

Évaluation de l'efficacité d'une visière de protection  
innovante pour réduire la transmission de pathogènes

par

Luisa BESSOM BEKOUTE

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA MAÎTRISE  
EN GÉNIE DES RISQUES EN SANTE SECURITE AU TRAVAIL  
M. Sc. A.

MONTREAL, LE 11 MARS 2026

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

©Tous droits réservés

Cette licence signifie qu'il est interdit de reproduire, d'enregistrer ou de diffuser en tout ou en partie, le présent document. Le lecteur qui désire imprimer ou conserver sur un autre media une partie importante de ce document, doit obligatoirement en demander l'autorisation à l'auteur.

**PRÉSENTATION DU JURY**

CE RAPPORT MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Lucas Hof, directeur de mémoire  
Département de génie mécanique à l'École de Technologie Supérieure

M. Stéphane Hallé, co-directeur de mémoire  
Département de génie mécanique à l'École de Technologie Supérieure

M. Jean-Pierre Kenné, président du jury  
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Giuseppe Di Labbio, membre du jury  
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

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

LE 09 MARS 2026

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE



## REMERCIEMENTS

Avant tout développement sur cette belle expérience professionnelle, il serait judicieux de commencer ce mémoire par des remerciements, car l'accomplissement effectif de ce travail et les leçons tirées n'auraient pu se faire sans le concours de plusieurs personnes.

Je tiens à exprimer ma sincère reconnaissance aux entreprises GSS Lab et MITACS, pour le financement de cette recherche et pour la confiance accordée à ce projet, dont l'initiative et la conception ont été portées par leur vision innovante. J'adresse une pensée à Véronique Bouchard, fondatrice du projet EOLE dont la vision, l'engagement et la passion ont profondément marqué cette recherche.

Ma profonde gratitude est exprimée à l'endroit de mon directeur de mémoire, professeur Lucas HOF et mon co-directeur, professeur Stéphane HALLE qui ont orienté et dirigé ce travail. Outre leur soutien scientifique très précieux, leur patience, disponibilité et conseils m'ont permis de finaliser mon cheminement scolaire d'une façon mémorable.

Ce mémoire étant le fruit d'une belle collaboration avec l'Institut de Recherche Robert Sauvé en santé et sécurité au travail (IRSST), je ne saurais poursuivre sans remercier Clothilde Brochot et Ali Bahloul pour m'avoir accueillie dans leur service. L'environnement de travail était non seulement très favorable mais aussi très enrichissant.

Je remercie également l'ensemble des membres de ce jury dont la sagesse et l'expertise m'aideront à parfaire le travail effectué.

A ma famille et mes amis, des mots ne pourraient décrire à quel point je suis reconnaissante pour le soutien multiforme, les paroles valorisantes et la bienveillance.



# **Évaluation de l'efficacité d'une visière de protection innovante pour réduire la transmission de pathogènes**

Luisa BESSOM BEKOUTE

## **RÉSUMÉ**

Durant la pandémie de la COVID-19, les dispositifs respiratoires conventionnels (masque chirurgical et N95) ont été au cœur des mesures de prévention, tandis que la visière (dispositif de protection respiratoire) n'a pas été recommandée par les organismes de prévention comme alternative au masque, en raison des informations limitées quant à son efficacité à bloquer les particules en suspension dans l'air. Malgré l'efficacité élevée des médias filtrants (N95 et masques chirurgicaux), certaines études ont démontré qu'ils peuvent être source d'inconfort (chaleur, démangeaisons, etc.) et contribuer à la pollution plastique. Une alternative réutilisable et efficace serait donc bénéfique, tant pour les porteurs que pour l'environnement. C'est dans cette optique que s'inscrit cette recherche dont l'objectif est d'évaluer l'efficacité d'une visière de protection innovante pour réduire la transmission des pathogènes.

Des têtes de mannequins anatomiquement réalistes et un banc d'essai ont été conçus pour simuler les conditions d'émission d'aérosols et évaluer l'efficacité de dispositifs dans un environnement contrôlé. Le banc est doté d'une veine aéraulique à faible débit et uniformément distribuée, dont la partie émettrice à une tête de mannequin connectée à un générateur d'aérosols (particules de NaCl de diamètre médian 0,3 micron) avec une vitesse d'expiration d'environ 6 m/s. L'aérosol émis est sélectionné et compté par un analyseur de mobilité électrique à balayage (SMPS). La campagne expérimentale et l'analyse statistique effectuée ont permis de quantifier les fuites totales et calculer l'efficacité des dispositifs testés (N95, masque chirurgical et prototype de visière) dans quatre configurations en vue de simuler différents scénarios de transmission d'un virus aéroporté.

Les résultats obtenus montrent que l'efficacité du prototype de visière varie entre 1 et 11,3 %, toutes configurations confondues. Le N95 offre une efficacité meilleure (entre 82,34 % et 98,47 %), suivi du masque chirurgical avec un pourcentage d'efficacité qui varie entre 53,7 % et 80,2 %. Les recommandations formulées permettront d'amélioration de prototype de la visière, d'envisager des stratégies de protection plus variées et mieux adaptées aux besoins spécifiques de certains utilisateurs dans la prévention de futures pandémies.

**Mots clés :** Aérosols, masque, protection respiratoire, visière



# **Evaluation of the effectiveness of an innovative protective visor in reducing pathogen transmission**

Luisa BESSOM BEKOUTE

## **ABSTRACT**

Respiratory protection devices (procedural masks, N95 filtering facepiece) were at the heart of prevention measures during the COVID-19 pandemic, as they were considered the best for retaining droplets and aerosols. On the other hand, the face shield played a limited role. Due to limited amount of information on its efficacy, it was not recommended prevention organizations as an alternative to the mask. Despite the high efficiency of filtering layers, some studies have proven that they can be a source of discomfort (heat, sweat etc.) and contribute to plastic pollution. For all these reasons, a reusable protection alternative would therefore be beneficial for both users and the environment. The aim of the present study is to assess the effectiveness of an innovative, custom-ventilated protective face shield designed to reduce pathogen transmission.

