximativement à la même distance de la chambre de génération).

³¹ Incertitude composée de celle sur le volume échantillonné estimée à 10% et celle sur la mesure du spectromètre estimée inférieure à 5% (pour un taux de comptage > 3 coups par seconde).

³² Incertitude composée de celle sur le volume échantillonné estimée à 3% (débitmètre étalon) et celle sur la mesure du spectromètre estimée inférieure à 5% (pour un taux de comptage > 3 coups par seconde).

3.2.4. Détermination de l'aérosol déposé dans les poumons du patient.

Pour reconstituer l'aérosol déposé, nous pouvons utiliser :

- la granulométrie en activité obtenue précédemment avec un DLPI et un spectromètre gamma,
- L'activité totale aérosolisée non déposée sur les parois (A_2),
- les courbes de la CIPR 66 (Fig. 1-2) permettant de connaître l'activité déposée dans les voies respiratoires (23,9%³³ de l'activité inhalée pour une respiration orale d'un aérosol de graphite).

Il nous manque l'estimation des fuites afin de savoir quelle partie de l'aérosol est inhalable. Nous mesurons lors de l'essai suivant (cf. tableau 3-4) que 24 MBq (A_3) sortent par les fuites du générateur (valeur globale, celles-ci n'étant pas précisément localisées).

L'activité inhalée est une fraction de l'activité inhalable (égale à $A_2 - A_3$) que nous estimons à l'aide de la courbe d'épuration de la chambre. Pour un patient respirant ~10 litres pendant une ventilation pulmonaire (~5 l.min⁻¹ pendant 2 minutes), la proportion de l'aérosol (donc de l'activité) disponible inhalée est de ~70%. Un patient inhale donc 70% de $A_2 - A_3$ c'est à dire 74 MBq (A_4).

L'activité déposée dans les poumons est déduite de la courbe de dépôt soit 23,9% de A_4 = 17,6 MBq (A_5).

Tableau 3-2 : Estimation de l'aérosol déposé dans les voies respiratoires d'un patient.

Etage	D _{50%} (µm)	D _i (µm)	Modèle de dépôt CIPR	Partie exhalée	Activité (Bq)			
					sortie du générateur	inhalable	inhalée	déposée
13	9.92		99%	1%	3.31E+04	2.53E+04	1.77E+04	1.75E+04
12	6.69	8.15	98%	2%	3.48E+04	2.66E+04	1.86E+04	1.83E+04
11	4.00	5.17	93%	7%	8.64E+04	6.59E+04	4.61E+04	4.30E+04
10	2.39	3.09	75%	25%	1.86E+05	1.42E+05	9.91E+04	7.42E+04
9	1.60	1.96	50%	50%	4.53E+05	3.46E+05	2.42E+05	1.22E+05
8	0.95	1.23	29%	71%	5.13E+06	3.91E+06	2.74E+06	7.97E+05
7	0.61	0.76	16%	84%	1.97E+07	1.50E+07	1.05E+07	1.67E+06
6	0.38	0.48	11%	89%	2.91E+07	2.22E+07	1.56E+07	1.74E+06
5	0.26	0.32	12%	88%	2.27E+07	1.73E+07	1.21E+07	1.44E+06
4	0.16	0.20	17%	83%	1.87E+07	1.43E+07	9.99E+06	1.66E+06
3	0.09	0.12	26%	74%	1.44E+07	1.10E+07	7.71E+06	2.03E+06
2	0.06	0.07	41%	59%	1.46E+07	1.11E+07	7.78E+06	3.20E+06
1	0.03	0.04	64%	36%	1.26E+07	9.64E+06	6.75E+06	4.30E+06
Filtre sortie	<0,030	0.00	82%	18%	1.11E+06	8.47E+05	5.93E+05	4.86E+05
Total :					1.39E+08	1.06E+08	7.42E+07	1.76E+07

Cependant, ces calculs de dépôt ne prennent pas en compte le caractère hygroscopique conféré à l'aérosol de Technegas® par les cristaux de NaCl qui se forment à leur surface durant la phase d'évaporation de la solution.

Si l'on utilise les résultats publiés par Roth et al. (1997), il faut appliquer un facteur de grossissement de 2,3 à notre granulométrie mesurée en sortie de générateur.

Roth et al. ont caractérisé le facteur de grossissement hygroscopique uniquement pour les particules de 0,13 et 0,25 µm. Aussi, l'extrapolation sur toutes les tailles est

³³ Homme standard au repos pour du ^{99m}Tc avec la distribution granulométrique que nous avons mesurée.

probablement inexacte. Une analyse complète du caractère hygroscopique à l'aide d'un Tandem-DMA permettrait de réaliser cette caractérisation complémentaire. Nous n'avons pas pu réaliser une telle analyse, mais nous avons obtenu quelques analyses TEM de particules de Technegas® qui illustrent le lien entre des particules de NaCl (cubes de 0,2 µm de côté) et des particules de Technegas® coagulées.

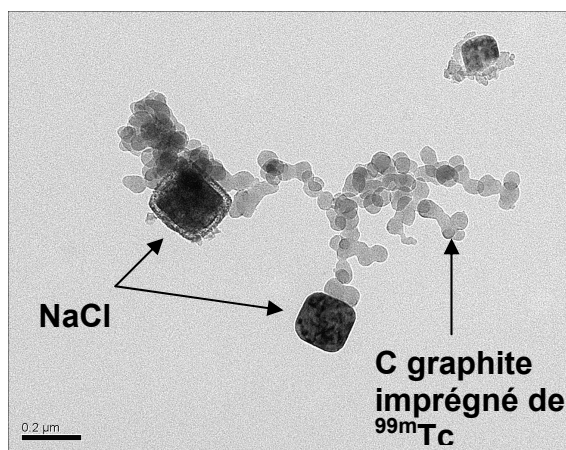


Fig. 3-2 : Analyse TEM de prélèvements

Rappelons que l'aspect visuel des dépôts sur les étages du DLPI suggère une proportion plus importante de NaCl sur les grosses particules (au-dessus de 0,4 µm).

Nous appliquons donc le facteur d'accroissement de 2,3 sur les particules supérieures à 0,2 µm uniquement. On obtient alors le tableau corrigé suivant :

Tableau 3-3 : Correction du calcul du dépôt en fonction du facteur d'accroissement hygroscopique.

Etage	D _{50%} (µm)	D _i (µm)	D _i corrigé (µm)	Activité inhalée (Bq)	Modèle CIPR	Activité déposée (Bq)
13	9.92	14.00	32.20	1.77E+04	74%	1.31E+04
12	6.69	8.15	18.74	1.86E+04	70%	1.31E+04
11	4.00	5.17	11.90	4.61E+04	80%	3.68E+04
10	2.39	3.09	7.11	9.91E+04	88%	8.72E+04
9	1.60	1.96	4.50	2.42E+05	85%	2.06E+05
8	0.95	1.23	2.83	2.74E+06	71%	1.93E+06
7	0.61	0.76	1.75	1.05E+07	47%	4.94E+06
6	0.38	0.48	1.11	1.56E+07	28%	4.31E+06
5	0.26	0.32	0.73	1.21E+07	17%	2.10E+06
4	0.16	0.20		9.99E+06	17%	1.66E+06
3	0.09	0.12		7.71E+06	26%	2.03E+06
2	0.06	0.07		7.78E+06	41%	3.20E+06
1	0.03	0.04		6.75E+06	64%	4.30E+06
Filtre sortie	<0,030	0.00		5.93E+05	82%	4.86E+05
Total :				7.42E+07		2.53E+07

Cette activité déposée dans les poumons représente 6% de l'activité initiale du creuset (421 MBq). L'activité exhalée est donc 74,2 – 25,3 = 48,9 MBq. Une mesure d'activité du filtre du P.A.S. a été réalisée mais le résultat (108 MBq) indique probablement une erreur due à la forme de l'échantillon.

Le graphique suivant illustre l'effet du caractère hygroscopique sur le dépôt du Technegas®.

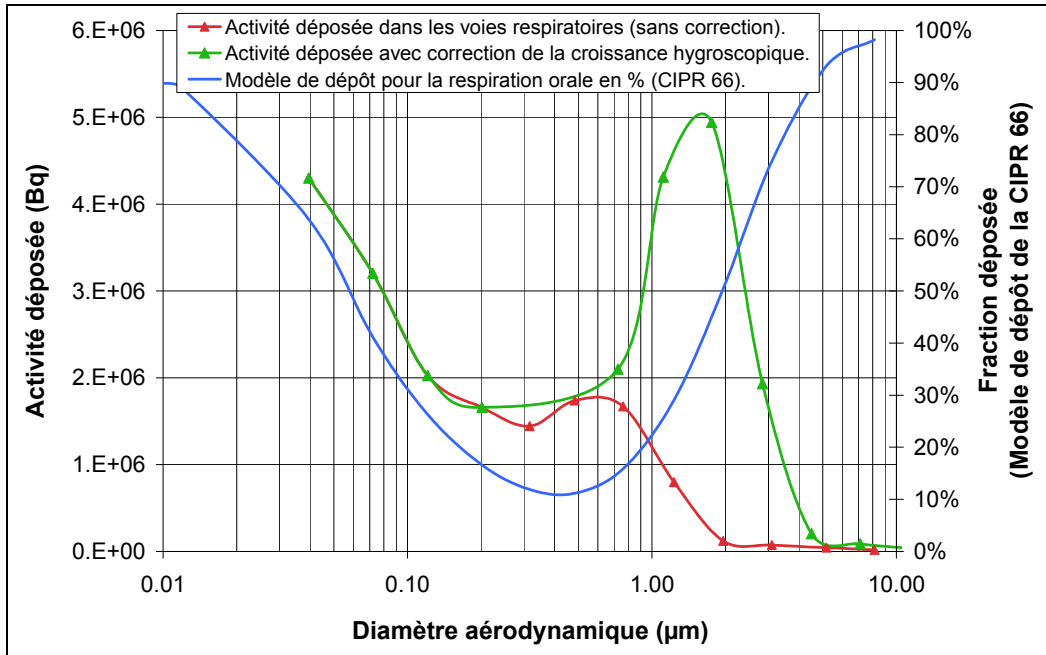


Fig. 3-3 : Modification du dépôt d'activité due à la croissance hygroscopique.

Le graphique suivant illustre la répartition de l'activité dans l'aérosol produit, déposé dans toutes les voies respiratoires et déposé dans les alvéoles (objectif du Technegas®).

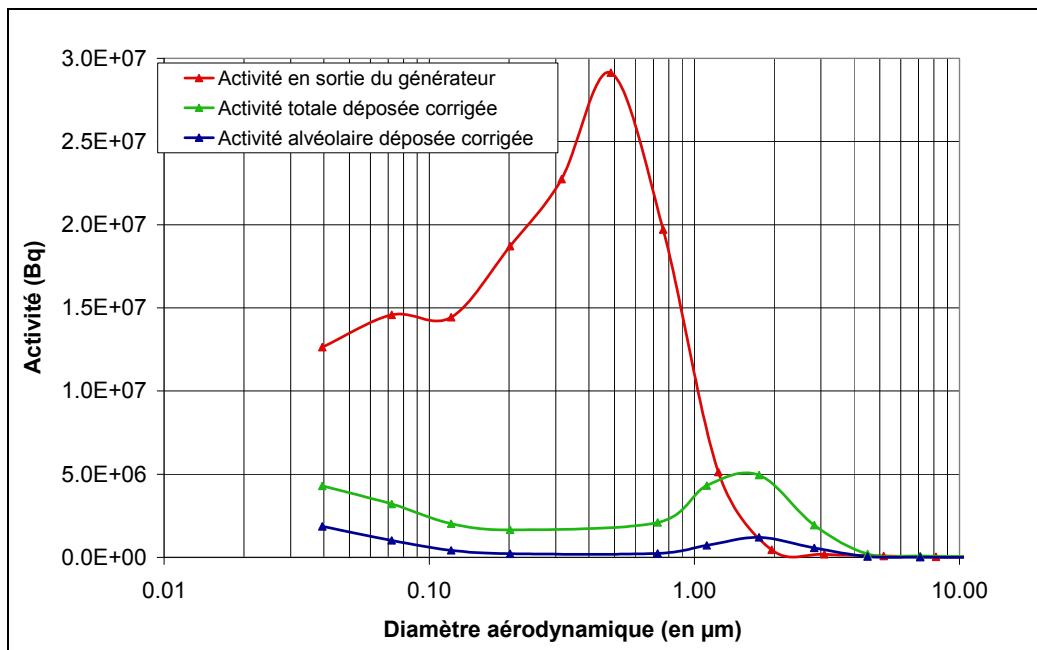


Fig. 3-4 : Répartition de l'activité de l'aérosol de Technegas® inhalé.

Respiration orale sans perte d'inhalabilité.

Dépôt estimé d'après le facteur d'accroissement hygroscopique (Roth et al. 1997).

3.3. Aérosol émis dans l'environnement par le générateur

Le test de fuite du générateur est réalisé en conditions réelles, c'est-à-dire avec un patient, selon la procédure habituelle.

Le générateur est placé à l'intérieur de l'enceinte d'essai dont la ventilation est réglée de la même manière que pour les essais de qualification.

Nous enregistrons les émissions avec plusieurs instruments raccordés (cf. Fig. 3-1) sur un diviseur de débit branché sur la sonde en sortie de l'enceinte d'essai. Les données sont corrigées en fonction de la part du débit total pour chaque instrument.



Photo 3-6 : Surveillance des émissions durant une ventilation pulmonaire.

3.3.1. Données du compteur optique, CNC et APS

Trois instruments sont utilisés pour obtenir une plage granulométrique complète. La comparaison des valeurs est cependant difficile étant donné les différences de principes de mesure.

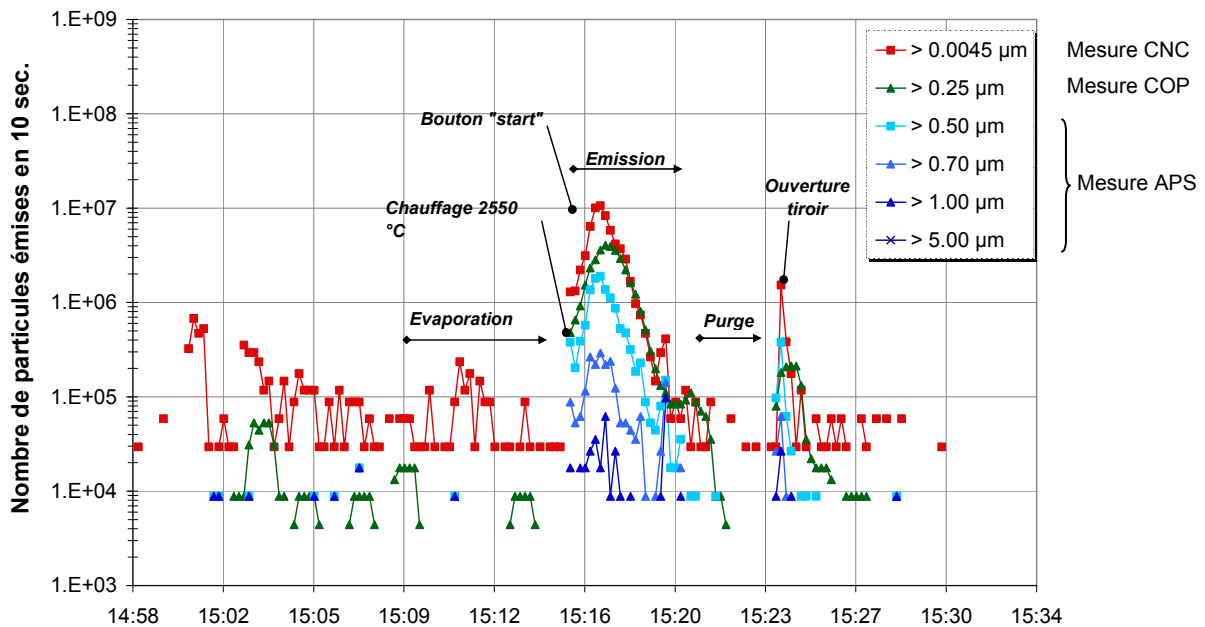


Fig. 3-5 : Cinétique de l'émission et identification des phases.

On identifie clairement les phases d'émission, la décroissance étant rapide en raison du renouvellement rapide de l'air de l'enceinte.

L'émission de particules lors de l'ouverture du tiroir est nette. La taille de ce pic varie en fonction de la respiration du patient (plus le volume inhalé est important, plus la concentration de particules dans la chambre du générateur diminue et moins il en reste qui sont susceptibles d'être libérées à l'ouverture du tiroir).

On note au niveau de la granulométrie de l'aérosol émis qu'il y a peu de petites particules (entre 4,5 nm et 0,25 µm).

Il n'apparaît pas de pic lors de la phase de purge.

Les particules émises par les fuites suivent précisément la phase d'émission et de consommation de l'aérosol, sans décalage. Nous avons noté lors d'essais précédents une légère surpression de la chambre avant la libération de l'aérosol ce qui explique en partie les fuites.

Notons que des essais comparatifs d'émission des générateurs d'ancienne et nouvelle version (TechnegasPlus®) ont montré des fuites beaucoup plus faibles sur les nouveaux modèles. Ces essais, menés avec un compteur optique de particules, permettent de dire qu'avec les nouveaux modèles il n'y a quasiment pas de fuites durant la phase d'émission et de purge. Cependant, l'émission au moment de l'ouverture du tiroir est équivalente pour les 2 modèles.

Pour être catégorique concernant les résultats d'émission des générateurs TechnegasPlus®, il faudrait réaliser de nouvelles mesures avec le protocole de référence (APS, CNC et DLPI au lieu d'un compteur optique).

Remarque : Pour estimer la quantité de particules qui est inhalée par le patient, on peut calculer la quantité de particules encore présente avant purge. La quantité libérée à l'ouverture et pendant la purge \times taux d'épuration estimé de la phase de purge = $(2,8 \cdot 10^6 \times 17,7) = 49,6 \cdot 10^6$ particules. On peut ajouter les particules émises avant purge ($66,7 \cdot 10^6$) ce qui donne un total de $116 \cdot 10^6$ particules $>4,5$ nm émises. On constate que ce chiffre est faible devant la quantité de particules émises au total ($2,43 \cdot 10^9$ d'après l'analyse de l'émission du générateur vue précédemment) soit 4,8%.

3.3.2. Données du DLPI et spectromètre gamma

Le même prélèvement est analysé de manière différée après dépôt sur les étages du DLPI et analyse par spectromètre gamma.

Le tableau suivant résume les mesures qui prennent en compte le taux de prélèvement de l'enceinte d'essai.

Tableau 3-4 : Répartition granulométrique de l'activité des fuites du générateur.

Etage	D50% (µm)	Di (µm)	Activité des particules provenant des fuites du générateur (Bq)	Répartition
13	9.92	14.00	6.5E+05	2.7%
12	6.69	8.15	1.2E+05	0.5%
11	4.00	5.17	2.1E+05	0.9%
10	2.39	3.09	1.3E+05	0.5%
9	1.60	1.96	1.7E+05	0.7%
8	0.95	1.23	1.6E+06	6.8%
7	0.61	0.76	5.6E+06	23.3%
6	0.38	0.48	8.6E+06	35.8%
5	0.26	0.32	4.4E+06	18.2%
4	0.16	0.20	5.6E+05	2.3%
3	0.09	0.12	3.0E+05	1.3%
2	0.06	0.07	2.6E+05	1.1%
1	0.03	0.04	4.8E+05	2.0%
Filtre sortie	<0,030	0.02	9.4E+05	3.9%
Total :			2.4E+07	100%

Cet aérosol étant peu concentré dans l'environnement où il est libéré, on peut considérer que cette répartition d'activité est stable. Un accroissement de la taille des particules est possible en cas de coagulation avec l'aérosol ambiant, ce qui dépend de la concentration et de la granulométrie de l'aérosol ambiant et du temps de réaction considéré (Kasper 2008).

Pour une inhalation dans un délai court après l'émission (personnel présent pendant la ventilation pulmonaire), il est alors possible de calculer l'activité déposée dans les poumons avec les hypothèses suivantes :

- présence dans la pièce durant 15 minutes à partir de la phase de ventilation pulmonaire,
- la concentration à l'emplacement de la personne est plus élevée que la moyenne de la pièce d'un facteur 2 (valeur arbitraire justifiée par la proximité avec le générateur).
- il n'y a pas d'extraction localisée utilisée dans la pièce.
- le taux de renouvellement de l'air est négligé, étant donné le court délai considéré.
- le volume de la pièce est de 30 m³.
- le débit respiratoire (Simmond et al, 1995) est de 16 l.min⁻¹.

Une personne inhalerait donc 1,6% de l'aérosol radioactif présent dans la pièce. L'activité inhalée déduite est donc de 0,38 MBq en 1 séance sans prise en compte des émissions à l'embouchure et du rayonnement du générateur.

Le tableau suivant présente la distribution granulométrique de l'activité inhalée et déposée :

Tableau 3-5 : Calcul de l'activité déposée dans les voies respiratoires en utilisant la correction de taille correspondant au caractère hygroscopique.

Di (µm)	Di corrigé (µm)	Activité inhalée en 15 minutes (Bq)	Modèle de dépôt respiration nasale	Activité déposée totale (Bq)
14.00	32.20	1.05E+04	73.2%	7.7E+03
8.15	18.74	1.95E+03	70.7%	1.4E+03
5.17	11.90	3.42E+03	80.6%	2.8E+03
3.09	7.11	2.02E+03	91.3%	1.8E+03
1.96	4.50	2.64E+03	92.1%	2.4E+03
1.23	2.83	2.60E+04	82.7%	2.1E+04
0.76	1.75	8.94E+04	58.8%	5.3E+04
0.48	1.11	1.37E+05	34.9%	4.8E+04
0.32	0.73	7.01E+04	20.8%	1.5E+04
0.20		8.97E+03	17.5%	1.6E+03
0.12		4.80E+03	27.2%	1.3E+03
0.07		4.14E+03	42.3%	1.8E+03
0.04		7.75E+03	65.0%	5.0E+03
0.02		1.51E+04	88.9%	1.3E+04
Total :		3.84E+05		1.8E+05

L'activité déposée représenterait ainsi 45,7% de l'activité inhalée.

Nous pouvons comparer (Fig. 3-6) les résultats de répartition granulométrique de l'activité obtenus en sortie de générateur et en ambiance :

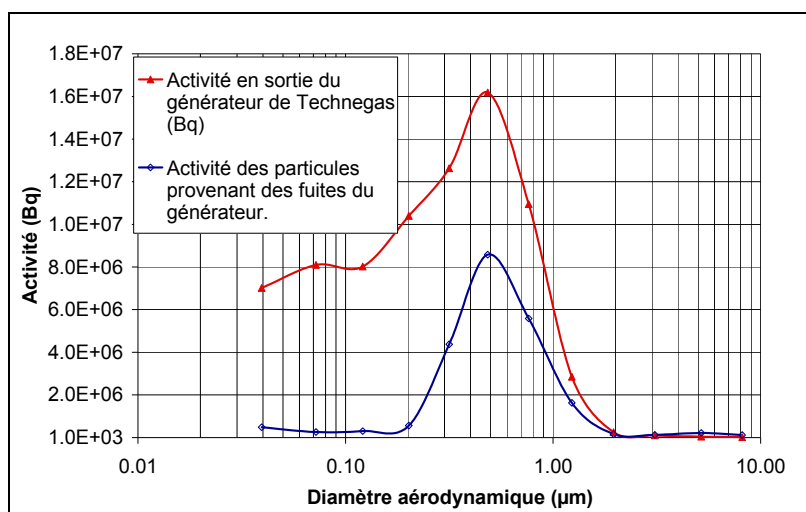


Fig. 3-6 : Répartition granulométrique des activités.

On déduit graphiquement la valeur du DAMA (Diamètre Aérodyamique Médian en Activité) qui est 0,5 µm.

3.4. Mesures environnementales de la contamination

Afin de confirmer l'émission d'aérosols de Technegas® et d'évaluer la dissémination nous avons mené 2 séries de monitoring à proximité du générateur de Technegas®. Ces mesures de la contamination de l'air devaient être réalisées indépendamment des campagnes de mesure des fuites, car l'enceinte d'essai épure l'air de la salle avec son filtre absolu.

3.4.1. Suivi de la concentration de l'air avec un compteur de particules.

Cette première série de mesures, située en salle de ventilation pulmonaire, est réalisée avec un compteur de marque Grimm type « 1.109 » (gamme 0,25-32 μm ; débit 1 l.min⁻¹).

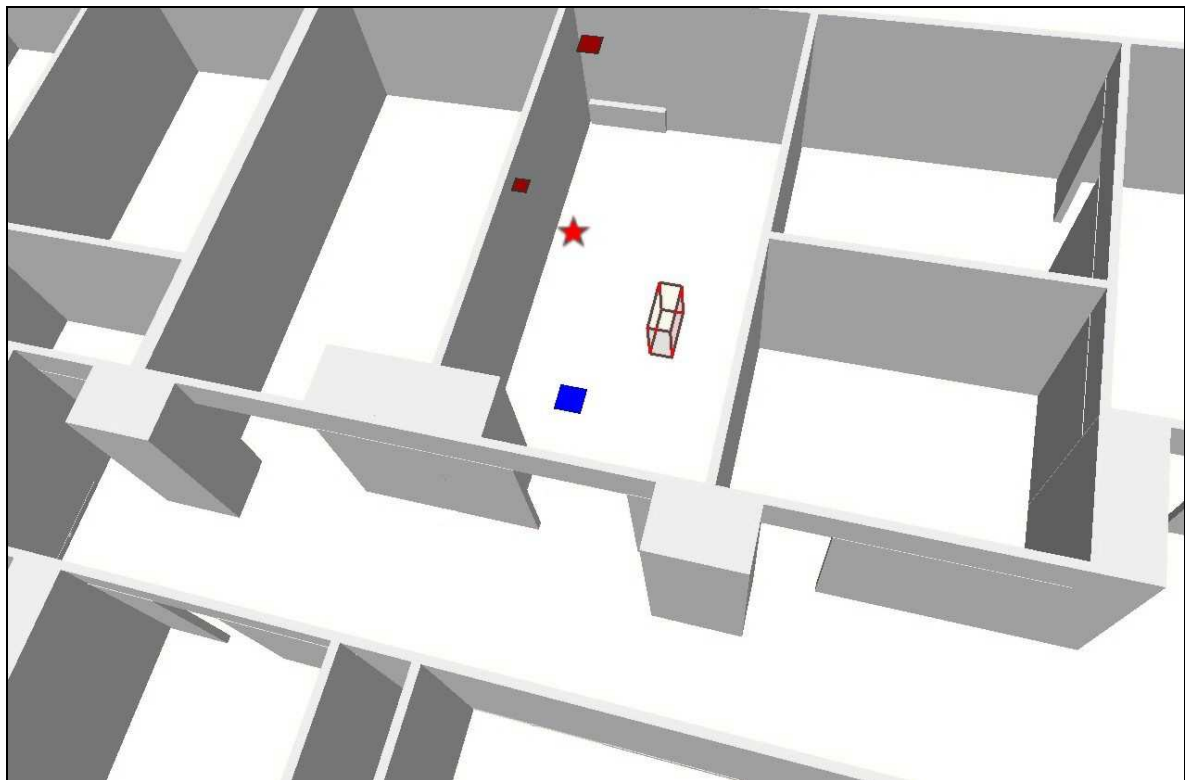


Fig. 3-7 : Vue 3D de la salle de ventilation pulmonaire.

Sont indiqués : le générateur (arêtes rouges), la bouche de soufflage (carré bleu), les extractions (carrés rouges) et l'emplacement du compteur (étoile rouge) à 1,2m du sol.

L'enregistrement (Fig. 3-8) montre un accroissement de la concentration du premier canal du compteur de particule, le canal suivant restant stable.

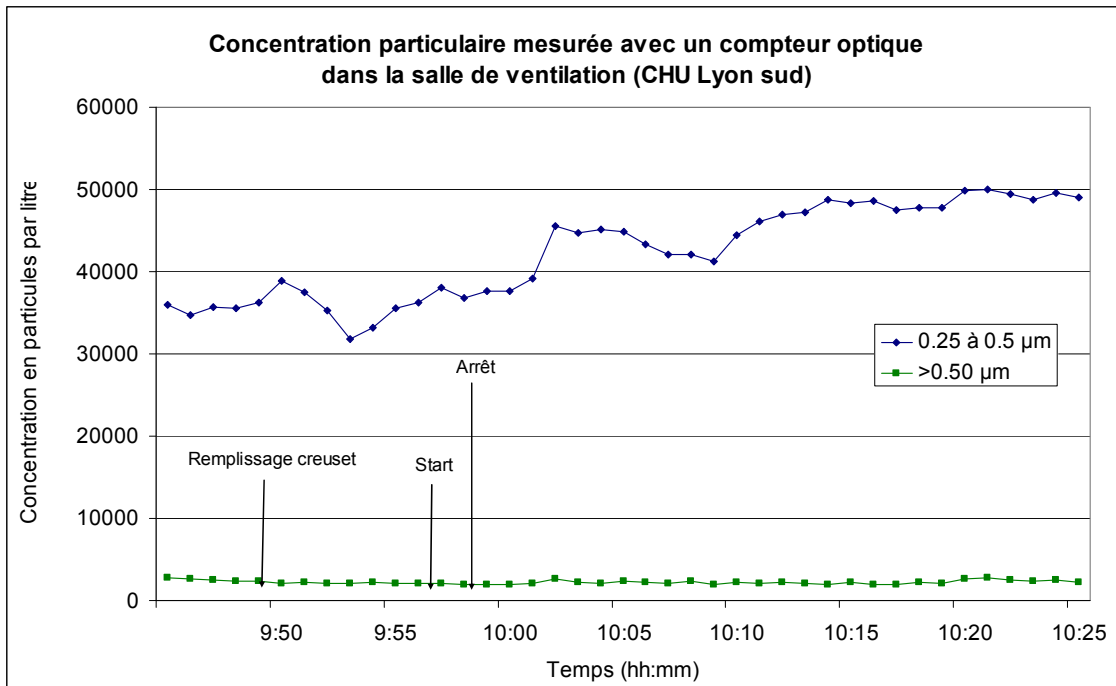


Fig. 3-8 : accroissement de la concentration de particules entre 0,25 et 0,5 µm

L'accroissement de la concentration correspond approximativement à 12 000 particules par litre.

A l'échelle de la pièce et faisant l'hypothèse d'une concentration homogène, nous aurions $\sim 6 \cdot 10^8$ particules de Technegas® dans la pièce.

En utilisant le ratio moyen activité/particule calculé au §3.2.3 page 91 ($5,7 \cdot 10^{-2}$ Bq pour 1 particule libérée), nous aurions, pour une activité émise estimée à 24 MBq, un nombre de particules égal à $4,2 \cdot 10^8$ dans la pièce.

Ces deux valeurs ($6 \cdot 10^8$ et $4,2 \cdot 10^8$ particules de Technegas® dans la pièce) sont des estimations qui permettent de vérifier que les ordres de grandeurs sont concordants.

3.4.2. Suivi de l'activité des aérosols ambiants (mesure fixe).

Première série de mesures :

Cette série de mesures nous permet de connaître l'activité des aérosols ambiants sur une période de 6 semaines pendant lesquels les heures des ventilations pulmonaires sont enregistrées. L'aérosol est prélevé sur un échantillonneur d'air Thermo Pdr1500 (débit $1 \text{ l} \cdot \text{min}^{-1}$; prélèvement de la fraction totale) équipé d'un filtre en fibre de verre Whatman GF/B pour récupérer les particules.

L'échantillonneur est placé alternativement à 2 positions (cf. points verts sur la figure 3-6) et les filtres sont remplacés et analysés à intervalles irréguliers (analyse d'une journée complète ou de périodes plus courtes lorsque plusieurs ventilations pulmonaires se succèdent).

Tableau 3-7 : Activités ambiantes enregistrées au CHU Lyon sud du 05/10/11 au 16/11/11

N°	Date	Heure de début ou période de mesure	Durée prélèvement	Plage observée	Lieu de comptage	Activité (Bq) Rdt 3%	Facteur correction décroissance $N/N_0=e^{-\lambda t}$	Activité corrigée (Bq)	Activité volumique (Bq/m3)
1	05/10/2011	8h15	3:30	A	couloir	109.5	0.67	164.0	781.1
2	07/10/2011	9h30	8:00	B	couloir	31.1	0.40	78.5	163.5
3	07/10/2011 à 10/10/2011	17h	18:30	C-	couloir	5.7	0.05	121.9	109.8
4	(10/10/2011 à 11/10/2011)	10h15 (mesure 11h30 à 14h15)	2:45	D	couloir	29.7	0.63	47.1	285.5
5	13/10/2011	10h15	7:40	B	couloir	60.0	0.41	145.6	316.5
6	13/10/2011 à 14/10/2011	15h40	16:15	C-	couloir	4.0	0.06	62.9	64.5
7	17/10/2011	9h10	6:30	B	couloir	261.3	0.47	553.7	1 419.8
8	18/10/2011	11h	5:40	A	couloir	16.4	0.03	589.7	1 734.5
9	20/10/2011	9h30 (mesure 9h50 à 16h05)	6:15	A	couloir	2.9	0.47	6.2	16.5
10	21/10/2011	10h48	2:15	A	salle Technegaz	17.6	0.77	22.8	169.1
11	25/10/2011 à 27/10/2011	10h25	22:00	D	salle Technegaz	20.9	0.08	265.6	201.2
12	03/11/2011	14h15	0:55	AA	salle Technegaz	3 891.2	0.90	4 326.0	78 654.2
13	03/11/2011 à 04/11/2011	15h05	17:00	B	salle Technegaz	146.7	0.13	1 162.8	1 140.0
14	07/11/2011	13h25	0:35	AA	salle Technegaz	236.4	0.93	252.9	7 226.3
			0:35	HC	salle caméras	0.0	0.93	0.0	0.0
15	08/11/2011	13h05	23:00	C+	salle Technegaz	83.9	0.07	1 196.4	867.0
16	08/11/2011	13h50	0:30	AA	salle Technegaz	117.5	0.94	124.5	4 150.8
17	08/11/2011	14h20	2:25	A	salle Technegaz	907.4	0.76	1 199.7	8 273.7
18	08/11/2011 à 09/11/2011	16h45	12:15	B	salle Technegaz	12.6	0.18	68.4	93.1
19	09/11/2011	9h30	1:05	AA	salle Technegaz	1 334.5	0.88	1 512.5	23 269.4
20	09/11/2011	10h35	0:55	HC	salle Technegaz	26.1	0.79	32.9	598.7
21	16/11/2011	08h45	1:05	AA	couloir	451.0	0.88	511.2	7 864.4
22	16/11/2011	09h45	1:00	AA	couloir	20.6	0.89	23.2	386.0
23	16/11/2011	10h50	1:00	HC	couloir	0.0	0.79	0.0	0.0

= Heure de la précédente injection de Technetium inconnue

= Mesure post examen : le calcul de décroissance est réalisé depuis l'heure d'injection précédente.

