Filtration des nanoparticules : application aux appareils de protection respiratoire

Clothilde Brochot

▶ **To cite this version:**

Clothilde Brochot. Filtration des nanoparticules : application aux appareils de protection respiratoire. Alimentation et Nutrition. Université de Lorraine, 2012. Français. NNT : 2012LORR0294 . tel-01749890

HAL Id: tel-01749890
https://hal.univ-lorraine.fr/tel-01749890

Submitted on 29 Mar 2018

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.

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4
Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10
http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php
http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm

Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN)
Service de Confinement et d'Aérodispersion (SCA)
Bât. 389 – Saclay, BP 68
91192 Gif-sur-Yvette cedex

Institut National de Recherche et de Sécurité (INRS)
Laboratoire Procédé et épuration des polluants
Rue du Morvan – CS 60027
54519 Vandœuvre cedex

Centre National de Recherche Scientifique (CNRS)
Laboratoire Réactions et Génie des Procédés (LRGP)
1 rue Grandville
54001 Nancy cedex

Institut National Polytechnique de Lorraine

Ecole Doctorale Ressources, Procédés, Produits et Environnement (RP^2E – ED n°410)

THESE

présentée en vue d'obtenir le diplôme de

Docteur de l'INPL

spécialité

Génie des Procédés et des Produits

par

Clothilde BROCHOT

Filtration des nanoparticules

Application aux appareils de protection respiratoire

Thèse soutenue le 11 mai 2012 devant le Jury composé de :

Président :	**Jean-Claude ANDRE**	Directeur de recherche au Laboratoire Réactions et Génie des Procédés (LRGP)
Rapporteurs :	**Laurence LE COQ**	Professeur à l'Ecole des Mines de Nantes
	Georges TYMEN	Professeur Emérite à Université de Bretagne Occidentale
Examinateurs :	**Laurent MARCHAL**	Responsable de Laboratoire à Honeywell Safety Products, Villers-Cotterêts
	Nathalie MICHIELSEN	Docteur-Ingénieur de recherche à l'IRSN, Gif-sur-Yvette
	Sandrine CHAZELET	Docteur-Ingénieur de recherche à l'INRS, Vandœuvre
	Dominique THOMAS	Professeur à l'Université Henri Poincaré, Nancy

Avant-propos

Cette thèse est le fruit d'une collaboration entre l'Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN), l'Institut National de Recherche et de Sécurité (INRS) et le Laboratoire Réactions et Génie des Procédés (LRGP). Je tiens donc à remercier les responsables de ces trois entités pour m'avoir offert la possibilité de réaliser ce doctorat. Celle-ci a été effectuée à l'IRSN, au Laboratoire de Physique et Métrologie des Aérosols (LPMA), au sein du Service de Confinement et d'Aérodispersion (SCA). A ce titre, je remercie respectivement François Gensdarmes et Jean-Claude Laborde pour m'avoir accueillie dans leur laboratoire et service.

Ma reconnaissance s'adresse également à Dominique Thomas qui a dirigé et orienté cette thèse, malgré la distance. Un grand merci pour la confiance qu'il m'a accordée tout au long de ce projet, pour son appui scientifique et ses conseils avisés. Je remercie vivement et sincèrement Sandrine Chazelet, coté INRS, et Nathalie Michielsen, coté IRSN, pour avoir encadré ce travail. Outre leur soutien scientifique très précieux, leur patience, disponibilité et soutien m'ont permis de réaliser ce travail dans un environnement très favorable.

Mes remerciements vont également à l'ensemble des membres du jury : merci à Laurence Le Coq et Georges Tymen d'avoir accepté d'être les rapporteurs de mon manuscrit, merci à Laurent Marchal d'avoir accepté de prendre part au jury et merci à Jean-Claude André d'en avoir assuré la présidence.

Je tiens à remercier particulièrement Sylvain Bondiguel pour son aide lors de la conception et réalisation du banc ETNA, mais aussi lors des campagnes de mesure sur les bancs FANA et ETNA. Je pense aussi à Alessia, Claire et Justine pour la suite des essais expérimentaux sur le banc FANA. Merci à Thomas Gelain pour son aide par des simulations numériques à bien des étapes de cette thèse, pour sa grande disponibilité et pour ses conseils.

Je remercie Jean-Marie Iotti et Eric Silvente pour m'avoir fait part de leurs connaissances sur les appareils de protection respiratoire et de leurs conseils avisés, ainsi que la société Honeywell Safety Products pour les informations précieuses qu'elle nous a confié sur leurs produits et l'intérêt porté à ces travaux.

Pour n'oublier personne, je souhaite adresser un grand merci aux membres du SERAC qui, par quelques discussions « extra-scientifiques » au détour d'un couloir ou autour d'un thé, ont rendu cette expérience d'autant plus enrichissante. Je pense particulièrement à mes collègues de bureau, thésards passés et futurs docteurs, stagiaires etc. Je remercie notamment Aurélie, Tony, Arnaud, Edouard et Hortense pour la gentillesse et l'amitié qu'ils m'ont témoignés. Merci également à Geneviève et Catherine pour leur aide administrative.

Je ne peux pas finir sans remercier toute ma famille et mes amis pour leur soutien durant ces trois ans, ... et les années précédentes ! J'ai aussi une pensée toute particulière pour mes deux grand-mères, à qui je souhaite dédier ce mémoire de thèse.

« And last but not least », merci à Bruno pour ton soutien, tes encouragements et tes coups de boost, même en étant de l'autre côté de la manche !

Table des matières

Nomenclature **6**

Lexique et acronymes **12**

Contexte général de l'étude **14**

Chapitre 1 - **Revue des connaissances sur les appareils de protection respiratoires** **20**

1.1 Les appareils de protection respiratoire 20
1.1.1 Les pièces faciales 20
1.1.2 Les filtres à particules 21
1.1.3 Les pièces faciales filtrantes 21
1.1.4 Les différents indices de protection 22
1.1.5 Les conditions d'essais des normes 24
1.2 Effet de la respiration 25
1.2.1 Les paramètres ventilatoires – rythmes de travail et paramètres respiratoires correspondants 26
1.2.2 Influence de la respiration sur le facteur de protection 28
1.3 Etudes sur des particules de taille nanométrique 30
1.4 Conclusions générales 31

Chapitre 2 - **Efficacité du système de filtration des appareils de protection respiratoires: les media plans** **34**

2.1 Les media filtrants 34
2.1.1 Description des media filtrants 34
2.1.2 L'efficacité globale théorique de media filtrants 36
2.2 Différents modèles de l'efficacité de collecte par diffusion des filtres à fibres 39
2.2.1 Evolution historique des modèles 39
2.3 Matériels et méthodes 44
2.3.1 Caractéristiques physiques des media plans 44
2.3.2 Présentation du banc FANA 46
2.4 Résultats expérimentaux 49
2.4.1 Spectres de perméance des media testés 49
2.4.2 Nouveau modèle de l'efficacité de collecte par diffusion 53
2.5 Conclusions 58

Chapitre 3 - **Matériels et méthodes** **60**

3.1 Présentation du banc d'essai appliqué à l'étude des appareils de protection respiratoire 60

3.1.1 Le banc d'essai pour l'ETude des NAnoparticules 62
3.1.2 L'aérosol d'essai 63
3.1.3 Système de test 65
3.1.4 Les cannes de prélèvement 68
3.2 La mesure des facteurs de protection 69
3.2.1 Méthode de mesure du facteur de protection expérimental global 69
3.2.2 La mesure du facteur de protection expérimental fractionnel 70
3.2.3 Les mesures environnementales lors de la mesure 71
3.3 Synthèse 72

Chapitre 4 - **Evaluation des facteurs de protection en pose scellée et non scellée 74**
4.1 Protocole opératoire 74
4.1.1 Protocole opératoire de la pose de l'APR 74
4.1.2 Mesures des facteurs de protection en pose scellée et non scellée 75
4.2 Résultats expérimentaux 76
4.2.1 Résultat des mesures de pertes de charge 76
4.2.2 Les facteurs de protection globaux des APR en pose scellée et non scellée – influence du débit et des fuites 77
4.2.3 Les spectres de facteurs de protection des APR en pose non scellée – Etude en fonction de la taille des particules 81
4.3 Interprétations 83
4.3.1 Comparaison des mesures expérimentales en pose scellée et non scellée aux valeurs de perméance du medium plan 83
4.3.2 Efficacités des appareils de protection respiratoire - confrontation des résultats avec les normes 85
4.4 Discussions et conclusions 87

Chapitre 5 - **Evaluation des facteurs de protection en présence de suites calibrées 90**
5.1 Matériels et méthodes 90
5.1.1 Protocole opératoire pour la pose des tubes calibrés simulant des fuites 90
5.1.2 Protocole opératoire pour la mesure des facteurs de protection fractionnels 91
5.2 Résultats expérimentaux 92
5.2.1 Effet du positionnement des tubes 93
5.2.2 Effet du nombre de tubes 95
5.2.3 Effet du diamètre des tubes 96
5.2.4 Effet de l'intensité du débit respiratoire sur la mesure du facteur de protection 97
5.2.5 Effet de la modélisation du débit respiratoire sur la mesure du facteur de protection 98
5.3 Modélisation du facteur de protection en présence de fuites 100
5.3.1 Estimation d'un taux de fuites en présence de tubes à l'interface masque/tête 101
5.3.2 Calcul du taux de fuite en fonction des mesures de pertes de charge 103
5.3.3 Estimation du dépôt de particules dans le tube calibré 105
5.3.4 Estimation de l'efficacité du filtre 106
5.4 Confrontation du modèle aux mesures expérimentales 107
5.4.1 Configuration 1 : six tubes de diamètres équivalents 107

5.4.2 Configuration 2 : quatre tubes de diamètres différents 108
5.5 Applications du modèle 109
5.5.1 Application de la modélisation au Sperian 7 000 (APR 1) en pose non scellée 109
5.5.2 Application du modèle au Sperian Plus (APR 2) en pose non scellée 111
5.5.3 Tests de sensibilité : simplification de l'équation du facteur de protection 112
5.5.4 Extrapolation du modèle dans le cas de l'utilisation d'un masque complet 115
5.6 Conclusions 117

Conclusions générales et perspectives de l'étude **118**

Annexe A **122**
A.1 La mesure de la granulométrie d'un aérosol 122
A.1.1 L'Engine Exhaust Particle Sizer 122
A.1.2 Le classificateur électrostatique 124
A.1.3 La prise en compte des charges multiples 127
A.2 La mesure de la concentration en particules 128
A.2.1 Le compteur de particules CNC 3025A 128
A.2.2 Le compteur de particules UWCPC 3786 129

Annexe B **134**
B.1 Mode de charge de l'aérosol sur la granulométrie obtenue au SMPS (source de krypton *versus* ionisation de l'air) 134
B.1.1 Montages pour la comparaison des deux instrumentations 134
B.1.2 Comparaison des granulométries selon les configurations 135
B.1.3 Comparaison des pourcentages d'aérosols chargés soit par la source de Krypton, soit par l'ionisation de l'air 136
B.2 Comparaison des granulométries obtenues par l'EEPS avec celles obtenues par le SMPS. 137
B.2.1 Montage pour la comparaison des deux instruments en parallèle 137

Annexe C **140**
C.1 Validation du banc ETNA 140
C.1.1 Propreté de la veine de recirculation 140
C.1.2 Caractéristiques des réglages de la chambre 140
C.1.3 Vérification de la vitesse proche de la tête Sheffield 141
C.2 Validation de la génération nanométrique 142
C.2.1 Le dimensionnement du four tubulaire et la chambre de condensation 142
C.2.2 Génération des particules nanométriques 143
C.2.3 Les paramètres de fonctionnement de la génération des particules nanométriques 144
C.2.4 Comparaison des granulométries de l'aérosol de test dans ETNA obtenues avec le SMPS et l'EEPS 146

Annexe D **150**

D.1 Caractéristiques de la respiration 150
D.2 Caractéristiques des media filtrant testés 151
D.3 Evolution de la perméance du medium 4 au cours de la respiration simulée 152
D.4 Evolution de la perméance du medium 7 au cours de la respiration simulée 153
D.5 Evolution de la différence entre les mesures en sinusoïdal et en constant 154

Liste des figures **156**

Liste des tableaux **162**

Références bibliographiques **164**

Listes des publications et des communications **170**

Nomenclature

Lettres latines

A	Paramètre d'ajustement de l'efficacité de collecte d'une fibre par diffusion η_d	
$a_i(p)$	Coefficients de la formule empirique de Wiedensolher (1988)	
C	Concentration	part./cm^3
C_0	Concentration du contaminant dans l'air ambiant	g/cm^3
C_i	Concentration du contaminant à l'intérieur de l'APR	g/cm^3
C_{amont}	Concentration en aérosol en amont de l'élément considéré	part./cm^3
C_{aval}	Concentration en aérosol en aval de l'élément considéré	part./cm^3
C_r	Facteur de correction tenant compte de l'effet de glissement dans l'efficacité de collecte d'une fibre par interception directe	
C_d	Facteur de correction tenant compte de l'effet de glissement dans l'efficacité de collecte d'une fibre par diffusion	
Cu	Facteur de correction de Cunningham	
D	Coefficient de diffusion	m^2/s
d_f	Diamètre des fibres d'un medium	m
d_p	Diamètre des particules	m
d_{Davies}	Diamètre de Davies, ou diamètre aéraulique des fibres du medium	m
E	Efficacité du medium	
e	Charge élémentaire (e=1,602.10^{-19} C)	C
f_p	Fraction de particules portant p charges	
FP	Facteur de protection global	
$FP(d_p)$	Facteur de protection fractionnel	
FP_R	Facteur de protection théorique de l'APR	
G	Grammage du medium	kg/m^2

H	Facteur hydrodynamique	
H_{La}	Facteur hydrodynamique défini par Lamb	
H_{Ku}	Facteur hydrodynamique défini par Kuwabara	
H_{FAN}	Facteur hydrodynamique défini dans le modèle FAN	
K	Paramètre de collision dans le domaine moléculaire	m^2/s
Kn	Nombre de Knudsen de la particule	
Kn_f	Nombre de Knudsen d'une fibre du medium	
k_B	Constante de Boltzmann (k_B=1,381.10^{-23} J/K)	J/K
L_f	Longueur de la fuite simulée par un tube	m
L_c	Longueur de la colonne contenue dans l'EEPS	m
m	Paramètre d'ajustement de l'efficacité de collecte d'une fibre par diffusion η_d	
N	Nombre de particules	part.
N_{amont}	Nombre de particules en amont de l'élément considéré	part.
N_{aval}	Nombre de particules en aval de l'élément considéré	part.
$N_\infty(t)$	Concentration en nombre de la génération de particules au cours du temps	part./cm^3
$N(v,t)$	Fonction de distribution de la génération de particules au cours du temps	
n	Concentration en nombre des particules	part./cm^3
Pe	Nombre de Peclet	
P	Perméance du medium	
P_R	Perméance théorique de l'APR	
P_{R_moyen}	Perméance théorique de l'APR moyenné sur une période inspiratoire	
P_{medium}	Perméance théorique du medium de l'APR	
P_{fuite}	Perméance théorique de la fuite de l'APR	
P_{amont}	Pression en amont de l'élément étudié	Pa
P_{aval}	Pression en aval de l'élément étudié	Pa

p	Nombre de charges élémentaires	
Q	Débit	m^3/s
Q_{total}	Débit total traversant l'APR	m^3/s
Q_{medium}	Fraction du débit passant par le filtre de l'APR	m^3/s
Q_{fuite}	Fraction du débit passant par les fuites à l'interface de l'APR et la tête Sheffield	m^3/s
R	Nombre d'interception	
Re	Nombre de Reynolds	
r_1	Rayon interne du cylindre contenu dans l'EEPS	m
r_2	Rayon externe du cylindre contenu dans l'EEPS	m
St	Nombre de Stokes	
T	température	°C
t_R	Durée du cycle respiratoire	s
$t_{inspiration}$	Durée de l'inspiration	s
f_R	Fréquence du cycle respiratoire	cycles/min
t	Temps	s
U	Vitesse frontale moyenne de l'écoulement	m.s
u	Volume de la particule	m^3
V	Potentiel électrique appliqué dans l'EEPS, ou appliqué dans le SMPS	
$\dot{V}(t)$	Débit respiratoire simulé sous forme sinusoïdale	L/min
$\dot{V}_{min}$	Débit ventilatoire, ou ventilation pulmonaire	L/min
V_T	Volume courant	L
v	Vitesse de filtration	m/s
W	Travail	W ou kg.m/min
Z	Epaisseur du medium	m

Lettres grecques

α	Compacité du medium	
β	Constante dans l'équation de croissance par coagulation (Friedlander, 1972) β = 6,67	
ΔP	Perte de charge au travers du medium	Pa
$\Delta P_{scellé}$	Perte de charge au travers du masque scellé	Pa
$\Delta P_{avec\ fuites}$	Perte de charge au travers du masque non scellé, ou du masque en présence de fuites calibrées	Pa
η	Efficacité de collecte totale d'une fibre	
η_d	Efficacité de collecte d'une fibre par diffusion	
$\eta_{d\text{-}Kirsch\&Fuchs}$	Efficacité de collecte d'une fibre par diffusion défini par Cheng et Yeh (1980)	
$\eta_{d\text{-}WANG}$	Efficacité de collecte d'une fibre par diffusion défini par Wang et al. (2007)	
$\eta_{d\text{-}MODELE}$	Efficacité de collecte d'une fibre par diffusion défini dans ce manuscrit	
η_r	Efficacité de collecte d'une fibre par interception directe	
η_i	Efficacité de collecte d'une fibre par impaction inertielle	
θ	Coordonnée angulaire	
κ	Paramètre adimensionnel régissant les dépôts par diffusion dans un tube cylindrique	
λ	Libre parcours moyen des molécules de l'air	m
μ	Viscosité dynamique du gaz	Pa.s
ξ	Paramètre adimensionnel dans la fonction d'autopréservation	
ρ	Coordonnée radiale	
ρ_p	Masse volumique de la particule	kg/m^3
ρ_f	Masse volumique des fibres du medium (ρ_f = 2,54 g/cm^3 pour des fibres de verre)	kg/m^3
σ	Ecart type associé à la mesure	
τ	Taux de fuites	

ϕ	Volume adimensionnel	m^3
ψ	Fonction adimensionnelle d'autopréservation	

Lexique et acronymes

ALARA	*As Low As Reasonably Achievable*
APR	Appareils de Protection Respiratoire
CIPR	Commission Internationale de Protection Radiologique
CNC	*Condensation Nucleus Counter*
CNRS	Centre National de Recherche Scientifique
DMA	*Differencial Mobility Analyzer*
DOP	dioctyl phthalate
EEPS	*Engine Exhaust Particle Sizer*
espace mort	volume d'air contenu dans l'APR
ETNA	banc d'ETude des NAnoparticules
FANA	banc de Filtration des Aérosols NAnométriques
filtre	constitué du medium filtrant plissé, contenu de manière hermétique dans une « cartouche » plastique/aluminium.
Filtre électret	Filtre constitué de fibres chargés de manière électrostatique, ajoutant un mécanisme de collecte au medium
FP	Facteur de Protection
FPA	Facteur de Protection Assigné, défini par les normes EN/ISO
FPN	Facteur de Protection Nominal, calculé d'après la fuite totale vers l'intérieur
fréquence respiratoire	nombre de mouvements respiratoires (inspiratoires et expiratoires) en une minute
INRS	Institut National de Recherche et de Sécurité pour la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles
IRSN	Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire
IRSST	Institut de recherche Robert-Sauvé en Santé et en Sécurité du Travail, au Canada
LRGP	Laboratoire Réactions et Génie des Procédés
MET	Microscopie Electronique en Transmission

MEFIANCE	banc pour la Mesure de l'Efficacité des FIltres vis-à-vis des Aérosols Nanométriques Chargés ou Electriquement neutres, basé à Nancy
medium plan	permet de collecter les particules dans un flux d'air. Ici, il est composé d'un enchevêtrement de fibres de verre
MIF	débit moyen d'inspiration, c'est le rapport entre le volume courant et le temps d'inspiration
MPPS	Taille de particule la plus pénétrante (*Most Penetrating Particle Size*)
nanomatériau	Il est composé de matériaux nanostructurés, dont au moins une dimension est inférieure à 100 nm
nanoparticule	Particule dont les trois dimensions sont comprises entre 1 nm et 100 nm
NIOSH	*National Institute of Occupational Safety and Health,* USA
pièce faciale	pièce en élastomère silicon qui permet d'assurer l'étanchéité entre l'intérieur du masque et l'atmosphère ambiante
PFF	Pièce Faciale Filtrante, appareil de protection respiratoire constitué uniquement du medium filtrant
Pose scellée	positionnement de l'APR dans lequel celui-ci est scellé à l'aide de silicone à la tête Sheffield
Pose non scellée	positionnement de l'APR dans lequel celui-ci est installé au mieux sur la tête Sheffield afin de limiter les fuites à l'interface masque/tête
Pose libre	positionnement de l'APR en condition réelle, l'APR est porté par un travailleur
PIF	débit respiratoire de pointe, débit d'air maximal atteint lors de l'inspiration
SWPF	*Simulated Workplace Protection Factor*, facteur de protection en milieu de travail simulé
SMPS	*Scanning Mobility Particle Sizer*
TIL	*Total Inward Leakage*, ou fuite totale vers l'intérieur
UWCPC	*Ultrafine Water-based Condensation Particle Counter*
volume courant	volume d'air entrant et sortant au cours de chaque cycle respiratoire
VLEP	Valeur Limite d'Exposition Professionnelle
W	Rythme de travail
WPF	*Workplace Protection Factor*, facteur de protection en milieu de travail

Contexte général de l'étude

La matière, à l'échelle nanométrique, présente des propriétés particulières que les nanotechnologies cherchent à exploiter. Ces propriétés offrent de nombreuses applications depuis quelques années dans le domaine de l'informatique, et maintenant dans le domaine des matériaux de construction, de l'automobile, de l'aviation, du textile, des articles de sport, des cosmétiques ou des médicaments. Au niveau mondial, des estimations prévoient que le marché représentera entre 450 et 1850 milliards d'euros d'ici à 2015 (Commission particulière du débat public nanotechnologies, 2009). Si cette tendance se confirme, cette industrie aura connu l'un des développements les plus rapides de toute l'histoire.

Au cours des années 2009-2010, un débat public sur les nanotechnologies a d'ailleurs été lancé par le gouvernement français. Son but était d'informer la population et de donner la possibilité à des débats sur les nanotechnologies autour de 17 réunions thématiques. Les débats ont été organisés sur un large champ de sujets, allant des perspectives socio-économiques du développement des nanotechnologies jusqu'à leurs enjeux sanitaires, environnementaux et éthiques. Cet événement a notamment mis en évidence le manque important de connaissances métrologique, de toxicité et d'écotoxicité des nanoparticules, et préconise un renforcement de la sécurité des salariés (Commission particulière du débat public nanotechnologies, 2009).

Dans ce chapitre d'introduction, nous donnerons tout d'abord une définition des nanoparticules et un descriptif des effets imputés aux nanomatériaux. Nous discuterons des recommandations, très limitées, qui sont actuellement en place afin de limiter l'exposition en milieu professionnel. Les appareils de protection respiratoires, une des solutions limitant ce type d'exposition, sont ensuite présentés.

Les nanotechnologies peuvent être définies comme l'ensemble des études et des procédés de fabrication et de manipulation de matériaux et de structures à l'échelle du nanomètre. L'échelle nanométrique est définie dans les normes comme un domaine approximatif allant de 1 nm à 100 nm. Ces nanotechnologies peuvent s'appliquer à des domaines très variés.

Si la fabrication de nanoparticules manufacturées est relativement récente, il faut préciser que l'air ambiant contient des particules nanométriques d'origine différentes. Les nanoparticules que l'on trouve peuvent être :

- d'origine naturelle, issues de fumées de feu de forêts, de poussières végétales, terrestres et volcaniques, de sel de mer, de virus,
- d'origine anthropique non manufacturées, résultant de produits de combustion,
- d'origine anthropique manufacturées.

De plus, il est important de faire la distinction entre les nanomatériaux et les nano-objets : les nanomatériaux sont composés de matériaux nanostructurés (dont au moins une dimension est inférieure à 100 nm).

La Figure 1 présente le domaine de dimensions des quelques aérosols. Les nanoparticules ont leurs trois dimensions comprises entre 1 nm et 100 nm (norme ISO/TS 27628, 2007). Dans le présent manuscrit, nous utiliserons les termes « nanoparticules », « particules ultrafines » ou « particules de taille nanométrique » pour faire référence à des particules ayant leurs trois dimensions comprises entre 1 et 100 nanomètres.

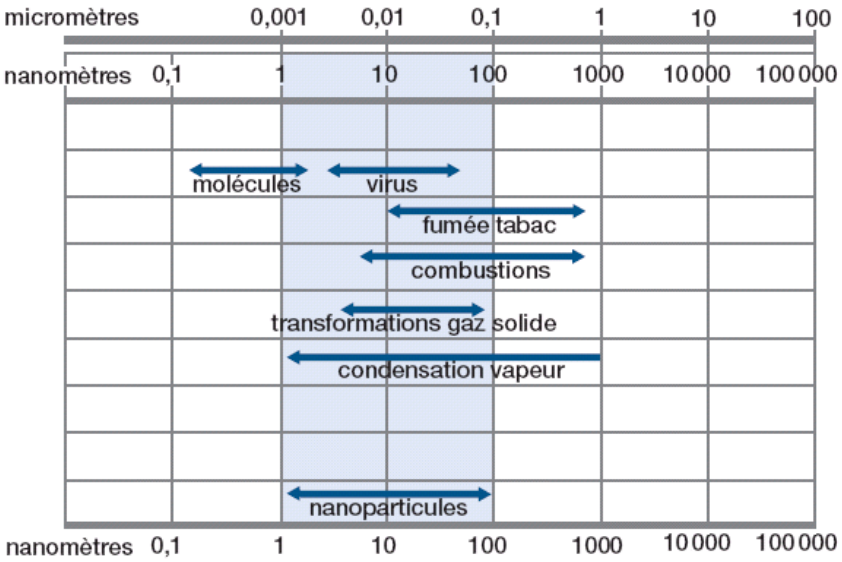


***Figure 1**. Distribution en taille de différents types de particules, incluant les nanoparticules (Comité de la prévention et de la précaution, 2006)*

Du fait de leur taille nanométrique et des propriétés de la physique quantique, les particules de taille nanométriques ont des comportements différents par rapport aux matériaux de même composition chimique mais de plus grande taille. Elles peuvent avoir une plus grande réactivité de surface, une résistance mécanique plus élevée (les nanotubes de carbone), des propriétés électriques modifiées (les semi-conducteurs), ou la capacité de pénétration dans les tissus cellulaires (utilisées pour le traitement de cancers)...

Des recherches ont cependant montré que la taille des nanoparticules, leur forme, la surface spécifique, la charge, les propriétés chimiques, la solubilité, leur potentiel oxydant et le degré d'agglomération peuvent influencer la toxicité des nanoparticules. En effet, plusieurs études sur des rats ont révélé que, pour une dose équivalente en masse, les particules insolubles et ultrafines ont des effets plus puissants que des particules plus grosses et de composition similaire et causent des inflammations pulmonaires, des lésions tissulaires et des tumeurs du poumon (Ostiguy *et al.*, 2006).

Une évaluation des risques se fondant classiquement uniquement sur la base de la concentration massique ne semble pas pertinente, car les effets observés ne sont pas linéairement dépendants de la masse. On ne peut pas non plus établir un rapport direct entre le nombre de particules et leurs effets. La nature, la surface spécifique, la structure et la composition chimique de la surface de ces particules jouent un rôle essentiel dans les possibles effets sur la santé. Il faut, par conséquent, considérer chaque type de particule individuellement.

La Figure 2 permet de visualiser les différentes voies d'introduction des nanoparticules dans l'organisme. Les effets qui sont imputables à l'accumulation de ces nano-objets y figurent aussi. En raison de leur taille extrêmement réduite, les nanoparticules possèdent une grande surface spécifique et une forte mobilité, elles sont ainsi très réactives vis-à-vis de leur environnement Hervé-Bazin, 2007).

Dans le cas d'une exposition aérienne, les nanoparticules pénètrent principalement dans l'organisme par inhalation. Elles se déposent dans les poumons et peuvent ainsi engendrer certaines maladies pulmonaires (inflammation, hyperréactivités bronchiques, acquisition de propriétés mutagènes, …) et même contaminer le système sanguin.

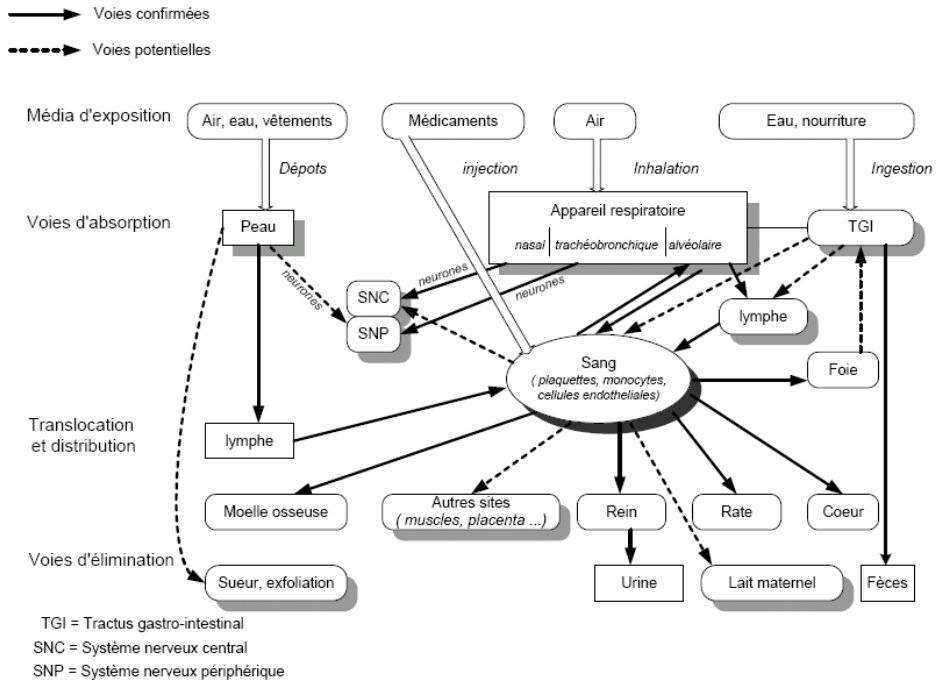


***Figure 2**. Description non exhaustive des effets des particules ultrafines sur la santé humaine décrit dans la littérature (Ostiguy et al., 2008)*

La Figure 3 représente la fraction déposée des particules de l'aérosol ambiant dans l'appareil respiratoire en fonction du diamètre de celles-ci, soit par respiration majoritairement par la bouche (en pointillés) soit par respiration majoritairement par le nez (ligne continue) d'un sujet de référence effectuant un travail standard. Ces calculs sont issus du modèle de la Commission Internationale de Protection Radiobiologique (CIPR Publication 66, 1994).

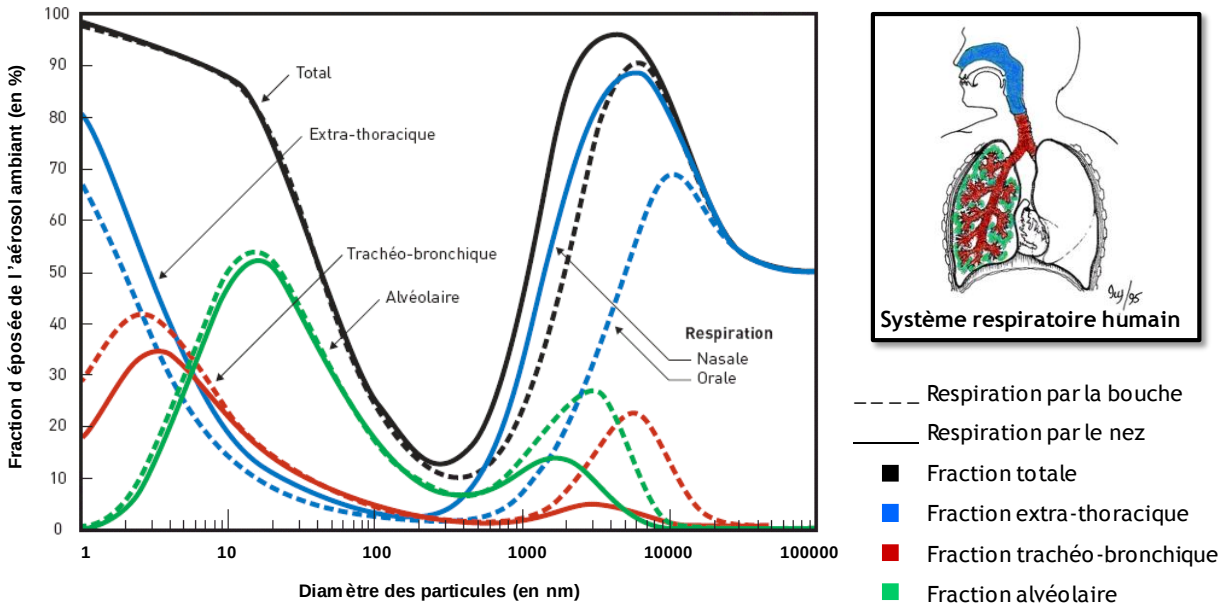


***Figure 3**. Dépôt total et régional des particules dans les voies respiratoires (Witschger et Fabriès, 2005)*

D'après ce modèle, les particules de diamètre compris entre 10 et 100 nanomètres se déposent principalement dans les alvéoles, c'est-à-dire dans la partie la plus profonde du poumon. Les particules de la taille du nanomètre, quant à elles, se déposent dans les voies aériennes supérieures (majoritairement en extra-thoracique et en trachéo-bronchique). Les particules de 5 nanomètres se déposent quant à elles dans l'ensemble des voies respiratoires. On peut remarquer que le dépôt des particules dans le système respiratoire est le plus faible autour de 300 nm environ.

Par ailleurs, suite à leur dépôt dans les voies respiratoires et dans le milieu alvéolaire, les nanoparticules sont les particules les plus à même de passer ensuite dans le système nerveux, ou dans le sang. Selon Oberdörster *et al.* (2005), les nanoparticules pourraient aussi parvenir au cerveau en suivant le trajet du nerf olfactif. L'ensemble de ces études reste pourtant insuffisant à ce jour pour conclure sur l'innocuité ou les dangers aigus ou chroniques spécifiques à ces substances, il convient donc d'appliquer des principes de prévention vis-à-vis de ces particules. Notons que les éléments présumés nocifs pour la santé tels que la surface spécifique, la structure et la composition de la surface des particules ne sont mesurables pour l'instant que par des procédés très fastidieux. De plus, il n'existe pas encore de réglementations homogènes pour la caractérisation des nanoparticules.

Selon les connaissances actuelles, les expositions professionnelles aux nanoparticules se rencontrent essentiellement lors de l'utilisation de nanomatériaux, ou lors des procédés de travail générant indirectement des nanoparticules.

L'exposition professionnelle aux aérosols est classiquement définie à l'aide de deux indicateurs : la masse et la composition chimique des particules. La valeur limite d'exposition d'une substance s'exprime en masse de particules (solides ou liquides) en suspension dans l'air (en mg/cm^3). La seule exception concerne les fibres, où il s'agit d'une concentration en nombre (en $fibres/cm^3$).

Actuellement, la prévention contre les nanoparticules se réfère à la réglementation concernant le risque chimique ; mais contrairement à une activité exposant à des produits chimiques dangereux, il existe encore peu de données scientifiques sur les effets toxiques des nanoparticules. Un ensemble d'arguments indique que, pour les nanoparticules, il serait préférable de fixer les valeurs limites soit en nombre de particules, soit en surface totale, par unité de volume d'air.

Arriver à évaluer le besoin et l'efficacité du contrôle de l'exposition aux nanomatériaux manufacturés est difficile en l'absence de valeurs limites d'exposition professionnelle (VLEP). A l'heure actuelle, il n'existe pratiquement pas de VLEP spécifiques aux nanomatériaux qui ont été adoptés ou promulgués par le biais de normes ou par des organismes de contrôle. La grande hétérogénéité des nanomatériaux limite le nombre de VLEP spécifiques qui sont susceptibles d'être développés dans un proche avenir.

Dans les législations française et européenne, il n'existe pas actuellement de valeurs limites d'exposition aux nanoparticules. En France, il a été défini pour les poussières, qu'elles soient avec ou sans effets spécifiques, des valeurs limites d'exposition s'exprimant en concentration massique (mg/m^3). Cependant, dans le cas de poussières de certains oxydes ou sels métalliques, des valeurs limites d'exposition ont été adoptées. De plus, certaines fibres telles que l'amiante font l'objet de valeurs limites d'exposition formulées en nombre par cm^3. Selon le code du travail français, la concentration moyenne en fibres d'amiante dans l'air inhalé par un travailleur ne doit pas dépasser 0,1 $fibre/cm^3$ sur une heure de travail.

Notons par exemple que, depuis novembre 2005, le NIOSH (*National Institute of Occupational Safety and Health*) propose une valeur limite d'exposition (concentration moyenne pondérée pour une durée de travail de 40 heures par semaine) de 1,5 mg/m^3 pour le dioxyde de titane fin et de 0,1 mg/m^3 pour le dioxyde de titane ultrafin (particules de diamètre inférieur à 100 nm).

Les connaissances toxicologiques sont encore insuffisantes, mis à part quelques cas particuliers (les particules diesel, les silices amorphes et les noirs de carbone) pour établir des valeurs limites d'exposition professionnelles. Il convient donc, en l'absence de valeurs limites d'exposition professionnelles, de rechercher le niveau d'exposition le plus bas possible (principe ALARA, *As Low As Reasonably Achievable*).

Cette production de nanoparticules entraîne d'ores et déjà une exposition professionnelle grandissante. Celles-ci représenteraient un risque toxicologique quant à la santé des travailleurs de par les propriétés physico-chimiques des particules nanométriques. Selon un inventaire récent, 800 produits présents sur le marché intègrent le fruit de recherches en matière de nanotechnologies (Développement et régulation des nanotechnologies, 2009). Aujourd'hui, aucun n'est entièrement constitué à partir de nanomatériaux, mais nombreux sont ceux qui en contiennent une petite quantité, suffisante à changer leurs propriétés.

En l'absence de données quantitatives adéquates pour l'évaluation des risques, les approches qualitatives, le contrôle de l'exposition ainsi que des pratiques de travail sûres sont des mesures de prudence afin de réduire les risques. Certains instituts ont ainsi édité des guides permettant de mettre en place des stratégies de prévention, tels que l'INRS ou l'IRSST. Cependant, l'élaboration de ces bonnes pratiques est basée sur des « études de terrain » encore trop peu nombreuses. Les équipements utilisés pour permettre de limiter l'exposition professionnelle sont soit une protection collective par l'installation d'un système de ventilation, soit l'utilisation par les travailleurs d'appareils de protection respiratoire.

Les appareils de protection respiratoire (APR) sont généralement utilisés dans le cas où la protection collective n'est pas envisageable, ou bien insuffisante. L'efficacité des appareils de protection respiratoire est donc très importante pour la sécurité et la santé des travailleurs susceptibles d'être exposés à des nanoparticules. Les différents APR sont classés selon le schéma de la Figure 4. Il existe deux types distincts d'appareils de protection respiratoire :

- les appareils isolants, qui sont alimentés en air respirable à partir d'une source non contaminée,
- les appareils filtrants, qui purifient l'air environnant et éliminent les contaminants ambiants par filtration.

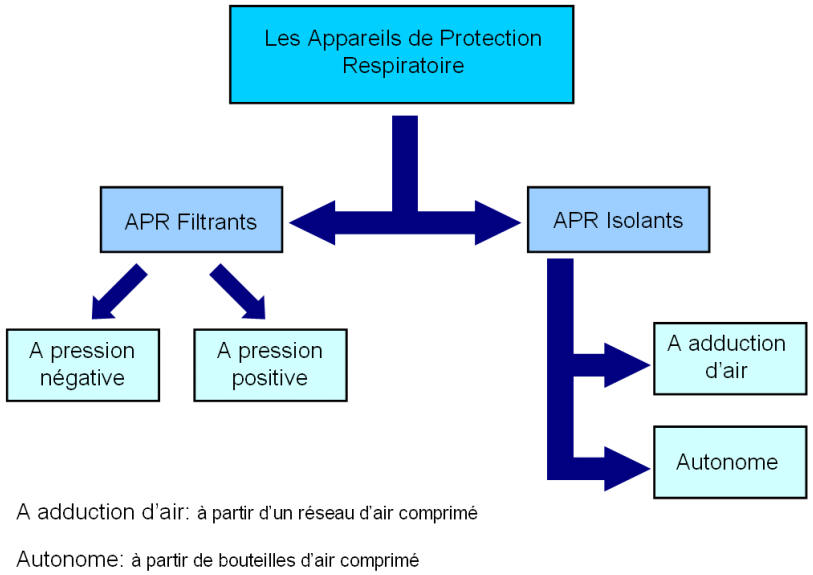


***Figure 4**. Les appareils de protection respiratoire selon leurs caractéristiques*

Dans notre travail, nous nous sommes concentrés sur l'étude de masques filtrants pour des nanoparticules.

Un appareil filtrant peut être à ventilation libre (à pression négative) ou à ventilation assistée (à pression positive) selon que l'air traversant le filtre est aspiré par la respiration ou par l'effet d'une pompe. Les appareils de protection respiratoire filtrants à ventilation libre, ou dits « à pression négative », sont utilisés en quart de masques, demi-masques ou masques complets. Ils sont constitués de deux parties : une pièce faciale et un filtre.

Plusieurs études sur la filtration des nanoparticules par des media plan montrent que l'efficacité de filtration augmente lorsque la taille de l'aérosol diminue jusqu'à 4 nm

(Kim *et al.*, 2006 ; Huang *et al.*, 2007 ; Mouret *et al.*, 2009 ; Mouret *et al.*, 2011). Cependant, dans le cas des appareils de protection respiratoires filtrants, d'éventuelles fuites à l'interface masque/tête peuvent influencer de manière importante leurs performances.

Des recherches ont déjà été menées sur l'efficacité d'appareils de protection respiratoires pour des nanoparticules, mais elles se sont concentrées sur des demi-masques jetables (Liu et Lee, 1993 ; Balazy *et al.*, 2006 ; Rengasamy *et al.*, 2007, 2008 et 2009). L'originalité de notre étude tient dans le fait d'utiliser des appareils de protection respiratoires réutilisables.

Ces travaux s'inscrivent dans le cadre d'une collaboration entre l'IRSN, l'INRS et le LRGP. Le but de cette thèse est de déterminer dans quelle mesure les appareils de protection respiratoire, dont l'utilisation est qualifiée pour des particules supérieures à 100 nm, sont efficaces pour des nanoparticules. Si cette spécificité des particules nanométriques est avérée, faut-il mettre en place une nouvelle norme pour tester les efficacités des APR aux nanoparticules ? Nous avons ainsi dimensionné un banc d'essai, puis mesuré les performances de deux appareils de protection respiratoires fréquemment utilisés.

Enfin, l'objectif de cette étude est de déterminer l'influence des fuites sur les performances de ces appareils de protection respiratoires. Nous avons ainsi mesuré les efficacités des APR en présence de fuites réelles et de fuites simulées.

Ce manuscrit s'articule autour de cinq chapitres :

Le premier chapitre est consacré à la présentation des appareils de protection respiratoires et à la revue bibliographique liée aux paramètres influençant l'efficacité de ces appareils.

Le deuxième chapitre regroupe les résultats expérimentaux de l'efficacité de media filtrant non tissés et à fibres de verre pour des nanoparticules. Ce travail a essentiellement pour but de mesurer l'efficacité du medium contenu dans les appareils de protection respiratoires testés dans ce mémoire, de la comparer à d'autres media, utilisés en ventilation collective, ainsi qu'aux modèles théoriques existants. De plus, une analyse de nos données expérimentales est ensuite proposée afin d'améliorer l'expression de l'efficacité de collecte pour des nanoparticules.

Le troisième chapitre présente le matériel et la méthodologie employés dans ces travaux. Le banc d'essai ETNA, d'ETude des NAnoparticules, qui a fait l'objet d'un travail de conception et de caractérisation, est décrit dans cette partie. Il permet la détermination des performances des deux demi-masques que nous avons sélectionnés en présence de particules de la gamme nanométrique et en se rapprochant au mieux des conditions réelles d'utilisation des masques (simulation de la respiration).

Le chapitre quatre expose les mesures de facteurs de protection (globaux et fractionnels) obtenues selon deux poses du masque (scellée et non scellée), pour deux configurations d'aspiration (débit constant et débit sinusoïdal) et pour deux granulométries différentes de l'aérosol de test (l'une centrée à 13 nm et l'autre à 59 nm).

Le cinquième et dernier chapitre regroupe les résultats des facteurs de protection fractionnels en présence de fuites calibrées et la modélisation des efficacités des demi-masques en fonction des mesures de pertes de charges. Cette modélisation a ainsi pu être validée par les mesures en fuites calibrées, et a ensuite été appliqué sur notre cas réel présenté par la pose non scellée des deux masques testés. Enfin, ce modèle a ensuite été extrapolé pour estimer les performances d'un masque complet en présence d'une atmosphère chargée en nanoparticules.

Chapitre 1

Revue des connaissances sur les appareils de protection respiratoires

Ce premier chapitre présente les appareils de protection respiratoires filtrants, ainsi que les normes qui y sont associées. Nous nous intéresserons ensuite plus précisément à la simulation de la respiration du porteur. Ce paramètre semblant influencer les performances des appareils de protection respiratoires dans le cas de leur utilisation en conditions réelles. Enfin, quelques résultats des études menées sur des demi-masques jetables pour des nanoparticules seront présentés.

1.1 Les appareils de protection respiratoire

Le port d'appareils de protection respiratoires est réservé aux situations où la protection collective est impossible ou du moins insuffisante. L'Appareil de Protection Respiratoire est utilisé pour protéger un individu vis-à-vis d'un risque par inhalation d'air contaminé par des gaz, vapeurs et aérosols (ou bioaérosols) ou par manque d'oxygène. Nous présenterons dans un premier temps trois types d'APR : le demi-masque, le masque complet et la pièce faciale filtrante. Les caractéristiques des demi-masques selon les normes européennes et américaines seront discutés à la fin de cette partie.
Pour une description plus complète de tous les APR existants, leurs réglementations et leur classification, mais aussi une aide dans le choix, l'utilisation des appareils ainsi que leur stockage et leur entretien, il est possible de se référer au guide ED 6106 (Guimon, 2011) proposé par l'INRS : Les appareils de protection respiratoire, choix et utilisations.

1.1.1 Les pièces faciales

La pièce faciale permet d'assurer une certaine étanchéité entre l'atmosphère ambiante et l'intérieur de l'appareil. L'utilisateur doit donc bien ajuster la pièce pour ainsi éviter la présence de fuites qui rendrait la protection inopérante. Il existe trois différentes pièces faciales :

- Le demi-masque (couvre le nez, la bouche et le menton) et le quart de masque (couvre le nez et la bouche). Ils sont maintenus en place à l'aide de sangles réglables. La norme EN 140 (1998) spécifie les exigences pour ce type de pièce faciale, au moyen d'essais en laboratoire pour s'assurer de sa conformité.
- Le masque complet : il couvre les yeux, le nez, la bouche et le menton et est maintenu à l'aide de sangles réglables. La norme EN 136 (1998) spécifie les exigences minimales des masques complets.

Ces types de masques (Figure 1-1) contiennent une ou plusieurs soupapes expiratoires pour évacuer l'air expiré par le porteur. Ils sont utilisables avec un système filtrant mais également avec un système isolant le porteur de l'environnement extérieur.

***Figure 1-1**. Un demi-masque et un masque complet(3M)*

1.1.2 Les filtres à particules

Les filtres à particules pour les appareils à ventilation libre (EN 143, 2000) sont marqués par la lettre P et sont disponibles dans trois classes différentes basées sur leur efficacité de filtration : P1, P2 et P3, pour les filtres plus efficaces.

La résistance respiratoire d'un filtre à particules peut augmenter de manière significative avec le colmatage du filtre. Le porteur d'appareils à pression négative peut facilement s'en rendre compte par la gène respiratoire qui apparaît lors du port du masque.

En Europe, pour reconnaître visuellement la catégorie des filtres anti-aérosols, ceux-ci possèdent sur la tranche une bande blanche contenant les indications suivantes : P1, P2, P3 (selon la classe d'efficacité), le nom du fabricant, R (réutilisable) ou NR (non réutilisable), le marquage de certification CE suivi d'un numéro à 4 chiffres.

Les filtres à particules contiennent des filtres à fibres selon deux formes :

- les filtres à fibres non chargées : les mécanismes utilisés pour la filtration sont la diffusion brownienne, l'interception et l'inertie, mécanismes associés à la filtration dite « mécanique ». Au cours d'un certain temps, la performance des filtres, notamment en microfibres de verre, évolue au détriment de la résistance respiratoire du porteur du masque.
- Les filtres à fibres chargées de façon électrostatique : ces filtres appelés électrets utilisent un mécanisme de filtration supplémentaire : la capture par force électrostatique. Les performances de ces filtres en fibres synthétiques non tissées dépendent principalement de l'état de charge électrique de l'aérosol filtré et des fibres le constituant. Néanmoins des expériences effectuées aux Etats-Unis (Barret et Rousseau, 1998) sur l'évolution dans le temps de ces filtres indiquent une importante dégradation de l'efficacité de filtration.

1.1.3 Les pièces faciales filtrantes

Les filtres électrets sont principalement utilisés dans les pièces faciales filtrantes (PFF). Ces APR sont souvent utilisés comme alternative aux demi-masques filtrants réutilisables. La pièce faciale filtrante est généralement à usage unique, contrairement aux autres types d'appareils de protection respiratoire.

Une pièce faciale filtrante (Figure 1-2) se différencie des autres APR par le fait qu'elle est constituée uniquement du medium filtrant. Elle est façonnée de telle sorte qu'elle épouse le moins grossièrement possible la forme du visage. La norme EN 149 (2001) spécifie les exigences pour les pièces faciales filtrantes, au moyen d'essais en laboratoire pour s'assurer de sa conformité.

***Figure 1-2**. Pièce faciale filtrante (3M)*

1.1.4 Les différents indices de protection

Un appareil de protection respiratoire est soumis à des tests de certification. Ces tests peuvent être conduits selon deux approches : soit par l'utilisation d'un test qualitatif, soit par l'utilisation d'un test quantitatif.

Le test qualitatif est basé sur le fait que le porteur du masque est capable de distinguer la présence d'une fuite en sentant l'aérosol d'essai (fumée irritante, saccharine,…). Ce test est de nature subjective, on ne peut donc pas quantifier les différentes réponses.

Le test quantitatif utilise quant à lui une instrumentation qui permet de mesurer un facteur de protection. Les différents facteurs de protection sont tous basés sur le principe de la mesure du rapport des concentrations du contaminant à l'extérieur de l'appareil de protection, C_0 , à celle à l'intérieur de cet appareil, C_i , (1-1). Seuls les situations dans lesquelles sont mesurés le rapport différencient ces indices. On peut noter que le facteur de protection est égal à l'inverse de la perméance *P* de l'appareil de protection respiratoire.

$$FP = \frac{C_0}{C_i} = \frac{1}{P} \qquad (1\text{-}1)$$

1.1.4.1 Le facteur de protection nominal

Dans les normes européennes, il est prévu de tester la pièce faciale et le système de filtration de manière séparée.

Les demi-masques réutilisables sont décrits par la norme EN 140 pour l'appareil nu. Les filtres s'ajoutant sur ce modèle sont régis par la norme EN 143 pour les filtres à particules, tandis que la norme EN 14387 (2008) est relative aux filtres anti-gaz et les filtres combinés.

Notons que dans le cas de « demi-masques sans soupape inspiratoire avec des filtres démontables contre les gaz, contre les gaz et les particules, ou contre les particules uniquement » il existe une norme spécifique, la norme EN 1827 (1999). En outre, la norme EN 529 (2006) permet de guider les utilisateurs sur les « Recommandations pour le choix, l'utilisation, l'entretien et la maintenance » des appareils de protection respiratoire.

Le facteur de protection nominal *FPN* est calculé d'après la fuite totale vers l'intérieur, ou performance globale du masque. Cette performance globale tient compte tant des fuites dues à la pièce faciale que de la perméance du filtre utilisé (Figure 1-3). Plus ce facteur de protection est élevé, plus la protection offerte par l'appareil de protection respiratoire est élevée.

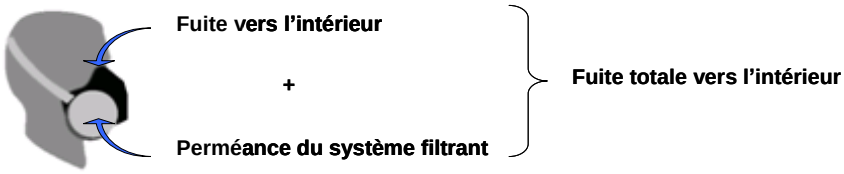


***Figure 1-3**. Définition de la fuite totale vers l'intérieur ou performance globale d'un Appareil de Protection Respiratoire*

Ces deux grandeurs sont mesurées selon les essais normalisés précisés dans les normes. Différents facteurs de protection nominaux, donnés par la norme EN 529, sont classés dans le Tableau 1-1.

***Tableau 1-1**. Facteurs de protection nominaux des Appareils de Protection Respiratoire filtrants*

		(EN 529)		*(EN 140 et EN 136)*	*(EN 143)*
	Classe	***FPN***	**Fuite totale vers l'intérieur correspondante (en %)**	**Fuite maximale de la pièce faciale (en %)**	**Perméance maximale du filtre (en %)**
Demi-masque et quart de masque filtrant	P1	4	25	5	20
	P2	12	8,3	5	6
	P3	48	2,1	5	0,05
Masque complet filtrant	P1	5	20	0,05	20
	P2	16	6,25	0,05	6
	P3	1000	0,1	0,05	0,05

1.1.4.2 Les autres indices de protection

Plusieurs grandeurs peuvent être utilisées pour représenter le facteur de protection d'un appareil de protection respiratoire. Toutes sont basées sur le rapport entre les concentrations extérieur et intérieur du masque (équation (1-1)).

Le facteur de protection assigné, *FPA*, d'un appareil de protection respiratoire est la grandeur permettant d'évaluer le degré de protection respiratoire que l'on est en droit d'attendre sur le lieu de travail pour 95 % des porteurs ayant reçu une formation, faisant l'objet d'une supervision adéquate et utilisant un appareil de protection respiratoire en état de marche et correctement adapté. Dans le cas d'une pièce faciale filtrante et d'un demi-masque avec filtre à particules, le facteur de protection assigné conseillé par le NIOSH et l'INRS est de 10.

Le facteur de protection en milieu de travail, *WPF*, est la mesure de la protection offerte dans le milieu de travail, dans les conditions qui règnent dans ce milieu, par un appareil fonctionnel approprié, ayant subi un essai d'ajustement, lorsque cet appareil est porté et utilisé correctement. Le *WPF* est une mesure directe de la performance d'un appareil spécifique dans un milieu de travail spécifique. Les concentrations C_0 et C_i sont mesurées simultanément, et ce, uniquement lorsque l'appareil est porté correctement et utilisé lors d'activités normales de travail. Cette mesure est onéreuse et demande du temps pour être effectuée. Aucune étude n'a été répertoriée sur la mesure du *WPF* sur des lieux de travail où il existe une exposition significative aux nanoparticules.

Le facteur de protection en milieu de travail simulé, *SWPF*, est la mesure, dans un laboratoire, de la performance d'un APR porté par une personne effectuant des exercices conçus pour simuler les activités menées dans le milieu de travail. La validité du *SWPF* comme facteur de remplacement du *WPF* dépend de la mesure dans laquelle les exercices d'essai représentent les activités menées dans le milieu de travail.

Plusieurs études essayent de trouver une corrélation entre les différents indices de protection. En effet, le facteur de protection *PF* ne fait que qualifier l'efficacité de l'appareil de protection respiratoire dans les conditions de laboratoire et ainsi d'accéder à la certification de ces appareils tandis que le facteur de protection en milieu de travail, *WPF*, cherche à refléter la performance réelle de l'appareil de protection respiratoire.

1.1.5 Les conditions d'essais des normes

Aux Etats Unis, les caractéristiques et les performances des appareils de protection respiratoires sont classées de manière différente des normes européennes. Aux USA, les APR sont distingués à l'aide de neuf classes. Les filtres sont divisés en trois catégories qui représentent la résistance à la dégradation, soit N, R, et P. Ils sont ensuite déclinés selon différents degrés d'efficacité de filtration (95 %, 99 % et 99,97 %).

Les conditions d'essais des normes européennes et américaines (42 CFR 84, 1995) sont présentées dans le Tableau 1-2.

La certification (européenne comme américaine) utilise aussi une détection des particules basée sur la masse. Les photomètres de flamme mesurent l'augmentation de la lumière diffusée par les particules sur le chemin optique. Cette augmentation est proportionnelle à la masse d'aérosols traversant le chemin de la lumière. Ce type d'instrumentation n'est cependant pas capable de mesurer les lumières diffusées pour toutes les particules de diamètre inférieur à 100 nm en masse (Eninger *et al.*, 2008).

Le photomètre donne donc un poids plus important aux particules de grands diamètres par rapport à l'utilisation de compteurs de particules (Rengasamy *et al.*, 2011). Le compteur de particules, plus sensible aux petites particules que le photomètre, est plus propice à détecter des fuites pour particules dans la gamme nanométrique. De plus, ces particules peuvent avoir un comportement différent à l'interface du masque et de la tête selon leur diamètre.

Une révision des méthodes de test pour la certification inclurait donc une méthode de mesure basée sur un comptage des particules, cette méthode étant cependant plus onéreuse et moins facile à mettre en œuvre.

De plus, les tests préconisés par les normes européennes ainsi que par le NIOSH sont effectuées à des débits de filtration de 95 L/min et de 85 L/min. Selon Silverman *et al.* (1943), les débits de normalisation ont été estimés dans la gamme de 85 - 95 L/min à l'époque de la première guerre mondiale. Selon les auteurs, on considérait alors qu'une course lente requérait 42,5 L/min d'air et que la phase d'inspiration était d'environ 50 % du cycle respiratoire. Le débit d'air inhalé devrait donc être égal à deux fois 42,5 L/min, soit 85 L/min. Cette référence est depuis restée inchangée (Berndtsson, 2004).

***Tableau 1-2**. Facteurs de protection nominaux des Appareils de Protection Respiratoire filtrants*

		Granulométries de test Diamètre median (déviation géométrique standard) Concentration (en mg/cm^3)	**Débits de test** (en L/min)	**Détermination des performances**
Pièce faciale **(EN 140 et EN 136)**		Diamètre median en masse : 0,6 µm ($\sigma \leq 1,60$) 8 mg/cm^3	Sujets de tests	$P = \frac{C_i}{C_0} \cdot 1,25 \cdot 100$ (en %)[1] Mesure à l'aide d'un photomètre de flamme
Filtre **(EN 143)**		Diamètre median en masse : 0,6 µm ($\sigma \leq 1,60$) 8 mg/cm^3	95 L/min	$P = \frac{C_i}{C_0} \cdot 100$ (en %) Mesure à l'aide d'un photomètre de flamme
Norme américaine **(42 CFR 84)**	Classe N test au NaCl	Diamètre median en nombre : 0,075 µm ($\sigma \leq 1,86$) 15 mg/cm^3	85 L/min	$P = \frac{C_i}{C_0} \cdot 100$ (en %) Mesure à l'aide d'un photomètre de flamme, ou une instrumentation équivalente
	Classes R et P test au DOP	Diamètre median en nombre : 0,185 µm ($\sigma \leq 1,60$) 100 mg/cm^3	85 L/min	$P = \frac{C_i}{C_0} \cdot 100$ (en %) Mesure à l'aide d'un photomètre de flamme, ou une instrumentation équivalente

[1] : Le facteur correctif de 1,25 tient compte de la rétention du chlorure de sodium dans les poumons dans le cas d'un débit d'air arrivant dans l'appareil de 120 L/min et d'un débit respiratoire du porteur de 40 L/min.

1.2 Effet de la respiration

Autant que les propriétés du filtre, le type d'appareil de protection respiratoire et son étanchéité, la respiration humaine est aussi un paramètre important lors de la mesure des performances d'un appareil de protection respiratoire. Cependant la pertinence et l'adéquation des débits de 95 L/min et de 85 L/min pour représenter la respiration d'un porteur fait débat. Ainsi, certains auteurs (Stafford *et al.*, 1973 ; Brosseau *et al.*, 1990 ; Richardson *et al.*, 2006 puis Haruta *et al.*, 2008) ont donc simulé la respiration du porteur sous forme sinusoïdale. Ils ont ensuite comparé les performances de pièces faciales filtrantes ou de filtres en débit constant ou en débit cyclique.

1.2.1 Les paramètres ventilatoires – rythmes de travail et paramètres respiratoires correspondants

La respiration d'une personne est directement liée à son rythme de travail ; et pour un rythme de travail donné, ou dépense énergétique (en Watt ou en kg.m/min), correspond un débit ventilatoire $\dot{V}_{min}$ (ou ventilation pulmonaire).

Le débit ventilatoire est la mesure la plus standard pour quantifier la respiration humaine. Celui-ci est défini comme le produit de deux paramètres :

- la fréquence respiratoire f_R (en cycles par minute) : c'est le nombre de mouvements respiratoires en une minute (1-2). On peut aussi utiliser comme paramètre la durée du cycle respiratoire t_R (en secondes). Un homme au repos effectue 12 à 20 mouvements respiratoires par minute.

$$t_R = \frac{60}{f_R} \qquad \textbf{(1-2)}$$

- le volume courant V_T (en litres) : c'est le volume d'air entrant et sortant au cours de chaque cycle respiratoire. La quantité d'air respirée varie en fonction de l'activité physique et influe donc directement sur le débit ventilatoire. Le volume courant au repos est d'environ 0,5 litre, mais dans le cas d'une activité extrême celui-ci ne peut pas dépasser 5 litres.

En général, les paramètres ventilatoires sont mesurés en utilisant un spiromètre, un pneumotachographe, un rotamètre, ou d'autres instruments permettant de mesurer des débits.

Ce débit ventilatoire, ou volume d'air respiré (inspiré puis expiré) par minute $\dot{V}_{min}$ (en litres par minutes), est donné par l'équation (1-3).

$$\dot{V}_{min} = V_T \times f_R = V_T \times \frac{60}{t_R} \qquad \textbf{(1-3)}$$

Notons que le volume d'air inhalé par minute est généralement légèrement différent du volume d'air expiré : le volume d'air expiré est plus important d'environ 10 % que le volume d'air inspiré, du fait du réchauffement de l'air à la température du corps humain et de sa saturation en vapeur d'eau. Cependant, pour simplifier la représentation, nous considérerons ici que les deux volumes d'air sont équivalents.

Le rythme de travail est lié à la perte d'énergie enregistrée pendant une activité donnée. Cependant, plusieurs types de classifications ont été proposées en utilisant ces données. En effet, il est difficile de quantifier exactement ce que peut signifier un travail léger, moyen ou extrême. Beaucoup d'études font référence à la classification de Silvermann *et al.* (1951) présentée dans le (Tableau 1-3).

***Tableau 1-3**. Rythmes de travail et caractéristiques respiratoires rapportées par Silverman et al. (1951)*

Rythme de travail W (en kg.m/min)	**(en W) (Conversion : 1 kg.m/min ≈ 0,164 Watts)**	**Fréquence respiratoire f_R (en cycles/min.)**	**Débit ventilatoire moyen $\dot{V}_{min}$ (en litres/min.)**	**Débit respiratoire de pointe PIF (en litres/min.)**
Sédentaire	--	14,6	10,3	40
208	34,00	21,2	20,8	63
415	67,83	22,7	29,9	84
622	101,67	23,0	37,3	100
830	135,67	30,4	54,7	149
1107	180,94	34,8	75,3	194

D'autre part, si l'on se réfère à la norme internationale ISO/DIS 8996, les activités de travail sont classées selon le métabolisme énergétique de travail de la façon suivante (Tableau 1-4).

***Tableau 1-4**. Classes d'activités de travail selon la norme internationale ISO/DIS 8996*

Classe	**Métabolisme moyen et sa plage de valeurs W (en Watts)**	**Débit ventilatoire moyen $\dot{V}_{min}$ (en litres par minute)**	**Exemple d'activité**
1	115 W (de 100 W à 125 W)	13	Repos assis ou debout
2	180 W (de 125 W à 235 W)	18	Assis en travail léger ou debout en marche occasionnelle
3	295 W (de 235 W à 360 W)	27	Travail moyen des bras et des jambes
4	415 W (de 360 W à 465 W)	36	Travail intense des bras et du tronc
5	> 520 W (> 465 W)	45	Activité très intense à allure rapide

Pour faciliter la modélisation de la respiration, celle-ci est généralement représentée sous la forme d'une fonction sinusoïdale. Cette respiration sinusoïdale idéale, donnée par la fonction notée $\dot{V}(t)$ (1-4), est représentée sur le graphique de la Figure 1-4.

$$\dot{V}(t) = PIF.\sin\left(2\pi\frac{f_R t}{60}\right) = PIF.\sin\left(2\pi\frac{t}{t_R}\right) \qquad \textbf{(1-4)}$$

Deux autres paramètres peuvent alors caractériser ce cycle respiratoire :

- le débit respiratoire de pointe *PIF* (en litres par minute). C'est le débit d'air maximal atteint lors de l'inspiration,
- le débit moyen d'inspiration *MIF* (en litres par minute).

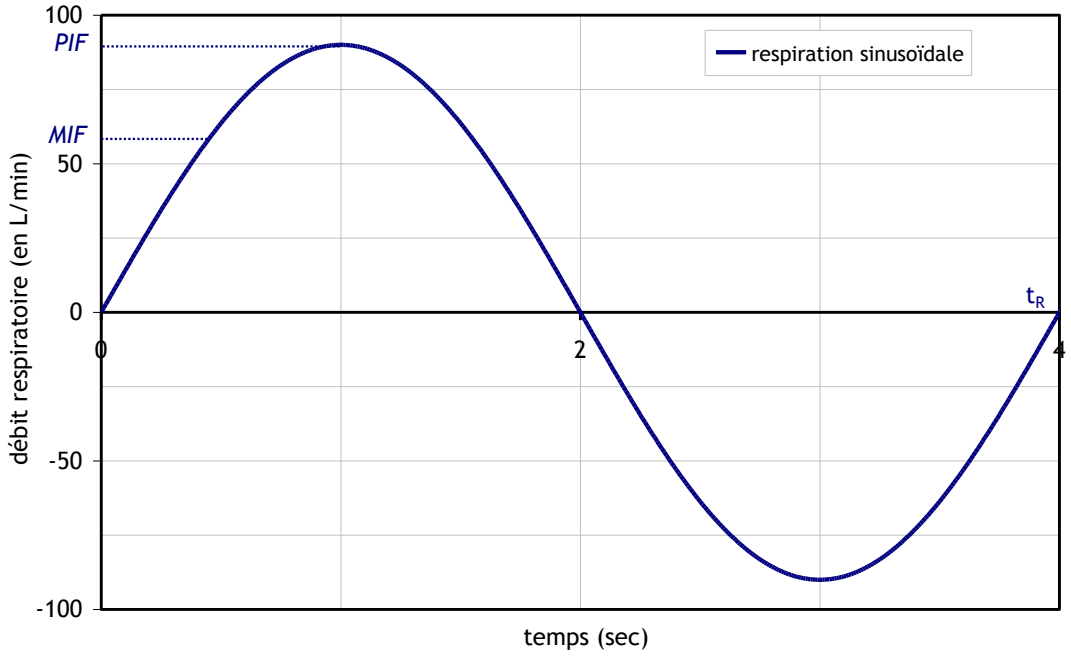


***Figure 1-4**. Simulation de la respiration sous forme sinusoïdale (f_R = 0,25 cycles/min et MIF = 60 L/min)*

Le débit ventilatoire de pointe (*PIF*) et le débit moyen d'inspiration (*MIF*) peuvent être calculés à l'aide de (1-5).

$$\begin{cases} PIF = \dot{V}\left(\frac{t_R}{4}\right) \\ MIF = \frac{\int_0^{\frac{t_R}{2}} \dot{V}(t)\,dt}{\int_0^{\frac{t_R}{2}} dt} = \frac{2}{\pi} PIF \end{cases} \qquad \textbf{(1-5)}$$

Géométriquement, la valeur du *MIF*, valeur moyenne du signal sinusoïdal en inspiration, semble la valeur la plus utile afin de comparer les mesures en débit constant et les mesures en débit cyclique.