Anatomically realistic dummy heads and a test bench were designed to simulate aerosol emission conditions and value the effectiveness of the tested devices in a controlled environment. The test bench equipped with a low-flow, uniformly distributed aeraulic vein consists of a dummy head connected to an aerosol generator (NaCl particles with a median diameter of 0.3 microns and an expiration velocity of around 6 m/s). The aerosol emitted is selected and counted by a Scanning Mobility Particle Sizer (SMPS). The source control efficiency measurement campaign and the statistical analysis allowed us to calculate and compare the effectiveness of the tested devices (N95, surgical mask and visor prototype) in four configurations, with a view to simulating different airborne virus transmission scenarios.

The results obtained show that the effectiveness of the visor prototype varies between 1 % and 11.3 %, across all configurations. The N95 offers better effectiveness (between 82.34 % and 98.47 %), followed by the surgical mask with an effective percentage that varies between 53.7 % and 80.2 %. The recommendations made will improve the face shield prototype and contribute to the development of varied protection strategies, better suited to the specific needs of certain users in the prevention of future pandemics.

**Key words:** Aerosols, mask, respiratory protection, face shield



## TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE .....	5
1.1 Généralités sur les aérosols et bioaérosols.....	5
1.1.1    Aérosols .....	5
1.1.2    Bioaérosols : Production et émission .....	6
1.1.3    Mécanismes de filtration des aérosols .....	7
1.2 Appareils de protection respiratoire.....	8
1.2.1    Dispositifs de protection respiratoire usuels .....	13
1.2.2    Revue des connaissances .....	15
1.3 Association des rideaux d'air aux dispositifs de protection respiratoire .....	22
1.4 Bénéfices de la ventilation personnalisée. ....	26
1.5 Conclusions du chapitre.....	27
CHAPITRE 2 METHODOLOGIE EXPERIMENTALE .....	29
2.1 Problématique .....	29
2.2 Objectifs.....	31
2.3 Démarche méthodologique .....	31
2.4 Présentation du prototype de visière EOLE.....	32
2.5 Support expérimental : Têtes de mannequins .....	35
2.6 Montage du banc d'essai.....	36
2.6.1    Choix et conception générale du banc d'essai .....	37
2.6.2    Automatisation du banc .....	38
2.7 Calibration et validation du banc d'essai .....	41
2.7.1    Contrôle de l'étanchéité du banc.....	41
2.7.2    Homogénéité du flux d'air .....	42
2.7.3    Système de génération des aérosols .....	44
2.7.4    Caractérisation et mesure des aérosols .....	45
2.7.5    Processus de caractérisation et validation du banc d'essai .....	48
2.8 Campagne expérimentale.....	52
CHAPITRE 3 RESULTATS ET DISCUSSIONS.....	57
3.1 Évaluation de la vitesse d'écoulement du rideau d'air sur le prototype de visière.....	57
3.2 Homogénéité du flux d'air .....	60
3.3 Génération des aérosols et caractérisation du banc d'essai .....	62
3.3.1    Caractérisation des aérosols en aval .....	63
3.3.2    Tests d'agglomération des aérosols .....	65
3.3.3    Tests d'homogénéité et de reproductibilité.....	67
3.3.4    Tests préliminaires de reproductibilité du positionnement des dispositifs et de l'orientation de la tête émettrice.....	69
3.3.5    Conclusion sur la validation du banc d'essai.....	72

3.4	Résultats de la campagne expérimentale .....	73
3.4.1	Résultats d'évaluation des dispositifs conventionnels en poses non scellées .....	74
3.4.2	Évaluation des dispositifs conventionnels en pose scellées.....	79
3.4.3	Évaluation du prototype de visière EOLE .....	83
3.4.4	Conclusion sur les résultats de la campagne expérimentale .....	88
	CONCLUSION.....	91
	LIMITES ET RECOMMANDATIONS.....	95
ANNEXE I	ASPECTS TECHNIQUES ET DEVELOPPEMENT DU DISPOSITIF EXPERIMENTAL .....	97
ANNEXE II	INSTRUMENTATION DE MESURE GRANULOMETRIQUE .....	107
ANNEXE III	RESULTATS EXPERIMENTAUX.....	111

## LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1-1	Efficacités minimales et fuites maximales des filtres anti-aérosols.....12
Tableau 3-1	Moyennes des vitesses d'air mesurées sur le prototype de visière .....58
Tableau 3-2	Synthèse des mesures de concentration particulaire lors des essais sur le N95.....70
Tableau 3-3	Synthèse des mesures de concentration particulaire lors des essais sur le masque chirurgical .....70
Tableau 3-4	Synthèse des mesures de concentration particulaire lors des essais sur le prototype EOLE .....71



## LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Émission des particules.....	6
Figure 1.2	Mécanisme de filtration des aérosols.....	8
Figure 1.3	Exemple d'appareils filtrants (demi-masque, masque complet, casque, cagoule et embout buccal respectivement) .....	9
Figure 1.4	Appareils filtrants à ventilation libre (a) et ventilation assistée (b) .....	9
Figure 1.5	Appareils isolants, autonomes (a) et non-autonomes (b).....	10
Figure 1.6	Masques chirurgicaux .....	14
Figure 1.7	Pièce faciale filtrante (N95).....	14
Figure 1.8	Visière.....	15
Figure 1.9	Dispositif expérimental sur aérosols.....	16
Figure 1.10	Schéma expérimental pour les tests d'efficacité de trois dispositifs respiratoires.....	17
Figure 1.11	Dispositif expérimental pour des tests sur une visière et un masque chirurgical .....	18
Figure 1.12	Schéma expérimental d'évaluation de différents dispositifs de protection respiratoire pou la fuite totale vers l'extérieur .....	19
Figure 1.13	Schéma expérimental pour l'étude de pénétration des aérosols .....	20
Figure 1.14	Schéma expérimental d'évaluation des fuites totales vers l'intérieur des masques faciaux .....	21
Figure 1.15	Configuration du dispositif expérimental avec rideau d'air intégré .....	23
Figure 1.16	Montage expérimental pour l'évaluation des PAPR .....	24
Figure 1.17	Représentation numérique du dispositif analysé.....	25
Figure 2.1	Démarche méthodologique d'évaluation du prototype de visière .....	32
Figure 2.2	Vue d'ensemble du prototype de visière à ventilation personnalisée avec les principales composantes ((A) ventilateurs, (B) batteries, (C) portion frontale, (D) système d'alimentation, (E) système de fixation).....	34