Les données sont synthétisées dans les 2 figures suivantes pour chaque zone :

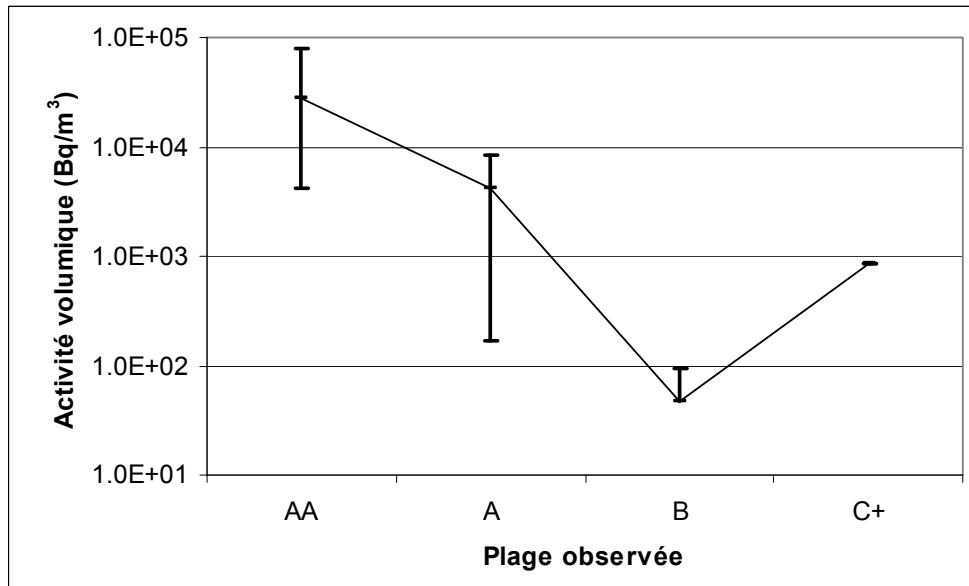


Fig. 3-10 : Salle de ventilation pulmonaire - Dispersion des valeurs d'activité enregistrées pour différentes périodes d'observation

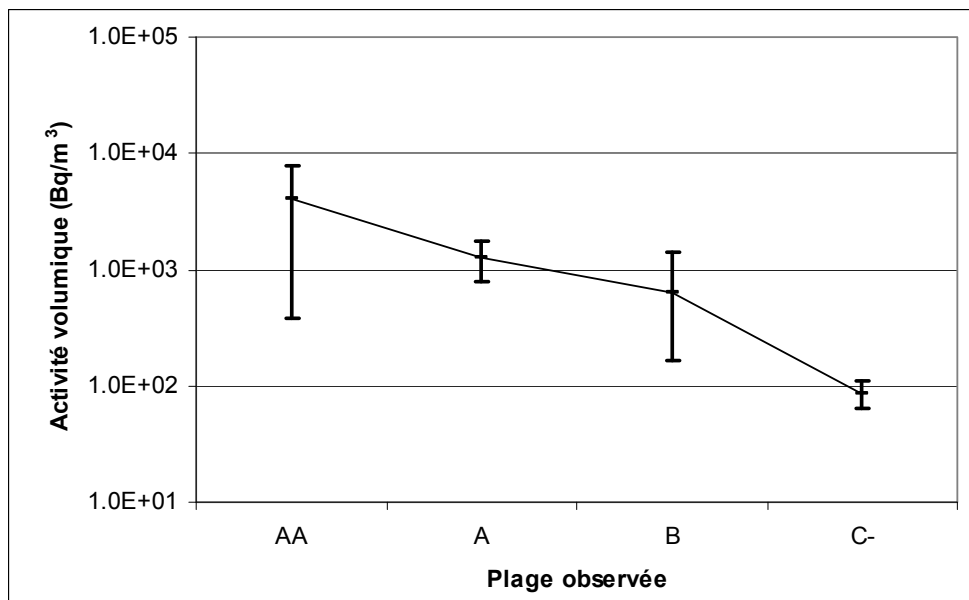


Fig. 3-11 : Couloir - Dispersion des valeurs d'activité enregistrées pour différentes périodes d'observation

Les valeurs obtenues semblent globalement cohérentes entre elles : la concentration est moindre dans le couloir (facteur 10) et la concentration volumique diminue pour les longs échantillons.

Les valeurs correspondant à la plage B en salle de ventilation pulmonaire semblent en revanche incohérentes.

Deuxième série de mesures :

Ces mesures ont été réalisées au mois de juin 2012 selon un protocole de mesure identique. Les emplacements indiqués sur la Fig. 3-9 (points rouges) sont différents de ceux de la première série.

Tableau 3-8 : Résultat des prélèvements fixes de la 2^{ème} série

		12/06/2012	13/06/2012		
		AA	AA	A	HC (4h après)
Prélèvement d'ambiance salle d'examen n°1	Bq/m ³	256	42		
Prélèvement d'ambiance salle d'examen n°2				609	
Prélèvement d'ambiance salle d'attente		1	324		629
Prélèvement d'ambiance salle ventilation 4h après					2266

Une ventilation pulmonaire a eu lieu le 12/06/12 (patiente ayant mal inhalé l'aérosol) et 3 ventilations pulmonaires le lendemain (le premier patient ayant toussé lors de la ventilation).

On remarque que des aérosols radioactifs sont mesurés en salle d'attente (pourtant en légère surpression) et en salle d'examen (malgré le masque apposé sur le visage des patients).

→ Ces valeurs pourront nous servir de référence pour la validation du modèle aéraulique du service.

3.4.3. Suivi de l'activité des aérosols inhalables (mesure mobile).

Les mesures mobiles sont réalisées avec l'objectif de compléter nos connaissances sur l'exposition du personnel. Nous souhaitons utiliser de telles informations comme point de référence pour l'évaluation que nous ferons à partir des données du modèle (concentration dans tout le volume en fonction du temps) et des données de position du personnel.

Mode opératoire :

Plusieurs personnes intervenant directement pour la réalisation des ventilations pulmonaires par Technegas® et une personne très éloignée de ces activités sont suivies pendant une journée durant laquelle ont lieu 3 ventilations pulmonaires.

Chacune d'elle est équipée d'un système de prélèvement sur filtre en polycarbonate (GE 25 mm 0,1 µm) relié à une pompe portable réglée sur un débit de $1 \pm 0,05$ L.min⁻¹ (pompes MSA Escort Elf). Ces personnes portent également leur dosimètre électronique réglementaire pour surveiller leur exposition externe.

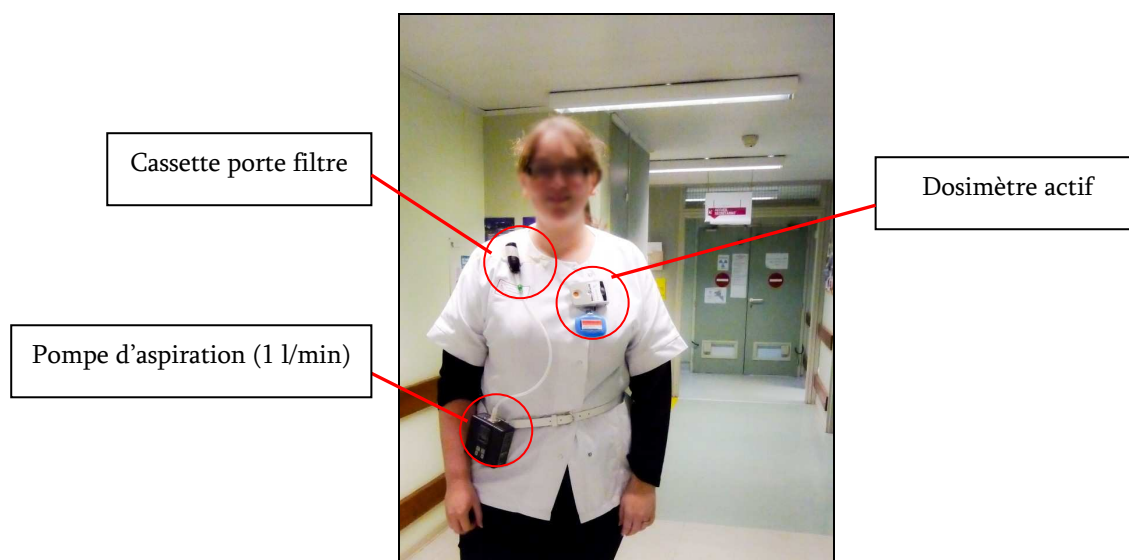


Photo 3-7 : Système de prélèvement placé à l'épaule.

De la même manière que pour les prélèvements fixes, les membranes sont analysées avec un spectromètre gamma étalonné avec un échantillon de forme identique.

Le Tableau 3-9 synthétise les événements enregistrés et les résultats de dose équivalente indiqués par les dosimètres et ceux calculés à partir des prélèvements sur membrane (en incluant la décroissance radioactive, le pourcentage de dépôt spécifique au Technegas® et la DPUI du Technegas®).

Tableau 3-9 : Synthèse des mesures d'exposition durant une journée comportant 3 ventilations pulmonaires.

Désignation du porteur	Chronologie de la journée			Dose estimée par prélèvement aérosol (μSv)	Dose HP10 indiquée par le dosimètre actif (μSv)	
					Journée	Période bleu
PP 1	8h35	8h50	11h55	0.15	2	0
	Ventil. 1	Examen 1	Autre activité			
PP 2	9h23	9h37		0.02	6	0
	Ventil. 2					
PP 3	10h40	12h02		14.1	10	0
	Ventil. 3	Examen 3				
PP 4	9h37	11h55		0.03	0	0
	Examen 2	Autre				
PP 5	13h20	16h10		0.01	2	2
	Réunion					

Période de mesure des aérosols

On observe en comparant les 2 types de mesure de dose³⁴ que l'exposition interne à l'aérosol de Technegas® est invisible pour les dosimètres. L'activité des aérosols prélevés est très différente d'une séance à l'autre pour deux raisons principales : le comportement du patient et la position de l'opérateur. Nos observations du déroulement des ventilations pulmonaires ne permettent pas d'expliquer précisément ces différences (nous avons noté que le patient de la première ventilation pulmonaire avait toussé, mais cela ne correspond pas à la valeur la plus élevée). La personne ayant

³⁴ La dose HP10 est une mesure correspondant à la dose équivalente à une profondeur dans le corps de 10 mm à l'emplacement du dosimètre.

réalisé seulement l'examen d'imagerie est également légèrement exposée aux aérosols (comme nous l'avons vu avec les mesures fixes).

Conclusion :

A partir des données présentées précédemment, nous pouvons reconstituer la répartition de l'activité lors d'une ventilation pulmonaire avec un générateur de Technegas®.

On soustrait à l'activité de départ (421 MBq³⁵) :

- l'activité déposée dans les poumons (25 MBq ; cf. Tableau 3-3),
- l'activité émise par les fuites (24 MBq ; cf. Tableau 3-4),
- l'activité exhalée déduite de l'activité déposée (49 MBq dans le filtre du P.A.S. cf. Tableau 3-3).

Il reste 323 MBq retenus dans le générateur entre le filtre de purge et la chambre qui se partagent l'activité dans des proportions indiquées par le distributeur français de l'équipement (respectivement 67 MBq et 256 MBq).

Il manque des informations sur l'émission à l'embouchure pour pouvoir terminer cette répartition.

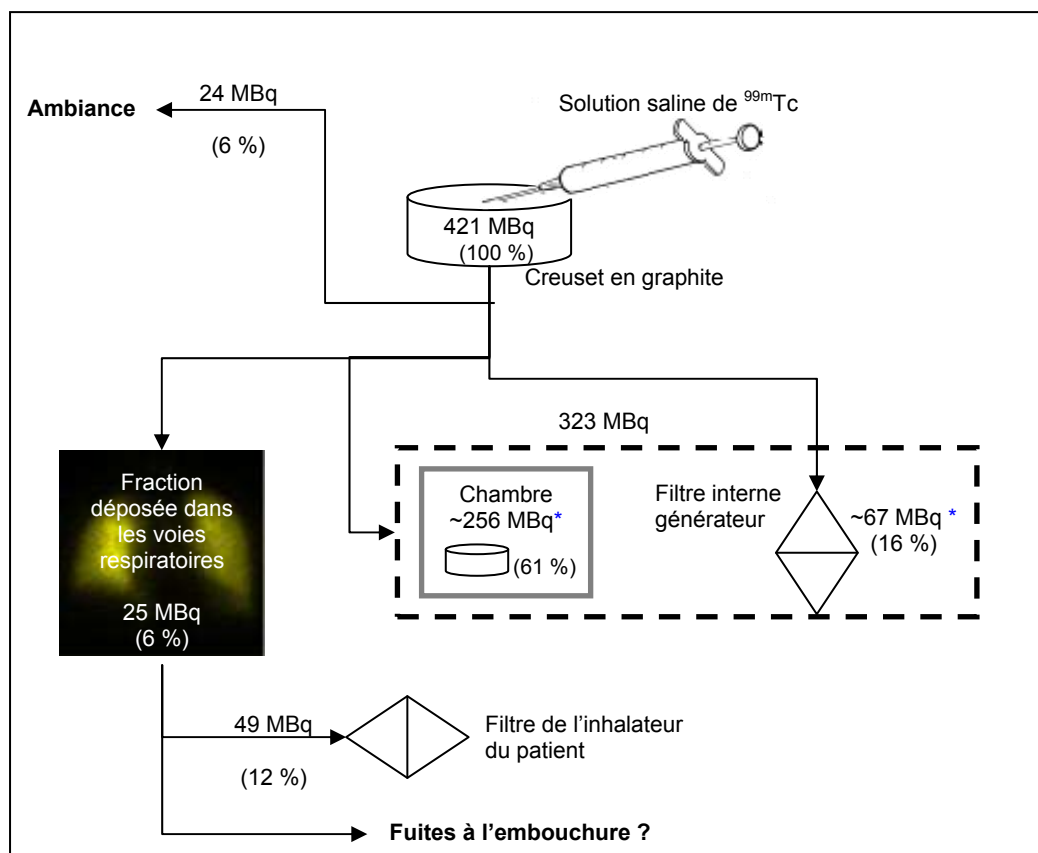


Fig. 3-12 : Répartition estimée de l'activité sans les fuites à l'embouchure.

³⁵ Activité mesurée par la radiopharmacie avec un spectromètre gamma d'incertitude estimée à ±5.

3.5. Etude expérimentale des émissions à l'embouchure

3.5.1. Conditions expérimentales

La cagoule d'essai et ses résultats de qualification ont été présentés au chapitre 2. Nous avons vu qu'il s'agissait d'une solution technique intéressante pour capter de manière maîtrisée un aérosol émis par la bouche.

Afin de pouvoir réaliser de tels essais avec des patients, nous avons dû obtenir une autorisation du comité d'éthique.

Cependant, le paramètre le plus délicat est le patient. En effet, il faut considérer plusieurs difficultés pour mener à bien l'étude des émissions à l'embouchure :

- influence de la cagoule sur le déroulement de la ventilation pulmonaire,
- stress supplémentaire pour des patients parfois en difficulté,
- la cohorte nécessaire pour être représentative de la population type (scintigraphies pulmonaires) serait probablement importante : plus de 20 patients,
- l'instrumentation est difficile à mobiliser (DLPI) et les essais sont longs à préparer et à analyser (film aluminium à poser et graisser pour les 13 étages puis opération inverse pour les analyser un par un dans le spectromètre),
- il y a peu d'exams dans une journée (entre 1 et 2 en moyenne).

Nous nous sommes résolus à mener un seul essai de l'émission à l'embouchure avec une patiente qui était à la fois collaborative et physiquement capable de tenir l'étanchéité à l'embouchure.

Préparation :

Nous réglons le débit de ventilation de la cagoule à 12 l.min⁻¹.

La cagoule est placée sur la tête de la patiente juste avant la ventilation pulmonaire.

L'embout buccal est inséré dans la cagoule puis raccordé au PAS (Patient Administration Set).

Le raccord de prélèvement est raccordé au DLPI (Prélèvement de 10 l.min⁻¹).



Photo 3-8 : Cagoule raccordée au PAS.



Photo 3-9 : Déroulement de la ventilation.
(voir également la photo 2-15)

3.5.2. Emission enregistrée au niveau de la tête d'une patiente

Données du DLPI et du spectromètre gamma.

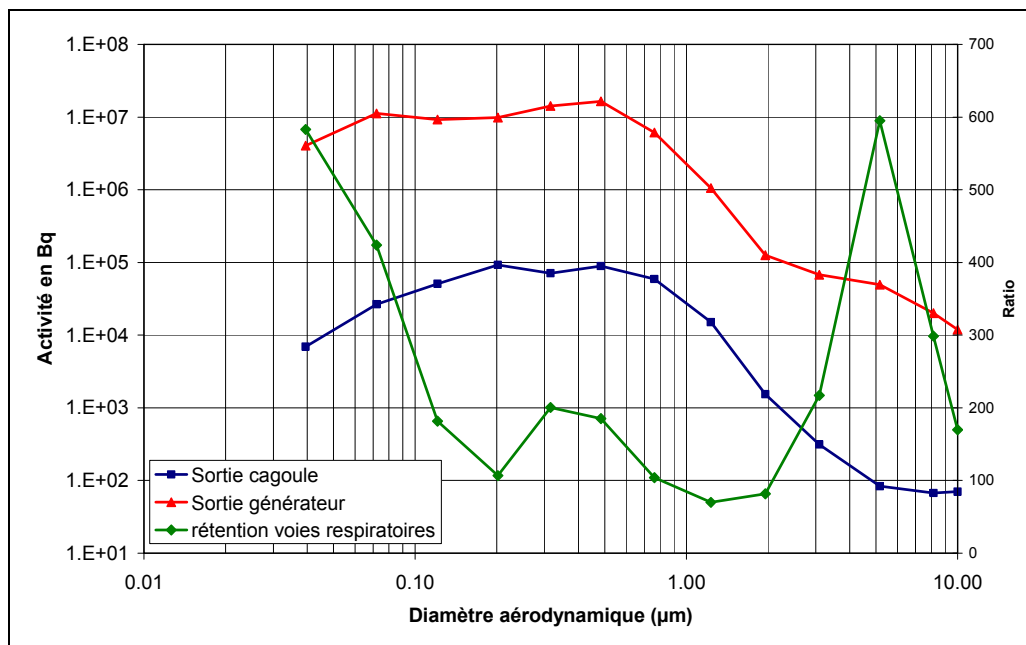


Fig. 3-13 : Activité comparée en sortie de la cagoule et de l'air sortant du générateur.

Interprétation :

On totalise pour l'activité émise par les fuites à l'embouchure 0,4 MBq soit ~0,6% de

l'activité totale. Ce résultat ne montre donc pas de fuite importante à l'embouchure par rapport aux fuites du générateur.

Remarque : Le ratio des deux courbes (sortie générateur / sortie cagoule) donne une nouvelle courbe dont l'allure est proche de celle de la figure 3-3 représentant l'activité déposée avec correction du caractère hygroscopique, ce qui confirme la validité de cette correction.

Le résultat obtenu représente probablement, étant donné les bonnes capacités physiques de la patiente, une valeur minimum de l'émission à l'embouchure.

Il n'est pas possible de définir l'étendue des émissions possibles à partir de ce seul résultat.

Pour modéliser une dissémination provenant de l'embouchure nous pourrions prendre une valeur majorée de l'activité exhalée. Cette valeur maximum de l'émission à l'embouchure peut être établie à partir de la fraction exhalée (qui est le complément de la fraction déposée) dans le modèle de la CIPR 66. On a ainsi, au maximum, une activité exhalée égale à 50 MBq.

Une mesure de l'émission buccale et nasale après la ventilation pulmonaire (avec et sans masque) pourrait être intéressante à réaliser ultérieurement afin d'estimer les émissions qui ont lieu en salle d'attente avant l'examen, dans la salle d'examen et dans la salle d'attente après examen (nous n'avons pas pu la réaliser dans le délai imparti).

3.6. Conclusion

Voici les éléments principaux de ce chapitre consacré aux mesures d'émission de particules marquées au technétium :

Le Technegas® a été analysé directement en sortie du générateur pour quantifier les particules produites par le générateur et connaître la distribution granulométrique en activité. Nous avons mesuré une activité de 130 MBq en analysant la majorité des particules produites. La présence de NaCl sur les particules formant l'aérosol a été confirmée visuellement sur les échantillons obtenus avec un impacteur basse pression. Le NaCl confère des propriétés hygroscopiques qui nous obligent à appliquer une correction de la granulométrie conformément à la littérature (grossissement d'un facteur 2,3 pour les particules supérieures à 0,2 µm de diamètre).

Ainsi nous avons pu estimer le dépôt pulmonaire pour un patient. On remarque que le caractère hygroscopique entraîne une augmentation de l'activité déposée dans les poumons (+ 43% sous forme de particules supérieures à 1 µm de diamètre ce qui n'améliore pas l'imagerie pulmonaire).

Nous avons quantifié, grâce à notre enceinte d'essai, les aérosols technétiés émis en ambiance. Nous avons déterminé la quantité de particules libérées, l'activité totale (24 MBq) et la dynamique d'émission. Ces informations serviront à définir la source d'émission pour les travaux de modélisation présentés dans le prochain chapitre.

Des mesures de contamination dans l'environnement ont été réalisées lors de 2 campagnes de mesures représentant plusieurs semaines de suivi. Ces résultats serviront de référence pour évaluer les résultats des simulations.

Enfin les mesures par préleveur portables réalisées dans la sphère respiratoire de plusieurs membres du personnel nous ont permis d'évaluer la dose correspondant à la réalisation d'une ventilation pulmonaire. Ces données seront utilisées au chapitre 5, pour évaluer une méthode alternative de calcul de la dose, en combinant les données de simulation et des informations sur la position du personnel.

Chapitre 4. Modélisation d'un service de médecine nucléaire

4.1. Objectifs de ce travail

Nous souhaitons montrer la faisabilité et l'intérêt d'exploiter un modèle CFD pour l'amélioration de la maîtrise d'un contaminant tel qu'un gaz ou un aérosol dans une installation de grande taille comme un service de médecine nucléaire.

Ce travail doit être réalisé avec des outils industriels communs : un ordinateur récent, un logiciel CFD professionnel. Le délai de mise en œuvre et d'exploitation doit être compatible avec un délai d'étude aéronautique classique (4 semaines).

La CFD est de plus en plus utilisée (Li et Nielsen 2011) pour étudier des problèmes de confinement ou pour l'estimation de la qualité d'un environnement intérieur.

Un modèle numérique permet :

- une analyse plus approfondie des flux thermiques et aéronautiques,
- de hiérarchiser des solutions techniques en fonction de leur efficacité,
- de montrer/expliciter des phénomènes.

Cet outil s'intègre au déploiement récent du concept de maquette numérique qui consiste à rassembler toutes les informations d'un bâtiment dans une application unique accessible par les différents acteurs (concepteur, client, exploitant, utilisateurs). Cette intégration des informations architecturales et fonctionnelles facilitera (idéalement) la disponibilité de modèles géométriques et des paramètres de fonctionnement (débits soufflés, extraits, réglages des registres, températures des fluides et des pièces, pressions différentielles).

Cette convergence inclue également la surveillance des bâtiments du point de vue énergétique (optimisation fine des consommations) et du point de vue de la santé des occupants. Le Lawrence Berkeley National Laboratory (Etats-Unis) travaille depuis plusieurs années sur le concept de système de surveillance et d'alerte à la contamination intérieure. Il s'appuie sur une exploitation d'informations en temps réel (réseau de capteurs) améliorée grâce à la reconnaissance de scénarios pré-calculés (Sohn 2002).

Notre application en médecine nucléaire se situe dans cette tendance à l'exploitation des modèles numériques pour l'étude d'amélioration et la prévention de l'exposition des occupants d'installations.

L'emploi de la CFD pour ce type d'application de grande taille est encore peu répandu en raison du coût en calcul (temps nécessaire) et restait jusqu'alors le domaine des modèles zonaux (Mora 2002), outils de calcul des échanges thermiques et de fluides basés sur des estimations ou des mesures des paramètres d'échange.

Ce type d'application reste complexe en raison :

- de la difficulté de faire une reproduction complète de tous les flux (taille et débit des fuites au niveau des portes, du plafond), et de mesurer avec fiabilité

les vitesses faibles en zone turbulente (sondes de vitesse utilisables à partir de quelques cm.s^{-1} minimum et sensibles aux vitesses angulaires).

- de la difficulté de suivre tous les paramètres (interconnexion complexe des zones reliées par des portes ouvertes ou fermées).

Nous montrerons que sans faire une modélisation complète de l'installation et en fixant certains paramètres à leur valeur la plus fréquente, nous pouvons optimiser la construction du modèle.

4.2. Description de l'installation choisie

Il s'agit du service de médecine nucléaire du CHU de Lyon Sud.

Nous avons choisi cette installation en raison de sa taille moyenne ($\sim 800 \text{ m}^2$) et du volontarisme du service lié à la réflexion en cours sur la rénovation des locaux. Le service comporte 52 pièces sur un seul étage dont 4 salles d'examen (PET et SPECT).

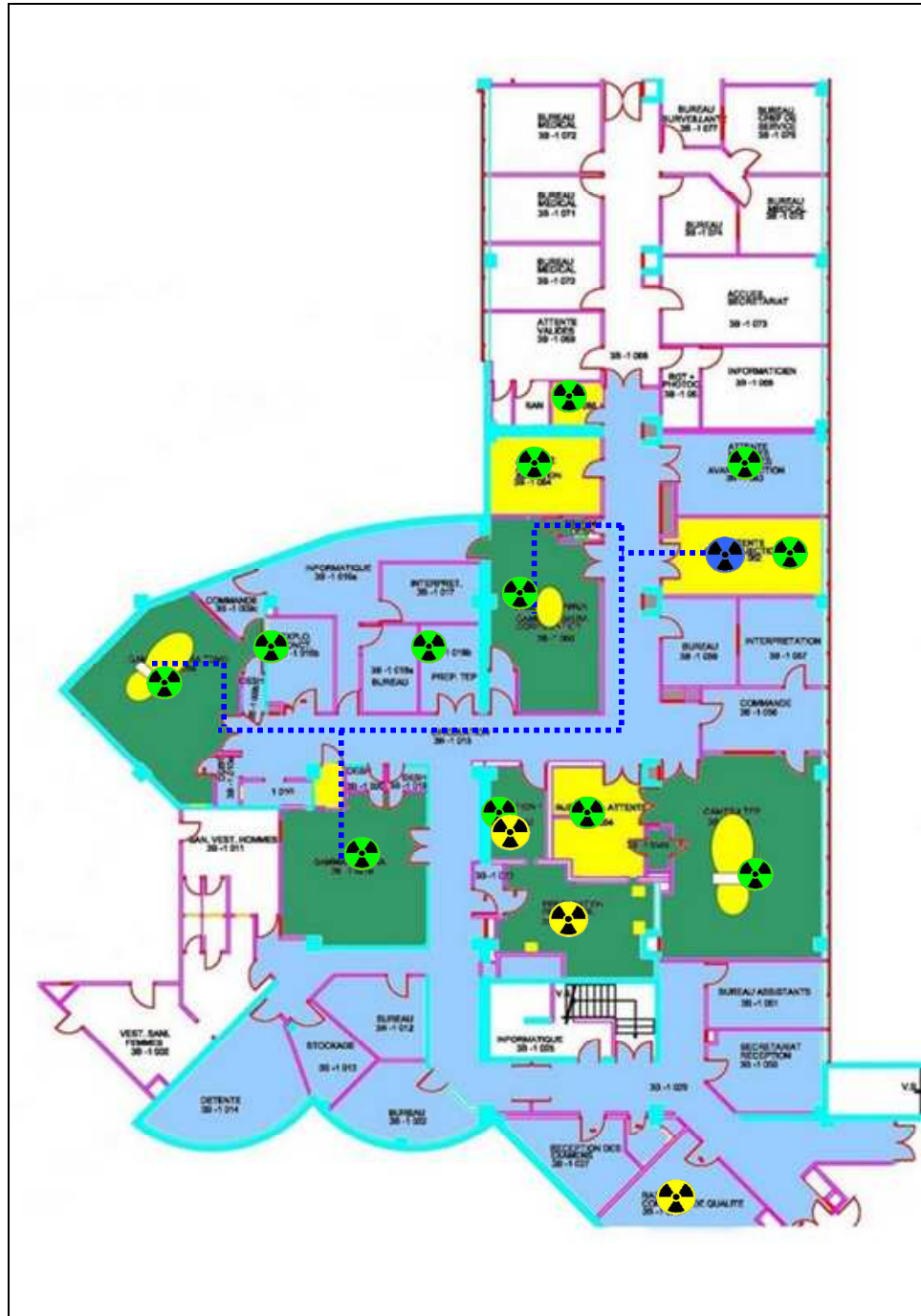


Photos 4-1 : Service de médecine nucléaire du CHU Lyon sud.

La rénovation programmée du service a notamment pour objectif de corriger les problèmes aérauliques évoqués plus loin.

Le nombre de ventilations pulmonaires annuel est proche de 200. Le générateur de Technegas® est du modèle antérieur à 2006.

Zonage :






- | | |
|--|--|
| <p> Zones surveillées : dose efficace entre 0,08 mSv/mois et 7,5 μSv.h-1.</p> <p> Zones contrôlées : dose efficace entre 7,5 μSv.h-1 et 25 μSv.h-1.</p> <p> Zones contrôlées jaunes : dose efficace entre 25 μSv.h-1 et 2 mSv.h-1.</p> | <p> Produits radioactifs</p> <p> Patients radioactifs</p> <p> Générateur de Technegas®</p> <p>..... Trajectoire des patients émetteurs d'aérosol</p> |
|--|--|

Fig. 4-1 : Zonage et emplacement des sources

Une zone contrôlée jaune qui est la zone de stockage des déchets (décroissance) n'apparaît pas sur la Fig. 4-1 (zone éloignée).

Salle de ventilation pulmonaire:

La salle de ventilation pulmonaire (19,5 m²) n'est pas réservée à ce seul usage. Elle sert également de zone d'attente pour les patients injectés sur brancards.



Photo 4-2 : Salle de ventilation pulmonaire.

Il n'y a pas de système d'extraction installé dans cette pièce (pour contenir les émissions d'aérosols à la source).

La salle comporte une double porte présentant un espace de 8 mm de hauteur en partie inférieure. Elle est ventilée par une bouche de soufflage circulaire bas débit réglable de 200 mm de diamètre et 2 bouches d'extraction placées sur le même côté.

Deux grandes fenêtres vitrées sont placées sur un côté (peu ensoleillé) et un convecteur est disposé au pied de cette vitre.

La salle contient essentiellement le chariot du générateur de Technegas®, un chariot médical, une chaise et parfois un brancard.

La porte de la salle est généralement ouverte, hormis durant les ventilations pulmonaires.

4.2.1. Aménagement des locaux de médecine nucléaire

Nous avons pu évaluer les configurations existantes en France en interrogeant l'ASN : Il n'y a pas de configuration particulière pouvant être prise comme modèle représentatif car chaque service est différent. En revanche, le service de médecine nucléaire du CHU de Lyon sud a bien une taille située dans la moyenne haute (4 salles d'examen).

Les obligations légales sont définies par l'Arrêté du 30 octobre 1981 relatif aux conditions d'emploi des radioéléments artificiels utilisés en sources non scellées à des fins médicales. Outre les précautions radiologiques que nous avons citées dans le §1.4.3., l'organisation des locaux est évoquée :

- *Les locaux d'une unité de médecine nucléaire doivent être :*
 - *Situés à l'écart des circulations générales ;*
 - *Individualisés nettement des locaux à usage ordinaire ;*
 - *Regroupés afin de former un ensemble d'un seul tenant permettant la délimitation aisée de zones surveillées et contrôlées ;*
 - *Hiérarchisés par activités radioactives décroissantes.*
- *L'unité comprend nécessairement les locaux suivants :*
 - *Sas-vestiaire pour le personnel comprenant deux parties distinctes permettant la séparation des vêtements de ville de ceux de travail ;*
 - *Salles d'examen et de mesure ;*
 - *Pièces réservées à l'attente, avant examen, des patients injectés (prévoir des locaux distincts pour les patients valides et ceux couchés) ;*
 - *Salle d'injection ;*
 - *Laboratoire chaud et pièces annexes formant la radiopharmacie ;*
 - *Local spécifique pour la livraison des produits radioactifs. Ce local doit être conçu de façon à éviter les risques de malveillance ou d'intrusion ;*
 - *Installations de stockage des déchets et des effluents radioactifs (elles peuvent ne pas être situées au sein de l'unité de médecine nucléaire (sous -sol, bâtiment extérieur...)).*

L'accueil, le secrétariat, les bureaux médicaux... doivent être normalement implantés à l'extérieur des zones surveillées ou contrôlées, sauf si la distribution des locaux ne permet pas de les séparer nettement de ces zones.

Le patient suit le trajet suivant :

Accueil → Consultation → Salle d'attente → (Passage aux toilettes conventionnelles) → Salle d'injection → Salle d'attente des patients injectés → (Passage aux toilettes pour patients injectés) → Salle d'examen → Résultats oraux avec le médecin → Autorisation de départ.

Ainsi le local dans lequel se situe le patient indique les précautions à prendre par le personnel (gestion de la distance et du temps de contact). La gestion de la rotation des patients limite le contact entre les personnes injectées et non-injectées.

De ce constat, il découle pour notre analyse que, si un flux d'air existe dans les couloirs de circulation reliant ces différentes zones, il doit être orienté depuis l'entrée vers les zones d'examen et pas l'inverse. De manière générale, la circulation d'air dans les couloirs de liaison n'est pas souhaitable.

4.2.2. Bilan aéraulique

Nous avons réalisé un bilan aéraulique pour la construction de notre modèle. La campagne de mesure a été l'occasion d'observer le statut des différentes variables que sont la position des portes et le fonctionnement des convecteurs d'air.

Nous avons réalisé une mesure de débit sous chaque diffuseur et chaque bouche d'extraction ainsi qu'une mesure de la pression différentielle au niveau des différentes portes (en position fermée).

Mesure de débit :

2 instruments différents ont été employés en fonction de la taille des diffuseurs et bouches. Un cône de mesure (Kimo type K35 ; 200×200 mm ; 10 à 400 $\text{m}^3 \cdot \text{h}^{-1}$; Incertitude d'étalonnage = $0,05 \times \text{vitesse} + 0,05$ $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$) équipé d'un fil chaud (KIMO type AMI 300 pro) a été utilisé pour les diffuseurs et bouches de taille inférieure ou égale à 200 mm de diamètre. Pour les tailles supérieures, on utilise un ballomètre (TSI Accubalance 8375 ; 42 à 4250 $\text{m}^3 \cdot \text{h}^{-1}$; Incertitude d'étalonnage = $0,03 \times \text{débit} + 11,9$ $\text{m}^3 \cdot \text{h}^{-1}$).

Les résultats sont présentés sur les figures 4-2 et 4-3. On définit le débit de pressurisation comme la différence entre le débit soufflé et le débit extrait.