1.2.2 Influence de la respiration sur le facteur de protection

Stafford *et al.* (1973), puis Brosseau *et al.* (1990) et Richardson *et al.* (2006) utilisent une machine permettant de simuler le cycle respiratoire, selon un modèle sinusoïdal, pour se rapprocher le plus possible de la respiration humaine. Ils ont ainsi pu comparer les efficacités des appareils de protection respiratoires lors de tests en débit constant et en débit cyclique.

Stafford *et al.*, en 1973, ont étudié l'efficacité de cartouches filtrantes pour des billes de latex dont le diamètre varie de 0,176 µm à 2,02 µm, ainsi que pour du DOP (dioctyl phthalate) de 0,3 µm de diamètre. Le but de son étude est de comparer les filtrations

dans le cas de débits constants et dans le cas de débits cycliques. Les tests sont d'abord faits à un débit constant de 16 L/min (correspondant à un débit de 32 L/min à travers un masque bi-filtres), puis comparés à ceux effectués dans des simulations de trois rythmes de travail correspondant à 415, 622 et 830 kg.m/min (soit environ 68 Watt, 102 Watt et 136 Watt). Leurs tests ont montré que, pour un débit constant, le facteur de protection minimum se situe à 0,3 µm (taille de particule la plus pénétrante), ce qui correspond bien à la théorie classique de filtration d'une fibre. Cependant, dans le cas des débits cycliques, cette taille de particule la plus pénétrante, MPPS, est obtenue à des diamètres de l'ordre de 0,5 µm. De plus, l'étude a vérifié que l'efficacité diminue lorsque la vitesse de filtration augmente, et donc lorsque le rythme de travail augmente. Les résultats des minimums d'efficacité lors des essais en débit cyclique sont considérablement plus faibles que dans les cas des mesures en débit constant de 32 L/min. Cette étude suggère donc que les tests effectués en débit constant surestiment la performance des filtres dans le cas de simulation de respirations peu intenses.

Brosseau *et al*. ont obtenu, lors de leurs expériences de 1990, des résultats équivalents à ceux de Stafford *et al*. dans le cas de pièces faciales filtrantes. Le débit sinusoïdal a été simulé selon un débit moyen de 76 L/min et un maximum de 100 L/min (représente un rythme de travail de 622 kg-m/min, soit 102 Watt). Les tests en débit constant ont été effectués à un débit de 32 L/min. Les valeurs de facteurs de protection mesurés pour de la silice (diamètre médian en nombre de 0,46 µm et déviation géométrique standard de 2,5) sont, dans le cas du débit cyclique, une fois et demi inférieurs que celles mesurées lors des essais en débit constant.

Enfin, Richardson *et al*. ont aussi étudié en 2006 l'effet de la respiration sur la performance de cartouches et pièces faciales filtrantes à usage unique. Contrairement aux études précédentes, les respirations simulées utilisées ici représentent des rythmes de travail allant de modérés à très intenses. Dans ces expériences, les auteurs produisent un aérosol de test dont le diamètre des particules (diamètre aérodynamique médian en nombre) s'étend de 0,02 µm à 3,0 µm. Les résultats montrent que l'efficacité minimale expérimentale est obtenue pour des particules entre 0,1 µm et 0,2 µm pour les filtres P100, et pour des particules entre 0,05 µm et 0,1 µm pour les filtres N95. Ces résultats ont été observés pour les expériences en débits cycliques comme celles en débits constants. Les mesures de perméances à la taille de particule la plus pénétrante ont été comparés à débits constants et à débits cycliques. Les mesures en débit constant équivalent au *MIF*, pour les filtres les plus efficaces, et équivalent au *PIF*, pour les classés N95, sont plus proches que les mesures obtenues en débit constant équivalent au débit ventilatoire.

En 2008, Haruta *et al*. ont testé deux pièces faciales filtrantes en filtres électrets classées N95. Contrairement aux études précédentes, celle-ci utilise de particules nanométriques (diamètres aérodynamiques centrés à 25 nm, 65 nm et 99 nm, avec un écart type inférieur à 1,1) comme agent d'essai. Les performances d'appareils de protection respiratoires jetables sont ainsi comparées en présence de débits constants et débits cycliques (équivalents à 15 L/min, 30 L/min, 85 L/min et 105 L/min). Les résultats de cette étude montrent que, dans le cas de rythmes de travail faibles (15 L/min et 30 L/min) les facteurs de protection mesurés en débit cyclique sont inférieurs à celles mesurées en débit constant. Ils ne mesurent pas de différences significatives dans les valeurs de perméances pour un débit équivalent à 84 L/min. Enfin, pour une filtration de 135 L/min, le facteur de protection expérimentale est moins élevé en débit constant qu'en débit cyclique. Les mesures montrent que le débit constant surestime l'efficacité de filtration de particules de 25 nm, 65 nm et 99 nm dans le cas de débits faibles (inférieurs à 85 L/min) tandis qu'il la sous-estime dans le cas de rythmes de travail plus intenses.

En conclusion, les premières études ont montré que les perméances mesurées pour un débit constant sont supérieures un débit cyclique représentant une faible activité. L'étude de Richardson *et al*. (2008) conclu que le paramètre *MIF* est le plus approprié pour la comparaison du régime cyclique au régime constant. De plus, l'étude de Haruta *et al*. (2008) a montré que la mesure d'efficacité d'un appareil de protection respiratoire en débit

constant donne rarement une bonne prédiction de l'efficacité de cet appareil lors de son utilisation par le porteur : la mesure du facteur de protection en débit constant peut être soit plus grande, soit moins importante que celle obtenue dans le cas d'un débit cyclique, selon l'importance du débit imposé.

Notons cependant que seules les expériences de Richardson *et al.* (2008) ne rejettent pas l'expiration dans le masque ou le filtre qu'ils testent.

1.3 Etudes sur des particules de taille nanométrique

La plupart des études sur les appareils de protection respiratoire sont effectuées à des tailles de particules supérieures à 100 nm et quelques études spécifiques descendent jusqu'à 20 nm environ. Mais ces études concernent principalement des pièces faciales filtrantes et des filtres.

Dans le cas particulier des particules de l'ordre du nanomètre, il n'existe aucune étude relative à l'effet de la taille sur le facteur de protection mesuré dans le cas de demi-masques filtrants. Les études mentionnées ci-dessus, effectuées sans fuites, permettent toutefois de faire quelques remarques quant au comportement de la perméance d'une pièce faciale filtrante pour des nanoparticules.

- la perméance pour des particules de diamètre inférieur à 10 nm et supérieur à 5 µm tend vers zéro, c'est-à-dire que celles-ci sont majoritairement collectées par le filtre,
- la perméance augmente quand le débit de filtration (constant) augmente et cette augmentation de la perméance dépend du type de filtre utilisé et de la taille des particules,
- la taille de particule la plus pénétrante, en anglais *most penetrating particule size* (MPPS) mesurée dans le cas des filtres à fibres contenues dans les pièces faciales filtrantes N95 se situe entre 30 nm et 70 nm ; de plus, cette MPPS ne varie pas avec le débit de filtration (Balazy *et al.*, 2006 ; Huang *et al.*, 2007 ; Rengasamy *et al.*, 2007 et 2008),
- la MPPS mesurée dans le cas de pièces faciales filtrantes de type P100 se situe entre 50 nm et 100 nm (Rengasamy *et al.*, 2009),
- l'efficacité de filtration des filtres électrets dépend de l'état de charge des fibres du filtre (Huang *et al.*, 2007),
- la MPPS mesurée dans le cas de cartouches de type P100 se situe entre 100 nm et 300 nm, cette MPPS se décale vers les petites particules quand le débit de filtration augmente (Richardson *et al.*, 2006 ; Möhlmann *et al.*, 2007),
- des études mesurent des perméances dans le cas des pièces faciales filtrantes N 95 supérieures aux valeurs préconisées par les normes (P > 5 %) et à 85 L/min (Balazy *et al.*, 2006 ; Haruta *et al.*, 2008), pour des diamètres de particules inférieurs à 100 nm.

Ces résultats concordent avec les études sur les media filtrants (Kim *et al.*, 2006 ; Huang *et al.*, 2007 ; Mouret *et al.*, 2009 ; Mouret *et al.*, 2011).

En 2011, Rengasamy et Eimer ont publié deux études dans lesquelles ils ont mesuré l'influence de fuites sur l'efficacité de pièces faciales filtrantes classées N95 pour des nanoparticules et pour une simulation de la respiration. Ils retrouvent les mêmes conclusions présentées précédemment lorsque le masque est scellé à un mannequin.

En présence de fuites, les mesures de perméances sont équivalentes à la mesure du *TIL* (*Total Inward Leakage*), correspondant à l'inverse du facteur de protection *PF* de la pièce faciale filtrante testée. Ils remarquent que la taille de particule la plus pénétrante reste toujours à environ 50 nm. Lorsqu'ils augmentent la taille des fuites simulées, ainsi que lorsqu'ils augmentent le débit équivalent de la respiration, le facteur de protection mesuré diminue.

Pour les quatre pièces faciales filtrantes testées et à un débit équivalent de 40 L/min, les facteurs de protection mesurés sont supérieurs à 20 dans le cas de deux fuites de 1,19 mm de diamètre, inférieurs à 20 pour deux fuites de 1,8 mm ou pour deux fuites de 3,00 mm.

De plus, leurs études montrent une relation directe entre la perméance du filtre utilisé et le facteur de protection obtenu en présence de fuites. En effet, ils observent que les pièces faciales filtrantes N95 de moins bonne efficacité en pose scellée présentent des facteurs de protection plus importants que les autres pièces faciales filtrantes. Ces conclusions sont en accord avec les mesures obtenues par Liu et Lee (1993) pour des pièces faciales filtrantes d'efficacité différente et pour des particules de 10 nm. Pour quatre pièces faciales filtrantes d'efficacité différentes (N95 et P100, et FFP2 et FFP3), les facteurs de protection mesurés sont supérieurs à 20 lorsque les masques sont scellés. En présence de deux fuites de 2,41 mm, les facteurs de protection des pièces faciales filtrantes moins efficaces (N95 et FPP2) sont compris entre 10 et 20, tandis que les facteurs de protection des pièces faciales filtrantes plus efficaces (P100 et FPP3) sont inférieurs à 10.

1.4 Conclusions générales

Cette première partie, sur l'état des études sur l'efficacité des appareils de protection respiratoire en présence d'une atmosphère chargée en nanoparticules, nous a permis de montrer qu'il n'a été encore réalisé aucune étude relative à l'effet de la taille de nanoparticules sur le facteur de protection mesuré dans le cas de demi-masques filtrants.

La première partie de ce document nous a permis de définir et choisir les appareils de protection respiratoire testés dans cette étude. Les normes associées prévoient de tester de manière séparée la pièce faciale et le système de filtration alors qu'une mesure de la fuite totale (système de filtration + étanchéité) est plus représentative de l'efficacité d'un appareil.

Les appareils de protection respiratoire sont mis au point et qualifiés en présence de particules dont le diamètre médian en masse est de 0,6 µm. Cependant, la distribution sous forme 'log-normale' des aérosols de test induit une large gamme de taille de particules pour les essais (européens comme américains). Or les études déjà effectuées sur les performances de media plans sont très affectées par le paramètre de taille des particules. Donc selon différents scénarios d'expositions, la réponse de l'appareil de protection respiratoire sera différente.

De plus, la chute de la taille de la particule la plus pénétrante dans la gamme nanométrique, mesurée dans le cas des filtres en électrets doit entraîner une modification et un développement, des méthodes de certification ; la mesure de l'efficacité des filtres pour un diamètre médian en masse de 0,6 µm n'est plus forcément représentative de la situation la plus défavorable.

Il faut aussi noter que les tests compris dans la norme sont à débit constant ; or selon les représentations des rythmes de travail, et donc de la simulation de la respiration du porteur, l'efficacité de l'appareil ne sera pas la même. Cependant, la classification des rythmes de travail selon les paramètres physiologiques est très difficile et les auteurs n'utilisent généralement pas les mêmes données, d'où une certaine difficulté quant à la comparaison des différentes études sur le sujet.

Le point commun des différentes études simulant la respiration humaine est la représentation de la respiration sous la forme d'un débit de filtration sinusoïdal dont les paramètres varient selon le rythme de travail que l'on veut représenter. La respiration humaine est alors décrite de manière simplifiée à l'aide de deux paramètres : la fréquence respiratoire f_r, ou nombre de cycles respiratoires par minutes, et le volume courant V_T. On peut relever que les auteurs s'accordent alors à comparer le débit constant de filtration des tests à un débit moyen d'inspiration.

Les résultats de cette comparaison dépendent de l'intensité du débit utilisé et du diamètre des particules filtrées: le débit constant surestime l'efficacité de filtration de particules de 25 nm, 65 nm et 99 nm dans le cas de débits faibles (inférieurs à 85 L/min) tandis qu'il la sous-estime dans le cas de rythmes de travail très intense. Ces études montrent aussi que l'augmentation du débit moyen de filtration dans l'étude des filtres amovibles en fibre de verre entraîne un déplacement de la taille de particule la plus pénétrante (MPPS) qui se décale vers les particules plus petites.

Comme dans plusieurs études expérimentales et théoriques sur la filtration des nanoparticules par des media plans, les résultats obtenus sur les pièces faciales filtrantes ou des filtres montrent que l'efficacité de filtration augmente lorsque la taille de l'aérosol diminue jusqu'à 4 nm.

Les facteurs de protection mesurés en présence de fuites pour des pièces faciales filtrantes montrent une diminution des performances lors de l'augmentation des fuites et de l'augmentation des débits de filtration. Cette diminution du facteur de protection permet d'indiquer que la fuite faciale est une composante très importante dans la détermination de la protection respiratoire. De plus, les résultats présentés confirment qu'il existe une interdépendance entre l'efficacité du medium et les fuites dans la détermination du facteur de protection d'un APR.

Il paraît donc indispensable de mesurer l'efficacité des appareils de protection respiratoire dans leur ensemble et ainsi tenir compte de l'efficacité du système de filtration et de l'efficacité d'étanchéité de la pièce faciale. La thèse se propose donc de mesurer le facteur de protection de deux demi-masques filtrants, en se rapprochant au mieux des conditions d'utilisation. Dans cette optique, nous allons étudier : l'effet du diamètre des particules sur les performances des APR, l'effet de la simulation de la respiration du porteur, et l'effet de fuites à l'interface masque/tête.

Chapitre 2

Efficacité du système de filtration des Appareils de Protection Respiratoires : les media plans

Ce chapitre s'attache à décrire l'efficacité du filtre de l'appareil de protection respiratoire. Ce filtre est constitué d'un contenant plastique dans lequel est intégré un medium plissé, ceci permettant d'augmenter sa surface d'échange.

Le banc de Filtration des Aérosols NAnométriques (banc FANA) a été utilisé pour déterminer l'efficacité de filtration du medium plan contenu dans les filtres que nous utiliserons par la suite. Son efficacité est ensuite comparée à celle obtenue pour d'autres media plan, utilisés en ventilation collective et d'efficacités diverses.

Les spectres de mesures de perméance sont obtenus pour des diamètres de particules allant de 5 à 500 nm. Toutes ces mesures seront ensuite comparées aux modèles théoriques existants. Une analyse de nos données expérimentales est ensuite proposée qui permettra de discuter le modèle de Wang *et al.* (2007), dernier modèle proposant l'expression de l'efficacité de collecte par diffusion dans la littérature.

2.1 Les media filtrants

La protection individuelle comme la protection collective utilise des media filtrants pour limiter l'exposition des travailleurs. Le medium contenu dans ces différents systèmes est présenté dans cette section.

2.1.1 Description des media filtrants

Les media filtrants, auxquels nous nous sommes intéressés, sont des filtres à fibres composés d'un enchevêtrement de fibres de diamètres variant de quelques centièmes de micromètre à quelques micromètres. La Figure 2-1 montre deux exemples d'observations au microscope électronique à balayage de media testés dans ce chapitre.

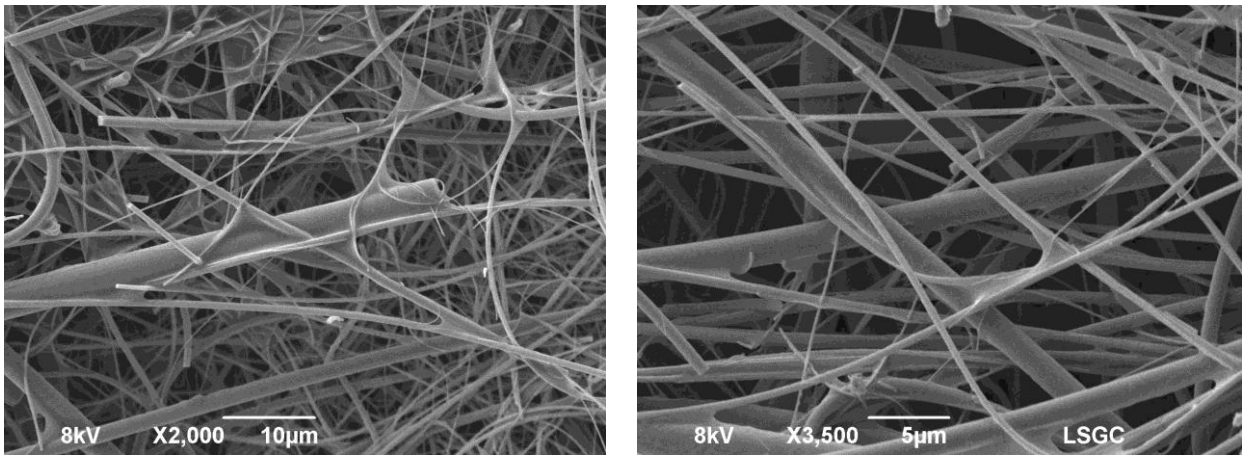


***Figure 2-1**. Observation au microscope électronique à balayage de deux media, à gauche de moyenne efficacité (medium 4) et à droite de très haute efficacité (medium 7)*

Les filtres à fibres sont caractérisés par leurs paramètres de structure :

- la nature des fibres du medium, ces fibres peuvent être en verre, cellulose, polytétrafluoroéthylène, …,
- l'épaisseur *Z* du medium,
- la compacité α : c'est le rapport entre le volume des fibres au volume total du filtre,
- le diamètre des fibres d_f.

Les diamètres des fibres peuvent être mesurés par microscopie électronique afin d'obtenir une distribution granulométrique des diamètres des fibres du medium et un diamètre median, d_f.

Mais le diamètre des fibres est généralement déterminé à partir du diamètre de Davies, d_{Davies}. Il est obtenu à l'aide de la relation empirique de Davies en régime d'écoulement laminaire (équation (2-1)), où μ est la viscosité dynamique du gaz, U la vitesse frontale de filtration et ΔP la perte de charge du filtre.

$$d_{Davies} = \sqrt{\frac{64\mu UZ\alpha^{3/2}\left(1+56\alpha^{3}\right)}{\Delta P}} \qquad \textbf{(2-1)}$$

La performance d'un medium filtrant est caractérisée à l'aide de deux paramètres : sa perte de charge *ΔP* ainsi que son efficacité de filtration *E*. La valeur de ces deux paramètres est liée aux caractéristiques géométriques du medium ainsi qu'aux caractéristiques opératoires (la vitesse frontale de filtration *U*).

De plus, rappelons que, selon la nature des fibres du medium, des traitements peuvent être appliqués afin de charger de manière électrostatique les fibres. Ces traitements ont pour but d'améliorer l'efficacité de filtration, sans modification de la perte de charge du medium.

2.1.1.1 La perte de charge d'un medium filtrant

La perte de charge *ΔP* se définit comme la différence entre les pressions statiques en amont et en aval du medium filtrant (équation (2-2), notées respectivement P_{amont} et P_{aval}, elle caractérise la résistance de l'élément filtrant à l'écoulement de l'air.

$$\Delta P = P_{amont} - P_{aval} \qquad \textbf{(2-2)}$$

2.1.1.2 L'efficacité de filtration ou perméance expérimentale d'un medium filtrant

L'efficacité *E* est donnée par l'expression (2-3), avec C_{aval} et C_{amont} les concentrations respectives en aval et en amont du filtre. Nous parlons également de perméance *P* qui correspond à la fraction de particules traversant le filtre.

$$E = 1 - P = 1 - \frac{C_{aval}}{C_{amont}} \qquad \textbf{(2-3)}$$

Un medium filtrant peut aussi être défini par son coefficient d'épuration, donné par l'inverse de la perméance *P*. Le facteur de protection *PF* est donc pour l'appareil de protection respiratoire l'équivalent du coefficient d'épuration d'un medium filtrant.

2.1.2 L'efficacité globale théorique de media filtrants

Le comportement microscopique d'un medium peut être décrit comme l'accumulation de l'effet de collecte de chaque fibre prise indépendamment les unes des autres. L'efficacité d'un medium s'exprime de façon théorique par l'équation (2-4), avec η son efficacité de collecte unitaire.

$$E = 1 - P = 1 - \exp\left(\frac{-4\alpha Z}{\pi(1-\alpha)d_f}\eta\right) \qquad \textbf{(2-4)}$$

L'efficacité de collecte d'une fibre, η, est fonction des mécanismes physiques de capture. Ceux-ci sont présentés dans la partie suivante.

2.1.2.1 La collecte par diffusion

Ce type de capture (Figure 2-2) est significatif pour des particules de faible diamètre, elle représente la trajectoire aléatoire d'une particule sous l'effet de ses collisions avec les molécules du gaz environnant. Sous l'agitation Brownienne, elles peuvent venir au contact des fibres et y adhérer.

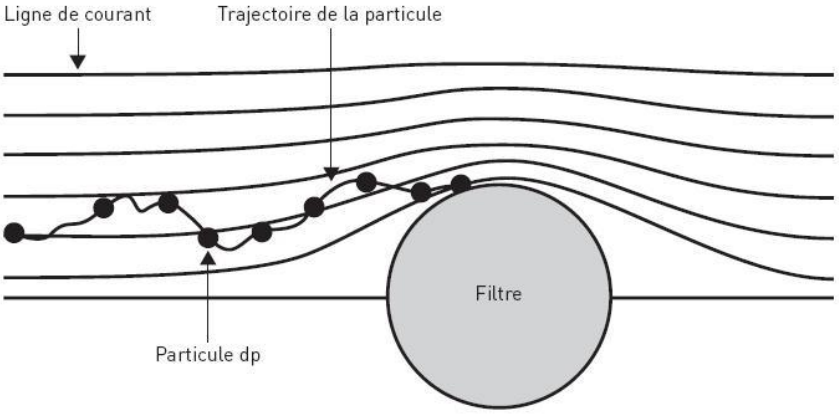


***Figure 2-2**. Collecte des particules par Diffusion Brownienne*

2.1.2.2 La collecte par interception directe

L'interception directe est un mécanisme de capture représenté en Figure 2-3. Une particule de diamètre d_p suivant une ligne de courant est interceptée par une fibre lorsqu'elle s'approche de celle-ci à une distance inférieure à son rayon.

L'efficacité de collecte est d'autant plus grande que le diamètre de la particule est grand et le diamètre de la fibre petit. Pour ce mécanisme, les relations existantes sont généralement exprimées en fonction du rapport d_p/d_f appelé nombre d'interception R.

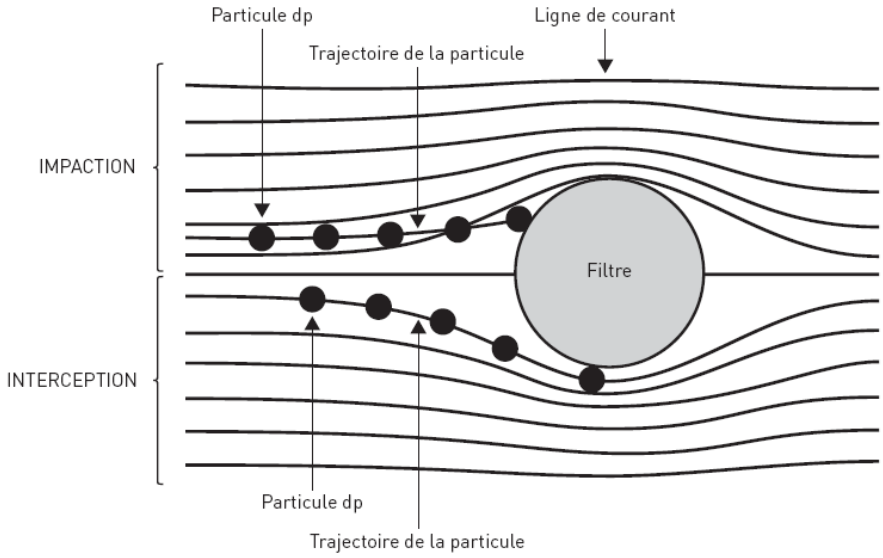


***Figure 2-3**. Collection des particules par impaction et interception*

Par exemple, Liu et Rubow (1990) proposent un modèle théorique pour l'efficacité de collecte par interception directe, (2-5), où H_{Ku} est le facteur hydrodynamique de Kuwabara et Kn_f le nombre de Knudsen calculé pour les fibres. Ces paramètres sont présentés de manière plus précise dans la suite de ce chapitre. Dans la suite de ce manuscrit, l'efficacité de collecte par interception η_r sera modélisée selon l'équation proposée par Liu et Rubow (1990), validée expérimentalement lors de la thèse de Gougeon (1996).

$$\eta_r = 0,6\left(\frac{1+\alpha}{H_{Ku}}\right)\frac{R^2}{1+R}C_r \text{ avec } C_r = 1+1,996\frac{Kn_f}{R} \qquad \textbf{(2-5)}$$

2.1.2.3 La collecte par impaction inertielle

L'impaction inertielle (Figure 2-3) est un mécanisme entrant en jeu pour des particules de grande taille. En effet, en raison de son inertie, la particule peut ne pas suivre la ligne de courant contournant la fibre et venir s'impacter à la surface de cette dernière. Une particule est ainsi captée d'autant plus facilement qu'elle est lourde et que sa vitesse d'approche est grande.

L'étude de ce mécanisme est complexe, néanmoins, il est établi que l'efficacité de capture par impaction croît avec le nombre de Stokes St, (2-6), où Cu est le coefficient de Cunningham (2-15).

$$St = \frac{Cu.\rho_p.U.d_p^{\,2}}{18.\mu.d_f} \qquad \textbf{(2-6)}$$

On peut citer par exemple Gougeon (1996) qui propose une relation pour ce mécanisme de collecte, (2-7), lorsque $0,03 < Re_f < 0,2$ et $0,5 < St < 4,1$. Dans la suite de ce manuscrit, l'efficacité de collecte par impaction η_i sera modélisée selon l'équation proposée par Gougeon (1996), validée expérimentalement lors de sa thèse.

$$\eta_i = 0,0334.St^{3/2} \qquad \textbf{(2-7)}$$

2.1.2.4 La collecte supplémentaire par attraction électrostatique

Les particules ou les fibres du filtre peuvent porter des charges électriques et donc entraîner des interactions électrostatiques. Les forces électrostatiques entraînant ces interactions sont de nature différente selon le ou les porteurs de charge.

Ces forces électrostatiques sont utilisées dans le cas de filtres dits électrets dont les fibres, généralement en polymère, possèdent une distribution de charges électrostatiques permettant d'améliorer l'efficacité du medium (du moins tant que les fibres sont chargées) sans influencer la perte de charge ΔP du medium.

2.1.2.5 L'efficacité de collecte totale

La majorité des auteurs approxime l'efficacité globale d'une fibre comme la somme des efficacités de collecte. Cependant, les différents mécanismes ne sont pas indépendants les uns des autres et sommer les mécanismes peut entraîner la capture d'une seule particule par plusieurs mécanismes. Nous utiliserons plutôt le produit des probabilités d'efficacités de collecte (2-8) pour déterminer l'efficacité totale de collecte d'une fibre η.

$$\eta = 1-(1-\eta_d).(1-\eta_i).(1-\eta_r) \qquad \textbf{(2-8)}$$

Comme nous pouvons le visualiser sur la Figure 1-5, la théorie prévoit notamment une efficacité de collecte proche de 100 % pour des particules de taille inférieure à 10 nm.

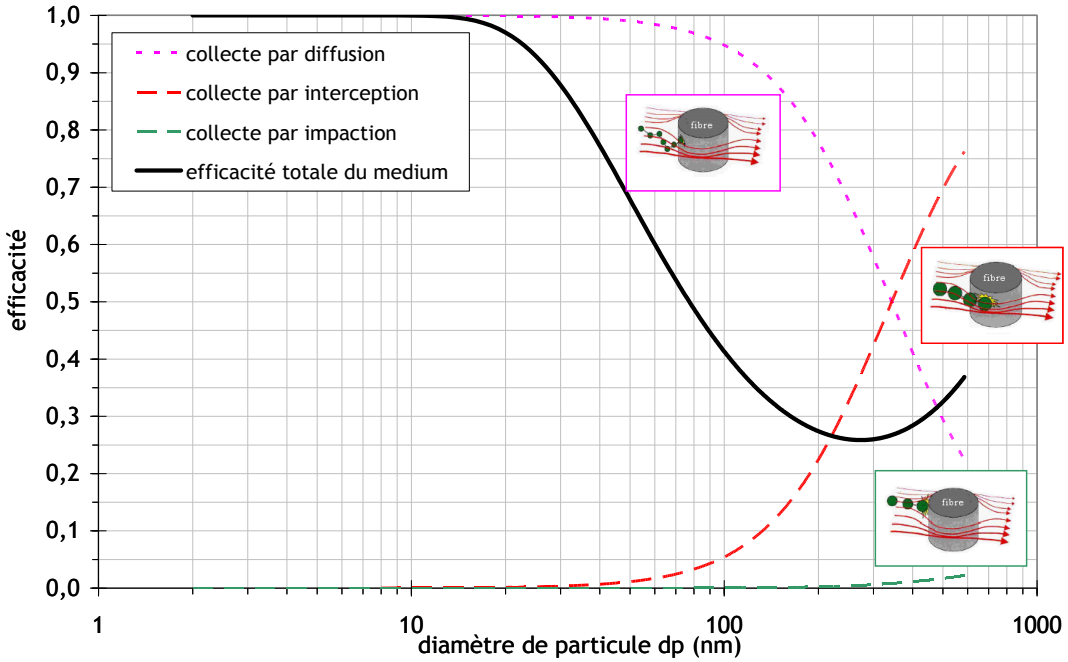


***Figure 1-5**. Représentation de l'efficacité du medium 4 en fonction de la dimension des particules et des différents régimes de filtration*

Le diamètre des particules joue un rôle essentiel sur l'efficacité de collecte car selon le diamètre, les mécanismes de piégeage ont un poids plus ou moins important. L'efficacité globale d'un medium comporte une valeur minimale pour un diamètre de particules proche de 0,3 µm. C'est pour cette classe granulométrique que la mesure normative de l'efficacité des filtres est effectuée. Cette taille de particule est appelée taille de la particule la plus pénétrante (MPPS).

2.2 Différents modèles de l'efficacité de collecte par diffusion des filtres à fibres

Ici, nous allons nous intéresser plus principalement à l'efficacité de collecte d'une fibre par diffusion. Ce mécanisme de collecte est le mécanisme significatif pour des particules de la gamme nanométrique. Il prend en considération la trajectoire aléatoire d'une particule sous l'effet de ses collisions avec les molécules du gaz environnant, l'amenant au contact des fibres et ainsi à y adhérer.

Il existe de très nombreuses expressions dans la littérature donnant l'efficacité de capture des particules par diffusion, dont quelques-unes obtenues à partir de considérations théoriques. Ces expressions sont généralement en bon accord avec les points expérimentaux pour des filtres à fibres de faible efficacité. La perméance de ces media peu efficaces, pour lesquels de nombreuses mesures ont été obtenues, est donc aisément modélisable. Cependant, ces équations sont difficilement applicables aux filtres très efficaces, pour lesquelles des mesures de perméance spectrale sont moins évidentes à obtenir sur une grande gamme de taille, et principalement dans le domaine nanométrique.

2.2.1 Evolution historique des modèles

2.2.1.1 Détermination de l'équation théorique

Les modèles théoriques sont basés sur une résolution de l'équation de transport par convection-diffusion des aérosols vers un cylindre comprenant une couche limite (2-9), où n est la concentration en nombre des particules et U la vitesse de l'écoulement,

$$D\nabla^2 n - div\left(\vec{U}n\right) = 0\,. \qquad \textbf{(2-9)}$$

Ici, le coefficient de diffusion est constant et il n'existe pas de sources de perturbations (forces extérieures). Pour un fluide incompressible, l'équation d'incompressibilité permet de simplifier l'équation (2-9) par :

$$\frac{\partial n}{\partial t} + Ugrad(n) = D\nabla^2 n\,. \qquad \textbf{(2-10)}$$

Elle est ensuite exprimée, en coordonnées polaires, sous la forme suivante :

$$U_\rho \frac{\partial n}{\partial \rho} + \frac{U_\theta}{\rho}\frac{\partial n}{\partial \theta} = D\left[\frac{\partial^2 n}{\partial \rho^2} + \frac{1}{\rho}\frac{\partial n}{\partial \rho} + \frac{\partial^2 n}{\rho^2 \partial \theta^2}\right]. \qquad \textbf{(2-11)}$$

Cette équation permet de régir l'équilibre entre la diffusion et la convection des particules dans la couche limite. Mais il est impossible de trouver une solution analytique générale à cette équation. Plusieurs hypothèses sont alors proposées :

- La couche limite de diffusion est mince (impliquant que le nombre de Peclet est relativement grand).

Cette hypothèse permet de transformer l'équation principale de transport en une équation parabolique. En effet, cette hypothèse permet de négliger la dérivée selon θ. C'est généralement cette équation qui est alors considérée dans toutes les démarches théoriques pour la détermination de l'efficacité de diffusion. L'équation devient alors, pour un fluide incompressible et en coordonnées polaires, (2-12).

$$U_\rho \frac{\partial n}{\partial \rho} + \frac{U_\theta}{\rho}\frac{\partial n}{\partial \theta} = \frac{D}{\rho}\frac{\partial}{\partial \rho}\left(\rho \frac{\partial n}{\partial \rho}\right). \qquad \textbf{(2-12)}$$

- Le champ d'écoulement au voisinage de la fibre étudiée est décrit par une fonction de courant, solution de l'équation de Navier-Stokes.

Celle-ci a tout d'abord été décrite par Lamb (1932) dans le cas d'un cylindre isolé, puis Happel (1959) et Kuwabara (1959) intègrent l'effet des fibres voisines sur la fonction de courant par la modélisation d'un ensemble de cylindres. La solution de Happel est conditionnée par une contrainte rotationnelle tandis que la seconde l'est par une contrainte tangentielle. Ainsi, les équations décrivant l'écoulement font entrer en jeu un facteur hydrodynamique *H* permettant de caractériser la structure du filtre. Ces solutions ne sont valables que dans une région limitée autour d'une fibre, et supposent d'être bien représentatives du filtre total modélisé. La solution proposée par Kuwabara est la plus souvent utilisée dans les modélisations d'efficacité de media à fibres, car elle est considérée par les auteurs comme la plus représentative d'un medium réel. Ces résolutions de Happel et de Kuwabara sont souvent appelés modèles à cellules. Dans ce modèle, les auteurs font l'hypothèse que toutes les fibres modélisées sont de même diamètre, subissent le même flux, et sont toutes parfaitement perpendiculaires à la direction du flux principal.

Pour se rapprocher au mieux du cas réel, le champ d'écoulement théorique doit tenir compte de l'interaction entre les fibres ainsi que de l'orientation aléatoire de celles-ci. Les modèles ci-dessus ne tiennent pas compte de l'inhomogénéité à l'intérieur de la structure du filtre.

- La diffusion n'est considérée que dans sa composante radiale.

2.2.1.2 Définition du nombre de Peclet

Toutes les expressions théoriques aboutissent à une équation de l'efficacité de collecte par diffusion η_d dans laquelle entre en jeu le paramètre de Peclet, *Pe*. Ce nombre adimensionnel (2-13) permet de rendre compte de la compétition entre le transport de la particule dû au phénomène de convection de l'air à l'approche d'une fibre et le transport de la particule dû à sa diffusion, où d_f est le diamètre de cette fibre, *U* est la vitesse frontale du gaz porteur et *D* le coefficient de diffusion de la particule.

$$Pe = \frac{U.d_f}{D}, \qquad \textbf{(2-13)}$$

Lorsque le nombre de Peclet est inférieur 1, l'effet de diffusion des particules est dominant. L'atmosphère de particules se disperse plus vite qu'il ne suit le fluide porteur.

A l'inverse, lorsque le nombre adimensionnel est supérieur à 1, les particules avancent plus vite sur les lignes de courant du fluide qu'elles ne se dispersent. Dans ce cas particulier, il est impossible de trouver une solution analytique générale à l'équation de convection-diffusion.

Le coefficient de diffusion *D* ,(2-14) , permet de quantifier le mouvement des particules par diffusion brownienne. Celui-ci est corrigé, dans le cas de particules nanométriques, par le coefficient de Cunningham *Cu*, avec k_B la constante de Boltzmann ($k_B = 1{,}37.10^{-23}$ J.K^{-1}) et *T* la température du gaz, en kelvin.

$$D = \frac{k_B.T.Cu}{3\pi.\mu.d_p} \qquad \textbf{(2-14)}$$

En effet, lorsque la taille des particules est proche de la valeur du libre parcours moyen λ des molécules du gaz environnant, le coefficient de Cunningham *Cu* est un facteur de correction qui tient compte des discontinuités du milieu autour de la particule. Le facteur de correction *Cu* est déterminé, expérimentalement selon Kim *et al.* (2005), par l'équation (2-15).

$$Cu = 1 + Kn.\left(1{,}165 + 0{,}483.\exp\left(-\frac{0{,}997}{Kn}\right)\right) \qquad \textbf{(2-15)}$$

Le paramètre sans dimensions *Kn* permet de caractériser la continuité du milieu autour d'un obstacle. Ce paramètre permet de déterminer trois régimes (Figure 2-4) selon (2-16), où λ est le libre parcours moyen des molécules de l'air.

$$Kn = \frac{2.\lambda}{d_p} \qquad \textbf{(2-16)}$$

Notons que, par la relation empirique de Willeke (1976) et pour une température de 20 °C et une pression atmosphérique normale de 101325 Pa, le libre parcours moyen de l'air est donné par l'équation (2-17). Les constantes de cette équation sont égales à $\lambda_r = 67{,}3.10^{-9}$ m, P_r = 101 325 Pa et T_r = 296,15 K.

$$\lambda = \lambda_r \left(\frac{T}{T_r}\right)\left(\frac{P_r}{P}\right)\left(\frac{1+110,4/T_r}{1+110,4/T}\right) = 65 \text{ nm} \qquad \textbf{(2-17)}$$

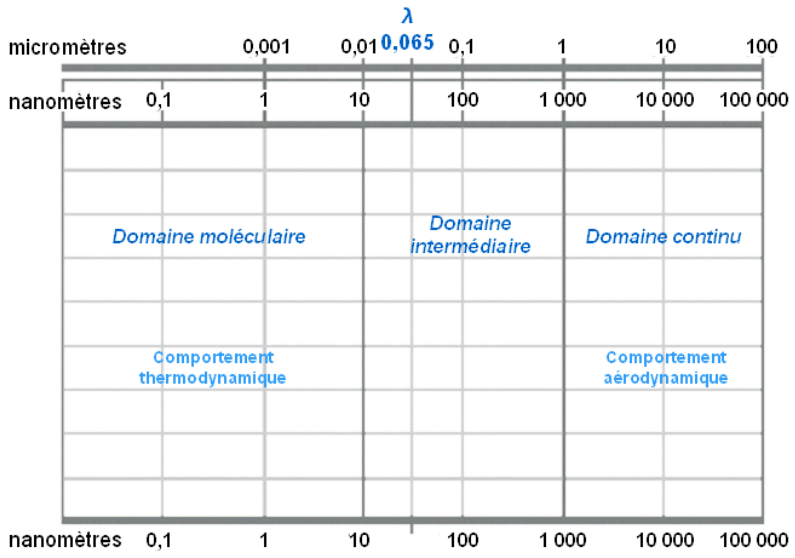


***Figure 2-4**. Régimes de continuité autour d'une particule selon son diamètre*

2.2.1.3 Equations de l'efficacité unitaire de collecte par diffusion

A l'aide des trois hypothèses présentées précédemment, et pour *Pe* > 1, il est donc possible d'obtenir par le calcul une équation de l'efficacité de collecte η_d. Elle est généralement présentée sous la forme d'une équation dépendant du nombre de Peclet, à la puissance -2/3 lorsqu'on utilise une expression de Kuwabara pour un flux visqueux (le Reynolds du fluide est inférieur à 1). Par exemple Langmuir (1942), Stechkina et Fuchs (b) (1966), Davies (1973), Lee et Liu (1982) ou Rao et Faghri (b) (1988) (Tableau 2-1) proposent des équations de ce type.

Cependant, d'autres développements de simplifications mathématiques ont été utilisés pour obtenir une autre puissance du nombre de Peclet, par exemple Stechkina et Fuchs (a) (1966), Kirsch et Stechkina (1978), Kirsch et Zhulanov (1978) ou Rao et Faghri (a) (1988).

Parallèlement, des études expérimentales ont été menées pour déterminer, de manière empirique ou semi-empirique, l'efficacité de collecte d'une fibre par diffusion. Ces études peuvent être divisées en deux catégories : les premières utilisent la superposition aléatoire de plusieurs grilles pour modéliser l'orientation aléatoire des fibres des filtres de manière simplifiée tandis que les autres utilisent des filtres réels.

L'empilement de grilles, proposé sous le nom de « modèle FAN » par Kirsch et Fuchs (1968), permet de confirmer les équations proposées par la théorie : les auteurs retrouvent une expression de l'efficacité de collecte de la forme Peclet à la puissance -2/3. Ce modèle FAN

est défini de la même manière que le modèle à cellules, mais les fibres sont orientées ici de manière aléatoire. Ce modèle a été utilisé pour décrire l'efficacité de batteries de diffusion par Kirsh et Fuchs, puis par Cheng et Yeh (1980), selon l'équation (2-18), où le paramètre 2,7 est obtenu de manière expérimentale (Kirsch et Fuchs, 1968). Celui-ci est donc indépendant de la structure des grilles. Les différentes expériences effectuées montrent que ce modèle décrit bien l'efficacité de grilles.

$$\eta_{d\text{-}Kirsch\&Fuchs} = 2,7.Pe^{-2/3} \qquad \textbf{(2-18)}$$

Néanmoins, les études expérimentales réalisées sur des filtres réels montrent une efficacité de collecte différente de celle donnée par la théorie. L'inhomogénéité du filtre ainsi que l'orientation aléatoire des fibres sont difficiles à prendre en compte dans ces modèles. Ces paramètres sont généralement intégrés dans le calcul d'un diamètre effectif des fibres, le diamètre de Davies (d_{Davies}), mais pas dans le calcul théorique de l'efficacité de collecte. Pour corriger cette différence, une première méthode propose l'ajout de termes correctifs (Liu et Rubow, 1990, puis Payet *et al.*, 1992). Dans un premier temps, Lee et Liu (1982) proposent de modifier la première constante de leur modèle. Ensuite, Liu et Rubow (1990), puis Payet *et al.* (1992) proposent d'ajouter un terme permettant de tenir compte des effets de glissement dus au régime d'écoulement au voisinage de la fibre.

Récemment, Wang *et al.* (2007) ont aussi constaté une grande différence entre les mesures expérimentales et les calculs théoriques de l'efficacité de collecte d'une fibre par diffusion. Les auteurs ont alors proposé un nouveau modèle empirique provenant de la régression des points expérimentaux de perméance, obtenus avec des particules de NaCl et pour quatre filtres différents. Cette dernière expression (2-19) fait intervenir le nombre de Peclet, mais la puissance déterminée par régression linéaire est différente de celle prévue par la théorie.

$$\eta_{d-WANG} = 0,84.Pe^{-0,43} \qquad \textbf{(2-19)}$$

La Tableau 2-1 liste différentes expressions de l'efficacité unitaire de collecte par diffusion selon leurs auteurs.

***Tableau 2-1**. Equations de l'efficacité unitaire de collecte par diffusion issues de la littérature*

Auteurs	Expression de η_d	Remarques	Domaine d'étude
Langmuir (1942)	$1,7H_{La}^{\frac{1}{3}}Pe^{-\frac{2}{3}}$	Modèle théorique Flux de Lamb	
Stechkina, Fuchs (a) (1966)	$2,9\alpha^{\frac{1}{3}}Pe^{-\frac{2}{3}}+\frac{0,624}{Pe}$	Modèle théorique Flux de Kuwabara	$Re < \alpha^{1/2}$ $Pe \ll 1$ et $\alpha \ll 1$ $d_p/d_f \ll 1$
Stechkina, Fuchs (b) (1966)	$2,9H_{Ku}^{\frac{1}{3}}Pe^{-\frac{2}{3}}$	Modèle théorique Flux de Kuwabara	$Re < \alpha^{1/2}$ $Pe > 0,2$ et $\alpha < 1$ $d_p/d_f \ll 1$
Kirsch et Fuchs(1968)	$2,7Pe^{-\frac{2}{3}}$	Modèle empirique sur plusieurs grilles Modèle « fan »	$Pe \geq 0,2$ $0,01 < \alpha < 0,15$
Davies (1973)	$A.Pe^{-\frac{2}{3}}$	Modèle empirique A de 1,5 à 2,0	
Kirsch et Stechkina (1978)	$3,2\left(\frac{\tau Kn}{H_{Ku}}\right)^{\frac{1}{2}}Re^{-\frac{1}{2}}$ avec : $\left(\frac{2H_{Ku}+\tau Kn}{Pe}\right)^{\frac{1}{3}} < Kn$	Modèle théorique Avec τ, un coefficient proche de 1, dépendant de l'interaction gaz/fibre (effet de glissement à la surface des fibres)	

Kirsch et Zhulanov (1978)		Modèle « fan » adapté aux résultats expérimentaux de perméances de filtres d_f est le diamètre géométrique des fibres des filtres	Aérosol liquide 0,045 < α < 0,09 0,03 < d_f < 0,3 µm
Cheng et Yeh (1980)	$1,96Pe^{-\frac{2}{3}}$	Modèle « fan » adapté aux résultats expérimentaux de perméances de batterie de diffusion d_f est le diamètre géométrique des grilles	Aérosol liquide et aérosol solide α = 0,345 0,015 < d_f < 0,11 µm
Lee et Liu (1982-a)	$2,6\left(\frac{1-\alpha}{H_{Ku}}\right)^{\frac{1}{3}}Re^{-\frac{2}{3}}$	Modèle théorique Flux de Kuwabara	Porosité intermédiaire
Lee, et Liu (1982-b)	$1,6\left(\frac{1-\alpha}{H_{Ku}}\right)^{\frac{1}{3}}Re^{-\frac{2}{3}}$	Adaptation empirique du modèle théorique de Lee et Liu (1982)	Aérosol liquide 0,0086 < α < 0,42 11 < d_f < 12,9 µm 1 < U < 300 cm/s
Rao et Faghri (a) (1988)	$4,8\left(\frac{1-\alpha}{H_{Ku}}\right)^{0,54}Re^{0,92}$	Modèle théorique Flux de Kuwabara	0,029 < α < 0,1 Pe < 50
Rao et Faghri (b) (1988)	$1,8\left(\frac{1-\alpha}{H_{Ku}}\right)^{\frac{1}{3}}Re^{-\frac{2}{3}}$	Modèle théorique Flux de Kuwabara	0,01 < α < 0,15 100 < Pe < 300 0,206 < Re_f < 0,313
Liu et Rubow (1990)	$1,6\left(\frac{1-\alpha}{H_{Ku}}\right)^{\frac{1}{3}}Re^{-\frac{2}{3}}Cd$ avec	Modèle théorique adapté aux résultats expérimentaux Cd facteur dû au glissement du fluide d_f est le diamètre de Davies des fibres des filtres	Aérosol liquide 0,03 < d_p < 0,3 µm
Payet *et al*. (1992)	$1,6\left(\frac{1-\alpha}{H_{Ku}}\right)^{\frac{1}{3}}Re^{-\frac{2}{3}}Cd'Cd$ avec $Cd' = \frac{1}{1+1,6\left(\frac{1-\alpha}{H_{Ku}}\right)^{\frac{1}{3}}.Pe^{-\frac{2}{3}}.Cd}$	Modèle théorique adapté aux résultats expérimentaux Cd et Cd' facteurs de correction dus au glissement du fluide d_f est le diamètre de Davies des fibres des filtres	Aérosol liquide 0,02 < d_p < 0,5 µm d_f = 1 µm α = 0,08
Wang *et al*. (2007)	$0,84Pe^{-0,43}$	Modèle empirique obtenu à partir des résultats de Kim *et al*. (2007) et Japuntich *et al*. (2006) d_f est le diamètre de Davies des fibres des filtres	Aérosol solide 0,04 < α < 0,05 d_p < 100 nm 1,9 < d_f < 4,9 µm 5,3 < U < 15 cm/s

Afin de comparer les différentes expressions du Tableau 2-1, la Figure 2-5 présente l'évolution de l'efficacité unitaire de collecte par diffusion en fonction du nombre de Peclet, pour les trois expressions proposées η_d les plus récentes (Liu et Rubow, 1990,

Payet *et al.*, 1992 et Wang *et al.*, 2007) ainsi que la proposition de Kirsch et Fuchs (1968), à l'origine de la théorie sur les grilles.

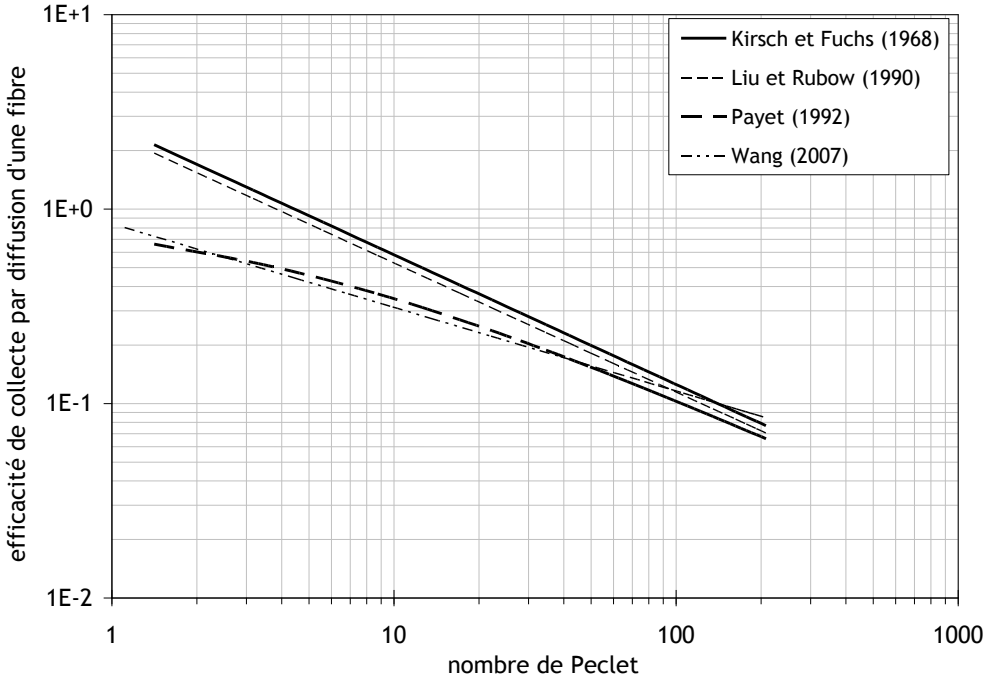


***Figure 2-5**. Efficacité unitaire de collecte théorique due à la diffusion en fonction du nombre de Peclet*

Dans le cas de nombres de Peclet supérieurs à 30, les quatre équations estiment une efficacité de collecte par diffusion très proche, mais lorsque le paramètre adimensionnel diminue, les effets de collecte théoriques de Kirsch et Fuchs (1968) et de Liu et Rubow (1990) sont bien supérieurs à ceux de Payet *et al.* (1992) et de Wang *et al.* (2007). Ces efficacités sont même, pour un nombre de Peclet inférieur à 5, supérieures à l'unité. Une efficacité théorique de collecte supérieure à 1 n'a pas de signification physique. Les estimations empiriques proposées par Payet *et al.* (1992) et Wang *et al.* (2007) tendent vers 1 lorsque le nombre de Peclet diminue. Ces équations sont donc mathématiquement plus représentatives du phénomène de collecte intervenant dans le filtre.

Cette présentation de l'efficacité de collecte par diffusion présente la grande variété des modèles. Ces différents modèles ne permettent pas d'estimer d'efficacités équivalentes. Il est donc difficile de choisir, dans toutes ces références, un modèle adéquat. Nous avons donc décidé de tester plusieurs media dans le but de comparer certains de ces modèles à nos valeurs expérimentales.

2.3 Matériels et méthodes

Les perméances de sept media fibreux ont été obtenus pour une large gamme de taille de particules (5 nm-500 nm). Les six premiers media sont utilisés dans les installations de filtrations collectives commercialisées. Le dernier medium est celui qui est contenu dans le filtre des appareils de protection respiratoire sélectionnés dans notre étude. Dans ce paragraphe, l'étude des caractéristiques des media testés, ainsi que le banc FANA sont présentés.

2.3.1 Caractéristiques physiques des media plans

Dans le Tableau 2-2 sont répertoriés la provenance et la composition (données constructeur) des sept media fibreux que nous avons utilisé. Les quatre premiers media sont classés de

faible efficacité contrairement aux media 5 et 6. Le medium 7 est le medium utilisé dans les demi-masques que nous avons sélectionnés.

***Tableau 2-2**. Présentation des sept media plans testés*

	Ventilation générale						APR
	medium 1	**medium 2**	**medium 3**	**medium 4**	**medium 5**	**medium 6**	**medium 7**
fabricant	Bernard Dumas, Bergerac	Bernard Dumas, Bergerac	Lydall, Melrand	Bernard Dumas, Bergerac	Bernard Dumas, Bergerac	Bernard Dumas, Bergerac	Bernard Dumas, Bergerac
composition	Fibre de verre	Fibre de verre	Fibre de verre	Fibre de verre	Fibre de verre	Fibre de verre	Fibre de verre
Pourcentage de liant	--	+ 15 % de matière organique	--	+ 15 % de matière organique	--	+ 5-7 % de matière organique	--

Les informations structurelles des media collectés auprès des constructeurs sont très limitées. Elles ne suffisent pas pour caractériser le medium pour notre étude de perméance. Les propriétés physiques ont donc été étudiées afin de déterminer l'épaisseur, la perte de charge, la compacité du medium, ainsi que le diamètre aéraulique moyen (diamètre de Davies) et le diamètre des fibres.

L'épaisseur Z est calculée en effectuant la moyenne des épaisseurs obtenues sur les observations microscopiques de la tranche de cinq échantillons de medium.

La compacité est calculée à l'aide de l'équation (2-20), où G est le grammage et ρ_f la masse volumique des fibres du medium. Le grammage a été déduit de la pesée de plusieurs échantillons de media, et la densité des fibres sont issues des données des constructeurs. Certains fabricants nous ont fourni des informations sur le grammage de leurs filtres. Notons que les grammages calculés sont en bon accord avec les données des constructeurs.

$$\alpha = \frac{G}{\rho_f Z} \qquad \textbf{(2-20)}$$

Le diamètre de Davies, d_{Davies}, est calculé en fonction de la perte de charge du medium avec l'équation (2-1).

Les media que l'on trouve dans le commerce sont composés de fibres de tailles différentes et d'orientations aléatoires. La distribution des fibres d_f est donc obtenu par le traitement d'images effectuées par microscopie électronique en transmission. Sur chaque image obtenue, une centaine de diamètres de fibres sont relevés.

Pour les sept media testés, les caractéristiques physiques mesurées sont spécifiées dans le Tableau 2-3.

***Tableau 2-3**. Propriétés physiques des sept media plans testés*

	medium 1	medium 2	medium 3	medium 4	medium 5	medium 6	medium 7
Informations tirées des données techniques des constructeurs							
grammage (g/m^2)		68 ± 5		68 ± 5		75 ± 5	
diamètre de Davies des fibres d_{Davies} (µm)		4,7		3,5			
Mesures des caractéristiques physiques							
	medium 1	**medium 2**	**medium 3**	**medium 4**	**medium 5**	**medium 6**	**medium 7**
épaisseur moyenne *Z* (µm)	502 ± 40	429 ± 35	359 ± 40	336 ± 30	409 ± 25	371 ± 40	481 ± 60
compacité α	0,055 ± 0,005	0,072 ± 0,006	0,076 ± 0,009	0,091 ± 0,008	0,074 ± 0,005	0,080 ± 0,009	0,066 ± 0,009
diamètre de Davies des fibres d_{Davies} (µm)	4,82 ± 0,95	5,02 ± 1,05	3,42 ± 0,93	3,77 ± 0,84	1,44 ± 0,23	1,46 ± 0,39	1,34 ± 0,40
diamètre median des fibres d_f (µm) (écart type géométrique)	2,77 (1,72)	2,9 (1,88)	5,2 (2,00)	0,67 (2,17)	0,94 (2,24)	0,88 (2,28)	0,59 (2,05)
diamètre moyen des fibres d_f (µm) (écart type)	3,19 (1,76)	3,61 (2,45)	5,14 (2,84)	1,04 (1,15)	1,21 (0,98)	1,34 (1,43)	0,82 (0,99)

On peut observer que le peu de données constructeurs est en bon accord avec nos mesures. Cette première partie permet de conclure que la caractérisation du medium doit être la plus exhaustive possible, afin de pouvoir bien prendre en compte la structure réelle du medium étudié.

2.3.2 Présentation du banc FANA

Le banc FANA (Figure 2-6) a été développé à l'IRSN dans le but de mesurer le spectre de perméance de media fibreux de manière la plus précise possible pour des particules dont le diamètre varie de 2,5 nm à 50 nm (Lelandais, 2008; Brochot, 2010; Michielsen *et al.*, 2011). En pratique, et pour la production des aérosols du banc FANA, une solution de NaCl est pulvérisée, permettant d'obtenir un aérosol polydispersé.

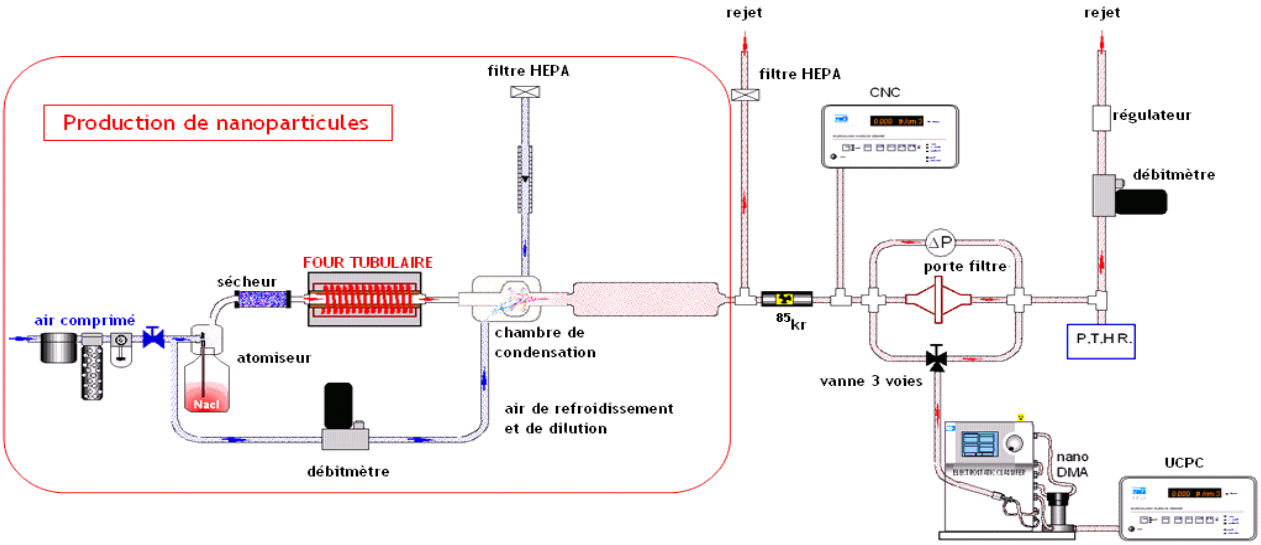


***Figure 2-6**. Banc expérimental de Filtration des Aérosols NAnométriques (FANA 1)*

L'aérosol de NaCl, produit à l'aide d'un atomiseur Collison, est évaporé lors de son passage au travers d'un four tubulaire. Les particules du gaz sont ensuite condensées en des particules nanométriques par mélange avec un air de dilution froid. La distribution granulométrique produite évolue en fonction de la concentration de la solution saline, de la température du four et du débit de dilution. Pour une température du four de 750 °C et une dilution de 30 L/min, le diamètre médian en nombre de la distribution générée est de 8,5 nm, l'écart-type géométrique est de 1,5 et la concentration totale est de 9.10^6 particules par cm^3 (Figure 2-9).

Des observations par microscopie électronique en transmission (MET) montrent que les particules de NaCl générées sont des particules uniques de forme cubique (Figure 2-8). La concentration totale de particules produites est mesurée à l'aide d'un CNC (*Condensation Nucleus Counter*, présenté en annexe A), afin de vérifier la stabilité de la génération. Les conditions expérimentales (température, pression, humidité relative) sont enregistrées au cours des expériences.

La granulométrie de l'aérosol est mesurée à l'aide d'un SMPS (*Scanning Mobility Particle Sizer*, présenté en annexe A), regroupement d'un classificateur électrique et d'un compteur de particules en série. D'autres techniques de mesure de la granulométrie ont été testées. Ces techniques, dont le but est de ne pas faire intervenir de source radioactive, sont présentées en annexe B.

Des mesures ont été effectuées à l'aide d'un électromètre, afin de connaître la charge globale de l'aérosol généré. Les résultats nous ont permis de considérer que l'aérosol généré par évaporation/condensation est globalement neutre. En outre, dans toutes les mesures de perméance présentées dans ce manuscrit, le classificateur électrique a été muni de la source de kr 85.

Pour la mesure de la perméance des particules supérieures à 50 nm, le banc a été modifié pour générer des nanoparticules de la gamme 50-500 nm (FANA 2). Dans cette configuration (Figure 2-7), le système de génération est composé de l'atomiseur Collison et du sécheur uniquement. Ce système de génération produit un aérosol dont le diamètre médian en nombre est de 70 nm, l'écart-type géométrique de 1,7 et la concentration totale de 1.10^6 particules par cm^3 (Figure 2-9).

Notons que, dans le but de se prémunir d'éventuels problèmes de colmatage des media dans cette deuxième configuration utilisée, la sélection des particules par le DMA est effectuée en amont du porte filtre.

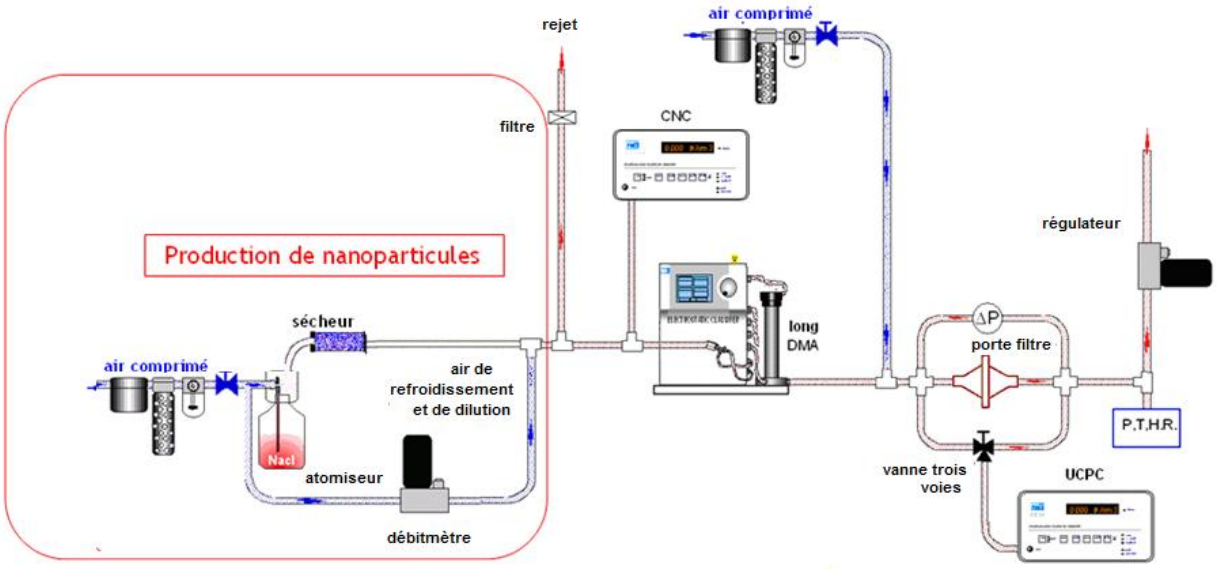


***Figure 2-7**. Banc expérimental de Filtration des Aérosols NAnométriques (FANA 2)*

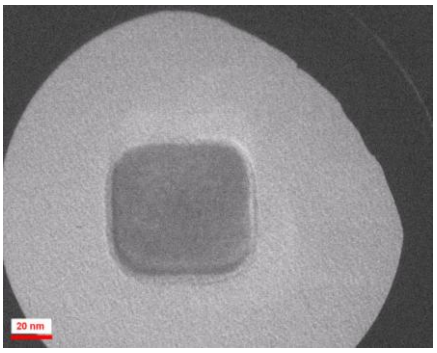


***Figure 2-8**. Visualisation au MET d'une nanoparticule de NaCl générée par le banc FANA*

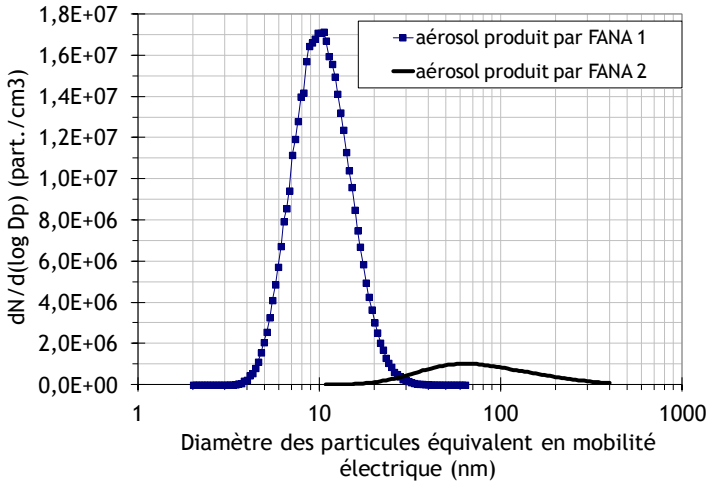


***Figure 2-9**. Distributions granulométriques en taille des particules générées par le banc FANA*

Une fois produit, l'aérosol nanométrique est alors dirigé vers le porte filtre, dans lequel est inséré le medium à tester. Les particules sont alors sélectionnées selon leur diamètre de mobilité électrique par un DMA, puis comptées par un CPC modèle 3025 A (*Condensation Particle Counter*), permettant la détection à 50 % des particules de 3 nm de diamètre. La description de cet appareil de mesure est présenté en annexe A. Afin de limiter les artéfacts de mesures, le même compteur de particules a été utilisé pour la mesure en amont et en aval du porte-filtre. L'instrument est utilisé sur son mode comptage, pour des temps de mesure maximal de 60 minutes.