Figure 2.3	Cartographie de la distribution des vitesses d'air du prototype de visière	35
Figure 2.4	Têtes de mannequin .....	36
Figure 2.5	Banc d'essai EOLE et ses différentes composantes ((A) système de ventilation, (B) système de génération des aérosols, (C) dispositif de protection respiratoire, (D) tête réceptrice, (E) hotte d'aspiration et (F) instruments de mesure) .....	38
Figure 2.6	Bloc diagram de l'interface utilisateur sur Labview.....	40
Figure 2.7	Interface utilisateur du banc d'essai sur LabVIEW .....	41
Figure 2.8	Anémomètre TSI 9600.....	42
Figure 2.9	Grille de positionnement des neuf points de mesure de l'uniformité des vitesses de mesure selon ASHRAE (a) et dans le banc d'essai (b) .....	43
Figure 2.10	Outils de génération d'aérosols : nébuliseur et filtre sécheur.....	45
Figure 2.11	Compteur Optique de Particules (OPS) .....	46
Figure 2.12	NanoScan .....	47
Figure 2.13	Analyseur de mobilité électrique à balayage (SMPS) .....	48
Figure 2.14	Schéma préliminaire de caractérisation du banc d'essai .....	50
Figure 2.15	Schéma illustratif pour l'évaluation de l'homogénéité et de la reproductibilité de la génération d'aérosols sur la section réceptrice .....	51
Figure 2.16	Configurations pour la validation du positionnement des dispositifs et reproductibilité des mesures .....	52
Figure 2.17	Descriptif des différentes configurations testées durant la campagne expérimentale.....	55
Figure 3.1	Cartographie de la distribution des vitesses d'air du prototype de visière	58
Figure 3.2	Répartition des vitesses moyennes de l'écoulement d'air mesurées aux différents points du prototype de visière.....	59
Figure 3.3	Résultat des tests d'homogénéité du flux d'air (en m/s) aux 9 points d'échantillonnage .....	61
Figure 3.4	Mesure des vitesses en fonction du ventilateur Panda, avec régression linéaire.....	62

Figure 3.5	Graphe de caractérisation des particules d'aérosols au niveau de la tête émettrice.....	65
Figure 3.6	Distribution de concentrations des particules selon leurs diamètres en fonction de la distance de la sonde par rapport à la tête émettrice.....	67
Figure 3.7	Graphe d'évaluation de l'homogénéité et de reproductibilité dans la génération.....	69
Figure 3.8	Graphe d'évaluation des fuites totales vers l'extérieur sur la PFF N95 en pose non scellée .....	75
Figure 3.9	Graphe d'évaluation des fuites totales vers l'extérieur pour le masque chirurgical en pose non scellée .....	78
Figure 3.10	Graphe d'évaluation des fuites totales vers l'extérieur sur la PFF N95 en pose scellée .....	80
Figure 3.11	Graphe d'évaluation des fuites totales vers l'extérieur sur le masque chirurgical en pose scellé .....	82
Figure 3.12	Graphe d'évaluation des fuites totales vers l'extérieur sur le prototype de visière .....	85
Figure 3.13	Graphe d'évaluation du prototype de visière à ventilation pour la protection individuelle du porteur.....	87



## **LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES**

AIM	Aerosol Instrument Manager
APR	Appareils de Protection Respiratoire
ASHRAE	American Society of Heating, Refrigerating and Air conditioning Engineers
ASTM	American Society for Testing Materials
CDC	Centre Américain de Contrôle et de Prévention des maladies
CFR	Code of Federal Regulations
CPC	Condensation Particle Counter (Compteur de Noyaux de Condensation)
CSA	Canadian Standard Association
CV	Coefficient de Variation
DMA	Differential Mobility Analyzer (Analyseur Différentiel de Mobilité Electrique)
DNS	Direct Numerical Simulation (Simulation Numérique Directe)
EHMR	Elastomeric Half Mask Respirators
EPI	Équipement de Protection Individuel
FDA	Food and Drug Administration
FFR	Filtering Facepiece Respirator (masque de protection respiratoire)
FPC	Facteur de Protection Caractéristique
FPP	Filtering Face-piece Particles (Pièce Faciale Filtrante)
HEPA	High Efficiency Particulate Air (Haute Efficacité pour les Particules de l'Air)
INRS	Institut National de Recherche et de Sécurité
IPE	Inward Protection Efficiency (Efficacité de protection interne)
ISO	International Organization for Standardization

IRSST	Institut de Recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité au travail
KCl	Chlorure de potassium
LabVIEW	Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench
NaCl	Chlorure de sodium
MIM	Multi Instrument Manager
MOLPS	Most Outward Leakage Particle Size
MPPS	Most Penetrating Particle Size
NIOSH	National Institute for Occupational Safety and Health
OMS	Organisation Mondiale de la Santé
OPS	Optical Particle Sizer (Compteur Optique de Particules)
PAC	Personalized Air Curtain (Rideau d'Air Personnalisé)
PANDA	Positive And Negative Ductwork Accreditation
PAPR	Powered Air Purifying Respirators (Appareil filtrant à ventilation personnalisée)
PFF	Pièce Faciale Filtrante
PLA	Polylactic Acid (Acide polylactique)
PV	Ventilation Personnalisée
SRAS	Severe Respiratory Acute Syndrom (Syndrome respiratoire aigu sévère)
SMPS	Scanning Mobility Particle Sizer (Analyseur de mobilité électrique à balayage)
TOL	Total Outward Leakage (Fuite Totale vers l'Extérieur)
3D	3 Dimension

## LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

$C_i$	concentration du contaminant à l'intérieur d'un APR ( $\text{mg}/\text{m}^3$ )
$C_o$	concentration du contaminant dans l'air ambiant ( $\text{mg}/\text{m}^3$ )
$d$	diamètre (m)
$F_D$	force de trainée (N)
$F_G$	force gravitationnelle (N)
$g$	accélération gravitationnelle ( $\text{m}/\text{s}^2$ )
g	grammes
kPa	kilopascal
LPM	Litre par minute
nm	nanomètre
mbar	millibar
mm	millimètre
ms	millisecondes
mm/s	millimètre par seconde
m/s	mètre par seconde
$^{\circ}\text{C}$	degré Celsius
$\eta$	viscosité dynamique du gaz ( $\text{Pa}\cdot\text{s}$ )
$\rho_p$	densité de particule ( $\text{kg}/\text{m}^3$ )
$\rho$	masse volumique ( $\text{kg}/\text{m}^3$ )
$\mu\text{m}$	micromètre
%	pourcentage

## XXII

P	performance
PSI	Pound per Square Inch
PSIG	Pound per Square Inch Gauge
Pt	taux de pénétration (%)
SC <sub>e</sub>	efficacité totale de réduction de fuites vers l'extérieur (%)
V <sub>TS</sub>	vitesse de sédimentation (m/s)
VMD	diamètre médian en volume (μm/nm)
W <sub>e</sub>	concentration de particules émis avec masque (#/cm <sup>3</sup> )
W <sub>out</sub>	concentration de particules émis sans masque (#/cm <sup>3</sup> )

## INTRODUCTION

La dispersion des agents pathogènes par le biais des particules d'aérosol émises par le système respiratoire humain était le principal moteur de transmission du virus SRAS-Cov-2 durant la pandémie de COVID-19. Les particules produites et expulsées par le système respiratoire humain, que ce soit en respirant, en parlant ou en toussant, varient en taille et en nombre en fonction de plusieurs facteurs tels que la physiologie, l'état de santé etc. Chez les personnes infectées par le SRAS-Cov-2, ces particules peuvent servir de véhicules aux agents pathogènes et sont donc déterminantes pour la définition et le choix des mesures de protection. Les études actuelles sur les caractéristiques des particules exhalées suggèrent que leur diamètre est inférieur à 4  $\mu\text{m}$  (le diamètre médian est très probablement de l'ordre de 0,7  $\mu\text{m}$  à 1,0  $\mu\text{m}$ ) (Bake et al., 2019 ; Scheuch, 2020), ce qui permet aux particules de rester en suspension dans l'air pendant plusieurs heures dans les environnements intérieurs.

Avec un système de santé qui a été profondément bouleversé à l'échelle mondiale, l'importance des dispositifs de protection dans la lutte contre la propagation du virus SRAS-Cov-2 a été mise en lumière. Les risques d'infections pouvaient être directes (les agents pathogènes sont directement transmis de la personne infectée vers un potentiel hôte) ou indirectes (les agents pathogènes sont transportés par des courants d'air et restent en suspension longtemps avant d'atteindre un potentiel hôte). Afin de réduire ces risques, des mesures telles que la distanciation sociale, la ventilation constante des espaces, les systèmes de purification d'air et le port des dispositifs de protection respiratoires individuels ont été vulgarisées (Sehgal et Milton, 2021 ; Berger et al., 2023). Ces dispositifs de protection respiratoire servent à la fois de dispositif de contrôle à la source en limitant la propagation des aérosols chargés de virus provenant d'une personne infectée, et de dispositif de protection individuelle en filtrant les particules porteuses de maladies provenant de l'extérieur (Lindsey et al., 2021 ; Mittal et al., 2023). Très vite, ils ont été adoptés comme étant « le » moyen idéal de se protéger contre les virus. Introduits dans les écoles, les entreprises et même les ménages, leur efficacité à bloquer les gouttelettes et les aérosols (principaux vecteurs de transmission du virus SRAS-Cov-2) de

concentrations et diamètres variés a été largement démontrée par les organisations sanitaires (OMS, CDC, NIOSH), les rendant indispensables dans les espaces publics et les milieux professionnels contenant des niveaux élevés d'aérosols potentiellement dangereux.

Les dispositifs de protection respiratoire sont devenus un symbole de la lutte contre le virus, mais aussi un objet de recherche intense sur leurs efficacités, les matériaux qui les constituent et leurs impacts à grande échelle sur la santé publique. La recherche d'un dispositif de protection respiratoire ayant une capacité de filtration optimale des particules en suspension dans l'air, une grande efficacité d'élimination des bioaérosols ainsi qu'un confort optimal, a toujours été parmi les objectifs des études menées dans ce domaine. Les études antérieures s'accordent généralement à dire que les masques N95 offrent un meilleur niveau de protection individuelle que les masques chirurgicaux (Bagheri et al., 2021 ; Lee et al., 2016 ; Grinshpun et al, 2021). Selon une étude récente, l'efficacité des médias filtrants : masque chirurgical et N95 ont été évalué à 80% et au moins 95% respectivement, lorsqu'ils sont bien portés (Bahloul et al., 2021).

Durant la pandémie, la visière a été fortement vulgarisée et certains chercheurs ont estimé, après avoir mené des études qu'elle pouvait offrir des perspectives de protection respiratoire intéressantes et palier aux inconvénients (chaleur, démangeaison, irritation etc.) liés au port des dispositifs conventionnels (N95 et masque chirurgical). Cependant, l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) et le Centre Américain de Contrôle et de Prévention des maladies (CDC) ne l'ont pas recommandé comme alternative au port du masque, en raison du manque d'informations sur son efficacité. Dans ce contexte, une entreprise québécoise a développé un prototype de visière de protection innovante à ventilation personnalisée. Le présent travail sera axé sur l'évaluation de l'efficacité de ce prototype à réduire la transmission des pathogènes.

## **Structure du mémoire**

Ce travail, en plus d'une introduction est subdivisé en trois chapitres comme suit :

- Le premier chapitre est consacré à la revue de littérature. Il présente les études les plus pertinentes sur les axes qui englobent notre thématique ; les aérosols, les appareils de protection respiratoire et l'utilisation d'un rideau d'air dans les APR.
- Le chapitre deux consacré à la méthodologie. Il présente la conception du banc d'essai, le système de génération d'aérosol et les instruments de mesures utilisés. Ce chapitre présente également l'ensemble des tests réalisés pour caractériser et valider le banc d'essai.
- Le chapitre trois met en avant les résultats obtenus et leur interprétation.

Le mémoire se termine par une conclusion générale et des recommandations.