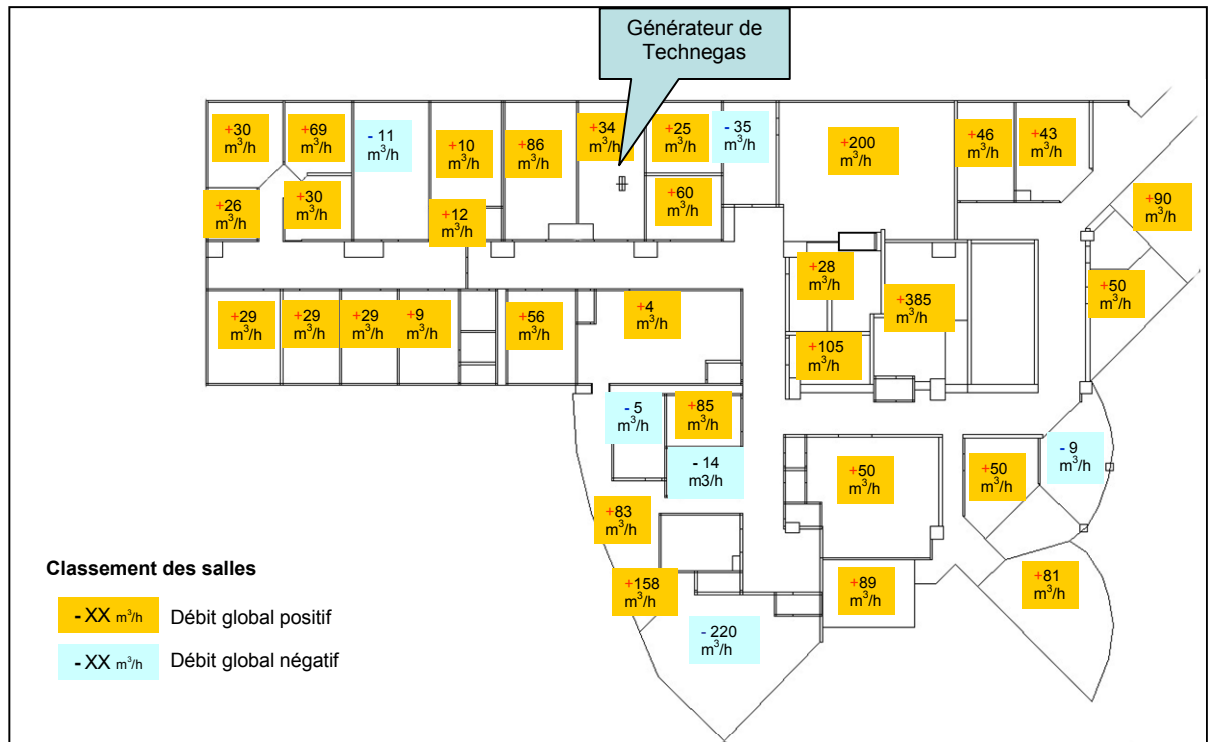


Fig. 4-2 : Cartographie des débits de pressurisation (soufflé – extrait) par salle.

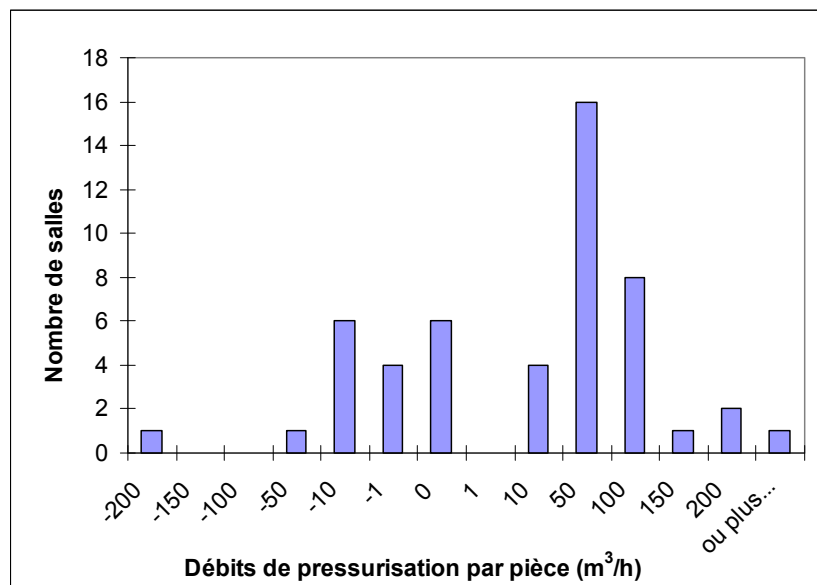


Fig. 4-3 : Histogramme des débits de pressurisation.

Le bilan des débits de pressurisation de chaque pièce montre rapidement dans quelle pièce nous sommes en dépression ou en surpression. On constate que le réglage des débits est incorrect sans besoin de mesures supplémentaires. La salle de ventilation pulmonaire a également un débit total positif alors que c'est une zone qui devrait être confinée pour limiter la dissémination des particules technétées.

Mesure de pression différentielle :

La mesure de pression différentielle est difficile pour cette installation : Les pressions sont faibles même pour des appareils sensibles.

L'instrument utilisé pour le bilan est un Testo 521-3 (plage 0-250 Pa ; résolution de 0,1 Pa ; incertitude d'étalonnage < ± 2 Pa). Les mesures sont confirmées avec un 2^{ème} manomètre de précision de type Druck DPI 615 BP (plage 0-5000 Pa ; résolution de 0,1 Pa ; incertitude d'étalonnage < ± 2 Pa sur la plage 0-250 Pa).

Les mesures sont prises entre l'intérieur de la pièce et le couloir en passant un tube sous la porte.

Selon l'arrêté du 30 octobre 1981, les locaux doivent être « ventilés en dépression de manière indépendante du reste du bâtiment ». Nous interprétons cette indication comme la nécessité pour chaque salle contrôlée ou surveillée d'être en dépression par rapport aux zones de circulation (seule manière de maintenir un confinement).

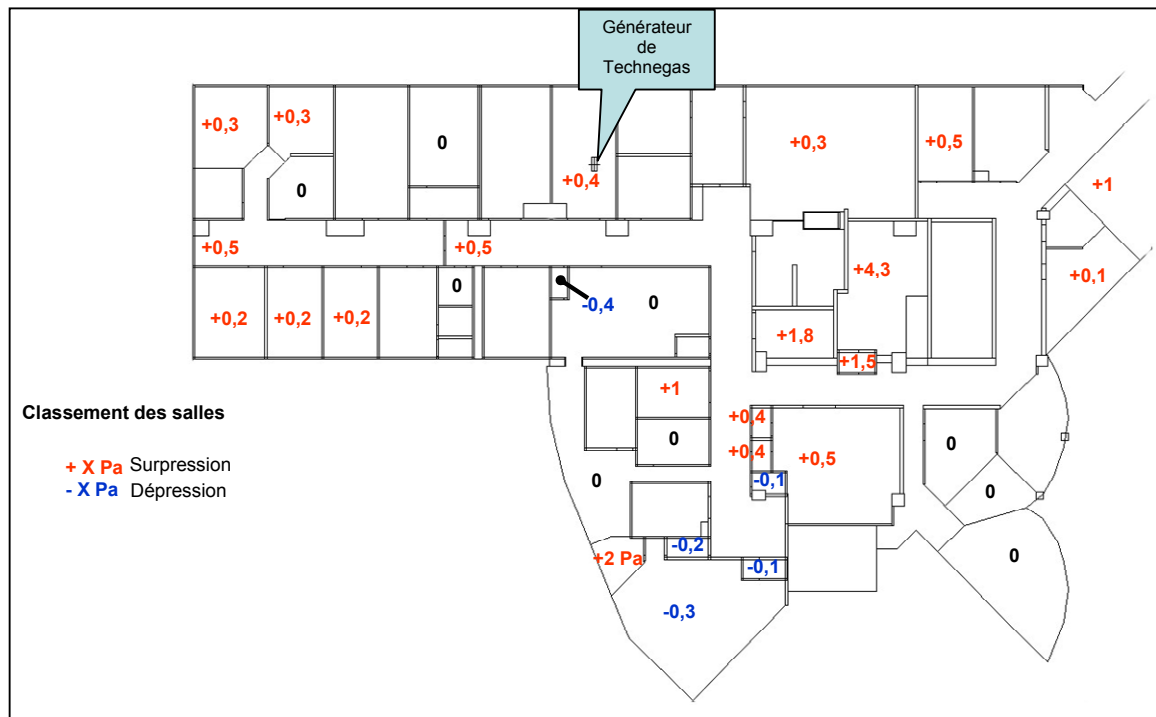


Fig. 4-4 : Cartographie des pressions différentielles entre chaque salle et le couloir (Pa).

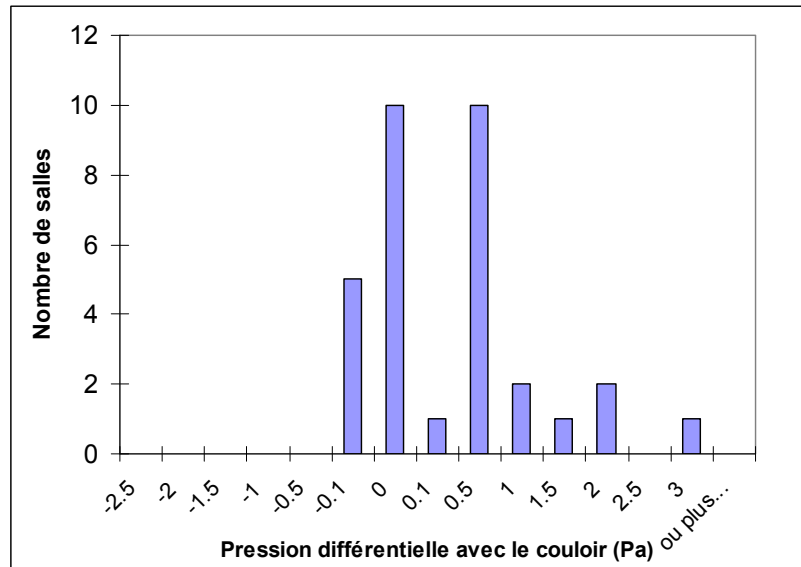


Fig. 4-5 : Histogramme des pressions différentielles.

Débits portes fermées :

Nous ne pouvons pas mesurer directement des débits de fuite au niveau des portes mais la dimension des fuites peut être mesurée en largeur (largeur de la porte) et hauteur (valeur moyenne estimée sur la longueur).

Nous avons réduit l'estimation des fuites à celles situées sous la porte car elles sont visuellement bien plus larges. Ce constat n'est pas forcément valable pour un autre service de médecine nucléaire.

Nous avons estimé la hauteur de fuite de la plupart des portes à 8 mm de hauteur sauf la porte battante à l'entrée du service qui a une hauteur de fuite de 16 mm.

Remarque sur les plafonds : Certains ne sont pas conçus pour permettre de gérer des cascades de pressions. Ce sont en partie des plafonds suspendus identiques à ceux installés dans des bureaux. La circulation d'air par les faux plafonds n'a pas été étudiée car les zones les plus critiques (labo chaud, salles d'examen) ont des plafonds pleins et il n'a pas été possible d'obtenir un plan du cloisonnement au-dessus du faux plafond. Lorsque cette information est jugée critique, il est alors possible d'employer un gaz traceur (SF_6 , etc.) pour vérifier la dissémination d'une zone à une autre. Cela reste cependant difficile en raison du volume de l'installation et du faible taux de renouvellement d'air de certaines zones (l'attente entre deux essais serait longue).

Bilan des taux de renouvellement :

Contrairement aux salles propres, l'air du service ne peut être recyclé en raison des risques de contamination. Le taux de renouvellement correspond au débit entrant dans la zone divisé par le volume de celle-ci.

Selon les indications de l'arrêté du 30 octobre 1981 (voir également la fiche INRS /IRSN FR5 décembre 2011. Radioprotection : Secteur médical. Médecine Nucléaire Diagnostique in vivo hors PET), les taux de renouvellement doivent être au minimum de 10 vol.h^{-1} pour le laboratoire chaud et de 5 vol.h^{-1} « dans les autres locaux de

manipulation des sources » c'est-à-dire pour les autres zones contrôlées ou surveillées (interprété de cette manière dans la fiche INRS/IRSN citée précédemment).

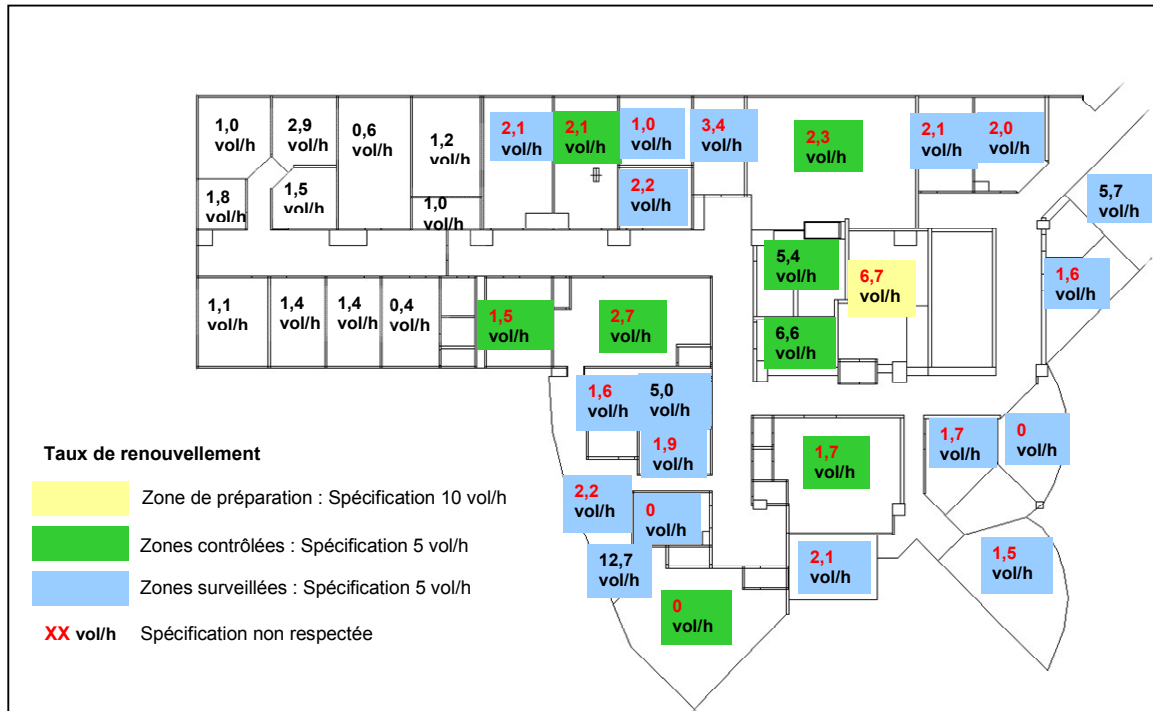


Fig. 4-6 : Cartographie des taux de renouvellement.

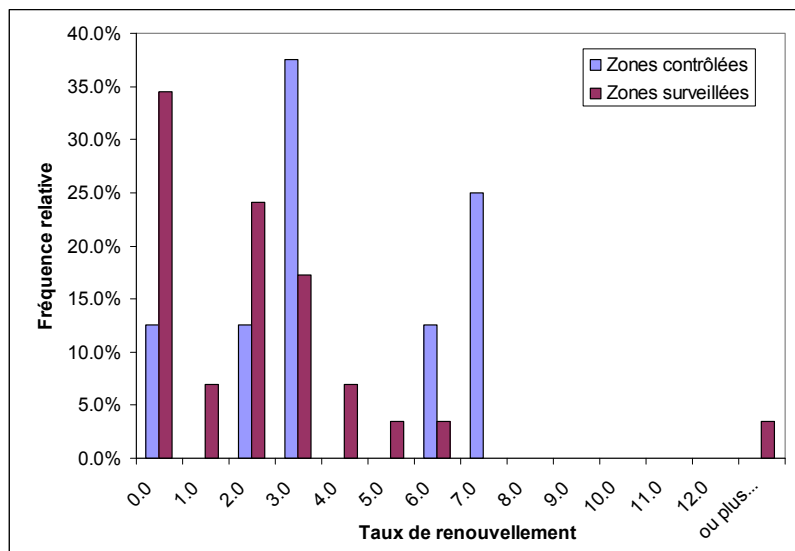


Fig. 4-7 : Histogramme des taux de renouvellement (vol.h⁻¹).

On constate que les taux de renouvellement requis (cf. Fig. 4-6) ne sont pas atteints dans la plupart des zones contrôlées.

La Fig. 4-8 ci-dessous résume le statut des pièces et le résultat de nos observations concernant les portes des pièces et les portes coupe-feu des couloirs (les symboles ouverts et fermés sont utilisés simultanément lorsque les 2 configurations sont observées aussi fréquemment).

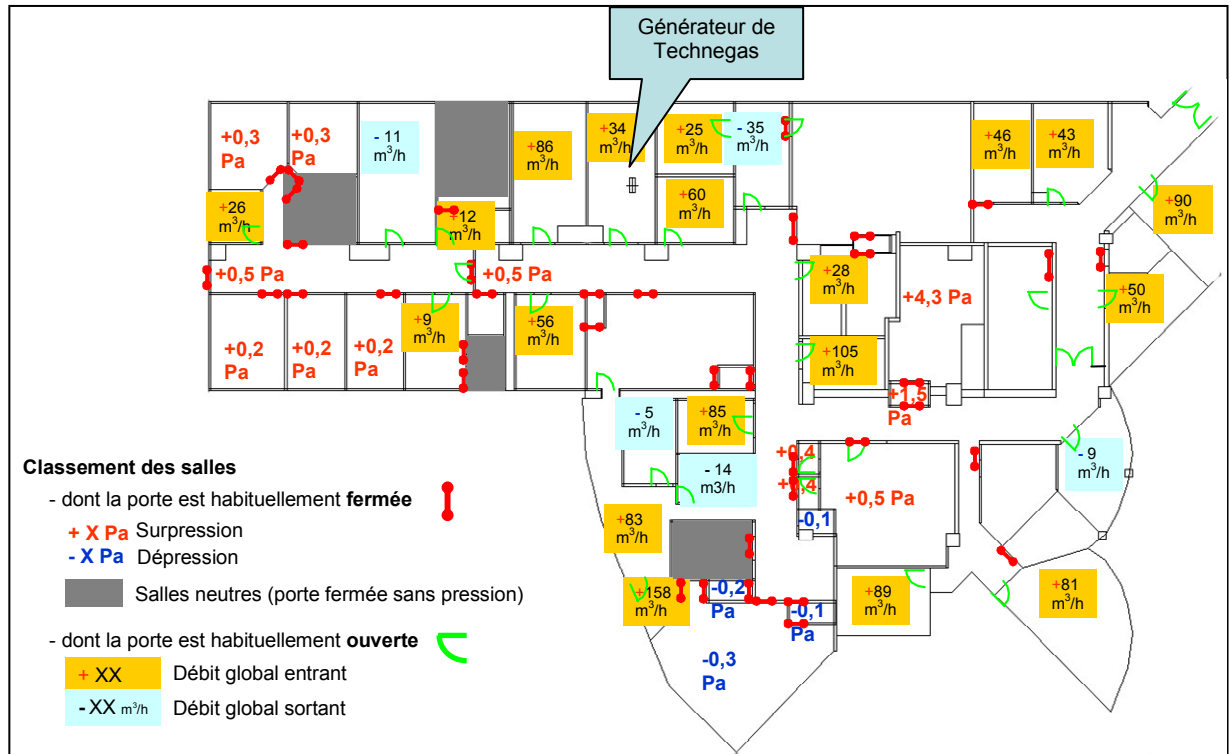


Fig. 4-8 : Relevé du statut des portes et des paramètres aéraliques.

Calcul des débits théoriques pour les zones contrôlées :

La ventilation est définie par le débit d'air neuf soufflé D_{an} et le débit extrait D_e . Le débit de pressurisation D_p est égal à $D_{an} - |D_e|$

Le débit d'air neuf (D_{an}) minimum soufflé dans chaque pièce est défini par le taux de renouvellement (TR en volume.h⁻¹) et le volume de la pièce (V en m³) soit $D_{an} = TR \times V$.

Le débit extrait est défini par la relation entre le débit de pressurisation de la zone et la pression différentielle (entre la pièce et le couloir).

Notre méthode pour définir le débit à extraire en fonction de la dépression demandée pour une zone est la suivante.

Une perte de charge singulière peut être définie par :

$$\Delta P = \xi \times \frac{1}{2} \times \rho \cdot v^2 \tag{Eq. 4-1}$$

Cette expression peut également être définie sous la forme polynomiale $\Delta P = av^2 + bv$. On peut modéliser cette relation numériquement en construisant un modèle en 2 ou 3 dimensions de l'obstacle (en l'occurrence une fuite sous la porte ; cf. §2.3.2 page 74) et enregistrer les valeurs de pressions différentielles pour différentes vitesses de passage de l'air.

Nous appliquons ce calcul pour une fuite de 8 mm de hauteur sous un obstacle reproduisant l'épaisseur d'une porte (sur une plage de vitesse $v= 0$ à $2,2 \text{ m.s}^{-1}$). On obtient alors par régression linéaire la relation :

$$\Delta P = 0,77v^2 + 0,11v \quad \text{Eq. 4-2}$$

Il nous reste à calculer la vitesse en fonction de la dépression demandée dans la pièce. Cependant, la législation précise que les zones contrôlées doivent être en dépression sans préciser la valeur. En pratique, une dépression ne peut être réglée à une valeur inférieure à -5 Pa en raison de l'incertitude globale de la chaîne de régulation (un bon capteur de pression ayant lui-même une incertitude de mesure de l'ordre de $\pm 2 \text{ Pa}$).

Nous proposons de prendre cette valeur de -5 Pa comme le minimum à atteindre par la ventilation des zones contrôlées et surveillées.

D'après l'équation 4-2 nous calculons que la vitesse dans la fuite est égale à $2,5 \text{ m.s}^{-1}$ pour une perte de charge de -5 Pa .

Pour une pièce dont l'unique porte est de largeur $0,8 \text{ m}$ nous devons donc avoir un débit de pressurisation D_p négatif égal à $-57 \text{ m}^3.\text{h}^{-1}$.

Enfin le débit à extraire est égal à $D_{an+}|D_p|$.

Cette méthode peut uniquement être appliquée pour une pièce généralement fermée et dont la taille des fuites est connue.

Concernant les pièces ouvertes, on ne peut pas maintenir une cascade de pression. On définit alors de manière empirique un débit de pressurisation minimum (qui devient un débit de « confinement dynamique ») correspondant à une vitesse d'air de 5 cm.s^{-1} dans l'encadrement de la porte. Cette valeur minimum que nous proposons est de l'ordre d' $1/10^e$ de la vitesse généralement préconisée pour les dispositifs de sécurité comportant un confinement dynamique (sorbonnes, etc.). Une telle valeur n'empêche pas l'entraînement de contaminants par une personne se déplaçant mais elle permet de limiter la dissémination la plus grande partie du temps.

Pour résumer, dans le cas des pièces ayant une porte de largeur $0,8 \text{ m}$ nous proposons d'appliquer un débit de pressurisation égal à $-57 \text{ m}^3.\text{h}^{-1}$ pour les salles habituellement fermées et de $-294 \text{ m}^3.\text{h}^{-1}$ pour les pièces généralement ouvertes. Dans le cas des zones surveillées utilisées pour des activités de bureau, nous proposons de mettre ces zones en surpression en changeant le signe du débit de pressurisation.

La pertinence de cette valeur de vitesse de 5 cm.s^{-1} dans l'encadrement pour les pièces ouvertes nécessitera d'être validée en analysant les résultats observés avec le logiciel de CFD (cf. § 5.2, réglages réglementaires)

Voici le bilan des débits théoriques pour les zones contrôlées :



Fig. 4-9 : Valeurs théoriques de la ventilation des zones contrôlées et surveillées

Le débit théorique d'air à extraire dépend donc de la surface de passage des fuites. Le résultat réel à attendre en termes de dépression est plus faible que -5 Pa en raison du plafond suspendu qui n'est pas étanche dans la plupart des pièces.

Pour conclure sur le bilan aéraulique, nous classerons les salles en 4 catégories :

- Les salles fermées avec une pression négligeable → le calcul de flux à l'intérieur et vers l'extérieur n'est pas nécessaire.
- Les salles fermées avec une pression significative et positive (les fuites sous les portes influent sur la circulation de l'air du reste du modèle) → seul le calcul de flux vers l'extérieur est nécessaire.
- Les salles fermées avec une pression significative et négative (la contamination est susceptible d'entrer dans la salle) → le calcul de tous les flux est nécessaire.
- Les salles ouvertes (la contamination est libre d'entrer et sortir) → le calcul de tous les flux est nécessaire.

On peut donc classifier les pièces fermées par leur niveau de pression différentielle. Les pièces ouvertes sont classifiées par leur débit de pressurisation D_p qui définit les échanges qui auront lieu entre elles, en général par le couloir.

4.3. Conception du modèle numérique par CFD

4.3.1. Choix permis par le logiciel

Le logiciel utilisé pour la modélisation du service de médecine nucléaire du CHU Lyon sud est Flovent® de Mentor Graphics. Il s'agit d'un logiciel professionnel dédié aux calculs thermiques et aérauliques pour la climatisation des environnements intérieurs.

Nous résumons les caractéristiques dans le tableau suivant :

Tableau 4-1 : Paramètres du logiciel Flovent® pour notre modèle.

Domaine	Choix possibles	Choix projet
Méthode de calcul des flux	RANS	-
Calculs aérosols	Eulérien	-
Modèle de turbulence	k-ε standard ; LVEL	k-ε standard
Schéma de calcul des erreurs autour d'une cellule	1 ^{er} ordre	-
Forme des mailles	Hexaédrique	-
Dépôts en surface	Non	-
Critère de convergence	Complètement paramétrable	Valeur par défaut et vérification stabilité valeurs.
Coagulation aérosol	Non	-
Version logiciel	-	9.3
Plateforme	-	Win7 x64 ; Calculs sur 4 cœurs ; Intel Core i5-2500K 3,3 GHz ; 16 Go Ram

4.3.2. Précision de modélisation

Géométrie :

Le modèle contient toutes les cloisons modélisées avec leur épaisseur. Le plafond et le sol constituent les limites verticales du domaine de calcul.

La salle de ventilation pulmonaire bénéficie de détails supplémentaires puisqu'il s'agit de la zone d'émission (son influence sur la dissémination est importante) : Les positions des bouches d'extraction et du diffuseur y sont fidèlement reproduites ainsi que la direction du flux en sortie du diffuseur. Un convecteur mural a également été ajouté avec les dimensions réelles et les vitesses de soufflage mesurées (Il est arrêté par défaut).

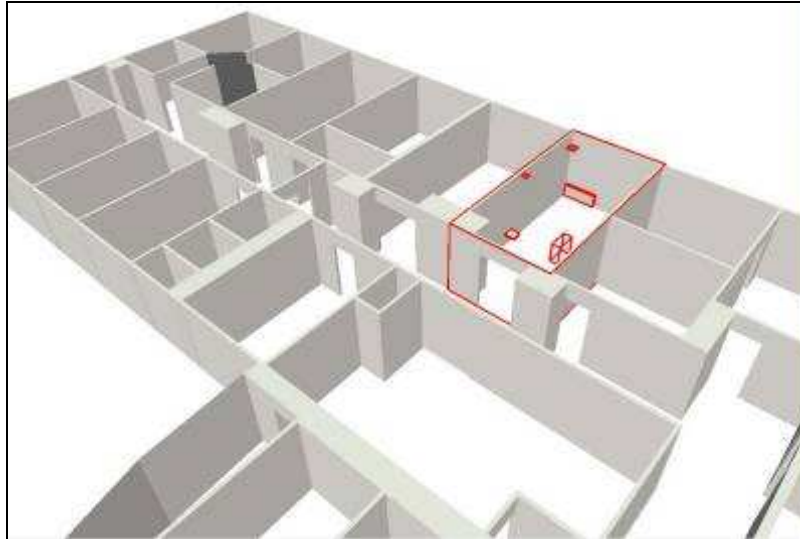


Fig. 4-10 : Salle de ventilation pulmonaire (contour rouge).

Les portes ouvertes ne sont pas placées sur le modèle.

Maillage :

Le maillage est construit par étapes successives afin d'avoir le nombre de mailles nécessaire sans excès. Les dimensions de mailles présentées ci-après sont le résultat de multiples étapes d'ajustement réalisées en résolvant le modèle et en cherchant les zones d'erreur résiduelle maximum. Les zones nécessitant un maillage renforcé comportent de forts gradients de vitesse ou de concentration, des turbulences.

Le maillage défini comporte $2,9 \cdot 10^6$ mailles (Fig. 4-11).

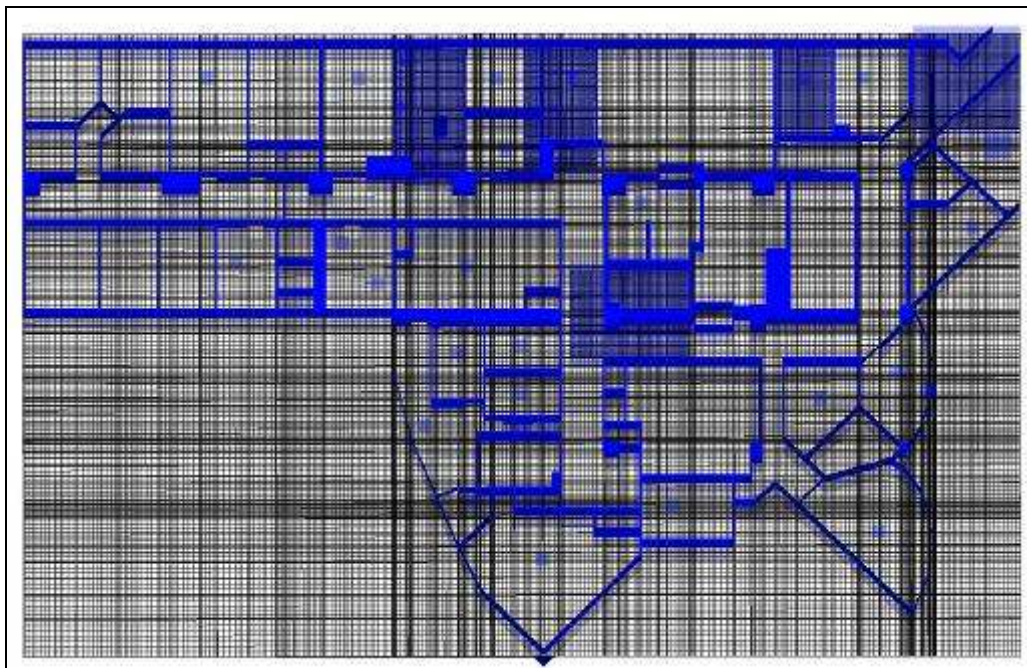


Fig. 4-11 : Vue générale du maillage (zones à maillage renforcé en bleu)

Le tableau suivant résume les paramètres de maillage. La taille est définie par une plage (min/max) ou un nombre de maille minimum. Une extension de la zone maillée est possible.

Tableau 4-2 : Dimension des mailles.

Zone	Taille min.	Taille max.	Nombre min.	Extensions
Global	0,5 cm	40 cm	-	-
Soufflage/extraction	0,1 cm	5 cm	-	-
Longueur fuite porte	0,5 cm	8 cm	-	+100% au-dessus
Hauteur fuite porte	1 cm	-	8	-
Profondeur fuite porte	2 cm	4 cm	-	+100% amont et aval

Maillage des diffuseurs et bouches d'extraction : La hauteur du maillage est choisie arbitrairement (26 cm soit de l'ordre de grandeur de la largeur des bouches et diffuseurs) et vérifiée avec la vision locale des erreurs résiduelles. Les dimensions horizontales de ce maillage correspondent à 3 fois celles de la bouche.

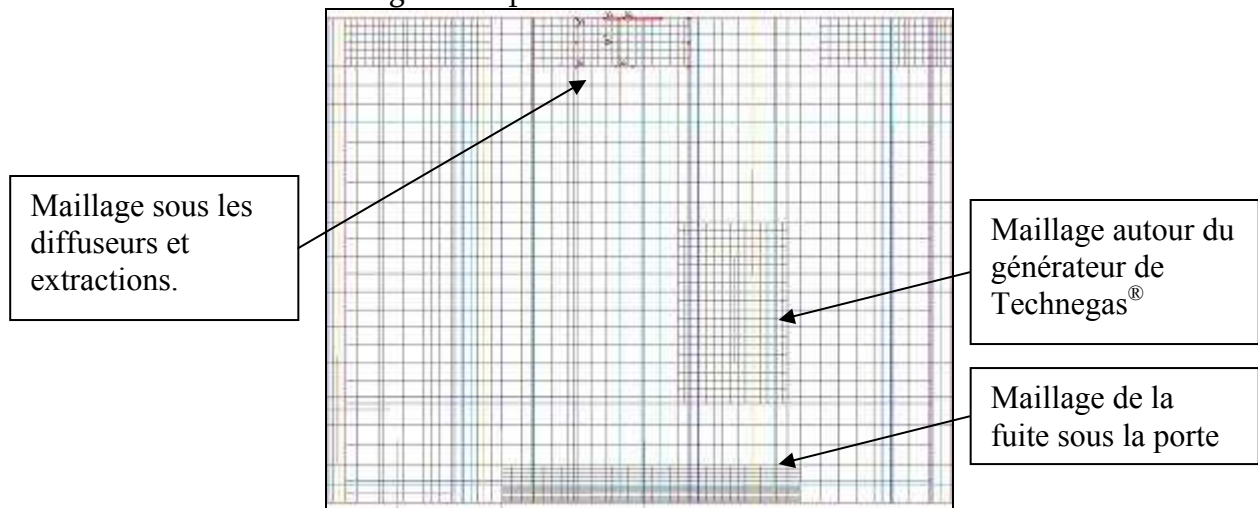


Fig. 4-12 : Salle de ventilation pulmonaire vue depuis le couloir.

Le maillage des fuites en partie inférieure des portes a fait l'objet d'un travail d'optimisation en construisant des résistances équivalentes (cf. Eq. 5-2). Ces résistances servent à reproduire l'effet de la fuite (perte de charge et accélération de l'air) tout en limitant la finesse du maillage nécessaire. Ainsi, une résistance équivalente de hauteur 10 cm remplace une fuite de hauteur 0,8 cm. La dimension minimum du maillage s'en trouve améliorée d'un facteur 12 et l'impact sur le nombre de mailles total est de plus d'un million de mailles en moins.

Zones complexes : La salle de ventilation pulmonaire bénéficie d'un maillage raffiné en raison du fort gradient de concentration et de la précision recherchée. On observe sur la Fig. 4-11 que cinq zones ont un maillage renforcé justifié par l'observation des valeurs locales des erreurs résiduelles lors des calculs (en général des zones présentant des turbulences en raison de forts gradients de vitesse).