La perméance expérimentale est alors le ratio entre le nombre de particules en aval N_{aval} et le nombre de particules à l'amont N_{amont}, pour un même volume échantillonné. La vitesse frontale de filtration au travers du medium est réglée, au cours des tests, à 5,3 cm/s.

$$P = 1 - E = \frac{N_{aval}}{N_{amont}} \qquad (2\text{-}21)$$

Pour chaque point de perméance mesuré, l'incertitude est calculée selon l'équation (2-22). Les incertitudes ΔN_{amont} et ΔN_{aval} ne tiennent compte que de l'erreur de mesure sur le comptage, s'exprimant de la forme $\sqrt{n}$, où n est le nombre de particules total mesuré (N_{amont} ou N_{aval}).

$$\Delta P = \sqrt{\left(\frac{\Delta N_{aval}}{N_{amont}}\right)^2 + \left(\frac{N_{aval}}{N_{amont}^2}\right)^2 \Delta N_{amont}^{\,2}} = \sqrt{\left(\frac{\sqrt{N_{aval}}}{N_{amont}}\right)^2 + \left(\frac{N_{aval}}{N_{amont}^2}\right)^2 \sqrt{N_{amont}}^{\,2}} \qquad (2\text{-}22)$$

2.4 Résultats expérimentaux

La première partie des expériences a consisté à mesurer les perméances des sept media sélectionnés, pour des particules dont le diamètre équivalent en mobilité électrique s'étend de 5 nm à 400 nm. Dans un second temps, les paramètres physiques des media mesurés précédemment ont été introduits dans les modèles présentés précédemment, afin de pouvoir les comparer à nos mesures expérimentales.

2.4.1 Spectres de perméance des media testés

Les mesures de perméances ont été obtenues par les mesures de comptages, de manière alternative, entre l'amont et l'aval. Deux mesures amont sont comparées pour vérifier la stabilité lors de la mesure. Les temps de mesures amont et aval dépendent de la concentration mesurée (allant de une minute à une heure). La perméance des sept media est présentée sur la Figure 2-10 en fonction du diamètre de mobilité électrique des particules, obtenues à l'aide du banc FANA dans ses deux configurations.

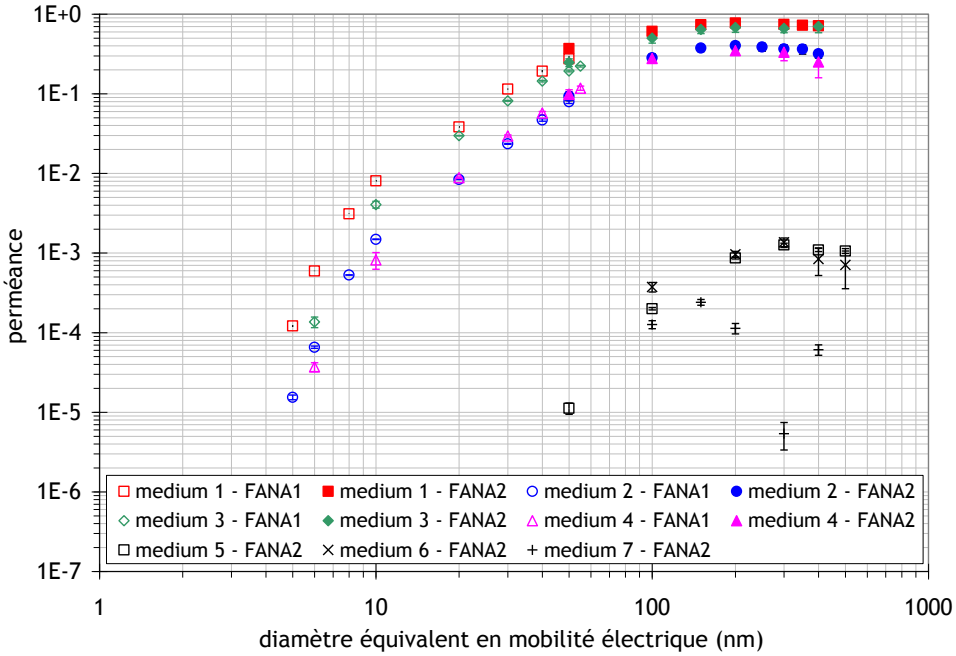


***Figure 2-10**. Perméance spectrale à 5,3 cm/s des sept media testés pour des nanoparticules*

Sur ce premier graphique, on remarque qu'on a bien deux catégories de filtres testés: une classe de filtres peu efficaces (les media 1 à 4) et une classe de filtres très efficaces (les media 5, 6 et 7). On peut aussi noter que les points expérimentaux de perméance dans le cas des filtres 5 à 7 sont difficiles à mesurer, même pour des tailles de particules supérieures à 100 nanomètres. Ceci est dû à la très grande efficacité de ces media.

Nous pouvons noter que les mesures expérimentales présentées dans la Figure 2-10 ne permettent pas d'observer d'effets dû au rebond thermique. On observe bien une diminution de la perméance lorsque le diamètre des particules diminue. Cette théorie du rebond thermique repose sur le fait qu'une particule entrant en contact avec une fibre ne soit pas automatiquement captée par celle-ci. La théorie, introduite par Wang et Kasper en 1991, propose que la probabilité d'adhésion de la particule sur la fibre dépendrait de la taille de la particule et de l'énergie cinétique de celle-ci. L'étude de Wang et Kasper conclut alors à une baisse de l'efficacité pour des aérosols de diamètres inférieurs à 10 nm. Jusqu'à présent, cette théorie n'est pas en concordance avec la plupart des études expérimentales. Selon Mouret (2011), le phénomène de rebond thermique n'apparaîtrait qu'en dessous de 1 nm, même lors d'expériences à hautes températures.

Le medium 7, contenu dans le filtre des appareils de protection respiratoires, présente l'efficacité expérimentale la plus importante. En effet, sur la Figure 2-10, la perméance mesurée est généralement inférieure, voire de l'ordre de celle mesurée pour le medium 6, commercialement classé dans la catégorie des filtres HEPA.

Les mesures de perméances des media 1 et 3 ont ensuite été comparées aux perméances mesurés sur le banc de filtration MEFIANCE du LRGP de Nancy (Figure 2-11 et Figure 2-12). Sur ce banc, les expériences ont été effectuées avec des particules de carbone et d'oxyde de cuivre.

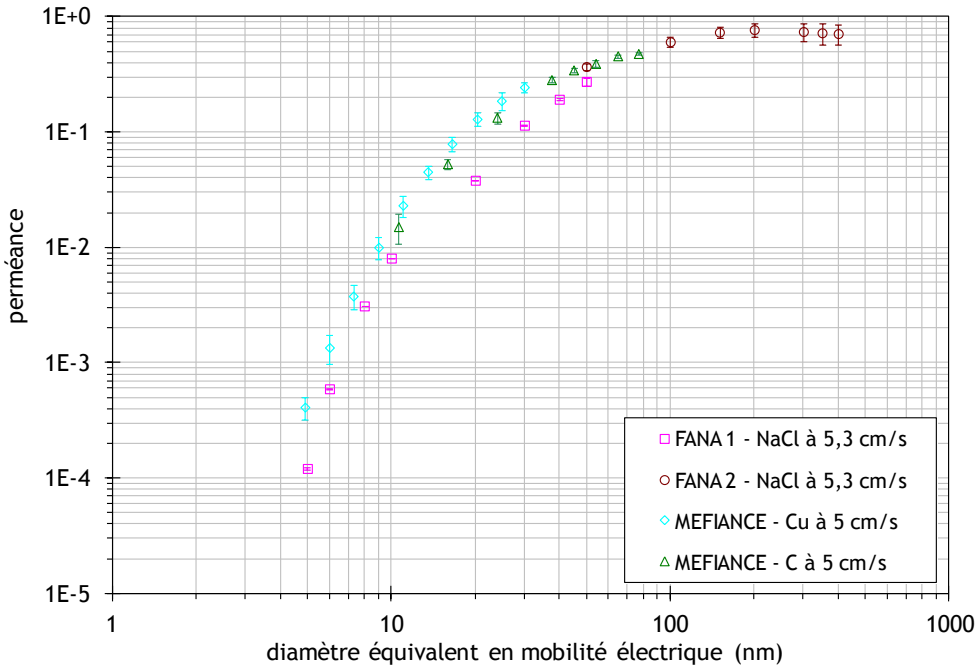


***Figure 2-11**. Perméance spectrale du medium 1 pour des nanoparticules de nature diverses*

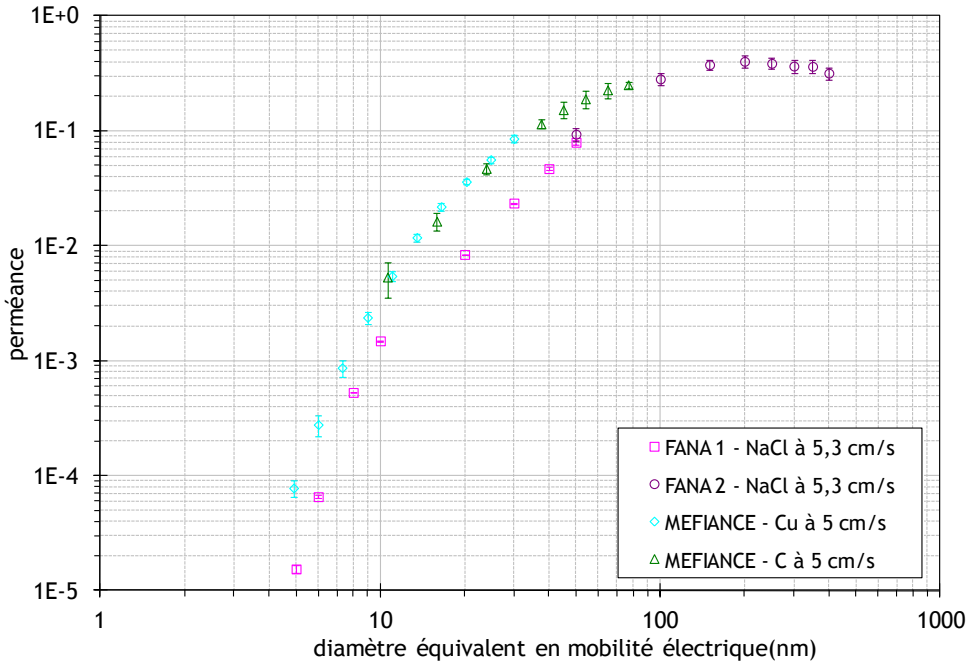


***Figure 2-12**. Perméance spectrale du medium 3 pour des nanoparticules de nature diverses*

On trouve une bonne concordance entre les mesures obtenues dans les deux expériences. On a cependant remarqué quelques différences de perméance pour les particules de NaCl et pour les particules de C et Cu. On peut relever que :

- pour le medium 1 et des diamètres de particules de 5 nm et 20 nm, les valeurs de perméance pour les particules de NaCl représentent environ 29 % de la valeur de la perméance pour des particules de Cuivre,
- pour le medium 3, la perméance des particules de NaCl est environ 23 % de la valeur mesurée pour les particules de cuivre à de diamètres de particules de 6 nm et 30 nm.

Notons que, de par l'utilisation de deux bancs d'essais différents, il existe des disparités dans les montages et dans les protocoles de mesures qui peuvent être à l'origine des différences observées. Celles-ci sont énumérées ici, afin d'évaluer leur influence potentielle sur les mesures de perméance.

- Nous pouvons tout d'abord citer que les protocoles de mesure des deux systèmes sont différents : le calcul de la perméance sur le banc FANA est obtenu par le ratio des mesures de nombre de particules en amont et en aval du porte-filtre, tout en contrôlant à tout moment la concentration totale d'aérosols produite. Dans le cas du banc MEFIANCE, la perméance est calculée par la mesure simultanée des concentrations amont et aval, en utilisant une ligne double. Ces deux configurations ont été présentées par Heim et al. (2005), qui a conclu que ces protocoles permettent tous deux de limiter les artefacts de mesure.
- La sélection du diamètre des particules est réalisée avant l'arrivée au porte-filtre (banc MEFIANCE et FANA 2) ou à l'entrée et la sortie du filtre (banc FANA 1). Les deux configurations ont été étudiées par Michielsen et al. (2009) dans le cas de la mesure de la perméance de grilles. Ils ne remarquent pas de différences entre ces deux méthodes de mesure.
- On peut remarquer que des mesures de perméance sont effectuées à une vitesse de filtration de 5,3 cm/s sur le banc FANA et une vitesse de filtration de 5 cm/s sur le banc MEFIANCE. Cette gamme de vitesse de filtration est très fréquemment utilisée dans la littérature pour la mesure de l'efficacité de media filtrants (Kim et al., 2006 ; Japuntich et al., 2007). Cependant, selon les modèles théoriques présentés précédemment,

l'influence d'une augmentation de la vitesse de 0,3 cm/s est très faible sur le calcul de la perméance.

- Nous pouvons également remarquer que les deux bancs d'essais ne sont pas munis de porte-filtres identiques: la surface de filtration dans le porte-filtre du banc FANA a un diamètre de 30,60 mm tandis que ce diamètre est de 60,00 mm sur le banc MEFIANCE. Mais cette différence ne devrait théoriquement pas entraîner d'écarts dans les mesures de perméances.

De plus, la différence de morphologie des particules de NaCl avec les particules de carbone ou d'oxyde de cuivre peuvent être une explication à l'écart trouvé entre les perméances. Cependant, des différences dans la morphologie des particules de carbone et des particules de cuivre sont attendues aussi, mais nous ne distinguons pas de différences significatives dans les mesures de perméance dans ce cas-ci. Une autre différence entre les deux expériences est que nous n'avons pas utilisé des échantillons de medium identiques dans les deux expériences. Même si ceux-ci proviennent d'une même classe de filtre, la différence entre les échantillons peut être à l'origine de différences dans les perméances mesurées.

La Figure 2-13 présente les comparaisons de nos mesures expérimentales aux valeurs de perméance théoriques, calculées selon les équations de *P*, (2-4), avec $\eta = 1 - (1-\eta_{d\text{-}Wang}).(1-\eta_r).(1-\eta_i)$ définies en début de chapitre.

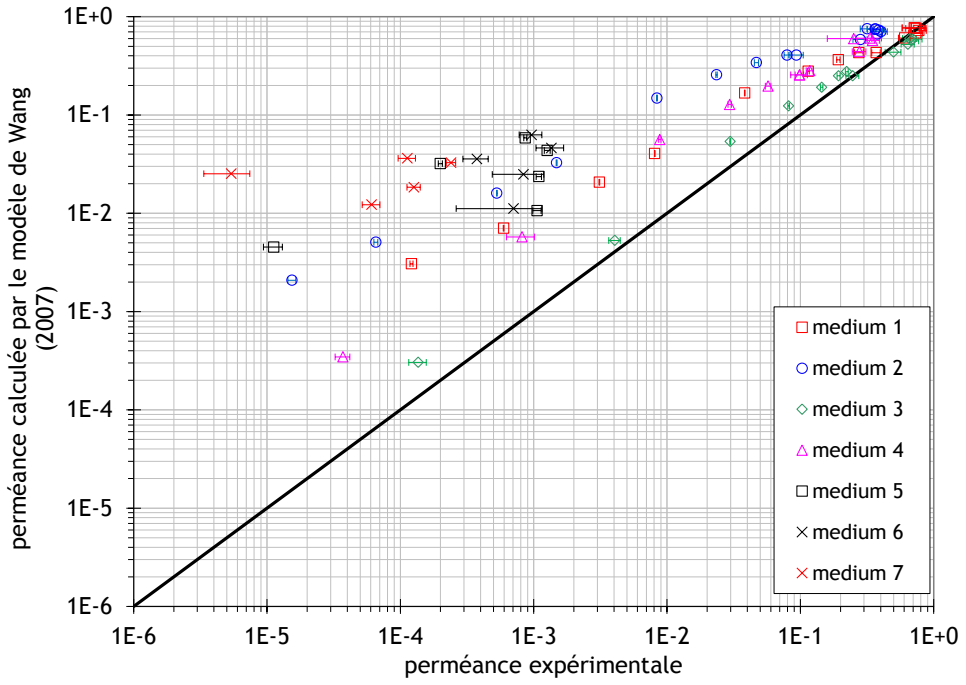


***Figure 2-13**. Perméance théorique des media 1 à 7 : (a) calculée par le modèle de Liu et Rubow (1990) et (b) calculée par le modèle de Wang et al. (2007) en fonction de la perméance expérimentale des nanoparticules*

Dans le cas de filtres peu efficaces, la perméance estimée par le modèle proposé par Wang *et al.* (2007) est en bonne concordance avec nos points expérimentaux. Cependant, les estimations de la perméance pour les filtres de forte efficacité ne sont plus en accord avec ce modèle. On observe aussi que la perméance des filtres très efficaces est surestimée par le modèle de Wang.

La Figure 2-14 présente ensuite les efficacités unitaires de collecte expérimentales des différents media en fonction du nombre de Peclet. Elles ont été obtenues à l'aide de l'équation (2-4). Nous avons ainsi pu les comparer au modèle proposé par Kirsch et Fuchs (1968) et au modèle de Wang *et al.* (2007). Le nombre de Peclet utilisé ici est calculé sur la base du diamètre de Davies.

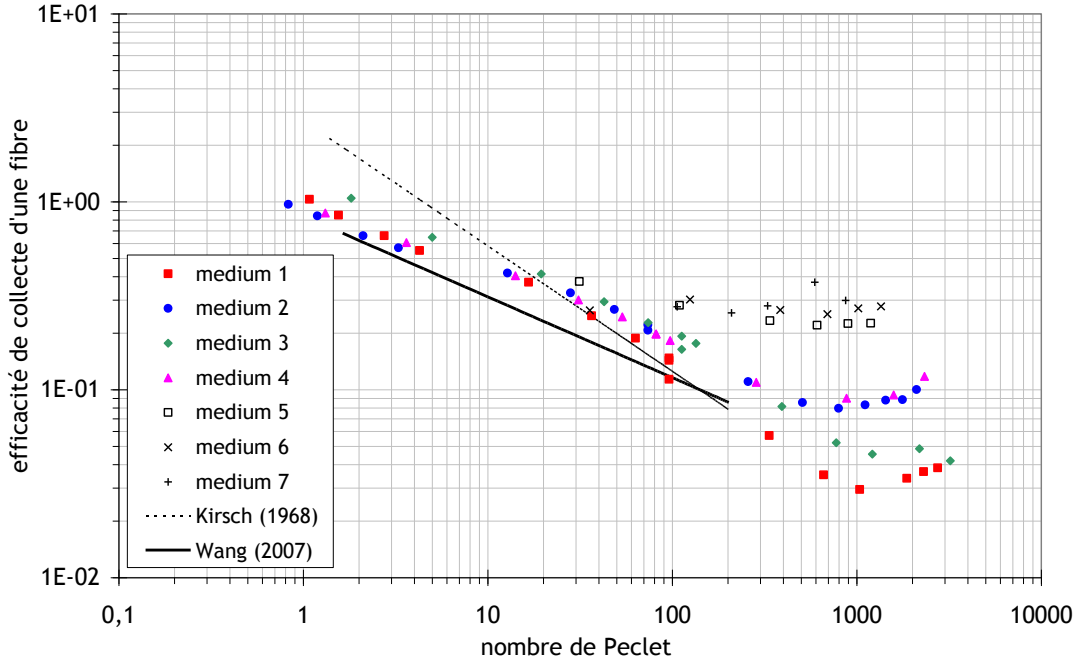


***Figure 2-14**. Efficacité unitaire de collecte d'une fibre en fonction du nombre de Peclet pour les sept media testés*

Cette figure nous permet d'observer que l'efficacité unitaire expérimentale d'une fibre pour tous les filtres testés diminue lorsque le nombre de Peclet augmente, comme proposé par toutes les expressions théoriques et expérimentales de l'efficacité de collecte par diffusion présentées. Cette efficacité de collecte augmente ensuite, par l'entrée en jeu des autres mécanismes de collecte, que sont l'interception et l'impaction. L'importance de ces deux mécanismes sera différente selon les filtres, du fait des propriétés physiques intrinsèques des media. De plus, comme pour les mesures expérimentales recueillies par Wang *et al.* (2007), on peut observer que l'efficacité de collecte due à la diffusion ne peut pas être modélisée par une équation dont le nombre de Peclet est à la puissance en - 2/3.

Le modèle proposé par Wang ne fait pas intervenir la structure réelle du medium dans l'équation de l'efficacité de collecte par diffusion. Nous allons donc essayer de proposer un nouveau modèle dans lequel la capacité de collecte d'une fibre devra dépendre de l'environnement dans lequel elle se situe.

2.4.2 Nouveau modèle de l'efficacité de collecte par diffusion

L'efficacité unitaire de collecte de chaque filtre due à la diffusion est évaluée en fonction du nombre de Péclet, et se présente sous la forme d'une équation puissance. Selon le filtre, la contribution de l'efficacité de collecte due à l'interception n'entre pas en jeu pour la même valeur de Péclet. Seules les données des filtres peu efficaces, et pour des nombres de Peclet inférieurs à 100 sont utilisées ici. On estime ainsi les efficacités de collecte d'une fibre due à la diffusion pure sous la forme de l'équation (2-23), où les paramètres *A* et *m* pour les quatre filtres peu efficaces sont listés dans le Tableau 2-4. Les valeurs obtenues par Wang *et al.* (2007) sont rappelées dans le Tableau 2-5.

$$\eta_d = A.Pe^{-m} \qquad \textbf{(2-23)}$$

***Tableau 2-4**. Paramètres obtenus pour les media testés ici*

	medium 1	**medium 2**	**medium 3**	**medium 4**	**moyennes**
A	1,127	1,399	0,915	1,021	1,116
m	0,466	0,432	0,344	0,375	0,404

***Tableau 2-5**. Paramètres obtenus par Wang et al. (2007)*

	HE 1073	**HE 1021**	**HF 0031**	**HF 0012**	**moyennes**
Z (µm)	0,053	0,069	0,074	0,074	
d_{Davies} **(µm)**	1,9	2,9	3,3	4,9	
α	0,050	0,049	0,047	0,039	
Kn_f	0,070	0,046	0,040	0,027	
A	0,862	0,784	0,790	0,914	0,838
m	0,408	0,411	0,424	0,460	0,426

L'exploitation des résultats obtenus, ainsi que les données de l'article de Wang *et al*. (2007), nous permettent d'extraire une tendance dans laquelle la puissance de la régression dépend des paramètres physiques du medium.

On remarque que le paramètre *A* présenté dans les tableaux des régressions (Tableau 2-4 et Tableau 2-5) est proche de 1, et on ne relève pas de tendance particulière en fonction d'un paramètre physique caractérisant le filtre. Nous avons donc considéré le paramètre *A* comme une constante dont la valeur moyenne est égale à 0,976.

La puissance *m* listée dans ce tableau n'est pas en concordance avec la valeur trouvée dans les études théoriques précédentes de *-2/3*. Les valeurs trouvées dans notre étude sont plus proches des valeurs trouvées par les régressions de Wang *et al*. (2007) que de cette constante théorique. Nos régressions induisent cependant des puissances *m* plus faibles que celles trouvées dans l'étude de Wang *et al*. (2007).

Le paramètre *m* est représenté en fonction de la compacité et du diamètre de Davies de chaque filtre testé (Figure 2-15 et Figure 2-16), ces deux paramètres étant déterminants dans la description de la structure complexe du filtre.

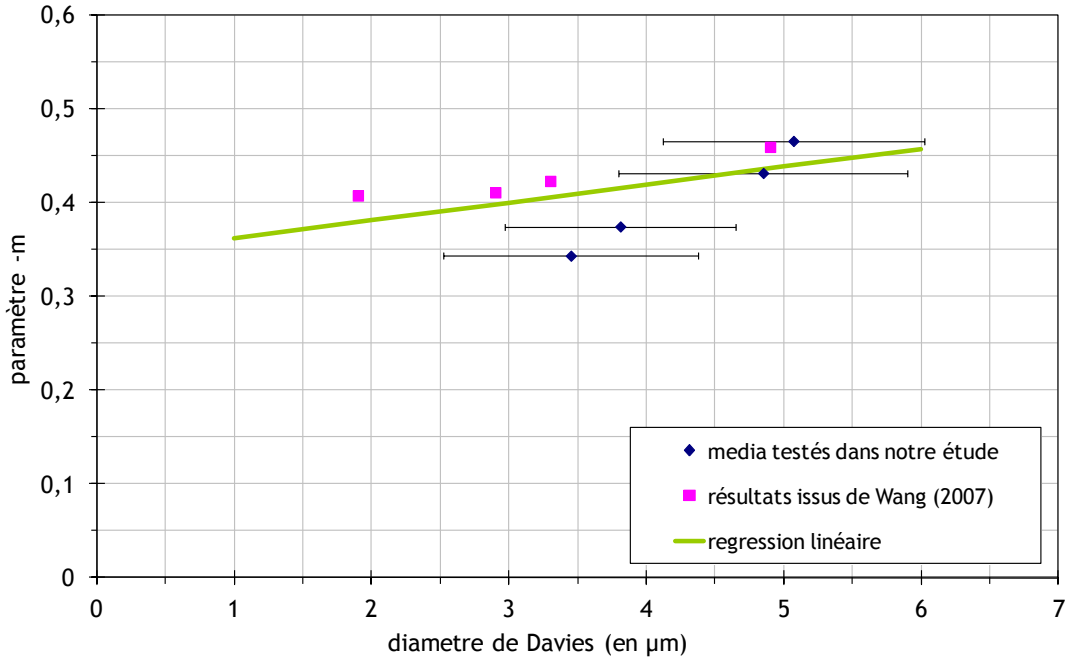


***Figure 2-15**. Evolution du paramètre -m en fonction du diamètre de Davies*

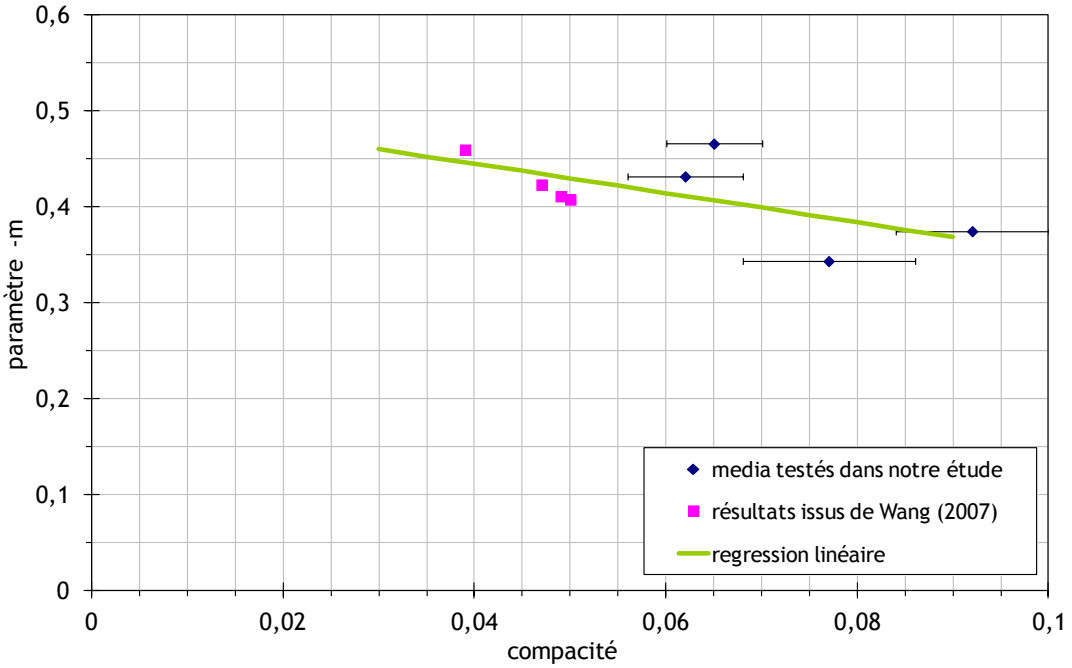


***Figure 2-16**. Evolution du paramètre -m en fonction de la compacité*

Ces graphiques montrent que la valeur de *-m* augmente lorsque le diamètre de Davies augmente, ou lorsque la compacité du filtre diminue. En conclusion, la puissance du Peclet n'est pas une constante mais semble dépendre des propriétés physiques du medium.

Aux vu des deux graphiques de la Figure 2-15, nous avons choisi de caractériser la structure réelle de nos media dans l'efficacité de collecte par diffusion en utilisant le paramètre de compacité. Notons cependant que la plage de compacité étudiée ici est faible, mais elle reste représentative des filtres utilisés en ventilation.

En utilisant les tendances observées en fonction de la densité des media, on peut alors obtenir des équations de modélisation de l'efficacité de collecte par diffusion, (2-24) et (2-25), où *A* est un paramètre constant et la puissance *m* dépend de la compacité du médium testé.

$$\eta_{d-MODELE} = A.Pe^{-m(\alpha)} \qquad \textbf{(2-24)}$$

avec

$$A = 0,976 \quad \text{et} \quad m(\alpha) = -1,525.\alpha + 0,506 \qquad \textbf{(2-25)}$$

Ces équations ont pour objectif de tenir compte de la complexité différente des filtres selon leur efficacité par le biais de leur compacité, affinant ainsi le modèle proposé par Wang *et al.*. Les équations de modélisation proposées ci-dessus sont alors utilisés dans l'équation de la perméance des filtres de *P*, (2-4), avec $\eta = 1 - (1-\eta_{d-MODELE}).(1-\eta_r).(1-\eta_i)$. Celles-ci sont ensuite comparées tant avec les modèles présentés précédemment qu'avec nos points expérimentaux, dans le cas des filtres peu efficaces (Figure 2-17) et dans le cas des filtres très efficaces (Figure 2-18).

La Figure 2-17 montre que la faible différence dans la puissance observée entre le modèle proposé par Wang *et al.* (2007) et nos équations entraîne une grande différence dans l'estimation de la perméance du filtre testé. L'estimation au plus proche de l'efficacité unitaire de collecte par diffusion est donc primordiale pour déterminer l'efficacité de media plan pour des particules du domaine nanométrique. Ceci est d'autant plus vrai pour des media de très forte efficacité.

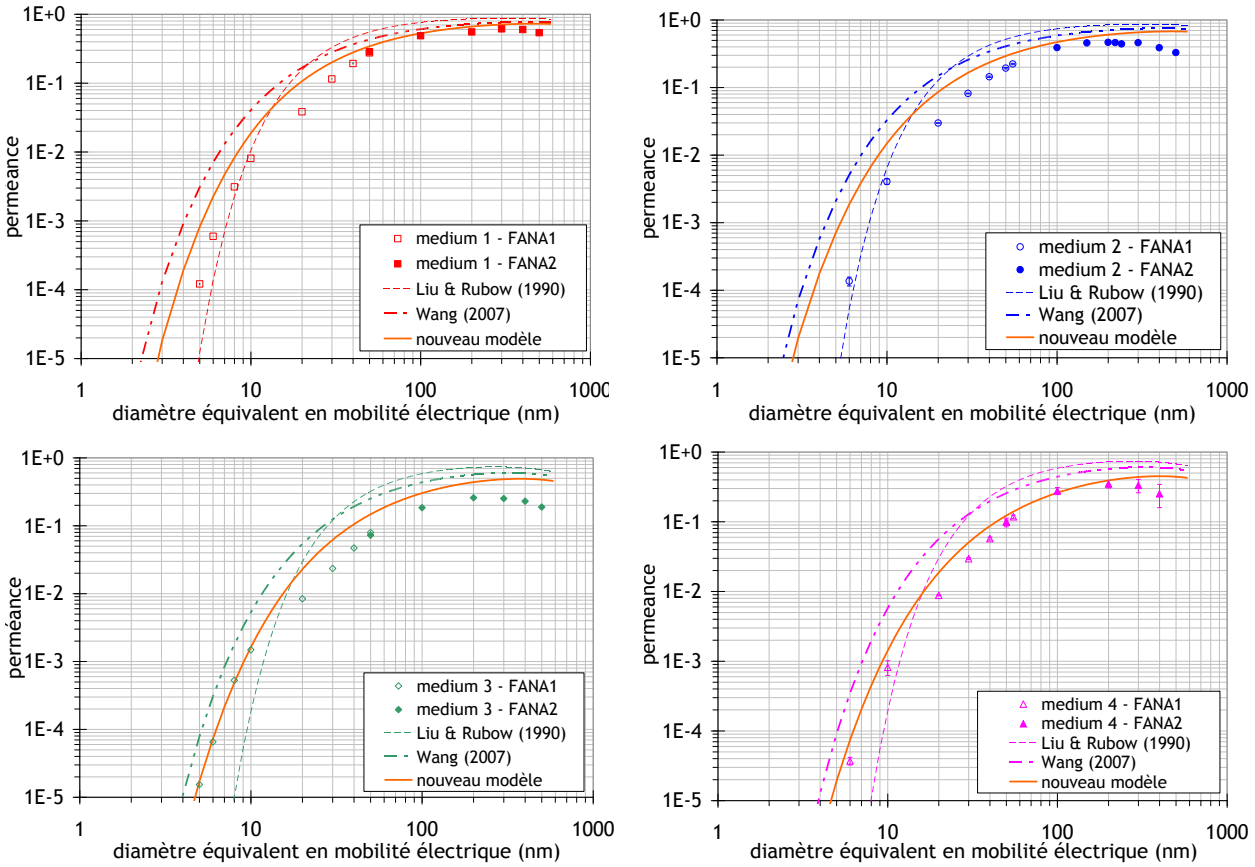


***Figure 2-17**. Comparaison des modèles avec les perméances spectrales des media 1 à 4*

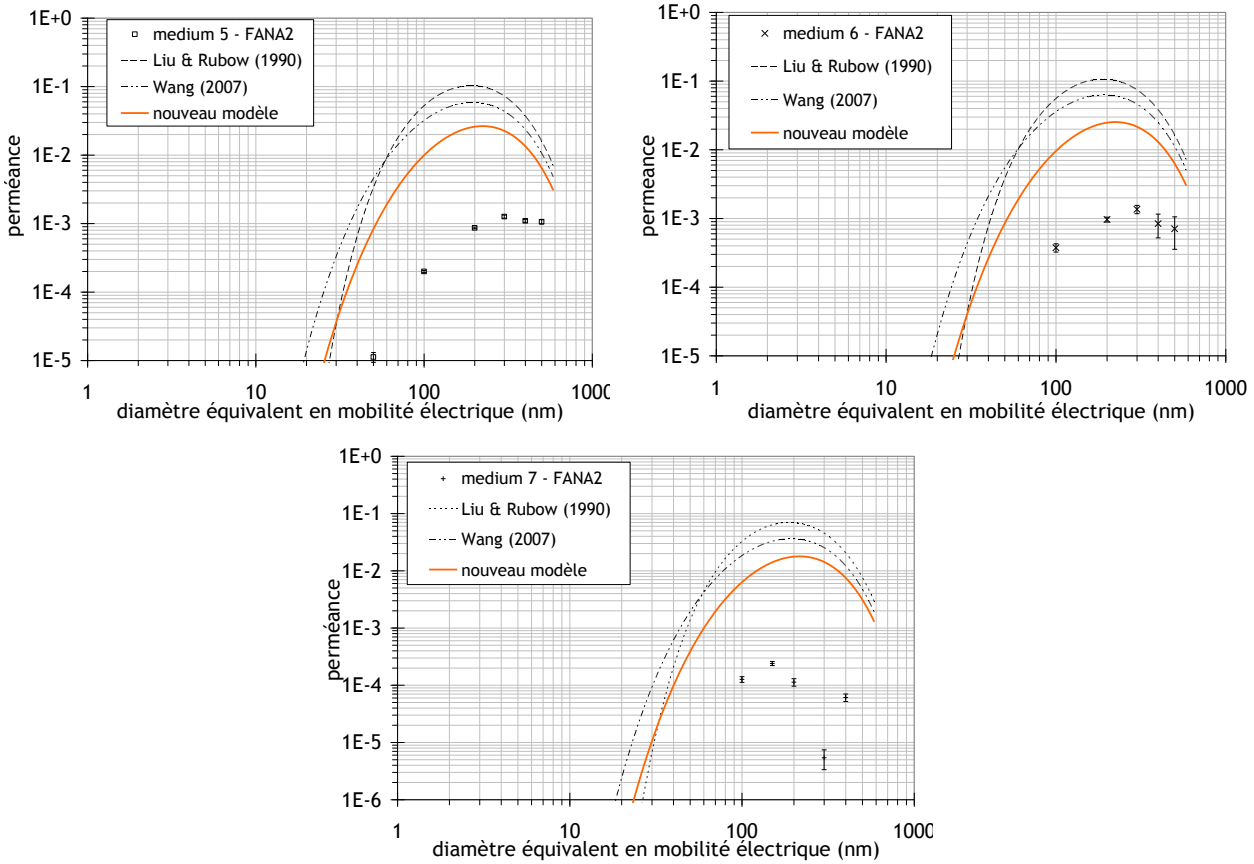


***Figure 2-18**. Comparaison des modèles avec les perméances spectrales des media 5, 6 et 7*

Pour les media très efficaces, les mesures de perméances obtenues pour les particules de diamètres de la zone MPPS sont inférieures ou égales à 10^{-3}. Les perméances de particules dont le diamètre et inférieur à 100 nm n'ont pas pu être mesurées, du fait de la très grande efficacité du medium, et sont donc inférieures à 10^{-4} (cette valeur est la perméance minimale mesurée dans les cas des media 1 à 4).

Contrairement au cas des filtres peu efficaces, on remarque une grande différence entre les équations théoriques de Liu et Rubow (1990), de Wang *et al.* (2007) et les mesures expérimentales. Les trois modèles présentés restent encore très éloignés des résultats expérimentaux. Cette nouvelle estimation nous permet néanmoins de mieux estimer la perméance des filtres efficaces. En effet, cette modélisation se rapproche mieux de nos points expérimentaux.

Même si cette expression n'est pas encore totalement en accord avec les valeurs expérimentales, elle nous permet d'estimer de manière plus précise la très forte efficacité de collecte due à la diffusion dans le cas de filtres efficaces. De plus, le Tableau 2-6, résumant les valeurs de *m* utilisées dans ce nouveau modèle, montre que la puissance est un paramètre très sensible de la modélisation de l'efficacité de collecte. Les valeurs obtenues sont proches de la valeur de Wang de 0,43.

***Tableau 2-6**. Paramètre m calculé pour les sept media*

	medium 1	medium 2	medium 3	medium 4	medium 5	medium 6	medium 7
m	0,4221	0,3962	0,3901	0,3672	0,3932	0,3840	0,4054

La modélisation proposée de l'efficacité de collecte par diffusion en fonction du nombre de Péclet, $Pe(d_{Davies})$, et de la compacité du filtre est en très bon accord avec les valeurs

expérimentales dans le cas de media de faible efficacité, et en meilleur accord avec les valeurs expérimentales que d'autres modèles dans le cas de media de grande efficacité.

2.5 Conclusions

Le banc FANA nous a permis de comparer l'efficacité du medium contenu dans les filtres des appareils de protection respiratoires testés (medium 7) à d'autres media fibreux, d'efficacités diverses. Les résultats expérimentaux des sept media testés sont en concordance avec plusieurs études sur la filtration des aérosols nanométriques. Ils montrent que l'efficacité de filtration des nanoparticules par des media plans augmente lorsque la taille de l'aérosol diminue.

Nous avons ensuite comparé la perméance expérimentale de sept media filtrant en fibres de verre avec différentes expressions théoriques de la perméance. En effet, l'estimation de l'efficacité de collecte due à la diffusion a été proposée sous de nombreuses expressions, la plupart étant basées sur une approche théorique de l'efficacité de collecte d'une fibre unique par diffusion des particules.

Les résultats expérimentaux ont permis de montrer que l'efficacité de collecte par diffusion proposée par l'équation théorique simple faisant entrer en jeu un nombre de Peclet, *Pe*, avec une puissance constante *-2/3* n'est pas représentative de l'efficacité de collecte expérimentale, mesurée pour tous les media testés. En effet, les expressions théoriques ne prennent pas en compte l'inhomogénéité du filtre, la dispersion des diamètres de fibres, ainsi que l'orientation aléatoire des fibres du filtre, et celles-ci ne sont donc pas en bon accord avec les valeurs expérimentales pour des filtres très efficaces.

Cette grande quantité de données collectée a alors été utilisée afin de proposer une meilleure estimation de l'efficacité de capture due à la diffusion Brownienne, affinant ainsi l'approche proposée par Wang *et al.* (2007). Ce modèle fait entrer en jeu la compacité du medium dans l'efficacité de collecte par diffusion d'une fibre. Cependant, même si ce modèle est en bon accord avec les données expérimentales, et que les tendances observées sont cohérentes avec une explication empirique, il nous est difficile de la justifier physiquement. De plus, cette modélisation sous-estime les performances des media très efficaces testés.

Cette étude demande donc à être approfondie, en utilisant par exemple deux voies d'exploration. La première consiste en l'étude de la performance de media, par l'utilisation de codes de calculs. Ceux-ci permettent de générer des media dont les structures sont parfaitement caractérisées. La deuxième repose sur la mesure de perméances de media créés. Les caractéristiques physiques de ces media représenteront une plage de valeurs plus large. De plus, il faut noter que ces prochains travaux demanderont de caractériser de la manière la plus exhaustive possible le medium étudié. Ceci permettra de prendre en compte sa structure réelle dans l'équation de l'efficacité de collecte par diffusion.

Les mesures expérimentales de perméances de ces media montrent que le medium 7 est de très forte efficacité, de l'ordre de celle obtenue pour des filtres HEPA (medium 6). Les perméances expérimentales obtenues pour les particules de diamètres allant de 5 nm à 400 nm et à une vitesse de filtration de 5,3 cm/s sont inférieures ou égales à 10^{-3}. Le medium contenu dans les filtres des appareils de protection respiratoires que nous allons tester est donc de très grande efficacité.

On remarque cependant que la modélisation de la perméance est cent fois supérieure aux perméances du medium 7. Même si elle ne nous permet pas encore d'obtenir les performances réelles du medium que nous avons testé, cette modélisation est la plus proche des mesures expérimentales obtenues dans ce chapitre. Dès lors qu'il n'existe pas de modèle permettant d'estimer précisément la perméance d'un medium très efficace pour des nanoparticules, nous utiliserons le modèle le plus proche des mesures expérimentales dans la suite de ce manuscrit. Nous prendrons donc en compte l'expression de l'efficacité de collecte

par diffusion modélisée ici pour estimer théoriquement la performance du medium contenu dans les filtres de nos appareils de protection respiratoires.

Chapitre 3

Matériels et méthodes

Afin de comprendre le comportement d'un appareil de protection respiratoire dans son ensemble lors d'une exposition à des nanoparticules, un banc d'essai a été conçu et réalisé dans le but d'étudier l'efficacité de ces appareils, en se rapprochant le plus possible de leurs conditions d'utilisation. La description de ce banc d'essai sera présenté en trois parties : la génération des nanoparticules de NaCl, le banc ETNA (ETude des NAnoparticules) puis le système de test des APR. La méthode de mesure des facteurs de protection, globaux et fractionnels, est présentée en fin de chapitre. Pour la clarté de ce manuscrit, des parties de caractérisation et validation sont développées en annexe C, afin de ne pas alourdir le texte.

3.1 Présentation du banc d'essai appliqué à l'étude des appareils de protection respiratoire

Le banc d'essai utilisé pour l'étude des appareils de protection respiratoire, avec les différentes installations utilisées est présenté sur la Figure 3-1.

La première partie de ce banc permet de produire une grande quantité de particules de NaCl dans la gamme nanométrique. Ces aérosols sont alors injectés dans le banc ETNA (Figure 3-2), puis acheminés jusqu'à la chambre de test, afin de les étudier. Ici, nous utiliserons le système de test (l'APR et la tête Sheffield) dans le but de déterminer les performances des appareils de protection respiratoire dans différentes configurations.

Dans la suite de ce chapitre, nous allons détailler chacune des parties de ce banc expérimental.

La validation et la caractérisation de notre banc d'essai, ainsi que la génération des nanoparticules de NaCl sont présentées dans l'annexe C. Ces validations nous ont permis de vérifier la propreté du banc ETNA, ainsi que notre vitesse d'écoulement au voisinage de la tête Sheffield. Elle présente aussi le dimensionnement, la validation de notre système de génération, (notamment la chambre de condensation) et le choix des paramètres de génération.

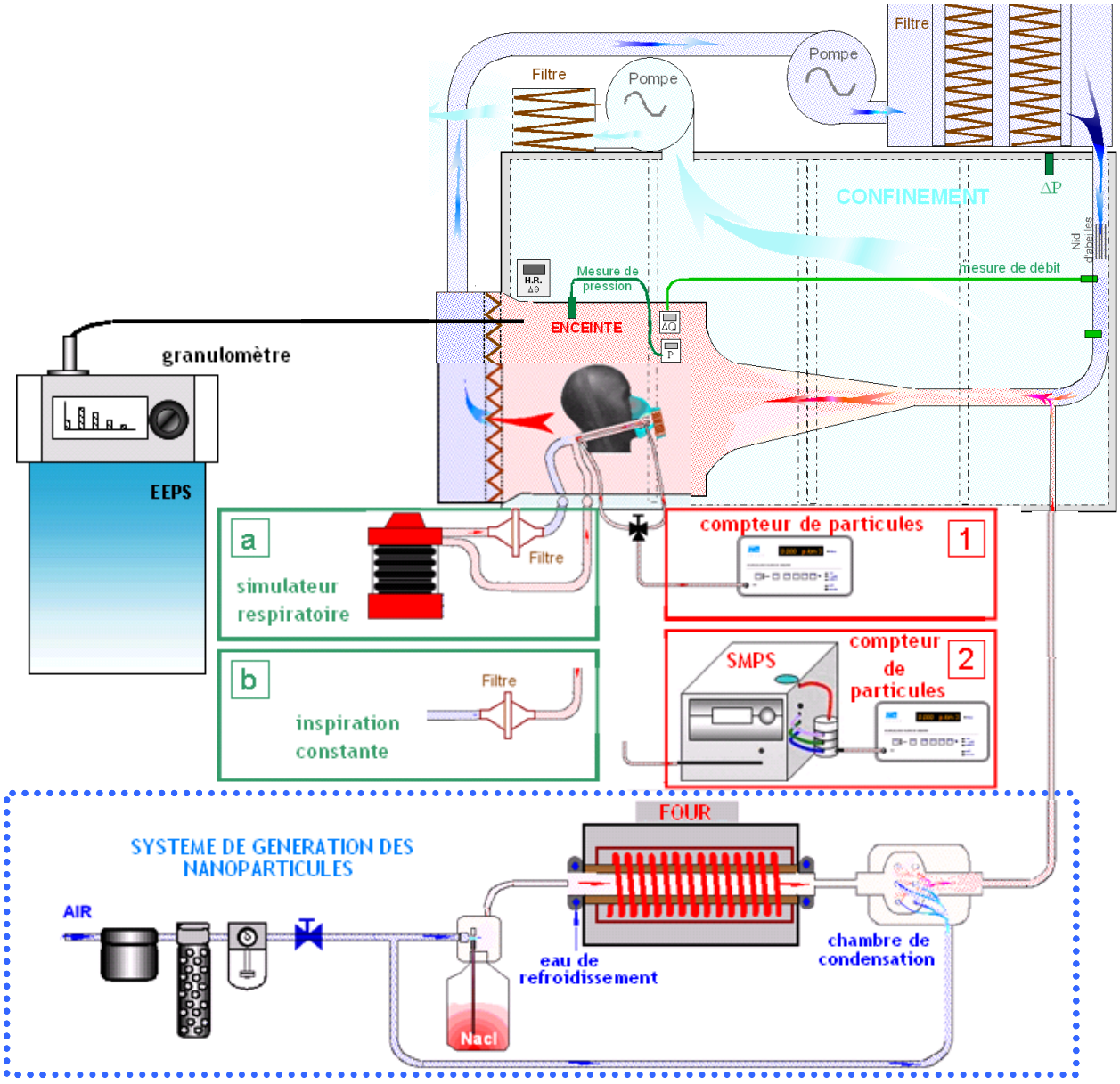


Figure 3-1*. Banc expérimental ETNA pour la mesure des facteurs de protections globaux (installation 1) et fractionnels (installation 2) lors de la simulation de la respiration (installation a) ou en inspiration constante (installation b)*

3.1.1 Le banc d'essai pour l'ETude des NAnoparticules

Après la réalisation d'un cahier des charges (référencé DA 90196), cette installation a fait l'objet d'un appel d'offre pour sa réalisation (Figure 3-2).

***Figure 3-2**. Banc expérimental ETNA pour la mesure des facteurs de protection des appareils de protection respiratoire*

La structure principale du banc (Figure 3-3) consiste en une veine aéraulique dans laquelle on injecte de l'air et les aérosols nanométriques produits.

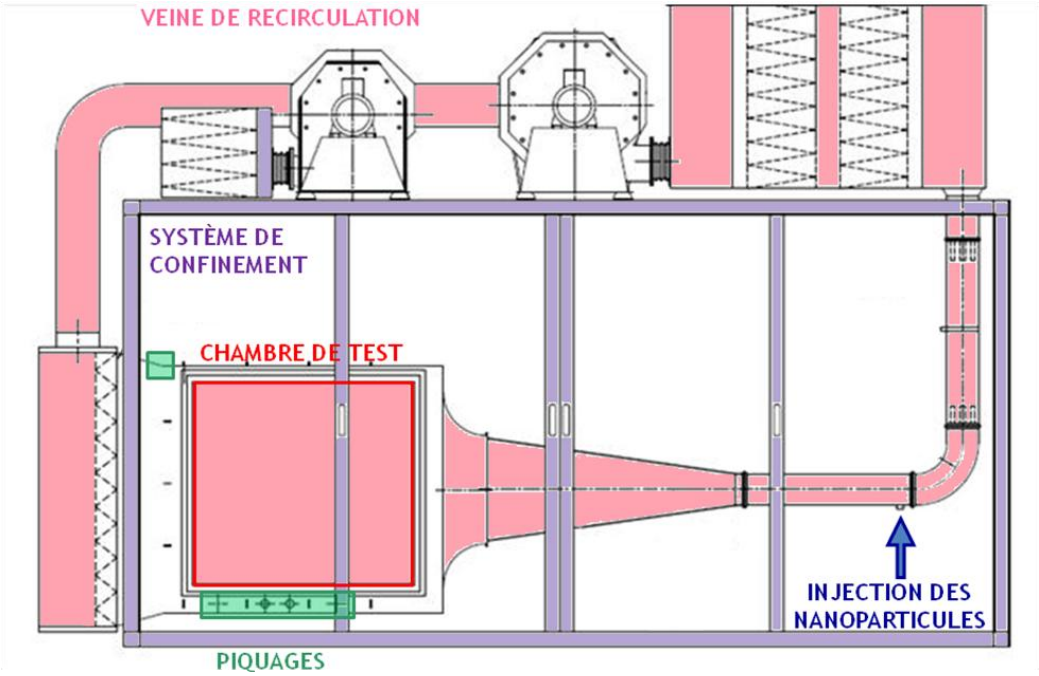


***Figure 3-3**. Plan du banc expérimental ETNA pour l'ETude des NAnoparticules*

L'air chargé en nanoparticules au niveau de l'injection est ensuite amené dans la chambre pour notre étude des performances des APR. Le système est en surpression, ce qui nous

permet de nous assurer que les aérosols utilisés pour le test des masques sont exclusivement ceux que nous avons générés.

Une première section dans la chambre de test permet de limiter les turbulences qui pourraient entraîner des fluctuations dans les mesures. Ce système permet aussi de minimiser les dépôts d'aérosols sur les parois du montage, les particules étant très enclines à diffuser. La deuxième section, la chambre dans laquelle est insérée la tête factice, est dédiée à la mesure du facteur de protection de l'APR. Le tout est ensuite filtré par un filtre HEPA et réacheminé, via une pompe et un nouveau caisson de filtration, dans la chambre de test. Un nid d'abeilles (en sortie du caisson de filtration) et un coude à aubages (dans la première canalisation) sont installés avant l'injection des nanoparticules.

Le débit d'entrée dans la chambre de test est optimisé en tenant compte de plusieurs critères. Ce débit doit être choisi de manière à obtenir une vitesse de l'écoulement d'air considéré comme calme (vitesse en avant de la tête inférieure à 0,4 m/s), mais aussi afin de diluer le moins possible la concentration d'aérosols de tests produits. En effet, selon les normes de certification des APR (norme EN 140 et EN 136), la vitesse d'écoulement de l'air lors des tests est d'environ 0,1 m/s à 0,2 m/s. A ces vitesses, les auteurs de ces normes considèrent que nous sommes en présence d'un air calme. De plus, la respiration imposée à la tête normalisée (tête Sheffield) doit aussi très peu influencer l'écoulement global des particules dans la chambre de test. Cette concentration en aérosols dans la deuxième section du banc de test doit être la plus homogène possible au niveau de la tête Sheffield, et constante au cours de la mesure.

Une station de mesure des conditions expérimentales dans la chambre de test (pression, humidité relative de l'air et température) ainsi qu'un prélèvement pour le contrôle des aérosols ambiants dans la chambre (concentration et granulométrie) ont été installés sur le haut de la chambre. Des cannes de prélèvements permettent l'acheminement des aérosols en amont et en aval du masque pour la mesure du facteur de protection. Les concentrations en aérosols sont mesurées à l'aide d'un compteur de particules UWCPC, modèle TSI 3786, permettant la détection à 50 % des particules de 2,5 nm de diamètre. La description de cet appareil de mesure est présentée de manière plus précise dans l'annexe A. La mesure de la concentration en amont du masque est effectuée à l'avant de la tête, la mesure aval est raccordée à la tête Sheffield.

Un système de confinement du banc a aussi été prévu. Il permet de filtrer les éventuelles fuites, le banc étant en légère surpression. Ce système est constitué de poutres métalliques soutenant des panneaux coulissants en polycarbonate, ainsi que d'une extraction autonome associée à un filtre plissé. Ce confinement est prévu pour contenir toute la surface de la paillasse dédiée à cette expérience.

3.1.2 L'aérosol d'essai

Le système de génération, basé sur la théorie de Bartz *et al.* (1987) et utilisé sur le banc FANA, permettra de produire un aérosol polydispersé dont les diamètres de particules de NaCl s'étendent de 5 à 100 nm. Cette génération est obtenue à partir du phénomène d'évaporation/condensation. Le système de production des particules nanométriques est constitué d'un générateur TSI multi-jet modèle 9306, d'un four tubulaire, et d'une chambre de condensation (conçue au laboratoire, et présentée en annexe C). L'aérosol produit par le générateur est évaporé lors de son passage dans le four. Le gaz est ensuite condensé dans la chambre de condensation par mélange avec de l'air de dilution propre et sec. Cette génération est différente de celle utilisée sur le banc FANA, de par sa grande quantité d'aérosols générés.

Le générateur est constitué de plusieurs jets qui permettent de régler la quantité d'aérosols produits ; de plus un débit de dilution peut être ajouté à la génération. Le Tableau 3-1 liste la mesure des différentes caractéristiques de génération selon la pression d'entrée et le nombre

de jets mis en fonctionnement. Les débits de ce tableau sont présentés dans les conditions standard de mesure (température de 21,11 °C et pression de 101,3 kPa).

***Tableau 3-1**. Mesures de débit, en sortie du générateur multi-jets TSI*

	Nombre de jets								
	1 jet						2 jets		
Pression en entrée (en psi)	20	25	30	35	40	45	20	30	60
Débit mesuré (en L./min)	5,2	6,2	7	7,8	8,7	9,6	10,4	13,75	16,8
Débit par jets (en L./min)	5,2	6,2	7	7,8	8,7	9,6	5,2	6,9	8,4

Le four tubulaire NABERTHERM permet d'évaporer cette grande quantité de matière, du fait de sa grande dimension (section de diamètre 100 mm et longueur de 1 020 mm). En effet, son volume important permet d'obtenir un grand temps de résidence dans la zone de chauffe, afin de vaporiser toute la quantité d'aérosol générée. A la sortie du four, la chambre de condensation doit permettre une condensation rapide par refroidissement du gaz à l'aide d'un air de dilution. Le dimensionnement de la partie comprenant le four tubulaire et la chambre de condensation sont présentés dans l'annexe C.

Après quelques tests de fonctionnement (présentés en annexe C), nous avons sélectionné la génération de deux aérosols de test distincts.

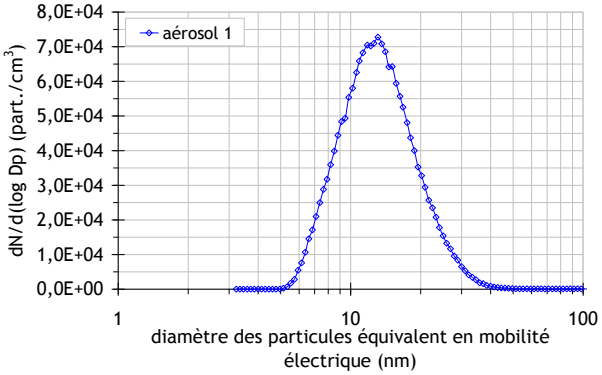


***Figure 3-4**. Distribution granulométrique de l'aérosol d'essai généré à 650 °C par le banc ETNA*

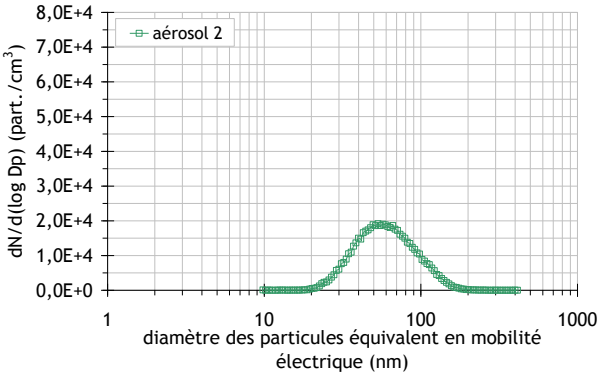


***Figure 3-5**. Distribution granulométrique de l'aérosol d'essai généré à température ambiante par le banc ETNA*

La production de l'aérosol 1, centré à 13 nm, est obtenue en utilisant le four à une température de 650 °C, une génération réglée sur 1 jet, sans dilution et avec une solution saline de 0,1 g de NaCl dans un litre d'eau déminéralisée, ainsi qu'un débit de dilution entrant dans la chambre de condensation de 90 NL/min. Les débits sont présentés dans les conditions normales de mesure (température de 0 °C et pression de 101,3 kPa). La production de l'aérosol 2, centré à 59 nm, est obtenue lorsque le four est à température ambiante, et une génération réglée sur 2 jets, sans dilution et avec une solution saline de 0,1 g de NaCl dans un litre d'eau déminéralisée, ainsi qu'un débit de dilution entrant dans la chambre de condensation de 90 NL/min.

Les caractéristiques granulométriques de ces deux aérosols (Figure 3-4 et Figure 3-5), données par la mesure au SMPS (nano-DMA, ou long-DMA pour l'aérosol 2, suivi d'un UWCPC), sont présentées dans la Tableau 3-2. La description de ces instruments sont présentés dans l'annexe A.

***Tableau 3-2**. Caractéristiques physiques de la distribution granulométrique des deux aérosols produits par ETNA*

	aérosol 1	**aérosol 2**
Diamètre géométrique moyen (en nm)	13	59
Ecart-type géométrique	1,44	1,52
Concentration totale (en part./cm^3)	2,9 10^4	9,3 10^3

3.1.3 Système de test

L'appareil de protection respiratoire et la tête Sheffield forment le « système de test » de notre expérience, qui sera placé dans la chambre de test du banc ETNA. Le choix des appareils de protection respiratoire à étudier s'est orienté sur deux demi-masques de la société Honeywell Safety Products (anciennement société Sperian), utilisés respectivement lors d'interventions (le Sperian 7 000) et en cas d'évacuation (le Sperian Plus).

Ces deux appareils de protection respiratoires ont été choisis car ils sont utilisés avec des filtres constitués de medium dont les fibres ne sont pas chargées électriquement. De plus, leurs efficacités étant moins élevées que celles des masques complets, la détermination des facteurs de protection sera plus aisée dans le cas d'une très bonne étanchéité de l'appareil. En outre, le premier appareil de protection respiratoire (APR 1) a été spécialement choisi du fait de sa grande facilité de mise en place sur une tête normalisée.

Les filtres accompagnant les masques testés sont classés P3 pour le premier masque (APR 1) que l'on nommera Sperian 7 000 dans la suite de ce manuscrit et P2 pour le deuxième masque (APR 2) appelé Sperian Plus.

Le Sperian 7 000 comporte deux filtres placés de chaque côté du masque, tandis que le Sperian Plus fonctionne avec un seul filtre (Figure 3-6). Leur surface totale de filtration est cependant égale (0,054 m^2), selon les informations données par le constructeur. Ces filtres, en fibres de verre, sont fabriqués avec le même type de media, dont les caractéristiques physiques ont été présentées et comparées à d'autres media filtrant dans le chapitre 2.

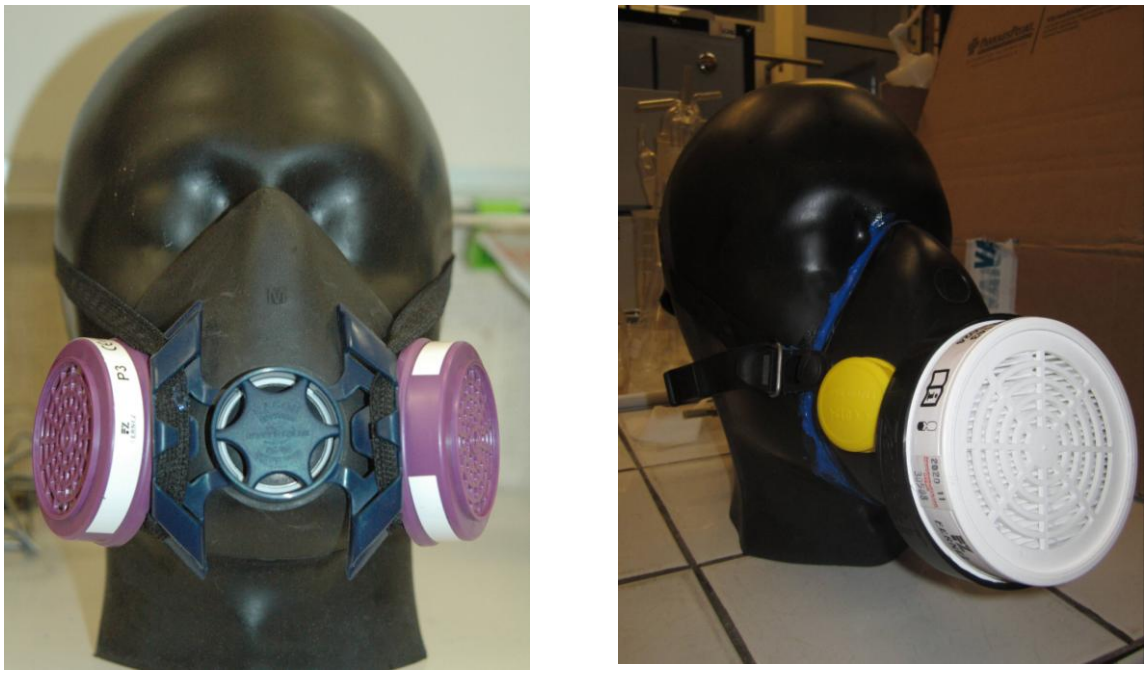


***Figure 3-6**. Illustration des deux Appareils de Protection Respiratoires testés dans ce travail (Sperian 7 000 (APR 1) à gauche et Sperian Plus (APR 2) à droite)*

La tête Sheffield est une tête factice dont les dimensions normalisées sont présentées dans la Figure 3-7. Dans nos expérimentations, cette tête Sheffield peut fonctionner selon deux configurations d'essais en terme de débits de filtration : soit à partir d'une simulation de la respiration (débit cyclique), soit à un débit constant.