# CHAPITRE 1

## REVUE DE LITTÉRATURE

Les objectifs de ce chapitre sont de présenter quelques concepts importants sur les aérosols, de contextualiser le sujet étudié en analysant les travaux scientifiques déjà réalisés, identifier leurs lacunes et de justifier la nécessité de ce projet de recherche.

### 1.1 Généralités sur les aérosols et bioaérosols

#### 1.1.1 Aérosols

On entend par aérosol, toute suspension de particules solides ou liquides dans un milieu gazeux, ayant une vitesse de chute négligeable ou inférieure à 0,25 m/s. Ces particules qui proviennent de sources variées peuvent également varier en taille et en composition et sont susceptible d'avoir des impacts significatifs sur la santé humaine. Dans l'air et dans des conditions normales, ils sont de diamètres inférieurs à 100  $\mu\text{m}$  (INRS, 2019).

Dépendamment de leur masse volumique, les particules d'aérosols tendent à atteindre leur vitesse de sédimentation ( $V_{TS}$ ) presque instantanément quand elles sont relâchées dans l'air (Hinds, 1998). S'il n'y a pas de mouvement d'air et lorsque la  $V_{TS}$  est atteinte, on obtient un mouvement uniforme où la force gravitationnelle ( $F_G$ ) est égale à la force de traînée ( $F_D$ ) qui est la force de résistance du gaz dans lequel la particule d'aérosol se trouve. Ce mouvement uniforme est appelé chute gravitationnelle. La vitesse de sédimentation d'une particule est proportionnelle au carré de son diamètre, elle augmente donc rapidement avec le diamètre (c.-à-d plus la particule est grosse, plus vite elle tombera). Ainsi, une particule de 1  $\mu\text{m}$  (ayant une masse volumique  $1000\text{kg/m}^3$ ) peut prendre 12,2 heures pour chuter de 1,5 mètres, mais à un diamètre de 5  $\mu\text{m}$  et 100  $\mu\text{m}$  cela peut prendre respectivement 33 minutes et 5 secondes (figure 1.1). Elle peut être calculée par l'équation 1.1 ci-dessous (INRS,2011).

$$V_{TS} = \frac{\rho_p d^2 g}{18\eta} \quad (1.1)$$

Où  $\rho_p$  est la masse volumique de la particule,  $g$  est l'accélération gravitationnelle,  $d$  est le diamètre de la particule et  $\eta$  est la viscosité dynamique du gaz.

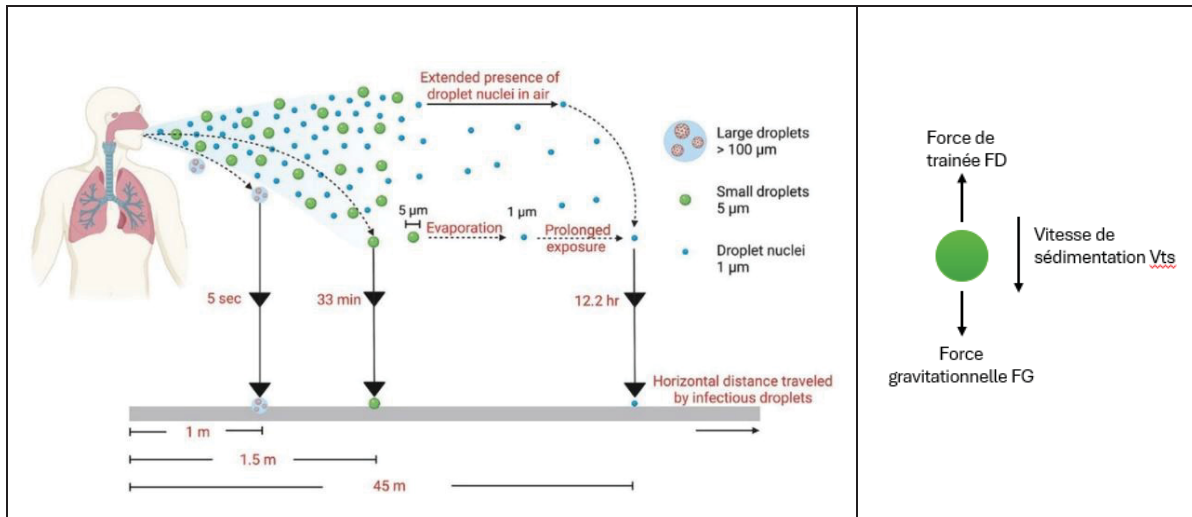


Figure 1.1 Émission des particules  
Adaptée de INRS (2011)

### 1.1.2 Bioaérosols : Production et émission

Les particules aéroportées constituées ou provenant d'organismes vivants, d'origine microbienne (virus, toxines, bactéries etc.) animale ou végétale appelées bioaérosols sont omniprésentes dans notre environnement (IRSST, 2001). Chez l'humain, les principaux sites de production des bioaérosols sont les voies respiratoires (cavité buccale, nez, bronches) et la quantité d'aérosol libérée dépend du phénomène qui l'engendre : toux, éternuement, parole ou encore respiration.

Le résultat des études effectuées durant les dernières années sur la distribution trimodale (bouche, bronches et larynx) des bioaérosols émis par les humains démontre que la gamme de diamètres est comprise entre 0,02 et 100  $\mu\text{m}$  (Morawska & al, 2022).

De même, la distance parcourue par chaque aérosol dépend de divers facteurs physiques, environnementaux et même biologiques tels que la taille des particules, la vitesse initiale de projection, la vitesse de l'air et sa direction.

### 1.1.3 Mécanismes de filtration des aérosols

En protection respiratoire, les médias (matériaux) filtrants utilisés sont constitués de fibres non-tissées. La filtration des particules est un ensemble de mécanismes relativement complexes. Elle est liée à différents phénomènes physiques qui dépendent fortement des propriétés physiques et chimiques telles que le poids moléculaire, la morphologie, etc. (Hutten, 2007 ; Bocquet et al., 2022).