Une recherche des mailles dont le facteur de forme³⁶ est trop élevé est menée pour réduire les erreurs résiduelles. Nous atteignons après optimisation un facteur de forme maximum de ~160.

La correspondance entre les mailles et la position des organes de soufflage/extraction est vérifiée dans le même but.

Flux d'air :

Une simplification interne aux pièces est réalisée en réduisant la ventilation de certaines pièces au débit de surpression D_s .

En reprenant les catégories de pièces proposées page 123 :

- Les salles fermées avec une pression négligeable → La zone est supprimée des calculs car elle n'intervient pas dans les échanges (cf. Fig. 4-13, zones bleues claires).
- Les salles fermées avec une pression significative et positive (les fuites sous les portes influent sur la circulation de l'air du reste du modèle) → On supprime la zone, mais les fuites sont remplacées par des débits équivalents (connaissant la pression différentielle, la taille de la fuite on utilise l'équation 5-2 si la hauteur de fuite correspond) (cf. Fig. 4-13, zones orange).
- Les salles fermées avec une pression significative et négative (la contamination est susceptible d'entrer dans la salle) → Le maillage est conservé.
- Les salles ouvertes (la contamination est libre d'entrer et sortir) → le maillage est conservé.

Les zones jaunes de la Fig. 4-13 correspondent aux parties extérieures à la zone modélisée qui doivent également être supprimées des calculs.



Fig. 4-13 : Réduction des zones maillées

³⁶ Rapport entre la longueur et la largeur d'une cellule du maillage. Ce rapport ne doit pas être trop important pour éviter que le maillage soit disproportionné d'un axe à l'autre.

Zones de sortie du modèle : 2 sorties sont placées de part et d'autre du couloir qui traverse le service (flèches rouges). La sortie située à gauche est matérialisée par une fuite sous une porte (résistance équivalente). La sortie située à droite est une double porte ouverte. L'extérieur du modèle est à 0 Pa et 20°C.

Conditions thermiques :

L'air soufflé dans le modèle est à 20°C. Aucune source de chaleur n'est modélisée (les calculs sont ainsi accélérés, en étant limités à la partie aéraulique des équations). Les radiations solaires ne sont pas prises en compte (peu d'ensoleillement).

Les conditions choisies sont valables la plus grande partie de l'année d'après les observations sur place. On note cependant qu'en périodes de forte chaleur les fenêtres peuvent être ouvertes (le matin).

Source de particules :

L'émission est modélisée d'après les mesures réalisées sur site.

Nous faisons un travail de transformation des données de mesure pour obtenir une échelle plus adéquate. Puisque nous sommes intéressés par l'exposition nous utilisons préférentiellement les mesures du diamètre aérodynamique.

Nous avons vu dans l'étude bibliographique que le DAMA du Technegas® (Diamètre Aérodynamique Médian en Activité) avait été mesuré à $0,4 \mu\text{m} \pm 0,12 \mu\text{m}$. Nos propres résultats montrent un DAMA de $0,5 \mu\text{m}$ (Fig. 3-6).

Nous utiliserons les mesures d'émissions suivantes obtenues avec l'APS.

Tableau 4-3 : Expression en masse des données mesurées avec l'APS

	>0,5 μm	>0,7 μm	>1 μm	>5 μm
Nombre total	12 100 798	2 107 938	352 793	0
Masse unitaire (g)	$1,41.10^{-13}$	$3,86.10^{-13}$	$1,13.10^{-12}$	$1,41.10^{-10}$
Masse par canal (g)	$1,41.10^{-06}$	$6,78.10^{-07}$	$3,97.10^{-07}$	0
Somme des masses (g)	$2,48.10^{-06}$	-	-	-

Les émissions doivent être exprimées en masse par unité de temps dans Flovent®. Le résultat (concentration) est au choix en kg/kg_{air} ou ppm.

Si nous exprimons la source d'émission en Bq/sec., nous obtiendrons une concentration en Bq/ kg_{air}.

Remarque : Sachant que le DAMA est $0,5 \mu\text{m}$, nous avons approximativement la moitié de l'activité émise par les fuites (12 MBq) qui correspond à la quantité de particules indiquées par l'APS ($12,1.10^6$ p> $0,5 \mu\text{m}$). On peut donc dire pour les particules > $0,5 \mu\text{m}$ que, en moyenne, 1 Bq correspond à 1 particule³⁷.

Pour transformer notre source connue en nombre (particules > $0,5 \mu\text{m}$ / 10 sec) en kg/sec nous multiplions celle-ci par le volume moyen des particules ($9,56.10^{-20}$ m³ pour un diamètre moyen de $0,56 \mu\text{m}$) et leur densité ($2,2 \text{ g.cm}^{-3}$) ramené en secondes. Nous

³⁷ Nous avons calculé au §3.2.3 que 1 particule correspondait à $5,7.10^{-2}$ Bq en sortie du générateur mais pour une gamme granulométrique différente.

multiplions ce résultat par l'activité massique (12 MBq pour $2,48 \cdot 10^{-06}$ g) pour obtenir un facteur de correction de 0,1.

Enfin, pour passer la concentration de Bq/kg_{air} à Bq.m⁻³ nous multiplions la valeur par 0,83 (air à 20°C).

Le facteur de conversion à appliquer sur les données de l'APS serait ainsi égal à $0,1 \times 0,83 = 0,083$.

Or, si nous appliquons cette méthode nous sortons de la gamme de concentration admise par le logiciel (0 à $1,6 \cdot 10^5$ au lieu de $1 \cdot 10^{-9}$ à 0,01 kg/kg). Il faut donc convertir les données par un nouveau facteur. Si l'unité demandée au logiciel pour exprimer les concentrations est le ppm au lieu du kg/kg_{air}, cela revient à diviser la source d'émission par $1 \cdot 10^6$ (l'unité étant toujours pour nous le Bq.m⁻³). N'étant toujours pas dans la gamme du logiciel, nous appliquons une nouvelle division par $1 \cdot 10^6$ et les données de concentration seront alors en MBq.m⁻³.

Il résulte de ces conversions le tableau suivant décrivant l'émission :

Tableau 4-4 : Etapes de conversion de la source utilisée dans le modèle.

Temps (sec.)	Source = Particules >0,5 µm /10 sec	Source si conversion en Bq/sec	Source si concentration en MBq/m3	Normalisé
0	379 252	31 478	3.1E-08	0.200
12	202 856	16 837	1.7E-08	0.107
24	388 073	32 210	3.2E-08	0.205
36	573 289	47 583	4.8E-08	0.302
48	1 358 252	112 735	1.1E-07	0.716
60	1 799 243	149 337	1.5E-07	0.949
72	1 896 261	157 390	1.6E-07	1.000
84	1 367 073	113 467	1.1E-07	0.721
96	1 120 118	92 970	9.3E-08	0.591
108	864 343	71 740	7.2E-08	0.456
120	529 190	43 923	4.4E-08	0.279
132	476 270	39 530	4.0E-08	0.251
144	317 515	26 354	2.6E-08	0.167
156	185 216	15 373	1.5E-08	0.098
168	229 315	19 033	1.9E-08	0.121
180	88 198	7 320	7.3E-09	0.047
192	52 919	4 392	4.4E-09	0.028
204	44 099	3 660	3.7E-09	0.023
216	79 378	6 588	6.6E-09	0.042
228	149 937	12 445	1.2E-08	0.079
240	17 640	1 464	1.5E-09	0.009
252	17 640	1 464	1.5E-09	0.009
264	35 279	2 928	2.9E-09	0.019
276	0	0	0.0E+00	0.000

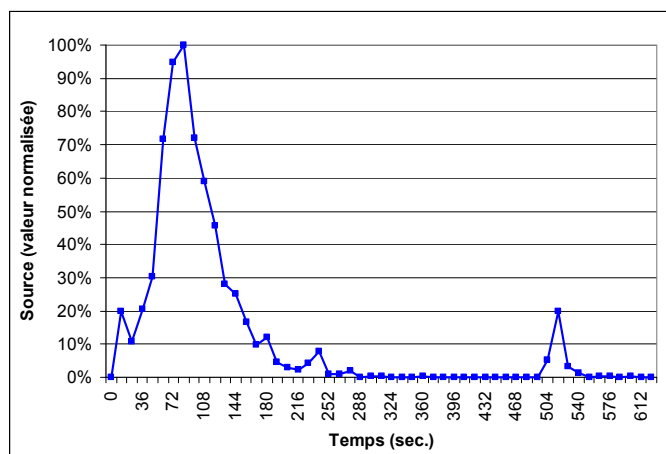


Fig. 4-14 : Emission transitoire de la source de Technegas®.

On normalise les valeurs afin de répondre au format requis par le logiciel.

Remarque : L'activité émise correspondant à ces chiffres intègre uniquement l'émission du générateur (soit 24 MBq émis en ambiance). Nous avons vu au chapitre 3 que l'émission à l'embouchure pouvait être prise en compte avec une valeur estimée maximum de 50 MBq. Si l'on veut modéliser cette émission totale élargie aux fuites à l'embouchure, il suffit de multiplier la valeur maximum de l'émission par 3 (ou les résultats de concentration affichés).

4.3.3. Réglage et correction du modèle

La réalisation de ce modèle est le fruit de plusieurs mois de réglages, corrections et optimisations, la construction géométrique étant plutôt rapide (1 à 2 semaines). Les réglages sont d'abord menés sur les erreurs, dont l'impact est le plus visible, car elles sont facilement détectées.

Recherche d'anomalies durant les calculs :

Nous observons à la fois le niveau des erreurs résiduelles qui doivent décroître régulièrement (une hausse ou une fluctuation indique souvent une erreur importante au niveau des paramètres physiques du modèle), et la courbe de stabilisation des valeurs locales des différents paramètres (pression, vitesse, concentration). Ces dernières sont une bonne indication de problème lorsqu'elles ne se stabilisent pas, ou que leur valeur tend vers des niveaux aberrants. On constate alors dans ce cas, un allongement du temps de calcul.

Détection des valeurs aberrantes après convergence.

- Vérification des pressions générales et dans les zones d'échange comme les couloirs. La hiérarchie des pressions doit être logique par rapport aux données physiques saisies.
- Observation des flux d'air pour vérifier si les courants d'air observés sont logiques. Ceci mène à des corrections d'erreurs sur les débits saisis ou sur la taille des ouvertures.

Détection des problèmes de maillage (cf. Fig. 4-15).

- Observation des erreurs résiduelles locales : Une correction des maillages localisés oubliés ou la détection de fuites entre des surfaces jointives explique souvent le problème.

L'exemple de la Fig. 4-15 indique 3 zones où les erreurs résiduelles sont plus élevées : taille du maillage et paramètres de calcul des variables peuvent nécessiter des modifications.



Fig. 4-15 : Visualisation des erreurs résiduelles pour identifier les problèmes de calcul.

Vérification renforcée pour les zones importantes.

Plus les salles sont proches de la zone d'émission, et plus leur influence sur la dissémination du contaminant est importante. La vérification de ces zones proches est donc prioritaire.

La zone d'échange étant limitée au couloir dans notre modèle, on prête une attention particulière aux portes (leur position et le débit qui les traverse lorsqu'elles sont fermées). Si l'équilibrage des pressions des zones autour de cette porte a pour résultat une pression différentielle différente de celle mesurée, il est préférable de remplacer la fuite par un flux forcé avec le débit exact. Dans notre modèle, la porte qui ferme le couloir à proximité de la salle de ventilation pulmonaire influe grandement sur la diffusion des contaminants qui sont dans le couloir.

Cette étape s'achève lorsque les valeurs (pressions, vitesses) calculées en mode permanent sont cohérentes avec les données relevées sur le terrain.

4.3.4. Optimisation pour un modèle « performant »

L'étape suivante consiste à améliorer le coût de calcul, c'est-à-dire la vitesse de convergence et donc le temps total de calcul. Cette étape est très importante lorsqu'on travaille avec une grande quantité de mailles, que l'on veut faire des calculs transitoires et que l'on souhaite calculer plusieurs scénarii avec le même modèle.

Allègement du maillage.

Nous avons vu au §5.3.2 que nous pouvions supprimer les calculs à l'intérieur des zones dont la pression différentielle est négligeable ($<0,2$ Pa) ou en surpression en remplaçant les fuites par des débits forcés.

Prédéfinition des pressions.

La pression est souvent le paramètre qui est long à stabiliser car elle résulte d'un calcul impliquant l'ensemble du modèle. Cette étape peut être grandement accélérée, si on

fixe une valeur de pression initiale dans les zones de plus forte pression. On crée pour cela un sous-domaine dont on fixe la pression (cela fonctionne bien pour les salles avec une seule ouverture mais pas pour les zones d'échange (couloir) qui deviennent instables.

Suppression si possible des boucles d'équilibrage de pression.

Lorsque plusieurs chemins existent entre 2 zones, l'équilibrage des pressions s'en trouve ralenti. On peut éviter cela en remplaçant des fuites par des débits fixes.

Pré-calcul des flux.

On procède à un premier calcul stationnaire des flux sans contaminant, puis on réalise le calcul transitoire de la dissémination du contaminant avec les flux pré-calculés, leurs valeurs provenant du calcul précédent.

Maillage du temps.

L'utilisation de pas de temps progressifs dans les solutions transitoires : de la même manière que le maillage dans l'espace volumique, les pas de temps choisis pour les solutions transitoires doivent être plus raffinés lorsque de grands écarts sont attendus dans un court intervalle de temps.

Optimisation des conditions de convergence.

Les solutions transitoires sont composées de séries de calculs successifs dont l'erreur résiduelle doit converger vers 0 pour chaque pas de temps. Le calcul de chaque pas de temps est terminé lorsque l'erreur résiduelle de chaque valeur est passée sous le critère de convergence (défini par l'utilisateur ou utilisation de la valeur par défaut du logiciel). Lorsque les différentes valeurs calculées sont stabilisées avant la fin du nombre total d'itérations, on peut abrégier le calcul en modifiant les conditions de convergence fixées.

Les logiciels de CFD contiennent les solutions suivantes pour essayer d'améliorer la convergence sans dégrader la précision des résultats. Celles –ci sont testées pour vérifier si elles répondent correctement pour le modèle en cours :

- Calcul « double précision ». Permet de s'affranchir des problèmes d'arrondis qui peuvent poser problème lorsque de petites et grandes valeurs sont mises en jeu simultanément.
- Calcul « multi-grille » ou « multi-maillage ». L'utilisation d'une grille grossière simultanément avec la grille raffinée permet parfois d'augmenter la vitesse de convergence.
- Activation du « False time step ». Technique d'amortissement des fluctuations des valeurs qui peuvent apparaître (lorsqu'il existe de forts écarts de valeur entre zones. On baisse sa valeur pour augmenter l'inertie des calculs.

Notre critère d'optimisation est de pouvoir calculer un scénario en transitoire dans un délai de 48h de calcul afin que cette méthode soit applicable pour la conception d'une installation.

4.4. Validation du modèle

Nous travaillons sur la version corrigée et optimisée du modèle afin de vérifier l'exactitude des valeurs obtenues.

Le travail de validation comporte la vérification de l'indépendance au maillage, la validation de critères de convergence et la validation par comparaison avec les valeurs mesurées sur le terrain.

4.4.1. Indépendance des calculs à la taille des mailles

Soit f une valeur intéressante du modèle (par exemple la vitesse moyenne à l'emplacement de la porte de la salle de ventilation pulmonaire ou la concentration au niveau des points de monitoring ambiants).

Si l'on trace la courbe de f en fonction de la taille des mailles, on obtient une courbe asymptotique qui tend vers la valeur exacte. L'objectif du raffinement consiste à se placer dans la zone asymptotique sans que le nombre de mailles total soit trop important. Pour ce faire, on essaie de vérifier où le maillage choisi se situe sur cette courbe et quelle est l'erreur attachée.

Une méthode a été établie par Roache et al. (1994, 1997). Celle-ci propose le calcul d'un indice nommé GCI (Grid Convergence Index) donnant une estimation de l'erreur sur f .

Pour calculer le GCI, on définit 2 niveaux de raffinement du maillage auxquels correspondent f_1 la valeur obtenue avec le maillage le plus fin, et f_2 avec un maillage moins fin, etc.

Le ratio de raffinement est défini par $r_{12}=h_2/h_1$ avec h_2 et h_1 les 2 tailles d'une maille représentative pour le maillage grossier et fin.

On peut alors calculer :

$$GCI = F_s \left| \frac{f_2 - f_1}{1 - r_{12}} \right| \text{ avec } F_s = \text{Facteur de sécurité} = 3 \quad \text{Eq. 4-3}$$

Voici la synthèse des maillages testés et les résultats obtenus :

Tableau 4-5 : Test d'indépendance du modèle à son maillage

Type	+ fin (f1)	fin (f2)	- fin (f3)
Nb de mailles	$5,8.10^6$	$4,3.10^6$	$2,9.10^6$
Ratio de raffinement r	0	1.3	1.3
Débit sortant de la salle de ventilation (m^3/h)	32.966	33.000	33.000
GCI		0.35	0.34
Concentration stationnaire point salle (ppm)	3.519	3.547	3.585
GCI		0.28	0.66
Concentration stationnaire point couloir (ppm)	2.234	2.222	1.472
GCI		0.12	7.63

Le premier indicateur observé dans le Tableau 4-5 est obtenu en analysant le transfert de flux d'air à travers la porte de la zone d'émission (paramètre très important pour la dissémination générale). Les 3 maillages semblent de qualité identique.

Les deux indicateurs suivants sont des points correspondants aux mesures d'environnement (références pour les résultats calculés en mode transitoire). Ces valeurs étant calculées en mode permanent (pour la rapidité de réalisation), les valeurs indiquées en ppm ne sont pas représentatives de la réalité.

Les écarts entre les 3 maillages observés sont plus importants. Le résultat obtenu pour le point situé dans le couloir suggère d'éviter le modèle le moins fin pour lequel l'erreur d'indication est importante.

Remarque : la vérification de la conservation de la masse à l'échelle du modèle entier est un test de routine dont le résultat peut être vérifié pour différents maillages. Il doit être très petit devant les débits mis en jeu et on doit constater peu d'écart entre les différents maillages testés.

Tableau 4-6 : Conservation de la masse représentée par le débit différentiel sur la globalité du modèle.

Maillage	Bilan de débit ($m^3.s^{-1}$)	% du débit total
Très fin	$1.47.10^{-4}$	0.0147%
Fin	$2.15.10^{-5}$	0.0022%
Moins fin	$8,92.10^{-7}$	0,0001%

L'erreur sur la conservation de la masse est faible. On remarque que l'erreur sur la conservation de la masse n'est pas meilleure pour le maillage le plus fin.

4.4.2. Validation des critères de convergence

La procédure itérative de résolution des équations de Navier-Stokes permet d'obtenir une solution en approchant progressivement de celle-ci en réduisant l'erreur résiduelle du calcul. Dans ce calcul, les équations de conservation sont définies pour chaque variable dans chaque cellule du maillage. Durant le calcul de ces équations intermédiaires, la vérification de la conservation de la masse est réalisée pour chaque cellule et tant que le critère de convergence n'est pas atteint, l'erreur résiduelle est définie comme la somme des erreurs de conservation qui est normalisée par une propriété correspondant à la variable.

Nous n'entrons pas dans la réflexion sur la définition du critère de convergence (détails en annexe), mais nous vérifions sa pertinence. Pour cela, on utilise une méthode similaire à la vérification du maillage : nous continuons la résolution au-delà du critère de convergence et vérifions que les résultats de simulation sont stables (donc suffisamment proches de la résolution complète).

Dans le cas des solutions transitoires, cette vérification ne peut être menée pour chaque pas de temps. Elle est réalisée sur le calcul en mode permanent qui est utilisé comme base du calcul transitoire.

De manière générale, les critères de convergence par défaut du logiciel Flovent® ont satisfait à la stabilité des résultats obtenus.

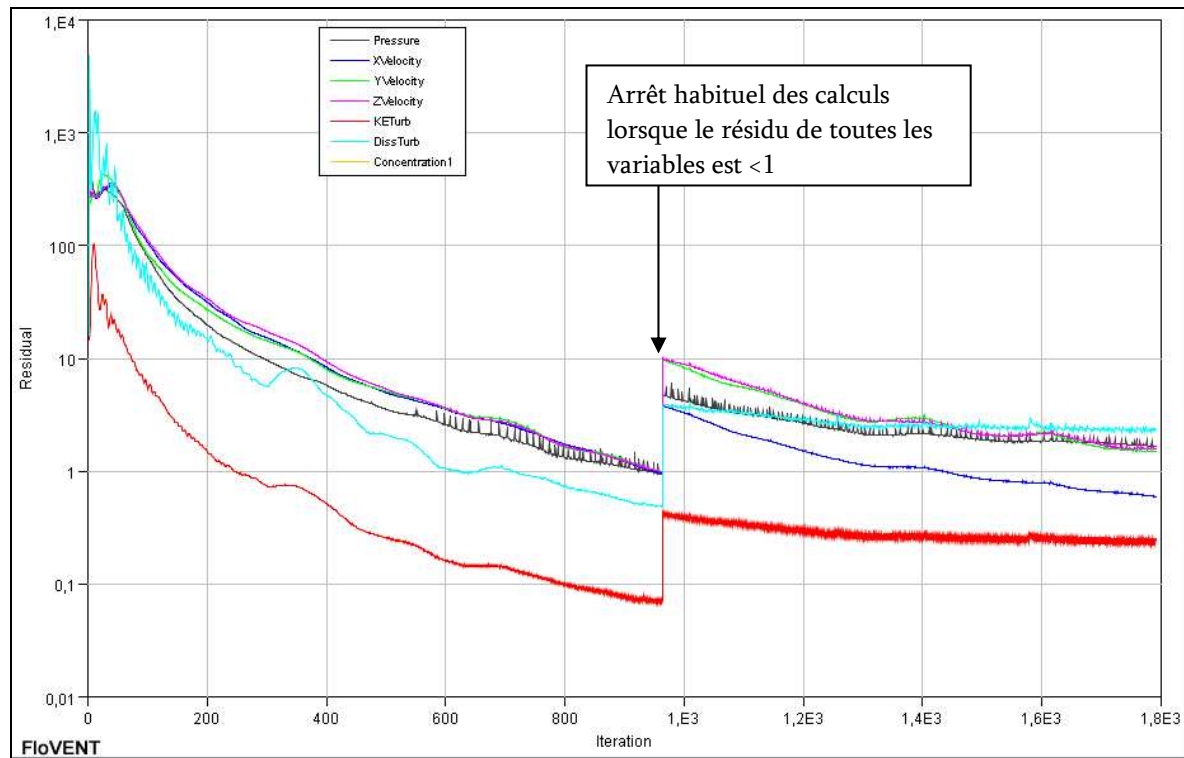


Fig. 4-16 : Prolongation de la convergence en multipliant le critère de toutes les variables par 10.

4.4.3. Comparaison entre le modèle et les mesures

Nous avons réalisé 2 campagnes de mesure d'environnement (présentées au §3.4.2) qui sont exploitées pour la vérification de la validité du modèle.

Première série de mesures :

La première série correspond à des mesures fixes situées en 1 point de la salle de ventilation pulmonaire et 1 point situé dans le couloir à proximité durant 6 semaines.

Rappel :

Tableau 4-7 : Période d'observation de la contamination de l'air.

Dénomination	Période correspondante
AA	heure de la ventilation pulmonaire
A	1/2 journée suivant la ventilation pulmonaire
B	journée suivant la ventilation pulmonaire
C-	24 h après 8h écoulées depuis la dernière ventilation
C+	24 h ventilation pulmonaire incluse
D	hors période de ventilation pulmonaire
HC	hors catégories

Pour les besoins de cette comparaison nous extrayons les données de concentration du modèle pour des périodes de temps qui correspondent aux plages de temps utilisées au §3.4.2.

Les données présentées dans les Fig. 4-17 et Fig. 4-18 montrent que les mesures réalisées sont supérieures aux résultats du modèle dans le couloir et légèrement inférieures dans la salle de ventilation pulmonaire. Les barres d'erreur correspondent aux valeurs extrêmes des résultats de mesure. Pour les données du modèle, elles correspondent aux valeurs extrêmes obtenues lorsqu'on applique au point de référence un décalage de position de ± 10 cm (erreur de positionnement estimée sur le modèle) sur les 3 axes.

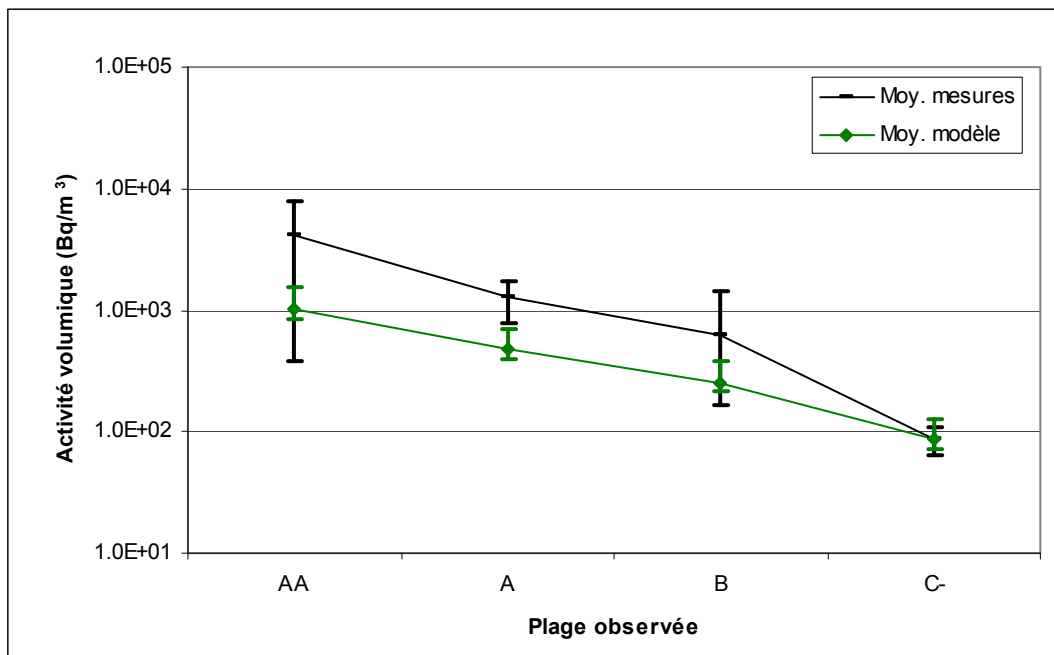


Fig. 4-17 : Comparatif mesure/modèle. Résultats de la 1ère campagne (Couloir).

On remarque que, hormis le décalage d'un facteur $\cdot 2$ de la concentration, la décroissance dans le temps est semblable entre le modèle et les mesures sauf pour la période C-.

Les résultats obtenus à l'intérieur de la salle de ventilation pulmonaire sont les suivants :

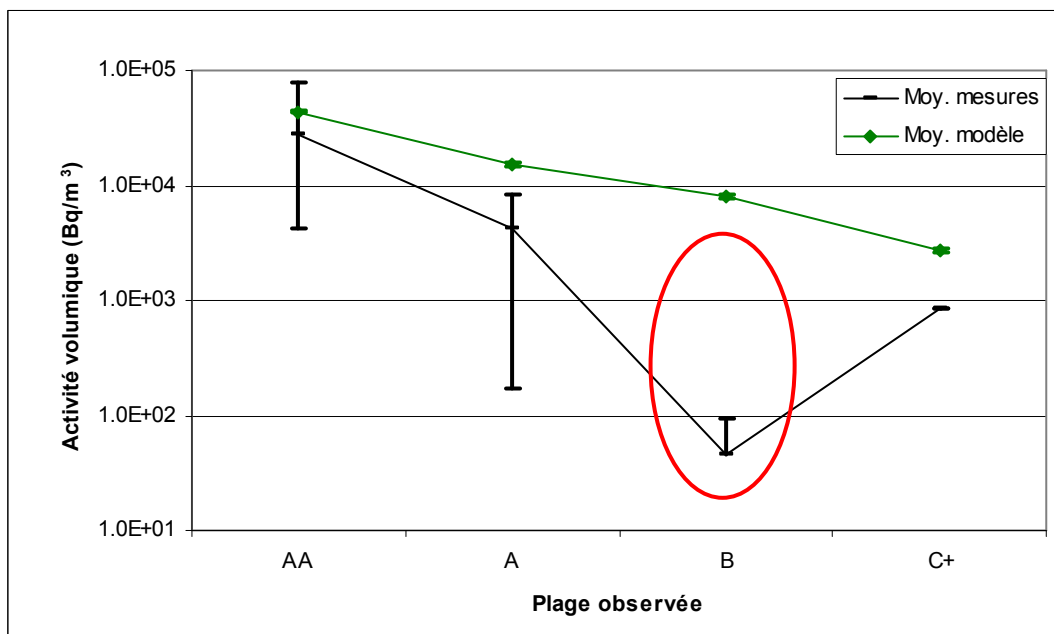


Fig. 4-18 : Comparatif mesure/modèle. Résultats de la 1ère campagne (Salle de ventilation pulmonaire).

Pour ces mesures, l'écart modèle/mesure est plus faible. On note un résultat qui semble erroné pour la plage B. En effet, la concentration mesurée ne correspond ni à la prédiction du modèle, ni à la valeur extrapolée entre les périodes A et C+. Il peut s'agir

d'une erreur de mesure (fuite du filtre de prélèvement ou mauvaise position lors de la mesure d'activité par exemple).

Deuxième série de mesures :

La deuxième série est composée de mesures fixes (cf. §3.4.2 page 100) et de mesures mobiles (cf. §3.4.3 page 104). Les mesures fixes sont comparées ici aux résultats du modèle, résolu avec l'unique source constituée par le générateur de Technegas®. En effet, nous ne connaissons pas précisément les émissions de particules exhalées par les patients après les ventilations pulmonaires.

Cette série de mesures a lieu durant une journée où 3 ventilations pulmonaires sont réalisées.

Pour reproduire les émissions provenant du générateur, il faut donc déclencher les émissions avec des délais identiques à la réalité. La source transitoire est représentée dans la Fig. 4-19.

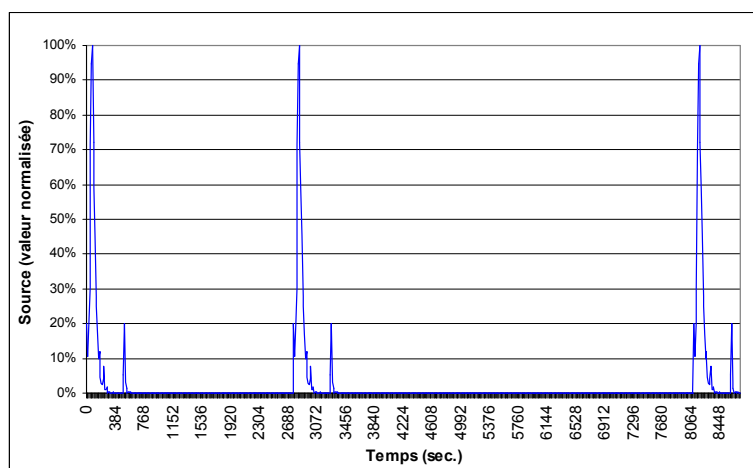


Fig. 4-19 : Succession d'émissions lors de la 2^{ème} campagne de mesures d'environnement.

Les résultats sont présentés dans le tableau suivant.

Tableau 4-8 : Comparaison mesure/modèle de la 2^{ème} campagne de mesures

	Bq/m ³	Mesures				Modèle (sans source en salle d'examen)		
		12/06/2012		13/06/2012		AA	A	HC (4h après)
		AA	AA	A	HC (4h après)			
Prélèvement d'ambiance salle d'examen n°1		256	42			2		
Prélèvement d'ambiance salle d'examen n°2				609		47		
Prélèvement d'ambiance salle d'attente		1	324			0		0
Prélèvement d'ambiance salle ventilation 4h après								283

Nous constatons que les valeurs de concentration annoncées par le modèle sans reproduire la source que constitue le patient sont beaucoup plus faibles que les mesures (dans des proportions beaucoup plus importantes que le décalage indiqué avec la première série de mesures). La contamination mesurée provient, à notre avis, de la contribution des patients présents dans les salles où nous avons réalisé les mesures.

Conclusion sur les comparaisons modèle/mesures :

La comparaison des mesures d'environnement et des concentrations indiquées par le modèle montre que celles-ci peuvent présenter des écarts d'un facteur 2 au niveau du couloir et de la salle de ventilation pulmonaire.

Cet écart peut avoir pour origine :

- Une différence entre l'émission référence du modèle et l'émission effective lors des mesures (variabilité des émissions en fonction des patients),
- un manque de détail dans la construction géométrique (mobilier absent),
- l'absence de prise en compte de phénomènes dynamiques tels que les ouvertures de portes, les déplacements de personnes et leurs dégagements thermiques,
- les transferts possibles par le faux plafond.

Notre comparaison modèle/mesure est donc limitée par l'impossibilité de mesurer simultanément la source (nécessitant d'utiliser l'enceinte d'essai et éventuellement la cagoule) et son impact sur l'environnement.

La modélisation ne peut remplacer une mesure lorsqu'il s'agit de quantifier précisément la concentration pour un calcul de dose. En revanche l'information de dispersion volumique est difficile à obtenir par des mesures...

Les résultats des comparaisons avec la deuxième série de mesures montrent qu'il serait utile d'évaluer les émissions d'aérosols technétié exhalé par les patients, dans les heures qui suivent la ventilation pulmonaire, pour pouvoir étendre le champ d'investigation de notre modèle.

4.5. Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre, de quelle manière nous avons construit et validé notre modèle numérique représentant le système aéraulique d'un service de médecine nucléaire existant.

Les objectifs de ce travail de modélisation sont de pouvoir renforcer les analyses d'une telle installation afin de :

- comprendre et expliquer les défaillances,
- comparer des solutions possibles,
- améliorer la compréhension des personnes en charges du fonctionnement de telles installations.

Un service de médecine nucléaire est caractérisé par un espace étendu comportant des conditions parfois défavorables au confinement des aérosols (portes ouvertes). Nous avons expliqué les choix réalisés pour représenter le plus correctement possible le comportement physique de cette installation (classement des salles en 4 catégories) tout en permettant de calculer avec justesse les équations qui régissent ce code de calcul (raffinement du maillage en fonction des contraintes aérauliques).

Le travail réalisé a été présenté suivant les étapes logiques de modélisation :

- explication détaillée de l'étape d'analyse initiale basée sur des mesures de terrain,
- explication de la démarche de mise en œuvre du modèle comprenant une justification des choix réalisés en rapport avec la nature de notre projet,
- développement des étapes de correction et optimisation qui représentent un élément clé de la fiabilité,
- résultats de l'étape de validation menée suivant les règles de l'art en évaluant la qualité du maillage, en explicitant les critères de convergence employés et en comparant des résultats de calcul avec des mesures de terrain.

Par la suite, nous utiliserons ce modèle en sachant que l'erreur sur les valeurs quantitatives locales peut atteindre un facteur 2 mais avec une bonne fiabilité dans la description relative du comportement de l'installation (vitesse d'épuration, concentration relative). Nous avons également identifié que la contribution de l'aérosol exhalé par les patients après la ventilation pulmonaire, que nous ne prenons pas en compte, est un paramètre non négligeable pour définir l'activité volumique des salles d'examen et des salles d'attente.