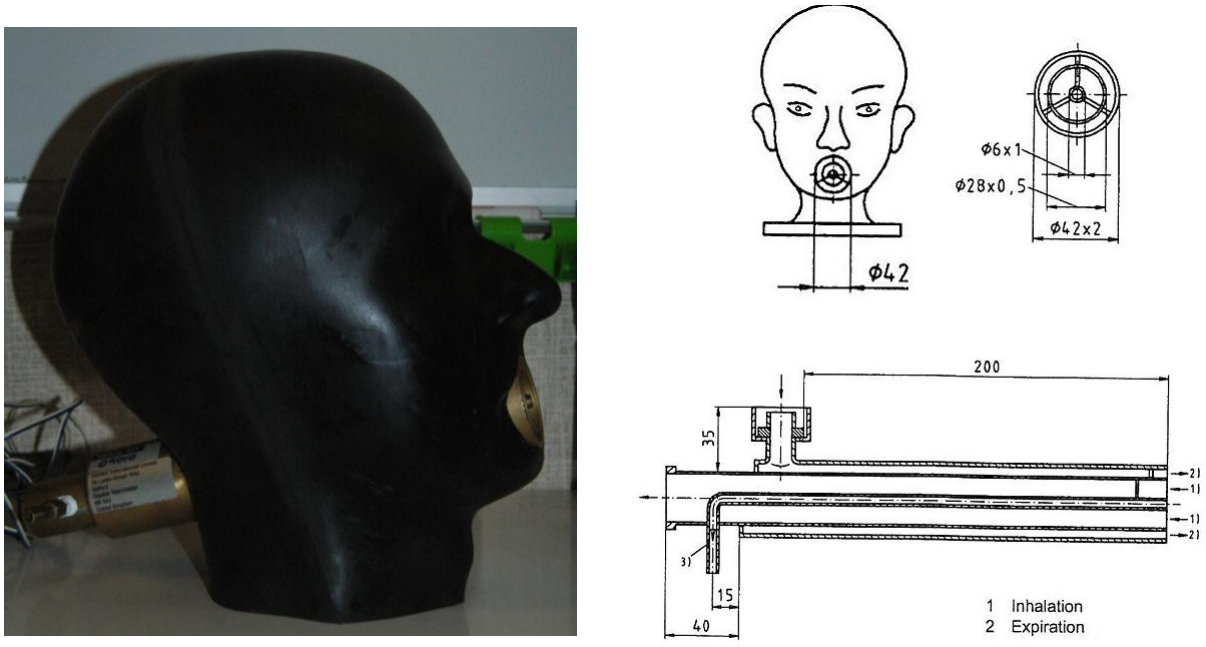


***Figure 3-7**. Tête Sheffield utilisée et ses dimensions caractéristiques (documentation tirée de la norme EN NF 136, 1998)*

La première configuration simule la respiration d'un porteur par une modélisation simple de la respiration sous forme sinusoïdale. La respiration sinusoïdale est effectuée à l'aide du simulateur respiratoire (Figure 3-8), couplé à la tête Sheffield. Le débit moyen d'inspiration (*MIF*) de cette respiration de test a été fixé à 84 L/min. Cette respiration est caractérisée par

la fréquence respiratoire f_R que nous avons fixée à 20 cycles par minutes et le volume courant V_T qui est de 2,1 L par cycle.

Pour donner un exemple de l'activité que l'on peut relier à cette respiration simulée, on peut utiliser les données de l'article de Berndtsson (2004). Dans les expériences présentées dans son article, des sujets, portant un appareil de protection respiratoire, effectuent des exercices sur un vélo. Les porteurs dont les débits moyens d'inspiration sont équivalents à notre respiration effectuent un travail équivalent à une intensité de 175 watts. Si on se réfère aux activités présentées dans la norme ISO/DIS 8996 (1987), cette intensité correspond à un travail manuel léger (Tableau 1-4).

***Figure 3-8**. Simulateur respiratoire et tête Sheffield utilisés pour la simulation de la respiration du porteur*

La configuration en aspiration constante, utilisée le plus souvent dans les tests de normalisation, est obtenue par l'utilisation d'une pompe réglée à un débit d'aspiration de 84 L/min. Elle est ici obtenue par l'utilisation d'un ventilateur à palettes réglé à l'aide d'un débitmètre TSI modèle 4040 (gamme de mesure de 0 à 300 L/min).

Les deux configurations de débits ainsi que la vitesse théorique au niveau du filtre sont présentés sur la Figure 3-9. Cette vitesse est calculée en fonction de la surface filtrante (données constructeur) et en supposant qu'il n'existe aucune fuite. Celle-ci est toujours inférieure à 5 cm/s, même dans le cas de la simulation respiratoire. Ces vitesses de filtrations sont donc inférieures à celles utilisées lors des expériences du chapitre 2.

Afin de vérifier que la respiration engendrée par le simulateur respiratoire correspond bien aux caractéristiques d'entrées du logiciel le pilotant, nous avons comparé les volumes expirés lors d'une respiration à l'aide d'un compteur à gaz. Ces tests ont été effectués pour des respirations faibles, les conditions d'utilisation du Gallus se limitant à des débits inférieurs à 100 L/min. Pour les respirations testées dont le *PIF (*débit respiratoire de pointe) est inférieur à 110 L/min, nous trouvons une bonne concordance entre le volume expiré total théorique et la mesure du volume obtenue par le compteur à gaz.

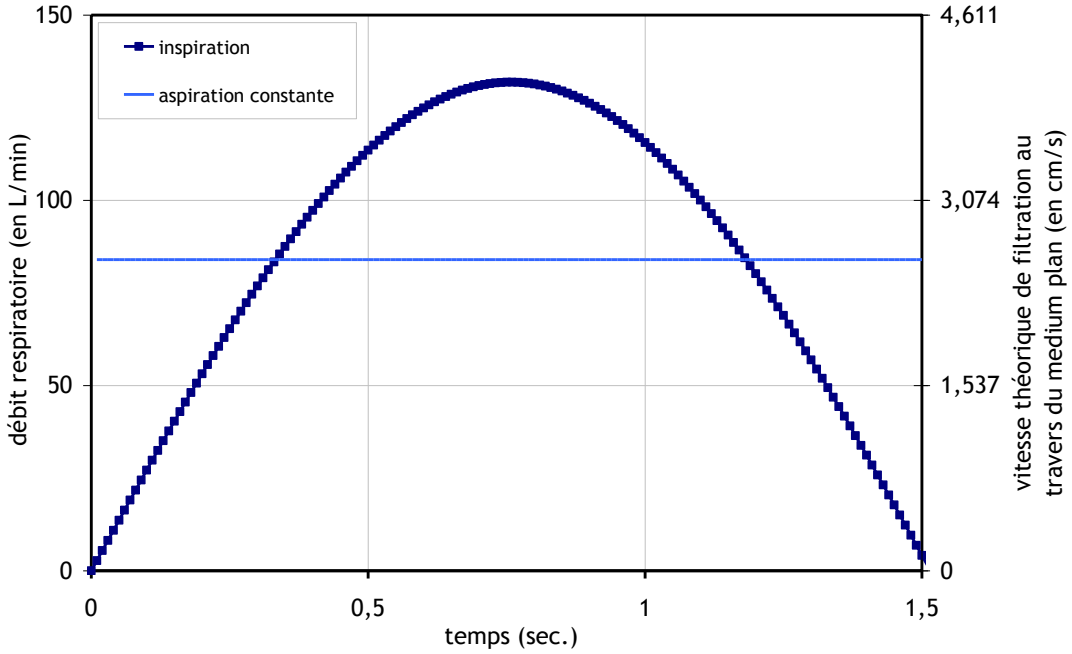


***Figure 3-9**. Choix des simulations des respirations sous forme constante (Q = 84 L/min) et sous forme sinusoïdale (V_T = 2,1 L ; f_R = 20 cycles/min et MIF = 84 L/min)*

3.1.4 Les cannes de prélèvement

Des cannes de prélèvement ont été installées dans la chambre de test pour acheminer le volume d'air à étudier vers un compteur de particules (Figure 3-10). Le prélèvement à l'amont est situé en avant et légèrement à droite de l'appareil de protection respiratoire. Le prélèvement aval est situé dans la tête Sheffield.

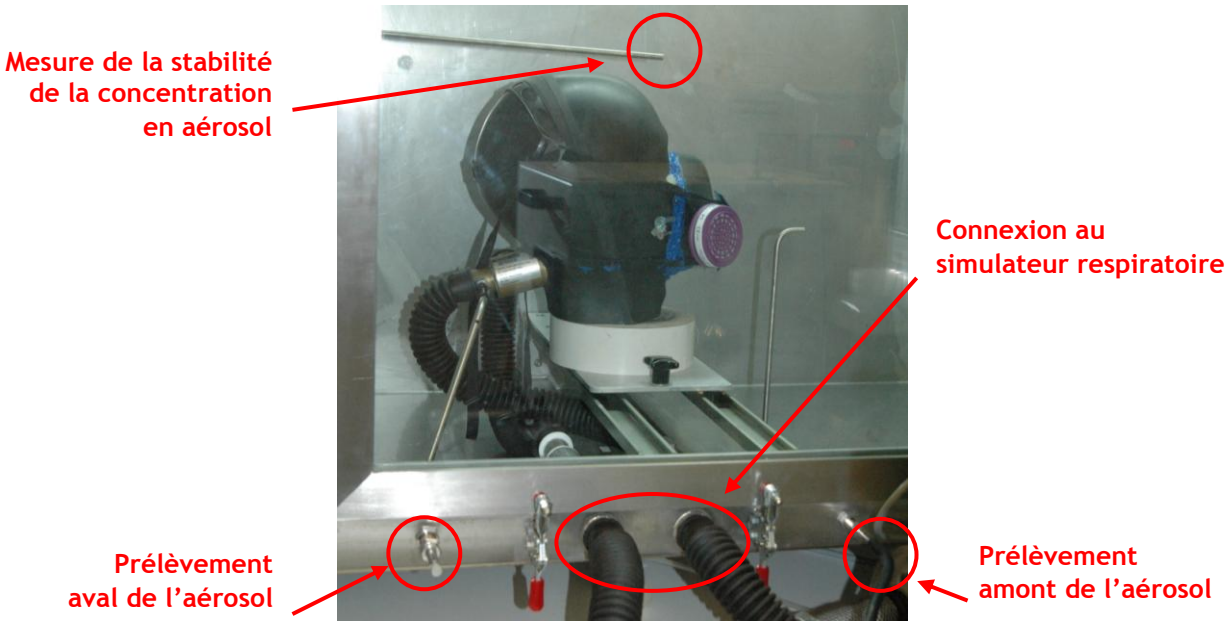


***Figure 3-10**. Installation du système de test pour la mesure du facteur de protection*

Ces cannes de prélèvement entraînent une diminution de la concentration des particules à la sortie de celles-ci, du fait du dépôt par diffusion. Afin de quantifier l'incidence de ce dépôt sur la détermination du facteur de protection, nous avons comparé le ratio des

concentrations mesurées par la canne aval et la canne amont, en l'absence d'APR (Figure 3-11). Ces mesures ont été obtenues à l'aide des deux aérosols d'essai (aérosol 1 et aérosol 2).

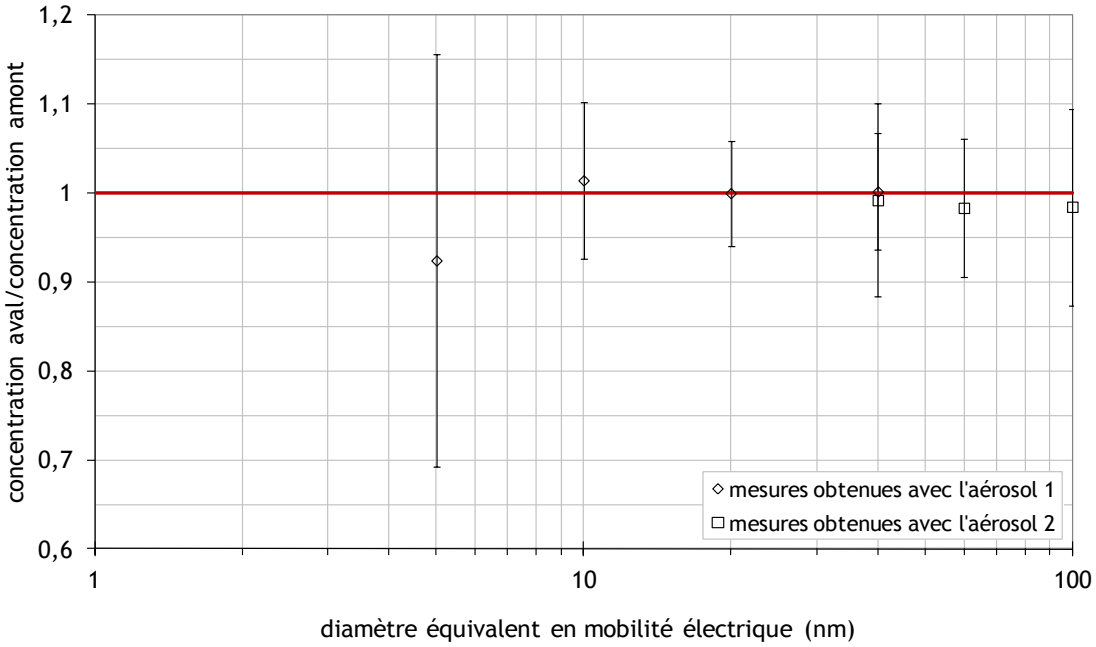


***Figure 3-11**. Rapport des concentrations dans les deux cannes de prélèvement pour une aspiration constante de 84 L/min.*

Les deux granulométries de test permettent d'obtenir un large spectre de mesures allant de 5 nm à 100 nm. L'aérosol 1 (centré à 13 nm) permet d'obtenir des ratios pour des aérosols dont la taille sélectionnée est 5 nm, 10 nm, 20 nm et 40 nm. L'aérosol 2 (centré à 59 nm) permet de mesurer des facteurs de protection pour des aérosols de 40 nm, 60 nm et 100 nm. On remarque que l'incertitude des mesures est très importante.

Les deux valeurs des ratios obtenus pour 40 nm montrent la bonne reproductibilité des mesures, lors de l'utilisation des deux aérosols de test.

Le fort débit de prélèvement ainsi que la taille des particules étudiées supérieure à 10 nm explique que l'on observe très peu de différences de concentration en particules entre les deux cannes de prélèvement. Nous pouvons considérer que le biais de mesure dû aux pertes dans les cannes de prélèvement est négligeable. Seule la mesure à 5 nm entraîne une différence de dépôt de l'ordre de 10 %. Les mesures expérimentales pour un diamètre de particule sélectionné de 5 nm présentées dans la suite de ce manuscrit ont donc été corrigées en conséquence.

3.2 La mesure des facteurs de protection

Deux types de mesures des facteurs de protection ont été effectués, soit par l'utilisation de l'aérosol global soit par la mesure du facteur de protection en fonction de la taille des particules (facteur de protection fractionnel).

3.2.1 Méthode de mesure du facteur de protection expérimental global

Le facteur de protection expérimental est défini par le rapport entre la concentration de contaminant à l'extérieur de l'appareil de protection et la concentration à l'intérieur de cet appareil (1-1). La concentration amont est mesurée durant 3 minutes. La concentration aval est ensuite mesurée pendant une durée variable de 2 minutes à 15 minutes, selon le niveau

de concentration mesuré. En effet, selon l'efficacité de l'APR et la concentration totale en aérosols, les mesures en aval peuvent être très faibles. Enfin, une autre mesure amont, de 2 minutes, est effectuée afin vérifier la stabilité de la génération des nanoparticules tout au long de notre mesure de facteur de protection.

Pour chaque mesure, les données récupérées à l'aide du compteur de particules TSI modèle 3786 sont recueillies toutes les secondes. Chaque mesure permet de collecter une valeur moyenne des données amont ($C_{amont} \pm \sigma_{Camont}$) et aval ($C_{aval} \pm \sigma_{Caval}$), ainsi que leur écart type associé.

Après vérification de la bonne stabilité, par la comparaison des deux mesures de concentration amont, la deuxième mesure de concentration amont et la concentration aval, sont utilisées pour le calcul du facteur de protection. Le facteur de protection global, défini en nombre et non en masse du fait de la métrologie employée, s'exprime donc par l'équation (3-1).

$$FP = \frac{C_{amont}}{C_{aval}} \qquad \textbf{(3-1)}$$

3.2.2 La mesure du facteur de protection expérimental fractionnel

Dans le cas d'une mesure du facteur de protection pour un diamètre de particule donné, un classificateur électrostatique est alors ajouté avant l'acheminement au compteur de particules TSI modèle 3786, afin de sélectionner en diamètre de mobilité électrique les particules. La méthode de collecte des concentrations est la même que celle présentée pour le facteur de protection global. Les mesures expérimentales permettent donc de collecter une valeur moyenne des données amont ($C_{amont}(d_p) \pm \sigma_{Camont}(d_p)$) et aval ($C_{aval}(d_p) \pm \sigma_{Caval}(d_p)$). Le facteur de protection fractionnel est défini par l'équation (3-2).

$$FP(d_p) = \frac{C_{amont}(d_p)}{C_{aval}(d_p)} \qquad \textbf{(3-2)}$$

Les graphiques suivants présentent l'enregistrement de la mesure alternée entre les comptages amont et aval, pour une mesure du facteur de protection expérimental pour des particules sélectionnées à 10 nm, dans le cas d'un débit constant dans un premier temps (Figure 3-12), puis dans le cas d'un débit cyclique (Figure 3-13).

Les deux graphiques montrent que les valeurs de comptage sont stables au cours des mesures. Chaque graphique présente une bonne concordance des deux mesures en amont, avec des nombres de particules comptées toutes les secondes équivalentes dans les deux mesures. On peut observer que les valeurs collectées en aval sont plus stables au cours du temps dans les cas de mesures à débit constant qu'à débit cyclique. En effet, les fluctuations de débit lors de la simulation de la respiration au cours du temps entraînent une évolution de l'efficacité de filtration du masque testé en fonction des vitesses de filtration.

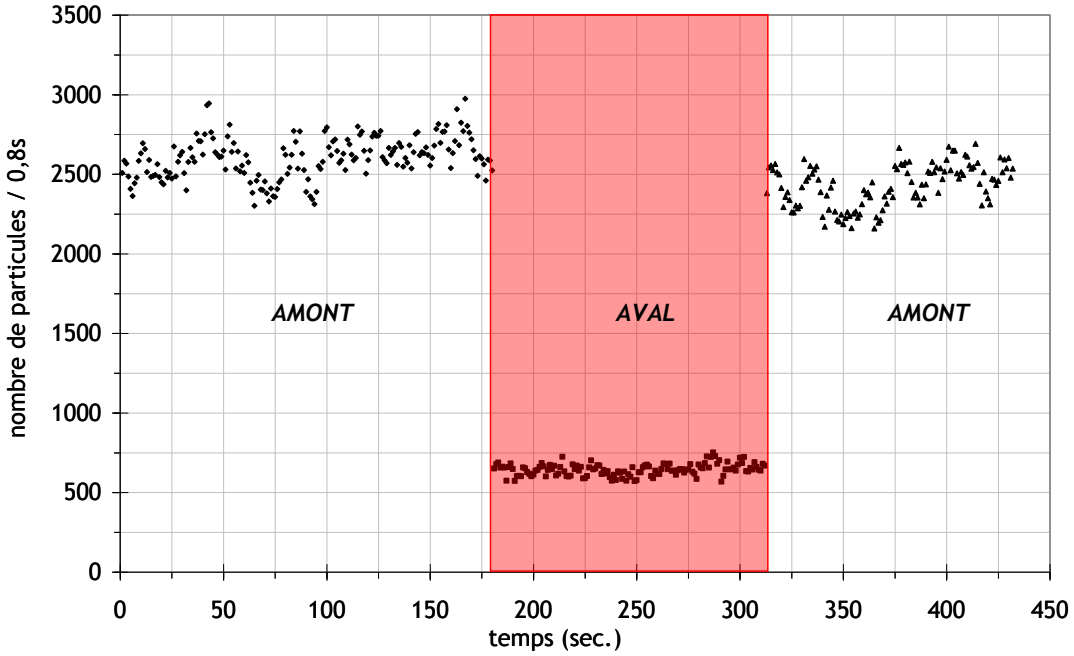


***Figure 3-12**. Exemple de mesures pour le calcul du facteur de protection du demi-masque Sperian Plus à 10 nm en configuration constante*

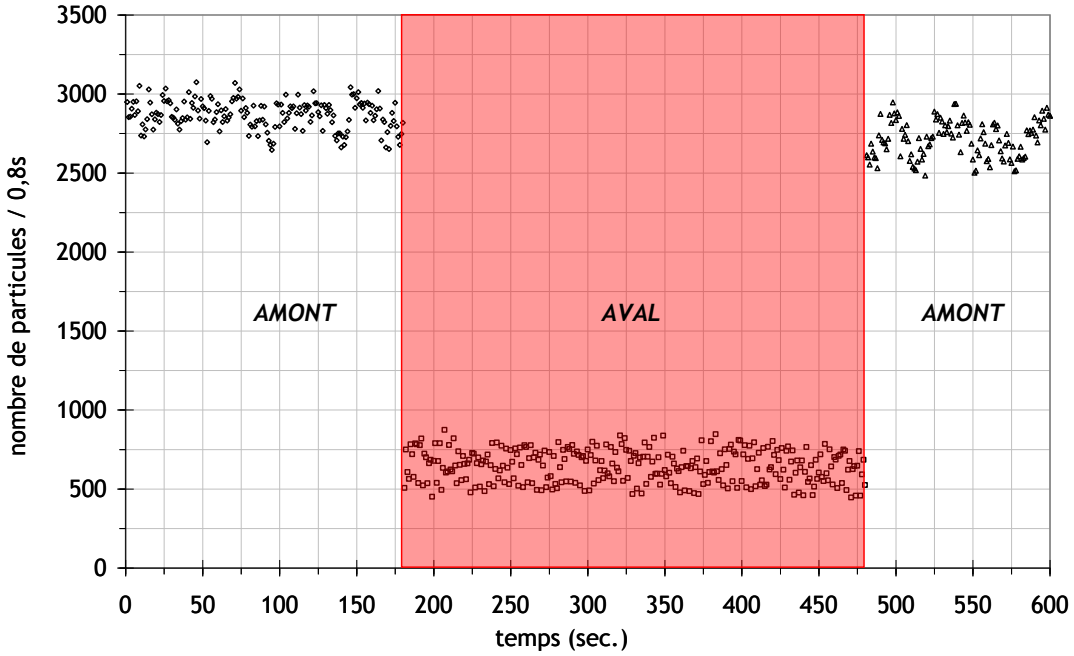


***Figure 3-13**. Exemple de mesures pour le calcul du facteur de protection du demi-masque Sperian Plus à 10 nm en configuration cyclique*

3.2.3 Les mesures environnementales lors de la mesure

Lors d'une journée de mesure, la différence de pression entre la chambre de test et le laboratoire, le réglage du débit en amont de l'injection, la température, l'humidité relative et la concentration totale en particules dans la chambre de test sont enregistrées.

L'EEPS (*Engine Exhaust Particle Sizer*) est installé sur le banc de mesures. La description de cet instrument est présentée de manière plus précise en annexe A. Il nous permet de nous assurer de la stabilité de génération de l'aérosol ambiant dans la chambre de test lors des mesures de facteur de protection (suivi de la concentration ambiante et de la granulométrie).

Les mesures de concentration totales en aérosols dans la chambre de test montrent une bonne stabilité lors des expériences, et sur toute la journée de tests. L'enregistrement des paramètres environnementaux montre que l'humidité relative dans la chambre de mesure reste toujours inférieure à 5 %, mais les températures dans la chambre de test augmentent au fur et à mesure de la journée. Dans les journées chaudes, la température peut atteindre jusqu'à 30 °C. Les mesures de différences de pression entre la chambre et le laboratoire, montrent dans un premier temps la stabilisation de la pression à environ 35 Pa lors des mesures en débit constant, puis la variation de la pression entre 45 Pa et 65 Pa lors des expériences en débit cyclique.

3.3 Synthèse

Le banc d'essais ETNA a été conçu et réalisé dans le but d'étudier de manière générale le comportement des nanoparticules. Il est utilisé dans notre étude pour déterminer les performances des deux APR que nous avons sélectionnés. Cette installation expérimentale, composée d'une veine aéraulique dans laquelle de l'air et l'aérosol nanométrique sont injectés, permet de mesurer les facteurs de protection des appareils de protection respiratoire en présence de nanoparticules tout en essayant de simuler la respiration du porteur.

Deux aérosols de tests sont générés, centrés respectivement autour de 13 nm et 59 nm. L'appareil de protection respiratoire, la tête Sheffield et le simulateur respiratoire sont alors utilisés pour la mesure des facteurs de protection des deux demi-masques sélectionnés. Le protocole de la mesure des facteurs de protection globaux et fractionnels est décrit dans ce chapitre. Ces valeurs peuvent être calculées soit dans le cas d'un débit constant, soit dans le cas d'un débit cyclique.

Chapitre 4

Evaluation des facteurs de protection en pose scellée et non scellée

La revue bibliographique exposée en premier chapitre nous a permis de montrer l'inexistence de travaux consacrés à l'étude de l'effet de la taille des nanoparticules sur le facteur de protection de demi-masques filtrants. De plus, nous n'avons pas mis en évidence d'études mesurant l'efficacité de demi-masques en pose libre pour des nanoparticules. Le but de ce chapitre est de quantifier la perte d'efficacité de l'appareil de protection respiratoire en pose libre, puis de la comparer aux performances de l'APR en pose scellée et à l'efficacité du medium plan.

Les deux modèles d'appareils de protection respiratoire ont donc été testés sur le dispositif expérimental présenté en chapitre 3, lorsque le masque est scellé à la tête Sheffield ou non. Nous avons ainsi pu étudier l'effet de la pose, l'effet du débit respiratoire et l'effet de la taille des particules sur l'efficacité des appareils de protection respiratoire. Enfin, à l'aide de ces mesures expérimentales, nous allons ensuite estimer les fuites lors de la pose du masque en non scellée.

4.1 Protocole opératoire

Afin de connaître l'effet de la pose d'un appareil de protection respiratoire, les mesures de facteur de protection (globaux et fractionnels) sont obtenues selon deux poses différentes. La première simule la pose étanche du masque en scellant l'appareil sur la tête factice, à l'aide de silicone. La deuxième représente une pose libre de l'appareil, le masque étant positionné selon le protocole d'utilisation donné par le constructeur.

Notons que des travaux effectués à l'INRS (Martin, 2004) ont mis en évidence les difficultés quant à l'évaluation de la fuite faciale des appareils de protection respiratoire, notamment dus à l'adaptation difficile de l'APR sur la tête factice. Les auteurs préconisent donc des protocoles d'essais lors de la pose du masque, cette étape étant la plus contraignante. Nous avons à cette fin mis au point un protocole opératoire dans le but de caractériser la pose de l'APR avant la mesure de facteurs de protection.

4.1.1 Protocole opératoire de la pose de l'APR

Pour les essais en pose scellée

Les appareils de protection respiratoires sont scellés à la tête Sheffield à l'aide de silicone. Après nettoyage de la surface de la tête, ainsi que des joints et de l'intérieur du masque, on dispose le silicone sur le joint du masque. Le masque est ensuite positionné sur la tête, en partant du menton pour aller jusqu'au nez. Une première couche de silicone est ensuite posée à l'interface du masque et de la tête. Une deuxième couche est posée, afin de se prémunir d'éventuelles bulles d'air.

Afin d'éviter tout relargage de particules qui pourraient être générées par le joint de silicone, le masque est retiré de la chambre de test après chaque journée d'expérimentation afin de le laisser l'air libre. Pour la vérification de la pose scellée, après aspiration dans la tête Sheffield, une mesure par comptage de particules est effectuée pour vérifier l'étanchéité du masque, dans l'ambiance du laboratoire et sans respiration. On procède aussi à une mesure de différence de pression entre l'espace mort du masque et le laboratoire lors d'une aspiration à 84 L/min (Figure 4-1).

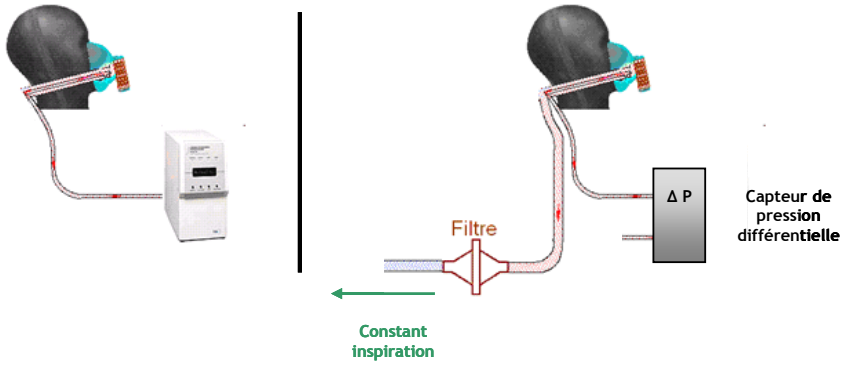


***Figure 4-1**. Mesures de contrôle de l'étanchéité du masque scellé : mesure de propreté et mesure de perte de charge dans le masque*

Pour les essais en pose non scellée

Les poses non scellées, ou poses libres, sont optimisées à l'aide d'une mesure de la différence de pression entre l'espace mort du masque et le laboratoire, lors d'une aspiration à 84 L/min (Figure 4-2). Cette mesure permet de vérifier le bon positionnement du masque sur la tête Sheffield. La pose peut être réitérée afin de limiter la différence de pression avec la perte de charge mesurée en pose scellée. La mesure est ensuite réitérée lorsque le masque est posé dans la chambre de test, et en condition d'utilisation.

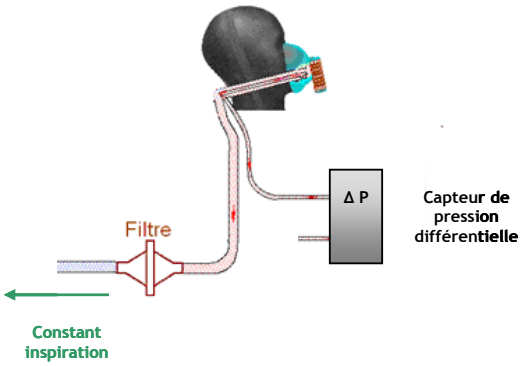


***Figure 4-2**. Mesures de contrôle de la pose du masque non scellé : mesure perte de charge dans le masque*

4.1.2 Mesures des facteurs de protection en pose scellée et non scellée

Le Tableau 4-1 présente les différents essais réalisés sur le banc ETNA.

***Tableau 4-1**. Tableau récapitulatif des mesures effectuées pour les deux APR testés*

Conditions expérimentales			**Nombre de facteurs de protection *PF* mesurés**	
Pose de l'appareil	**Aérosol de test**	**Type du débit de filtration**	***PF* global (installation 1)**	***PF* fractionnel (installation 2)**
Pose scellée	**aérosol 1**	**à débit cyclique (installation a)**	2	0
		à débit constant (installation b)	2	0
	aérosol 2	**à débit cyclique (installation a)**	2	0
		à débit constant (installation b)	2	0
Pose non scellée	**aérosol 1**	**à débit cyclique (installation a)**	2	2
		à débit constant (installation b)	2	2
	aérosol 2	**à débit cyclique (installation a)**	2	2
		à débit constant (installation b)	2	2

4.2 Résultats expérimentaux

Tout d'abord, les valeurs des pertes de charges obtenues dans les configurations testées sont énumérées. Ensuite, les facteurs de protection obtenus pour les deux aérosols globaux seront présentés, afin de déterminer l'effet de la pose et l'effet de la simulation de la respiration sur l'efficacité de l'APR. Nous nous intéresserons ensuite à l'effet de la taille des particules sur ce facteur de protection.

4.2.1 Résultat des mesures de pertes de charge

Le Tableau 4-2 liste les valeurs des pertes de charges obtenues lors des poses, en pose scellée et en pose non scellée. Les incertitudes de mesures présentées dans ce tableau représentent l'incertitude de lecture du capteur de pression utilisé.

***Tableau 4-2**. Mesures de pertes de charge en pose scellée et non scellée en débit constant*

		Pertes de charge mesurées (mbar) à un débit de 84 L/min			
		aérosol 1		aérosol 2	
		Pose scellée	Pose non scellée	Pose scellée	Pose non scellée
Sperian 7 000 (APR 1)	**essai 1**	4,68 ± 0,02	4,45 ± 0,02	4,70 ± 0,02	4,36 ± 0,02
	essai 2	4,66 ± 0,02	4,44 ± 0,02	4,70 ± 0,02	4,23 ± 0,02
Sperian Plus (APR 2)	**essai 1**	5,67 ± 0,02	4,59 ± 0,02	5,77 ± 0,02	4,46 ± 0,02
	essai 2	5,68 ± 0,02	4,30 ± 0,02	5,46 ± 0,02	4,58 ± 0,02

On peut observer que les pertes de charges mesurées lors des expériences sont des mesures très sensibles. On remarque que ces pertes de charges fluctuent de manière plus importante lors de l'utilisation de l'APR 2 que lors de l'utilisation de l'APR 1. Cette observation est cohérente avec le fait que Sperian 7 000 a été choisi pour la bonne reproductibilité de sa pose.

4.2.2 Les facteurs de protection globaux des APR en pose scellée et non scellée – influence du débit et des fuites

Le facteur de protection de l'aérosol global de test a été mesuré selon les deux respirations simulées, en pose scellée et en pose non scellée.

Deux mesures ont été obtenues pour chaque configuration et pour les deux appareils de protection respiratoire testés. Les résultats de ces essais sont présentés dans les diagrammes de la Figure 4-3 à Figure 4-6.

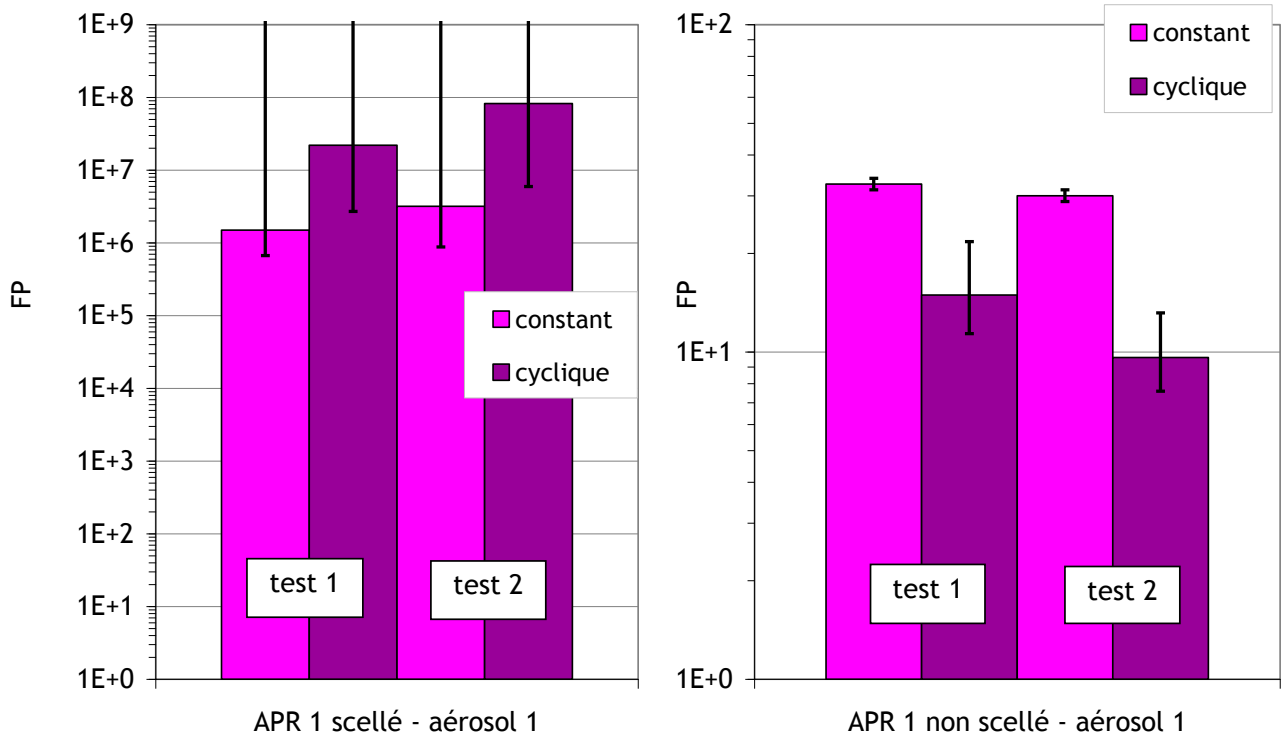


***Figure 4-3**. Facteurs de protection du Sperian 7 000 (APR 1) mesurés en nombre en fonction des différentes poses et types d'inspiration pour l'aérosol d'essai 1 (centré à 13 nm)*

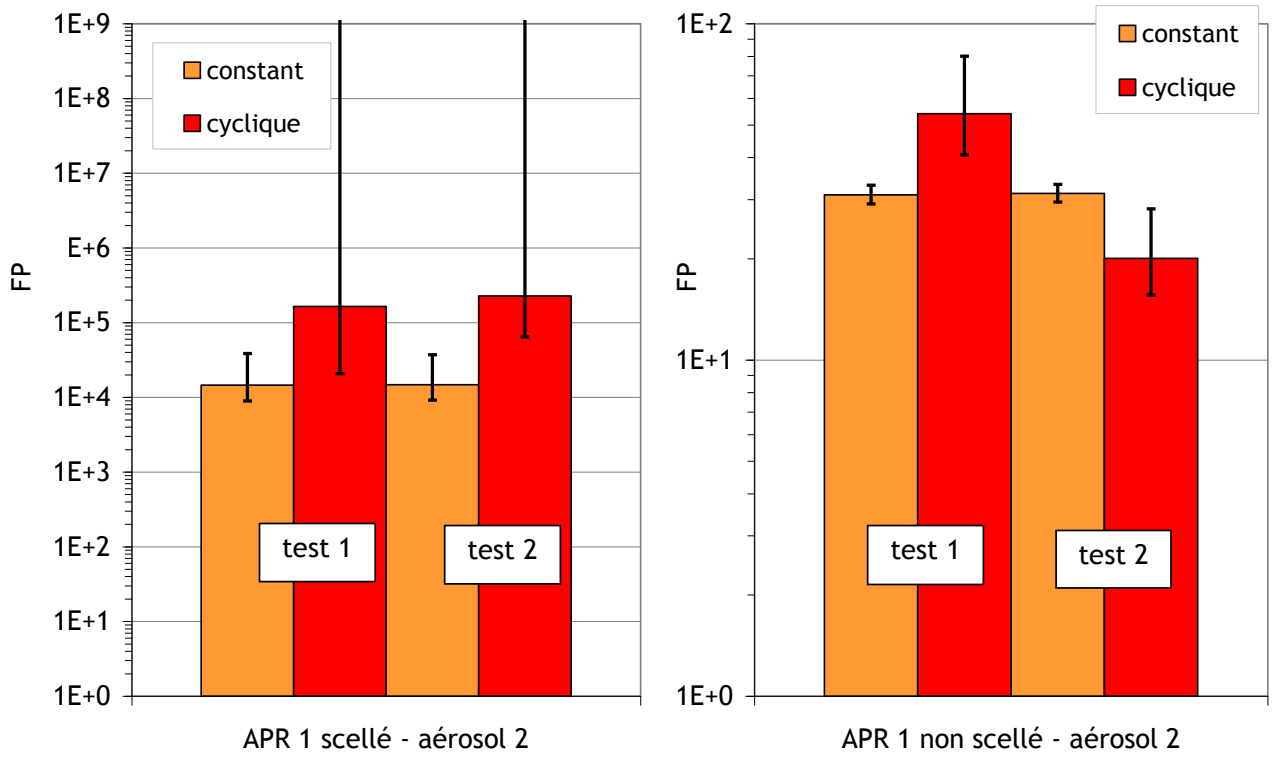


***Figure 4-4**. Facteurs de protection du Sperian 7 000 (APR 1) mesurés en nombre en fonction des différentes poses et types d'inspiration pour l'aérosol d'essai 2 (centré à 59 nm)*

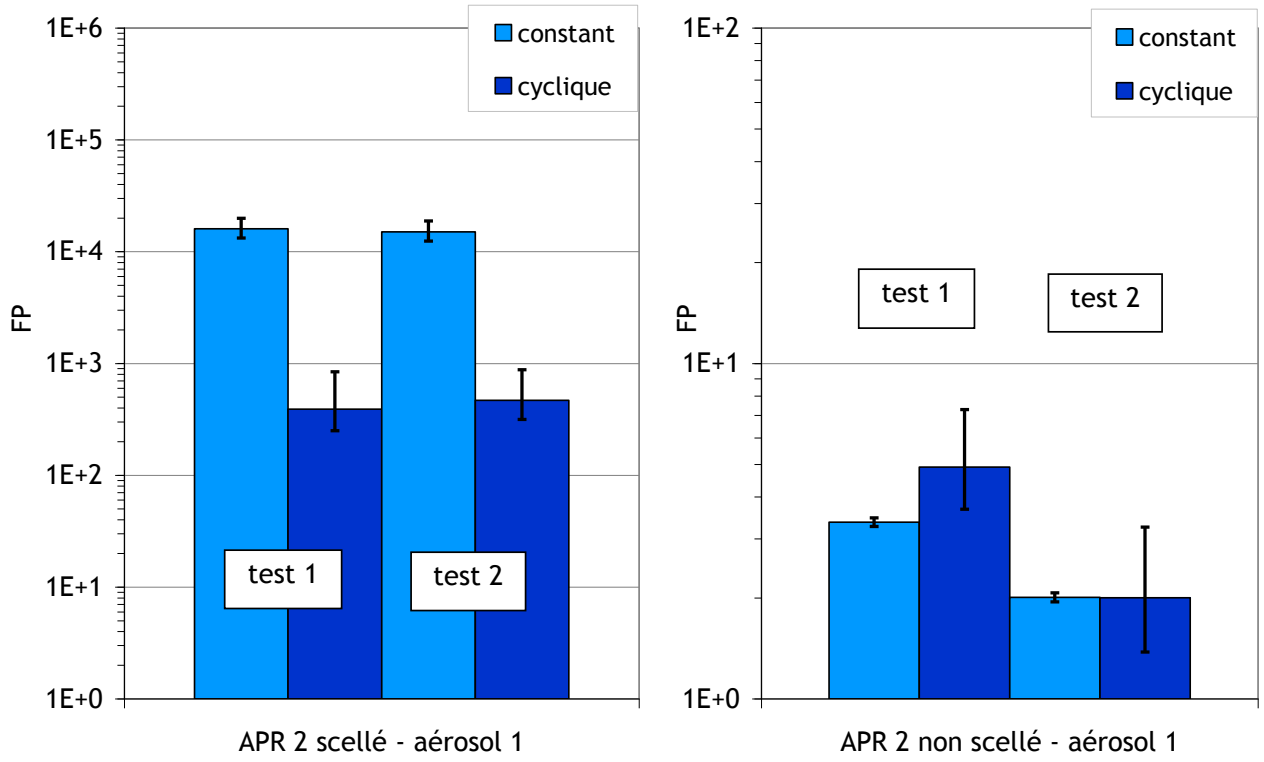


***Figure 4-5**. Facteurs de protection du Sperian Plus et filtre classé P2 (APR 2) mesurés en nombre en fonction des différentes poses et types d'inspiration pour l'aérosol d'essai 1 (centré à 13 nm)*

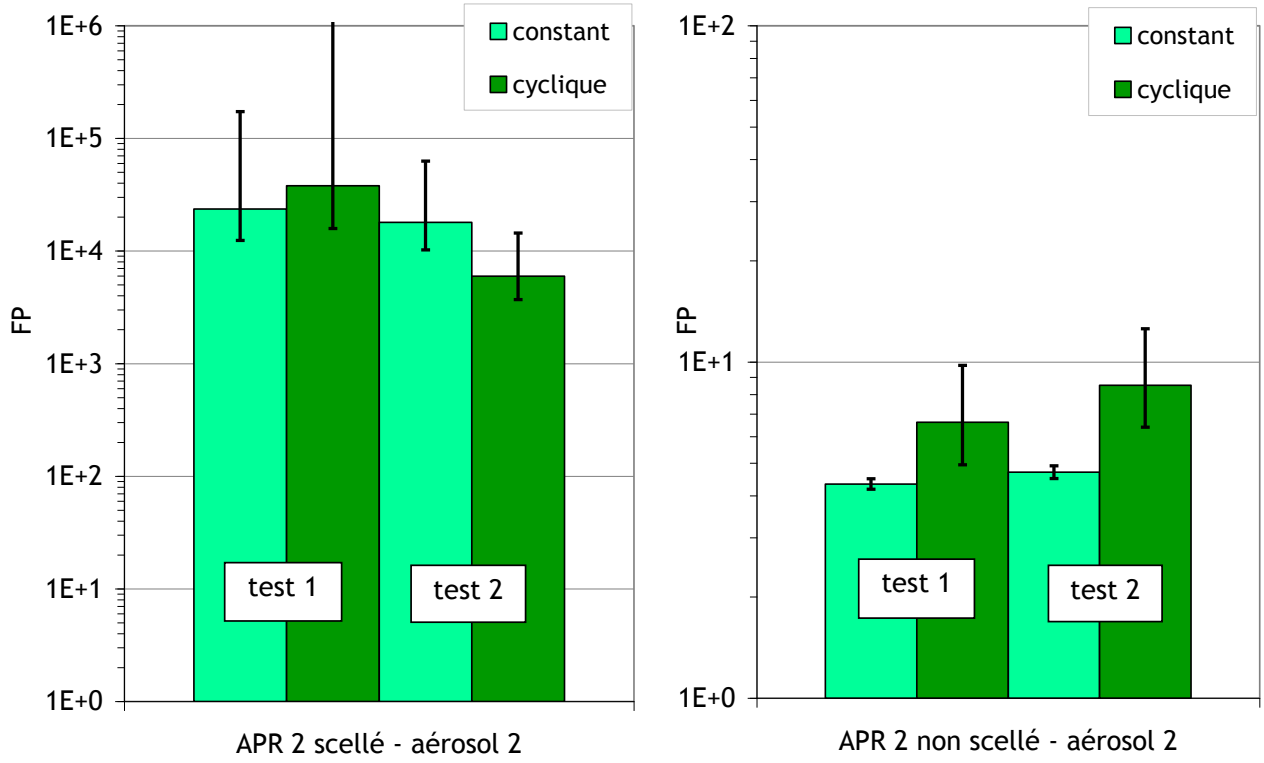


***Figure 4-6**. Facteurs de protection du Sperian Plus et filtre classé P2 (APR 2) mesurés en nombre en fonction des différentes poses et types d'inspiration pour l'aérosol d'essai 2 (centré à 59 nm)*

Les incertitudes dans les mesures de facteurs de protection globaux

Pour chaque point de facteur de protection calculé, l'incertitude sur *FP* ne peut pas être calculé selon l'équation de propagation des erreurs, car celle-ci n'est valable que dans le cas où l'incertitude de la mesure est très inférieure à sa moyenne. Dans certaines de nos mesures (les mesures en pose scellée) cette hypothèse n'est pas vérifiée. Nous avons des incertitudes qui sont de l'ordre voire supérieures à la moyenne considérée. Sur les diagrammes présentés de la Figure 4-3 à Figure 4-6, nous avons donc plutôt représenté des écarts à la mesure (4-1), avec ΔC_{amont} et ΔC_{aval} les écart types respectifs des moyennes C_{amont} et C_{aval}.

$$FP_{min} = \frac{C_{amont} - \Delta C_{amont}}{C_{aval} + \Delta C_{aval}} \quad \text{et} \quad FP_{max} = \frac{C_{amont} + \Delta C_{amont}}{C_{aval} - \Delta C_{aval}} \qquad (\textbf{4-1})$$

Les différences d'efficacités en pose scellée et en pose non scellée

Lorsque l'appareil de protection respiratoire est scellé, le facteur de protection mesuré est bien supérieur au facteur de protection dans le cas d'une pose non scellée. Cette différence est due à la présence de fuites à l'interface entre le masque et la tête Sheffield. Le rapport des facteurs de protection expérimentaux entre ces deux positions, dans toutes les configurations, vaut au minimum une centaine et peut atteindre jusqu'à un million.

Les différences d'efficacités entre les deux APR en pose scellée

On peut aisément visualiser les différences d'efficacité entre les deux appareils de protection respiratoires lorsqu'ils sont scellés à la tête Sheffield. On mesure des facteurs de protection pour le premier appareil qui sont supérieurs à cent mille, tandis que les valeurs mesurées pour le deuxième appareil sont comprises entre cette valeur et cent. Ces résultats sont en concordance avec les classes de filtres utilisées avec les APR. En effet, en terme de performance et selon les normes européennes, l'APR 1, utilisé avec un filtre classé P3, est de meilleure efficacité que l'APR 2, utilisé avec un filtre classé P2.

Reproductibilité des mesures

On note une bonne reproductibilité des mesures en pose scellée, dans les expériences obtenues avec les deux appareils de protection respiratoires testés.

Dans le cas des expériences en pose non scellée, les mesures de facteurs de protection obtenues dans les deux tests ne présentent pas les mêmes valeurs de facteur de protection, mais restent du même ordre de grandeur. Cette remarque est d'autant plus visible dans le cas de l'APR 2. En effet, en pratique, l'APR 2 est plus difficile à positionner sur la tête Sheffield.

Les mesures en pose non scellée

La différence de classe entre les deux appareils est encore confirmée par l'écart entre les facteurs de protection mesurés en pose non scellée. En effet, excepté le deuxième essai en pose non scellée et avec l'aérosol 2, le facteur de protection mesuré pour l'APR 1 est toujours plus élevé que le facteur de protection de l'APR 2.

Les différences d'efficacités à débit constant et à débit cyclique

Les mesures expérimentales présentées ici ne permettent pas de faire de conclusions simples sur une différence des facteurs de protection dans le cas des tests en débit constant et des tests en débit cyclique. En effet, les mesures obtenues pour la gamme de débits et de particules étudiées ici ne montrent pas de tendance quant à l'effet du type de respiration sur le facteur de protection du masque testé.

Ces résultats sont en bon accord avec les études présentées dans le premier chapitre. En effet, les résultats relevés (Haruta *et al.*, 2008) ne montraient pas de différences significatives pour des mesures expérimentales obtenues pour un débit équivalent de 84 L/min.

Nous pouvons remarquer que les incertitudes des facteurs de protection obtenus en débit cyclique sont plus élevées que celles en débit constant, en raison de la forte évolution de la

concentration aval en fonction du débit respiratoire, que nous avions déjà remarqué dans le chapitre précédent.

4.2.3 Les spectres de facteurs de protection des APR en pose non scellée – Etude en fonction de la taille des particules

Les mesures de perméance présentées dans le chapitre 2 ont montré que certaines tailles de particules avaient une probabilité plus importante de traverser le medium filtrant que les autres. La deuxième série d'expérience a été menée afin de vérifier si l'on retrouve le même phénomène dans le cas des appareils de protection respiratoires, systèmes plus complexes que les media plans. Le facteur de protection des appareils de protection respiratoire a donc été mesuré en fonction de la taille des particules, dans le cas d'une respiration sinusoïdale et dans le cas d'une aspiration constante, pour les deux aérosols de test, et pour les deux appareils de protection respiratoire. Dans chaque configuration, deux essais ont été réalisés.

Notons cependant que, étant donné la très grande efficacité des appareils de protection respiratoire en pose scellée présentée précédemment, ces mesures ont été obtenues seulement dans le cas où les appareils sont en pose non scellée. En effet, les mesures obtenues dans le chapitre 2 nous suggère que la mesure de facteur de protection en pose scellée sera très difficile à effectuer pour des particules inférieures à 100 nm.

Les résultats expérimentaux obtenus pour les deux poses (test 1 et test 2) sont présentés dans la Figure 4-7 pour le Sperian 7 000 (APR 1) et dans la Figure 4-8 pour le Sperian Plus (APR 2).

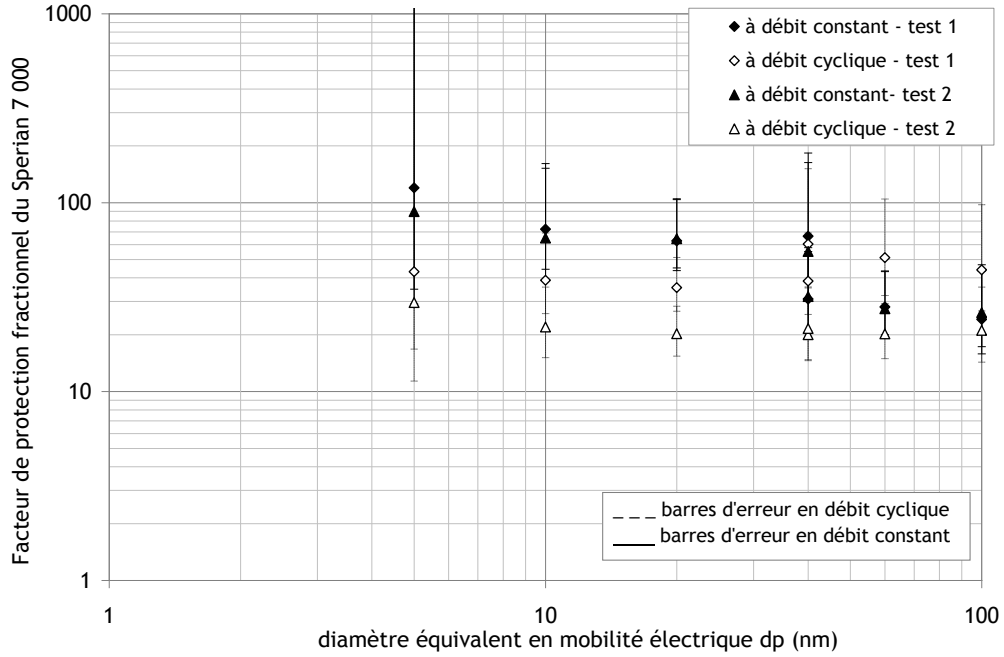


***Figure 4-7**. Spectre des facteurs de protection mesurés pour le Sperian 7 000 (APR 1) en pose non scellée pour des nanoparticules*

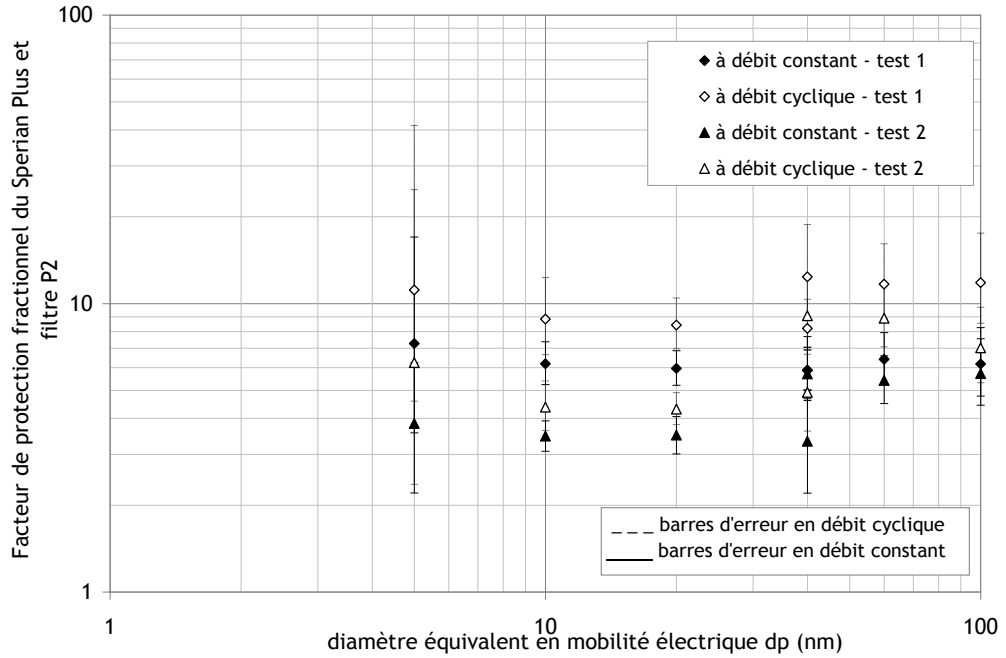


***Figure 4-8**. Spectre des facteurs de protection mesurés pour le Sperian Plus (APR 2) en pose non scellée pour des nanoparticules*

Les incertitudes dans les mesures de facteurs de protection fractionnels

Pour chaque point de facteur de protection fractionnel, l'incertitude est calculée selon l'équation (4-2) , avec ΔC_{amont} et ΔC_{aval} les écart types respectifs des moyennes C_{amont} et C_{aval}. Dans ces calculs, l'incertitude sur le débit de prélèvement n'est pas prise en compte. En effet, les fluctuations de débits sont dans les limites de fonctionnement données par le constructeur.

$$FP = \frac{C_{amont}}{C_{aval}} \quad \text{donc :} \quad \Delta FP(d_p) = \sqrt{\frac{\left(\Delta C_{aval}(d_p)\right)^2}{\left(C_{amont}(d_p)\right)^2} + \frac{\left(\Delta C_{amont}(d_p)\right)^2 \left(C_{aval}(d_p)\right)^2}{\left(C_{amont}(d_p)\right)^4}} \qquad (\mathbf{4\text{-}2})$$

Notons que, du fait de la forte efficacité des appareils pour les particules de diamètre inférieur à 10 nm et de la faible concentration pour ces tailles de particules, il est difficile de mesurer précisément les facteurs de protection pour les particules de 5 nm. Ceci explique la grande incertitude qui est présentée sur nos mesures.

Les différences d'efficacités entre les deux appareils de protection respiratoires

Comme dans le cas des mesures de facteurs de protection globaux précédents, on distingue aisément la différence de classe entre les deux appareils testés. Les facteurs de protection mesurés pour le Sperian 7 000 (APR 1) sont supérieurs à 20, tandis que ceux mesurés pour le Sperian Plus (APR 2) sont plus proches de 10 ou inférieurs à cette valeur.

Les facteurs de protection mesurés pour un diamètre de particules de 40 nm (quatre mesures pour les deux APR) illustrent bien la dispersion des résultats des appareils de protection respiratoire. En effet, les facteurs de protection sont compris entre 20 et 70 pour l'APR 1 et entre 3 et 15 pour l'APR 2.

Les mesures de facteurs de protection pour l'APR 1

On remarque que dans le cas de cet APR, la reproductibilité des poses est relativement bonne. On peut rappeler que cet APR a été choisi pour sa grande facilité de mise en place sur une tête Sheffield. Les facteurs de protection mesurés pour cet appareil de protection respiratoire sont situés entre 20 et 100 (Figure 4-7) selon la taille des particules.

Comme pour les mesures du facteur de protection global, on ne distingue pas d'écarts significatifs entre les mesures en constant et en cyclique sur le spectre total. On peut cependant relever que les facteurs de protection mesurés en débit sinusoïdal semblent plus faibles que les facteurs de protection obtenus en débit constant lors de l'utilisation de l'aérosol 1.

Les mesures de facteurs de protection pour l'APR 2

On retrouve ici la conséquence de la mauvaise pose de l'appareil de protection respiratoire : les facteurs de protection obtenus pour les deux poses sont très différents en dépit du protocole mis en place. Cette différence est bien visible pour cet APR, celui-ci étant plus difficile à positionner. Les facteurs de protection mesurés pour cet appareil de protection respiratoire sont situés entre 1 et 20.

Les facteurs de protection mesurés sont donc très dispersés pour cet APR. Ces mesures ne permettent pas de mettre en évidence une tendance quant à l'effet de la taille des particules filtrées dans la gamme de taille 1 nm à 100 nm.

4.3 Interprétations

4.3.1 Comparaison des mesures expérimentales en pose scellée et non scellée aux valeurs de perméance du medium plan

Dans le chapitre 2, nous examiné des méthodes d'estimation de l'efficacité des media plans, en fonction de ces caractéristiques physiques. Cette estimation est-elle suffisante pour évaluer l'efficacité des appareils de protection respiratoires dans le cas où ils sont idéalement posés ? Nous allons donc comparer nos mesures expérimentales obtenues en pose scellée aux valeurs expérimentales de l'efficacité du medium plan contenu dans les appareils testés.

Du fait de la déviation géométrique standard faible, nous avons considéré l'aérosol de test très peu polydispersé. Les facteurs de protection globaux mesurés précédemment sont donc ici considérés comme le facteur de protection du diamètre de particule moyen de la granulométrie de test. La Figure 4-9 présente ainsi les facteurs de protection pour les aérosols peu polydispersés mesurés en pose scellée et les facteurs de protection calculés à l'aide des mesures de perméance du chapitre 2.

De plus, nous pouvons comparer les mesures expérimentales aux calculs théoriques obtenues à l'aide de l'équation (2-4) obtenue dans le chapitre 2 (4-3).

$$FP = \frac{1}{P} \qquad (\textbf{4-3})$$

avec : $\eta = 1-(1-\eta_d).(1-\eta_i).(1-\eta_r)$ **(2-8)**

et avec :

$$\eta_d = \eta_{d-MODELE} = 0,976.Pe^{-0,4054}, \qquad \textbf{(2-24)}$$

$$\eta_r = 0,6\left(\frac{1+\alpha}{H_{Ku}}\right)\frac{R^2}{1+R}C_r, \qquad \textbf{(2-5)}$$

et $\eta_i = 0,0334.St^{3/2}$ **(2-7)**

Rappelons que les surfaces de filtration des filtres utilisés dans le cas des deux appareils de protection respiratoire sont égales, la courbe présentée dans la Figure 4-9 représente donc les facteurs de protection théoriques des deux appareils de protection respiratoires et pour un débit de filtration constant de 84 L/min, équivalent à une vitesse de filtration de

2,6 cm/s). Notons aussi que les calculs présentés en annexe D prévoit que les facteurs de protection en débit cyclique sont très proches des facteurs de protection en débit constant. Dans cette annexe est présentée l'influence théorique du débit de filtration cyclique sur la perméance d'un medium plan. Nous avons calculé que le faible écart entre les facteurs de protection augmente lorsque le diamètre des particules filtrées diminue.

Cette courbe peut alors être comparée à celle obtenue dans le cas du medium plan et pour une vitesse de filtration de 5,3 cm/s. Remarquons que l'on retrouve la différence observée dans le chapitre 2 entre les mesures expérimentales et la théorie. En effet, on observe bien un facteur 100 entre la courbe théorique du facteur de protection et les mesures expérimentales du medium plan.

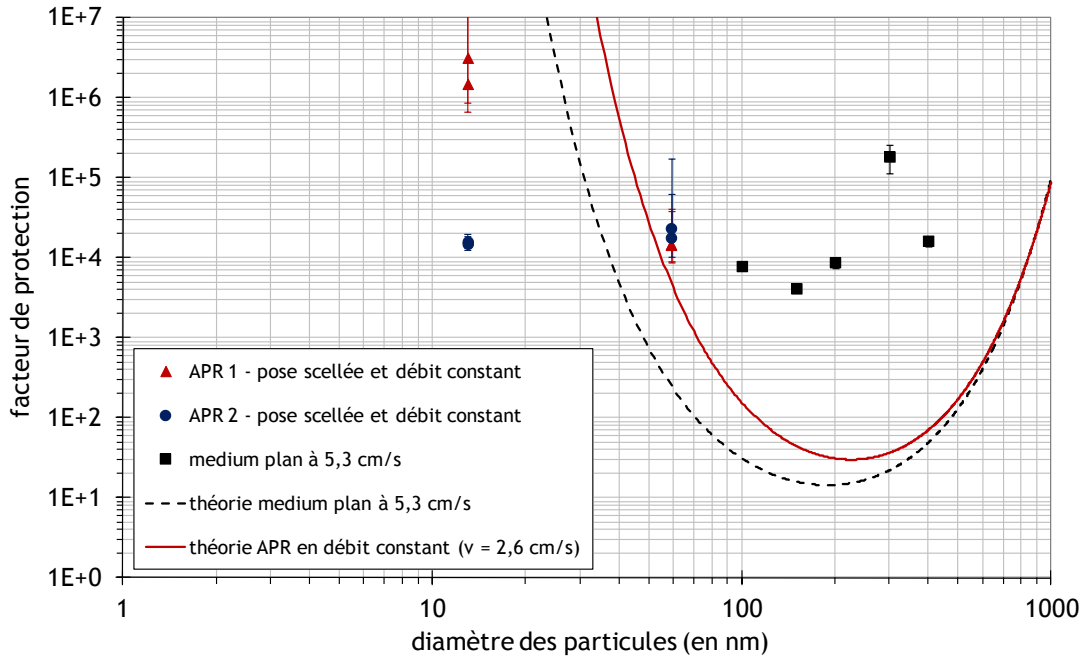


***Figure 4-9**. Comparaison, en débit constant, des facteurs de protection calculés pour le medium plan intact (à 5,3 cm/s) et des facteurs de protection mesurés en pose scellée (à 2,6 cm/s)*

Dans un premier temps, on peut remarquer que les facteurs de protection à 59 nm sont du même ordre de grandeur que les facteurs de protection calculés à partir des perméances du medium plan, dans le cas de l'APR 1 comme dans le cas de l'APR 2. Cependant, comme observé dans nos mesures précédentes, on remarque une différente d'efficacité entre les deux APR en présence de l'aérosol centré à 13 nm. Cette différence d'efficacité pourrait s'expliquer par la présence de fuites autres que celles que l'on souhaite observer à l'interface masque/tête.

De plus, même si les vitesses de filtration sont différentes, on peut cependant constater que les courbes théoriques de facteurs de protection pour le medium plan et pour le masque en pose scellée sont relativement proches.

Cette comparaison permet donc de relier les mesures obtenues pour le medium plan aux mesures obtenues en pose scellée. Ainsi, ces considérations nous permettent de comparer les mesures de perméance obtenues sur le banc FANA aux mesures de facteur de protection en pose non scellée (Figure 4-10).

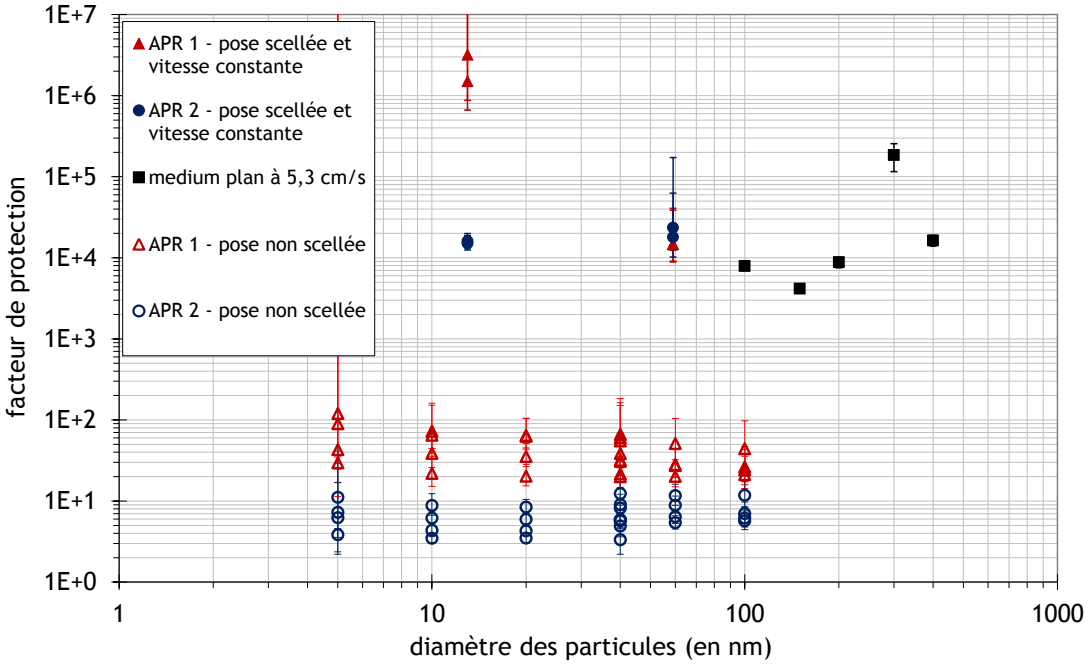


***Figure 4-10**. Comparaison des facteurs de protection fractionnels en pose scellée et en pose non scellée*

On peut observer que les facteurs de protection présentés à partir des mesures expérimentales du medium plan sont bien supérieurs aux valeurs obtenues en pose non scellée. Cette figure permet d'illustrer la différence d'efficacité du filtre de très grande efficacité et de l'APR en pose libre.