- Diffusion brownienne : basée sur l'agitation brownienne de très petites particules ( $<0.5 \mu\text{m}$ ). Ce mouvement aléatoire et probabiliste amènera une particule à s'écarter de la ligne de courant et adhérer aux fibres du filtre (Hutten, 2007).
- Interception directe : se produit lorsqu'une particule n'a pas suffisamment d'inertie pour se détacher de la ligne de courant d'air mais s'approche à une distance suffisamment proche pour être attirée vers les fibres du filtre (Hutten, 2007).
- Forces électrostatiques : basée sur la charge de la particule et/ou de la fibre qui forcera la particule à dévier de sa trajectoire initiale et s'accrocher à la fibre (Hutten, 2007).
- Impact inertiel : lorsque l'inertie de la particule est si élevée qu'elle a suffisamment d'élan pour se détacher des courants d'air et s'accrocher aux fibres (Hutten, 2007).
- Sédimentation par gravité : les grosses particules se déposent plus rapidement que les petites particules, car elles sont plus fortement affectées par la gravité (Hutten, 2007).

La figure 1.2 illustre les différents mécanismes par lesquels les particules en suspension peuvent pénétrer à travers les filtres d'un masque.

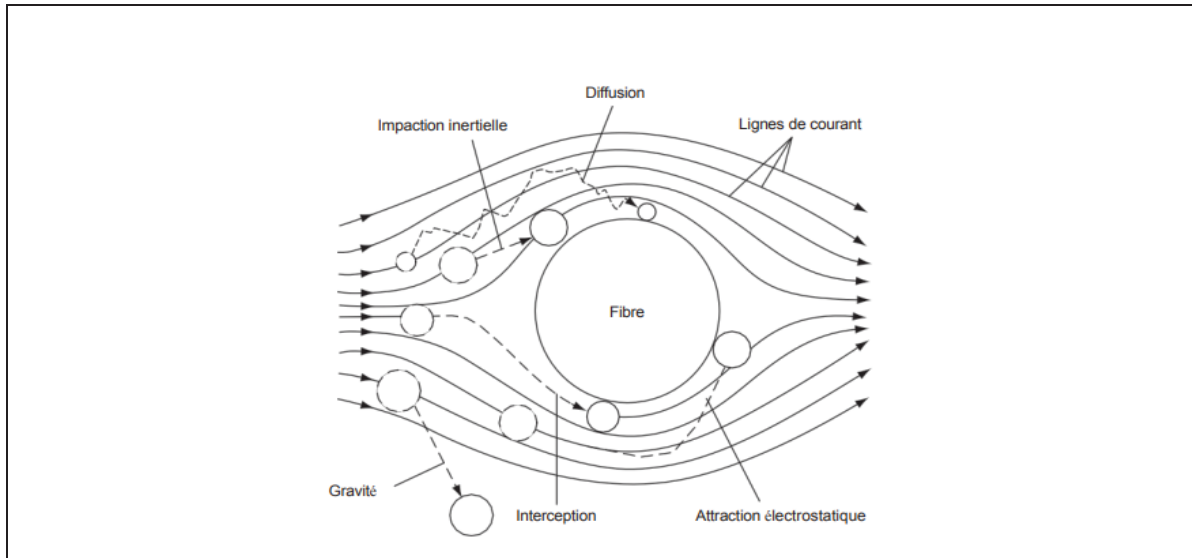


Figure 1.2 Mécanisme de filtration des aérosols

Tirée de Hutten (2007)

L'efficacité totale de capture des aérosols dépend du diamètre des particules car selon ce diamètre, les mécanismes de piégeage seront plus ou moins importants. La taille de particule la plus pénétrante, en anglais Most Penetrating Particle Size (MPPS) mesurée dans le cadre des filtres à fibres contenus dans les pièces faciales filtrantes N95 se situe entre 30 nm et 70 nm (Balazy et al., 2006 ; Rengasamy et al., 2017 et 2021).

## 1.2 Appareils de protection respiratoire

Un appareil de protection respiratoire (APR) est un dispositif utilisé pour protéger un individu vis-à-vis d'un risque d'inhalation d'air contaminé par des gaz, vapeurs, aérosols ou bioaérosols (Brochot, 2012). Selon le principe par lequel ils assurent la protection de l'utilisateur, on peut ressortir deux grandes familles d'APR ; les appareils filtrants et les appareils isolants.

Les appareils filtrants épurent l'air ambiant par l'intermédiaire d'un filtre. Ils sont généralement constitués d'une pièce faciale enveloppant de manière plus ou moins large les voies respiratoires (nez et bouche) et équipés d'un filtre adapté (figure 1.3). Dans certains cas, la

pièce faciale est-elle même filtrante sur la plus grande partie de sa surface. On parle alors de « pièce faciale filtrante ».



Figure 1.3 Exemple d'appareils filtrants (demi-masque, masque complet, casque, cagoule et embout buccal respectivement)

Tirée de INRS (2019)

Un appareil filtrant est dit « à ventilation libre » lorsque le passage à l'air à travers le filtre est assuré uniquement par des échanges respiratoires du porteur de l'appareil (figure 1.4a) et à « ventilation assistée » lorsqu'il est au moyen d'un ventilateur motorisé, qui peut être porté à la ceinture par exemple (figure 1.4b).

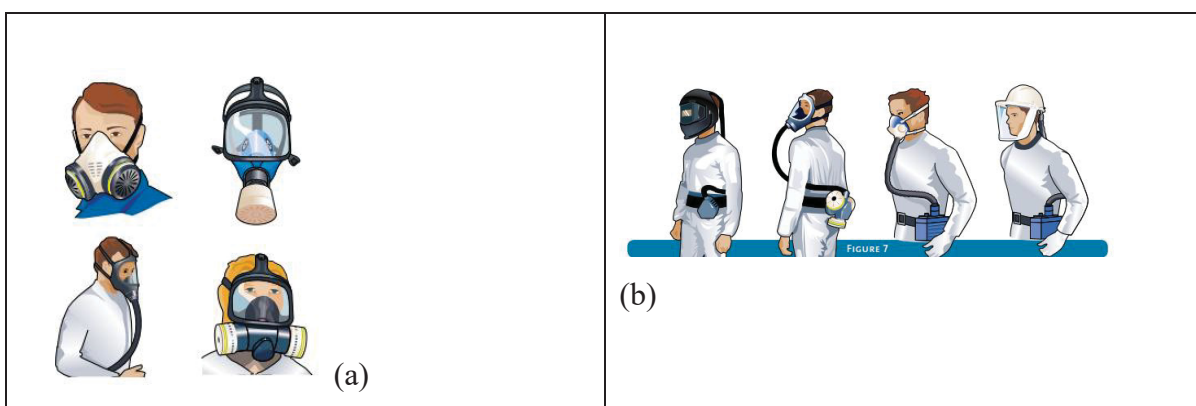


Figure 1.4 Appareils filtrants à ventilation libre (a) et ventilation assistée (b)