Chapitre 5. Exploitation du modèle numérique

Le bilan aéraulique réalisé à partir des mesures dans le service de médecine nucléaire pris comme exemple (§4.2.2) nous a permis de conclure que l'installation n'est pas réglée selon les critères de la réglementation (peu de zones en dépression et taux de renouvellement inférieur au niveau requis dans la plupart des pièces).

Pour analyser la situation, nous nous intéresserons dans un premier temps aux informations supplémentaires que l'on peut tirer du modèle numérique exploité dans notre logiciel de CFD. Nous visualiserons les anomalies de confinement engendrées par les réglages initiaux.

Nous réaliserons ensuite une analyse par étapes des possibilités de réglage :

- en analysant l'impact que peuvent avoir des mesures prises par les utilisateurs tel que la fermeture de la porte de la pièce de ventilation pulmonaire, celle de la porte du couloir, l'utilisation du convecteur mural de la salle.
- en recherchant les conditions nécessaires pour supprimer l'anomalie de confinement,
- en comparant ces résultats avec le réglage réglementaire des taux de renouvellement et des pressions différentielles (cf. §1.5.3 page 40),
- en soumettant le réglage proposé à des incidents de fonctionnement.

L'analyse des résultats obtenus permettra d'argumenter sur le réglage optimum.

Nous proposerons enfin une méthode originale d'anticipation de l'exposition du personnel, en combinant les résultats de simulation CFD avec des données de positionnement enregistrées durant plusieurs journées, pour différentes catégories de personnel.

5.1. Bilan de l'installation

L'intérêt de disposer d'une simulation d'un ensemble complet de salles est notamment de pouvoir visualiser simultanément toutes les zones, le devenir d'une émission dans ce volume et de tracer ses trajectoires depuis l'origine et/ou la provenance des flux vers un point particulier.

5.1.1. Dispersion spatiale en fonction du temps.

Afin de rendre compte de l'impact des réglages aérauliques nous visualisons la dissémination de la source de Technegas® pour une seule ventilation pulmonaire sur une période de plusieurs heures. Cette simulation est réalisée pour les paramètres les plus courants de l'installation :

- portes du couloir fermées,
- porte de la salle de ventilation pulmonaire ouverte,
- convecteur de la salle de ventilation pulmonaire éteint.

Cette dissémination qui peut être visualisée sous forme d'animation (200 images) est présentée dans ce rapport par des images correspondant aux temps suivants après le début de l'émission :

- 1 min. Pic de l'émission.
- 10 min. Fin de la ventilation pulmonaire.
- 1 heure.
- 6 heures. Fin de journée si la ventilation est réalisée à 10h.

Les vues sont présentées avec une échelle logarithmique pour les valeurs de concentration volumique de l'activité. La hauteur d'observation choisie est 1,5 m (à hauteur du nez).

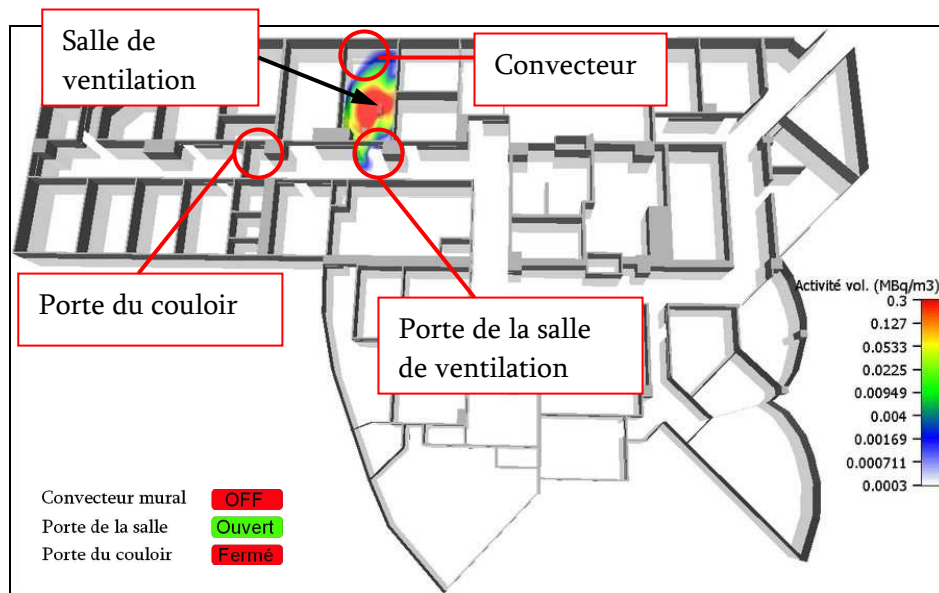


Fig. 5-1 : Dissémination après 1 minute (situation habituelle).



Fig. 5-2 : Dissémination après 10 minutes (situation habituelle).

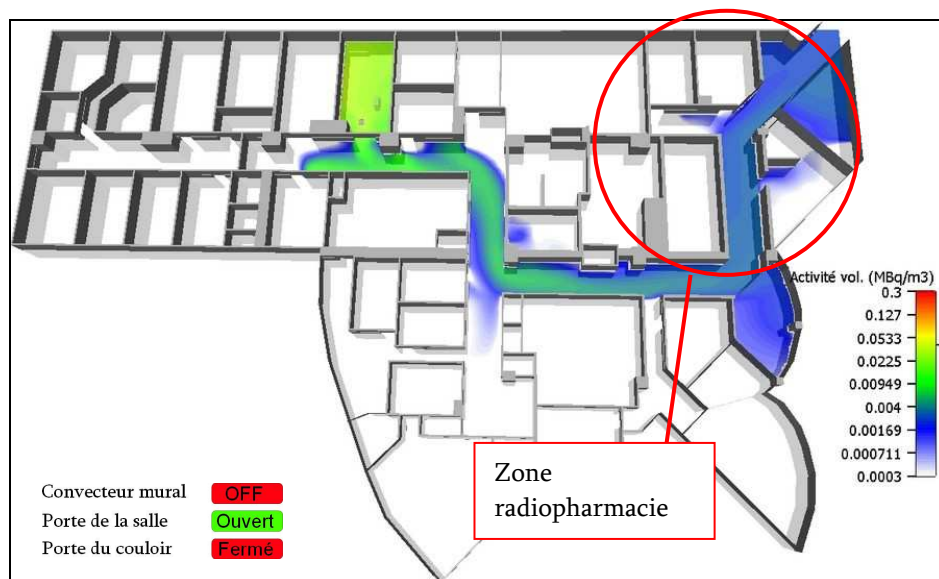


Fig. 5-3 : Dissémination après 1 heure (situation habituelle).



Fig. 5-4 : Dissémination après 6 heures (situation habituelle).

Comme on le voit sur les figures précédentes, les particules de Technegas® s'échappent dans le couloir et se dispersent dans le couloir pour traverser le service. Cela confirme que le réglage aéraulique de l'installation n'est pas adapté.

Remarque : En cas d'utilisation d'une extraction localisée, l'activité libérée dans l'atmosphère du service pourrait être réduite mais cela ne dispense pas d'avoir un réglage adapté des pressions des salles.

On peut modifier l'échelle (division par 100 de la valeur maximum) pour observer les très faibles concentrations afin de discerner quelles sont les zones qui sont faiblement confinées (légère surpression ne protégeant pas d'une contamination entraînée par le mouvement d'une personne par exemple).

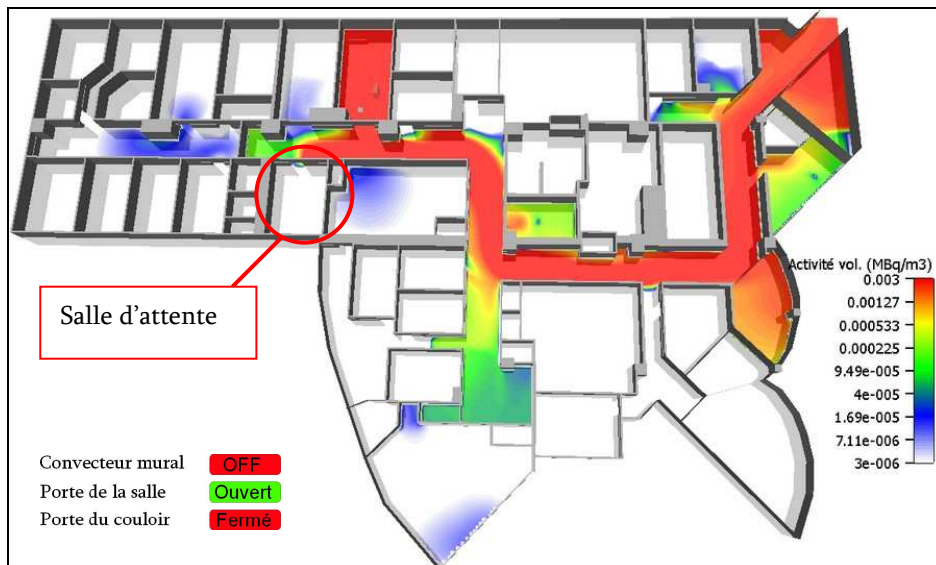


Fig. 5-5 : Dissémination après une heure (situation habituelle). Echelle /100.

On observe que la porte du couloir ne constitue pas une barrière de protection de la zone administrative (partie gauche sur la figure) en raison de l'inversion de la cascade de pression. Beaucoup de salles étant en surpression par rapport au couloir, on constate que la plupart des salles ne sont pas « contaminées » par l'aérosol émis en salle de ventilation pulmonaire. La zone radiopharmacie (en haut à droite du plan) très éloignée de la salle de ventilation pulmonaire est cependant soumise à cette contamination.

On peut tracer l'évolution de la contamination de l'air avec des échelles de temps et de concentration plus étendues (Fig. 5-6) : ces courbes illustrent l'effet du taux de renouvellement sur la décontamination. La salle de ventilation pulmonaire et la salle d'attente qui ont respectivement des taux de renouvellement de 2,1 et 1,5 vol..h⁻¹, ont une vitesse d'épuration plus rapide que la salle d'examen n° 2 dont le taux de renouvellement est nul (un effet d'épuration par l'air provenant des zones adjacentes est tout de même visible). On remarque que l'air provenant d'autres zones n'est pas comptabilisé pour le calcul du taux de renouvellement qui tient uniquement compte de l'air neuf soufflé).

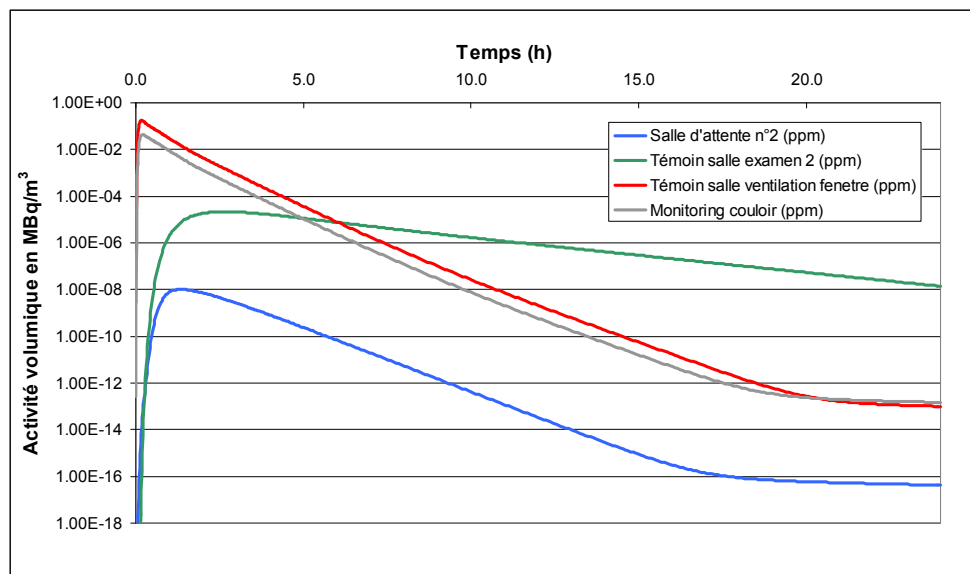


Fig. 5-6 : Courbes de décroissance de l'activité volumique sur 24h.

1.1.

5.1.2. Test de l'influence des « paramètres utilisateurs ».

Le bilan de dispersion présenté au §5.1.1 illustre la situation la plus courante pour la plupart des paramètres susceptibles de varier dans notre modèle (porte de la salle de ventilation pulmonaire ouverte, portes du couloir fermées, convecteur de la salle de ventilation pulmonaire éteint, débit correspondant à la campagne de mesure présentée

au §4.2.2). Nous allons utiliser ces résultats pour les comparer aux résultats que l'on obtient en faisant varier :

- la position de la porte de la salle de ventilation pulmonaire, pour savoir si la maintenir fermée limiterait la dissémination,
- la position de la porte du couloir située près de la salle de ventilation pulmonaire pour vérifier son rôle dans la dissémination,
- le réglage du convecteur d'air placé dans la salle de ventilation pulmonaire pour vérifier son influence sur la dissémination générale.

Scénario 1 : Porte de la salle de ventilation pulmonaire fermée.

Le maintien en position fermée de la porte de la salle de ventilation pulmonaire peut-il limiter la dissémination de l'aérosol ?

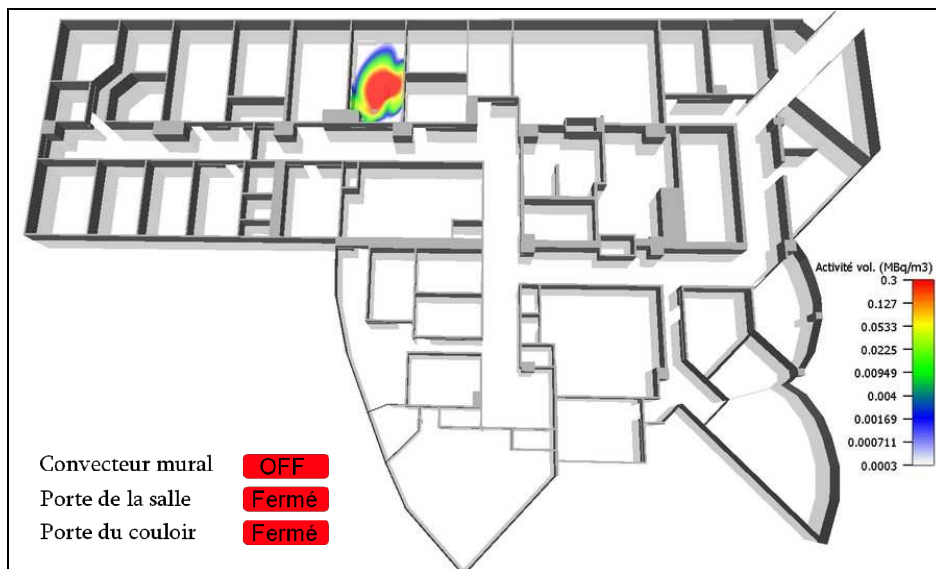


Fig. 5-7 : Après 1 minute, porte salle fermée.
(à comparer à la Fig. 5-1)

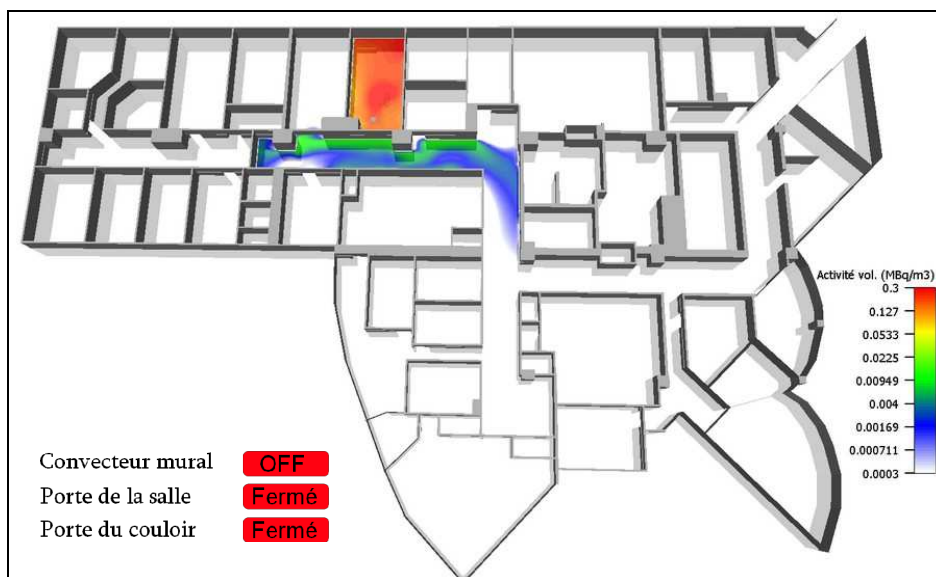


Fig. 5-8 : Après 10 minutes, porte salle fermée.
(à comparer à la Fig. 5-2)

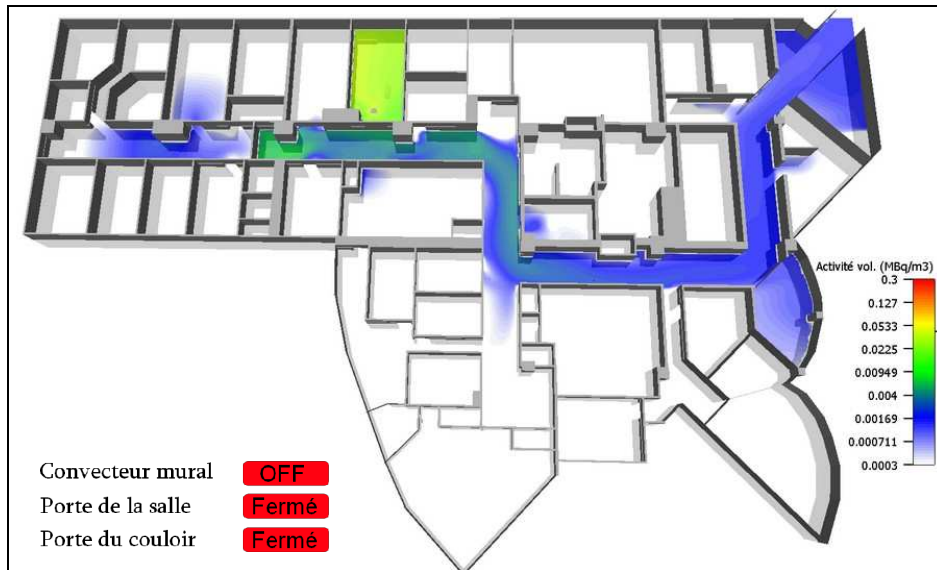


Fig. 5-9 : Après 1 heure, porte salle fermée.
 (à comparer à la Fig. 5-3)

Nous faisons à nouveau une modification d'échelle dans la figure suivante pour déceler les zones faiblement confinées :

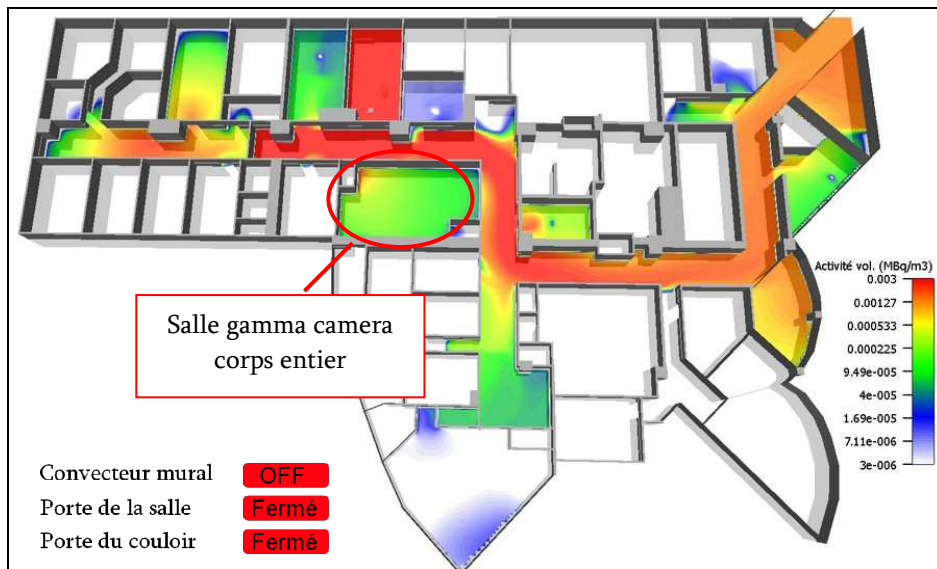


Fig. 5-10 : Après 1 heure, porte salle fermée. Echelle /100
 (à comparer à la Fig. 5-5)

On constate au premier temps de référence (1 minute après le début de l'émission ; Fig. 5-1 et Fig. 5-7) que la contamination est plus contenue à l'intérieur de la salle de ventilation pulmonaire lorsque la salle est fermée. Cette tendance s'inverse après une période plus longue : la vitesse de sortie des particules passant par la fuite située sous la porte est supérieure avec la porte fermée, permettant une diffusion à plus longue distance de la contamination. La diffusion passe plus facilement dans la pièce située en face de la salle de ventilation pulmonaire (salle gamma camera corps entier)

→ Le maintien de la porte de la salle de ventilation pulmonaire fermée n'est pas une solution qui peut pallier un débit d'extraction insuffisant dans la salle de ventilation pulmonaire.

→ L'absence d'étanchéité de la porte rend celle-ci inutile en matière de confinement statique.

Scénario 2 : Porte du couloir ouverte.

De la même manière nous allons visualiser l'effet dans le temps du maintien en position ouverte de la porte située dans le couloir près de la salle de ventilation pulmonaire. Cette double porte battante devrait isoler le secteur administratif du reste de l'installation.

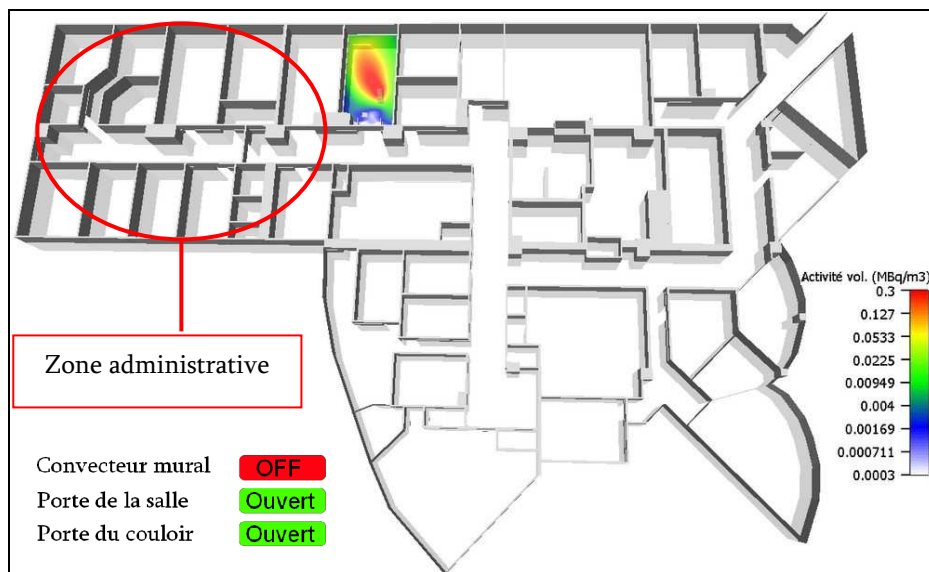


Fig. 5-11 : Après 1 minute, porte couloir ouverte.
(à comparer à la Fig. 5-1)



Fig. 5-12 : Après 10 minutes, porte couloir ouverte.
(à comparer à la Fig. 5-2)



Fig. 5-13 : Après 1 heure, porte couloir ouverte.
(à comparer à la Fig. 5-3)

Comme pour les autres scénarios nous observons le résultat en modifiant l'échelle à la recherche de zones peu confinées :



Fig. 5-14 : Après 1 heure, porte couloir ouverte. Echelle /100
(à comparer à la Fig. 5-5)

L'ouverture de la porte du couloir n'a pas d'influence significative sur la dissémination des contaminants qui prennent la direction opposée (Les zones administratives sont en légère surpression).

Scénario 3 : Convecteur de la salle de ventilation pulmonaire en fonctionnement.

On peut se poser la question de l'effet du convecteur mural placé en salle de ventilation pulmonaire sur la vitesse de dissémination. Nous visualisons ci-dessous cet effet en comparant aux figures 5-1 à 5-5.

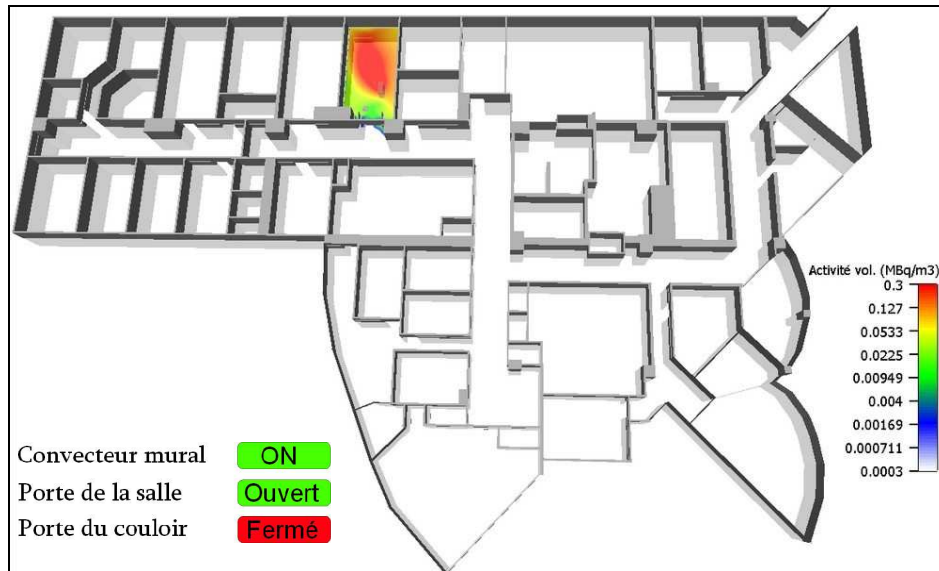


Fig. 5-15 : Après 1 minute, convecteur de la salle de ventilation en fonctionnement.
(à comparer à la Fig. 5-1)

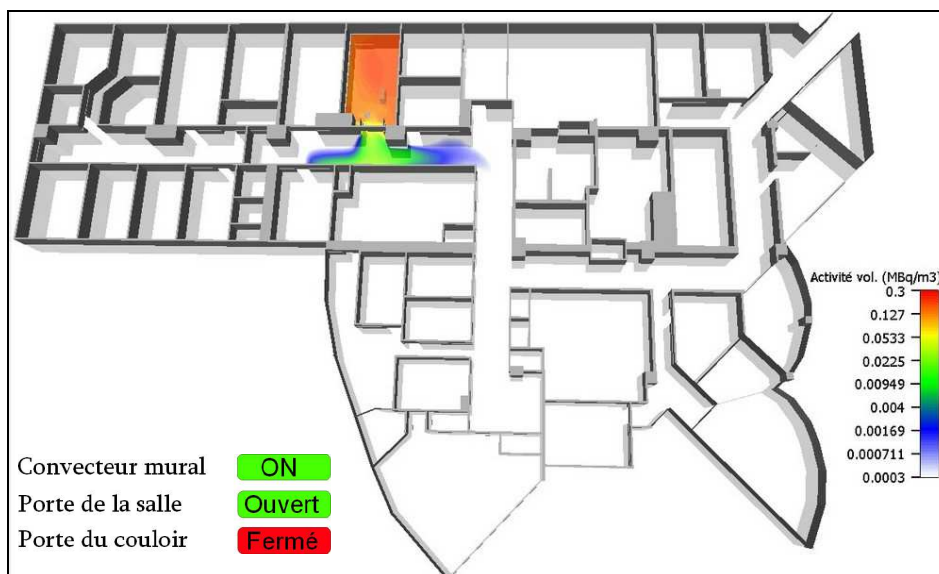


Fig. 5-16 : Après 10 minutes, convecteur de la salle de ventilation en fonctionnement.
(à comparer à la Fig. 5-2)

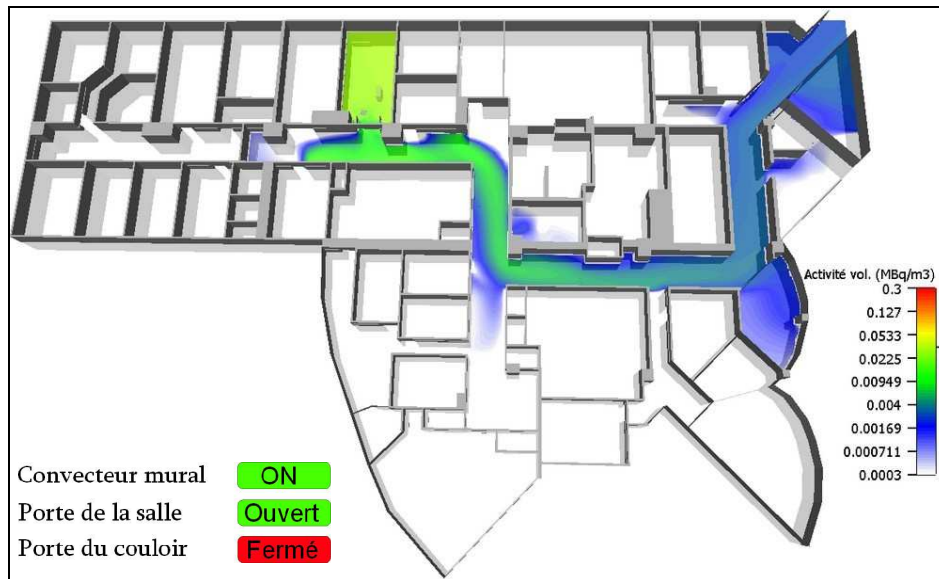


Fig. 5-17 : Après 1 heure, convecteur de la salle de ventilation en fonctionnement.
(à comparer à la Fig. 5-3)

En modifiant l'échelle on obtient :

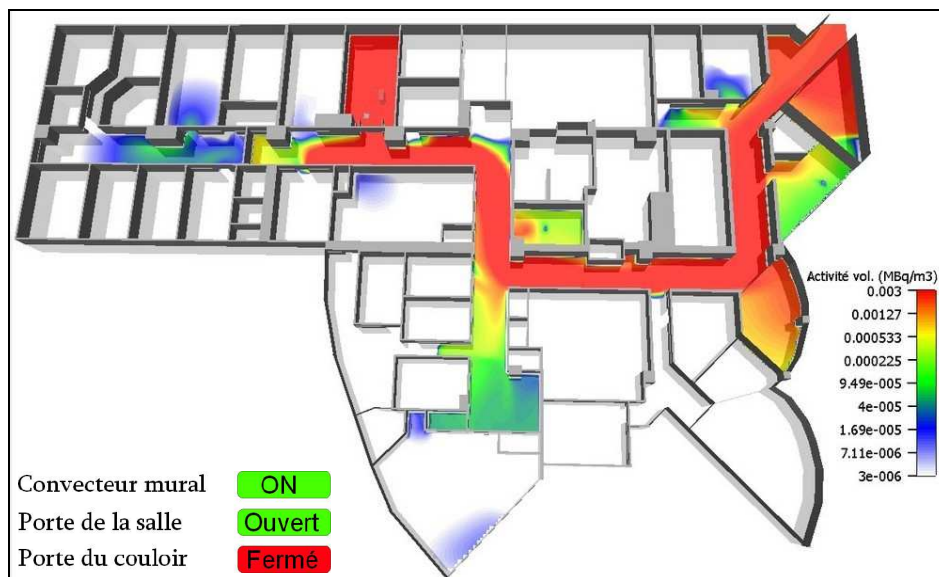


Fig. 5-18 : Après 1 heure, convecteur de la salle de ventilation en fonctionnement. Echelle /100
(à comparer à la Fig. 5-5)

On conclue que pour le convecteur en fonction, tout comme la position des portes, nous n'obtenons pas de changement significatif de la dissémination de l'aérosol technétié.

L'utilisation du logiciel de CFD nous permet d'illustrer clairement l'impact de ces paramètres dans le comportement de l'aérosol étudié.

5.2. Etude des solutions possibles

Scénario 4 : Résultat avec le réglage correspondant à la réglementation.

Nous avons discuté au §4.2.2 deux méthodes pour définir les valeurs de débit de pressurisation afin d'appliquer la réglementation. Nous avons conclu qu'il fallait appliquer la formule :

- débit de pressurisation = $-57 \text{ m}^3 \cdot \text{h}^{-1}$ lorsque la porte est habituellement fermée (valable pour une largeur de fuite sous porte de 8 mm),
- débit de pressurisation = $-294 \text{ m}^3 \cdot \text{h}^{-1}$ si la porte est habituellement ouverte (valeur empirique correspondant à une vitesse d'air de $5 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$ dans l'encadrement pour une porte de largeur 0,8 m ou $514 \text{ m}^3 \cdot \text{h}^{-1}$ pour une porte de largeur 1,4 m).

Parmi les zones surveillées nous distinguons (cf. §4.2.2. page 122) :

1. d'une part les zones de manipulation et zones où circulent les patients,
2. d'autre part les zones d'interprétation des données et bureaux dont certains sont inclus dans ces zones surveillées.

En effet, une mise en surpression des zones de la 2^{ème} catégorie nous semble bénéfique.