4.3.2 Efficacités des appareils de protection respiratoire - confrontation des résultats avec les normes

Il est tentant de vouloir comparer les facteurs de protection mesurés dans nos expériences avec les valeurs normatives. Rappelons que les normes européennes imposent des facteurs de protection nominaux, calculés en fonction de la fuite totale vers l'intérieur, de 12 et de 48 respectivement pour des demi-masques équipés de filtres d'efficacités P2 et d'efficacités P3 et mesurés sur des sujets.

Il faut cependant aussi rappeler que les exigences des normes ne sont pas spécifiques aux nanoparticules, mais aux particules les plus pénétrantes, l'aérosol de test étant donc très différent dans les deux cas. La Figure 4-11 montre les distributions granulométriques, ramenées en masse, de nos aérosols de test, ainsi que celles utilisées dans les normes. Ici, on fait l'hypothèse simplificatrice de conversion que les particules sont sphériques.

Outre l'aérosol de test, les conditions d'essais sont aussi différentes (aérosol, débits de filtration, mesure du facteur de protection en masse, utilisation d'un porteur). Ces conditions d'essais sont résumées dans le premier chapitre.

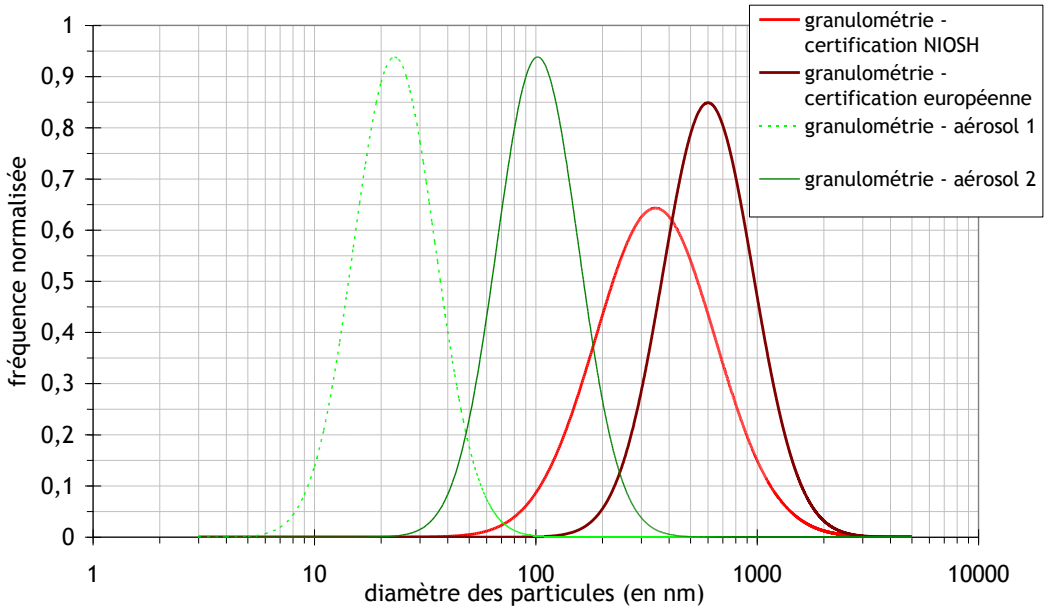


***Figure 4-11**. Granulométries normalisées en masse utilisées dans les différents essais normatifs et lors de nos expériences*

Les valeurs de facteurs de protection mesurées et les exigences des normes européennes sont comprises dans une même gamme de valeur. Notons que, outre l'aérosol de test, les conditions d'essais sont aussi différentes. Le facteur de protection calculé dans ces normes est obtenu à partir de mesures en masse tandis que nos expériences utilisent le nombre des particules. De plus, les tests des normes ont été effectués avec un porteur (morphologie de plusieurs visages et respiration humaine) contrairement à nos expériences. Ces conditions d'essais ont été résumées dans le premier chapitre.

Des expériences ont été réalisées à l'INRS en suivant les recommandations des tests normalisés en cabine. Celles-ci montrent que les sujets portant un masque génèrent un débit ventilatoire maximal de 40 L/min. Le débit ventilatoire imposé dans nos expériences est de 42 L/min. La tête Sheffield utilisée dans nos expériences a des dimensions particulières qui ne représentent pas forcément les dimensions de certains visages.

D'autre part, la tête Sheffield présente une morphologie de visage particulière, notamment un grand nez dont la base est très fine. Lors du nettoyage de la tête Sheffield après les mesures en pose scellée, les photographies donnent une bonne indication des positions des fuites sur le masque Sperian 7 000 (APR 1). Par exemple, sur la Figure 4-12, on peut visualiser aisément que le silicone comble les fuites au niveau du nez et au niveau du bas des joues de la tête Sheffield. Malheureusement, les mêmes observations pour le Sperian Plus (APR 2) ne permettent pas d'obtenir ce genre information. Celui-ci étant très difficile à positionner sur la tête, les traces de silicone ne sont pas très « propres » (Figure 4-13) et se retrouvent sur toute l'interface du masque et de la tête. Il semble donc que l'APR 2 présente intrinsèquement plus de fuites à l'interface du masque et de la tête que l'APR 1.

***Figure 4-12**. Visualisation des localisations des fuites sur le Sperian 7 000*

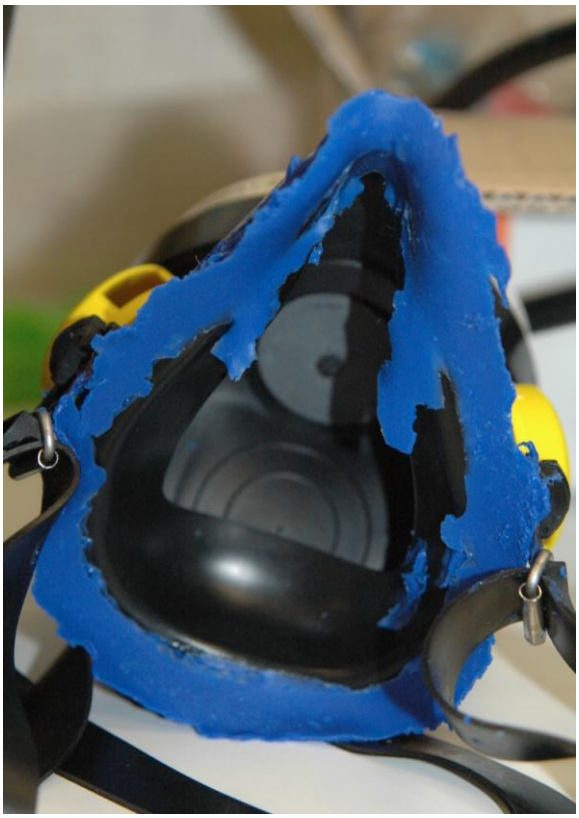


***Figure 4-13** Visualisation des localisations des fuites sur le Sperian Plus*

Aux vu de ces hypothèses de test, ainsi que des incertitudes de nos mesures, les valeurs de facteur de protection pour les particules nanométriques ne sont donc pas comparables aux exigences trouvées dans les normes, mais pose la question de la grandeur à prendre en compte pour caractériser les particules du domaine nanométrique. La question est de savoir quel est le facteur de protection que l'on peut considérer comme « acceptable » dans le cas de particules nanométriques. En effet, nous avons vu qu'il n'existe pas de valeur limite d'exposition professionnelle spécifique pour les nanoparticules dans la réglementation française ou européenne.

4.4 Discussions et conclusions

Les efficacités des deux demi-masques sélectionnés sont estimées par la mesure du facteur de protection global ou bien, en tenant compte de la taille des particules, par le facteur de protection fractionnel. Ces facteurs de protections, mesurés en nombre, ont été obtenus pour deux positionnements de l'appareil (en pose scellée ou non), pour deux débits de filtration équivalents à 84 L/min (en débit constant et en débit cyclique), et pour deux aérosols de tests (centrées respectivement autour de 13 nm et 59 nm).

Les résultats présentés ici ne nous permettent pas d'extraire une tendance, tant dans l'effet du type de débit que dans l'effet du diamètre des particules, vis-à-vis du facteur de protection des appareils de protection respiratoire testés. Les études présentées en premier chapitre sont en bon accord avec nos résultats : les facteurs de protection obtenus en débit constant et en débit cyclique et pour un débit équivalent de 84 L/min ne sont pas significativement différents.

Les mesures de facteurs de protection obtenues en pose scellée et en pose non scellée ont permis d'illustrer la différence d'efficacité du filtre de très grande efficacité et de l'APR en pose libre. Les mesures expérimentales et les informations tirées de la littérature nous amène

à supposer que les fuites obtenues dans le cas d'une pose non scellée sont assez importantes pour que l'efficacité de l'APR ne soit pas uniquement déterminée par l'efficacité du medium filtrant mais par les fuites à l'interface masque/tête. Ces importantes fuites au visage peuvent aussi expliquer que l'on observe peu d'influence de la taille de la particule sur les mesures du facteur de protection.

Certains auteurs (Hinds et Kraske, 1987 ; Carpenter et Willeke, 1988 ; Oestentad *et al.*, 1990 ; Han *et al.*, 1991 ; Chen et Willeke, 1992 ; Liu et Lee, 1993 ; Vaughan *et al.*, 1994) utilisent les mesures de perte de charge pour caractériser le taux de fuites. Nous allons donc représenter les facteurs de protection en exploitant les mesures de pertes de charges collectées lors de nos expériences. On observe (Figure 4-14) que le facteur de protection des appareils de protection respiratoires testés diminue lorsque la perte de charge de l'APR diminue.

Sur la Figure 4-14, les valeurs de perte de charge permettent de retrouver encore une fois la meilleure efficacité proposée pour l'APR 1. Le deuxième appareil, utilisé en cas d'évacuation (APR 2), présente des fuites plus importantes que le demi-masque utilisé de manière plus courante (APR 1). Cette figure permet d'illustrer que la perte de charge semble être un paramètre clé pour déterminer un taux de fuites sur un APR.

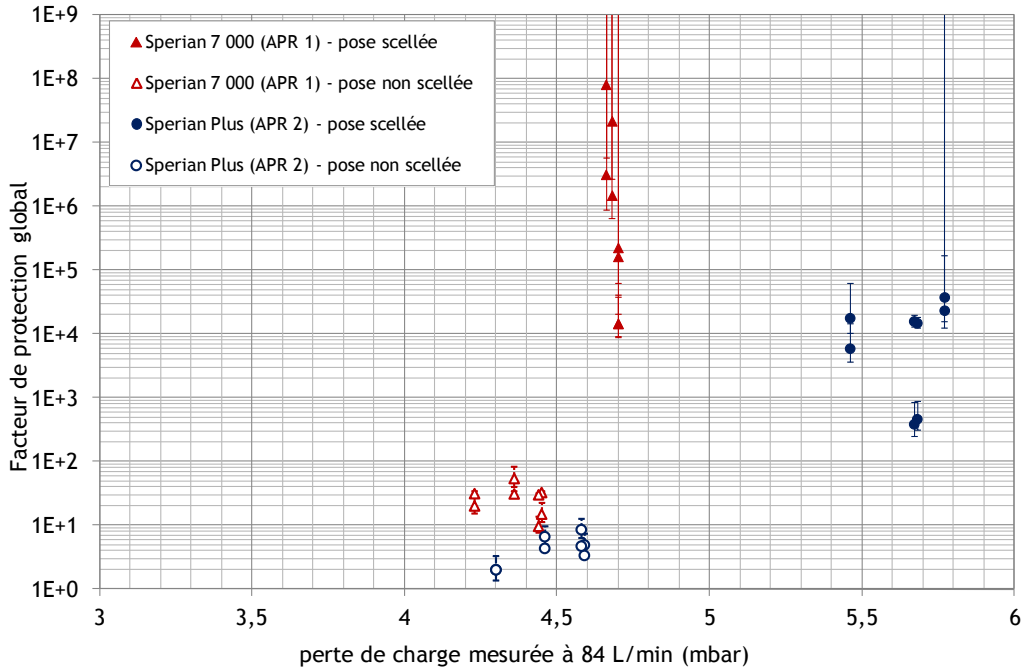


***Figure 4-14**. Comparaison des facteurs de protections globaux en fonction des mesures de pertes de charges en poses scellée et non scellée et pour les deux masques*

Les études présentées dans le premier chapitre nous ont permis de montrer que les facteurs de protection en présence de fuites dépendent des dimensions de la fuite, de l'efficacité du filtre ou des filtres, du débit de filtration, ainsi que de la taille des particules filtrées. L'étude de fuites calibrées permettrait donc de mieux nous éclairer sur l'effet des différents débits ou des différentes tailles de particules, tout en maîtrisant nos conditions de mesure. Le chapitre suivant a donc pour objectif de caractériser l'effet de fuites calibrées sur les facteurs de protection mesurés.

Chapitre 5

Evaluation des facteurs de protection en présence de fuites calibrées

Après avoir présenté la différence d'efficacité entre les masques scellés et la pose libre, nous avons montré que les fuites jouent un rôle prépondérant dans la perte d'efficacité des appareils de protection respiratoires. Les positionnements des APR ont été quantifiés en fonction des pertes de charges mesurées expérimentalement. Ce chapitre a pour objectif d'évaluer l'influence de fuites calibrées sur les performances des APR.

Dans ce chapitre, nous nous attacherons à mesurer les facteurs de protection du Sperian 7 000 (APR 1) en présence de tubes cylindriques à l'interface masque/tête. Ces expériences permettront d'évaluer les influences de la position de la fuite, l'influence du diamètre et du nombre de fuites, ainsi que l'influence de la respiration sur l'efficacité des APR.

Nous proposerons ensuite un modèle de calcul du facteur de protection à partir des données aérauliques sur l'appareil de protection respiratoire. Nos mesures de pertes de charges nous permettrons d'estimer les taux de fuites dans nos conditions expérimentales. La comparaison de ces équations à nos mesures expérimentales nous permettra une validation de ce modèle en présence de nos tubes calibrés.

Enfin, nous utiliserons ce modèle pour l'analyse de nos résultats en pose non scellée. Nous tenterons aussi d'estimer le comportement d'un masque complet à l'aide des résultats de ce chapitre.

5.1 Matériels et méthodes

5.1.1 Protocole opératoire pour la pose des tubes calibrés simulant des fuites

Après nettoyage du matériel, les tubes sont disposés sur la joue de la tête Sheffield et le masque est scellé à l'aide de silicone. Deux types de configurations ont été testés ici (Tableau 5-1).

La première configuration (Figure 5-1) comprend six fuites calibrées (six tubes de longueur 5 cm et de diamètre interne 2,8 mm). Celles-ci sont positionnées de manière symétrique avec trois fuites de part et d'autre du demi-masque : la première est située au niveau de l'arrête du nez, la deuxième en haut de la joue et la dernière au milieu de la joue. Les trois derniers tubes sont installés de manière symétrique sur l'autre joue de la tête Sheffield. Cette configuration a été utilisée dans le but de déterminer l'influence du nombre de fuites ainsi que de leur position sur le facteur de protection mesuré pour un débit constant de 84 L/min.

La deuxième configuration (Figure 5-2) est représentée par quatre tubes de longueur 5 cm, de haut en bas de la joue gauche, et de diamètres internes respectifs 0,5 mm, 2,5 mm,

2,8 mm et 5 mm. Ici, nous étudions l'influence de différents diamètres de fuites, l'effet de la valve d'expiration (bouchée ou non), la modélisation du débit respiratoire (constant ou cyclique) ainsi que l'intensité de ce débit (63 L/min, 84 L/min ou 105 L/min) qui ont été étudiés.

***Tableau 5-1**. Présentation des configurations testées*

Configuration 1	
Nom de la fuite	**Caractéristiques**
1x tube 3	1 tube de 2,8 mm de diamètre int.
2x tube 3	2 tubes de 2,8 mm de diamètre int.
3x tube 3	3 tubes de 2,8 mm de diamètre int.
4x tube 3	4 tubes de 2,8 mm de diamètre int.
5x tube 3	5 tubes de 2,8 mm de diamètre int.
6x tube 3	6 tubes de 2,8 mm de diamètre int.

Configuration 2	
Numéro de la fuite	**Caractéristiques**
tube 1	1 tube de 0,5 mm de diamètre int.
tube 2	1 tube de 2,5 mm de diamètre int.
tube 3	1 tube de 2,8 mm de diamètre int.
tube 4	1 tube de 5,0 mm de diamètre int.

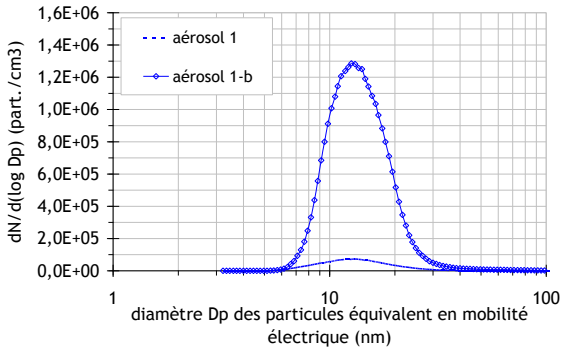
***Figure 5-1**. Visualisation de la configuration 1*

***Figure 5-2**. Visualisation de la configuration 2*

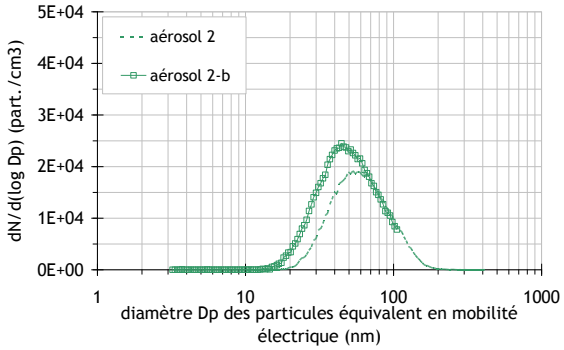
5.1.2 Protocole opératoire pour la mesure des facteurs de protection fractionnels

Ce paragraphe présente les évolutions du banc ETNA pour la mesure des facteurs de protection en présence de tubes calibrés, ainsi que le protocole opératoire de la pose des tubes étudiés.

Les deux granulométries générées ici (aérosol 1-b et aérosol 2-b) sont comparables à celles utilisées précédemment. Cependant, on observe une différence après une modification de l'orientation de la canne d'injection à l'entrée du banc de test, notamment en termes de concentration pour l'aérosol 1. Dans cette série d'expériences la concentration en particules de cet aérosol sera dix fois plus importante que dans les expérimentations du chapitre précédent. Les deux granulométries, ainsi que leurs caractéristiques, sont présentées dans la Figure 5-3.



aérosol 1-b	
Diamètre géométrique moyen (en nm)	14
Ecart type géométrique	1,37
Concentration totale (en part./cm^3)	4,4.10^5



aérosol 2-b	
Diamètre géométrique moyen (en nm)	47
Ecart type géométrique	1,52
Concentration totale (en part./cm^3)	1,2.10^4

***Figure 5-3**. Distributions granulométriques mesurées avec un SMPS des deux aérosols d'essais*

Les particules nanométriques générées, acheminées dans la chambre de test, sont alors utilisées pour la mesure des facteurs de protection fractionnels du masque scellé en présence de tubes calibrés. La configuration de la chambre de test ne diffère pas des expérimentations précédentes, tout comme le protocole de mesure du facteur de protection fractionnel.

5.2 Résultats expérimentaux

Les deux configurations de test présentées nous ont ensuite permis d'évaluer l'influence de certains paramètres sur le facteur de protection fractionnel mesuré. Le Tableau 5-2 classe les expériences présentées ci-après selon les effets que l'on espère observer.

***Tableau 5-2**. Présentation des expériences*

Effet étudié	Configu-ration utilisée	Tubes utilisés	Conditions de respiration	Aérosol utilisé
Positionne-ment des tubes	Config.1	1x tube 3 : Située en haut à droite - Située en bas à droite	Débit constant d'aspiration de 84 L/min	- aérosol 1-b (pour le tube haut) - aérosol 2-b
	Config.1	2x tubes 3 : - Situées en haut - Situées en bas	Débit constant d'aspiration de 84 L/min	- aérosol 1-b (pour le tube haut) - aérosol 2-b
Nombre des tubes	Config.1	- 1x tube 3 (en haut à droite) - 2x tubes 3 (en haut) - 3x tubes 3 (en haut et au milieu à droite) - 4x tubes 3 (en haut et au milieu)	Débit constant d'aspiration de 84 L/min	- pour un et deux tubes aérosol 1-b aérosol 2-b - pour trois et quatre tubes à 10 nm et 40 nm
Diamètre des tubes	Config.2	- tube 1 - tube 2 - tube 3	Débit constant d'aspiration de 84 L/min	- aérosol 1-b - aérosol 2-b
Intensité de la respiration	Config.2	tube 3	Débit constant d'aspiration : - de 63 L/min - de 84 L/min - de 105 L/min	- aérosol 1-b - aérosol 2-b
Simulation de la respiration	Config.2	tube 3	Débit cyclique : - de 63 L/min - de 84 L/min de 105 L/min	- aérosol 1 (pour 63 L/min et 105 L /min) - aérosol 2

5.2.1 Effet du positionnement des tubes

Dans la première phase expérimentale, nous avons mesuré le facteur de protection fractionnel en présence d'un tube situé en haut à droite de la tête Sheffield (Figure 5-4). Ces résultats sont ensuite comparés à ceux obtenus pour un tube situé en milieu de la joue.

Les facteurs de protection fractionnels ont été mesurés à l'aide des aérosols générés : aérosol 1-b et aérosol 2-b pour le tube situé en haut et près du nez et aérosol 2-b pour le tube situé en milieu de la joue de la tête Sheffield.

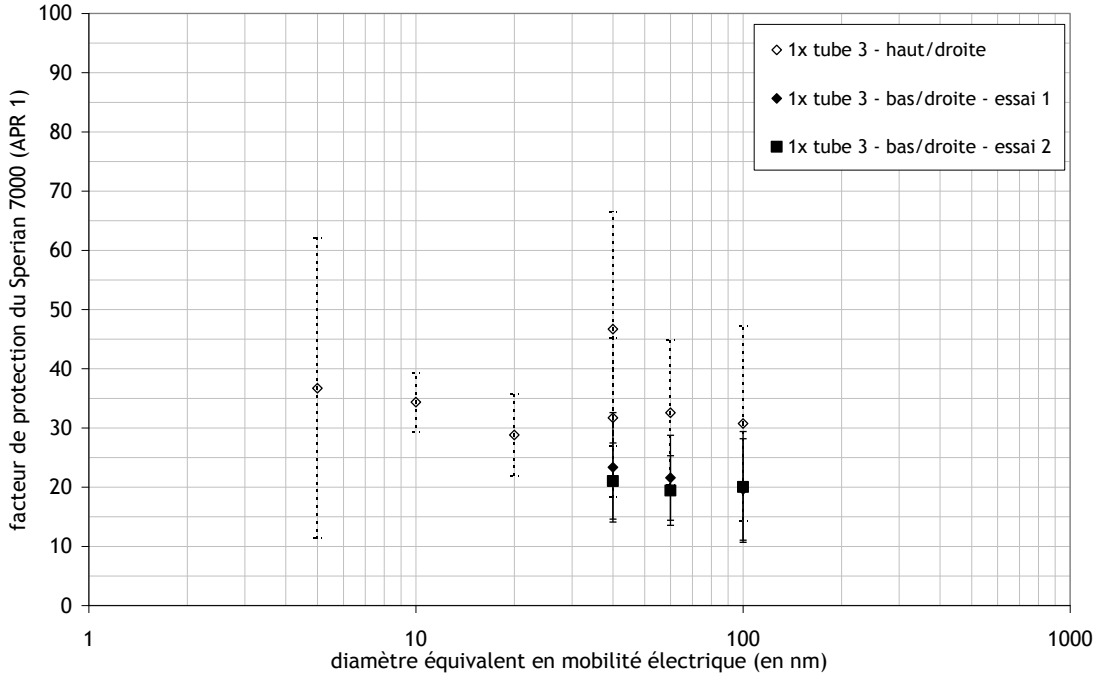


***Figure 5-4**. Facteurs de protection expérimentaux en présence d'une fuite de 2,8 mm et en débit constant de 84 L/min*

Facteurs de protection expérimentaux pour le tube en haut à droite

Les valeurs de facteurs de protection sont comprises entre 20 et 50. Le spectre obtenu ne montre pas d'effet de la taille des particules filtrées sur le facteur de protection mesuré.

Comme dans le cas du chapitre précédent, la mesure du facteur de protection à la taille de particules de 5 nm est difficile à obtenir, du fait de la faible concentration de ces particules et la forte efficacité du medium pour cette taille de particule.

Comparaison des facteurs de protection selon la position de la fuite

La deuxième série de données présentée sur cette Figure 5-4, avec le tube situé en milieu de joue, montre des facteurs de protection inférieurs à ceux obtenus pour le tube situé proche du nez.

L'écart entre les mesures semble indiquer que les fuites situées vers le bas du masque paraissent donner un moins bon facteur de protection. Cette différence pourrait s'expliquer par le « trajet » du flux plus long entre la fuite et la canne de prélèvement aval dans le cas de la fuite vers le nez que dans le cas de la fuite vers de bas de la joue. De plus, le « jet » qui se forme à la sortie de la fuite est dirigé vers le devant du masque dans le cas de la fuite haute tandis que le jet passe plus près de la bouche du porteur, donc près de l'entrée de la canne de prélèvement aval. Ces différences de direction sont engendrées par la morphologie de la tête Sheffield, et donc du porteur. D'autre part, ces considérations seront d'autant plus marquées si le mélange est non homogène à l'intérieur du masque lors des mesures. En effet, une inhomogénéité dans le masque entraînerait un biais de mesure, selon l'orientation des fuites.

Reproductibilité des mesures de facteur de protection

Afin de vérifier qu'un problème de reproductibilité des mesures n'est pas à l'origine de ce décalage dans nos valeurs, nous avons présenté une deuxième série de mesure du facteur de protection pour le tube situé au milieu de la joue. La reproductibilité des mesures a donc été testée en présence d'un tube, avec l'aérosol 2-b. On retrouve un bon accord entre les deux séries de mesures. Cette reproductibilité de nos mesures présentée ci-dessus confirme que le positionnement de la fuite joue un rôle sur le facteur de protection mesuré.

Facteurs de protection pour deux tubes, effet du positionnement

Les mêmes mesures ont été obtenues pour deux tubes situés au niveau du haut de l'APR 1 (Figure 5-5). Ces résultats sont alors comparés à ceux obtenus pour les deux tubes situés au milieu de la joue de la tête Sheffield, et mesurés lors de deux essais distincts.

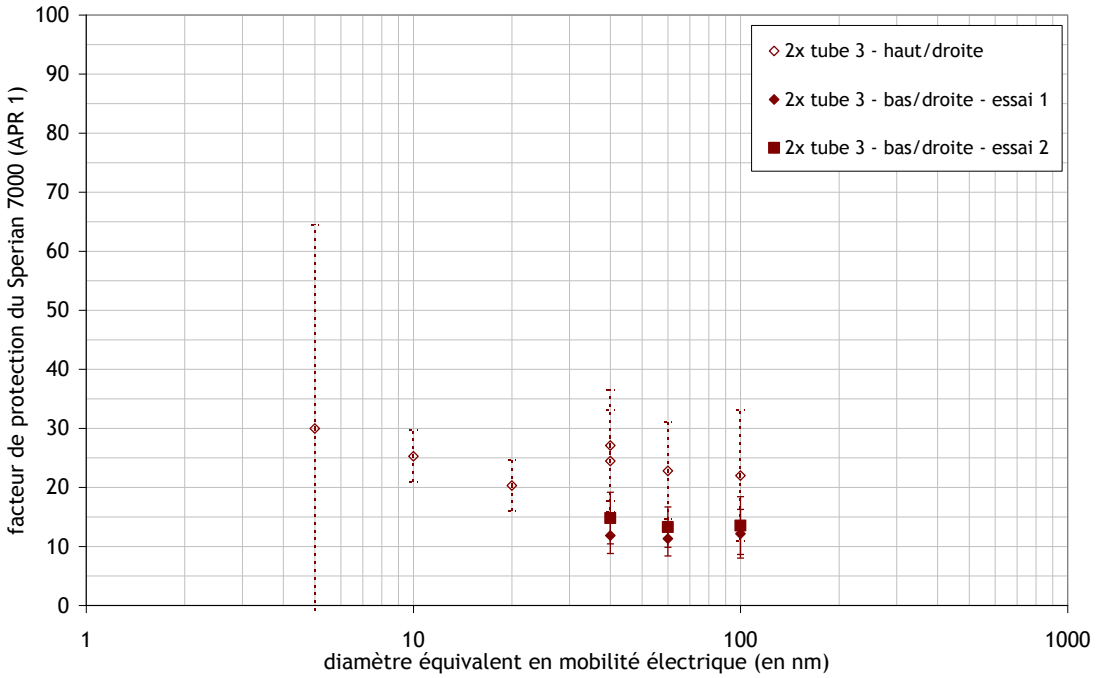


***Figure 5-5**. Facteurs de protection expérimentaux en présence de deux fuites de 2,8 mm et en débit constant de 84 L/min*

Les mesures de facteurs de protection obtenues en présence de deux fuites sont légèrement inférieures à celles obtenues en présence d'un tube. Les valeurs de facteurs de protection sont comprises entre 10 et 30. Cependant le calcul de taux de fuites prévoit que l'on double presque les débits de fuites.

Les facteurs de protection fractionnels présentés ici nous permettent d'obtenir les mêmes conclusions que précédemment. En effet, on peut visualiser que la position de la fuite semble avoir une influence sur le facteur de protection expérimental.

On remarque que les facteurs de protection expérimentaux ne semblent pas mettre en évidence d'effet significatif du diamètre des particules sur les performances de l'APR en présence de fuites.

5.2.2 Effet du nombre de tubes

Les facteurs de protection fractionnels ont ensuite été mesurés à 10 nm et 40 nm pour trois tubes (deux en haut de la joue et une au milieu de la joue droite) et quatre tubes (deux en haut et deux au milieu des joues).

La Figure 5-6 montre que l'efficacité d'un appareil de protection respiratoire d'efficacité P3 est très vite dégradée en présence d'une fuite de diamètre moyen de 2,8 mm, et que cette perte d'efficacité augmente avec le nombre de fuites.

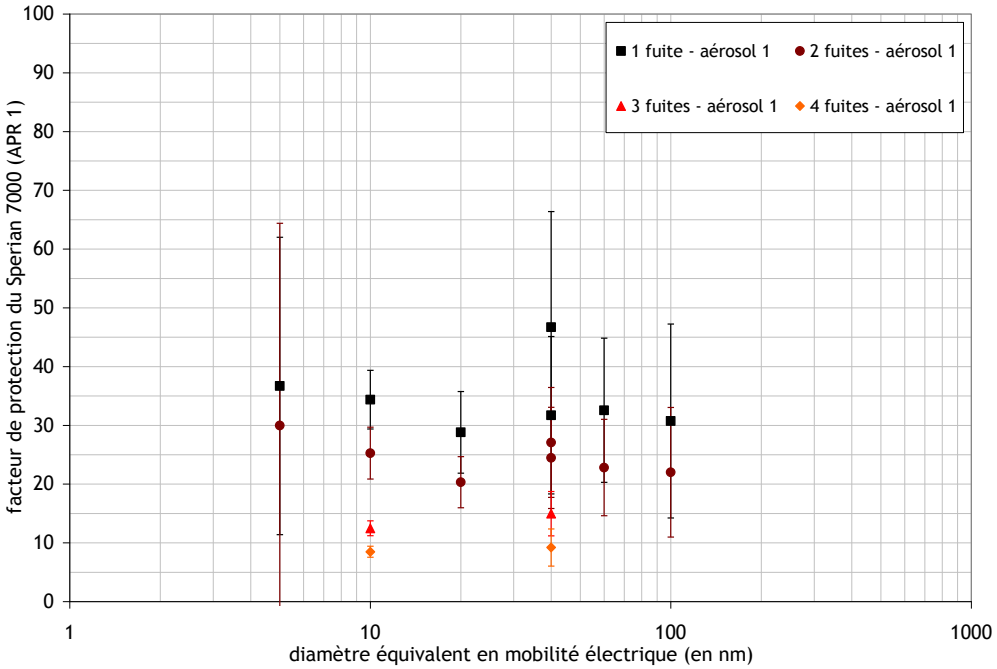


***Figure 5-6**. Facteurs de protection expérimentaux en présence de fuites de 2,8 mm et en débit constant de 84 L/min*

Les mesures expérimentales mettent en évidence la dégradation de l'efficacité du Sperian 7 000 (APR 1) par une augmentation du nombre de tubes débouchées, et donc par l'augmentation du nombre de fuites.

Ce graphique montre que la perte d'efficacité lors de l'ajout d'un tube est de moins en moins grande. Les valeurs des facteurs de protection fractionnels en présence des tubes sont comprises entre 10 et 60.

5.2.3 Effet du diamètre des tubes

Une seconde campagne de mesures, obtenue en présence de tubes calibrés de différents diamètres, a ensuite été effectuée. Son objectif a été de mesurer le facteur de protection dans le cas de fuites calibrées de plus petites tailles que celles présentées précédemment.

Le tube 1, de diamètre interne très petit (0,5 mm), a permis de nous questionner quant à l'effet de la soupape expiratoire pendant la mesure du facteur de protection expérimental. En effet, cette soupape pourrait être, elle aussi, à l'origine de fuites. Lors des mesures de pertes de charge pour le tube 1, nous avons remarqué que l'estimation du débit de fuite était très difficilement mesurable. En effet, la différence de pertes de charges en pose scellée et en présence de cette fuite était très faible.

Outre la fuite simulée à l'interface du masque et de la tête, d'autres fuites peuvent jouer un rôle dans la détermination du facteur de protection (au filetage du filtre, au niveau de la soupape,…). Ce rôle sera d'autant plus grand que la fuite simulée sera petite.

Ces petites fuites n'avaient pas été prises en compte dans nos expériences précédentes car le but était d'étudier l'effet des fuites à l'interface du masque et de la tête Sheffield seulement. Dans le cas du tube 1, ces autres fuites peuvent donc avoir une influence non négligeable dans la mesure des facteurs de protection car celle-ci ne sera plus prépondérante sur les autres fuites.

Une recherche précise de fuites réelles sur le masque scellé induites par la pièce faciale a donc été effectuée. A l'aide des détecteurs à bulles, nous avons localisé et colmaté des

fuites au niveau de la soupape d'expiration. Dans la suite de ce chapitre, et afin d'éliminer de possibles fuites dues à la soupape d'expiration, celle-ci a été bouchée.

Effet de tubes de différents diamètres sur la mesure du facteur de protection

Dans un premier temps, nous avons mesuré les facteurs de protection de l'APR 1 en présence des quatre tubes de diamètres différents (Figure 5-7).

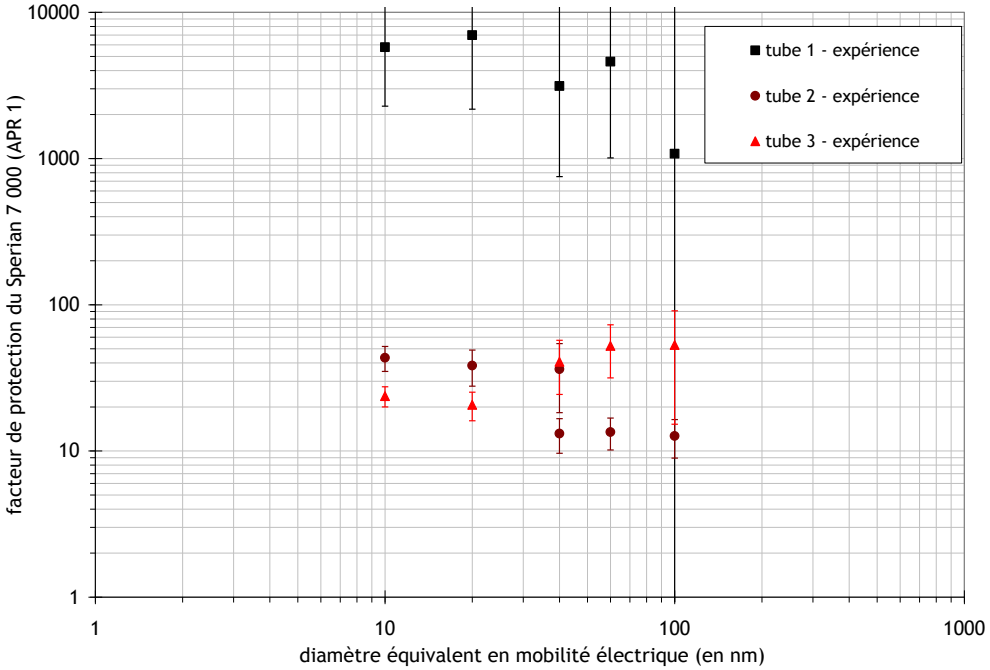


***Figure 5-7**. Facteurs de protection expérimentaux en présence de fuites de diamètres différents et en débit constant de 84 L/min*

Les tubes 2 et 3 génèrent des valeurs de facteurs de protection très proches, comprises entre 10 et 100. Ces dernières sont du même ordre que les facteurs de protection mesurés en configuration 1. Dans le cas du tube 1, les valeurs de facteurs de protection sont supérieures à 1 000.

On observe une grande difficulté dans l'obtention d'une mesure précise, du fait du faible nombre de particules en aval de l'APR 1. De plus, du fait de la concentration moins grande pour des particules de diamètres inférieurs à 10 nm et la très forte efficacité du Sperian 7 000 (APR 1), nous n'avons pas obtenu de mesure de facteur de protection pour des particules de 5 nm. Les incertitudes des valeurs à 100 nm sont très importantes du fait de la faible concentration en aérosol.

De plus, on peut remarquer que, pour ces trois diamètres de tubes, les facteurs de protections expérimentaux forment un spectre plat, comme au chapitre 4. Ces expériences ne nous permettent pas de mettre en évidence une évolution du facteur de protection en fonction du diamètre des particules. Les fuites simulées par les différents tubes ne permettent pas de se situer dans une configuration où la fuite n'est pas prépondérante.

5.2.4 Effet de l'intensité du débit respiratoire sur la mesure du facteur de protection

Une des solutions pour essayer de mieux distinguer l'effet des tubes 2 et 3 est d'augmenter le débit d'aspiration, ce qui a pour conséquence d'accroître dans le même temps des écarts dans les mesures de pression obtenues lors des expériences.

Les valeurs de facteur de protection ont été mesurées pour trois débits d'aspiration constante, dans le but d'observer l'effet de l'intensité de la respiration du porteur sur le facteur de protection de son appareil de protection respiratoire en présence de fuites.

Les valeurs de pertes de charges obtenues dans ces trois configurations sont du même ordre que celles mesurées dans la Figure 5-14. Cependant, on peut déjà observer de nos expériences préliminaires de pertes de charges que cette augmentation de débit n'augmente pas de manière significative la différence de perte de charge entre la configuration scellée et la configuration testée.

Ces mesures sont représentées sur la Figure 5-8 pour le tube 3.

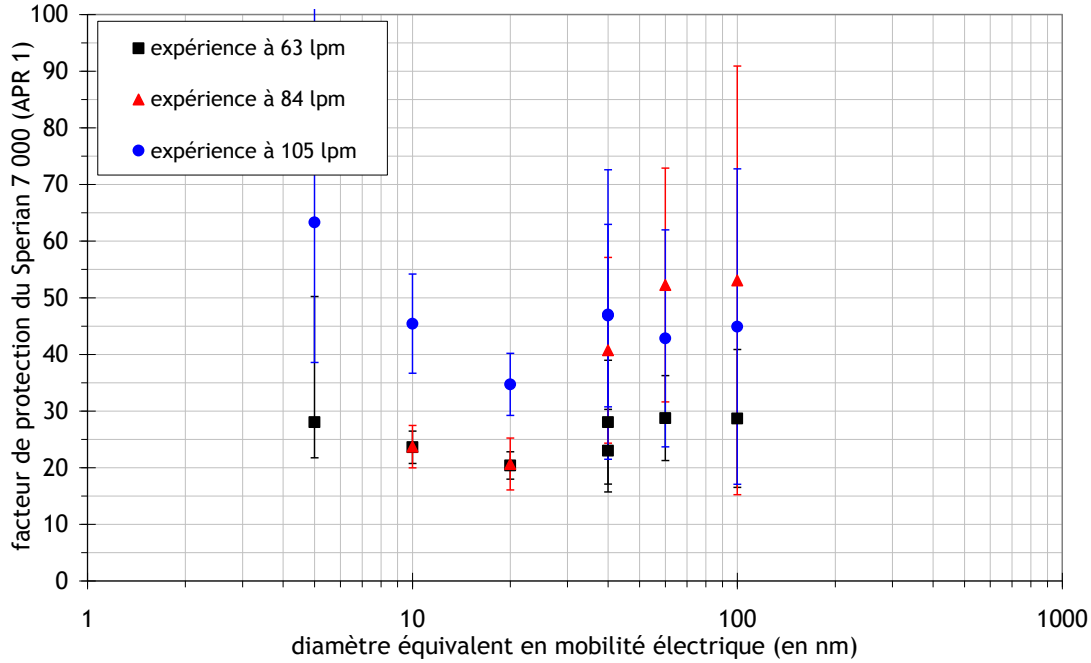


***Figure 5-8**. Facteurs de protection expérimentaux en présence du tube 3 (de 2,8 mm de diamètre) et pour des débits constants différents*

Les valeurs représentées ici ne montrent pas d'effet significatif de l'intensité du débit respiratoire sur le facteur de protection dans le cas de particules inférieures à 100 nm. Le comportement de l'APR 1 semble être tout d'abord dominé par l'effet des fuites dues au tube 3.

En présence de l'aérosol 1-b, on constate que les facteurs de protection obtenus pour un débit équivalent de 105 L/min sont supérieurs à ceux obtenus pour les deux autres intensités. Les valeurs mesurées pour des débits équivalents de 63 L/min et de 84 L/min sont difficiles à distinguer. Nous n'avons pour l'instant pas d'explication permettant d'expliciter les valeurs présentées ici. Il serait intéressant de refaire quelques expériences complémentaires afin de confirmer ces résultats.

Pour les mesures effectuées avec l'aérosol 2-b, nous observons des facteurs de protection qui sont très proches pour des débits équivalents de 63 L/min, de 84 L/min et 105 L/min.

5.2.5 Effet de la modélisation du débit respiratoire sur la mesure du facteur de protection

On peut, dans la même démarche, se demander si l'augmentation de l'intensité respiratoire dans le cas d'un débit cyclique aura une influence sur le facteur de protection. En effet, l'augmentation de l'intensité du débit aura pour conséquence

d'augmenter les débits respiratoires de pointe (*PIF*), et ce qui pourrait avoir des conséquences plus significatives sur le facteur de protection.

Pour cela, nous avons testé trois configurations cycliques d'intensité différentes. Dans les caractéristiques de ces respirations (Tableau 5-3) seul un paramètre évolue : la fréquence respiratoire f_R. Ces trois simulations sont représentées sur la Figure 5-9.

***Tableau 5-3**. Paramètres des trois simulations de la respiration (cyclique) d'intensités différentes*

paramètres	1	2	3
Fréquence respiratoire f_R (en cycle/min.)	15	20	25
Demi-période t_R (en sec.)	4	3	2,4
Volume courant V_T (en L)	2,1	2,1	2,1
Débit maximal *PIF* (en L/min.)	99	132	165
Débit moyen d'inspiration *MIF* (en L/min.)	63	84	105

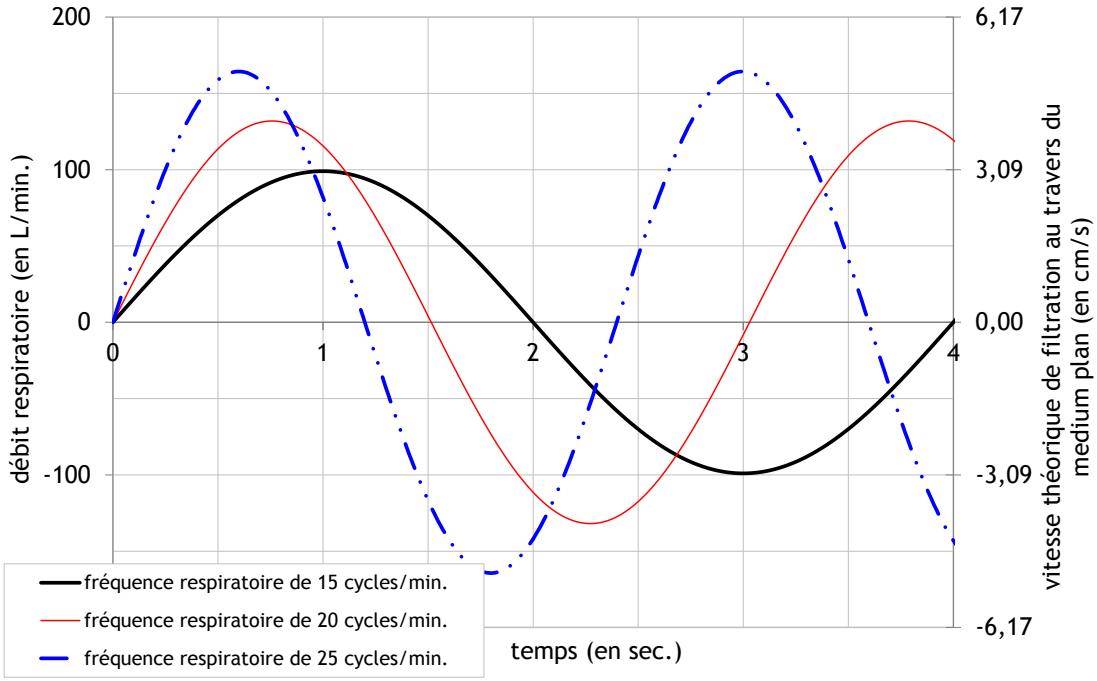


***Figure 5-9**. Représentation graphique des trois simulations de respirations cycliques d'intensités différentes*

Les résultats obtenus en présence du même tube 3 sont présentés sur la Figure 5-10, et pour l'aérosol 2-b seulement.

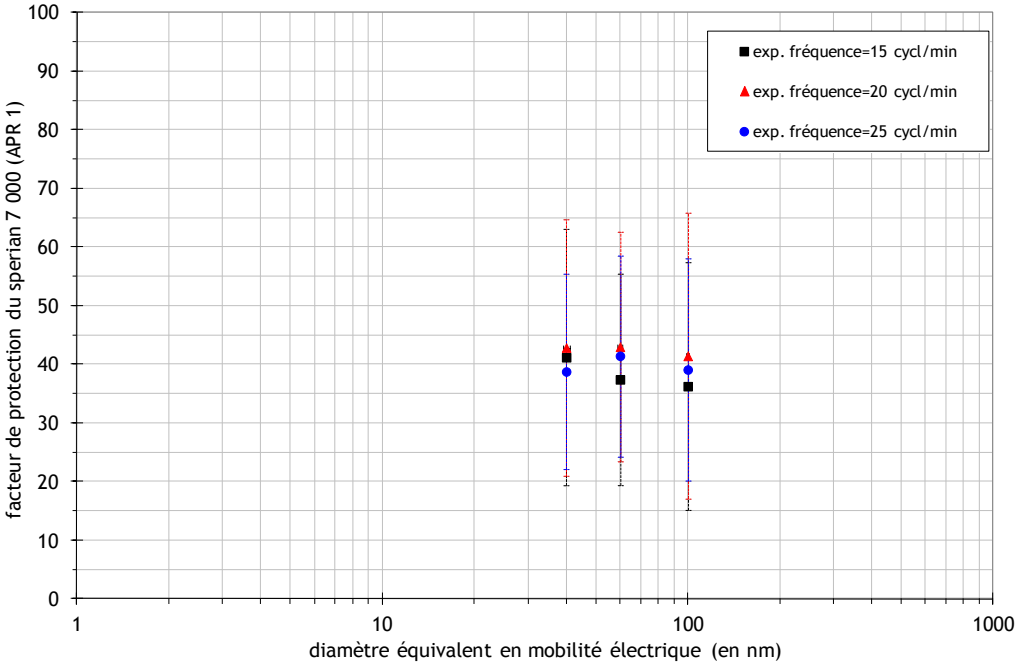


***Figure 5-10**. Facteurs de protection expérimentaux en présence du tube 3 (de 2,8 mm de diamètre) et pour des débits cycliques d'intensités différentes*

Comme pour les mesures obtenues en débit constant, les valeurs expérimentales ne montrent pas de différences entre les trois intensités testées. Les valeurs obtenues pour des débits équivalents de 63 L/min, de 84 L/min et de 105 L/min sont très proches. Les mesures obtenues en débits cycliques sont moins dispersées que celles obtenues en aspiration constante.

Ces trois expériences différentes sur l'effet de l'intensité des débits nous permettent de conclure que le facteur de protection mesuré pour un appareil en présence de fuites est très peu influencé par l'intensité de la respiration, dans la gamme des débits testés.

La présentation de ces expériences montre qu'il existe un très grand nombre de paramètres qui pourraient influencer les performances des appareils de protection respiratoire. Tous n'ont pas été testés dans ce travail. Une des voies d'étude serait la modélisation d'un APR pour étudier tous les paramètres influençant son efficacité. Nous avons alors développé une approche très simplifiée, dans le but d'estimer la perte d'efficacité théorique d'un APR en présence d'une fuite.

5.3 Modélisation du facteur de protection en présence de fuites

L'approche présentée ici est basée sur l'équilibre aéraulique entre le flux filtré par le medium et le flux circulant à travers la fuite et sur un bilan de matière sur l'ensemble de l'appareil de protection respiratoire percé. Le flux de particules traversant l'appareil de protection respiratoire en présence d'une fuite a été divisé en deux parties : la première passant au travers du filtre et la seconde à travers la fuite, avec dans chaque cas une perméance associée (Figure 5-11).

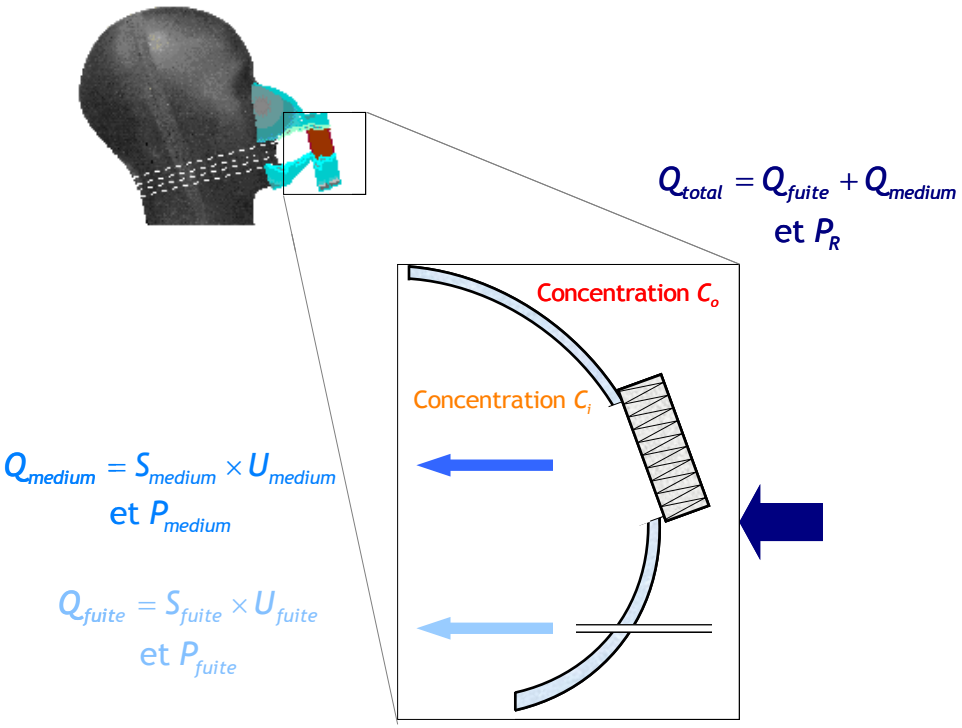


***Figure 5-11**. Schématisation d'un appareil de protection respiratoire en présence d'une fuite calibrée*

En émettant l'hypothèse que le flux traversant le filtre et le flux arrivant par les fuites sont parfaitement mélangés dans l'appareil de protection respiratoire, on peut alors écrire le facteur de protection d'un appareil de protection respiratoire FP_R, (5-1),en fonction du débit total traversant l'appareil, Q_{total}, du débit traversant le filtre, Q_{medium}, du débit passant au travers de la fuite Q_{fuite}, ainsi que leurs perméances respectives associées, P_{medium} et P_{fuite}.

$$\frac{1}{FP_R} = P_R = \frac{Q_{medium}}{Q_{total}}.P_{medium}\left(Q_{medium}\right) + \frac{Q_{fuite}}{Q_{total}}.P_{fuite}\left(Q_{fuite}\right) = (1-\tau).P_{medium}\left(Q_{medium}\right) + \tau.P_{fuite}\left(Q_{fuite}\right) \quad (5\text{-}1)$$

avec τ qui sera défini dans la suite comme le taux de fuite.

Une approche similaire a déjà été proposée par Lee et Liu (1993) afin d'estimer la perte d'efficacité pour des APR à usage unique. Cette modélisation a été développée pour des pièces faciales filtrantes à usage unique et pour des particules de 10 nm de diamètre. Cependant, les auteurs ont fait l'hypothèse que l'efficacité du medium filtrant était totale (P_{medium} = 0).

5.3.1 Estimation d'un taux de fuites en présence de tubes à l'interface masque/tête

La première étape de cette modélisation a donc été d'estimer le taux de fuites, à partir des mesures expérimentales telles que les pertes de charges. En supposant que le débit est proportionnel à la perte de charge dans le medium et dans la fuite, on peut estimer les débits de fuites à l'aide des mesures expérimentales de perte de charge selon l'approche présentée ci-dessous. Cette estimation de taux de fuite a aussi été utilisée par Tuomi (1992) (pour deux pièces faciales filtrantes et deux demi-masques), par Han *et al.* (1991) (pour un demi-masque) et par Chen et Willeke (1992) (pour une pièce faciale filtrante et un demi-masque).

Dans un premier temps, posons les équations de linéarité :

$$\Delta P_{scellé}(Q) = R_{ms}Q \text{ et } \Delta P_{avec\ fuites}(Q) = R_{mf}Q\,, \qquad (5\text{-}2)$$

où $\Delta P_{scellé}$ et $\Delta P_{avec\ fuites}$ sont les pertes de charge au travers du masque scellé et au travers du masque en présence d'une fuite. Les pentes R_{ms} et R_{mf} sont des coefficients proportionnels aux résistances à l'écoulement.

Ces droites reliant la perte de charge au débit vont nous permettre ainsi de déterminer expérimentalement le taux de fuites. Pour un débit donné, on mesure expérimentalement la perte de charge du masque en présente de fuites :

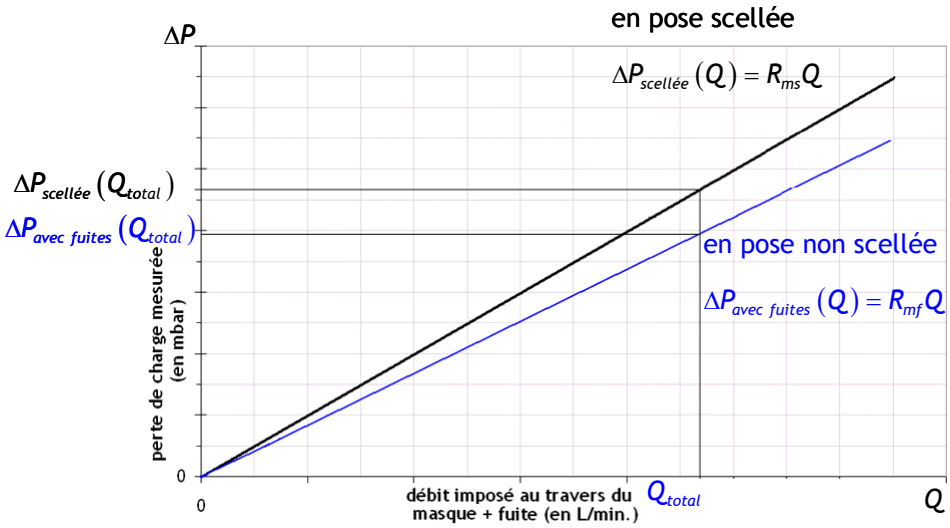


***Figure 5-12**. Représentation de l'évolution de la perte de charge en fonction du débit imposé en pose scellé et dans le cas de deux poses non scellées*

$$\Delta P_{avec\ fuites}(Q_{total}) = R_{mf}Q_{total} \qquad (5\text{-}3)$$

Le masque en présence de fuite peut alors être représenté schématiquement comme étant la juxtaposition du masque scellé et de la fuite calibrée. Une partie du débit total traverse le filtre (Q_{medium}) tandis que l'autre partie transite par la fuite (Q_{fuite}), avec :

$$Q_{total} = Q_{medium} + Q_{fuite} \qquad (5\text{-}4)$$

On peut par ailleurs écrire les égalités suivantes, où ΔP_{fuites} est la perte de charge au travers du tube calibré :

$$\Delta P_{avec\ fuites}(Q_{total}) = \Delta P_{scellé}(Q_{medium}) = \Delta P_{fuite}(Q_{fuites}) \qquad (5\text{-}5)$$

Les essais réalisés ne nous permettent pas d'accéder facilement à l'évaluation de la perte de charge de la fuite en fonction du débit la traversant. Nous considérerons uniquement l'égalité suivante :

$$\Delta P_{avec\ fuites}(Q_{total}) = \Delta P_{scellé}(Q_{medium})\,, \qquad (5\text{-}6)$$

soit

$$R_{mf}Q_{total} = R_{mf}(Q_{medium} + Q_{fuite}) = R_{ms}Q_{medium}\,. \qquad (5\text{-}7)$$

Le taux de fuites est défini comme le rapport du débit traversant la fuite sur le débit total.

$$\tau = \frac{Q_{fuite}}{Q_{total}}. \qquad \textbf{(5-8)}$$

A l'aide de l'égalité de l'équation (5-7), le taux de fuite peut alors être représenté en fonction des coefficients R_{ms} et R_{mf}.

$$\tau = \frac{Q_{fuite}}{Q_{total}} = 1 - \frac{R_{mf}}{R_{ms}}. \qquad \textbf{(5-9)}$$

Dans le cas de nos expériences en présence de fuites, le taux de fuites est calculé selon l'équation (5-9). Cependant, par les équations de proportionnalité,

$$R_{mf} = \frac{\Delta P_{avec\ fuites}\left(Q_{total}\right)}{Q_{total}} \text{ et } R_{ms} = \frac{\Delta P_{scellé}\left(Q_{total}\right)}{Q_{total}}, \qquad \textbf{(5-10)}$$

on peut réécrire le taux de fuites selon l'équation (5-11).

$$\tau = \frac{Q_{fuite}}{Q_{total}} = 1 - \frac{\Delta P_{avec\ fuites}\left(Q_{total}\right)}{\Delta P_{scellé}\left(Q_{total}\right)}. \qquad \textbf{(5-11)}$$

Dans le cas de nos expériences en pose non scellée, les mesures de perte de charge que nous avons à notre disposition sont les pertes de charge en pose scellée et non scellée. C'est donc cette équation que nous avons utilisé pour définir le taux de fuites. Sur le terrain, la détermination du taux de fuite pourrait d'ailleurs être obtenu à l'aide de l'équation (5-11).

Nos mesures obtenues en présence de fuites calibrées montrent que les équations (5-9) et (5-11) sont comparables pour le calcul du taux de fuite, dès lors que la différence de perte de charge est bien supérieure à l'incertitude de la mesure de la perte de charge.

5.3.2 Calcul du taux de fuite en fonction des mesures de pertes de charge

Lorsque l'on est en configuration 1, nous avons mesuré les pertes de charges en fonction du nombre de tubes débouchés lorsque l'on impose une aspiration constante de 84 L/min (Figure 5-13).

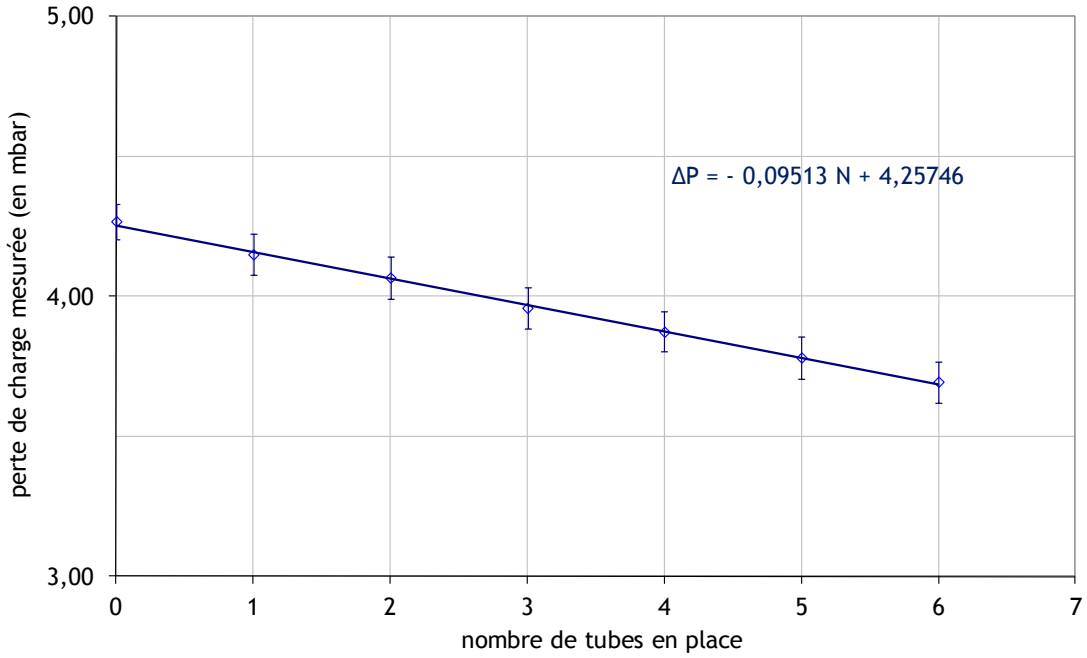


***Figure 5-13**. Pertes de charges mesurées en configuration 1 pour une inspiration constante de 84 L/min.*

Lorsqu'on ajoute une fuite calibrée au masque scellé, une partie du flux inspiré passe par la fuite, réduisant le débit traversant le système filtrant ainsi que la perte de charge mesurée. On remarque que la diminution de la perte de charge est proportionnelle au nombre de tubes débouchés.

Dans le cas de la configuration 2, nous avons mesuré les pertes de charges en fonction du débit d'aspiration imposé et pour les quatre tubes distincts (Figure 5-14).

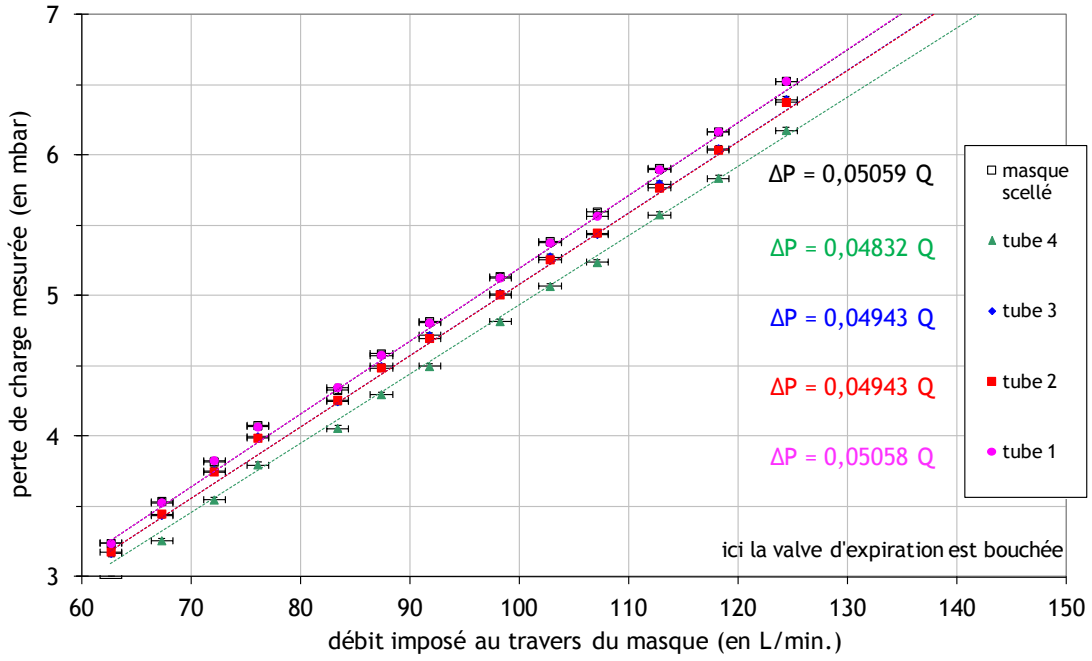


***Figure 5-14**. Pertes de charges mesurées en configuration 2 pour les différentes fuites*

Les mesures expérimentales nous permettent donc de connaître l'évolution de la perte de charge en fonction du débit traversant le masque scellé, et en fonction du débit traversant le masque en présence des tubes calibrés.

L'hypothèse de proportionnalité a donc été démontrée à l'aide de ces deux expériences. Nous pouvons donc appliquer la démarche présentée dans la partie précédente, en fonction des pertes de charges mesurées expérimentalement. Ce taux de fuite permet alors de retrouver le débit traversant le tube calibré. Les répartitions de débits par cette méthode sont présentées dans le Tableau 5-4. Les taux de fuites calculés ici sont tous inférieurs à 15 %.

***Tableau 5-4**. Calcul des taux de fuites dans les deux configurations*

Configuration 1				
Nom de la fuite	**Taux de fuites τ calculé selon l'équation de la Figure 5-13**	**Répartitions des débits**		
		Q_{fuites} (en L/min)	**Reynolds associé**	**Q_{medium} (en L/min)**
1x tube 3	(2,23 ± 0,41) %	1,88	934	82,12
2x tubes 3	(4,47 ± 0,46) %	3,75		80,25
3x tubes 3	(6,70± 0,50) %	5,63		78,37
4x tubes 3	(8,94 ± 0,55) %	7,51	--	76,49
5x tubes 3	(11,17 ±0,60) %	9,38		74,62
6x tubes 3	(13,41 ± 0,65) %	11,26		72,74
Configuration 2				
Numéro de la fuite	**Taux de fuites τ calculé selon les équations de la Figure 5-14**	**Répartitions des débits**		
		Q_{fuites} (en L/min)	**Reynolds associé**	**Q_{medium} (en L/min)**
tube 1	(0,02 ± 2,26) %	0,02	56	83,98
tube 2	(2,29 ± 1,21) %	1,93	964	82,07
tube 3	(2,29 ± 1,21) %	1,93	964	82,07
tube 4	(4,49 ± 1,16) %	3,77	1055	80,23

5.3.3 Estimation du dépôt de particules dans le tube calibré

Nous considérons dans un premier temps le flux de particules qui traverse un tube. La perméance à la traversée du tube est décrit par le dépôt de ces particules, dû au phénomène de diffusion, dans cet écoulement. Le débit passant par cette « fuite » a été déterminé à l'aide du taux de fuites. Les Reynolds calculés à partir de ces débits de fuites sont supérieurs à 500. Afin de tenir compte de tous les éléments susceptibles de collecter des particules, nous avons considéré une équation de dépôt en régime laminaire (Hinds, 1999). La perméance à la traversée du tube est donnée par l'équation (5-12).

$$P_{fuite} = 1 - 5{,}5.\kappa^{2/3} + 3{,}77\kappa, \text{ pour } \kappa < 0{,}009$$
$$P_{fuite} = 0{,}819\exp(-11{,}5\kappa) + 0{,}0975\exp(-70{,}1\kappa), \text{ pour } \kappa \geq 0{,}009 \quad (\textbf{5-12})$$

avec $\kappa = \frac{DL_f}{Q_{fuite}}$

où D est le coefficient de diffusion et L_f la longueur de la fuite.