Tirée de INRS (2019)

Les appareils isolants sont alimentés en air respirable à partir d'une source non-contaminée. Leur utilisation est donc indépendante de l'atmosphère environnante. Ils sont constitués d'une pièce faciale et d'un dispositif d'apport d'air. Lorsque la source d'air comprimé est assurée par l'intermédiaire d'un tuyau, on parle d'un appareil non autonome (figure 1.5a). En revanche, si la source d'air est portée avec l'appareil, l'on parle d'appareil autonome (figure 1.5b).

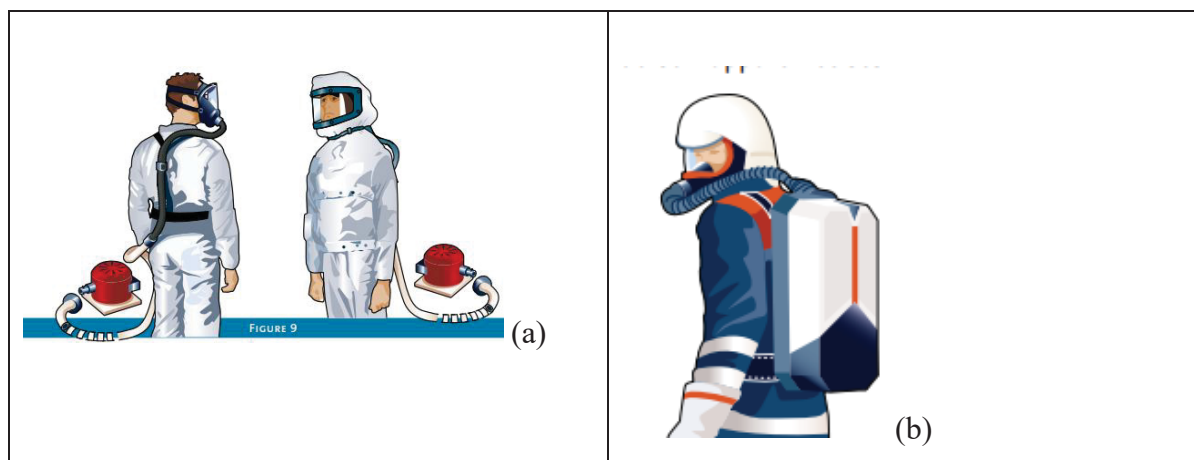


Figure 1.5 Appareils isolants, autonomes (a) et non-autonomes (b)

Tirée de INRS (2019)

### Normes et certifications des APR

Les pièces faciales filtrantes de classes 1, 2 et 3 (FPP1, FPP2 et FPP3) sont associées à la norme américaine 42 CFR 84 (INRS, 2020). L'efficacité de ces filtres anti-aérosols, qu'ils soient solides et/ou liquides est évaluée au moyen d'un essai normalisé utilisant un aérosol de chlorure de sodium (NaCl) de diamètre moyen de  $0,6 \mu\text{m}$  (INRS, 2020).

Les couvre-visages barrière sont soumis à la nouvelle norme consensuelle ASTM F3502-21 (CDC, 2024), élaborée en collaboration avec NIOSH. Elle a pour objectif d'établir un ensemble de méthodes d'essai et de critères de performance uniformes pour comparer les produits en termes d'efficacité de filtration, de respirabilité, de potentiel de réutilisation et de fuite (CDC, 2024).

### **Efficacité des médias filtrants des APR et concept de fuites**

La performance du média filtrant d'un APR est la résultante de différentes caractéristiques qui sont principalement : l'efficacité du filtre (fonction des matériaux, de la conception du filtre et de son étanchéité) et la fuite totale (INRS, 2009). Les fuites peuvent être causées par divers facteurs comme l'humidité accrue de la structure multicouche de ces masques, la taille et la forme des particules, la vitesse de l'air ou encore l'ajustement au visage (Mourret et al., 2009 ; Bahloul et al, 2019).

Mathématiquement, la performance d'un média filtrant est exprimée comme étant le ratio de la concentration exprimée en  $\text{g}/\text{cm}^3$  du contaminant à l'intérieur de l'APR ( $C_i$ ) par rapport à la concentration en  $\text{g}/\text{cm}^3$  du contaminant dans l'air ambiant ( $C_o$ ), illustré dans l'équation 1.2. Ces concentrations sont mesurées simultanément, et ce uniquement lorsque l'appareil est porté normalement et utilisé lors des activités normales de travail. La détermination de cette performance est faite suivant la norme américaine 42 CFR 84 (INRS, 2020) et avec des conditions de test très strictes.

$$P = \frac{C_i}{C_o} \times 100 (\%) \quad (1.2)$$

L'efficacité du média filtrant d'un APR  $E$  est le pourcentage de particules bloquées par un filtre lorsqu'elles essaient de traverser le filtre. Elle dépend de la performance du filtre, de l'ajustement du masque et du contexte environnemental (IRSST, 2019 ; Bahloul et al, 2019). Elle est donnée par l'équation 1.3 avec  $C_{amont}$  et  $C_{aval}$ , les concentrations respectives en amont et en aval du filtre et  $Pt$  le taux de pénétration du filtre.

$$E = 1 - Pt = 1 - \frac{C_{aval}}{C_{amont}} \quad (1.3)$$

La combinaison des performances de filtration d'un APR et de son ajustement au visage peut être exprimée en termes de fuite totale vers l'intérieur ou fuite totale vers l'extérieur.