Le résultat est présenté dans les figures suivantes :

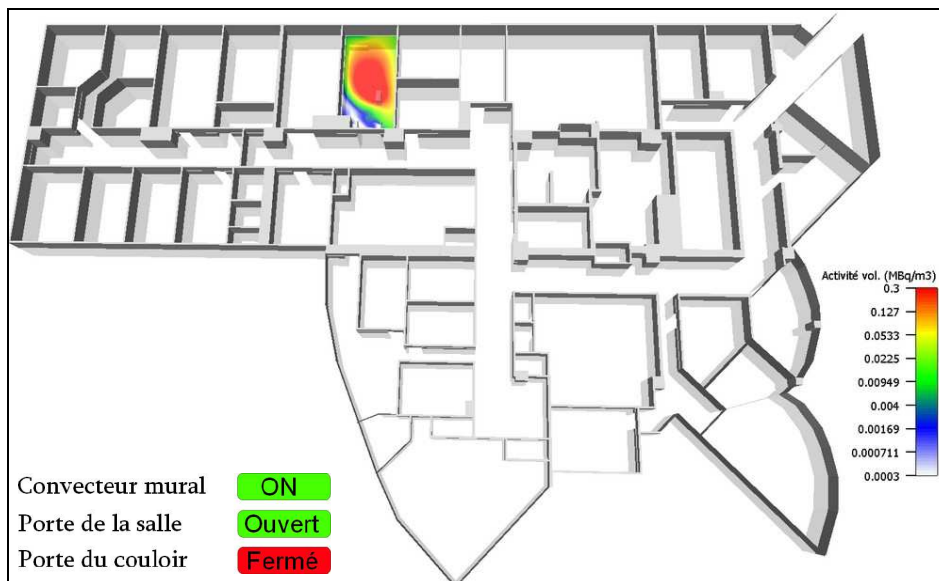


Fig. 5-19 : Après 1 minute, réglage réglementaire.
(à comparer à la Fig. 5-1)

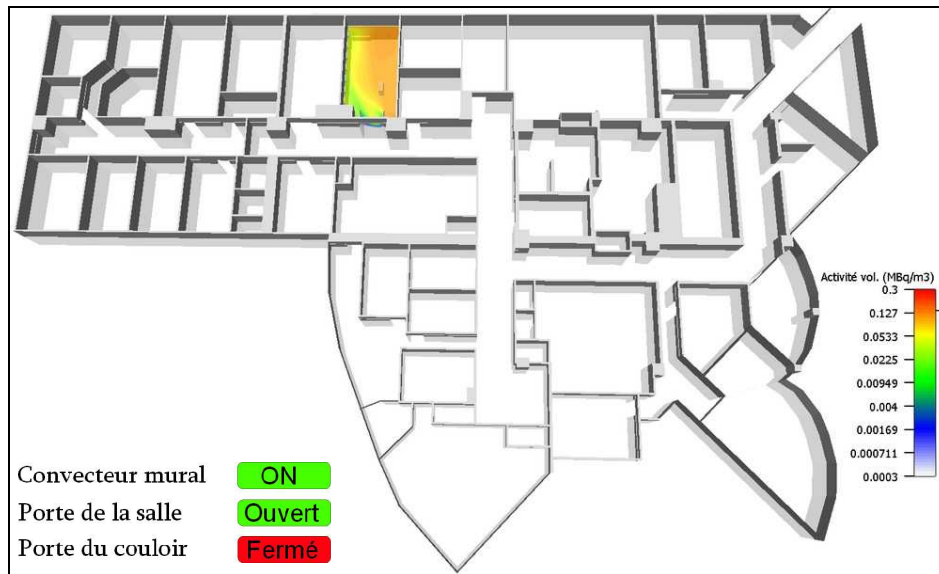


Fig. 5-20 : Après 10 minutes, réglage réglementaire.
(à comparer à la Fig. 5-2)



Fig. 5-21 : Après 1 heure, réglage réglementaire.
(à comparer à la Fig. 5-3)

Nous observons, sans surprise, une nette amélioration au niveau de la salle de ventilation pulmonaire (Pas de fuite vers le couloir et délai d'épuration raccourci).

L'emploi du logiciel de CFD permet de vérifier si cette amélioration se confirme au niveau de la sphère respiratoire d'un opérateur réalisant une ventilation pulmonaire : Étonnamment, l'activité volumique moyenne au niveau de la tête de l'opérateur pendant la ventilation pulmonaire (Fig. 5-23) passe de 0,11 à 0,17 MBq.m⁻³ avec le réglage de ventilation réglementaire. Nous avons donc une détérioration de la situation qui n'apparaît pas lorsque l'on observe uniquement la dissémination générale et la vitesse d'épuration de la salle.

Pour pallier ce problème, nous ajoutons un système d'extraction que nous dimensionnons de manière empirique et plaçons de la manière suivante :

- débit = 150 m³.h⁻¹ (valeur courante pour les extractions mobiles)
- dimension = cône dont le grand diamètre est égale à 30 cm (soit une vitesse entrante de 0,6 m.s⁻¹).
- emplacement = 30 cm au-dessus du générateur (cf. Fig. 5-22)

La figure suivante illustre la direction des flux d'air dans l'axe de l'opérateur et le devenir des émissions provenant du générateur par traçage de particules.

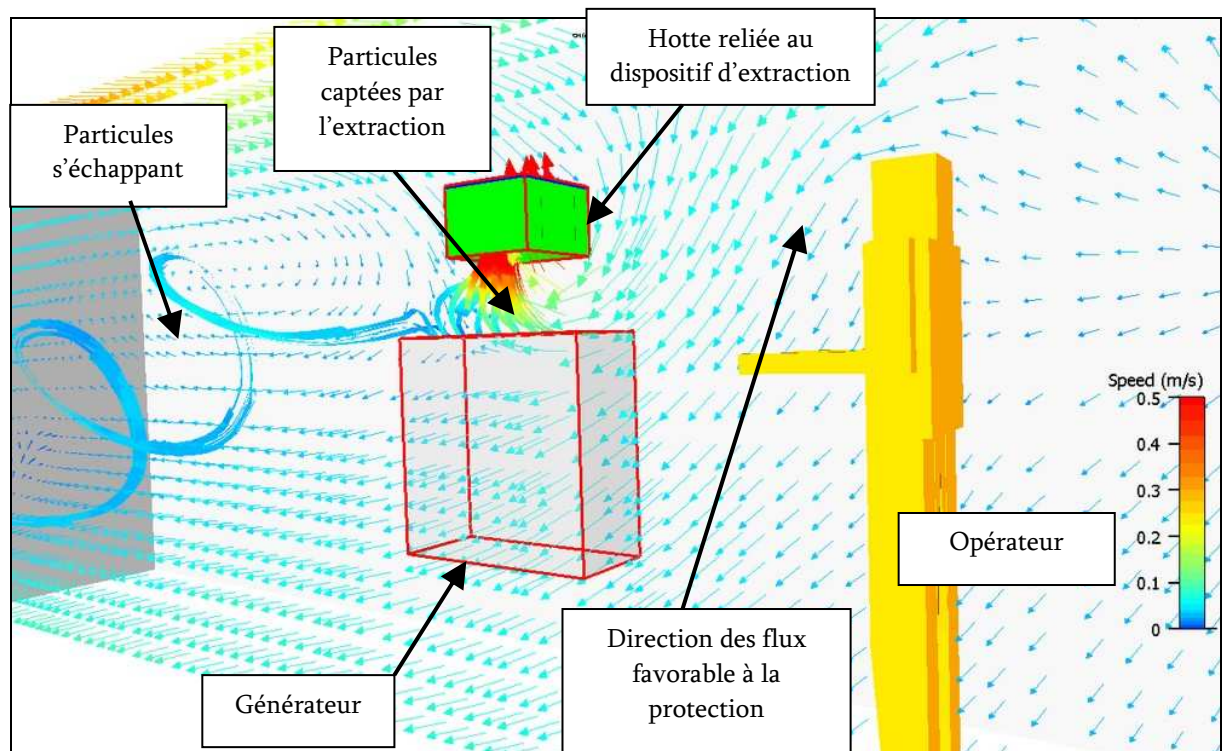


Fig. 5-22 : Détail de l'effet d'une extraction sur les émissions et l'écoulement de l'air.

La figure suivante retrace l'évolution de la concentration au niveau de la tête de l'opérateur dans plusieurs configurations :

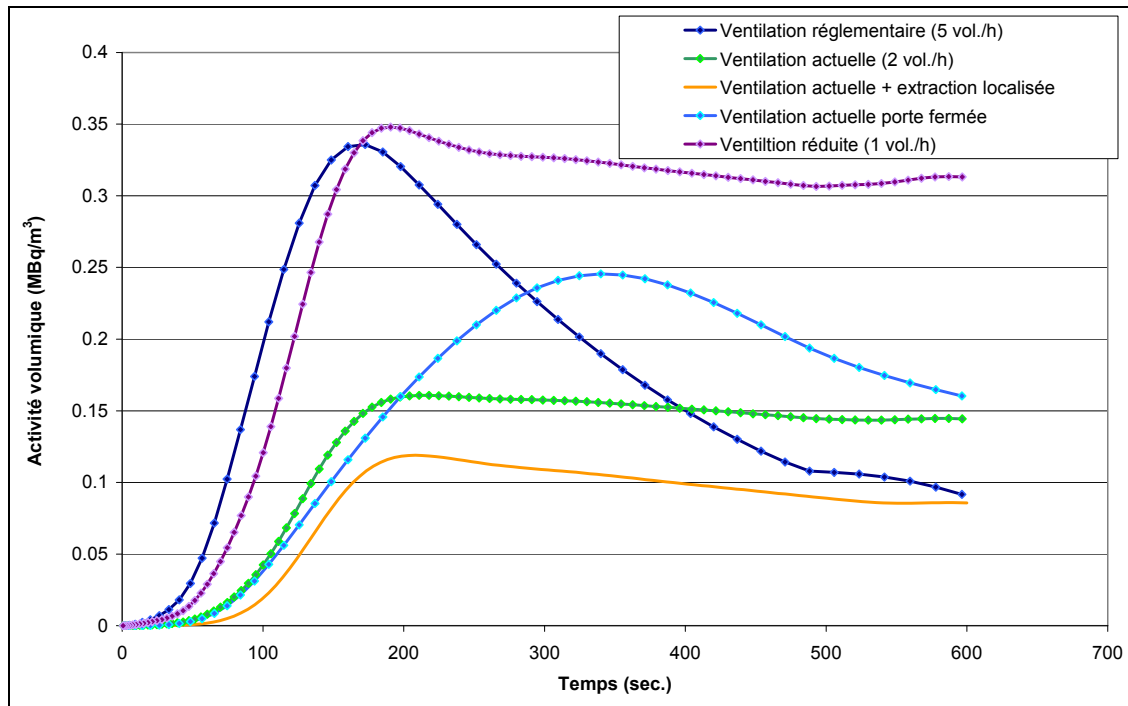


Fig. 5-23 : Evolution comparée de l'activité volumique au niveau de la tête de l'opérateur durant une ventilation pulmonaire.

Lorsqu'on utilise le réglage correspondant à la réglementation (taux de renouvellement de 5 vol./h), les flux d'air sont plus importants (soufflage et extraction) augmentant le brassage de l'aérosol à l'intérieur de la pièce. Ceci entraîne, au niveau de la tête, une hausse de la concentration durant la présence du personnel médical.

Un scénario est calculé avec un débit de soufflage deux fois plus faibles que le réglage réel et l'on constate une concentration élevée au niveau de la tête et une faible décroissance dans le temps.

La fermeture de la porte modifie le résultat obtenu (de manière plutôt défavorable dans ce cas).

L'extraction que nous avons définie et placée sans travail d'optimisation permet de réduire la quantité de particules avant leur dispersion dans la pièce.

Ce résultat confirme que la protection de l'opérateur passe par une extraction localisée alors que la protection du reste du service peut être assurée par la ventilation de la pièce.

Remarque : On pourrait optimiser le débit et l'emplacement de l'extraction en utilisant l'outil du logiciel qui permet de réaliser un plan d'expérience dont la solution est calculée de manière automatisée. On définit pour cela une plage de positions, une plage de débit et un indicateur de résultat. Le logiciel réalise ensuite les différents scénarios et indique le réglage optimum.

5.3. Autres sources et scénarii d'incidents

Nous avons évoqué au §3.5.2 page 107 que des émissions d'aérosols technétiés pouvaient provenir des orifices respiratoires d'un patient pendant et après la ventilation pulmonaire. Nous traduisons ces possibilités d'émission par un scénario permettant de tester l'efficacité de confinement pour les zones où sont habituellement placés les patients après ventilation pulmonaire. Nous utilisons un niveau d'émission arbitraire et continue dans l'environnement situé à 0,7 m de hauteur (position assise). Six patients virtuels sont placés aux emplacements les plus courants et nous visualisons comment se répartit la concentration dans la pièce où ils se situent, et dans le reste du service.

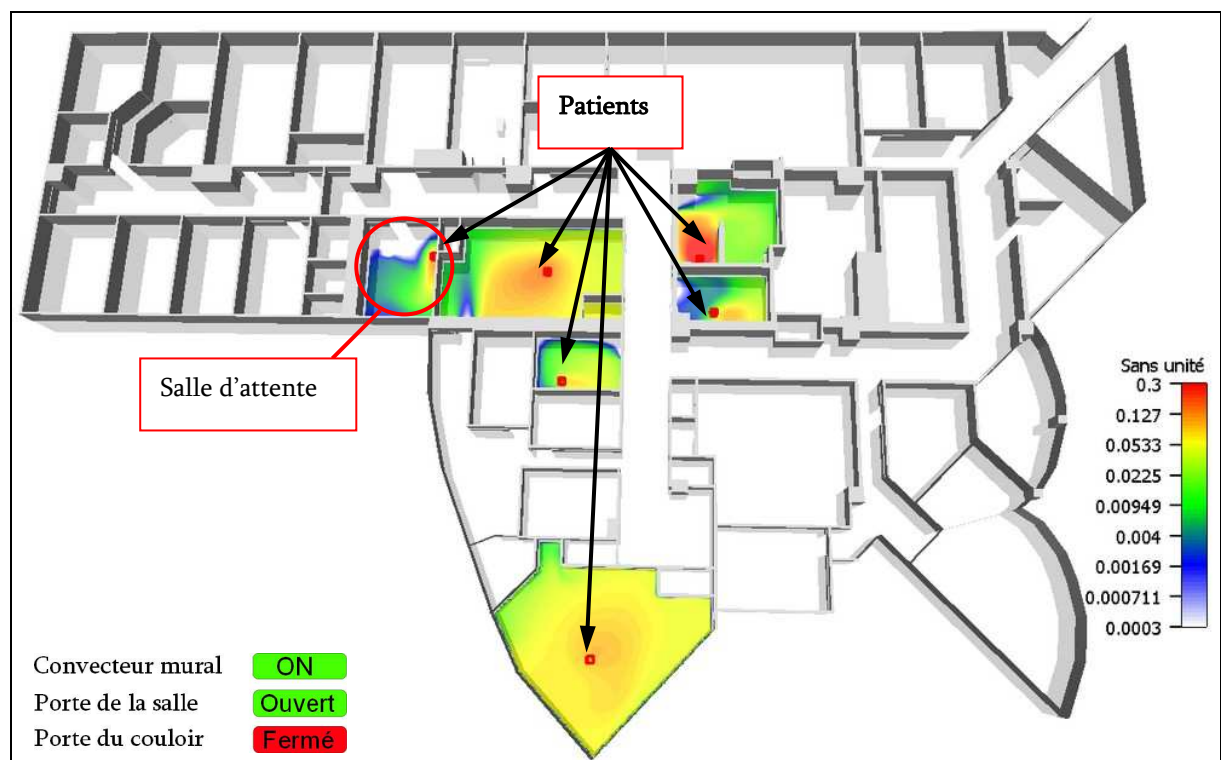


Fig. 5-24 : Démonstration du confinement réussi de 6 patients émetteurs d'aérosols technétiés (Configuration réglementaire de la ventilation des locaux).

Le résultat dans la configuration réglementaire (selon notre interprétation expliquée page 122) montre un bon confinement des aérosols technétiés aux pièces dans lesquelles se situent les patients. Concernant la salle d'attente réservée aux patients, la dose qui peut être transmise d'un patient à l'autre par un aérosol exhalé est négligeable par rapport à la dose reçue par chaque patient (cf. Tableau 1-4 page 30).

Parmi les incidents qui peuvent survenir, on peut citer un défaut général de la ventilation des locaux du service de médecine nucléaire ou une fuite sur le filtre du générateur de Technegas®.

Dans le cas d'une fuite importante du filtre, la quantité de particules libérées serait approximativement la même que si l'on simule un patient qui présente beaucoup de fuites au niveau de l'embouchure soit 50 MBq. Il suffit pour connaître le résultat de multiplier par 3 les résultats obtenus pour la fuite « normale » du générateur qui est de 24 MBq.

On obtient dans ce cas une activité volumique moyenne au niveau de la tête de l'opérateur (durée de la ventilation pulmonaire) qui est de $0,33 \text{ MBq.m}^{-3}$.

On estime la dose en multipliant cette valeur par le volume inhalé (10 minutes à 16 l.min^{-1}) et par la DPUI du Technegas® ($1,5.10^{-2} \text{ mSv.MBq}^{-1}$). On obtient alors $7,9.10^{-4} \text{ mSv}$ pour un examen.

5.4. Analyser la position du personnel.

La réalisation de l'analyse de position du personnel présentée au §2.4.2 page 75 nécessite un traitement des données que nous allons illustrer par un exemple.

5.4.1. Elimination des périodes non représentatives.

Les données enregistrées proviennent des témoins mobiles qui sont confiés à une personne en début de journée et récupérés à la fin de celle-ci. Durant cette période, le porteur est éventuellement amené à sortir du service (repas, pause, réunion, etc.). Nous ne disposons pas de toutes ces informations sur l'activité précise des 5 personnes surveillées simultanément et nous effectuons donc ce tri d'après une première analyse. Le principe est de rechercher les périodes d'immobilité prolongée qui ne correspondent pas aux postes de travail habituels. La position du témoin est enregistrée en permanence s'il reste à l'intérieur du service, par exemple dans la poche d'une veste. Par contre si le témoin quitte le service, alors le système cesse d'enregistrer sa position.

Le graphique suivant montre un exemple de ce travail de tri.

Les coordonnées X et Y obtenues avec les algorithmes de localisation Shepard et Kalman (cf. définition page 81) sont tracés : lorsqu'ils sont stables, le témoin de position est immobile (laissant apparaître un bruit correspondant à l'erreur de positionnement).

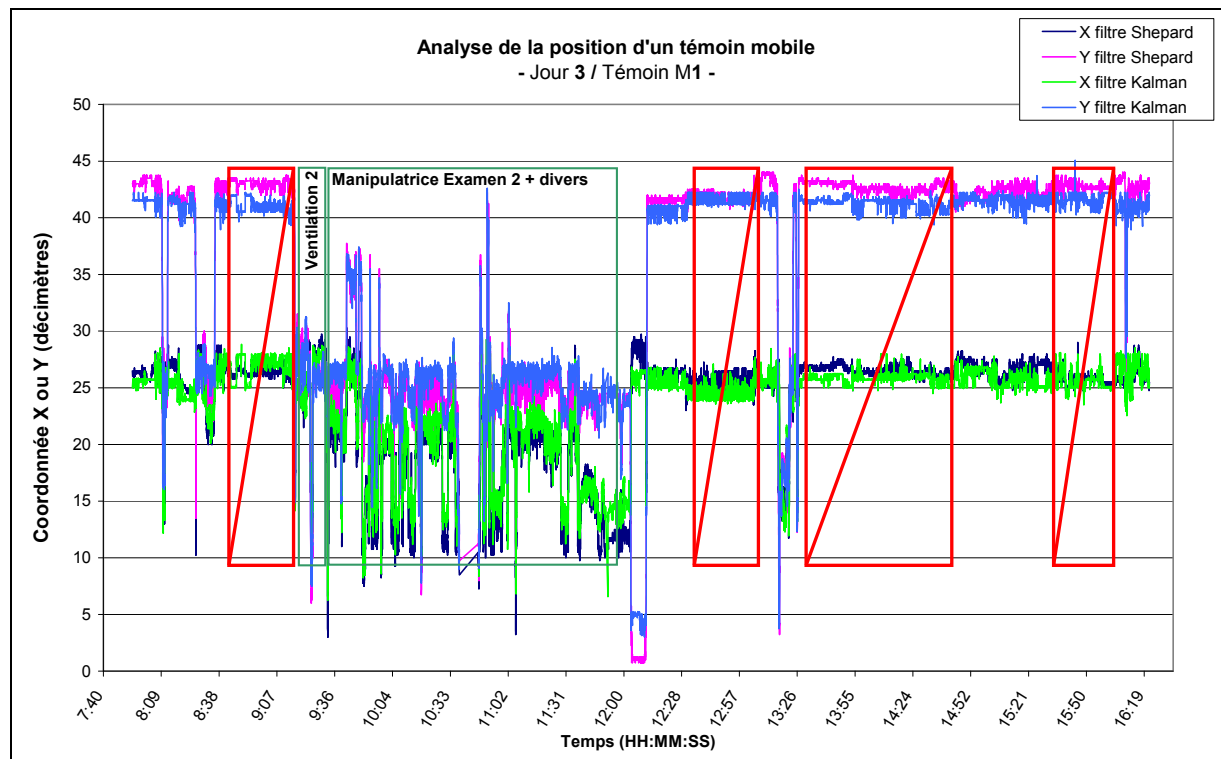


Fig. 5-25 : Identification des périodes d'immobilité inexplicables

Sont encadrés en rouge les périodes d'immobilité inexplicables : nous décidons d'exclure celles-ci (le témoin placé dans la poche d'un tablier plombé n'a pas été porté pendant la pause déjeuner et plusieurs périodes durant l'après-midi).

5.4.2. Adaptation de l'échelle et correction des données de position.

Nous réalisons tout d'abord une modification d'échelle car l'origine a été prise à un emplacement différent pour les calculs de position et pour le modèle numérique. Cette correction faite, on peut réaliser une cartographie des positions que l'on superpose avec les positions des cloisons afin de vérifier la cohérence des résultats. L'exemple suivant représente les positions enregistrées chaque seconde durant la journée d'un médecin.

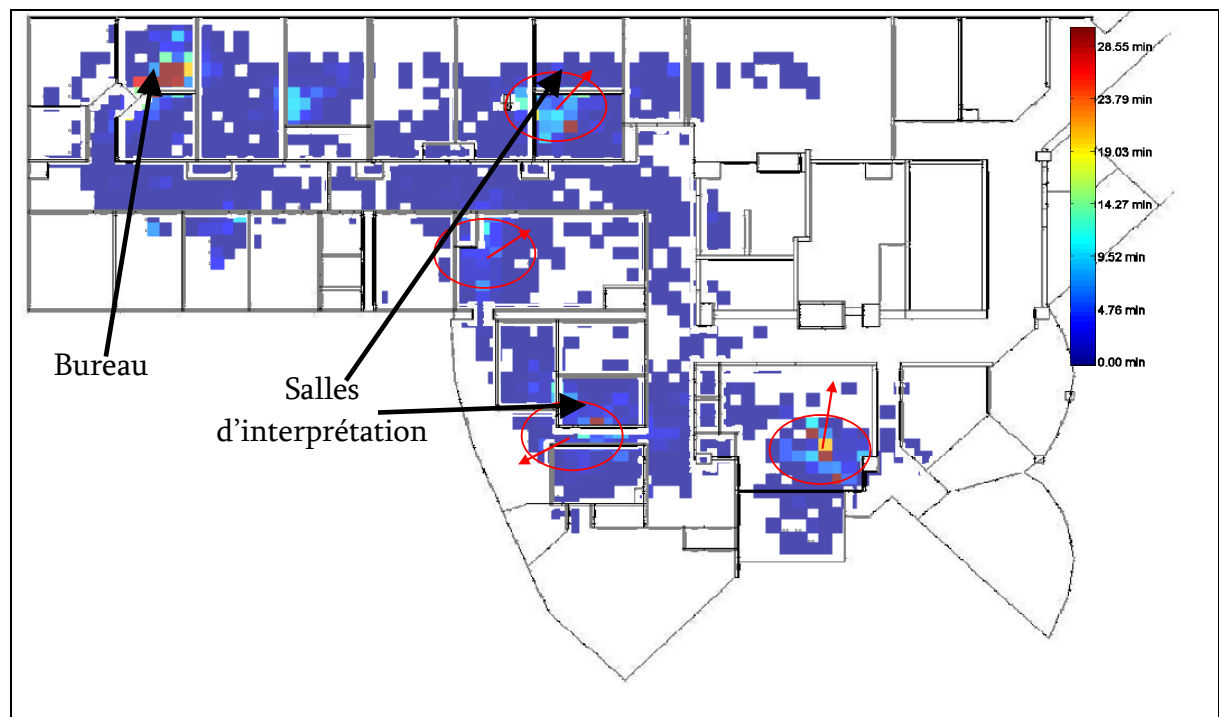


Fig. 5-26 : Positions cumulées durant la journée d'un médecin

On identifie facilement les zones de travail habituelles et il est alors possible de corriger les coordonnées des emplacements où la majorité du temps est passé (cercle rouge = zone à déplacer selon la flèche rouge ; la modification est appliquée uniquement sur le fichier de calcul).

5.4.3. Exploitation des informations de position seules.

Les données ainsi traitées nous donnent accès à plusieurs types d'informations que nous pouvons utiliser pour comprendre l'exposition :

- Position moyenne lors d'une journée type pour différentes catégories de personnel,

- Durée de certaines opérations durant lesquelles l'exposition est la plus importante.

Médecin :

On peut, par exemple, calculer en exploitant la Fig. 5-27, que le temps passé dans la salle d'exploitation située en haut du plan est de 64 minutes soit 14% de la période enregistrée. Le temps passé dans les zones de travail identifiées représente, dans le cas du médecin 72% de la période enregistrée. Ce chiffre montre qu'en corrigeant les coordonnées des 5 zones de travail principales on diminue fortement l'erreur de positionnement commise sur une journée (l'incertitude sur la position à l'intérieur de ces 5 zones est alors proche du mètre).

Si l'on place les zones contrôlées jaunes sur la figure précédente on peut alors calculer le temps passé par le médecin dans ce type de zone durant cette période.

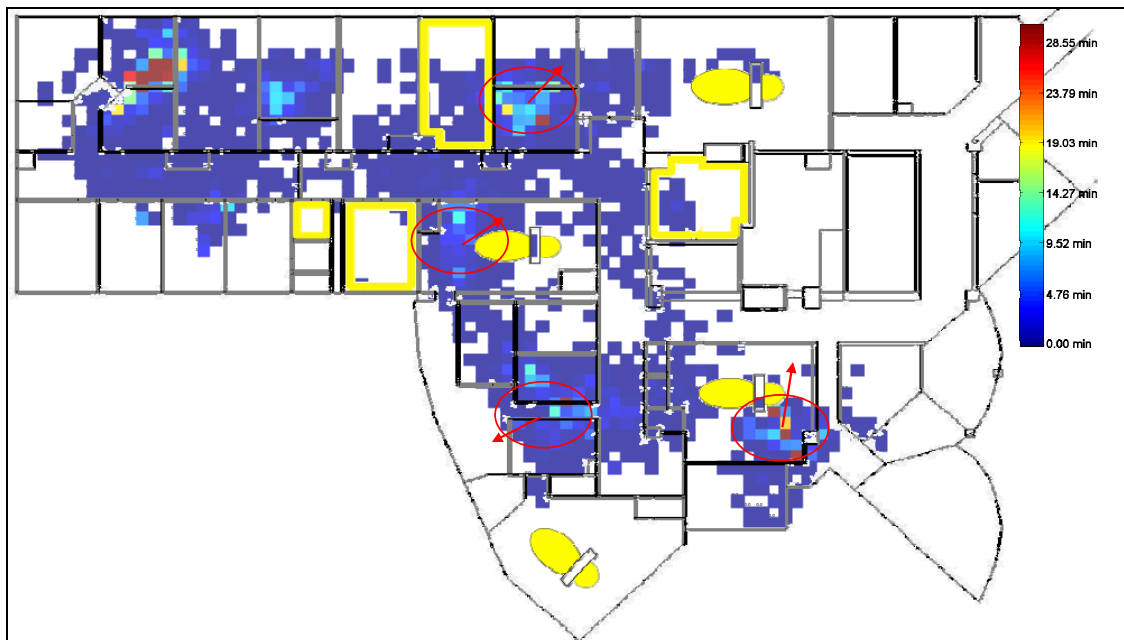


Fig. 5-27 : Mise en évidence de la position par rapport aux zones contrôlées jaunes.

On calcule que le temps passé en zone contrôlée jaune est peu important (~11% de la période enregistrée) mais cela ne suffit pas pour juger de l'exposition.

Manipulatrice en radiopharmacie :

Voyons pour comparaison la position enregistrée durant une matinée pour la manipulatrice en radiopharmacie.

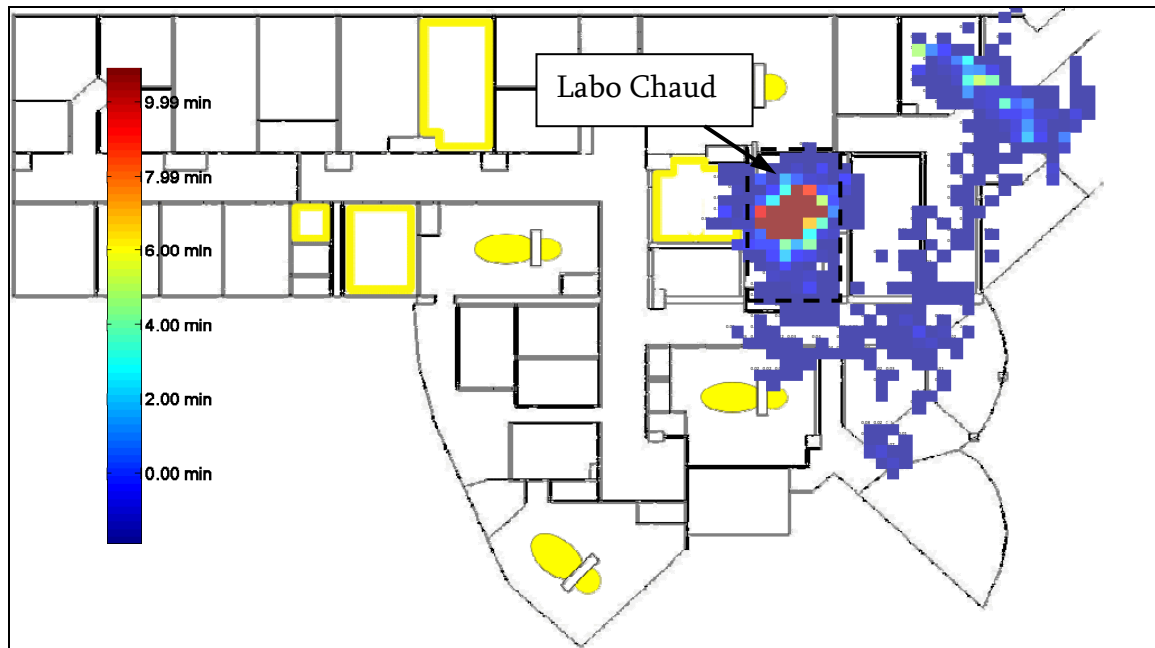


Fig. 5-28 – Positions cumulées durant une matinée pour une maniputrice en radiopharmacie.

On constate sur le graphique que la proportion du temps passé au laboratoire chaud est importante (~70% de la matinée). On atteint la limite de cette technique si l'on souhaite affiner l'étude de poste : on ne peut pas connaître par manque de résolution et de précision quel est le temps passé à utiliser un équipement particulier (sorbonnes blindées par exemple).

Manipulateur TEP :

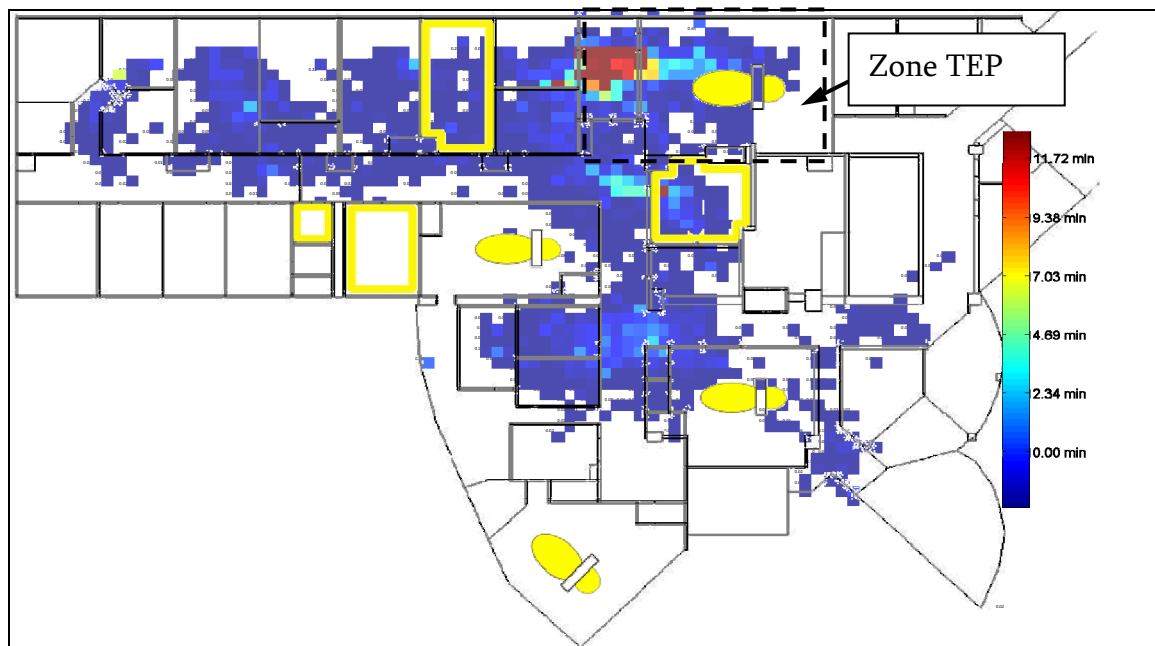


Fig. 5-29 : Positions cumulées durant 5 heures pour un manipulateur TEP.

Le temps passé à l'intérieur des zones contrôlées jaunes est de 51 minutes soit 16% de la période enregistrée.

Femme de ménage :

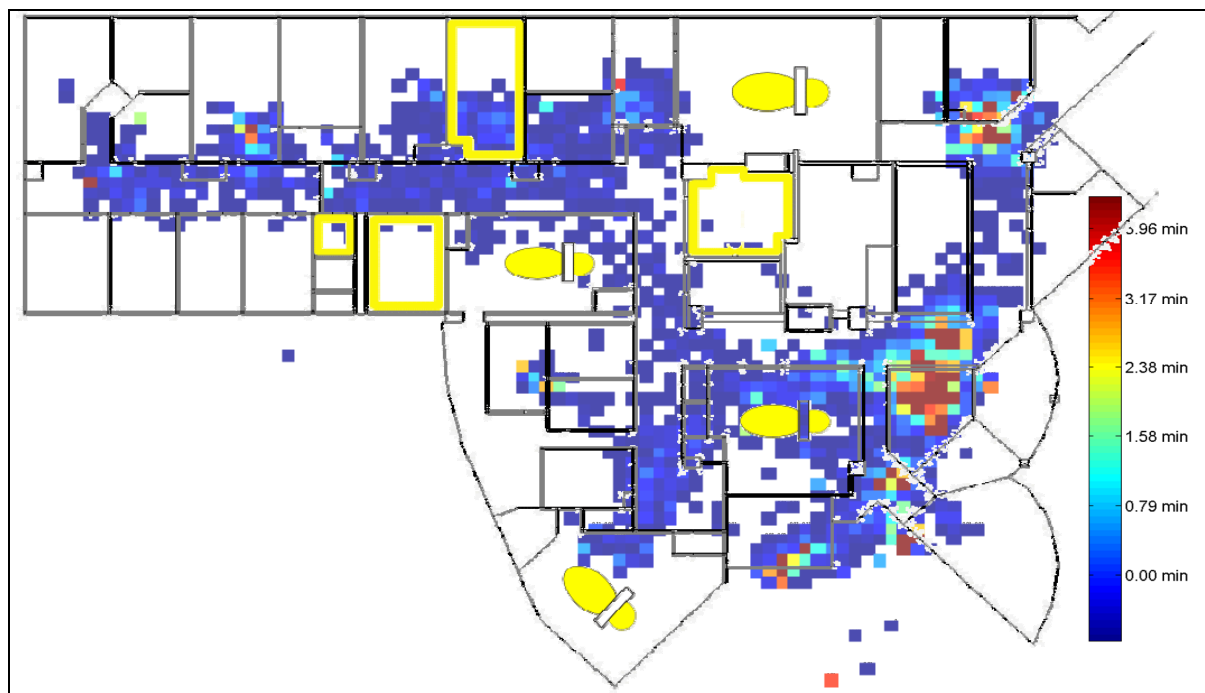


Fig. 5-30 : Positions cumulées durant une demi-journée pour la femme de ménage.