La prise en compte de cette perméance est représentée dans la Figure 5-15. Elle permet de mettre en évidence un dépôt plus important des particules inférieures à 10 nm dans les tubes utilisés.

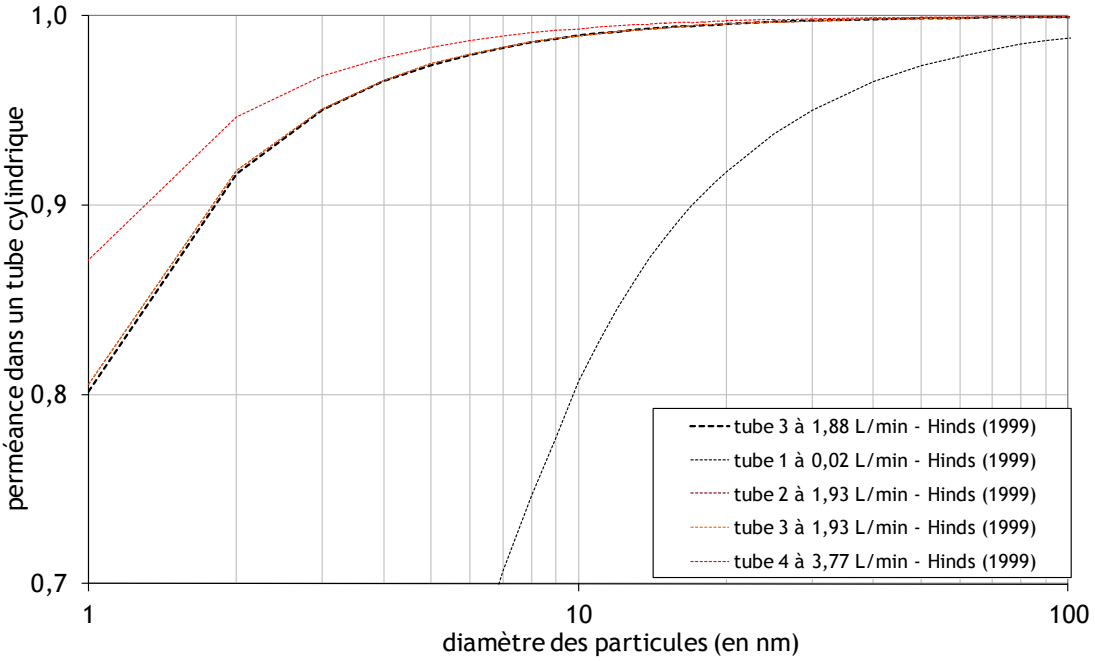


***Figure 5-15**. Calcul du dépôt des particules dans les tubes calibrés représentant des fuites*

Selon les vitesses calculées dans les tubes, les pertes par dépôt n'apparaissent que pour des particules inférieures à 10 nm. Sauf pour le tube 1, elles sont même relativement faibles pour les particules de ce diamètre.

5.3.4 Estimation de l'efficacité du filtre

Dans un second temps, nous considérons la partie du flux qui passe au travers du filtre. Nous allons modéliser l'efficacité du filtre de manière simple en utilisant l'efficacité du medium plan. En effet, nous connaissons ses caractéristiques et nous avons modélisé l'efficacité de ce medium plan dans le chapitre 2. Nous pouvons donc estimer l'efficacité du filtre par l'utilisation de l'équation (2-4) et reportée ci-dessous.

$$P_{medium} = \exp\left(-4\frac{\alpha}{(1-\alpha)}\frac{Z}{\pi d_f}\left[1-(1-\eta_d).(1-\eta_r)\right]\right), \qquad \textbf{(2-4)}$$

avec

$$\eta_d = 0{,}976 Pe^{-0{,}405}, \qquad \textbf{(2-24)}$$

et

$$\eta_r = 0{,}6\left[\frac{(1-\alpha)}{H_{Ku}}\frac{R^2}{1+R}\right]\left[1+1{,}999\frac{Kn_f}{R}\right]. \qquad \textbf{(2-5)}$$

Notons que les mesures expérimentales présentées dans le chapitre 2 nous ont montré que, même avec ce nouveau modèle, nous surestimons la perméance du medium contenu

dans les filtres. Cependant, aucune autre équation ne simule mieux la perméance pour des media plan très efficaces et pour des nanoparticules.

Modélisation en débit cyclique

Dans le cas d'une simulation de la respiration, l'équation (5-1) doit être modifiée en tenant compte des paramètres évoluant en fonction de la respiration. La respiration (5-14), entraîne alors un facteur de protection évoluant en fonction du temps (5-14).

$$P_R(t) = \frac{1}{FP_R(t)} = \frac{Q_{medium}(t)}{Q_{total}(t)}.P_{medium}(t) + \frac{Q_{fuite}(t)}{Q_{total}(t)}.P_{fuite}(t), \qquad (\textbf{5-13})$$

avec

$$Q_{total}(t) = \frac{\pi Q_{total}}{2}\sin\left(2\pi\frac{f_R}{60}\right). \qquad (\textbf{5-14})$$

D'où

$$P_{medium}(t) = \exp\left(-4\frac{\alpha}{(1-\alpha)}\frac{Z}{\pi d_f}(\eta_d(t)+\eta_r)\right),\ \eta_d(t) = 0{,}976Pe(t)^{-0{,}405}, \qquad (\textbf{5-15})$$

et

$$\begin{aligned} &P_{fuite}(t) = 1-5{,}5.\kappa(t)^{2/3} + 3{,}77\kappa(t), \text{ pour } \kappa < 0{,}009 \\ &P_{fuite}(t) = 0{,}819\exp(-11{,}5\kappa(t)) + 0{,}0975\exp(-70{,}1\kappa(t)), \text{ pour } \kappa \geq 0{,}009 \\ &\text{avec } \kappa(t) = \frac{DL_f}{Q_{fuite}(t)} \end{aligned} \qquad (\textbf{5-16})$$

Le facteur de protection calculé en configuration cyclique est alors représenté par le facteur de protection moyenné sur une période inspiratoire PF_{R_moyen}, (5-17).

$$P_{R_moyen} = \frac{1}{FP_{R_moyen}} = \frac{\int_0^{t_{inspiration}} P_R(t)dt}{t_{inspiration}} \qquad (\textbf{5-17})$$

Cependant, il faut relever que les équations de modélisation de la perméance ont été obtenues dans des conditions stationnaires. Elles ne sont donc théoriquement pas représentatives de la perméance du filtre en débit cyclique.

5.4 Confrontation du modèle aux mesures expérimentales

5.4.1 Configuration 1 : six tubes de diamètres équivalents

Dans un premier temps, regardons les facteurs de protection théoriques calculés pour l'APR 1 en présence des six fuites et en respiration constante. Ces résultats sont comparés aux mesures expérimentales présentées précédemment (Figure 5-16).

Les facteurs de protection théoriques en présence d'une fuite de 2,8 mm, ou en présence de plusieurs fuites de 2,8 mm représentent un spectre plat, preuve que l'on se trouve déjà dans un régime de fuites. Seule la configuration en présence d'une fuite permet de distinguer la présence de la zone « MPPS », entre 100 nm et 300 nm. Les spectres théoriques prévoient des facteurs de protection entre 30 et 40 pour une fuite, entre 15 et 25 pour deux fuites et inférieurs à 15 pour trois et quatre fuites.

Les valeurs de facteurs de protection expérimentaux présentés sont celles obtenues lorsque les tubes étaient situés vers le haut de la joue. On remarque une assez bonne concordance entre les facteurs de protection théoriques et expérimentaux.

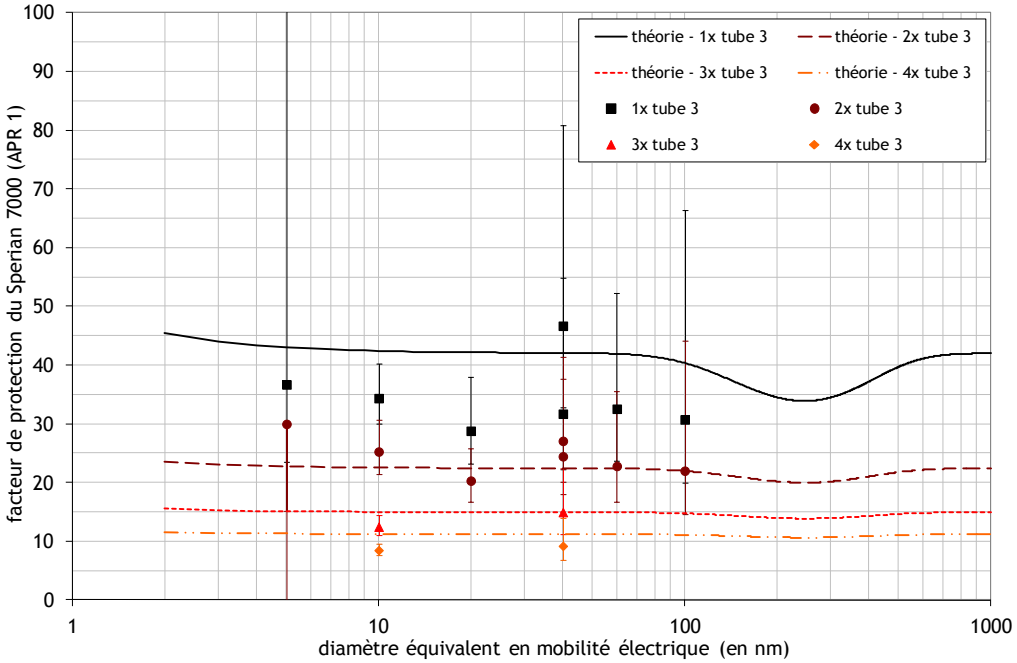


***Figure 5-16**. Facteurs de protection théoriques en présence de fuites de 2,8 mm et en débit constant de 84 L/min*

5.4.2 Configuration 2 : quatre tubes de diamètres différents

Les facteurs de protection ont ensuite été calculés pour l'APR 1 en présence de quatre fuites de différents diamètres (configuration 2). Les spectres théoriques sont alors confrontés aux mesures expérimentales dans la Figure 5-17.

Contrairement aux tubes utilisés dans la configuration 1, les facteurs de protection calculés peuvent être plus élevés que 100 (calculs obtenus pour le tube 1). Pour les tubes 2, 3 et 4, les facteurs de protection calculés sont très proches. On peut aussi remarquer que, pour ces quatre diamètres de tubes, les facteurs de protections calculés forment un spectre plat, comme dans les calculs précédents. Nous n'observons pas d'effet de la taille de particules sur les facteurs de protection théoriques.

Enfin, ces facteurs de protection sont comparés aux mesures expérimentales. Comme dans la configuration 1, on retrouve une assez bonne concordance entre les courbes théoriques et les points expérimentaux. Les mesures obtenues dans le cas du tube 1 sont dans la gamme de la courbe théorique, mais le faible nombre de particules en aval de l'appareil entraîne une grande difficulté dans l'obtention d'une mesure précise. Les incertitudes associées à ces mesures sont donc extrêmement grandes. Notons aussi une certaine incertitude dans notre modèle, car nous avons montré dans le chapitre 2 qu'il existait un facteur dix entre les mesures expérimentales du medium et la théorie proposée.

Comme pour les calculs théoriques, les mesures expérimentales des facteurs de protection fractionnels obtenues pour les fuites 2 et 3 sont très proches et difficiles à distinguer.

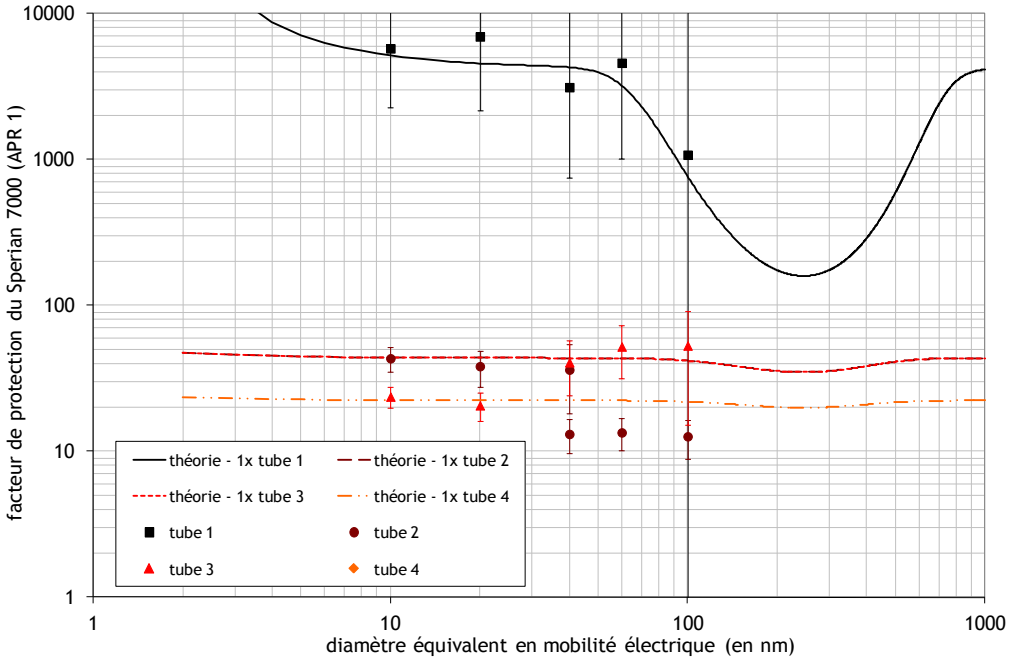


***Figure 5-17**. Facteurs de protection théoriques et expérimentaux en présence de fuites de diamètres différents et en débit constant de 84 L/min*

En conclusion, la confrontation des mesures expérimentales aux courbes théoriques nous permettent de valider notre approche dans le cas de nos tubes à l'interface masque/tête. Nous sommes donc théoriquement en mesure d'estimer la perte d'efficacité d'un APR selon les mesures de pertes de charges lorsque le masque est scellé et le masque en présence de fuites calibrées.

Cependant, il faut garder à l'esprit que les fuites réelles à l'interface du masque et de la tête sont généralement dynamiques, c'est-à-dire que leur forme et leur taille fluctue en fonction de la respiration du porteur. En effet, l'étude de Cohen, cité par Myers (1988), montre que la géométrie des fuites évolue d'une forme circulaire, en passant par une géométrie de forme « hybride », puis sous la forme d'une fente au cours de la respiration.

On peut aussi citer l'étude d'Oestenstand *et al.* (1990) sur la localisation des fuites à l'interface du masque et de la tête. Ils ont montré, à l'aide d'un aérosol fluorescent durant un test standard d'appareil de protection respiratoire, que les fuites sont plutôt localisées au niveau du menton et au niveau du nez dans le cas des demi-masques filtrants.

5.5 Applications du modèle

5.5.1 Application de la modélisation au Sperian 7 000 (APR 1) en pose non scellée

Les facteurs de protection mesurés lorsque le masque n'est pas scellé à la tête Sheffield permettent de représenter des fuites réelles que l'on peut retrouver sur un APR lorsqu'il est porté par un individu. Nous allons donc appliquer notre modélisation à cette configuration. Les pertes de charges mesurées dans le chapitre précédent vont nous permettre de comparer nos expériences en pose non scellée avec la modélisation présentée en début de chapitre.

Dans un premier temps, nous avons comparé les taux de fuites calculés en pose non scellée (dans le cas de la meilleure pose et de la pose la plus défavorable) et en présence des fuites calibrées (Figure 5-18).

Ce diagramme montre que les taux de fuites des poses non scellées peuvent être comparées à nos mesures en présence d'un ou de deux tubes 3. Certaines poses non

scellées présentent des pertes de charges inférieures à celles obtenues en présence d'un seul tube de 2,8 mm, mais supérieures à celles obtenues pour le tube de 0,5 mm (tube 1).

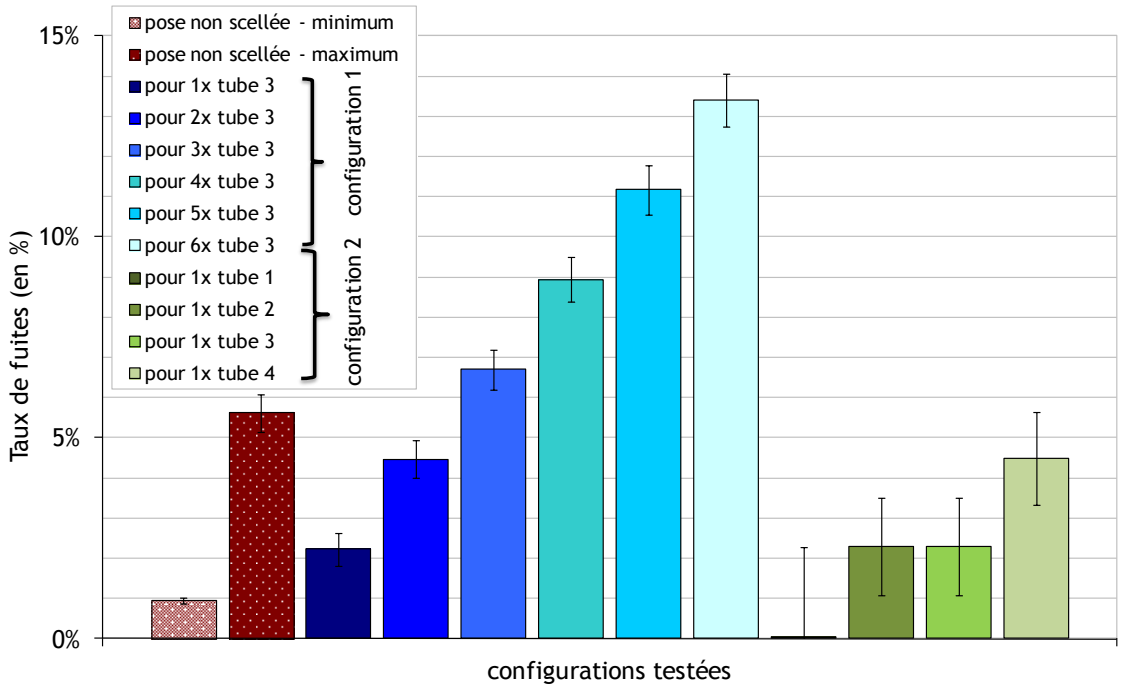


***Figure 5-18**. Comparaison des taux de fuites en présence de tubes calibrés et en pose non scellée*

En suivant la même démarche que dans le cas de tubes calibrés, nous avons calculé les courbes théoriques de ces deux configurations extrêmes en pose non scellée (poses non scellées 1 et 2 de la Figure 5-19). Celles-ci sont alors comparées aux valeurs expérimentales (en constant et en cyclique) obtenues dans le chapitre quatre.

Les facteurs de protection expérimentaux sont bien situés dans l'intervalle théorique calculé. Les calculs théoriques prévoient des facteurs de protection entre 20 et 100, pour la gamme de taille comprise entre 5 nm et 100 nm. On observe que les facteurs de protection mesurés en pose non scellée sont situées dans cette même gamme.

La courbe théorique dans la pose la plus favorable permet de visualiser un effet de la taille des particules sur le facteur de protection, pour la gamme de taille 100-500 nm.

En conclusion, le modèle présenté dans ce chapitre peut être appliqué au Sperian 7 000 (APR 1) en pose non scellée. Il est donc possible de faire une analogie entre des fuites en conditions réelles d'utilisation d'un APR et l'utilisation de tubes calibrés pour modéliser des fuites. Il faut cependant noter que notre modèle ne prend pas en compte l'évolution de la géométrie d'une fuite réelle en fonction de la respiration du porteur. Même si dans nos expériences ce phénomène ne semble pas être significatif, il pourrait être visible dans d'autres situations, telles que dans le cas de très petites fuites.

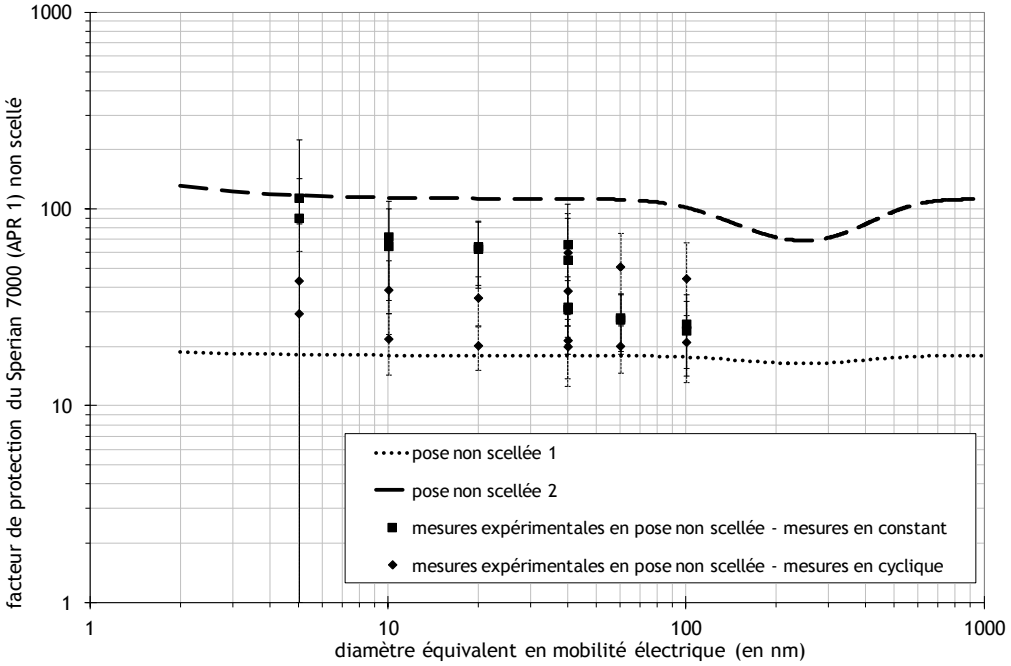


***Figure 5-19**. Comparaison des facteurs de protection théoriques (bornes) et des facteurs de protection expérimentaux en pose non scellée pour le Sperian 7 000 (APR 1)*

5.5.2 Application du modèle au Sperian Plus (APR 2) en pose non scellée

Dans le chapitre quatre, nous avons aussi mesuré les facteurs de protection expérimentaux et les pertes de charges associées dans le cas du Sperian Plus (APR 2). Nous allons donc appliquer la modélisation à ce deuxième masque et vérifier que l'on retrouve une concordance entre la théorie et l'expérience.

La Figure 5-20 présente les points expérimentaux du chapitre quatre ainsi que les valeurs théoriques associées pour les poses non scellées de l'APR 2.

Les facteurs de protection expérimentaux sont en relativement moins bonne concordance avec l'intervalle calculé théoriquement que les résultats de l'APR 1. Certaines valeurs expérimentales se situent en dehors des « bornes » théoriques, mais leurs incertitudes sont comprises dans la zone calculée par le modèle.

Remarquons que les courbes théoriques permettent de retrouver la différence de classe entre les deux appareils de protection respiratoire testés, comme visualisé dans le chapitre quatre.

La moins bonne estimation de la perte d'efficacité de l'APR 2 peut être engendrée par la différence de design entre les deux appareils, ou par le fait que le positionnement des fuites est différent de celui de l'APR 1. Une autre explication pourrait être une évolution du positionnement du masque lors des mesures, notamment lors des mesures en cyclique.

Cependant ces résultats permettent tout de même d'estimer la perte d'efficacité due à la pose du masque.

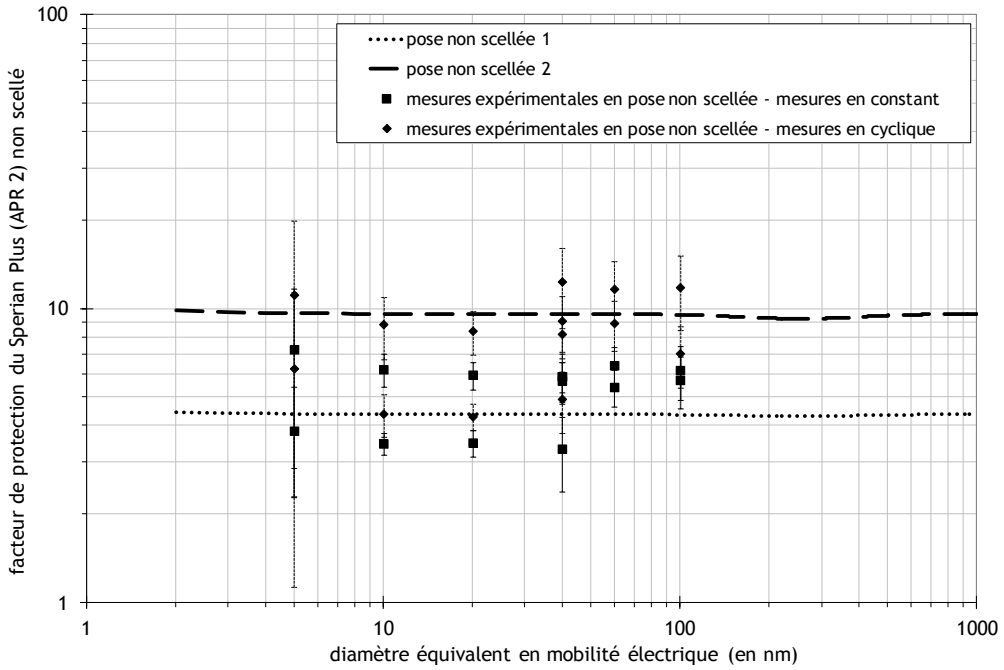


***Figure 5-20**. Comparaison des facteurs de protection théoriques (bornes) et des facteurs de protection expérimentaux en pose non scellée pour le Sperian Plus utilisé avec un filtre P2 (APR 2)*

5.5.3 Tests de sensibilité : simplification de l'équation du facteur de protection

On remarque que, selon facteur de protection théorique proposé en équation (5-1), les paramètres régissant cette équation sont le débit total de filtration, la taille de la fuite ainsi que les caractéristiques du medium contenu dans le filtre. Cette conclusion est en bon accord avec les conclusions de Rengasamy et Eimer (2011) dans le cas de pièces faciales filtrantes. Donc si l'on se fixe un débit de filtration total de 84 L/min, le facteur de protection calculé sera déterminé selon un taux de fuites fixé et les caractéristiques du medium.

L'effet du taux de fuites a déjà été étudié dans les différentes figures présentées précédemment. Elles ont montré que, dès que le taux de fuites est proche de 2 %, on ne remarque plus d'effet du diamètre des particules filtrées pour des diamètres de particules inférieures à 100 nm. Dans le cas d'un taux de fuites proche de 0 % (le tube 1 de la configuration 2), cette influence est plus visible. L'effet du diamètre de la particule sur le facteur de protection entre théoriquement en jeu au-delà des 100 nm. Il semble donc que dans le cas du medium très efficace et dans les conditions testées ici, c'est la fuite qui est dominante sur le filtre.

L'effet des performances du medium sur l'estimation du facteur de protection est présenté sur la Figure 5-21. Les facteurs de protection ont été calculés avec un taux de fuite fixé à 1 % et avec différents media. Nous avons sélectionné quatre media dans les sept présentés dans le chapitre 2, d'efficacités différentes : le medium 1, le medium 4, le medium 5 et le medium 7. On remarque alors que les constatations présentées précédemment ne sont valables que dans le cas de media très efficaces. En effet, moins le medium est efficace et plus l'effet de la taille de la particule sur le facteur de protection est observé à partir d'un diamètre de particule faible.

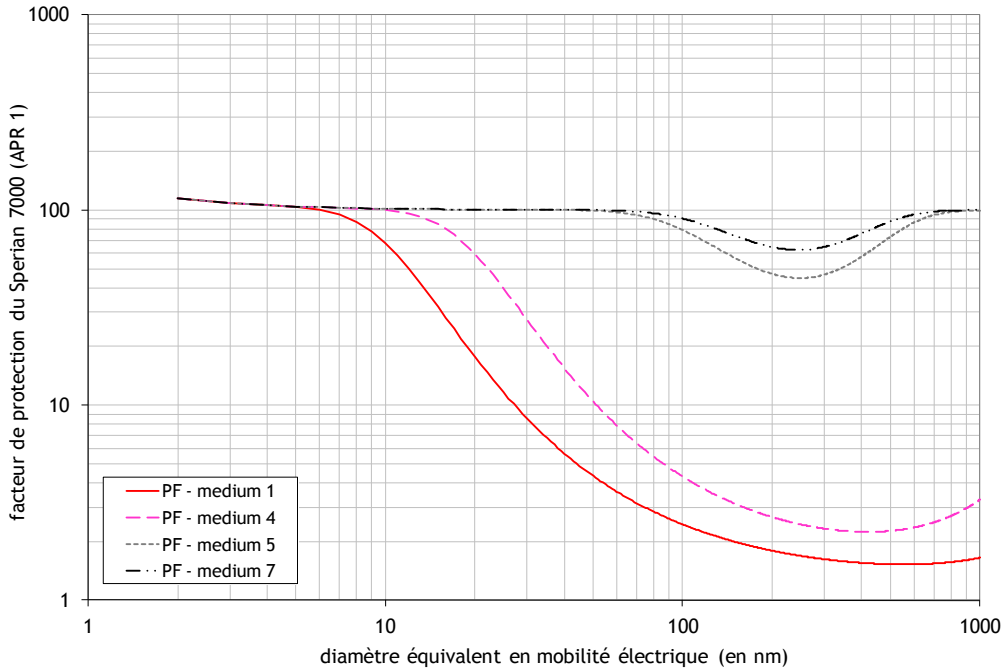


***Figure 5-21**. Facteurs de protection théoriques en présence d'un taux de fuites de 1 % et pour des media de différentes caractéristiques*

En conclusion, dans le cas des APR testés dans ce manuscrit, pour un débit de filtration total de 84 L/min et pour des particules inférieures à 100 nm, on remarque que le facteur de protection FP_R peut être très simplifiée. La perméance du medium peut être assimilée par 0, le filtre étant considéré très efficace. La perméance de la fuite peut aussi être simplifiée par 1, en considérant que toutes les particules traversent la fuite. L'équation est alors égale à l'inverse du taux de fuites (5-18) :

$$FP_R = \frac{1}{\tau}. \qquad \textbf{(5-18)}$$

Cette équation simplifiée a été représentée (Figure 5-23) pour les deux configurations de fuites calibrées présentées précédemment. Cette simplification semble être suffisante dans le cas des appareils de protection respiratoire que nous avons testé, pour des particules inférieures à 100 nm et pour des taux de fuites supérieurs à 2 %.

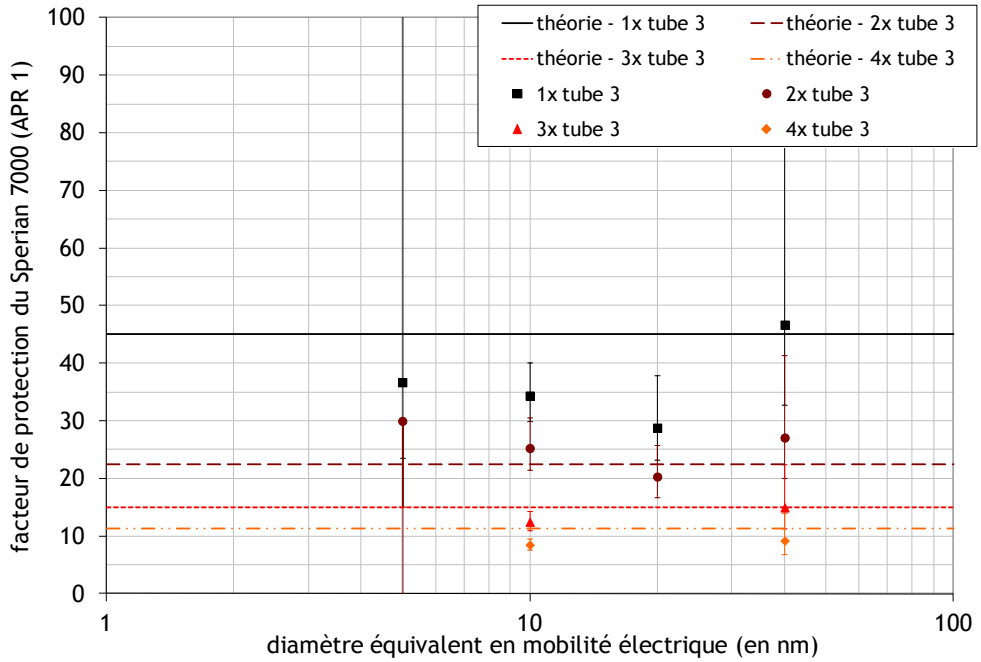


***Figure 5-22**. Comparaison des facteurs de protection théoriques simplifiés (à l'aide des taux de fuites) et des facteurs de protection expérimentaux pour l'APR 1 et en configuration 1*

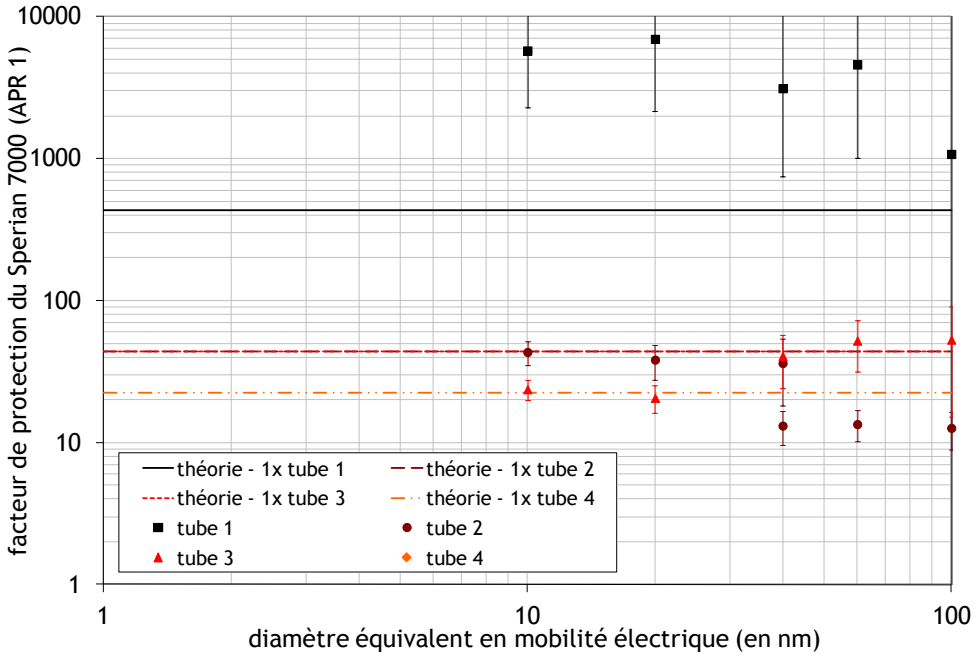


***Figure 5-23**. Comparaison des facteurs de protection théoriques simplifiés (à l'aide des taux de fuites) et des facteurs de protection expérimentaux pour l'APR 1 et en configuration 2*

5.5.4 Extrapolation du modèle dans le cas de l'utilisation d'un masque complet

Outre ces deux APR testés, on peut se demander quelle est la perte d'efficacité d'un masque complet en présence de nanoparticules. En effet, dans le cas où le risque d'exposition aux particules nanométriques est avéré, et dans le but d'y répondre par des mesures de prudence adéquates, les travailleurs peuvent porter des masques complets.

Nous allons donc tester notre modélisation dans le cas d'un APR complet. Dans ce cas, il nous faut connaitre la différence de perte de charge d'un masque complet en pose scellée et en pose non scellée. Dans la première partie de ce manuscrit, nous avons montré que la différence entre ces deux types d'APR est une meilleure étanchéité du masque complet au contact du visage du porteur.

La norme EN 529 prévoit que les facteurs de protection nominaux *PFN* des masques complets soient vingt fois plus performants que ceux des demi-masques. Nous allons donc utiliser les taux de fuites estimés dans le cas du Sperian 7 000 en pose non scellée (lors de la meilleure pose et pour la pose la plus défavorable) et appliquer ce facteur 20 pour obtenir les taux de fuites d'un masque complet fictif. Les débits passant par le filtre et traversant la fuite sont alors donnés dans le Tableau 5-5.

***Tableau 5-5**. Expressions du débit au travers de la fuite sur le demi-masque et extrapolation au masque complet*

	Mesures obtenues pour le demi-masque		***Mesures calculées pour le masque complet***	
	Débit de la fuite (en L/min)	**Débit traversant le filtre (en L/min)**	**Débit de la fuite (en L/min)**	**Débit traversant le filtre (en L/min)**
Pourcentage maximal	4,68	79,32	0,23	83,77
Pourcentage minimal	0,75	83,25	0,04	83,96

Enfin, on considère que la perméance du medium et la perméance de la fuite sont équivalentes à celles estimées dans le cas du demi-masque. La simulation de ces deux poses pour le masque complet fictif permet donc d'obtenir les facteurs de protection fractionnels de la Figure 5-24.

La simulation de la pose la plus désavantageuse pour le masque complet permet d'obtenir un meilleur facteur de protection que pour un demi-masque positionné au mieux.

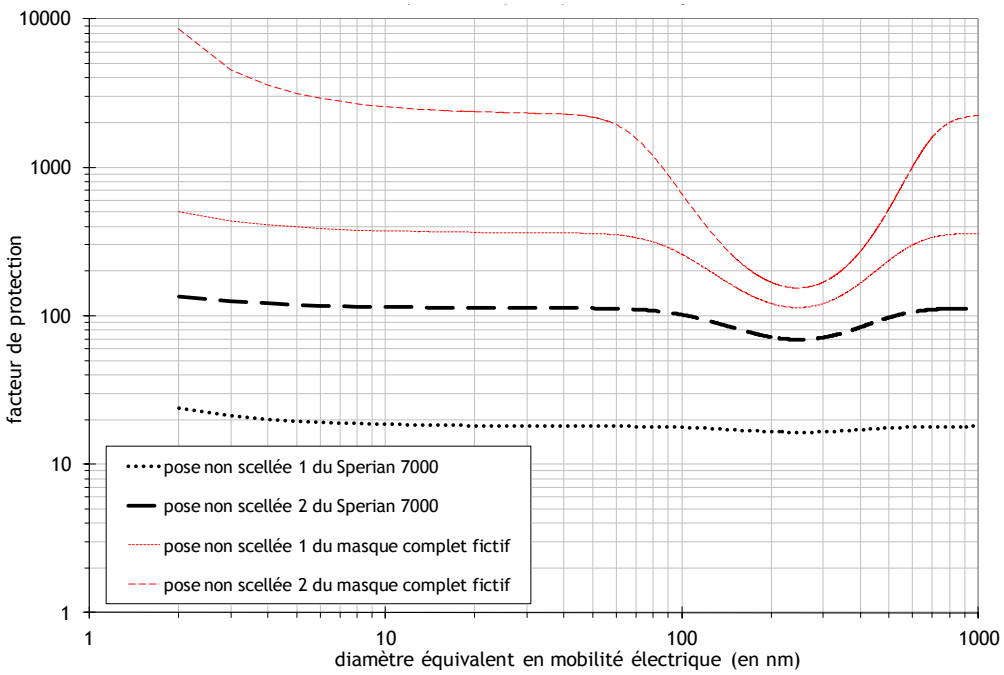


***Figure 5-24**. Comparaison des facteurs de protection pour le Sperian 7 000 et pour un masque complet fictif*

Pour des diamètres de particules de 100 nm, les facteurs de protection estimés sont de 6 à 15 fois plus importants pour le masque complet que pour le demi-masque. Ces valeurs, pour des diamètres de particules de 5 nm peuvent aller jusqu'à 20 et 25 fois plus importants (Tableau 5-6).

***Tableau 5-6**. Valeurs de facteurs de protection factionnels estimés pour le demi-masque Sperian 7 000 et pour le masque complet fictif*

	Mesures obtenues pour le demi-masque		***Mesures calculées pour le masque complet***	
	Pose non scellée 1	***Pose non scellée 2***	***Pose non scellée 1***	***Pose non scellée 2***
Facteur de protection factionnel à 5 nm	18	117	396	3154
Facteur de protection factionnel à 100 nm	18	102	260	662

Dans le cas fictif du masque complet, on peut observer la présence plus marquée de la zone de particules plus pénétrantes. On remarque que le facteur de protection atteint un minimum lorsque le diamètre des particules s'approche de 200 nm.

5.6 Conclusions

La première partie de ce chapitre nous a permis d'étudier la perte d'efficacité d'un APR en présence de tubes calibrés. Une première série d'expériences a eu pour objectif d'exposer l'effet du positionnement des fuites, l'effet de leur diamètre, mais aussi de la respiration du porteur (d'intensités et de modèles différents).

Les expériences effectuées avec des tubes positionnés de différentes manières montrent que les facteurs de protection obtenus avec des fuites situées au niveau du nez sont légèrement meilleurs que ceux obtenus avec des fuites situées au niveau de la joue. Cette faible différence peut être engendrée par plusieurs phénomènes, tels que la non-homogénéité dans l'espace mort, ou l'effet de jet en sortie de la fuite. Les mesures obtenues lorsque l'on modifie les débits respiratoires ne montrent pas de grandes différences sur les facteurs de protection mesurés. Dans la gamme des débits utilisés ici, le masque étant de très grande efficacité, la faible différence entre nos expériences tient dans le fait que les fuites sont prépondérantes. Lorsque l'on se trouve dans une configuration où les fuites sont prépondérantes, il est difficile d'observer l'effet des paramètres respiratoires.

Dans une deuxième partie, nous avons présenté un modèle permettant d'estimer la perte d'efficacité des APR en présence de fuites de façon simple. La confrontation des courbes théoriques avec les résultats expérimentaux en présence de fuites calibrées nous ont permis de valider la démarche proposée dans la modélisation de l'efficacité des demi-masques. Enfin, le modèle proposé a été appliqué dans les cas obtenus dans le chapitre quatre, le Sperian 7 000 et le Sperian Plus non scellés. On observe une bonne concordance entre les mesures de facteurs de protection et l'estimation des « bornes d'efficacités » pour les deux demi-masques testés. Cette modélisation a alors été utilisée dans le but d'estimer les facteurs de protection que l'on pourrait obtenir dans le cas de l'utilisation d'un masque complet. Les facteurs de protection calculés par cette extrapolation sont plus élevés, et supérieurs à 100.

Les résultats présentés dans ce chapitre nous permettent de montrer que dans le cas d'appareils de protection respiratoires de forte efficacité, la mesure de perte de charge est un très bon indicateur de l'efficacité de l'APR en pose non scellée, pour des particules inférieures à 100 nm, et pour un débit de filtration équivalent à 84 L/min.

Au regard des résultats expérimentaux et théoriques obtenus dans ce chapitre, on peut noter que plus les particules filtrées sont fines et meilleure est l'efficacité de l'appareil de protection respiratoire. Cette meilleure efficacité est d'autant plus marquée lorsque l'APR est positionné au mieux sur le porteur. Ceci montre très bien l'intérêt du test d'étanchéité ('fit test') avant l'utilisation de demi-masques.

De plus, les résultats montrent que les tests normatifs, effectués pour des diamètres supérieurs à 100 nm, permettent d'obtenir le facteur de protection minimal pour des particules de la gamme nanométrique. Il ne semble donc pas être important d'insérer dans les normes d'autres essais spécifiques à une exposition à des particules nanométriques. Cependant, les efforts respiratoires devraient peut être être plus pris en considération dans les essais des normes. En effet, nous avons présenté précédemment la simulation de la respiration à un débit équivalent à 84 L/min correspond à un rythme de travail peu intense pour un sujet utilisant un APR (Berndtsson, 2004).

Conclusion générale et perspectives de l'étude

Les objectifs de ce travail étaient de montrer expérimentalement si les appareils de protection respiratoire sont efficaces pour des nanoparticules. Dans cette optique, nous avons été amenés à améliorer les connaissances sur les performances de deux demi-masques, en conditions proches des conditions réelles d'utilisation, et notamment en présence de fuites à l'interface masque/tête.

Dans un premier temps, l'étude bibliographique, présentant les normes associées aux APR filtrants étudiés, a montré que les normes actuelles ne permettent pas de prédire l'efficacité de ces APR pour des nanoparticules. Par ailleurs, d'un point de vue métrologique, les protocoles normalisés fondés sur une mesure en masse ne sont pas en accord avec les conclusions de la littérature. En effet, selon les études toxicologiques, les modes de caractérisation des nanoparticules en nombre, ou bien en surface, seraient les plus appropriés.

Les études antérieures sur les efficacités des appareils de protection respiratoire pour des particules nanométriques ont généralement été obtenues pour des pièces faciales filtrantes en medium électret et des filtres (équipant des APR). On observe un bon accord entre les résultats obtenus pour des filtres et les études sur les media plans que l'on peut trouver dans la littérature. Une majorité de ces études a été menée à débit constant. Cependant, les caractéristiques de ce débit doivent être représentatives de la respiration du porteur d'un masque. Selon l'effort fourni, l'efficacité de l'appareil pourra être différente.

Suite à cette phase descriptive, l'efficacité du medium filtrant contenu dans les filtres des demi-masques sélectionnés a été mesurée à l'aide du banc de Filtration des Aérosols NAnométriques (FANA). Les résultats de perméance pour des diamètres de particules allant de 5 nm à 500 nm montrent que le medium contenu dans les appareils de protection respiratoire testés est de très bonne efficacité. Cette efficacité est de l'ordre de celle obtenue pour des filtres classés HEPA. Les mesures de perméances obtenues pour les particules de diamètres de la zone MPPS sont inférieures à 10^{-3}(la perméance maximale mesurée, pour 150 nm, est égale à 2.10^{-4} pour une vitesse de filtration de 5,3 cm/s), ce qui confirme le classement P3 de ce filtre selon l'EN 143 (la perméance maximale indiquée par la norme est de $0{,}5.10^{-3}$ à 95 L/min, soit une vitesse de filtration de 3 cm/s dans le cas des filtres utilisés ici). Les perméances de particules dont le diamètre est inférieur à 100 nm n'ont pas été mesurées, du fait de la très grande efficacité du medium. Elles restent néanmoins inférieures à 10^{-4}. Ces résultats sont en concordance avec plusieurs études sur la filtration des aérosols nanométriques qui ont montré que l'efficacité de filtration des nanoparticules par des media plans augmente lorsque la taille de l'aérosol diminue jusqu'à 4 nm.

Par ailleurs, nous avons mis en évidence à partir de mesures réalisées sur d'autres media utilisés en ventilation générale que l'équation classique de l'efficacité de collecte par diffusion, proportionnelle au nombre de Peclet à la puissance constante *-2/3*, n'est pas représentative des efficacités de collecte mesurées expérimentalement. Un nouveau modèle de l'efficacité de capture par diffusion Brownienne, basée sur la mesure de la compacité du medium, a été proposée. Bien que ce nouveau modèle améliore l'estimation de l'efficacité par diffusion, il ne peut « prédire » l'efficacité d'un medium.

En perspective de ce travail, il serait intéressant d'accéder à un modèle précis de l'efficacité de collecte par diffusion brownienne. Celui-ci devra tenir compte des données structurelles des media (la compacité de la structure du medium, la grande polydispersion des fibres le constituant, …). De plus, lors de la filtration, la morphologie des particules peut jouer un rôle sur l'efficacité des media. Le comportement de media d'efficacités diverses avec différentes nanoparticules de test demeure un champ encore très peu étudié. Des mesures de perméances pour des particules nanométriques de formes différentes, telles que des nanotubes de carbone ou des fibres, permettraient de tenir compte d'un paramètre morphologique des particules dans les équations théoriques de filtration.

Pour l'étude de l'APR complet, le banc d'essais ETNA (ETude des NAnoparticules) a été conçu et réalisé. Ce dispositif expérimental est composé d'une chambre de test dans laquelle l'air ambiant est chargé en nanoparticules (deux aérosols de NaCl centrés autour de 13 nm et 59 nm) contrôlés et stables. Les performances des APR testés sont caractérisées par les mesures du facteur de protection global et du facteur de protection fractionnel. Les résultats expérimentaux de l'efficacité de deux demi-masques ont été obtenus selon différentes configurations d'essais :

- débit constant (84 L/min) et débit cyclique (débit moyen de 84 L/min, à une fréquence respiratoire de 20 cycles par minutes),
- taille des particules (de 5 à 100 nm),
- pose scellée ou libre du masque.

Les facteurs de protection mesurés lorsque les demi-masques sont scellés sont bien supérieurs aux facteurs de protection obtenus dans le cas d'une pose non scellée. Les rapports des facteurs de protection expérimentaux entre les poses scellées et non scellées valent au minimum une centaine, et peuvent atteindre jusqu'à un million. Cette différence est imputée à la présence de fuites à l'interface du masque et de la tête. En effet, l'estimation du débit de fuite montre qu'elles sont importantes. En pose non scellée, les résultats ne nous permettent pas d'extraire une tendance, tant dans l'effet du type de débit (constant ou cyclique) que dans l'effet du diamètre des particules, vis-à-vis du facteur de protection des appareils de protection respiratoire testés. Il ressort de cette partie expérimentale que le comportement du système étudié est essentiellement contrôlé par les fuites.

Pour étudier plus précisément le rôle de ces fuites sur le facteur de protection d'un APR filtrant en pose libre, l'étude des performances s'est poursuivie par des mesures de facteurs de protection avec différentes fuites calibrées. Comme dans les expériences précédentes, aucune tendance n'a été mise en évidence quant à l'effet du type de débit et du diamètre des particules, ainsi que de l'intensité du débit. Le filtre étant de très grande efficacité, les fuites à l'interface du masque et de la tête jouent un rôle prépondérant. Plus le diamètre de la fuite est petit, meilleur est le facteur de protection expérimental. De plus, les facteurs de protection obtenus avec des fuites situées au niveau du nez sont légèrement meilleurs que ceux mesurés lorsque les fuites sont établies au niveau de la joue.

Cette meilleure maîtrise des conditions opératoires a permis d'établir un modèle de calcul du facteur de protection. Ce modèle, basé sur la différenciation des débits d'air traversant la fuite ou le filtre, nécessite de connaître expérimentalement la perte de charge du masque lors de son utilisation et la perte de charge du masque en pose scellée. Cette modélisation de l'efficacité des demi-masques a pu être validée à l'aide des mesures de facteur de protection obtenues en présence de différentes fuites calibrées. Ce modèle a ensuite été appliqué pour l'analyse de nos résultats en pose non scellée. On observe une bonne concordance entre les mesures de facteurs de protection et l'estimation de l'intervalle de facteur de protection calculé pour les deux demi-masques testés. La modélisation met en évidence que, dès lors que les appareils utilisés contiennent des media (non électrets) efficaces pour des particules de la zone MPPS (100 nm – 300 nm), les appareils de protection respiratoires possèdent une meilleure efficacité pour les particules nanométriques.

En conclusion, nous avons développé ici un protocole de test en présence de particules nanométriques, qui a été testé et validé dans le cas de deux demi-masques. Celui-ci permettra alors, par la suite, d'alimenter une base de données sur les performances d'appareils de protection respiratoires différents de ceux testés ici. Ainsi, deux catégories d'APR pourraient être testées : les pièces faciales filtrantes composées de filtres électrets qui présentent la particularité d'une taille de particules la plus pénétrante en dessous de 100 nm, et les appareils filtrants à ventilation assistée ainsi que les APR isolants, recommandés dans des situations d'exposition plus importantes aux nanoparticules et pour lesquels le lien entre pression relative au sein du masque et facteur de protection a déjà été mis en évidence.

La question reste cependant de définir la valeur de facteur de protection « acceptable » dans le cas de particules nanométriques. En effet, pour un diamètre de particule donné, le risque toxicologique ne sera pas le même. Il reste donc encore à enrichir les connaissances quant aux effets biologiques des nanoparticules sur l'homme. Les expériences combinées des effets toxicologiques des nanoparticules et des caractérisations des éléments de prévention permettront peut être, dans un proche avenir, d'aboutir à des valeurs limites d'exposition professionnelles (VLEP) d'une part et à des recommandations en matière de prévention collective et individuelle d'autre part.

Annexe A

Instruments de mesure de la granulométrie et de la concentration des aérosols nanométriques

---

Dans cette annexe sont présentés les instruments principaux qui nous ont permis de contrôler et mesurer les particules de NaCl générées. L'*Engine Exhaust Particle Sizer* et le *Scanning Mobility Particle Sizer* d'une part pour la caractérisation des aérosols globaux, puis le *Condensation Nucleus Counter* 3025A et l'*Ultrafine Water-based Condensation Particle Counter* 3786 d'autre part pour les calculs de perméances et de facteurs de protection.

A.1 La mesure de la granulométrie d'un aérosol

Les mesures de granulométrie sont réalisées lors de la validation et la caractérisation des aérosols de test. De plus, des mesures de contrôle de la génération ont aussi été effectuées au cours de toutes nos expériences sur les performances des media et de facteur de protection des APR.

A.1.1 L'Engine Exhaust Particle Sizer

La granulométrie d'un aérosol a été mesurée expérimentalement à l'aide d'un EEPS (*Engine Exhaust Particle Sizer*), dans le cas du contrôle de la granulométrie de l'aérosol lors de la mesure de facteurs de protection (chapitres 4 et 5). Son intérêt est de ne pas posséder de source radioactive.

A.1.1.1 Description du granulomètre EEPS

Son principe de fonctionnement (Figure A-1) est basé sur l'analyse de la mobilité électrique des particules, et sa gamme de mesure s'étend de 5,6 nm à 560 nm en termes de diamètre de mobilité électrique. Le débit de prélèvement de l'EEPS est de 10 L/min et le débit de dilution à l'intérieur est de 40 L/min.

Une loi de charge est imposée à l'aérosol en entrée de l'EEPS à l'aide de deux chargeurs unipolaires. Un premier chargeur génère des anions qui chargent négativement les particules afin de réduire le nombre de particules fortement positives et ainsi un effet de surcharge au niveau du second chargeur. Un second chargeur génère des cations qui chargent positivement les particules. L'aérosol chargé par diffusion ionique entre alors dans la colonne de mesure, formée de deux cylindres, où il est mélangé à un flux d'air propre. La région de mesure correspond à l'espace se trouvant entre les deux cylindres concentriques, le cylindre interne correspondant à l'électrode centrale reliée à une source haute tension positive et le cylindre externe formé d'un empilement successif de 22 électrodes isolées les unes des autres. Chacune d'entre elles est associée à un électromètre qui récupère le courant généré, amplifié et digitalisé.

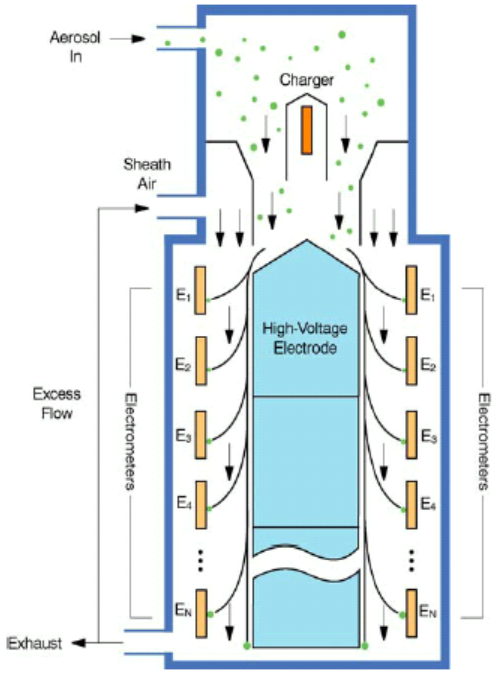


***Figure A-1**. Représentation schématique de l'Engine Exhaust Particle Sizer modèle 3090 (documentation constructeur)*

Les particules sont donc séparées les unes des autres selon leur mobilité électrique lors du passage du flux d'air les entraînant du haut vers le bas de la colonne. Les particules possédant une grande mobilité électrique (soit les particules de petite taille) sont déviées vers les électrodes situées au haut de la colonne. Celles ayant une faible mobilité électrique sont déviées vers les électrodes situées au bas de la colonne. Cette déviation se produit grâce à la présence d'un champ électrique créé entre les deux cylindres dans la colonne. La force de ce champ varie le long de celle-ci car le diamètre de l'électrode centrale et la tension appliquée sur celle-ci évoluent du haut vers le bas ; cela permet d'obtenir la gamme de mesure et la résolution souhaitée. En effet, il existe une relation directe entre le champ électrique E imposé dans une colonne et le diamètre des particules. L'équation (A-1) suivante montre de manière simplifiée le fonctionnement de l'EEPS, où V est le potentiel électrique sur le cylindre interne, L_c la longueur de la colonne, Q le débit d'air à l'entrée de la colonne, r_1 et r_2 les rayons intérieur et extérieur du cylindre.

$$\frac{d_p}{Cu(d_p)} = \frac{2.p.e.V.L_c}{3.\mu.Q.\ln\left(\frac{r_1}{r_2}\right)}, \qquad \textbf{(A-1)}$$

La concentration en particules est déterminée par la mesure du courant électrique au niveau de chacun des électromètres. Les données brutes fournies par cet appareil sont alors récupérées et analysées au niveau d'un logiciel d'acquisition propre. Nous obtenons pour chacun des 32 canaux une concentration en particules en fonction du temps avec une mesure toutes les 0,1 s, soit 10 distributions granulométriques par secondes au maximum. La résolution de cet instrument est donc de 32 canaux également espacés sur une échelle logarithmique entre 5,6 et 560 nm.

A.1.2 Le classificateur électrostatique

La granulométrie des aérosols peut être mesurée à l'aide d'un classificateur électrostatique, en anglais *Scanning Mobility Particle Sizer* (SMPS). Il est constitué d'un neutraliseur et d'un analyseur différentiel de mobilité électrique, en anglais *Differential Mobility Analyzer* (DMA).

Le neutraliseur permet de charger les aérosols suivant une distribution de charge électrique connue. Cet aérosol traverse ensuite l'analyseur de mobilité électrique. Sous l'influence d'un champ électrique, les particules chargées sont déviées ; les particules parvenant à sortir ont alors une mobilité électrique donnée.

De la même manière, cet appareil permet d'effectuer la sélection des particules selon leur diamètre de mobilité électrique.

A.1.2.1 Le neutraliseur : charge des particules

La neutralisation des particules s'effectue à l'aide d'une source radioactive de krypton-85, produisant un nuage d'ions bipolaires. Les aérosols sont alors chargés suivant une distribution de charge connue, proche de l'équilibre de Boltzmann.

Pour des particules dont le diamètre est inférieur à 100 nm et selon Wiedensolher (1988), la fraction de particules portant p charges s'écrit selon la formule empirique (A-2), avec d_p en nanomètres et les coefficients $a_i(p)$ représentés dans le Tableau A-1.

$$f_p = 10^{\left[\sum_{i=0}^{i=5} a_i(p)\left(\log d_p\right)^i\right]} \qquad \textbf{(A-2)}$$

***Tableau A-1**. Coefficients définissant la distribution de charges selon Wiedensolher*

Charge p	$a_0(p)$	$a_1(p)$	$a_2(p)$	$a_3(p)$	$a_4(p)$	$a_5(p)$
-2	-26,3328	35,9044	-21,4608	7,0867	-1,3088	0,1051
-1	-2,3197	0,6175	0,6201	-0,1105	-0,1260	0,0297
0	-0,0003	-0,1014	0,3073	-0,3372	0,1023	-0,0105
1	-2,3484	0,6044	0,48	0,0013	-0,1553	0,0320
2	-44,4756	79,3772	-62,89	26,4492	-5,7480	0,5049

Cet équilibre est représenté sur la Figure A-2. Les particules de l'aérosol polydispersé pourront alors être caractérisées en fonction de leur mobilité électrique, dépendant du nombre de charges portées et de la taille de celle-ci.

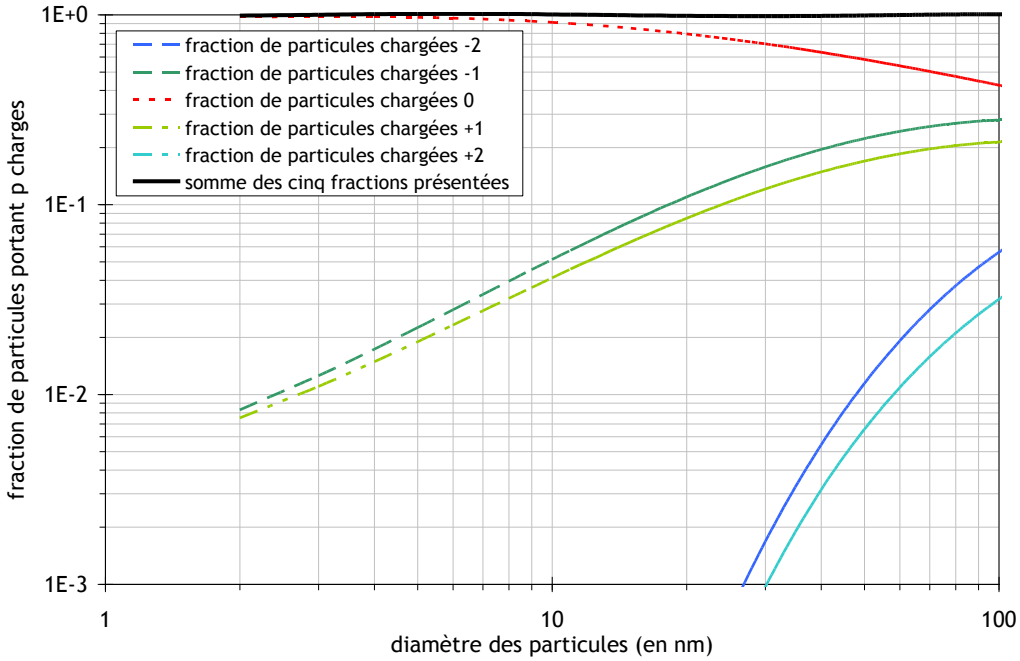


***Figure A-2**. Représentation de la fraction de particules portant p charges pour des particules inférieures à 100 nm selon l'équilibre de Wiedensolher*

A.1.2.2 L'analyseur de mobilité électrique : sélection des particules

Cet aérosol traverse ensuite l'analyseur de mobilité électrique. Le Nano-DMA (Figure A-3) est constitué de deux électrodes cylindriques coaxiales. L'électrode externe est reliée à la masse et l'électrode interne est mise sous une tension négative réglable de 0 V à – 10 000 V. L'aérosol polydispersé est inséré par le haut du DMA à un débit fixé et sous l'influence du champ électrique, les particules chargées sont déviées et traversent un courant d'air propre circulant le long de l'électrode centrale. On obtient ainsi un aérosol monodispersé et chargé positivement.

Le nano-DMA permet de sélectionner des particules dont le diamètre de mobilité électrique est environ inférieur à 100 nm (le diamètre maximal étant lié au débit d'échantillonnage). Lors de l'utilisation du CNC 3025A, la plage d'analyse s'étend de 2,02 nm à 63,8 nm, tandis qu'elle est de 3,22 nm à 105,5 nm avec l'UWCPC 3786.

Pour des aérosols générés dont les particules ont un diamètre supérieur à 100 nm, nous avons utilisé le Long-DMA, pour caractériser leur granulométrie. Son fonctionnement est basé sur la même approche que le Nano-DMA, seule la géométrie de la colonne diffère (Figure A-4). Le CNC 3025A permet de déterminer une granulométrie allant de 5,94 nm à 225 nm, tandis qu'elle est de 9,82 nm à 414 nm avec l'UWCPC 3786.

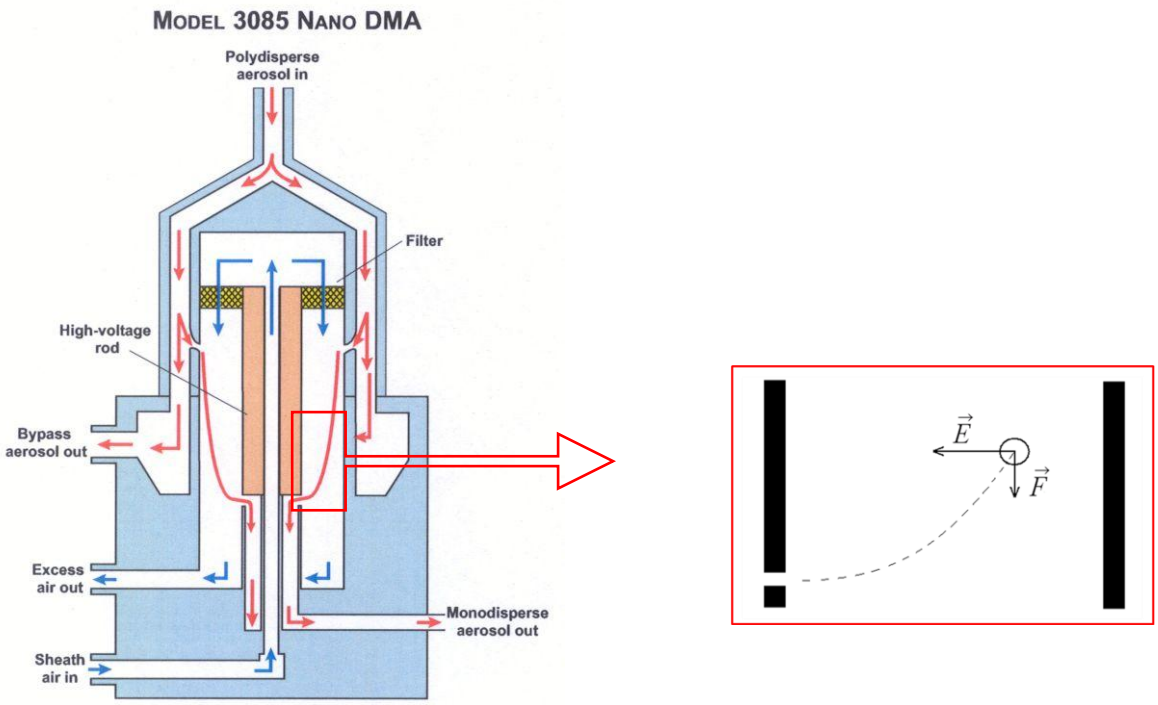


Figure A-3. *Nano DMA de 20,3 cm de hauteur (documentation constructeur) et schéma de la sélection d'une particule en présence d'un champ électrique*

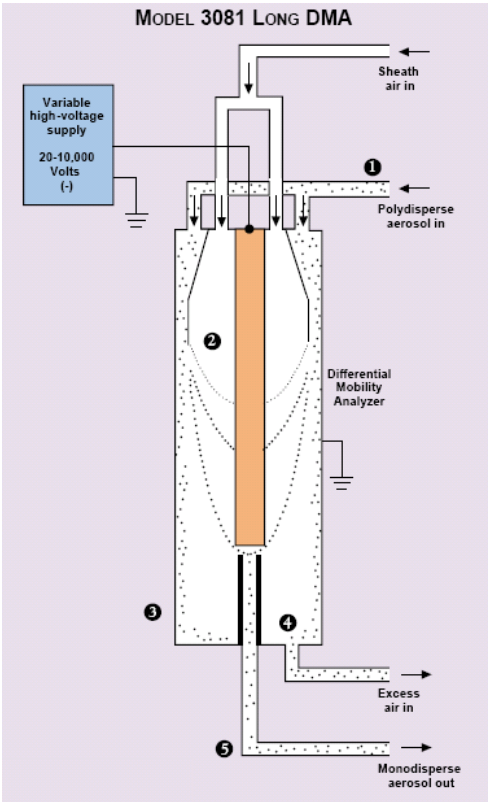


Figure A-4. *Long DMA de 61 cm de hauteur (documentation constructeur)*

La mobilité électrique d'une particule sphérique s'exprime en fonction de son diamètre de mobilité électrique et de sa charge électrique selon la relation (A-3).

$$Z = p.e.\frac{Cu(d_p)}{3\pi\mu d_p}. \qquad \textbf{(A-3)}$$

On peut remarquer que, pour une mobilité électrique sélectionnée par le DMA, des particules de diamètres différents peuvent être sélectionnées en fonction de leur nombre de charges.

En effet, ces particules portant plusieurs charges peuvent aussi être sélectionnées par une mobilité électrique imposée au DMA comme on le voit dans la figure, où le paramètre *Cu/dp* est propre à une taille de particule donnée (Figure A-5).

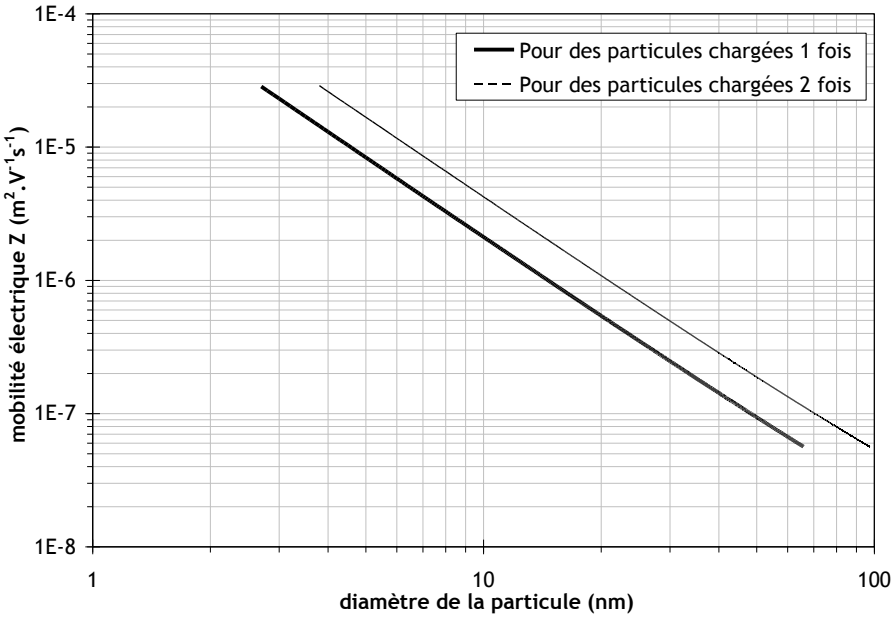


***Figure A-5**. Mobilité électrique Z sélectionnée en fonction du diamètre des particules et des caractéristiques de l'instrument, à 20 °C*

Il est donc important de savoir quelle est la part de particules chargées plusieurs fois dans l'aérosol sélectionné par le DMA, et donc quelle est son influence sur la perméance mesurée expérimentalement. Dans le but de se prémunir d'un effet de ces charges multiples sur nos mesures de perméance, comme de facteur de protection, la sélection des particules est effectuée dans la gamme des particules les plus grosses de la génération, c'est à dire dans la partie droite de la granulométrie de l'aérosol.

A.1.3 La prise en compte des charges multiples

Comme il a été présenté précédemment, la sélection de la taille des particules par la mobilité électrique dans le DMA peut entraîner la sélection de particules de diamètres différents si celles-ci portent plusieurs charges. Cet écart de sélection est illustré par la Figure A-5. Or il a été montré sur la Figure A-2 que seules les particules bichargées pouvaient avoir une influence sur l'aérosol global sélectionné.

Théoriquement, ces particules ayant plusieurs charges électriques peuvent donc influencer la mesure de la perméance de la manière suivante (A-4), où *R* représente les parts (en pourcentage) de concentrations réelles en particules selon la charge portée dans l'aérosol d'essai et *P* les perméances réelles pour la taille de particule sélectionnée.

$$P_{\text{aérosol généré}}\left(\text{tension de sélection}\right) = R\left(d_{p1};+1\right).P_{+1}\left(d_{p1}\right) + R\left(d_{p2};+2\right).P_{+2}\left(d_{p2}\right), \qquad \textit{(A-4)}$$

A.2 La mesure de la concentration en particules

Les performances des media et des appareils de protection respiratoires sont calculées à partir des mesures de concentrations en particules amont et aval. Elles sont obtenues à partir de compteurs de particules. Pour la mesure de la perméance des media (chapitre 2), on utilise un compteur de particules TSI modèle 3025A (CNC). Les facteurs de protection calculés dans les deux derniers chapitres sont obtenus à l'aide d'un compteur de particules TSI modèle 3786 (UWCPC).

A.2.1 Le compteur de particules CNC 3025A

La Figure A-6 représente le schéma de principe de fonctionnement de ce compteur de particules, capable de mesurer des concentrations allant de 0,01 particules/cm^3 à 9,99.10^4 particules/cm^3.

Pour détecter les particules, l'aérosol est introduit au-dessus d'un réservoir de butanol (le saturateur) chauffé à 37°C où l'air se sature de butanol avant de passer dans un condenseur dont les parois sont refroidies à 10°C. Les vapeurs de butanol se condensent alors sur l'aérosol, ce qui augmente la taille des particules qui seront ainsi facilement détectables à l'aide d'un photodétecteur.

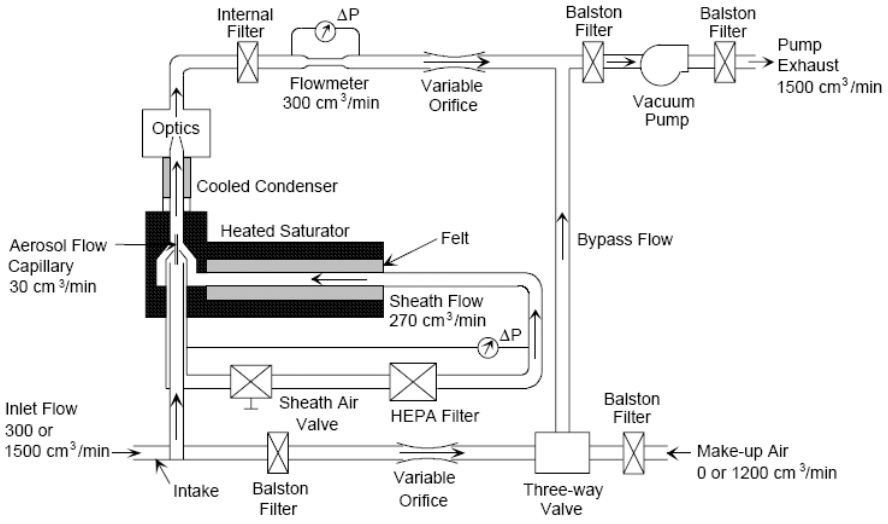


***Figure A-6**. Représentation schématique du Condensation Nucleus Counter modèle 3025A (documentation constructeur)*

Deux modes de comptage sont utilisées par ce CNC, selon la concentration en particules entrant dans l'instrument.

- Pour des concentrations au-dessous de 10^4 part./cm^3, chaque pulse de lumière diffusée par une particule indépendante est compté sur le temps réel.
- Pour des concentrations entre 10^4 part./cm^3 et 10^5 part./cm^3, afin de pouvoir discrétiser les particules, le temps total pendant lequel une particule est détectée est appelé « temps mort ». Les particules sont alors détectées sur un temps appelé temps de vie du comptage, qui est la différence entre le temps d'échantillonnage et la somme des temps morts accumulés pendant l'échantillonnage. C'est ce qui est appelé la correction de coïncidence.

Le compteur permet alors d'obtenir deux types de données : une concentration (l'écran du CNC affiche la moyenne en continu), ou un nombre de particules.

Notons que le CNC ne tient pas compte de la correction de coïncidence sur le comptage lorsque la concentration est supérieure à 10^4 particules/cm^3.

Par l'équation (A-5) suivante, on peut remonter du comptage indiqué à la concentration, où t est le temps de comptage, N le nombre de particules comptées et Q = 0,5 cm^3/s.

$$C = \frac{N}{t.Q} = \frac{N}{t.0,5} \qquad \textit{(A-5)}$$

En effet, des mesures de correspondance entre comptage et concentration montrent que lors du dépassement de la concentration de 10^4 part./cm^3, la correction de coïncidence est prise en compte par l'instrument dans le cas des mesures en concentration mais pas lors des mesures en mode comptage.

Dans nos calculs de perméance du chapitre 2, nous utilisons des mesures de comptage. Cela implique d'utiliser les valeurs de concentration pour calculer le nombre de particules correspondant.

A.2.2 Le compteur de particules UWCPC 3786

Cet instrument utilise la même méthode de détection que le CNC 3025A. Cependant, l'UWCPC 3786 utilise une solution d'eau déminéralisée, permettant une meilleure détection des particules submicroniques. La Figure A-7 représente un schéma de principe de fonctionnement du compteur à noyau de condensation modèle 3786.

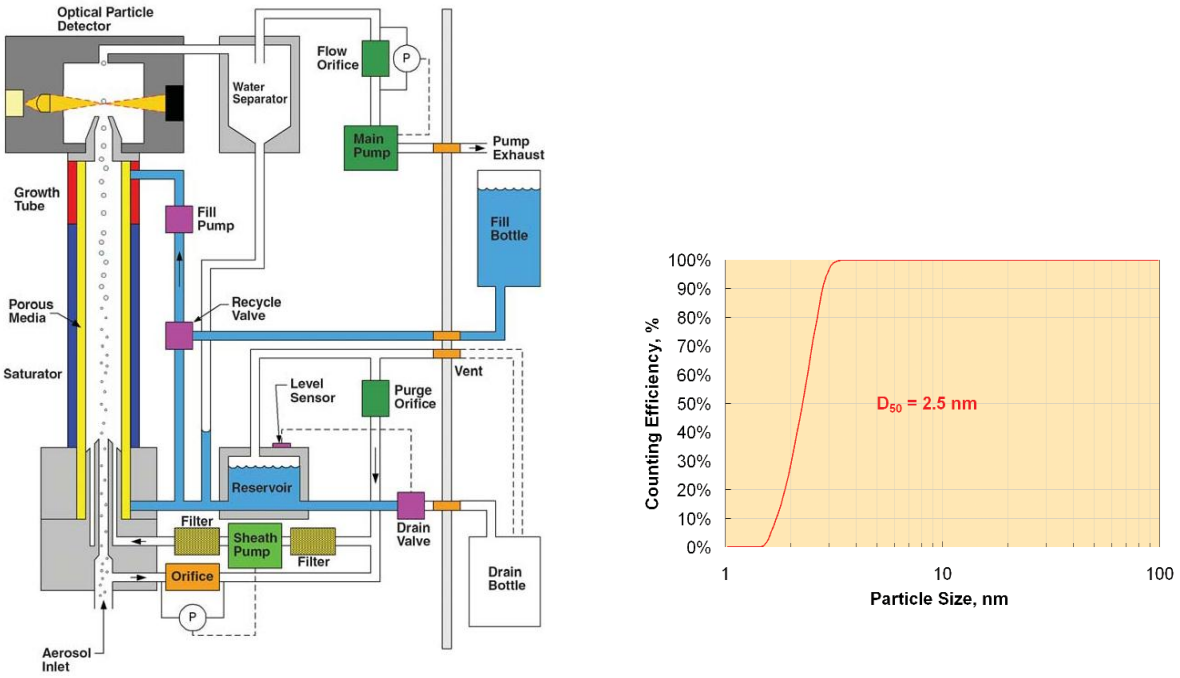


***Figure A-7**. Représentation schématique de l'Ultrafine Water-based Condensation Particle Counter modèle 3786 et son efficacité de comptage (documentations constructeur)*

L'échantillon d'aérosol prélevé avec une débit de 0,3 L/min, traverse un saturateur chauffé et est ensuite refroidi dans un condenseur. La vapeur d'eau est diffusée dans le condenseur produisant les conditions de sursaturation. Les particules, qui sont présentes dans le flux de l'échantillon, servent de noyaux de condensation pour la vapeur d'eau. Cette condensation permet de faire croître rapidement les particules en gouttelettes qui passent ensuite par un détecteur optique. Elles sont alors détectées et comptées facilement.

Trois modes de comptage sont utilisées par ce compteur, selon la concentration en particules entrant dans l'instrument.

- Pour la mesure de concentrations faibles, chaque particule individuelle est détectée par le système optique. La concentration en particules est donc déterminée par le nombre de particules détectées en fonction du temps d'échantillonnage. C'est le mode de comptage en temps réel.
- Lorsque la concentration en particules augmente, les particules ne peuvent plus être détectées individuellement. Le compteur fait une correction de coïncidence.
- Pour des concentrations au-dessus de 10^5 part./cm^3, la concentration en particules est estimée par le mode photométrique. Le compteur de particules estime la concentration en particules à partir de calibrations de l'instrument.

Dans notre banc d'essai (ETNA) les mesures de concentration sont collectées à l'aide d'un programme permettant de récupérer toutes les données accessibles du compteur de particules, telles que le temps d'échantillonnage, le temps de vie, le nombre de particules collectées et la mesure photométrique.

La concentration en particules, calculée selon les différents modes de comptage, est représentée dans la Figure A-8. Lorsque l'appareil ne fonctionne pas en mode photométrique, la correspondance entre le nombre de particules détectées N et la concentration C est donnée par l'équation (A-6), où Q est le débit d'échantillonnage égal à 5 cm^3/s.

$$C = \frac{N}{t.Q} = \frac{N}{t.5} \qquad \textbf{(A-6)}$$

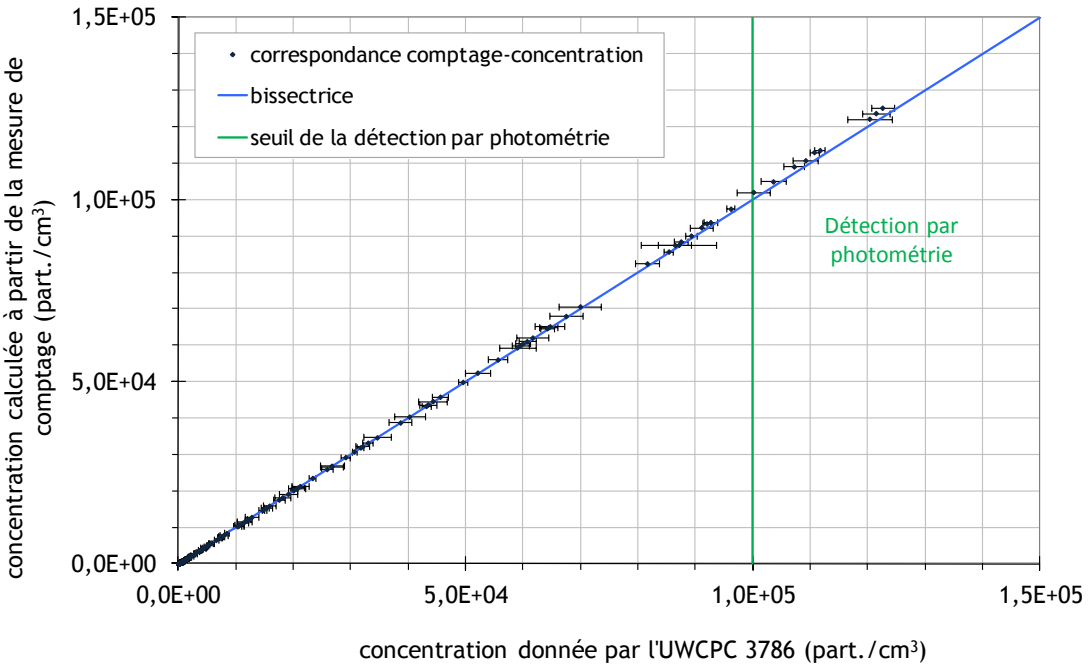


***Figure A-8**. Graphique de correspondance entre comptage et concentration de l'UWCPC 3786*

On remarque que lorsque le compteur de particules est utilisé pour des concentrations supérieures à 10^5 part./cm^3, la différence entre les concentrations estimées par le mode photométrie et calculées à partir du nombre de particules est de plus en plus importante. La concentration calculée par la mesure de comptage est légèrement inférieure à celle estimée par le mode photométrique.

Dans nos calculs de facteurs de protection, les concentrations utilisées sont inférieures à 10^5 part./cm^3. Seuls les calculs de facteurs de protection globaux utilisent des concentrations amont estimées en fonction du mode photométrique. En effet, du fait de la très grande efficacité des appareils de protection respiratoire en pose scellée, cette méthode de mesure de la concentration est la seule pouvant donner une estimation des performances des APR testés.

A.2.2.1 Correspondances entre les débits d'échantillonnages en amont et en aval de l'appareil de protection respiratoire testé

Les mesures de concentration sont fortement influencées par la stabilité du débit d'échantillonnage entrant dans le compteur de particules. Cependant, la mesure aval peut être fortement influencée par le fait que la respiration imposée entraîne des différences de pression à l'intérieur du masque.

L'utilisation d'un CNC 3025A pour la mesure des facteurs de protection n'a pas été envisageable car les mesures ont montré qu'il ne supportait pas ces changements de pressions, sa pompe n'étant pas suffisamment performante. L'UWCPC 3786, modèle plus récent, possède une pompe plus performante et supporte mieux ces changements de pression dus à la respiration.

Par le montage de la Figure A-9, nous avons relevé les gammes de débits aérosols, pression en entrée, et concentration mesurées, dans les différentes configurations de simulation sinusoïdale de la respiration préenregistrées dans le simulateur respiratoire (Tableau A-2). Ces trois cycles respiratoires testées représentent une gamme de rythme de travail de peu intense à très intense.

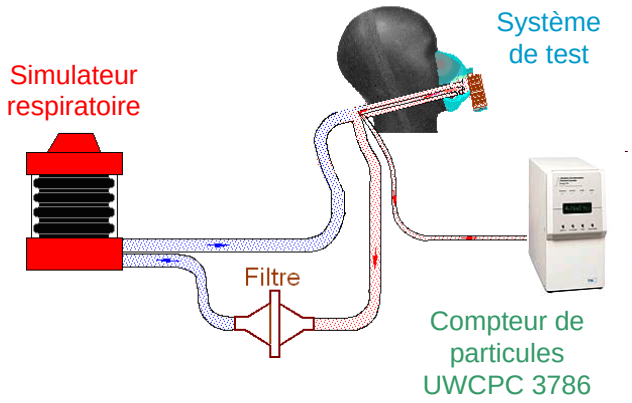


***Figure A-9**. Montage de tests du système de test*

***Tableau A-2**. Mesure de débit, pression et concentration dans le système de test*

Cycles ventilatoires testés	Pose normale du masque			En appuyant sur le masque pour faire étanchéité		
	Débit d'aérosol (cm^3/min)	Pression en entrée (mbar)	Concentration mesurée à l'intérieur du masque (part./cm^3)	Débit d'aérosol (cm^3/min)	Pression en entrée (mbar)	Concentration mesurée à l'intérieur du masque (part./cm^3)
$\dot{V}_{min}$ =55 L/min. V_T =2,2 L f_r =25 cy./min.	298 à 301	980 à 982	entre $1,4.10^3$ et $1,8.10^3$	299 à 301	979 à 983	entre 750 et $1,2.10^3$
$\dot{V}_{min}$ =50 L/min. V_T =2 L f_r =25 cy./min.	298 à 300	980 à 983	entre $1,5.10^3$ et $1,8.10^3$	299 à 302	979 à 983	entre 850 et $1,0.10^3$
$\dot{V}_{min}$ =100 L/min. V_T =2,5 L f_r=40 cy./min.	297 à 303	978 à 983	entre $1,4.10^3$ et $1,9.10^3$	300 à 303	977 à 984	entre 900 et $1,2.10^3$

Les différences de pressions, et donc les mesures de débit de prélèvement des aérosols dans l'instrument ne sont pas altérées. On peut voir que l'erreur mesurée sur le débit d'aérosols est inférieur à 5 % (Figure A-10).

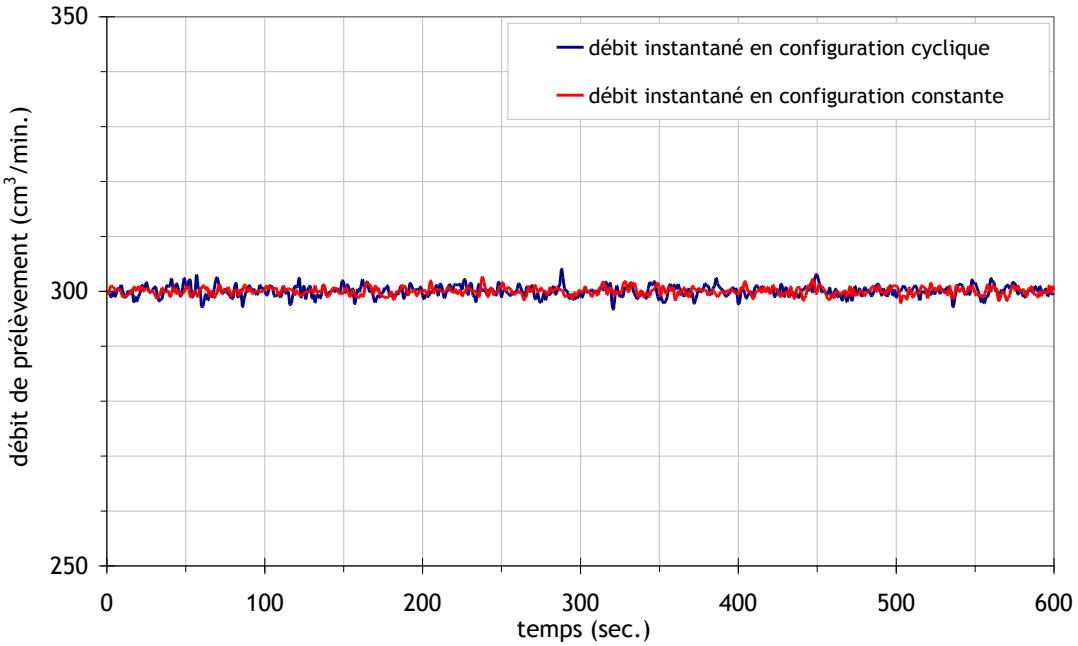


***Figure A-10**. Comparaison des débits de prélèvement de l'UWCPC dans les deux configurations d'essai*

Annexe B

Distribution granulométrique de l'aérosol nanométrique

Dans le cas où il est impossible d'utiliser une source radioactive afin de charger l'aérosol mesuré, nous avons voulu tester deux autres méthodes de caractérisation de la granulométrie de l'aérosol.

La première solution a été de trouver une autre méthode pour charger les particules en conservant le SMPS. Cela a pu se faire par ionisation d'un air de dilution. La seconde a été d'utiliser l'EEPS présenté précédemment et de comparer les résultats obtenus avec l'appareil à ceux mesurés à l'aide du SMPS. Ces essais ont été effectuées à l'aide du banc FANA.

B.1 Mode de charge de l'aérosol sur la granulométrie obtenue au SMPS (source de krypton *versus* ionisation de l'air)

B.1.1 Montages pour la comparaison des deux instrumentations

En l'absence de la source radioactive permettant de charger les particules de l'aérosol, en amont du DMA, un air ionisé, apporté par dilution à l'aérosol d'essai, nous permet de charger ces particules. Un permier inconvénient de cette méthode est l'apport d'un air ionisé qui dilue la concentration en aérosols.

Une première série d'essais a consisté ici à estimer la diminution en concentration des différents montages lors de l'apport d'une dilution d'air ionisé et dans les différentes configurations du banc FANA testées. On se fixe un débit de dilution de 20 L/min (correspondant à environ dix fois le débit de génération). Pour cela, trois montages ont étés utilisés sur le banc FANA ; ceux-ci sont présentés dans la Figure B-1 suivante. La génération des nanoparticules est suivie d'un tube d'injection d'air de dilution. Cet air de dilution peut être ou non ionisé selon les configurations. Une sortie de rejet avec filtre ainsi qu'un CNC 3022 permettent de surveiller la stabilité de la concentration totale générée. En sortie de génération se trouve le SMPS, dans laquelle la source de krypton 85 peut être ou non utilisée.

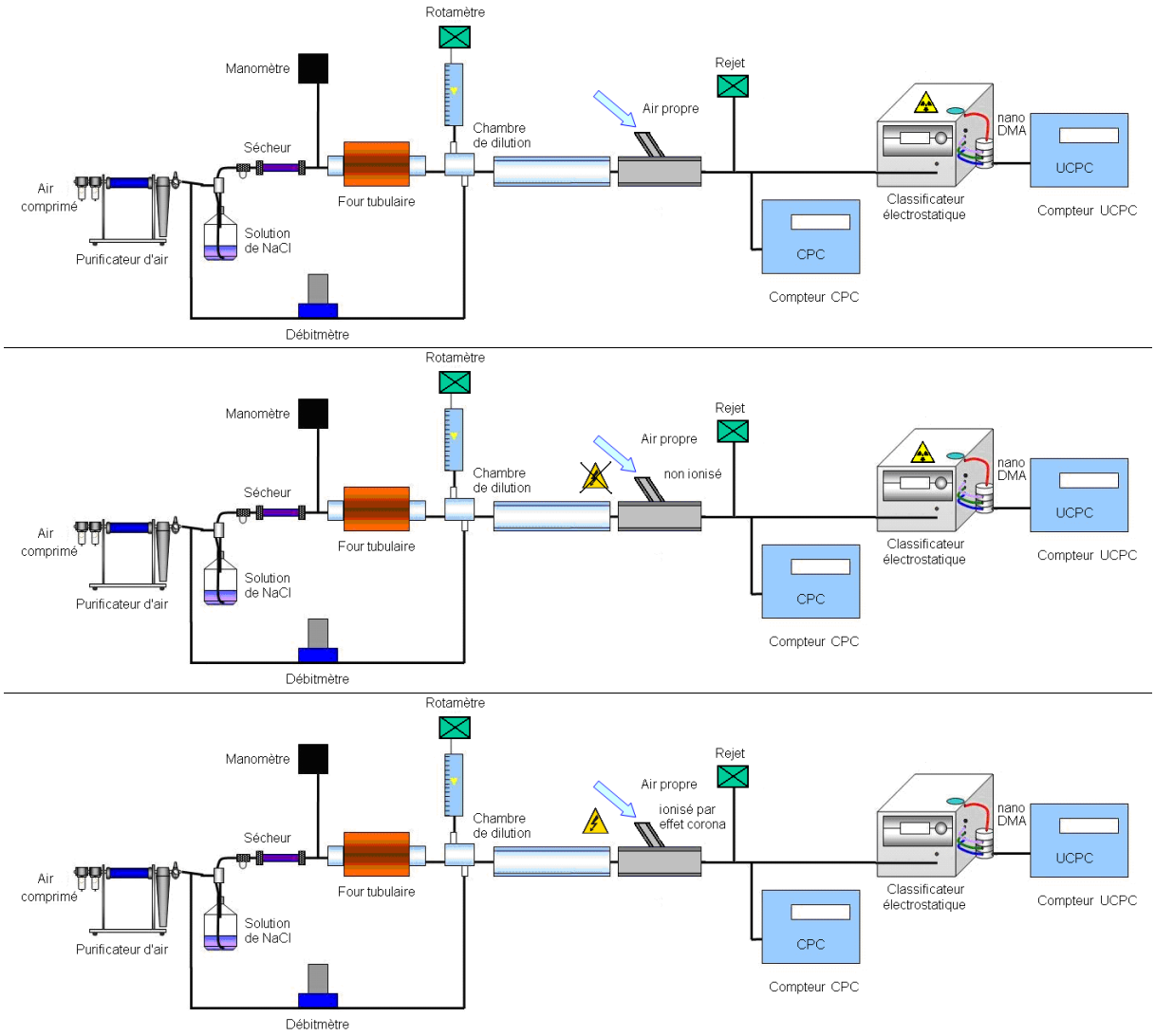


***Figure B-1**. Montages (1, 2 et 3) de comparaison des granulométries SMPS avec la source de krypton et avec l'air d'ionisation*

Le premier montage permet de présenter la granulométrie d'origine de nos expériences, en utilisant le SMPS avec la source de kr 85, puis de vérifier la granulométrie diluée à 20 L/min. Le deuxième montage permet de mesurer la granulométrie diluée, lors de l'ajout de l'air propre de dilution à travers la tête d'ionisation. Nous devons théoriquement trouver la même granulométrie dans ces deux dernières configurations. Enfin, le montage 3 permet de déterminer la granulométrie lors de l'ionisation de l'air ajouté au montage, et sans l'utilisation de la source radioactive dans le SMPS.

B.1.2 Comparaison des granulométries selon les configurations

Les granulométries ont étés obtenues dans un premier temps à l'aide du montage 1 sans, puis avec une dilution de 20 L/min. Ensuite, on compare les granulométries lorsque l'aérosol est chargé par la source de krypton 85 ou lorsque l'aérosol est chargé à l'aide de l'ionisation d'air (Figure B-2).

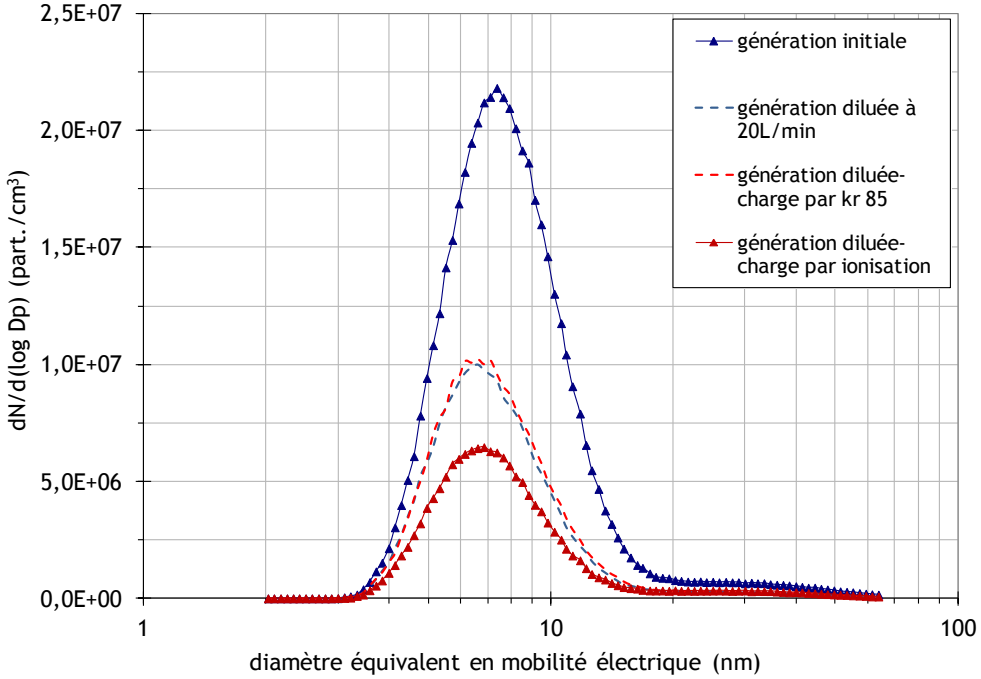


***Figure B-2**. Granulométries obtenues lors de l'utilisation des 3 montages*

Les granulométries présentées ici semblent disposer des mêmes caractéristiques, seule la concentration d'aérosols détectés diminue lors de l'utilisation de l'air ionisé. Les caractéristiques de ces granulométries sont présentées dans le Tableau B-1.

***Tableau B-1**. Caractéristiques de granulométries obtenues*

	génération initiale	**Génération diluée à 20 L/min**	**Génération diluée charge par krypton**	**Génération diluée charge par ionisation**
diamètre géométrique moyen (nm)	8,02	7,38	7,45	7,75
Ecart type géométrique	1,50	1,50	1,50	1,60
Concentration totale (part./cm^3)	7,62.10^6	3,35.10^6	3,50.10^6	2,29.10^6

B.1.3 Comparaison des pourcentages d'aérosols chargés soit par la source de Krypton, soit par l'ionisation de l'air

Des essais complémentaires ont été effectués afin d'estimer la part de particules chargées une fois lors de l'utilisation de la source de Krypton et lors de l'utilisation de l'apport d'air ionisé.

Le DMA sélectionne les particules chargées une fois, soit pas la source de Krypton, soit par l'ionisation de l'air. La mesure de la concentration de ces particules monochargées est alors mesurée à l'aide d'un compteur de particules modèle 3025A, en parallèle de la concentration totale entrant dans le SMPS, mesurée par un CNC 3022. Les pourcentages de particules chargées en fonction du mode de charge de l'aérosol sont présentés dans la Figure B-3.

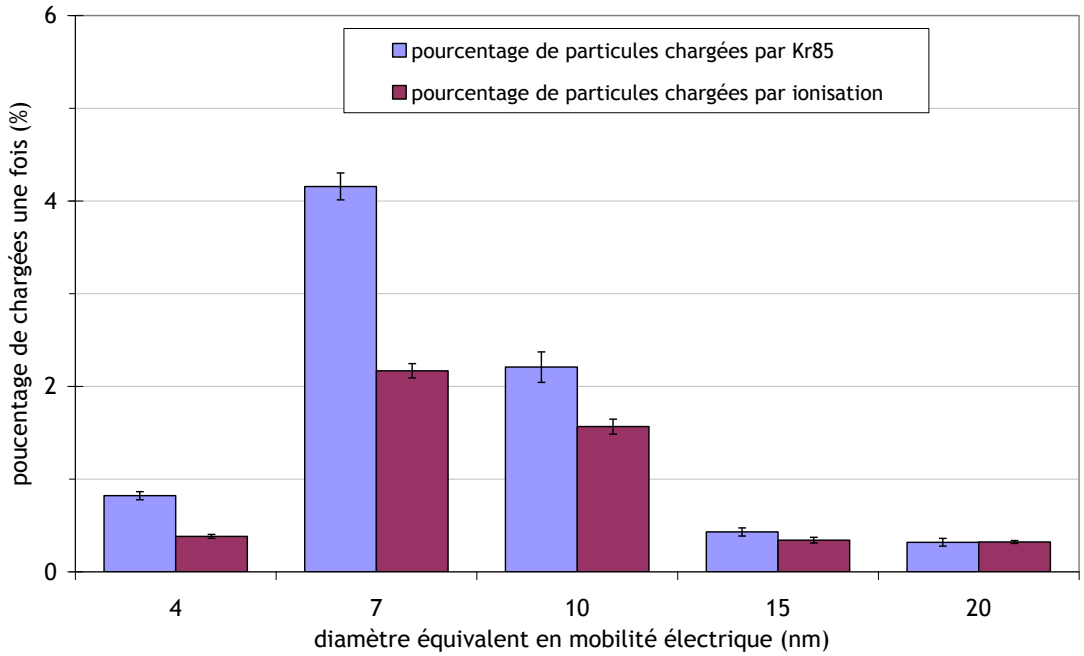


***Figure B-3**. Pourcentages de particules monochargées selon le mode de charge*

On remarque que l'allure des pourcentages de particules portant une charge est proche, mais ces mesures ne permettent pas de montrer si l'aérosol chargé par ionisation a une distribution en charge proche de l'équilibre de Boltzmann.

Cette étude de comparaison de l'état de charge de l'aérosol selon la méthode demande donc d'être approfondie, notamment dans le cas de la charge de l'apport d'air ionisé.

B.2 Comparaison des granulométries obtenues par l'EEPS avec celles obtenues par le SMPS

B.2.1 Montage pour la comparaison des deux instruments en parallèle

Le montage utilisé pour la comparaison des granulométries calculées par le SMPS et par l'EEPS, réalisées sur le banc de mesure FANA, est présenté dans la Figure B-4.

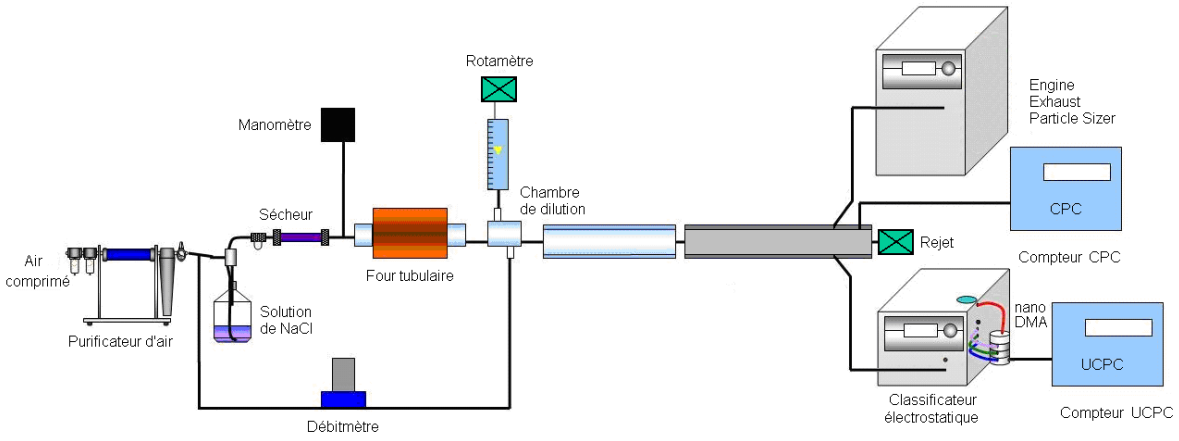


***Figure B-4**. Granulométries obtenues lors de l'utilisation des 3 montages*

La génération des nanoparticules est associée à un tube de prélèvement symétrique pour les prélèvements EEPS et SMPS. Un CNC 3022 permet de surveiller la stabilité de la concentration totale générée. La même longueur de tuyaux a été utilisée pour les prélèvements des deux instruments. L'air comprimé envoyé à l'atomiseur est réglé à 35 psi (ce qui correspond à un débit en sortie de l'atomiseur d'environ 3 L/min), le débit de dilution est réglé à 30 L/min. L'EEPS ayant un débit d'échantillonnage de 10 L/min et le SPMS de 1,5 L/min, nous avons un débit suffisant pour comparer les deux instruments.

Ces essais ont été réalisés (Figure B-5) pour des températures de four allant de 600 °C à 750 °C (solution à 0,1 g/L) et pour des concentrations en NaCl allant de 0,1 g/L à 0,8 g/L dans la solution de base(température fixée à 750 °C).

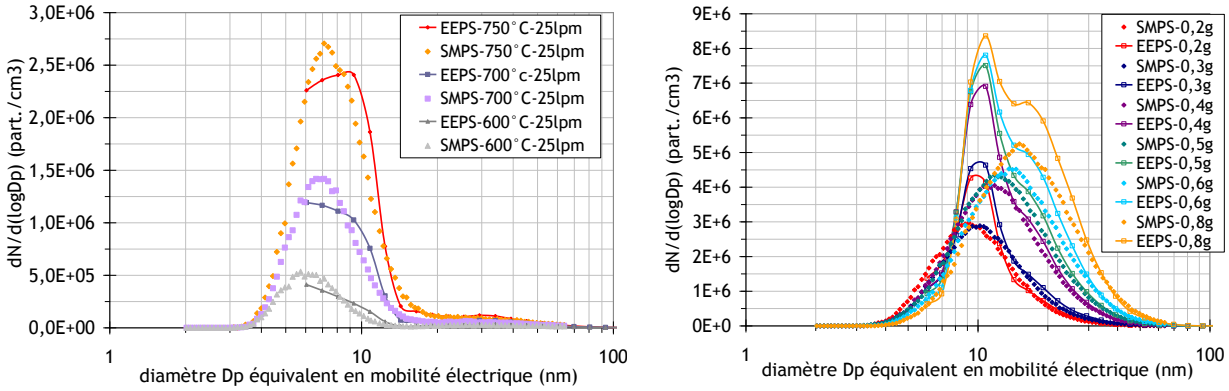


***Figure B-5**. Comparaison des granulométries calculées par le SMPS et par l'EEPS*

Dans le cas de la génération d'aérosols de très petite taille (de l'ordre de 10 nm), la faible résolution de l'EEPS ne permet pas de caractériser ces aérosols. Dans le cas des aérosols obtenus pour des solutions de différentes concentration, le pic centré à 10 nm, présent dans toutes des granulométries données par l'EEPS, n'est pas perçu par le SMPS. Celui-ci n'a pas pu être expliqué.

Cependant, dans le cas où des aérosols de l'ordre de 50 à 100 nm sont générés, les granulométries calculées par le SMPS et celles calculées par l'EEPS sont comparables.

Annexe C

La validation du banc d'essai ETNA

Cette annexe présente toutes les expériences préliminaires effectuées afin de valider et caractériser le banc d'essai ETNA : de la veine de recirculation à la chambre de test, mais aussi la génération des particules nanométriques.

C.1 Validation du banc ETNA

C.1.1 Propreté de la veine de recirculation

Des mesures de concentration en particules, à l'aide du compteur UWCPC 3786, ont permis de vérifier la propreté du banc de confinement. Celui-ci est bien en surpression et propre. En effet, les mesures de concentration montrent un bruit de fond d'en moyenne une particule toutes les 6 minutes(Figure C-1).

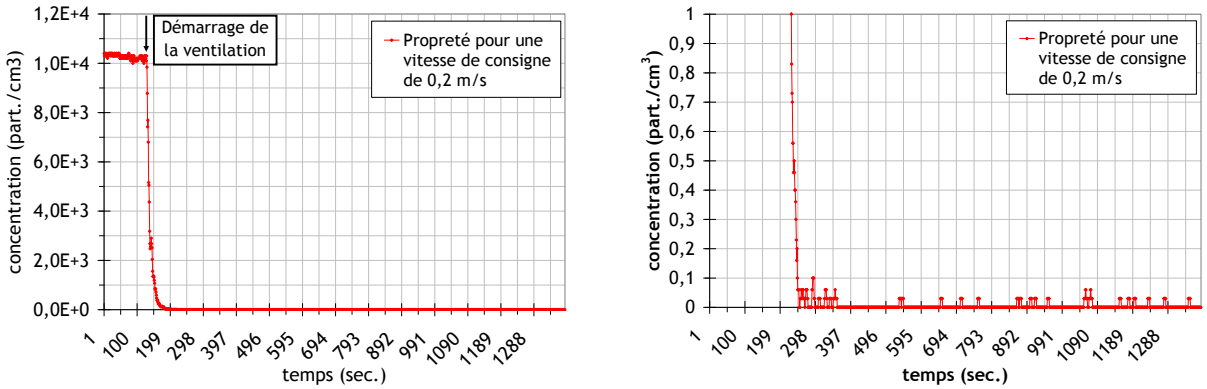


***Figure C-1**. Propreté particulaire du banc de confinement*

C.1.2 Caractéristiques des réglages de la chambre

Le banc de test ETNA est géré par le logiciel « Banc APR – Centre de contrôle » (Figure C-2). Celui-ci permet de régler les paramètres dans la chambre de test : la vitesse d'écoulement, l'hygrométrie ainsi que l'activation du système de confinement autour du banc.

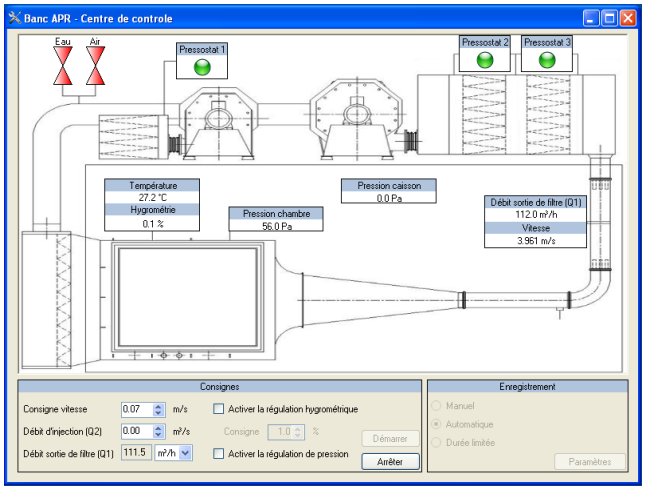


***Figure C-2**. Logiciel de contrôle du banc ETNA « Banc APR - Centre de contrôle »*

Un module spécifique permet de régler les modalités d'enregistrement des paramètres du banc (vitesse de consigne, température et humidité relative dans la chambre de test, différence de pression entre la chambre et le système de confinement et différence de pression entre système de confinement et le laboratoire).

C.1.3 Vérification de la vitesse proche de la tête Sheffield

Les expériences ont été réalisées avec un débit d'injection de 0,0015 m^3/s (5 L/min de débit de génération et 90 L/min de débit de dilution) et une vitesse de consigne de 0,07 m/s. Les paramètres sélectionnés ici permettent d'avoir une vitesse d'écoulement moyenne dans la chambre inférieure à 0,4 m/s (Figure C-3). Cette vitesse a été mesurée à l'aide d'anémomètres omnidirectionnels DANTEC. La position de l'anémomètre, présentée dans la même figure, est la position à laquelle sera toujours placée la tête Sheffield dans la chambre de test. Cette vitesse d'air relativement calme permet de s'assurer qu'il n'y a pas de perturbations à attendre du flux d'air autour de la tête sur les prélèvements en aérosol ambiant.

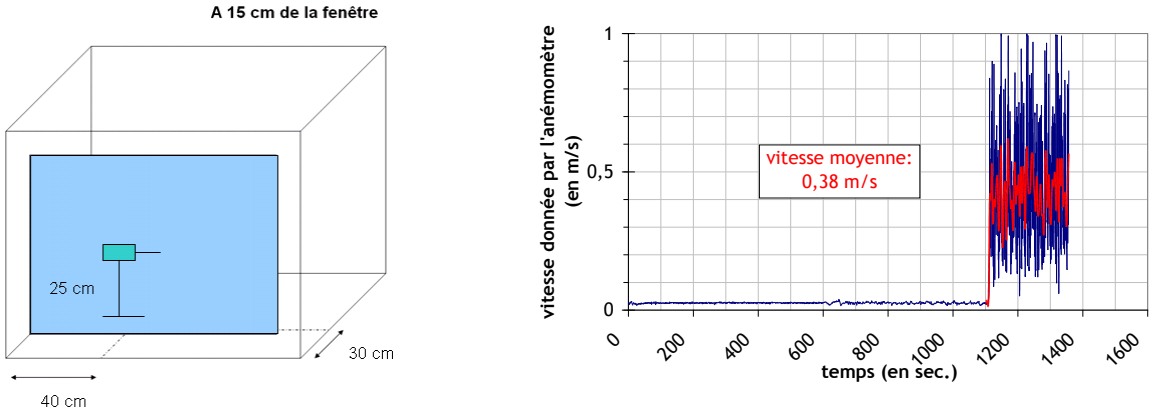


***Figure C-3**. Positionnement de l'anémomètre et une mesure de vitesse dans la chambre de test*

C.2 Validation de la génération nanométrique

C.2.1 Le dimensionnement du four tubulaire et la chambre de condensation

Le four tubulaire et la chambre de condensation sont des éléments qui viennent en complément du générateur pour obtenir une granulométrie plus fine de l'aérosol.

Le four tubulaire NABERTHERM, prévu pour être utilisé après la thèse pour une production de nanoparticules de nature métallique, a une température de chauffe qui peut monter jusqu'à 1 800 °C. Sa section de traverse a un diamètre de 100 mm et une longueur de 1020 mm, ce qui permet de générer une grande quantité d'aérosols nanométriques. Un mode opératoire a été mis en place pour l'utilisation de ce four tubulaire (référencé LPMA/BACCARA/MOP-09).

Des mesures de concentration en particules, à l'aide du compteur de particules UWCPC 3786, ont permis de valider l'étanchéité du four. La mesure de la propreté du four, nous donne moins de 60 particules sur 2h00 de mesure.

Des mesures de températures ont étés effectuées sur la céramique et aux brides dans le but de les optimiser. En effet, les brides prévues à l'origine (à l'entrée et à la sortie du four) sont utilisées avec un circuit de refroidissement. Cependant, ce refroidissement à la sortie du four pourrait perturber notre génération de nanoparticules, il a donc fallut modifier la bride de sortie, avant l'entrée dans la chambre de condensation. Cette modification de la bride a été proposée en même temps que la conception de la chambre de condensation et intégrée à sa construction.

La chambre de condensation a été conçue sur le modèle de la chambre de condensation du banc FANA. Les simulations de températures en sortie de la chambre de condensation (Figure C-4) effectuées par le Laboratoire d'Etudes et de Modélisation en Aérodispersion et Confinement (LEMAC) confirment les valeurs prévues et mesurées en génération dans le banc FANA, pour un débit de génération de 8,3 L/min et un débit de dilution de 90 L/min.

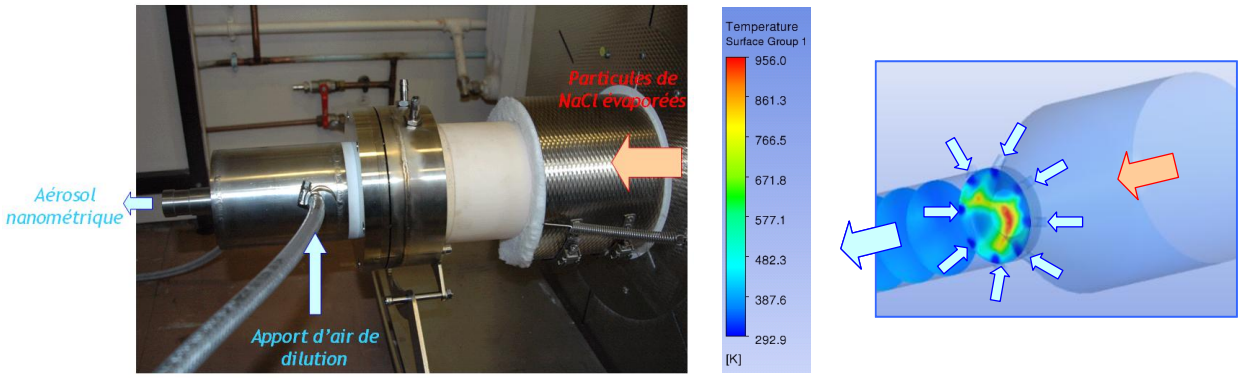


***Figure C-4**. Schématisation de la génération de particules nanométriques par le système d'évaporation/condensation et simulation des températures en sortie de la chambre de condensation*

La bride d'origine, toujours positionnée en entrée, ainsi que la bride améliorée située à la sortie du four sont visibles Figure C-5. Des mesures de températures du métal (en rouge), de la céramique (en rouge) et du gaz (en bleu), ont été reportées sur l'image de la sortie du four. Celles-ci ont été effectuées à l'aide d'un thermocouple pour estimer la diminution des températures en sortie du four, lorsque le système de refroidissement est en fonctionnement et que la température de consigne du four est réglée à 800 °C. La température de l'aérosol produit en sortie est suffisamment basse pour que la génération des nanoparticules ait lieu. Notons que cet aérosol sera encore dilué lors de son injection dans le banc ETNA.

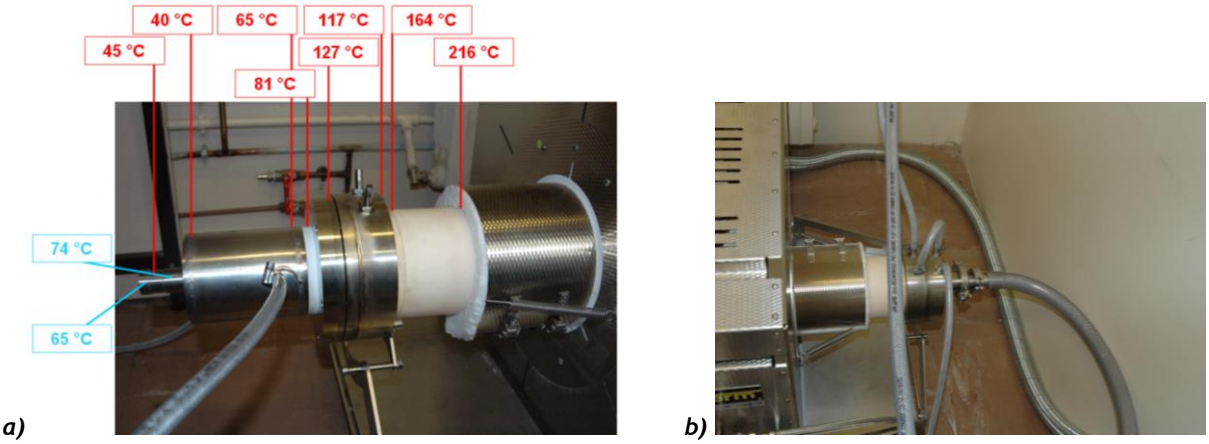


***Figure C-5**. Bride de sortie (a)) et d'entrée (b)) du four tubulaire*

C.2.2 Génération des particules nanométriques

La génération de particules dans la gamme nanométrique a été obtenue par la méthode d'évaporation/condensation. Ce processus permet d'évaporer le matériau (ici du NaCl), le transporter à l'aide d'un gaz porteur, puis de le condenser par refroidissement pour former des particules ultrafines.

Le processus de formation des aérosols nanométriques est géré par le mélange de la vapeur avec l'air froid de dilution. Du fait de ce refroidissement rapide, le taux de saturation obtenu est très grand. Les particules primaires générées sont donc produites presque instantanément par nucléation, puis l'aérosol subit son vieillissement par le processus de coagulation. Par conséquent, la distribution en taille de l'aérosol généré peut être suivie selon le phénomène d'auto-préservation pour la coagulation brownienne (Friedlander, 2000).

En effet, si l'on considère nos particules nucléées de NaCl dans notre gaz de transport, considéré comme un gaz parfait. Le mouvement des particules unitaires de NaCl dans ce gaz est brownien, et elles constituent elles-mêmes un gaz parfait. Ainsi, tout le processus de coagulation dépend de l'efficacité des collisions. Nos particules ayant des diamètres très inférieurs à la valeur du libre parcours moyen, nous nous trouvons dans le régime moléculaire.

Dans le cas où l'on considère un aérosol monodispersé, l'évolution au cours du temps de la concentration en particules par le processus de coagulation et lorsqu'on est dans le domaine moléculaire (paramètre de Knudsen *Kn* très supérieur à 1) est donnée par l'équation (C-1).

$$\frac{dN_\infty(t)}{dt} = -\frac{1}{2} K.\beta.\phi^{1/6}.N_\infty(t)^{11/6} \quad \text{pour } Kn >> 1 \qquad \textbf{(C-1)}$$

où *K* est le paramètre de collision dans le domaine moléculaire défini par (C-2).

$$K = \left(\frac{3}{4\pi}\right)^{1/6} . \left(6.k_B \frac{T}{\rho_p}\right)^{1/2} \qquad \textbf{(C-2)}$$

La concentration en nombre au temps t, $N_\infty(t)$, dépend alors de la concentration initiale en nombre, $N_\infty(0)$, selon l'équation (C-3). La constante β est égale à 6,67 (Friedlander, 2000). Cette concentration initiale, (C-4), dépendant du nombre de molécules à $t = 0$ et du volume adimensionnel ϕ.

$$N_\infty(t) = N_\infty(0)\left[1 + \frac{5}{12}.K.\beta.\phi^{1/6}.N_\infty(0)^{5/6}.t\right]^{-6/5} \qquad \textbf{(C-3)}$$

$$N_{\infty}(0)=\rho_p.\phi.\frac{N_A}{M} \qquad \textbf{(C-4)}$$

Cette équation permet d'exprimer la solution non analytique de la fonction de distribution correspondante à notre génération, *n(u,t)*. En effet, selon le phénomène d'auto-préservation, nous pouvons connaître *n(v,t)* pour des particules de volume *u*, et suivant le volume adimensionnel ϕ du montage, en fonction de la fonction adimensionnelle *ψ(ξ)*.

Cette fonction *ψ(ξ)* dépend uniquement du paramètre sans dimension *η*, défini par (C-5).

$$v=\xi.\frac{\phi}{N_{\infty}(t)} \text{ et } n(u,t)=\psi(\xi).\frac{N_{\infty}^2(t)}{\phi} \qquad \textbf{(C-5)}$$

A l'aide de ces équations il est donc possible de calculer la distribution en nombre résultante et les paramètres de la distribution qui correspondent, tels que le diamètre moyen des particules, l'écart type géométrique et la concentration totale en nombre.

De cette présentation simplifiée, nous pouvons conclure que les paramètres clés pour la production de nanoparticules par cette méthode sont :

- le temps de résidence des particules dans la chambre de condensation,
- le débit volumique de NaCl, relié au débit de refroidissement (pour la détermination du volume adimensionnel du montage).

Ils influencent la taille des particules autant que la concentration en nombre de celle-ci. On peut donc noter que la température du four n'est pas un paramètre important dès lors que la vaporisation complète du sel est garantie.

En 1987, Bartz *et al.* ont montré que la distribution en taille des particules générées par cette méthode est une distribution lognormale, avec un écart-type géométrique égal à 1,4.

C.2.3 Les paramètres de fonctionnement de la génération des particules nanométriques

Afin de déterminer la température expérimentale minimum nécessaire pour accomplir la vaporisation complète des particules de NaCl, l'évolution de la granulométrie des aérosols générés en fonction de la température de four tubulaire a été mesurée à l'aide d'un EEPS avant l'entrée dans le banc ETNA (Figure C-6).

Les résultats montrent dans un premier temps la granulométrie obtenue lorsque l'aérosol est seulement généré par l'atomiseur, le four étant à température peu élevée la granulométrie est centrée à environ 50 nm. Cette distribution semble stable jusqu'à arriver à la température de 500 °C. En augmentant la température du four, un second mode apparait sur la distribution et pour un diamètre de particules plus petit. Ce mode est attribué à la formation de nouvelles particules, provenant de l'évaporation d'une partie du sel traversant le four. Au dessus d'une température de 650 °C, le mode correspondant à l'aérosol produit initialement a complètement disparu, ne laissant que le mode provenant de la nucléation. On peut remarquer que cette granulométrie est très étroite et très concentrée. L'écart-type géométrique de la granulométrie est faible et la concentration totale en nombre est très importante.

Ces premiers essais nous permettent d'affirmer que notre système de production d'aérosols nanométriques de NaCl formés par évaporation puis condensation fonctionne.

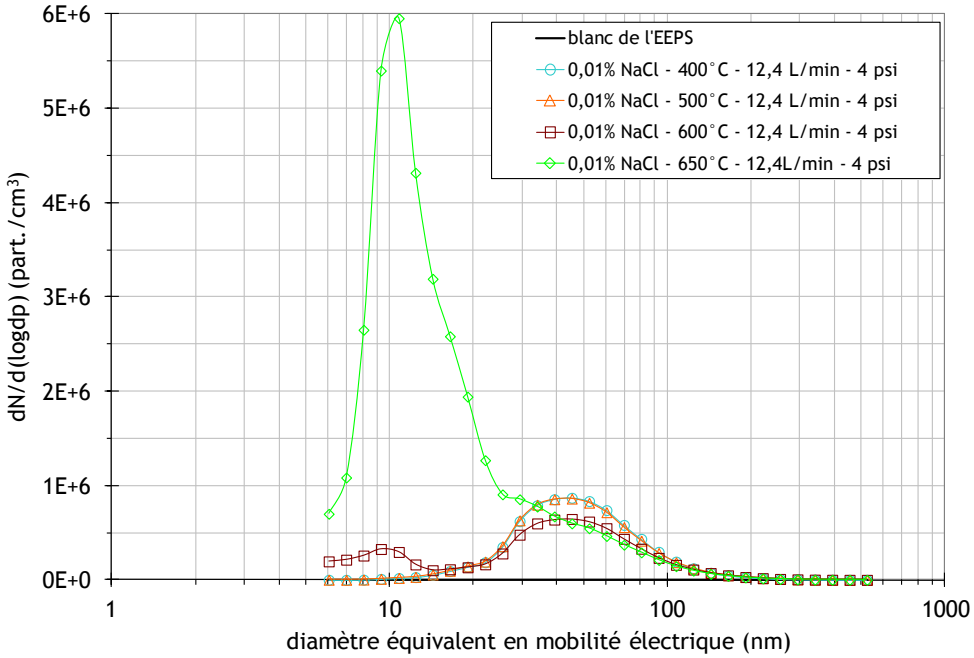


***Figure C-6**. Evolution de la génération des particules en fonction de la température du four tubulaire*

Les figures suivantes permettent alors de présenter expérimentalement l'effet de la concentration en NaCl dans la solution de départ ainsi que l'effet de la température. Les différentes granulométries ont été mesurées à l'aide du SMPS dans la chambre de test du banc ETNA. Ces mesures (Figure C-7 et Figure C-8) ont été obtenues pour une génération fixée par 1 jet, 10 psi en entrée du générateur et une dilution de 90 L/min.

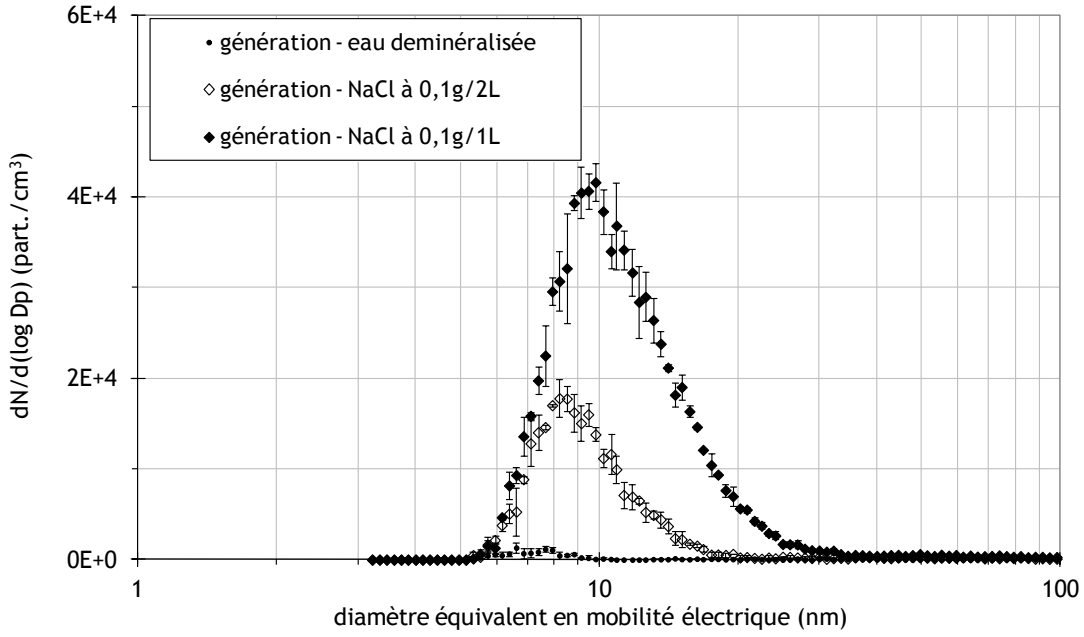


***Figure C-7**. Distribution granulométrique de l'aérosol d'essai généré par le banc ETNA en fonction de la concentration en NaCl, pour une génération fixée à 2,4 L/min en sortie de générateur, à une dilution de 90 L/min et à 600 °C*

Plus la concentration en NaCl est importante dans la solution de départ et plus on génère de quantité de particules dans la chambre de test. On remarque aussi que le mode de la

distribution granulométrique se décale légèrement vers des diamètres de particules plus grands lorsque la concentration de NaCl augmente.

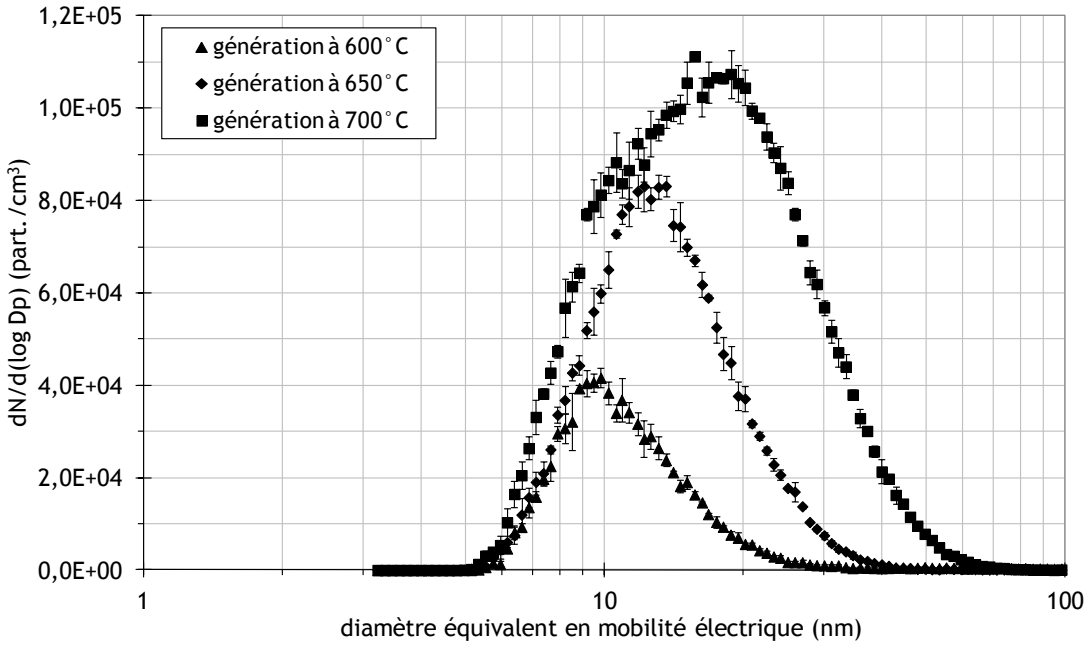


***Figure C-8**. Distribution granulométrique de l'aérosol d'essai généré par le banc ETNA en fonction de la température, pour une génération fixée à 2,4 L/min en sortie de générateur, à une dilution de 90 L/min et pour une concentration en NaCl de 0,1g/1L*

Pour cette configuration, l'évaporation de tout le sel contenu dans la solution se produit à une température inférieure à 600 °C. En effet, le débit traversant le four tubulaire étant moins important que dans la configuration de la Figure C-6., le temps de séjour à l'intérieur du four est supérieur dans cette configuration. Or nous avons vu dans le chapitre précédent que le temps de séjour du gaz dans le four était l'un des paramètres important pour la génération des nanoparticules par la méthode d'évaporation/condensation.