Le temps passé à l'intérieur des zones contrôlées jaunes est de 15 minutes soit 7% de la matinée.

5.4.4. Combinaison de la modélisation et des informations de position.

Nous pouvons estimer l'activité inhalée A_i par une personne dont la position est enregistrée en multipliant le temps passé (T_c) dans chaque cellule de 0,5 m de côté, qui forme notre maillage, par l'activité volumique (A_m) calculée par modélisation en prenant en compte le facteur d'inhalabilité F .

On a alors $A_i = T_c \times A_m \times F$.

Le facteur d'inhalabilité est en réalité négligeable (moins de 1% d'erreur s'il est omis) pour l'aérosol de Technegas® (vérifié sur la granulométrie mesurée. Cf. Tableau 3-4 page 97)

Théoriquement nous pourrions combiner les données de position et de simulation pour des pas de temps très courts c'est-à-dire quelques secondes pour la simulation et chaque seconde pour la position. Nous avons simplifié cette tâche en calculant notre résultat à partir de valeurs moyennes³⁸ :

- sur une journée complète,

³⁸ Ces moyennes sont calculées sur près de 200 valeurs de concentration (journée complète) pour chacune des 5 500 cellules de la carte.

- sur la ½ heure (nommée période P₁) suivant une ventilation pulmonaire par aérosol technétié.
- sur les 4 heures (P₂) suivant la ventilation pulmonaire.

Nous réalisons cette analyse pour les données enregistrées le 13 juin 2012. Trois ventilations pulmonaires (V₁, V₂ et V₃) ont lieu durant la matinée.

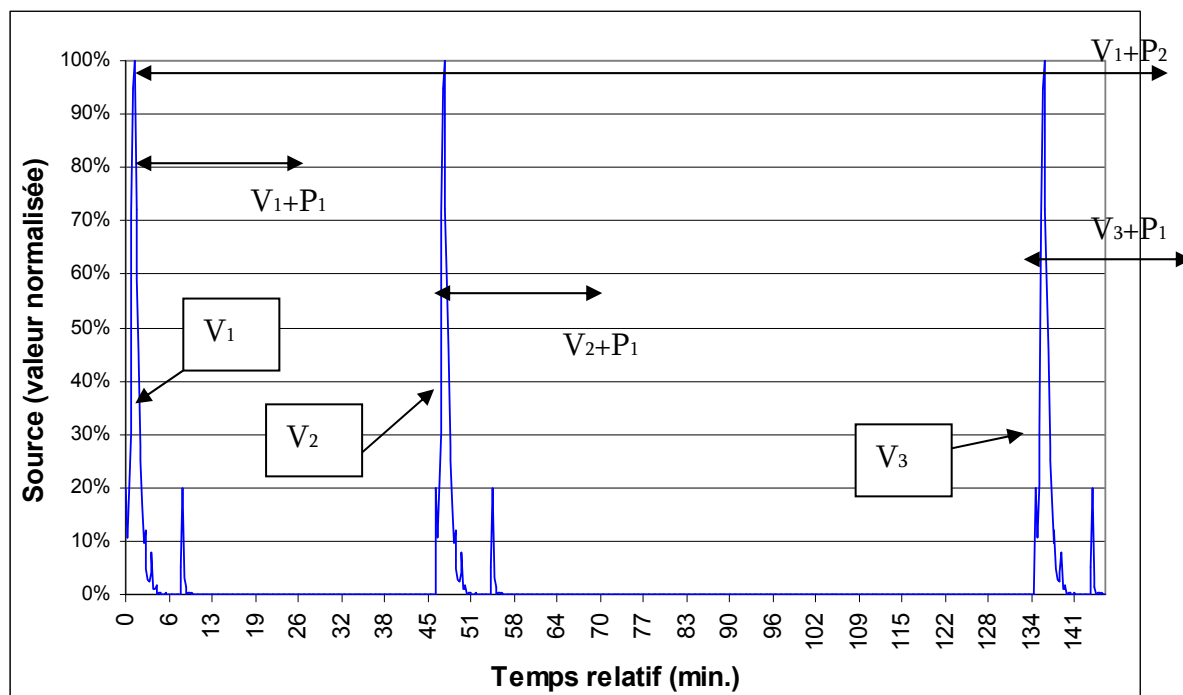


Fig. 5-31 : Successions de 3 ventilations pulmonaires durant une matinée.

Afin de comprendre l'évolution de la concentration de Technegas®, on observe (Fig. 5-32 ; Fig. 5-33 ; Fig. 5-34) l'activité volumique à l'instant où commence chacune des trois ventilations pulmonaires réalisées.



Fig. 5-32 : Dispersion de la concentration au début de la ventilation V₁

La première ventilation pulmonaire a lieu dans une atmosphère initiale sans aérosol technétié.

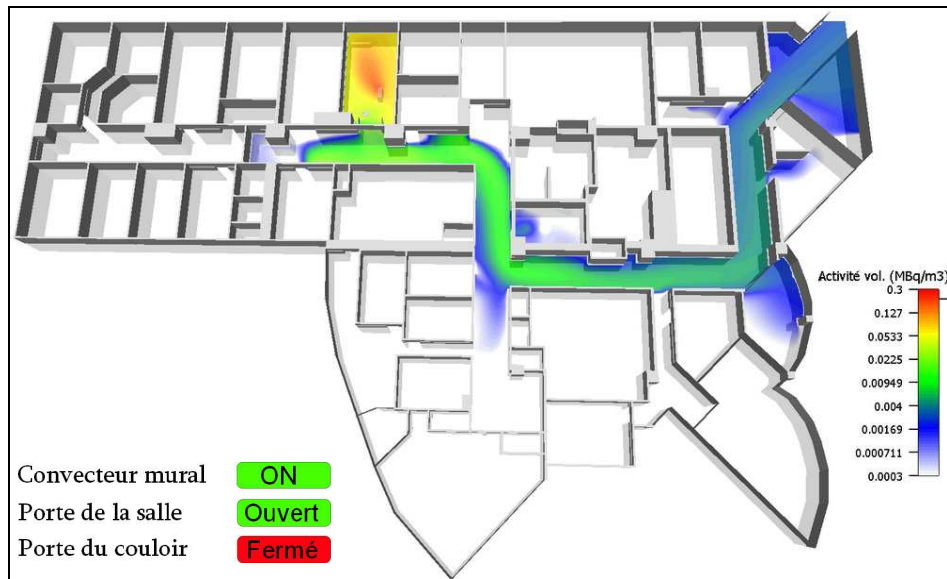


Fig. 5-33 : Dispersion de la concentration au début de la ventilation pulmonaire V₂

L'émission provenant de la 2^{ème} ventilation pulmonaire se mélange avec celle de la première.

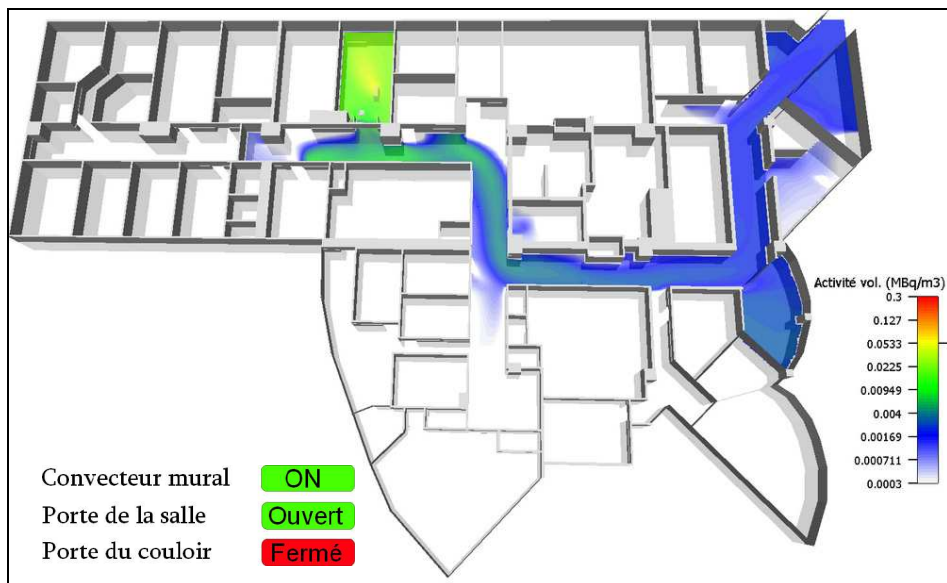


Fig. 5-34 : Dispersion de la concentration au début de la ventilation pulmonaire V₃

L'émission liée à la 3^{ème} ventilation pulmonaire s'ajoute aux particules résiduelles des ventilations pulmonaires précédentes.

Nous calculons à partir du point de départ de chaque ventilation pulmonaire les concentrations moyennes sous forme matricielle pour les périodes P₁ et P₂ à partir de toutes les valeurs intermédiaires calculées sur ces périodes.

Ce résultat est superposable aux temps cumulés (cf. Fig. 5-27 à Fig. 5-29).

Par exemple pour calculer l'activité inhalée du médecin durant les 30 minutes suivant la première ventilation pulmonaire V_1 , on combine :

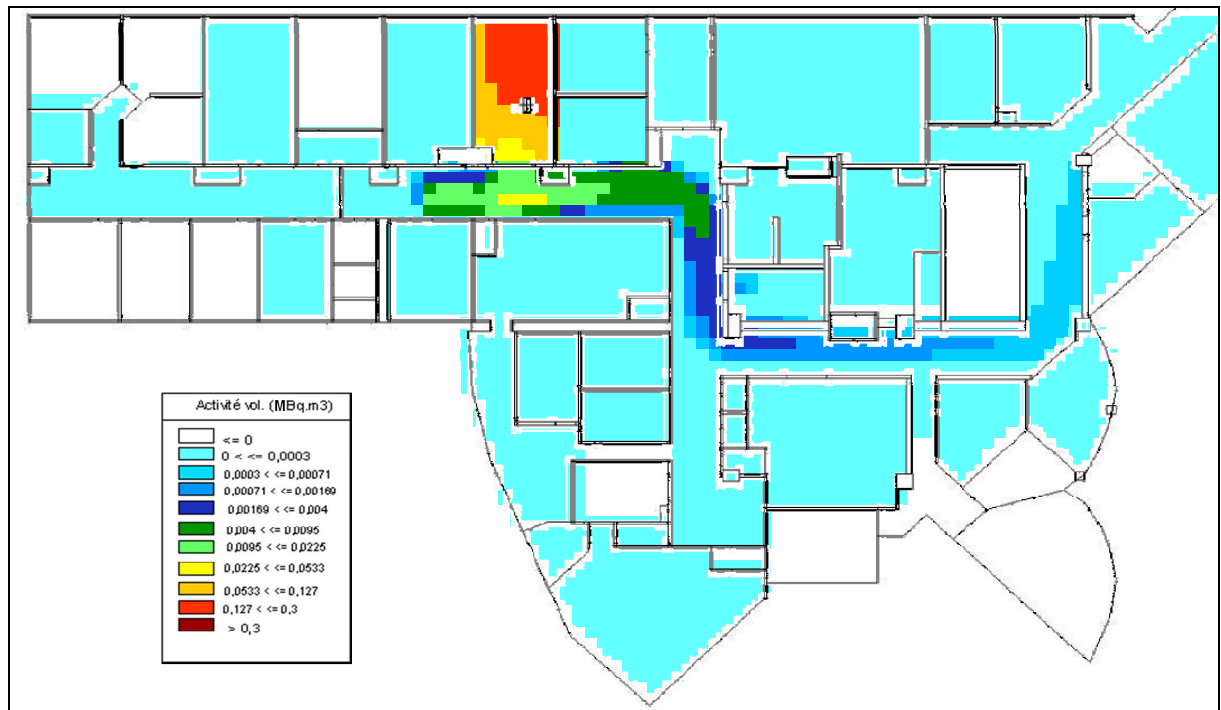


Fig. 5-35 : Valeurs de concentration formatées et moyennées sur la période V_1 à V_1+30 min.

Et :



Fig. 5-36 : Position cumulée d'un médecin sur la période V_1 à V_1+30 minutes.

On obtient, en multipliant les valeurs case à case des 2 cartes, le débit respiratoire puis en sommant les résultats, l'activité qui serait inhalée par le médecin durant la période V_1 à V_1+30 min : 400 Bq, ce qui est très faible.

Ce résultat est logique car on voit que le médecin durant cette période n'est quasiment jamais dans les zones où la concentration est la plus élevée.

On calcule le résultat pour les périodes V_2 à $V_2 + 30$ min. et V_3 à $V_3 + 30$ min. pour comparaison. On obtient respectivement 20 kBq et 2 kBq selon la position où se trouvait le médecin durant les 30 minutes après les ventilations pulmonaires.

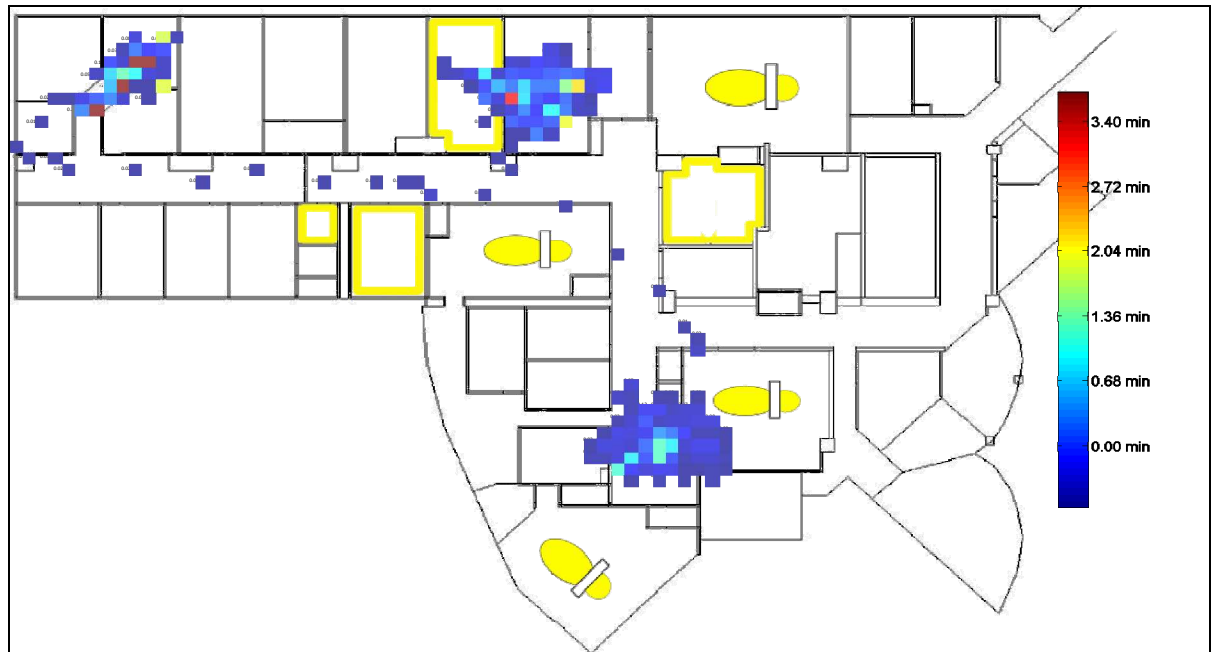


Fig. 5-37 : Position cumulée d'un médecin sur la période V_2 à $V_2 + 30$ minutes.

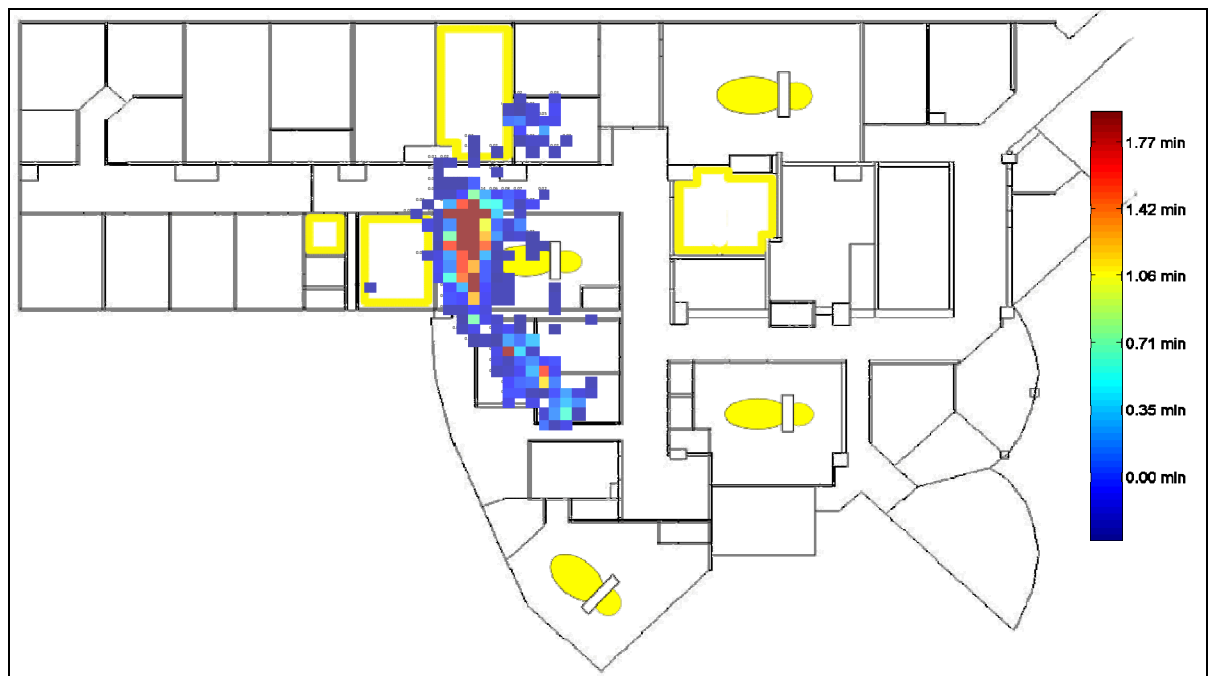


Fig. 5-38 : Position cumulée d'un médecin sur la période V_3 à $V_3 + 30$ minutes.

Si l'on applique ce même calcul à la femme de ménage, on obtient l'activité qui serait inhalée durant les périodes :

- V_1 à $V_1 + 30$: 186 Bq

- V_2 à $V_2 + 30$: 27 Bq
- V_3 à $V_3 + 30$: 1750 Bq

5.5. Comparaison des résultats avec les mesures réalisées.

Nous menons la même opération de sélection et combinaison des données pour les porteurs de témoins de position mobiles qui étaient équipés également de préleveurs individuels (analyse d'activité de l'aérosol présentée dans le Tableau 3-9 page 105).

La figure suivante illustre la position cumulée du personnel réalisant une ventilation pulmonaire et un examen durant une demi-journée :

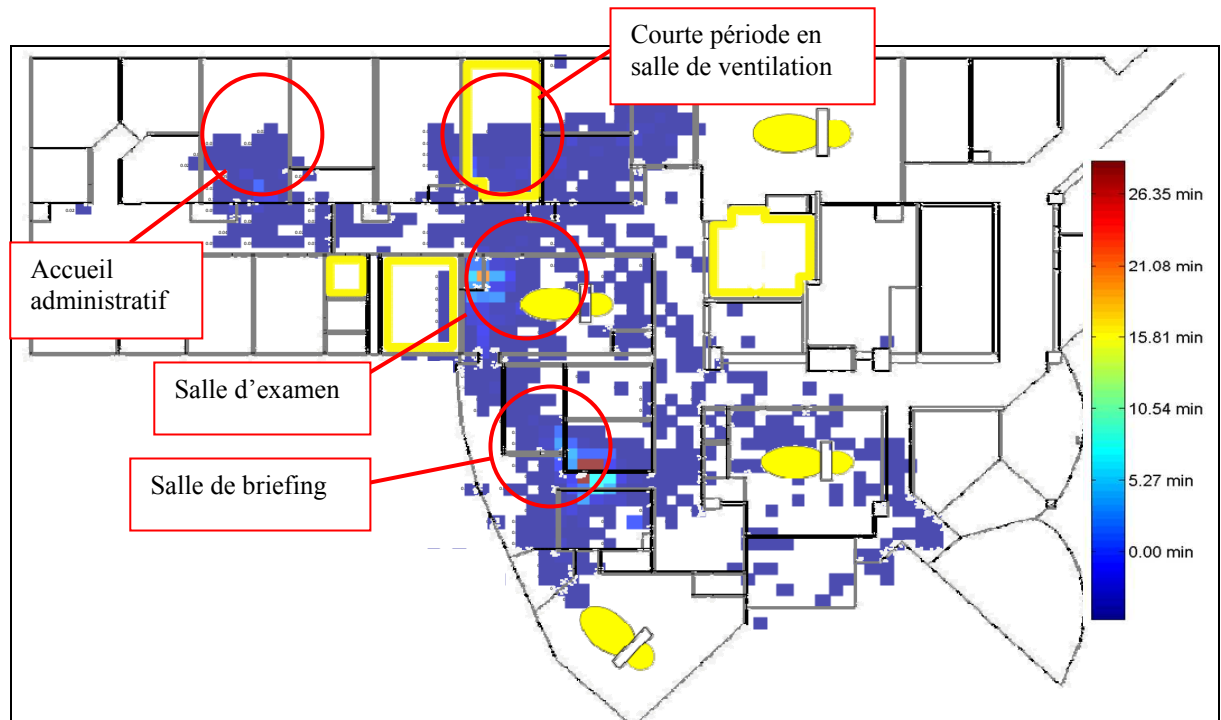


Fig. 5-39 : Position cumulée d'un manipulateur (ventilation pulmonaire + imagerie) sur la période V_1 à $V_1 + 240$ minutes.

En faisant la somme des positions correspondant à la salle de ventilation pulmonaire, on cumule 9,8 minutes pour une ventilation pulmonaire, ce qui confirme les observations sur le terrain.

Les mesures réalisées avec des préleveurs portables devraient être comparables à nos estimations obtenues par analyse de position et par simulation. Voici les résultats obtenus :

Tableau 5-1 : Comparaison des activités inhalées individuelles réalisées par prélèvement et par simulation.

Désignation du porteur	Chronologie de la journée			Activité inhalée estimée	
				par prélèvement aérosol (Bq)	par combinaison des simulations et positions cumulées (Bq)
PP 1	8h35	8h50	11h55		
	Ventil. 1	Examen 1	Autre activité	9 982	14 367
PP 2		9h23	9h37		
		Ventil. 2		1 184	
PP 3		9h37	11h55		
		Examen 2	Autre	2 058	11 145
PP 4		10h40	12h02		
		Ventil. 3	Examen 3	937 874	pas de suivi de position
PP 5			13h20	16h10	
			Réunion	897	252

On constate qu'il n'y a pas une grande précision sur le résultat, mais que les tendances observées sont correctes. Une partie du biais observé provient du fait que l'on travaille avec des valeurs moyennées de concentration et de position pour simplifier le traitement. Participent également au biais, l'erreur sur la position calculée et sur les concentrations dans le modèle.

La combinaison de l'analyse de position et de la concentration simulée permet cependant la meilleure estimation d'exposition à un aérosol radioactif en l'absence de mesure par prélèvement et analyse des aérosols.

5.6. Sélection d'emplacements pour la surveillance de la contamination

5.6.1. Analyse par traçage de flux inverse.

Les analyses d'environnement de longue durée ont été menées en plusieurs emplacements choisis en fonction des contraintes de fonctionnement du service et en essayant de protéger l'intégrité du système de prélèvement. On peut, à posteriori, visualiser quelles zones, situées autour de ces préleveurs, sont représentées dans les résultats d'analyse. Pour cela, on utilise une fonction de traçage à contre-courant des flux d'air depuis l'emplacement d'analyse.

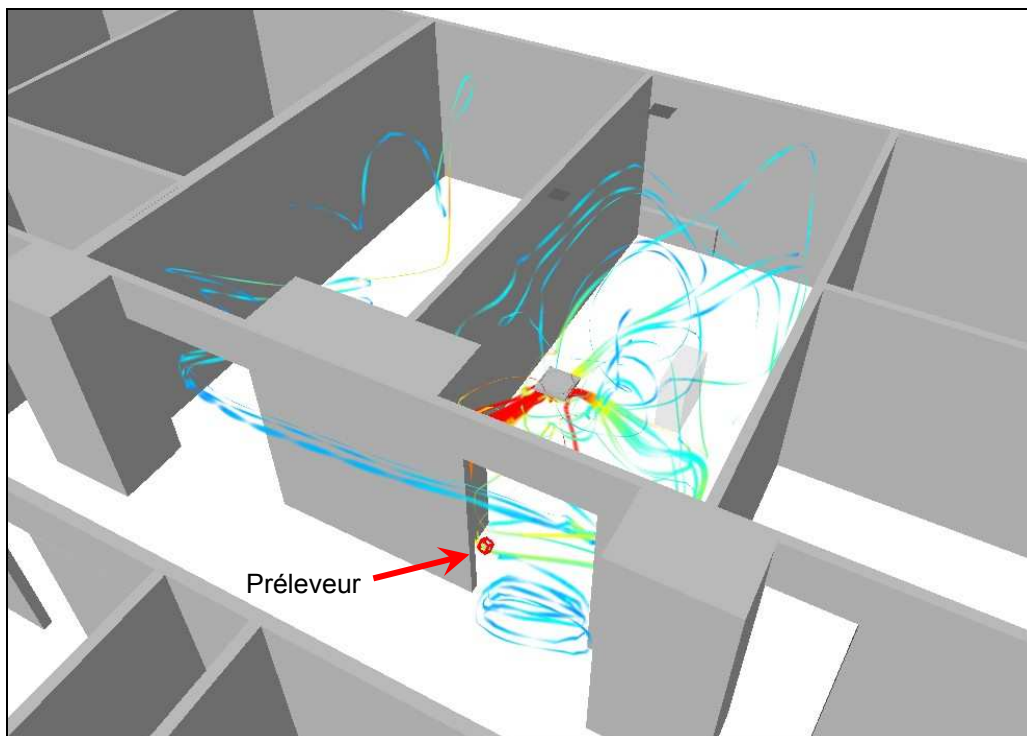


Fig. 5-40 : Traçage des trajectoires les plus probables en amont d'un point d'analyse.

On observe que le point de monitoring de la salle de ventilation pulmonaire (flèche rouge) échantillonne majoritairement l'air de cette salle avec également une partie provenant de la salle mitoyenne.

5.6.2. Iso-surfaces.

On peut utiliser les informations de répartition de la contamination ambiante du logiciel de CFD pour définir l'emplacement des points de mesure qui seraient utilisés pour le suivi environnemental de la contamination.

Il existe un outil de visualisation qui est pertinent pour une telle réflexion : il s'agit des iso-surfaces. Ainsi, il est possible de matérialiser par une forme, l'ensemble des positions pour lesquelles la concentration est égale à celle d'un point de référence ou à la moyenne d'une zone, on obtient une surface d'iso-concentration.

Nous ferons une démonstration de ce type d'exploitation dans le cas de la pièce de ventilation pulmonaire.

Si l'on prend pour référence la concentration au niveau de la tête de l'opérateur (par exemple $0,115 \text{ MBq.m}^{-3}$, 160 secondes après le début de la ventilation pulmonaire), on obtient l'iso-surface suivante :

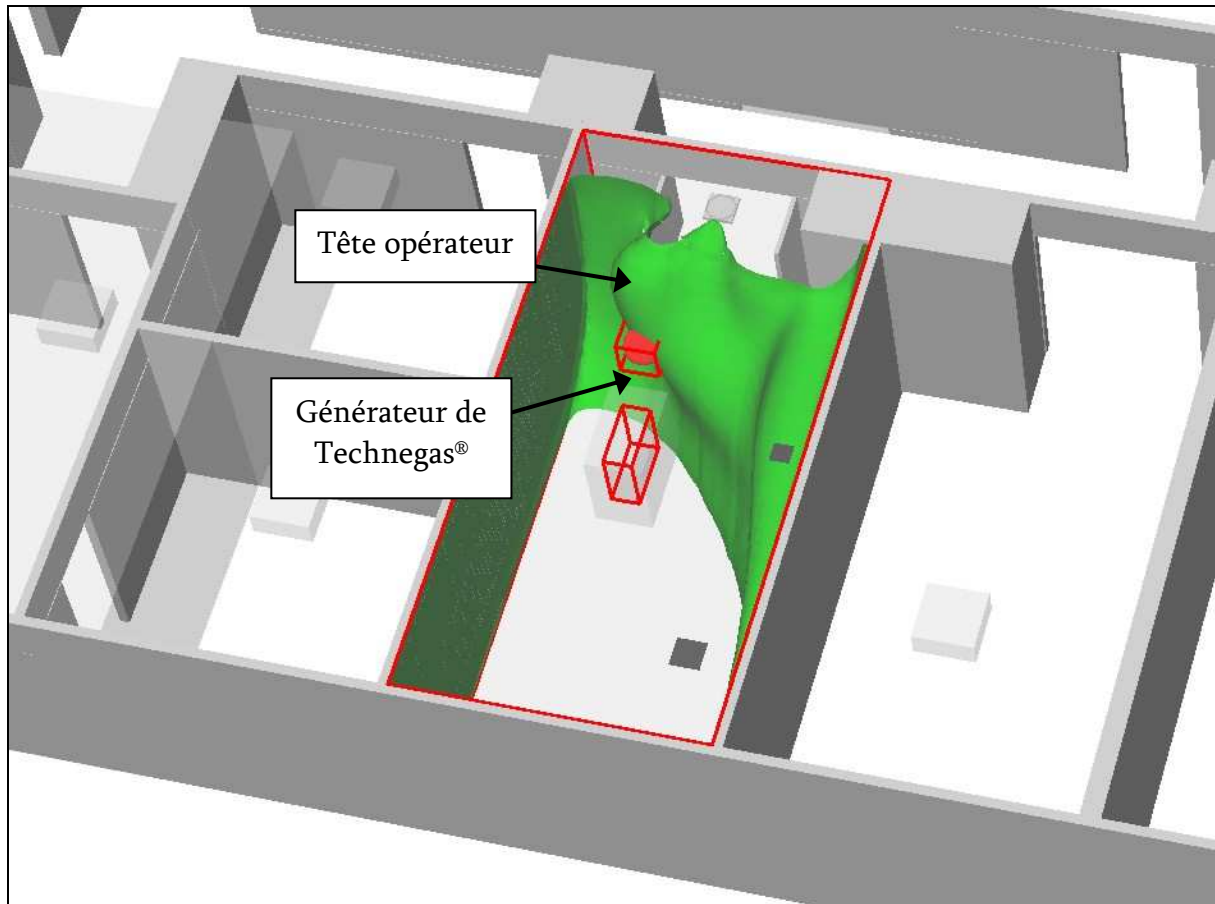


Fig. 5-41 : Surface d'iso-concentration dont la référence est l'air inhalé par l'opérateur

Cette surface d'iso-concentration est différente si on l'observe à différents instants de la ventilation pulmonaire. Nous proposons donc de superposer ces surfaces à plusieurs moments de la ventilation pulmonaire à une hauteur choisie arbitrairement à 1,5 m afin de faciliter l'analyse.

Nous obtenons une série de lignes (Fig. 5-42) localisant les concentrations identiques à la référence (la tête) à différents moments (entre 0 et 10 minutes après le début de la ventilation pulmonaire).

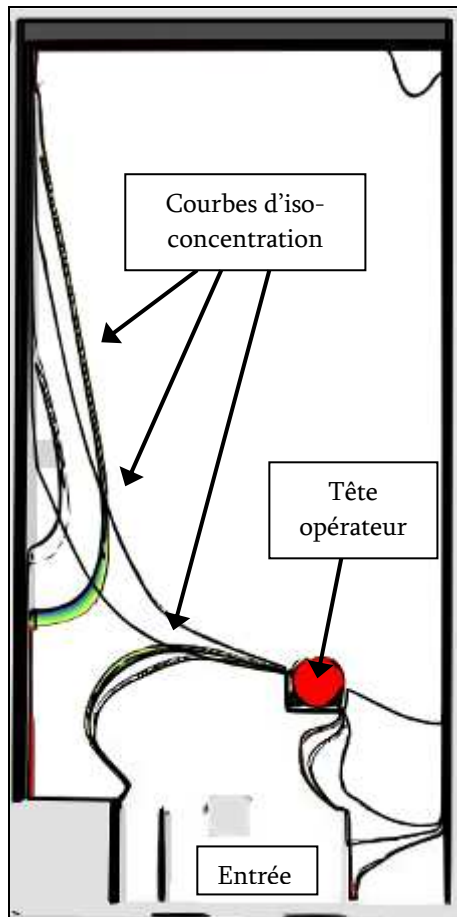


Fig. 5-42 : Courbes d'iso-concentration passant par la tête de l'opérateur.

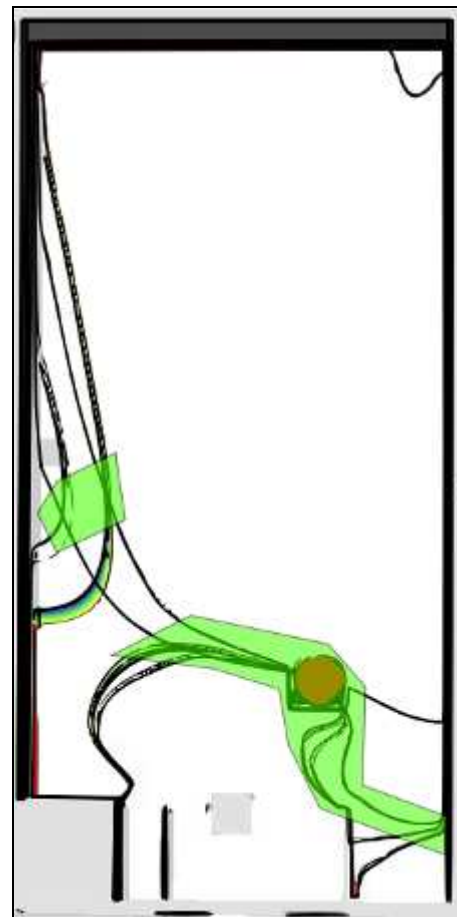


Fig. 5-43 : localisation des emplacements de monitoring éligibles.