On remarque aussi sur cette figure que, lorsqu'on augmente la température du four, la concentration totale en particules augmente et le mode de la granulométrie se décale vers les particules de plus grand diamètre. En effet, la température du four étant plus élevée, l'agitation thermique que subissent les particules est plus importante. Les phénomènes de coagulation occurrent de manière plus importante et font grossir les particules générées. En sortie de génération, ces particules étant plus grosses, les pertes par diffusion sont donc légèrement inférieures. Donc l'augmentation de la température dans les conditions testées ici, permettent d'augmenter la concentration de même que le diamètre du mode de la granulométrie.

On peut remarquer que les écart-types trouvés expérimentalement sont en bon accord avec des études ayant la même méthode de génération (Bartz *et al.*, 1987, mesurent un écart-type de 1,4) ou avec les valeurs théoriques (Lai *et al.*, 1972, calculent un écart-type de 1,355).

C.2.4 Comparaison des granulométries de l'aérosol de test dans ETNA obtenues avec le SMPS et l'EEPS

Une première comparaison avait été faite à l'annexe B sur la banc FANA. Les figures suivantes présentent les résultats des granulométries obtenues par l'utilisation du SMPS et de l'EEPS de manière simultanées.

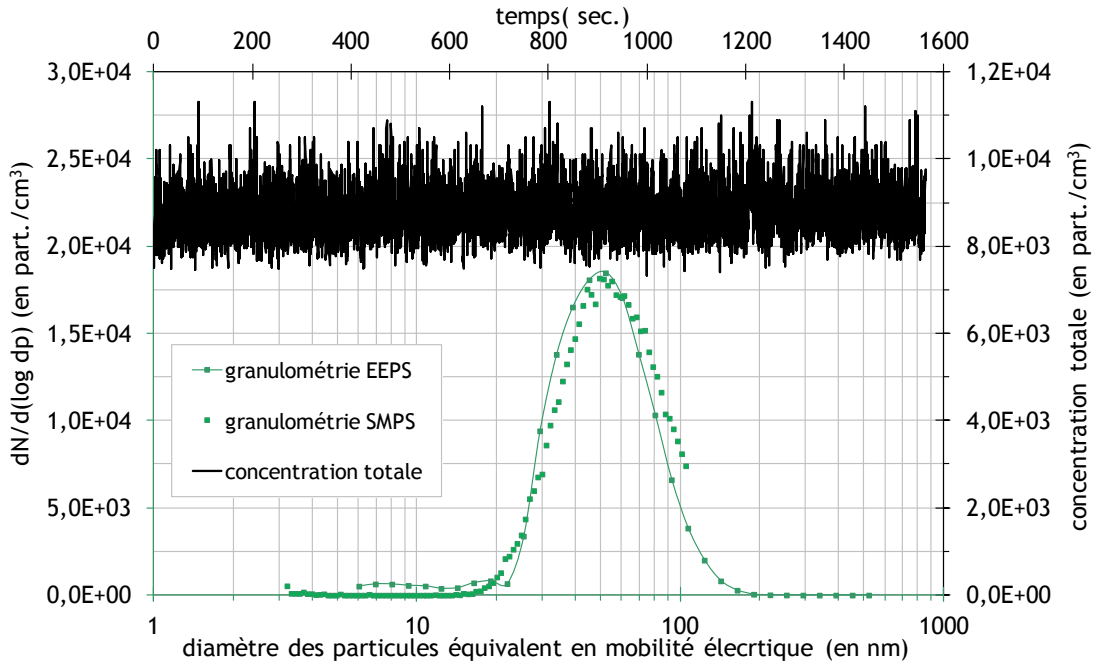


***Figure C-9**. Comparaison des granulométries SMPS et EEPS lors de la génération dans le cas de l'aérosol 2*

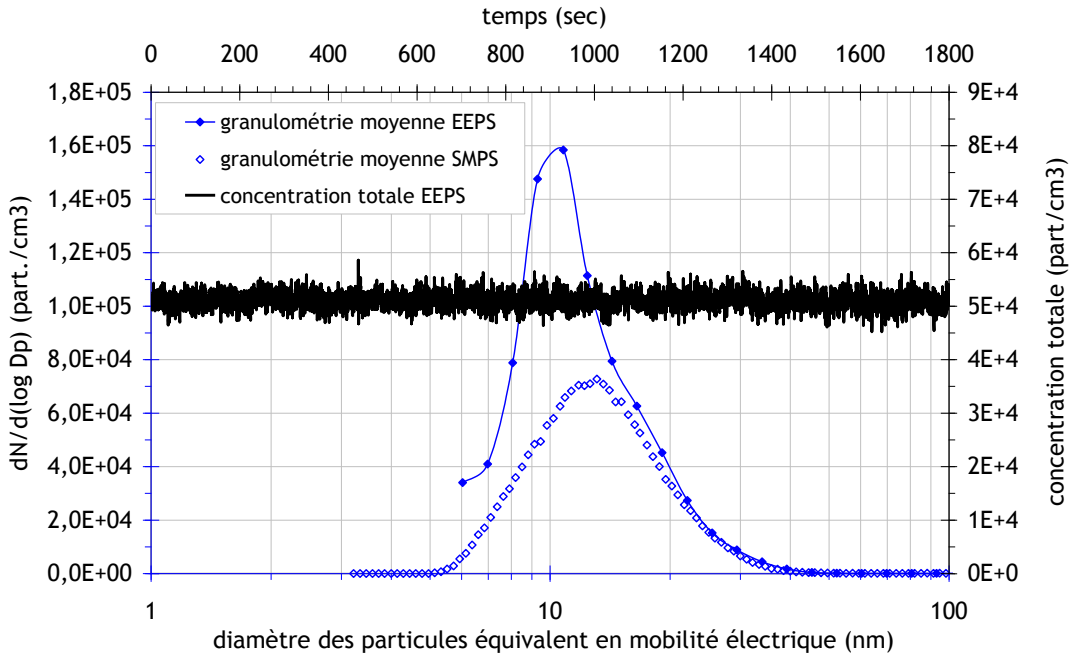


***Figure C-10**. Comparaison des granulométries SMPS et EEPS lors de la génération dans le cas de l'aérosol 1*

On remarque que les réponses sont similaires dans le cas de la génération de l'aérosol 2, centré à 59 m (Figure C-9), tandis qu'elles diffèrent lors de utilisation de l'aérosol 1, centré à 13 nm (Figure C-10). Cette remarque avait déjà été observée lors de la comparaison des mesures SMPS et EEPS, dans l'annexe B.

Notons cependant que, connaissant les réponses de l'EEPS pour les aérosols de test, cet instrument permet de contrôler l'aérosol d'essai dans la chambre de test lors des mesures de facteur de protection. La mesure de l'aérosol dans la chambre de test a été obtenue à l'aide

de l'EEPS, tout au long des expériences, permettant ainsi de vérifier la stabilité de la génération.

Finalement on privilégiera l'utilisation du SMPS pour la détermination de la distribution granulométrique et l'utilisation de l'EEPS pour le suivi de la stabilité de ces paramètres au cours du temps

Annexe D

Influence théorique du débit alternatif sur la perméance d'un medium

Dans cette annexe sont présentés les calculs théoriques de perméance de media en fonction de la respiration du porteur : soit elle est simulée par un débit alternatif, soit une aspiration constante est utilisée. Trois intensités de respirations sont présentées dans cette annexe. Elles correspondent aux simulations proposées expérimentalement dans le dernier chapitre.

L'équation de la perméance est alors appliquée à deux media d'efficacités différentes (medium 4 et medium 7), et pour les trois intensités de respiration proposées. Cette annexe nous permettra alors d'estimer quels phénomènes influenceront nos mesures de performances du filtre seul (ou du masque scellé) lors de l'utilisation d'une machine à respirer, et à quelle échelle.

D.1 Caractéristiques de la respiration

Dans la première partie du manuscrit nous avons présenté que la vitesse de filtration est un paramètre important dans la détermination de la perméance d'un medium. Cette vitesse, dans le cas de la simulation de la respiration, va évoluer en fonction du temps. Nous avons présenté la simulation de la respiration sous la forme d'une fonction sinusoïdale : celle-ci a été définie à l'aide de deux paramètres f_R et V_T. De plus, nous avons montré qu'elle est généralement comparée à un débit de filtration constant, correspondant au débit moyen d'inspiration *MIF*.

Dans cette annexe, nous utiliserons trois simulations de respiration (Tableau D-1). Ces trois simulations sont identiques aux respirations utilisées dans le dernier chapitre lors de l'étude l'effet de l'intensité de la respiration.

***Tableau D-1**. Paramètres définissant les trois simulations de respiration utilisées dans cette annexe*

paramètres	respiration 1	respiration 2	respiration 3
Fréquence respiratoire (cycle/min) f_r	15	20	25
Demi-période (sec.) $t_R/2$	4	3	2,4
Débit maximal (L/min) *PIF*	99	132	165
Débit moyen d'inspiration (L/min) *MIF*	63	84	105

Ces trois respirations sont visualisées en fonction du temps dans les deux graphiques de la Figure D-1.

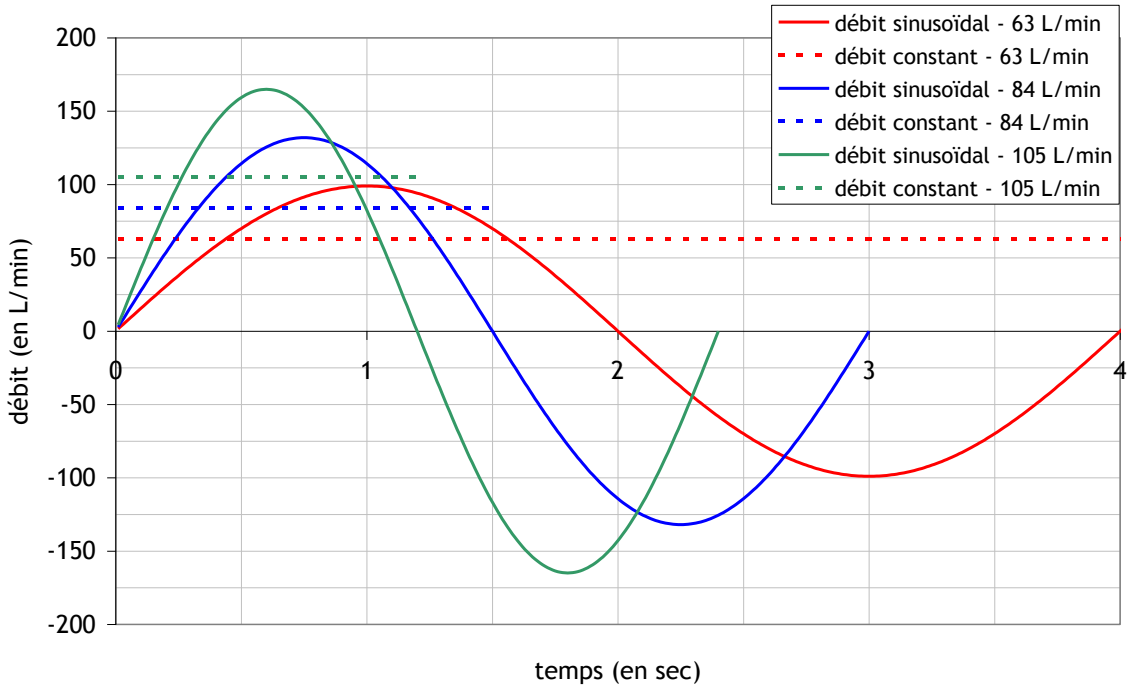


***Figure D-1**. Débits sinusoïdaux et débits constants correspondants pour les trois respirations*

Nous faisons l'hypothèse dans cette annexe que la surface filtrante totale étudiée est équivalente à celle contenue dans les filtres utilisés dans cette thèse (0,054 m^2). Dans le cas de la respiration la plus intense (respiration 3), les valeurs de vitesses de filtration sont alors inférieures à 5,5 cm/s, et pour la respiration la moins intense (respiration 1), la vitesse de filtration est toujours inférieure à 3,5 cm/s.

D.2 Caractéristiques des media filtrant testés

Par la suite, on suppose que l'on travaille avec deux media d'efficacités différentes. Le premier, le medium 4 du chapitre 2, est de moyenne efficacité tandis que le deuxième, medium 7 du chapitre 2, correspond au medium contenu dans nos filtres.

Les caractéristiques physiques des deux media sont rappelées dans le Tableau D-2.

***Tableau D-2**. Paramètres définissant le medium filtrant utilisé dans cette annexe*

	medium 4	medium 7
Epaisseur moyenne Z (en µm)	336	481
Diamètre de Davies d_{Davies}(en µm)	3,77	1,34
Compacité α	0,091	0,066

Dans la suite de cette annexe, le calcul théorique de la perméance des media est basé sur les équations présentées dans le chapitre 2, telles que P et η équivalent à (D-1) et (D-2).

$$P = \exp\left(\frac{-4\alpha Z}{\pi(1-\alpha)d_f}\eta\right) \text{avec } \eta = 1-(1-\eta_d).(1-\eta_i).(1-\eta_r) \qquad \textbf{(D-1)}$$

$$\eta_d = \eta_{d-WANG} = 0{,}84.Pe^{-0{,}43},\ \eta_r = 0{,}6\left(\frac{1+\alpha}{H_{Ku}}\right)\frac{R^2}{1+R}C_r \text{ et } \eta_i = 0{,}0334.St^{3/2} \qquad \textbf{(D-2)}$$

D.3 Evolution de la perméance du medium 4 au cours de la respiration simulée

Sur la Figure D-2 sont représentées les valeurs de perméances calculées au cours du temps, la valeur moyenne de cette perméance pour un cycle, ainsi que la valeur obtenue pour le débit constant. Ces calculs sont obtenus pour des particules de 20 nm, 50 nm, 100 nm, 200 nm et 300 nm.

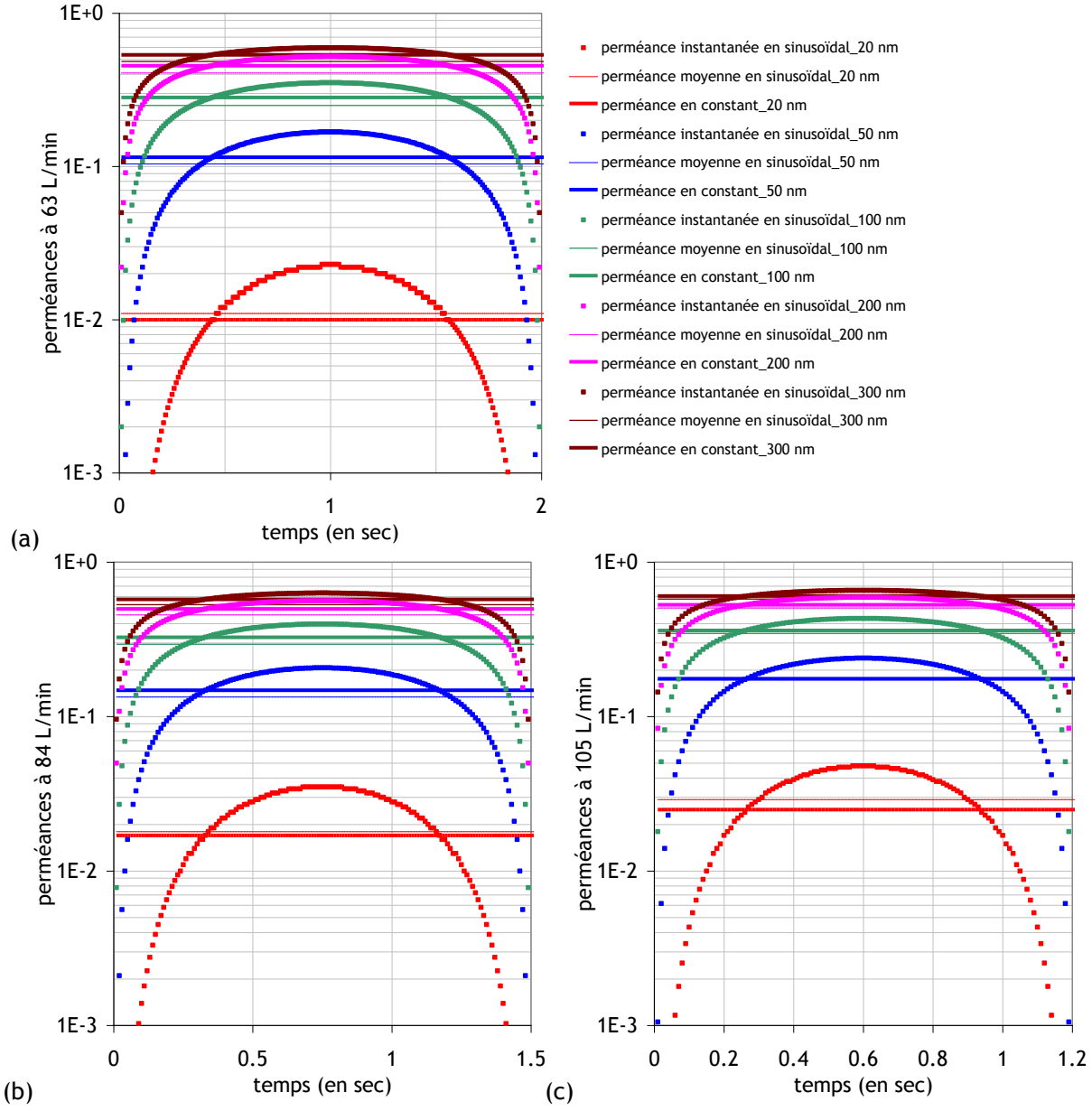


***Figure D-2**. Représentations des perméances en débit cyclique en fonction du temps, perméances moyennes au cours d'un cycle et perméances en débit constant dans le cas des trois respirations (a,b et c) et pour le medium 4*

Comme le prévoit la théorie de la filtration, les perméances diminuent lorsque le diamètre de la particule filtrée augmente. La perméance moyenne calculée au cours d'un cycle et la perméance en débit constant sont très proche, et sont même dans certains cas difficiles à distinguer.

D.4 Evolution de la perméance du medium 7 au cours de la respiration simulée

De la même manière que pour le medium 4, la Figure D-3 représente les valeurs de perméances calculées au cours du temps, la valeur moyenne de cette perméance pour un cycle, ainsi que la valeur obtenue pour le débit constant. Ces calculs sont obtenus pour des particules de 20 nm, 50 nm, 100 nm, 200 nm et 300 nm.

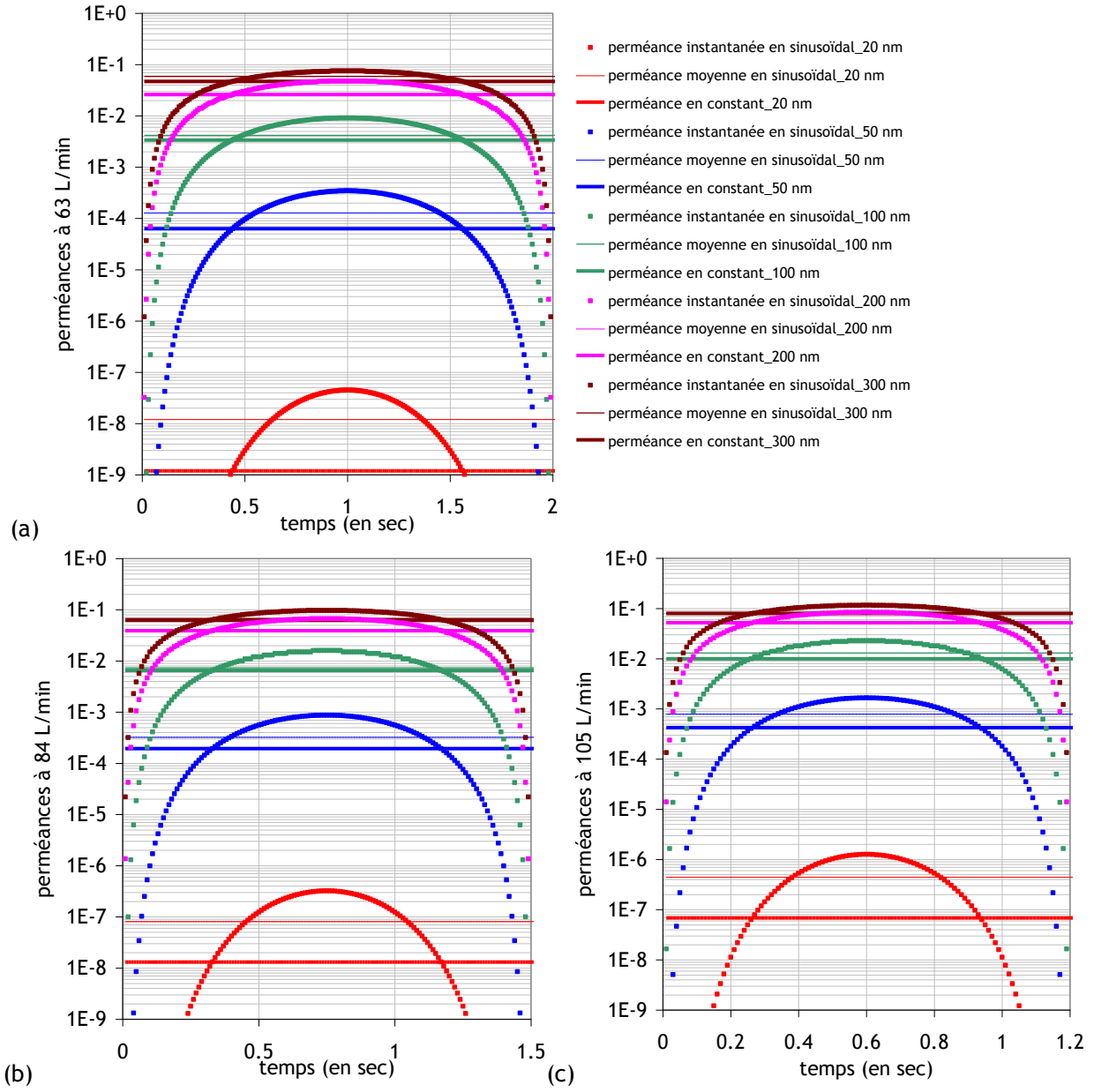


***Figure D-3**. Représentations des perméances en débit cyclique en fonction du temps, perméances moyennes au cours d'un cycle et perméances en débit constant dans le cas des trois respirations (a,b et c) et pour le medium 7*

Pour ce medium de très grande efficacité, on observe les mêmes tendances obtenues dans le cas du medium 4 sur l'influence de la taille des particules sur la perméance. Par contre,

l'écart entre la perméance moyenne en débit cyclique et la perméance en débit constant est plus marqué, notamment pour les particules nanométriques.

D.5 Evolution de la différence entre les mesures en sinusoïdal et en constant

Pour comparer les valeurs de perméances obtenues en débit sinusoïdal et en débit constant, nous allons regarder l'évolution du rapport de la perméance moyenne en débit cyclique sur la perméance en débit constant en fonction du diamètre des particules. La Figure D-4 propose cette évolution pour les deux media testés.

Dans un premier temps, on observe que ce rapport augmente lorsque la taille de particules diminue.

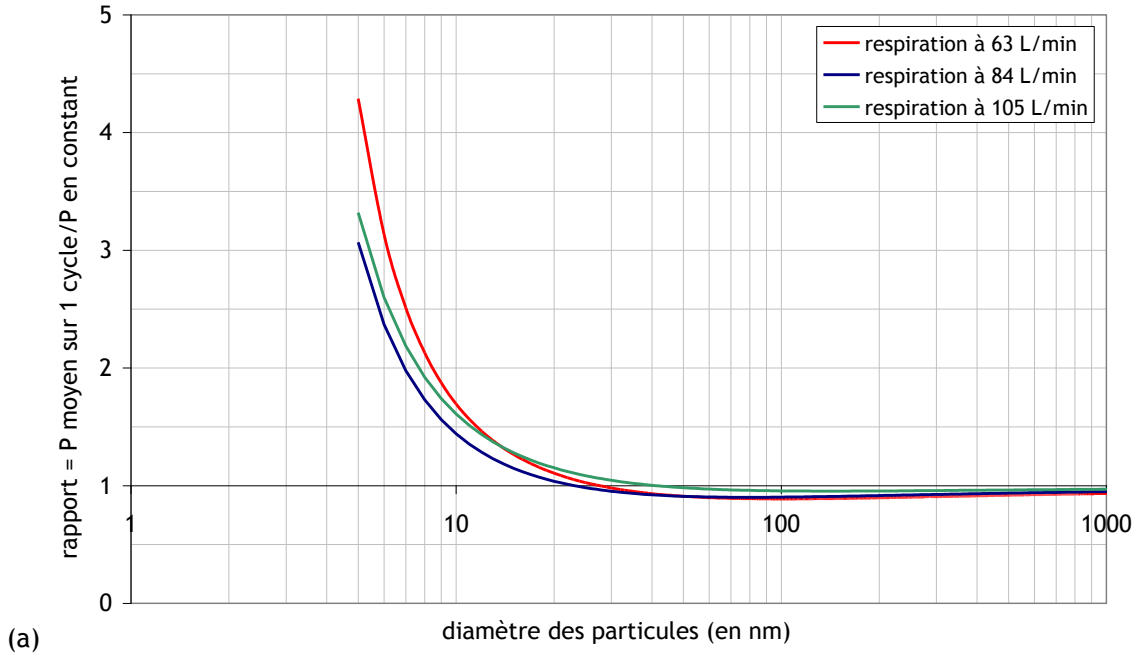
On remarque aussi que la perméance calculée au cours d'un cycle sinusoïdal est supérieure à la perméance calculée en débit constant pour des particules de très petits diamètres, puis cette tendance s'inverse lorsque l'on augmente la taille des particules filtrées, en particulier pour le medium 7.

Ces observations sont en accord avec les résultats expérimentaux de la littérature relevés dans le deuxième chapitre. En effet, les mesures obtenues dans le cas de particules de petites tailles montraient que le débit constant surestimait l'efficacité de filtration de ces particules pour des débits de filtration inférieurs à 85 L/min.

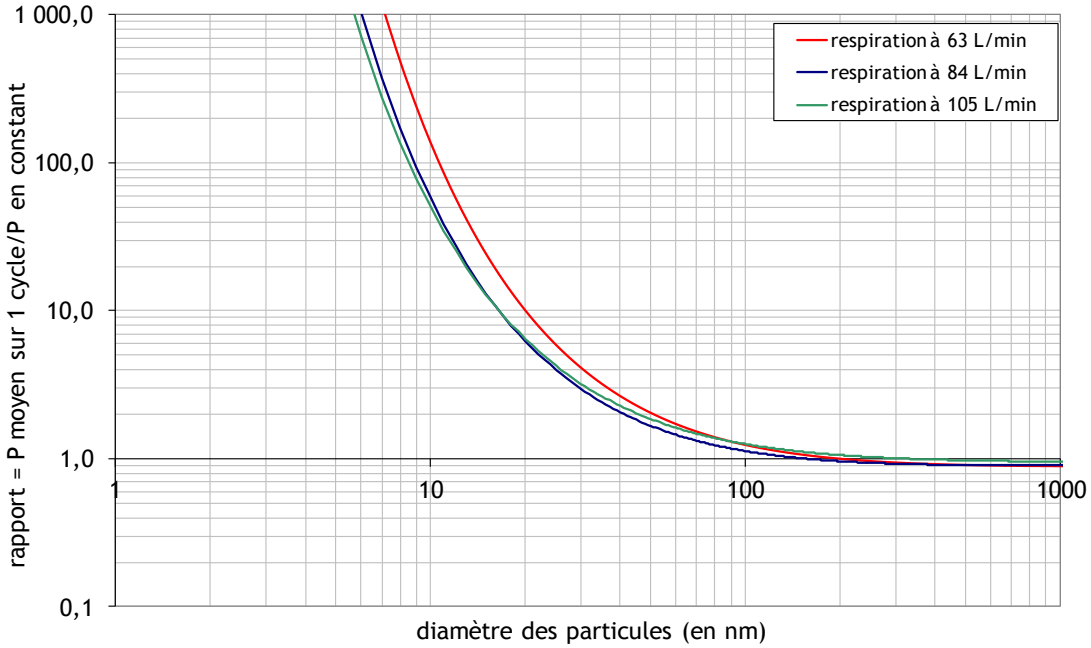
Cette inversion s'effectue d'autant plus tôt que le medium utilisé est moins efficace. En effet, on remarque que la gamme de taille sur laquelle la perméance calculée en débit constant devient supérieure à celle obtenue en débit cyclique s'étend de 20 nm à 40 nm lors de l'utilisation du medium 4 alors que celle-ci s'étend de 100 nm à 500 nm.

De plus, on remarque que la différence entre les perméances en débit cyclique et en débit contant est plus importante lorsque le medium est très efficace. En effet, pour un diamètre de particule de 5 nm, le rapport des perméances se situe dans une gamme comprise entre 3 et 5 (selon l'intensité du débit) pour le medium 4 tandis que sa valeur est bien supérieure à 100 pour le medium très efficace (medium 7).

Les calculs proposés dans cette annexe peuvent aussi être comparés aux mesures de facteurs de protections obtenus expérimentalement et dans le cas où le masque est en configuration scellée (chapitre 4). On trouve que le facteur de protection calculé en débit constant est supérieur au facteur de protection en débit cyclique pour des particules inférieures à 100 nm. Ceci est vrai quelque soit l'intensité choisie sur la gamme représentée ici.



(a)



(b)

***Figure D-4**. Rapport de la perméance moyenne au cours d'un cycle sur la perméance en aspiration constante en fonction de la taille des particules dans le cas des trois respirations et pour le medium 4 (a) et le medium 7 (b)*

Liste des figures

Contexte général de l'étude

Figure 1. Distribution en taille de différents types de particules, incluant les nanoparticules (Comité de la prévention et de la précaution, 2006) 15

Figure 2. Description non exhaustive des effets des particules ultrafines sur la santé humaine décrit dans la littérature (Ostiguy et al., 2008) 16

Figure 3. Dépôt total et régional des particules dans les voies respiratoires (Witschger et Fabriès, 2005) 16

Figure 4. Les appareils de protection respiratoire selon leurs caractéristiques 18

Chapitre 1 Revue des connaissances sur les appareils de protection respiratoires

Figure 1-1. Un demi-masque et un masque complet(3M) 21

Figure 1-2. Pièce faciale filtrante (3M) 22

Figure 1-3. Définition de la fuite totale vers l'intérieur ou performance globale d'un Appareil de Protection Respiratoire 23

Figure 1-4. Simulation de la respiration sous forme sinusoïdale (f_R = 0,25 cycles/min et MIF = 60 L/min) 28

Figure 1-5. Représentation de l'efficacité du medium 4 en fonction de la dimension des particules et des différents régimes de filtration 38

Chapitre 2 Efficacité du système de filtration des appareils de protection respiratoires: les media plans

Figure 2-1. Observation au microscope électronique à balayage de deux media, à gauche de moyenne efficacité (medium 4) et à droite de très haute efficacité (medium 7)..... 35

Figure 2-2. Collecte des particules par Diffusion Brownienne 36

Figure 2-3. Collection des particules par impaction et interception 37

Figure 2-4. Régimes de continuité autour d'une particule selon son diamètre 41

Figure 2-5. Efficacité unitaire de collecte théorique due à la diffusion en fonction du nombre de Peclet 44

Figure 2-6. Banc expérimental de Filtration des Aérosols NAnométriques (FANA 1) 47

Figure 2-7. Banc expérimental de Filtration des Aérosols NAnométriques (FANA 2) 48

Figure 2-8. Visualisation au MET d'une nanoparticule de NaCl générée par le banc FANA..... 48

Figure 2-9. Distributions granulométriques en taille des particules générées par le banc FANA 48

Figure 2-10. Perméance spectrale à 5,3 cm/s des sept media testés pour des nanoparticules 49

Figure 2-11. Perméance spectrale du medium 1 pour des nanoparticules de nature diverses 50

Figure 2-12. Perméance spectrale du medium 3 pour des nanoparticules de nature diverses 51

Figure 2-13. Perméance théorique des media 1 à 7 : (a) calculée par le modèle de Liu et Rubow (1990) et (b) calculée par le modèle de Wang et al. (2007) en fonction de la perméance expérimentale des nanoparticules 52

Figure 2-14. Efficacité unitaire de collecte d'une fibre en fonction du nombre de Peclet pour les sept media testés 53

Figure 2-15. Evolution du paramètre -m en fonction du diamètre de Davies 55

Figure 2-16. Evolution du paramètre -m en fonction de la compacité 55

Figure 2-17. Comparaison des modèles avec les perméances spectrales des media 1 à 4 56

Figure 2-18. Comparaison des modèles avec les perméances spectrales des media 5, 6 et 7 57

Chapitre 3 Matériels et méthodes

Figure 3-1. Banc expérimental ETNA pour la mesure des facteurs de protections globaux (installation 1) et fractionnels (installation 2) lors de la simulation de la respiration (installation a) ou en inspiration constante (installation b) 61

Figure 3-2. Banc expérimental ETNA pour la mesure des facteurs de protection des appareils de protection respiratoire 62

Figure 3-3. Plan du banc expérimental ETNA pour l'ETude des NAnoparticules 62

Figure 3-4. Distribution granulométrique de l'aérosol d'essai généré à 650 °C par le banc ETNA 64

Figure 3-5. Distribution granulométrique de l'aérosol d'essai généré à température ambiante par le banc ETNA 64

Figure 3-6. Illustration des deux Appareils de Protection Respiratoires testés dans ce travail (Sperian 7 000 (APR 1) à gauche et Sperian Plus (APR 2) à droite) 66

Figure 3-7. Tête Sheffield utilisée et ses dimensions caractéristiques (documentation tirée de la norme EN NF 136, 1998) 66

Figure 3-8. Simulateur respiratoire et tête Sheffield utilisés pour la simulation de la respiration du porteur 67

Figure 3-9. Choix des simulations des respirations sous forme constante (Q = 84 L/min) et sous forme sinusoïdale (V_T = 2,1 L/min ; f_R = 20 cycles/min et MIF = 84 L/min) 68

Figure 3-10. Installation du système de test pour la mesure du facteur de protection 68

Figure 3-11. Rapport des concentrations dans les deux cannes de prélèvement pour une aspiration constante de 84 L/min. 69

Figure 3-12. Exemple de mesures pour le calcul du facteur de protection du demi-masque Sperian Plus à 10 nm en configuration constante 71

Figure 3-13. Exemple de mesures pour le calcul du facteur de protection du demi-masque Sperian Plus à 10 nm en configuration cyclique 71

Chapitre 4 Evaluation des facteurs de protection en pose scellée et non scellée

Figure 4-1. Mesures de contrôle de l'étanchéité du masque scellé : mesure de propreté et mesure de perte de charge dans le masque 75

Figure 4-2. Mesures de contrôle de la pose du masque non scellé : mesure perte de charge dans le masque 75

Figure 4-3. Facteurs de protection du Sperian 7 000 (APR 1) mesurés en nombre en fonction des différentes poses et types d'inspiration pour l'aérosol d'essai 1 78

Figure 4-4. Facteurs de protection du Sperian 7 000 (APR 1) mesurés en nombre en fonction des différentes poses et types d'inspiration pour l'aérosol d'essai 2 78

Figure 4-5. Facteurs de protection du Sperian Plus et filtre classé P2 (APR 2) mesurés en nombre en fonction des différentes poses et types d'inspiration pour l'aérosol d'essai 1 79

Figure 4-6. Facteurs de protection du Sperian Plus et filtre classé P2 (APR 2) mesurés en nombre en fonction des différentes poses et types d'inspiration pour l'aérosol d'essai 2 79

Figure 4-7. Spectre des facteurs de protection mesurés pour le Sperian 7 000 (APR 1) en pose non scellée pour des nanoparticules 81

Figure 4-8. Spectre des facteurs de protection mesurés pour le Sperian Plus (APR 2) en pose non scellée pour des nanoparticules 82

Figure 4-9. Comparaison, en débit constant, des facteurs de protection calculés pour le medium plan intact (à 5,3 cm/s) et des facteurs de protection mesurés en pose scellée (à 2,6 cm/s) . 84

Figure 4-10. Comparaison des facteurs de protection fractionnels en pose scellée et en pose non scellée 85

Figure 4-11. Granulométries normalisées en masse utilisées dans les différents essais normatifs et lors de nos expériences 86

Figure 4-12. Visualisation des localisations des fuites sur le Sperian 7 000..... 87

Figure 4-13 Visualisation des localisations des fuites sur le Sperian Plus..... 87

Figure 4-14. Comparaison des facteurs de protections globaux en fonction des mesures de pertes de charges en poses scellée et non scellée et pour les deux masques 88

Chapitre 5 Evaluation des facteurs de protection en présence de suites calibrées

Figure 5-1. Visualisation de la configuration 1 91

Figure 5-2. Visualisation de la configuration 2 91

Figure 5-3. Distributions granulométriques mesurées avec un SMPS des deux aérosols d'essais 92

Figure 5-4. Facteurs de protection expérimentaux en présence d'une fuite de 2,8 mm et en débit constant de 84 L/min..... 94

Figure 5-5. Facteurs de protection expérimentaux en présence de deux fuites de 2,8 mm et en débit constant de 84 L/min..... 95

Figure 5-6. Facteurs de protection expérimentaux en présence de fuites de 2,8 mm et en débit constant de 84 L/min..... 96

Figure 5-8. Facteurs de protection expérimentaux en présence de fuites de diamètres différents et en débit constant de 84 L/min 97

Figure 5-9. Facteurs de protection expérimentaux en présence du tube 3 (de 2,8 mm de diamètre) et pour des débits constants différents 98

Figure 5-10. Représentation graphique des trois simulations de respirations cycliques d'intensités différentes 99

Figure 5-11. Facteurs de protection expérimentaux en présence du tube 3 (de 2,8 mm de diamètre) et pour des débits cycliques d'intensités différentes.....100

Figure 5-12. Schématisation d'un appareil de protection respiratoire en présence d'une fuite calibrée 101

Figure 5-13. Représentation de l'évolution de la perte de charge en fonction du débit imposé en pose scellé et dans le cas de deux poses non scellées.....102

Figure 5-14. Pertes de charges mesurées en configuration 1 pour une inspiration constante de 84 L/min. 104

Figure 5-15. Pertes de charges mesurées en configuration 2 pour les différentes fuites 104

Figure 5-16. Calcul du dépôt des particules dans les tubes calibrés représentant des fuites 106

Figure 5-17. Facteurs de protection théoriques en présence de fuites de 2,8 mm et en débit constant de 84 L/min 108

Figure 5-18. Facteurs de protection théoriques et expérimentaux en présence de fuites de diamètres différents et en débit constant de 84 L/min 109

Figure 5-18. Comparaison des taux de fuites en présence de tubes calibrés et en pose non scellée ...110

Figure 5-19. Comparaison des facteurs de protection théoriques (bornes) et des facteurs de protection expérimentaux en pose non scellée pour le Sperian 7 000 (APR 1) 111

Figure 5-20. Comparaison des facteurs de protection théoriques (bornes) et des facteurs de protection expérimentaux en pose non scellée pour le Sperian Plus utilisé avec un filtre P2 (APR 2) 112

Figure 5-21. Facteurs de protection théoriques en présence d'un taux de fuites de 1 % et pour des media de différentes caractéristiques 113

Figure 5-22. Comparaison des facteurs de protection théoriques simplifiés (à l'aide des taux de fuites) et des facteurs de protection expérimentaux pour l'APR 1 et en configuration 1 114

Figure 5-22. Comparaison des facteurs de protection théoriques simplifiés (à l'aide des taux de fuites) et des facteurs de protection expérimentaux pour l'APR 1 et en configuration 2 114

Figure 5-23. Comparaison des facteurs de protection pour le Sperian 7 000 et pour un masque complet fictif 116

Annexe A

Figure A-1. Représentation schématique de l'Engine Exhaust Particle Sizer modèle 3090 (documentation constructeur) 123

Figure A-2. Représentation de la fraction de particules portant p charges pour des particules inférieures à 100 nm selon l'équilibre de Wiedensolher 125

Figure A-3. Nano DMA de 20,3 cm de hauteur (documentation constructeur) et schéma de la sélection d'une particule en présence d'un champ électrique 126

Figure A-4. Long DMA de 61 cm de hauteur (documentation constructeur) 126

Figure A-5. Mobilité électrique Z sélectionnée en fonction du diamètre des particules et des caractéristiques de l'instrument, à 20 °C 127

Figure A-6. Représentation schématique du Condensation Nucleus Counter modèle 3025A (documentation constructeur) 128

Figure A-7. Représentation schématique de l'Ultrafine Water-based Condensation Particle Counter modèle 3786 et son efficacité de comptage (documentations constructeur) 129

Figure A-8. Graphique de correspondance entre comptage et concentration de l'UWCPC 3786.....130

Figure A-9. Montage de tests du système de test.....131

Figure A-10. Comparaison des débits de prélèvement de l'UWCPC dans les deux configurations d'essai 132

Annexe B

Figure B-1. Montages (1, 2 et 3) de comparaison des granulométries SMPS avec la source de krypton et avec l'air d'ionisation 135

Figure B-2. Granulométries obtenues lors de l'utilisation des 3 montages 136

Figure B-3. Pourcentages de particules monochargées selon le mode de charge.....137

Figure B-4. Granulométries obtenues lors de l'utilisation des 3 montages 137

Figure B-6. Comparaison des granulométries calculées par le SMPS et par l'EEPS 138

Annexe C

Figure C-1. Propreté particulaire du banc de confinement 140

Figure C-2. Logiciel de contrôle du banc ETNA « Banc APR – Centre de contrôle » 141

Figure C-3. Positionnement de l'anémomètre et une mesure de vitesse dans la chambre de test.....141

Figure C-4. Schématisation de la génération de particules nanométriques par le système d'évaporation/condensation et simulation des températures en sortie de la chambre de condensation 142

Figure C-5. Bride de sortie (a)) et d'entrée (b)) du four tubulaire 143

Figure C-6. Evolution de la génération des particules en fonction de la température du four tubulaire 145

Figure C-7. Distribution granulométrique de l'aérosol d'essai généré par le banc ETNA en fonction de la concentration en NaCl, pour une génération fixée à 2,4 L/min en sortie de générateur, à une dilution de 90 L/min et à 600 °C 145

Figure C-8. Distribution granulométrique de l'aérosol d'essai généré par le banc ETNA en fonction de la température, pour une génération fixée à 2,4 L/min en sortie de générateur, à une dilution de 90 L/min et pour une concentration en NaCl de 0,1g/1L 146

Figure C-9. Comparaison des granulométries SMPS et EEPS lors de la génération dans le cas de l'aérosol 2 147

Figure C-10. Comparaison des granulométries SMPS et EEPS lors de la génération dans le cas de dans le cas de l'aérosol 1 147

Annexe D

Figure D-1. Débits sinusoïdaux et débits constants correspondants pour les trois respirations 151

Figure D-2. Représentations des perméances en débit cyclique en fonction du temps, perméances moyennes au cours d'un cycle et perméances en débit constant dans le cas des trois respirations (a,b et c) et pour le medium 4.....152

Figure D-3. Représentations des perméances en débit cyclique en fonction du temps, perméances moyennes au cours d'un cycle et perméances en débit constant dans le cas des trois respirations (a,b et c) et pour le medium 7.....153

Figure D-4. Rapport de la perméance moyenne au cours d'un cycle sur la perméance en aspiration constante en fonction de la taille des particules dans le cas des trois respirations et pour le medium 4 (a) et le medium 7 (b) 155

Liste des tableaux

Chapitre 1 Revue des connaissances sur les appareils de protection respiratoires

Tableau 1-1. Facteurs de protection nominaux des Appareils de Protection Respiratoire filtrants 23

Tableau 1-2. Facteurs de protection nominaux des Appareils de Protection Respiratoire filtrants 25

Tableau 1-3. Rythmes de travail et caractéristiques respiratoires rapportées par Silverman et al. (1951) 27

Tableau 1-4. Classes d'activités de travail selon la norme internationale ISO/DIS 8996 27

Chapitre 2… Efficacité du système de filtration des appareils de protection respiratoires: les media plans

Tableau 2-1. Equations de l'efficacité unitaire de collecte par diffusion issues de la littérature 42

Tableau 2-2. Présentation des sept media plans testés 45

Tableau 2-3. Propriétés physiques des sept media plans testés 46

Tableau 2-4. Paramètres obtenus pour les media testés ici 54

Tableau 2-5. Paramètres obtenus par Wang et al. (2007) 54

Tableau 2-6. Paramètre m calculé pour les sept media 57

Chapitre 3 Matériels et méthodes

Tableau 3-1. Mesures de débit, en sortie du générateur multi-jets TSI 64

Tableau 3-2. Caractéristiques physiques des de la distribution granulométrique des deux aérosols produits par ETNA 65

Chapitre 4 Evaluation des facteurs de protection en pose scellée et non scellée

Tableau 4-1. Tableau récapitulatif des mesures effectuées pour les deux APR testés 76

Tableau 4-2. Mesures de pertes de charge en pose scellée et non scellée en débit constant 77

Chapitre 5 Evaluation des facteurs de protection en présence de suites calibrées

Tableau 5-1. Présentation des configurations testées 91

Tableau 5-2. Présentation des expériences 93

Tableau 5-3. Paramètres des trois simulations de la respiration (cyclique) d'intensités différentes 99

Tableau 5-4. Calcul des taux de fuites dans les deux configurations 105

Tableau 5-5. Expressions du débit au travers de la fuite sur le demi-masque et extrapolation au masque complet 115

Tableau 5-6. Valeurs de facteurs de protection factionnels estimés pour le demi-masque Sperian 7 000 et pour le masque complet fictif 116

Annexe A

Tableau A-1. Coefficients définissant la distribution de charges selon Wiedensolher 124
Tableau A-2. Mesure de débit, pression et concentration dans le système de test 132

Annexe B

Tableau B-1. Caractéristiques de granulométries obtenues 136

Annexe D

Tableau D-1. Paramètres définissant les trois simulations de respiration utilisées dans cette annexe .150
Tableau D-2. Paramètres définissant le medium filtrant utilisé dans cette annexe.....151

Références bibliographiques

Balazy A., Toivola M., Reponen T., Podgorski A., Zimmer A. et Grinshpun S. A. (2006) Manikin-based performance evaluation of N95 filtering facepiece respirators challenged with nanoparticles. *Annals of Occupational Hygiene*, **50**:259-269.

Barrett L. W. et Rousseau A. D. (1998) Aerosol loading performance of electret filter media. *American Industrial Hygiene Association Journal*, **59**:532-9.

Bartz H., Fissan H., et Liu B. Y. H. (1987) A new generator for ultrafine aerosols below 10 nm. *Aerosol Science and Technology*, **6**:163-171.

Berndtsson G. (2004) Peak inhalation air flow and minute volumes measured in a bicycle ergometer test. *Journal of the International Society for respiratory Protection*, **21**:21-30.

Brochot C. et Michielsen N. (2010) Contribution à l'étude de la mesure de la perméance des filtres pour des particules de taille nanométrique, *Rapport IRSN Réf : DSU/SERAC/LPMA/10-09*.

Brochot C. (2009) cahier des charges référencé DA 90196 pour la réalisation du banc ETNA.

Brosseau L. M., Ellenbecker M. J. et Evans J. S. (1990) Collection of Silica and asbestos aerosols by respirator at steady and cyclic flow. *American Industrial Hygiene Association Journal*, **51**:420-426.

Carpenter D. R. et Willeke K. (1988) Quantitative respirator fit testing: dynamic pressure versus aerosol measurement. *American Industrial Hygiene Association journal*, **49**:492-496.

Chen C. C. et Willeke K. (1992) Characteristics of face seal leakage in filtering facepieces. *American Industrial Hygiene Association Journal*, **53**:533-539.

Cheng Y. S. et Yeh H. C. (1980) Theory of a screen-type diffusion battery. *Journal of Aerosol Science*, **11**:313-320.

Code of Federal Regulations (1995), 42 CFR, Part 84, Respiratory Protection Devices, Washington, U.S. Government Printing Office.

Commission particulière du débat public nanotechnologies (2009) Synthèse du dossier « Développement et régulation des nanotechnologies ».

Commission particulière du débat public nanotechnologies (2009) Bilan du débat « Développement et régulation des nanotechnologies ».

Comité commun pour les guides en métrologie JCGM :100 (2008) Evaluation des données de mesure – Guide pour l'expression de l'incertitude de mesure.

Comité de la prévention et de la précaution (2006) Nanotechnologies, nanoparticules – Quels dangers, quels risques ? *Rapport technique du Ministère de l'écologie et du développement durable*.

Commission Internationale de Protection Radiologique CIPR (1994), Publication 66: Human respiratory tract model for radiological protection, Oxford: Pergamon.

Davies C. N. (1973) Air filtration. *Academic Press London*, New York.

Eninger R. M., Honda T., Reponen T., MAcKAy R., Grinshpun S. A. (2008) What does respirator certification tell us about filtration of ultrafine particles? *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, **5**:286-295.

Guimon M. (2011) Les appareils de protection respiratoires – Choix et utilisation, mis à jour du guide INRS, Edition INRS ED 6106.

Gougeon R ., Boulaud D. et Renoux A. (1996) Comparison of data from model fiber filters with diffusion, interception and inertial models. *Chemical Engineering Communications*, **151**:19-39.

Han D., Xu M., Foo S., Pilacinski W. et Willeke K. (1991) Simplified pressure method for respirator fit testing. *American Industrial Hygiene Association Journal*, **52**:305-308.

Happel J. (1959) Viscous flow relative to arrays of cylinders. *AIChE Journal* ,**5**:174-177.

Haruta, H., Honda, T., Eninger, R. M., Reponen, T., McKay, R., et Grinshpun, S. A. (2008). Experimental and theoretical investigation of the performance of N95 respirator filters against ultrafine aerosol particles tester at constant and cyclic flows. *Journal of the International Society for Respiratory Protection,* **25**:75-88.

Heim M., Mullins B. J., Wild M. Meyer J. et Kasper G. (2005) Filtration efficiency of aerosol particles below 20 nanometers. *Journal of Aerosol Science,* **39**:782-789.

Hervé-Bazin B. (2007) Les nanoparticules: Un enjeu majeur pour la santé au travail ? (1ère Ed.), Les Ulis : EDP Sciences.

Hinds W. C. (1999) Aerosol technology. *John Wiley & sons*, New York.

Hinds W. C. et Kraske G. (1987) Performance of dust respirators with facial seal leaks I.Expérimental. *American Industrial Hygiene Association Journal***, 48**:836-841.

Huang S. H., Chen C. W., Chang C. P., Lai C. Y. et Chen C. C. (2007) Penetration of 4.5 nm to 10 µm aerosol particles through fibrous filters. *Journal of Aerosol Science*, **38**:719-727.

Japuntich D. A., Franklin L. M., Pui, D. Y., Kuehn T. H, Kim S. C. et Viner A. S. (2007) A comparison of two nano-sized particle air filtration tests in the diameter range of 10 to 400 nanometers. *Journal of Nanoparticle Research*, **9**:93–107.

Kim J. H., Mulhollnd G. W., Kukuck S. R. et Piu D. Y. H. (2005) Slip correction measurement of certified PSL nanoparticles using a nanometer differential mobility analyser (nano-DMA) for Knudsen form 0.5 to 83. *Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology,* **110**:31-54.

Kim C. S., Harrington M. S. et Pui D. H. (2006) Experimental study of nanoparticles penetration through commercial filter media. *Journal of Nanoparticle Research*, **9**:117-125.

Kirsch A. A. et Fuchs N. A. (1968) Studies on fibrous aerosol filters – Diffusional deposition of aerosol in fibrous filters. *Annals of Occupational Hygiene*, **11**:299-304.

Kirsch A. A. et Stechkina I. B. (1978) The theory of aerosol filtration with fibrous filters in Shaw D. T. , *Fundamentals of aerosol science*, Wiley, New York.

Kirsch A. A. et Zhulanov U. V. (1978) Measurement of aerosol penetration through high efficiency filters. *Journal of Aerosol Science*, **9**:291-298.

Kuwabara S. (1959) The forces experienced by randomly distributed parallel circular cylinders or spheres in a viscous flow at small Reynolds numbers. *Journal of the Physical Society of Japan*, **14**:527-532.

Langmuir I. (1942) Report on smokes and filters, Sec I, *U. S. Office of Science Research and Development*, N°865, Part IV, 394-436.

Lamb H. (1932) Hydrodynamics, *6th edition* ,Cambridge University Press.

Lee K. W. et Liu B. Y. H. (1982-a) Theoretical study of aerosol filtration by fibrous media. *Aerosol Science and Technology*, **1**:147-161.

Lee K. W. et Liu B. Y. H. (1982-b) Experimental study of aerosol filtration by fibrous filters. *Aerosol Science and Technology*, **1**:35-46.

Lelandais T. et Michielsen N. (2008) Contribution à l'étude de l'efficacité des filtres pour des particules nanométriques, *Rapport IRSN Réf : DSU/SERAC/LPMA/08-03*.

Liu B. Y. H. et Lee J. K. (1993) Respirator leak detection by ultrafine aerosols: a predictive model and experimental study. *Aerosol Science and Technology*, **19**:15-26.

Liu B. Y. H. et Rubow K. L. (1990) *5th World Filtration Congress*, 5-8 Juin 1990, Nice, France.

Martin P., Rousseau R. et Brand F. (2004) Determination des performances des masques anti-poussières à média filtrant classique. *INRS, Hygiène et sécurité du travail - Cahier de notes documentaires ND 2218-197:21-29.*

Möhlmann C., Pelzer J. et Berges M. (2007) Efficiency of respiratory filters against ultrafine particles, *3rd International Symposium on Nanotechnology, Occupational and Environmental Health*, 29 août-1er septembre 2007 à Taiwan.

Mouret G. (2008) Etude de la filtration des aérosols nanométriques, *thèse INPL*, Nancy, 7 novembre 2008.

Mouret G., Chazelet S., Thomas D. Bémer D. et J. C. Appert-Collin (2009) Nanoparticles filtration by leaked fibrous filters. *Journal of Physics : Conference Series*, *170*.

Mouret G., Chazelet S., Thomas D. et Bémer D. (2011) Discussion about the thermal rebound of nanoparticles. *Separation and Purification Technology*, **78**:125-131.

Michielsen N., Brochot C. et Bondiguel S. (2009) Mesure de l'efficacité de filtration des particules nanométriques, *24eme Congrès Français sur les Aérosols*, 14 et 15 Janvier 2009.

Michielsen N., Lelandais T., Brochot C. et Bondiguel S. (2011) Filtration of Nanoparticles : presentation of FANA Test Bench. *FILTRATION*, **11**:114-117.

Myers W. R., Allender J. R., Iskander W. et Stanley C. (1988) Causes of in-facepiece sampling bias-I.Half-facepiece respirators. *Annals of Occupational Hygiene*, **32**:345-359.

National Institute for Occupational Safety and Health, http://www.niosh.com.my/en/

National Institute for Occupational Safety and Health. NIOSH Guide to the Selection and Use of Particulate Respirators Certified Under 42 CFR 84, Cincinnati, Ohio : NIOSH, 1996. 20 p. (NIOSH : 96-101).[MO-018807].

Norme européenne EN 136 (2998) Appareils de protection respiratoire – Masques complets – Exigences, essais, marquage.

Norme européenne EN 140 (1998) Appareils de protection respiratoire – Demi-masques et quarts de masques – Exigences, essais, marquage.

Norme européenne EN 143 (2000) Appareils de protection respiratoire – Filtres à particules – Exigences, essais, marquage.

Norme européenne EN 149 (2001) Appareils de protection respiratoire – Demi-masques filtrants contre les particules - Exigences, essais, marquage.

Norme européenne EN 529 (2006) Appareils de protection respiratoire – Recommandations pour le choix, l'utilisation, l'entretien et la maintenance – Guide.

Norme européenne EN 1827 (1999) Appareils de protection respiratoire – Demi-masques sans soupape inspiratoire et avec des filtres démontables, contre les gaz, contre les gaz et les particules, ou contre les particules uniquement.

Norme européenne EN 14387 (2008) Appareils de protection respiratoire – Filtres antigaz et filtres combinés – Exigences, essais, marquage.

Norme internationale ISO/DIS 8996 (2004) Ergonomie de l'environnement thermique – Détermination du métabolisme énergétique.

Norme internationale ISO/TS 27628 (2007) Air des lieux de travail -- Particules ultrafines, nanoparticules et aérosols nanostructurés -- Caractérisation et évaluation de l'exposition par inhalation

Oberdöster G., Oberdöster E. et Oberdöster J. (2005) Nanotoxicology: An emerging discipline evolving from studies of ultrafine particles. *Environmental Health Perspectives*, **113**:823-839.

Oestenstand R. K. et Perkins L. L. (1990) Distribution of faceseal leak sites on a half-mask respirator and their association with facial dimensions. *American Industrial Hygiene Association Journal*, **51**:285-290.

Ostiguy C., Lapointe G., Ménard L., Cloutier Y., Trottier M., Boutin M., Antoun M., Normand C. (2006) Les nanoparticules – Connaissances actuelles sur les risques et les mesures de prévention en santé et sécurité au travail. Rapport IRSST R-455.

Ostiguy C., Soucy B., Lapointe G., Woods C., Ménard L. et Trottier M. (2008) Les effets sur la santé reliés aux nanoparticules. Rapport IRSST R-558.

Payet S., Boulaud D., Madelaine G. et Renoux A. (1992) Penetration and pressure drop of a HEPA filter during loading with submicron liquid particles. *Journal of Aerosol Science*, **7**:723-735.

Rao N. et Faghri M. (1988) Computer modelling of aerosol filtration by fibrous filters. *Aerosol Science and Technology*, **8**:133-156.

Rengasamy S., Verboofsky R., King W. P. et Shaffer R. E. (2007) Nanoparticle penetration through NIOSH-approved N95 filtering-facepiece respirators, *Journal of the International Society for Respiratory Protection*, **24**:49-59.

Rengasamy S., Verboofsky R., King W. P. et Shaffer R. E. (2008) Filtration performance of NIOSH-approved N95 and P100 filtering facepiece respirators against 4 to 30 nanometer-size nanoparticles, *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, **5**:556-564.

Rengasamy S., Eimer B. C. et Shaffer R. E. (2009) Comparison of nanoparticle filtration performance of NIOSH-approved and CE-marked particulate filtering facepiece, *Annals of Occupational Hygiene*, **53**:117-128.

Rengasamy S., Miller A. et Eimer B. C. (2011) Evaluation of the filtration performance of NIOSH-approved N95 filtering facepiece respirators by photometric and number-based test methods, *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, **8**:23-30.

Rengasamy S. et Eimer B. C. (2011) Total Inward Leakage of nanoparticles through filtering facepiece respirators, *Annals of Occupational Hygiene*, **55**:253-263.

Rengasamy S. et Eimer B. C. (2011) Nanoparticle penetration through filter media and leakage through face seal interface of N95 filtering facepiece respirators, *Annals of Occupational Hygiene*, doi: 10.1093/annhyg/mer122.

Richardson A. W., Eshbough J. P. et Hofacre K. C. (2006) Respirator filter efficiency testing against particulate and biological aerosols under moderate to high flow rates. *Rapport d'étude du Chemical Biological Center d'Edgewood ECBC-CR-085*.

Silverman L., Lee G., Plotkin T. et al (1951) Air flow measurements on human subjects with and without respiratory resistance at several work rates. *Archives of Industrial Hygiene and Occupational Medicine*, **3**:461.

Stafford R., Ettinger H. J. et Rowland T. J. (1973) Respirator cartridge filter efficiency under cyclic- and steady-flow conditions. *American Industrial Hygiene Association Journal*, **34**(5):182-192.

Stechkina I. B. et Fuchs N. A. (1966) Studies on fibrous aerosol filters I. Calculation of diffusional deposition of aerosols in fibrous filters. *Annals of Occupational Hygiene*, **9**:59-64.

Stechkina I. B., Kirsch . et Fuchs N. A. (1969) Investigations of fibrous filters for aerosols calculation of aerosol deposition in model filters in the region of maximum particle breakthrough. *Colloid Journal of the USSR*, **31**:97-101.

Tuomi T. (1992) Face seal leakage of half masks and surgical masks. *American Industrial Hygiene Association Journal*, **46**:308-312.

Vaughan N. P., Tierney A. M. et Brown R. C. (1994) Penetration of 1.5-9.0 µm diameter monodisperse particles through leaks into respirators. *Annals of Occupational Hygiene*, **38**:879-893.

Wang J., Chen D. R. and Pui D. Y. H. (2007) Modeling of filtration efficiency of nanoparticles in standard filter media, *Journal of Nanoparticle Research*, **9**:109-115.

Wang H. C. et Kasper G. (1991) Filtration efficiency of nanometer-size aerosol particles, *Journal of Aerosol Science,* **22**:31-41.

Wiedensohler A. (1988) Technical note : an approximation of the bipolar charge distribution for particles in the submicron range, *Journal of Aerosol Science,* **19**:387-389.

Willeke K. (1976) Temperature dependence of particle slip in a gazeous medium. *Journal of Aerosol Science,* **7**:381-387.

Witschger O. et Fabriès J. F. (2005) Particules ultra-fines et santé au travail – 1.Caractéristiques et effets potentiels sur la santé. Hygiène et Sécurité au travail, ND 2227 – 199 – 05.

Listes des publications et des communications

Publications :

Michielsen N., Lelandais T., Brochot C. et Bondiguel S. (2011) Filtration of Nanoparticles : presentation of FANA Test Bench. FILTRATION, 11:114-117.

Brochot C., Michielsen N., Chazelet S., and Thomas D. (2011) Penetration results of two fibrous media towards nanoparticles in the range 5 nm to 400 nm, *Journal of Physics: Conference Series*, 304:012068.

C. Brochot, N. Michielsen, S. Chazelet and D. Thomas Measurement of protection factor of Respiratory Protective Devices towards nanoparticles, article en cours de corrections pour *Annals of Occupational Hygiene*.

Comunications :

Michielsen N., Brochot C. et Bondiguel S. (2009) Mesure de l'efficacité de filtration des particules nanométriques, *24eme Congrès Français sur les Aérosols*, Paris, 14 et 15 Janvier 2009.

Brochot C., Michielsen N., Chazelet S. Thomas D. et Bemer D. (2009) Exposition aux nanoparticules : efficacité de filtration des appareils de protection respiratoire, *12eme congrès de la Société Française de Génie des Procédés*, Marseille, 14-16 octobre 2009.

Brochot C., Michielsen N., Chazelet S. Thomas D. et Bemer D. (2010) Etat de l'art de la mesure de l'efficacité des appareils de protection respiratoire et description d'un nouveau banc de test des APR dédié aux nanoparticules, *25eme Congrès Français sur les Aérosols*, Paris, 13 et 14 Janvier 2010.

Brochot C., Michielsen N., Chazelet S. and Thomas D. (2010) Penetration of nanoparticles in 5 nm to 400 nm size range through two selected fibrous media, *Nanosafe 2010*, 16 – 18 novembre 2010.

Brochot C., Michielsen N., Chazelet S. and Thomas D. (2011) Development of a test bench for the measurement of protection factor of respiratory protective devices towards nanoparticles, INRS *Occupational Health Research Conference 2011*, Nancy, 5 -7 avril 2011.

Brochot C., Michielsen N., Chazelet S. et Thomas D. (2012) Performances de demi-masques filtrants en présence de fuites calibrées pour des particules nanométriques, *27eme Congrès Français sur les Aérosols*, Paris, 25 et 26 Janvier 2012.

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

AUTORISATION DE SOUTENANCE
DU DOCTORAT DE L'UNIVERSITE DE LORRAINE

o0o

VU LES RAPPORTS ETABLIS PAR :

Madame LE COQ Laurence, Professeur, Ecole des Mines de Nantes,

Monsieur TYMEN Georges, Professeur, Université de Bretagne Occidentale Brest.

L'Administrateur Provisoire de l'Université de Lorraine, autorise :

Mademoiselle BROCHOT Clothilde

à soutenir devant un jury de l'UNIVERSITE DE LORRAINE, une thèse intitulée :

"La filtration des nanoparticules - Application aux appareils de protection respiratoire"

en vue de l'obtention du titre de :

DOCTEUR DE l'UNIVERSITE DE LORRAINE

Intitulé du doctorat : **"Génie des Procédés et des Produits "**

Fait à Vandoeuvre, le **25 avril 2012**

Pour l'Administrateur Provisoire par délégation,

Le Chargé de Mission,

François LAURENT

UNIVERSITÉ DE LORRAINE
34 COURS LÉOPOLD - CS 25233
54052 NANCY CEDEX
TÉL : 03 54 50 54 00
CONTACT@UNIV-LORRAINE.FR
WWW.UNIV-LORRAINE.FR

LA FILTRATION DES NANOPARTICULES
- Application aux Appareils de Protection Respiratoire -

Résumé :

Cette étude a pour objectif de déterminer dans quelle mesure les APR, dont les performances sont qualifiées pour des particules supérieures à 100 nm, sont efficaces pour des nanoparticules. En effet, dans le cas où l'utilisation d'une filtration collective est insuffisante, le port d'un Appareil de Protection Respiratoire (APR) est le dernier rempart préconisé.

Une synthèse bibliographique a montré qu'aucune recherche n'a porté sur l'efficacité de demi-masques avec filtres pour des nanoparticules. Le banc d'ETude des NAnoparticules a été dimensionné et réalisé afin de pallier ces manques. Deux demi-masques ont été testés selon différentes configurations d'essais :

- débit constant et débit cyclique (débit moyen de 84 L/min),
- taille des particules (de 5 à 100 nm),
- pose du masque (scellée, libre, ou avec des fuites calibrées).

Les résultats montrent que, dès lors que les APR utilisés contiennent des media (non électrets) efficaces pour des particules de la zone MPPS (100 nm – 300 nm), les APR sont plus efficaces pour les particules nanométriques. De plus, les résultats obtenus, en présence de fuites réelles et calibrées, ont mis en évidence l'importance des fuites au visage dans la détermination des performances des APR. Un modèle de calcul du facteur de protection a été établi, basé sur la différenciation des débits d'air traversant la fuite et le filtre. Cette modélisation a été validée à l'aide des mesures obtenues en présence des fuites calibrées, et appliquée pour l'analyse de nos résultats en pose libre.

Mots clés : aérosol, nanoparticules, filtration, medium, perméance, appareils de protection respiratoires (APR), masques, fuites.

FILTRATION OF NANOPARTICLES
- Application to Respiratory Protecting Devices -

Summary:

This study aims to determine how the respiratory protective devices (RPD), whose performances are qualified for particles above 100 nm, are effective for nanoparticles. Indeed, if the use of a collective filtration is inadequate, wearing a RPD is the last protection recommended.

A literature review showed that no research concerned the effectiveness of half-masks for nanoparticles. The test bench ETNA has been sized and built to overcome these lacks. Two half masks were tested according to different configurations:

- constant flow rate and cyclic flow rate (average flow of 84 L /min),
- particle size (from 5 to 100 nm),
- positions of the mask (sealed, usual, or with calibrated leaks).

The results show that, since the RPD contain high efficiency filter media (without charged fibers) for the most penetrating particle size (100 nm - 300 nm), the RPD is more efficient for nanoparticles. Furthermore, the results obtained in the presence of actual and calibrated leaks, highlighted the importance of faceseal leakages in determining the performance of RPD. A model for calculating the protection factor was established based on the balance between the airflow through the filter and the leak. This model was validated using measurements obtained in the presence of calibrated leaks, and applied for the analysis of our results in usual position.

Keywords: aerosol, nanoparticles, filtration, medium, penetration, respiratory protective devices (RPD), masks, leaks.