Nous avons localisé sur la Fig. 5-43 les zones dans lesquelles les courbes d'iso-concentration sont proches les unes des autres.

Cette technique permet ainsi de déterminer les emplacements éligibles pour placer un capteur d'environnement. Dans notre exemple, ce capteur serait destiné à surveiller l'activité volumique que l'opérateur est susceptible d'inhaler. On pourrait employer le même principe si l'on veut surveiller la contamination moyenne du couloir par exemple.

Ce principe peut être mis en œuvre pour définir des points de prélèvements destinés à la surveillance, mais il ne faut pas oublier que des changements de réglages de la ventilation ou le changement d'un paramètre comme la fermeture de la porte de la pièce pourront invalider les premières zones identifiées. Il est donc nécessaire de tester les différentes configurations possibles et de valider les résultats par des mesures.

5.7. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons exploité de multiples manières le modèle numérique d'un service de médecine nucléaire.

L'emploi d'un logiciel de CFD professionnel utilisant une modélisation de type RANS et une approche eulérienne du transfert de particules nous ont permis de calculer des scénarii contenant 200 pas de temps intermédiaires. Nous avons ainsi simulé, dans les conditions de ventilation actuelles des locaux, la dissémination d'un aérosol de Technegas® qui serait émis avec les caractéristiques déterminées lors de nos mesures (cf. chapitre 3). Cette simulation a montré que :

- l'atmosphère de la zone administrative était isolée des zones surveillées et contrôlées,
- La surpression anormale des salles en zones surveillées et contrôlées les protège de l'aérosol technétié,
- il existe une dissémination par le couloir en direction des zones de radiopharmacie éloignées de la zone d'émission,

Nous avons vérifié que les effets des paramètres que peuvent changer les utilisateurs (ouverture/fermeture de la porte de la salle et du couloir, arrêt du convecteur mural) n'ont pas d'effet sensible sur la dissémination.

Le devenir de l'aérosol émis dans le cas du réglage de la ventilation des locaux selon les valeurs réglementaires a été vérifié. Il permet de confiner les salles où des émissions d'aérosol technétiés sont susceptibles de se produire (salle de ventilation pulmonaire, salles d'injection, salles d'examen et salle d'attente). L'application de la réglementation laisse cependant des incertitudes concernant le niveau de dépression à appliquer et sur le traitement d'air des zones de bureau classées « surveillées ». Nous avons proposé et expliqué un réglage qui montre que les portes couramment ouvertes requièrent de multiplier au moins par quatre les débits de pressurisation nécessaires au confinement.

L'utilité de la simulation de dissémination a été montrée dans le cas de la salle de ventilation pulmonaire passant du réglage actuel au réglage réglementaire : une détérioration de l'activité inhalée par l'opérateur nous a permis d'illustrer que l'effet des réglages doit être examiné à l'échelle de l'installation et de la salle. L'emploi d'une solution d'extraction a été testé pour montrer de quelle manière quantifier le bénéfice de cette solution.

Une approche originale d'extension de l'utilisation d'un modèle numérique, en combinant ses résultats avec des informations de position obtenues par une méthode exploitant le signal radio d'un réseau de balises, a permis de :

- quantifier facilement la présence du personnel dans les zones où l'exposition aux rayonnements ou aux aérosols technétiés est plus importante,
- estimer l'activité inhalée par différentes catégories de personnel, en fonction de leur position.

Il est ainsi possible de définir une journée type par catégorie de personnel et d'estimer, selon le nombre d'évènements induisant une contamination, quelle est l'exposition probable.

En outre, nous avons confirmé que les dosimètres électroniques ne peuvent indiquer une exposition à une contamination atmosphérique. Ceci plaide pour des surveillances environnementales, d'autant plus que la courte période radioactive du Technegas® rend quasiment impossible les mesures de contamination interne. Dans cet objectif, nous avons montré que le modèle numérique pouvait permettre d'aider à définir quels emplacements étaient les plus judicieux pour placer des capteurs de suivi.

Chapitre 6. Conclusions et perspectives

Conclusions

Emissions des générateurs de Technegas®

Nous avons développé une méthode de mesure et conçu une enceinte dédiée à l'essai d'émissions de particules par un générateur d'aérosol marqué au ^{99m}Tc dans l'environnement. Ceci nous a permis de qualifier les émissions de deux générations de générateurs de Technegas® (modèles vendus avant 2006 et actuellement). Nous avons obtenu une activité totale émise de 24 MBq qui est de l'ordre de grandeur de l'activité déposée dans les poumons du patient (25 MBq d'après nos estimations ; cf. chapitre 3). Il est important de noter que les résultats présentés ne peuvent être extrapolés à tous les générateurs de Technegas® en circulation. Il faudrait pour cela mesurer les émissions d'un plus grand nombre de générateurs et notamment ceux correspondant au dernier modèle qui n'ont fait l'objet que d'un test avec un compteur de particules optique (montrant une quantité émise cent fois moindre durant les phases de production et de purge de l'aérosol).

L'ouverture du tiroir (Photo 6-1) est effectuée, plus ou moins longtemps après la génération de l'aérosol technétié, pour changer le creuset en graphite. Cette opération qui ne correspond pas à l'émission principale dans nos résultats est pourtant la phase la plus importante du point de vue de la radioprotection, puisque la tête de l'opérateur est placée à proximité du générateur, plus précisément au-dessus du tiroir. La température interne favorisera l'ascension des particules (convection thermique) en direction de la tête et le rayonnement du générateur pourra induire une dose au cristallin de l'opérateur (distance inférieure à 1 m ; cf. Photo 6-1).



Photo 6-1 : Changement du creuset.

Lors d'une ventilation pulmonaire, le personnel est également exposé aux particules qui peuvent être exhalées par le patient (cf. Photo 3-6 page 95). L'utilisation d'une extraction localisée est donc recommandée pour protéger l'opérateur de l'air exhalé par

La simulation présentée dans la Fig. 5-22 page 154 représente une extraction placée dans une position différente car la source est modélisée de manière simplifiée (émission homogène depuis la surface du générateur). Une simulation réaliste de l'efficacité d'extraction nécessiterait de concevoir un modèle spécifique avec plus de détails sur l'emplacement des émissions et les flux d'entraînement de ces aérosols.

L'exposition du personnel et par conséquent les mesures réalisées avec des préleveurs portables (cf. Tableau 5-1) sont très variables pour les raisons suivantes :

- A l'ouverture du tiroir l'exposition varie selon le délai depuis la dernière utilisation et selon la position par rapport aux flux d'air.
- Les particules exhalées par le patient sont variables selon le patient et la position relative de l'opérateur.)

Pour compléter les informations sur les sources qui sont placées dans le modèle, il faudrait mener des études d'émissions sur l'air exhalé par les patients durant les quelques heures suivant la ventilation pulmonaire. En effet, avec cette information, le modèle permettant d'estimer la concentration en aérosol technéticié dans l'ensemble du service sera complet. Pour cela, la cagoule ventilée que nous avons présenté (Photo 3-8 page 108) serait bien adaptée. La difficulté est dans la réalisation des prélèvements qui est contraignante pour le patient.

La position des patients à l'intérieur du service est en revanche bien connue et limitée aux zones d'attente, d'injection et d'examen. Elle ne nécessite donc pas d'étude supplémentaire.

Ventilation des locaux des services de médecine nucléaire

Nous avons étudié en détail un service dans lequel la ventilation était mal réglée et probablement mal dimensionnée. A ce titre, nous ne le jugeons pas représentatif de la situation générale ; mais ce n'est probablement pas un cas unique.

Dans ce service, plusieurs facteurs rendent le confinement difficile, puisque pour obtenir ce confinement, il faut maintenir des barrières physiques intègres ou des cascades de pressions suffisantes durant toute la période de présence des aérosols (c'est-à-dire toute la journée). Ainsi, dans le cas de pièces dont la porte est ouverte, il est très difficile d'atteindre un débit d'extraction d'air qui permette un réel confinement. Les simulations réalisées ont montré que la fermeture de la porte du local, où a lieu l'émission, ne constitue pas, seule, une solution de confinement.

Le service que nous avons modélisé était également caractérisé par des ouvertures importantes sous les portes et par la présence de plafonds suspendus (empêchant le maintien d'une dépression et permettant des transferts de contamination par les plafonds), dans des zones nécessitant un confinement.

L'emploi d'une extraction d'air pour limiter la dissémination de l'aérosol technétiié est judicieuse, mais son utilisation correcte nécessite des débits adaptés et une formation préalable des utilisateurs. Nous avons été témoin de l'utilisation d'une extraction qui ne fonctionnait pas, ceci sans que l'opérateur ne s'en aperçoive. La zone d'efficacité d'un tel équipement est située à courte distance du dispositif d'extraction. L'INRS précise³⁹ que de tels systèmes doivent être conçus de manière à :

- envelopper la source dans la mesure du possible,
- induire une vitesse d'air suffisante au niveau de la zone d'émission
- éviter les obstacles placés entre la source et le dispositif d'aspiration,
- utiliser les mouvements naturels du polluant,
- répartir uniformément les vitesses à l'emplacement de captage.

Une validation in-situ du système avec des fumigènes permet de vérifier son domaine d'efficacité et ses limites tout en formant les utilisateurs.

L'application de la réglementation en matière de ventilation mène à une solution de confinement efficace si des débits importants sont prévus pour les pièces dont les portes sont ouvertes et si les zones de bureau à l'intérieur des zones surveillées sont traitées comme des zones à protéger (en légère surpression). Maintenir un confinement dynamique pour une pièce ouverte entraîne la formation de courants d'air dans les couloirs. Les pièces à confiner devraient donc être fermées.

Doses indiquées par nos mesures

Plusieurs résultats ont été obtenus par des mesures directes des aérosols réalisées avec des échantillonneurs portés par le personnel et par une méthode combinant les simulations avec des données de position.

Ces résultats dont la variabilité a été expliquée précédemment montrent des valeurs d'activité inhalée qui sont comprises entre 1.10^3 et 1.10^6 Bq pour une personne ayant réalisé une ventilation pulmonaire d'un patient. Ces résultats peuvent être traduits en dose en utilisant la dose par unité d'incorporation (DPUI) du Technegas® qui est de $1,5.10^{-2}$ mSv/MBq. Le service de médecine nucléaire que nous avons étudié réalisant 200 examens par an (3 ou 4 manipulateurs différents), on peut calculer une dose annuelle par personne maximum de $(1.10^6 \times 1,5.10^{-2} \times 200) / 3 = 1$ mSv/an. Cette dose est à ajouter aux expositions mesurées par les dosimètres électroniques et aux éventuelles doses aux mains et au cristallin.

On peut dire qu'il ne s'agit pas d'une exposition très importante, mais il convient de remarquer que d'autres équipes réalisent un plus grand nombre de ventilations pulmonaires, et que la variabilité que nous avons remarquée laisse supposer des contaminations parfois plus importantes.

³⁹ Aération et assainissement des lieux de travail. TJ5, INRS, 2007.

L'outil modélisation dans la stratégie de maîtrise de l'exposition

Les différentes simulations présentées ont montré qu'il est possible de :

- visualiser et quantifier les transferts de contaminants à partir d'une (ou plusieurs) source transitoire à l'échelle d'un service de $\sim 800 \text{ m}^2$,
- vérifier le temps nécessaire à l'épuration de l'air dans les différentes zones,
- vérifier l'impact de tout changement des réglages de la ventilation ou des ouvrants, aider au réglage en vérifiant la présence de courants d'air dans les zones de liaison,
- simuler le bénéfice de solutions de protection (extraction).

Nous avons notamment montré qu'une solution bénéfique à l'échelle du service pouvait être néfaste à l'échelle d'une pièce.

On peut donc utiliser la modélisation comme un outil de conception (équilibre des débits et pressions, type et emplacement des organes de soufflage), d'investigation, de rénovation/aménagement d'une installation. L'impact des choix techniques sur l'exposition potentielle du personnel peut être anticipé.

Toutes les mesures de surveillance d'ambiance peuvent également bénéficier de l'apport de la modélisation puisque l'on peut estimer si un emplacement est représentatif de l'atmosphère d'une pièce (cf. § 5.2).

Il est cependant important de rappeler les limites actuelles pour la simulation de dissémination d'un aérosol. Il est difficile de représenter des mouvements de personnes, des géométries complexes, la transformation d'un aérosol par agglomération ou le dépôt sur les surfaces pour des modèles de grande taille (pour le moment).

Perspectives

Les développements réalisés dans le cadre de cette thèse ont vocation à être exploités en médecine nucléaire pour continuer les investigations sur les générateurs d'aérosol mais également dans d'autres domaines :

L'enceinte qui a servi pour quantifier les émissions des générateurs de Technegas® peut être exploitée pour évaluer les émissions de tout système de dimensions compatibles⁴⁰ (cf. Fig. 2-2 page 50). La sélectivité requise pour certaines analyses dépend de l'instrument de mesure employé : nous nous sommes servis d'un impacteur basse pression et d'un spectromètre gamma pour caractériser l'aérosol de Technegas® mais nous pourrions, par exemple, utiliser un spectromètre de mobilité électrique pour caractériser les émissions de nanoparticules émises à l'abrasion d'un matériau (des ronds de gant permettent des manipulations sans compromettre la propreté de l'air).

⁴⁰ Ce système fait l'objet d'un article en cours de soumission.

Cette enceinte peut être couplée avec une extraction en cas de manipulation de particules nocives (nécessitant cependant une requalification des incertitudes d'échantillonnage).

Une évaluation d'un plus grand nombre de générateurs permettrait d'améliorer nos connaissances sur l'exposition à l'aérosol de Technegas® pour les 2 versions de ce système.

Le monitoring des aérosols radioactifs émetteurs gamma n'est pas proposé par les fabricants de systèmes de surveillance. Des balises de surveillances environnementales existent mais ne sont pas adaptées au rayonnement du ^{99m}Tc et leurs dimensions sont incompatibles avec un usage hospitalier, ou pour constituer un système portable.

Ce type de système est cependant techniquement envisageable à conditions de travailler à la mise en œuvre de capteurs existants pour un tel usage. Il existe des sondes gamma qui peuvent être associées à un système d'échantillonnage sur filtre. Le filtre peut être fixe ou à changement automatique.

La mise au point d'un tel système nécessiterait l'étude de la représentativité du préleveur qui peut être menée dans une installation d'essai spécialisée telle que le banc CEPIA (étude des performances de préleveurs d'aérosols) ou le banc ICARE (essais pour la métrologie des aérosols radioactifs) de l'IRSN⁴¹.

L'utilisation que nous avons faite de l'information sur la position du personnel pour estimer l'exposition est un premier pas. On peut s'attendre à des progrès prochains concernant la précision de localisation (grâce aux systèmes radio ultra-large bande à impulsions pour lesquels une précision proche de 30 cm est espérée⁴² ou par combinaison avec les indications d'accéléromètres).

Si un capteur indiquant l'exposition en temps réel est couplé à un tel système de géolocalisation, il sera possible de dresser une cartographie de la contamination dans tous les endroits où le personnel se déplace. Il semble qu'un tel progrès soit envisageable dans un avenir proche et vienne ainsi modifier la surveillance du personnel. L'utilisation des données de position reste cependant délicate et ce type d'application devra être mis en place en garantissant que les données sont réservées à ce seul usage.

Un autre champ d'application devrait continuer à se développer avec l'arrivée de ces informations. Il s'agit de la régulation intelligente de la ventilation des locaux en fonction de la qualité de l'air des différentes zones. Si la présence des contaminants est suffisamment connue grâce aux capteurs et à la simulation qui étend l'information aux zones non couvertes, alors il sera possible de réduire la ventilation dans certaines zones. Exclusivement constituée d'air neuf, la ventilation des locaux d'un service de médecine nucléaire est énergétiquement coûteuse par rapport à de l'air recyclé.

⁴¹ Source : <http://www.irsn.fr/FR/Larecherche/Organisation/equipes/Etudes-evaluations-surete/SERAC/Pages/Laboratoire-de-physique-et-de-metrologie-des-aerosols-LPMA-984.aspx>

⁴² Source : <http://www.fujitsu.com/global/news/pr/archives/month/2012/20120702-02.html>

Pour finir, nous évoquerons parmi les techniques qui permettront d'étendre l'usage des modèles une méthode statistique appelée « assimilation de données » bien connue des météorologistes : les modèles intègrent les informations des observations (capteurs) en temps réel en incluant leurs incertitudes et permettent de corriger les prédictions réalisées. Il s'agit donc du domaine de la prédiction qui est utile pour améliorer le délai de réaction d'un système de sécurité (évacuation accélérée par exemple) ou pour améliorer la régulation.

Bibliographie

Afshari A., Matson U., Ekberg L.E., 2005. Characterization of indoor sources of fine and ultrafine particles: a study conducted in a full-scale chamber. *Indoor Air*, **15**, 141–150.

Albuquerque I., Pourchez J., Vecellio L., Bernache-Assolant D., Dubois F. Nébuliseur nanométrique: potentiel d'un nouveau dispositif pour la scintigraphie de ventilation. *26^{ème} congrès Français sur les aérosols*, Janvier 2011, Paris.

Asgharian B., Price O.T., Hofmann W. (2006), Prediction of particle deposition in the human lung using realistic models of lung ventilation., *J. Aerosol Science*, **37**, p. 1209-1221.

Béghein, C., Jiang, Y. and Chen, Q. (2005) Using large eddy simulation to study particle motions in a room. *Indoor Air*, **15**, p. 281–290.

Bennett, W.D. et al. (2002) Targeting delivery of aerosols to different lung regions. *J. Aerosol Med.*, **15**, p. 179–188.

Burch B. Pages d'information sur le Technegas® [en ligne]. Site web de The John Curtin School of Medical Research. Disponible sur : <http://Technegas.jcs.anu.edu.au/home.html#6>.

Castranova V. (2011), Factors governing pulmonary response to inhaled particulate matter in *Aerosol measurement, Principles Techniques and Applications* (3rd ed.). Ed. by Wiley and Sons, p. 793-803.

Chèze-Le Rest C., *Rappels de Physiologie pulmonaire*, 2008-2009, CHU de Brest [en ligne].

Disponible sur : http://facmed.univ-rennes1.fr/wkf/stock/RENNES20090430041346cpiszkorTraceurs_pulmonaires_08_09paysage.pdf.

Daugeron D., Personne P., Fraysse M., Bourdassol-Rossi C., Gaïd C. (2004) Etude de l'aérocontamination après utilisation du générateur de Technegas®. *42^{ème} Colloque de Médecine Nucléaire de Langue Française*, Pointe au Pic-QUEBEC, 30 sept-6 oct. 2004.

Daugeron, D., (2007), *Mémoire d'Habilitation à Diriger des Recherches*, Université Pierre et Marie CURIE, Paris 6.

ED 4301 (2008) Technétium-99m. [en ligne] IRSN-INRS. Disponible sur :

http://www.irsn.fr/FR/professionnels_sante/radiopro_travailleurs/Documents/medecine_nucleaire/technetium.pdf.

ED 932 (2008) Les rayonnements ionisants – Paysage institutionnel et réglementation applicable. INRS.

Disponible sur : <http://www.inrs.fr/accueil/dms/inrs/CataloguePapier/ED/TI-ED-932/ed932.pdf>.

Étard C., Aubert B. (2012) Enquête nationale en médecine nucléaire : radiopharmaceutiques et activités utilisés en 2007 dans le secteur public. *Médecine Nucléaire*, **36**, p. 53–61.

Evennou F. (2010) [en ligne] Technologies, techniques et applications de localisation indoor. CRESITT, Présentation au séminaire "Géolocalisation et guidage en espace clos : technologies RF-RFID et applications industrielles". Disponible sur : http://88.191.126.16/docenligne/ressources/cresitt/seminaires-ateliers-techniques-tables-rondes/geolocalisation-et-guidage-en-espace-clos-technologies-rf-rfid-et-applications-industrielles/presentation_cresitt_20100422_v4.pdf/at_download/file.

Ferron G.A., Kreyling W.G., Haider B. (1987), Inhalation of Salt aerosol particles-II. Growth and deposition in the human respiratory tract. *J. Aerosol Science*, **19**, p. 611-631.

Friedlander S.K. (2000) *Smoke, Dust, and Haze. Fundamentals of Aerosol Dynamics*, (2nd Ed.) Ed. Oxford Univ. Press.

Géhin E., Ramalho O, Kirchner S., 2008. Size distribution and emission rate measurement of fine and ultrafine particle from indoor human activities. *Atmospheric Environment*, **42**, 8341–8352.

Grandcoing A., (2011). Apport d'un réaménagement partiel d'un service de médecine nucléaire vis-à-vis de la radioprotection. Dans : *8ème Congrès National de Radioprotection*, 21-23 juin, Tours.

Hinds W.C. (1998) *Aerosol technology: properties, behavior, and measurement of airborne particles*. Ed. by Wiley & Sons.

Hofmann W. (2011) Modelling inhaled particle deposition in the human lung-A review. *Journal of Aerosol Science*, **42**, p. 693–724.

Giammarile F., Scheiber C., Crut A., Pailler-Mattei C. (2010) *UE 3(a) - Organisation des appareils et des systèmes*. Ed. Elsevier Masson.

ISO 14644-1 (1999), Cleanrooms and associated controlled environments, Part 1: Classification of air cleanliness.

Kasper G. (2008) The life cycle of airborne nano-particles and its implications for personal protection devices. *2ème conférence Nanosafe*, Octobre 2008, Grenoble.

Koivisto A.J., Yu M., Hämeri K., Seipenbusch M. (2012) Size resolved particle emission rates from an evolving indoor aerosol system. *J. Aerosol Science*, **47**, p. 58–69.

Kulkarni P., Baron P.A., Willeke K. (2011), *Aerosol measurement, Principles Techniques and Applications* (3rd ed.). Ed. by Wiley and Sons.

Lemb M., Oei T.H., Eifert H., Günther B. (1993) Technegas: a study of particle structure, size and distribution. *Eur. J. Nuclear Medicine*, **20**, p. 576-579.

Li Y., Nielsen P.V. (2011) Commemorating 20 years of Indoor Air. CFD and ventilation research. *Indoor Air*, **21**, p. 442–453.

Lignes directrices relatives à la qualité de l'air : particules, ozone, dioxyde d'azote et dioxyde de soufre. Synthèse de l'évaluation des risques (2005) [en ligne]. Organisation Mondiale de la Santé.
Disponible sur : http://whqlibdoc.who.int/hq/2006/WHO_SDE_PHE_OEH_06.02_fre.pdf

Métivier H. (2006), *Radioprotection et ingénierie nucléaire*, Ed. EDP Sciences.

Möller W., Felten K., Seitz J., Sommerer K., Takenaka S., Wiebert P., Philipson K., Svartengren M., Kreyling W.G. (2006) A generator for the production of radiolabelled ultrafine carbonaceous particles for deposition and clearance studies in the respiratory tract. *J. Aerosol Science*, **37**, p. 631–644.

Möller W., Meyer G., Kreyling W.G. (2008) Advances in lung imaging techniques for the treatment of respiratory disease. *Drug Discovery Today*, **5** (2), p. 87-92.

Mora L. Gadgil A.J., Wurtz E. Inard C. (2003) Comparing zonal and CFD model predictions of isothermal indoor airflows to experimental data. *Indoor Air*, **13**, p. 77–85.

Nozaki T., Muraoka H., Hara T., Suzuki T. Production of Fine Aerosols Labelled with Various Radionuclides by Sublimation from a Graphite Boat, and Their Properties and Tracer Use. *Applied Radiation and Isotopes*, **46** (3), p. 157-165.

Nuclear Medicine Resources Manual (2006) [en ligne]. International Atomic Energy Agency. Disponible sur : http://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1198_web.pdf.

Park S.H., Lee K.W., Otto E., Fissan H. (1999) The log-normal size distribution theory of Brownian coagulation for the entire particle size range: part 1 – analytical solution using the harmonic mean coagulation kernel. *J. Aerosol Science*, **30**, p. 3-16.

Pilcer G. (2010) Formulation strategy and use of excipients in pulmonary drug delivery. *International Journal of Pharmaceutics*, **392**, p. 1-19.

Rapport DRPH/DIR n° 2010-1 [en ligne], Guide pratique – Réalisation des études dosimétriques de postes de travail présentant un risque d'exposition aux rayonnements ionisants (version 2). IRSN. Disponible sur : http://www.irsn.fr/FR/base_de_connaissances/librairie/Documents/publications_pour_les_professionnels/IRSN_guide_etude_poste_travail_V2-042010.pdf

Renoux A. et Boulaud D. (1998) *Les aérosols : Physique et Métrologie*. Ed. Lavoisier, technique & documentation.

Reychler G., Dessanges J.F., Vecellio L. (2007) Aérosols : présent et futur, *Rev. Mal. Respir.*, **24**, p. 1013-23.

Roache, P.J. (1994) Perspective: a method for uniform reporting of grid refinement studies. *J. Fluids Engineering*, **116**, p. 405–413.

Roache, P.J. (1997) Quantification of uncertainty in computational fluid dynamics. *Annual Review of Fluid Mechanics*, **29**, p. 123–160.

Roth C., Kreyling W.G., Scheuch G., Busch B., Stahlhofen W. (1997) Deposition and clearance of fine particles in the human respiratory tract, *Ann. occup. Hyg.*, **41**, p. 503-508.

Rubin B.K. (2006) Other medications for aerosol delivery. *Paediatric Respiratory Reviews*. **7S**, S76–S79.

Senden T.J., Moock K.H., Gerald J.F., Burch W.M., Browitt R.J., Ling C.D., Heath G.A. (1996) Physical and Chemical Nature of Technegas®. *J. Nuclear Medicine*, **38**, p. 1327-1333.

Similowski T., Jourdain B. (1996) Utilisation des aérosols au cours de la ventilation artificielle. *Réanimation Urgences*, **5** (2), p. 79-85.

Sohn M.D., Reynolds P., Singh N., Gadgil. A.J. (2002). Rapidly Locating and Characterizing Pollutant Releases in Buildings. *J. Air & Waste Management Association*, **52**, p. 1422–1432.

Wang X. (2002) *Optical Particle Counter Measurement and Pulse Height Analysis Data Inversion*. Master's Thesis : June 2002.

Witschger O., Fabriès J.F. (2005) [en ligne], Particules ultrafines et santé au travail – 2-Sources et caractérisation de l'exposition. *INRS ND 2228-199-05*, p. 37-54. Disponible sur : [http://www.inrs.fr/INRS-PUB/inrs01.nsf/IntranetObject-accesParReference/ND+2228/\\$File/nd2228.pdf](http://www.inrs.fr/INRS-PUB/inrs01.nsf/IntranetObject-accesParReference/ND+2228/$File/nd2228.pdf)

Witschger O., Gensdarmes F., Bau S., Bianchi B. (2011) Etude expérimentale et théorique de l'incidence de la densité de particules pour l'ELPI, *Conférence INRS-Risques liés aux nanoparticules et aux nanomatériaux*, Nancy, 5-7 avril 2011.

Annexe

Conditions de convergence standard du logiciel Flovent®.

Les informations ci-dessous sont extraites du manuel utilisateur du logiciel Flovent® (version 9.3)

L'erreur résiduelle finale, ou résidu final, détermine l'incertitude sur les résultats des équations à résoudre.

Il ne faut pas confondre l'incertitude du calcul avec l'incertitude dans la représentation de la réalité physique que l'on veut reproduire. En effet, une simulation réalisée avec un maillage très fin peut avoir pour résultat une solution précise des équations mais qui ne représente pas forcément la réalité si les paramètres d'entrée ou la géométrie sont faux.

Quand le logiciel identifie que l'erreur résiduelle de chaque variable est inférieure au résidu final déterminé, le calcul itératif est interrompu considérant que l'on satisfait aux critères de convergence.

Détails sur l'interruption des calculs :

L'erreur résiduelle sur la température, R_T , est définie comme la somme de la valeur absolue de l'erreur r_T , de l'équation de température, pour toutes les cellules du maillage.

$$R_T = \sum |r_T|$$

L'erreur pour une cellule du maillage r_T , est « l'ampleur de non-résolution » de l'équation de température :

$$r_T = (C_0 T_0 + C_1 T_1 + C_2 T_2 + C_3 T_3 + C_4 T_4 + C_5 T_5 + C_6 T_6 + S) - ((C_0 + C_1 + C_2 + C_3 + C_4 + C_5 + C_6) \times T)$$

L'équation est résolue quand $r_T = 0$

Soit E_T , E_p , E_c , E_k et E_ϵ représentant les résidus de fin définis par défaut dans le logiciel. Le programme considère les niveaux de convergence atteints lorsque : $R_T / E_T < 1$ et $R_p / E_p < 1$ et $R_c / E_c < 1$ et $R_k / E_k < 1$ et $R_\epsilon / E_\epsilon < 1$

Dès que ces conditions sont satisfaites le calcul itératif s'achève.

L'erreur résiduelle divisée par le résidu final, R_T / E_T , etc. sont tracés en fonction du nombre d'itérations pour vérifier l'avancement des calculs.

Valeurs proposées par défaut :

Le résidu final proposé par défaut est une valeur satisfaisante pour la majorité des systèmes analysés. Il est basé sur le bilan de valeurs de masse, des moments et de l'énergie des valeurs d'entrée comme décrit ci-dessous.

• Continuité de masse

Le résidu final pour la continuité de masse, E_p , est défini comme étant 0,5% d'un débit caractéristique, D , à l'intérieur du modèle.

$$E_p = 0,005 \times D$$

E_p a pour unité le kg.s^{-1} .

Pour un domaine fermé avec une entrée d'air (ou une extraction) constante, D est défini comme le débit entrant (ou sortant) total (selon lequel est le plus grand).

En l'absence de flux fixé (c'est-à-dire que seule la convection libre agit) D est calculé comme le produit de la densité, de la vitesse de convection libre estimée et de la surface du domaine normal à la verticale.

• Composants de la vitesse

Le résidu final des composants de la vitesse, E_{vel} , est défini comme étant 0,5% du débit caractéristique, D , multiplié par la vitesse caractéristique associée, V :

$$E_p = 0,005 \times D \times V$$

E_{vel} a pour unité le Newton.

• Température

Le résidu final de la température E_T , est défini comme étant 0,5% d'une source de chaleur caractéristique, Q :

$$E_T = 0,005 Q$$

Si les sources de chaleur sont spécifiées à l'intérieur du domaine, Q est défini comme la somme de toutes les sources de chaleur ou comme la somme des pertes de chaleur. S'il n'y a pas de source de chaleur, Q est défini comme :

$$E_T = 0,005 \times D \times C_p \times \Delta T_{typ}$$

D = Le débit caractéristique

C_p = la chaleur spécifique du fluide

$$\Delta T_{typ} = 20^\circ\text{C}$$

• Concentration

Le résidu final de la concentration d'un produit est également dérivé du principe de continuité de masse.

La source de concentration est souvent mal définie, comme par exemple l'évaporation.

La conséquence est que la détermination du résidu final nécessite un ajustement pour refléter la concentration générée plutôt que le débit massique.

Une méthode serait de continuer le calcul jusqu'à ce que les autres variables aient convergé.

Si le débit extrait a une concentration d'1/1000, le débit massique de la concentration est alors :

$$[(\text{densité du produit} / \text{densité de l'air}) / 1000] \times \text{débit massique total}$$

Le résidu final peut raisonnablement être multiplié par
[(densité du produit / densité de l'air)/1000]

Et on obtient alors

$$E_c = 0,005 \times D_c$$

Il est prudent de toujours vérifier que la convergence est atteinte en vérifiant la stabilité des concentrations aux emplacements critiques (avec des sondes placées dans le modèle).

• **Paramètres de turbulence (k et ε)**

Dans la plupart des calculs, les turbulences générées sont plus importantes que celles présentes dans les flux entrant.

Pour prendre en compte cette caractéristique, le résidu final est défini de manière moins strict que pour les autres variables afin d'éviter de prolonger inutilement les calculs :

$$E_k = 0,05 \times k \times D$$

$$E_\varepsilon = 0,05 \times \varepsilon \times D$$

Ces résidus finaux sont bien adaptés et garantissent la convergence pour la plupart des problèmes. Cependant ils doivent être considérés comme des estimations et peuvent pour certains cas constituer des critères trop restrictifs car il est difficile de connaître avant le calcul quelles sont les contributions internes au modèle. La meilleure solution est alors de surveiller, par l'intermédiaire de sondes placées dans le modèle, la stabilisation des valeurs calculées pour vérifier que les calculs ont convergé vers l'erreur résiduelle minimum.

Compréhension et modélisation des émissions environnementales d'aérosols radioactifs liées à l'utilisation d'un générateur de technétium en service de médecine nucléaire.

Résumé :

Ce travail traite de la maîtrise des émissions d'aérosols radioactifs en médecine nucléaire. Ces émissions ont lieu lors des examens de scintigraphie pulmonaire réalisés avec des aérosols marqués au technétium 99 métastable.

Nous avons développé une méthode, utilisant une enceinte d'essai, qui permet de quantifier ces émissions au niveau du générateur. Nous avons mesuré une activité émise dans l'environnement.

Une méthode dédiée à la mesure des émissions provenant du patient lors de la ventilation est également proposée et a été employée sur une patiente. Les résultats des différentes mesures et évaluations sont exposés dans ce mémoire.

Nous avons caractérisé et modélisé la ventilation d'un service de médecine nucléaire entier à l'aide d'un logiciel de CFD (Computational Fluid Dynamics). Cela nous a permis d'étudier la dissémination de l'aérosol radioactif et de comparer les résultats à des mesures d'activité volumique de l'air ambiant. Le modèle numérique de ce service a été utilisé pour tester des solutions de confinement et aider à définir la position de capteurs de surveillance de la contamination de l'air.

Une méthode originale combinant l'étude de position du personnel et la simulation de dissémination de l'aérosol émis, a servi à confirmer les niveaux d'exposition de plusieurs catégories professionnelles et enrichir les études de poste.

Mots clés :

Aérosols radioactifs ; Médecine nucléaire ; Modélisation d'un environnement professionnel ; Radioprotection ; Générateur de Technegas ; Suivi de position en intérieur.



Study of radioactive aerosols emissions and establishment of a model in a nuclear medicine environment during the use of a technetium generator.

Summary:

This work deals with the control of radioactive aerosols emissions inside the nuclear medicine facilities. These emissions occur during pulmonary scintigraphy examinations using aerosols marked with ^{99m}Tc.

Using a test chamber, we have developed a method permitting to quantify these emissions around the aerosol generator.

A method dedicated to emissions measurement coming from the patient during the pulmonary ventilation is also described. The results obtained on one patient are exposed in this thesis.

We characterized and modelled the ventilation of a complete nuclear medicine department with a CFD (Computational Fluid Dynamics) software. This permitted us to study the dissemination of the radioactive aerosol and to compare it with measures of ambient air activity. The numerical model of this department was then employed to test containment solutions and to help defining the best location for air contaminations sensors.

An original method combining staff position information and the simulation of the dissemination for the aerosol released has been used to confirm the exposure levels for several professional groups and enhance the workplace studies.

Keywords:

Radioactive aerosols; Nuclear medicine; Professional environment model; Radiological protection; Technegas generator; Indoor position tracking.