La fuite totale vers l'intérieur correspond à la pénétration des particules (aérosols, virus, contaminants etc.) à travers le média filtrant et l'interface d'étanchéité faciale d'un APR, depuis l'environnement extérieur vers l'intérieur du masque (Rengasamy et al. 2021). L'absence d'étanchéité entre l'atmosphère ambiante et l'intérieur de l'appareil rend la protection caduque. L'efficacité des respirateurs est évaluée en utilisant la méthode de fuites vers l'intérieur, car il n'existe à présent aucune autre méthode standard (OSHA, 2019 ; CEN, 2019).

Le tableau 1-1 présente les efficacités minimales et les fuites maximales rencontrées dans chaque classe de filtre selon la norme américaine.

Tableau 1-1 Efficacités minimales et fuites maximales des filtres anti-aérosols  
Adapté de INRS (2020)

Classe des filtres	Efficacité minimale (%)	Fuite maximale intérieure (%)
P1 : FPP1	80	22
P2 : FPP2	94	8
P3 : FPP3	99	2

À contrario, la fuite totale vers l'extérieur (TOL) est l'évacuation des particules de l'intérieur et autour du masque (matériau filtrant, joint facial, jet d'aérosols) vers l'environnement extérieur. Pour empêcher la propagation des particules virales en suspension dans l'air (contrôle à la source), il est recommandé aux patients infectieux de porter un masque facial bien ajusté ou un respirateur approuvé par le NIOSH (ASTM, 2021).

Au fil des décennies, les chercheurs ont défini et quantifié la fuite totale vers l'extérieur comme un indicateur permettant d'évaluer l'efficacité d'un dispositif de protection respiratoire en tant que dispositif de contrôle à la source. Pour les recherches faites dans des environnements contrôlés, le taux d'émission est calculé à partir de la génération des aérosols. En comparant

les taux d'émission, il est possible de calculer l'efficacité totale de réduction des fuites vers l'extérieur contre les particules (Davies et al. 2013 ; Bahloul et al. 2021 ; Lindsay et al. 2021a, 2021b ; Chazelet et Pacault, 2022 ; Myers et al. 2023 ; Brochu et al. 2025 etc.).

Dans l'équation 1.4,  $W_{out}$  est la concentration des particules émises sans masque,  $W_c$  est la concentration des particules émises avec masque, toutes deux exprimées en particules/cm<sup>3</sup> et  $SC_e$  est l'efficacité totale de réduction des fuites vers l'extérieur, exprimée en pourcentage.

$$SC_e = \frac{W_{out} - W_c}{W_{out}} \times 100 \quad (1.4)$$

Une étude de la fuite totale vers l'extérieur d'un dispositif de protection respiratoire en fonction des différents diamètre de particules permet aussi d'avoir des informations sur la plus grande taille de particule émise lors de la fuite (MOLPS).

### 1.2.1 Dispositifs de protection respiratoire usuels

A ce jour, il existe 3 principaux dispositifs de protection respiratoire sur le marché. Ils sont : le masque N95, le masque de procédure (chirurgical) et la visière.

#### **Masque chirurgical**

Il a initialement été conçu pour protéger les porteurs contre les gouttelettes de particules infectieuses qui pourraient atteindre leurs voies muqueuses (nez, bouche). Il permet de filtrer les grosses particules émises par et vers le porteur réduisant l'exposition encourue par d'autres personnes (Tcharkhtchi, 2021). Les masques chirurgicaux (figure 1.6) sont constitués de 3 couches : une couche intermédiaire qui agit comme un filtre, une couche interne qui sert à absorber l'humidité et une couche externe qui repousse l'eau.



Figure 1.6 Masques chirurgicaux  
Tirée de Staples (2025)

### Pièce faciale filtrante (PFF N95)

L'acronyme N95 vient du fait que ces types de masques peuvent filtrer au moins 95 % des aérosols possédant un diamètre autour de  $0,3 \mu\text{m}$ . L'efficacité du masque augmente avec la taille des particules et serait à 99,5 % pour des aérosols autour de  $0,75 \mu\text{m}$  (Lawrence et al., 2006). Le N95 se compose de 4 couches : une couche interne, une couche de support modacrylique et deux couches filtrantes de masque de l'intérieur vers l'extérieur. De plus, il dispose d'une soupape d'expiration intégrée pour améliorer la respiration (figure 1.7).



Figure 1.7 Pièce faciale filtrante (N95)  
Tirée de Staples (2025)

### Visière

A ce jour, la visière (figure 1.8) est considérée comme étant un dispositif de protection individuelle conçu pour protéger le visage contre les projections, les éclaboussures et les

grosses particules en suspension. Les visières sont composées d'un écran facial transparent, généralement en plastique et d'un bandeau ou support frontal (3M, 2019).



Figure 1.8 Visière  
Tirée de Staples (2019)

### 1.2.2 Revue des connaissances

L'efficacité barrière de chaque APR est mesurée en fonction du nombre d'aérosols aspirés par la tête réceptrice lorsque la tête émettrice porte ou non un APR. De nombreux chercheurs ont étudié l'efficacité des différents appareils de protection respiratoire conventionnels ou non, en tant que dispositif de contrôle à la source et/ou dispositifs de protection individuelle.

Lindsley et al. (2014) ont simulé l'exposition d'un agent de santé aux gouttelettes d'aérosols produites par un patient qui tousse. Selon le schéma expérimental illustré en figure 1.9, les têtes de mannequins étaient situées à des distances de 46 et 183 cm et les aérosols générés variaient entre 3,4 et 8,5  $\mu\text{m}$ . Les mesures ont été effectuées par séries pendant 1 à 30 minutes. Les résultats indiquent que le port de la visière réduit l'inhalation des grosses particules de 96 %, tandis que pour les petites particules la protection chute à 68 %. Entre 1 et 30 minutes après la toux, période durant laquelle les aérosols s'étaient dispersés dans toute la pièce et les particules plus grosses s'étaient déposées, la visière de protection n'a réduit l'inhalation des aérosols que de 23 %.

Ils ont conclu que les visières peuvent considérablement réduire l'exposition à court terme des professionnels de santé aux grosses particules infectieuses en suspension dans l'air. Cependant, les particules plus petites peuvent rester en suspension plus longtemps et contourner plus facilement la visière pour être inhalées (les visières ne sont pas hermétiques et ne sont pas étanches à l'air). Ainsi, les visières constituent un complément utile à la protection respiratoire pour les professionnels qui s'occupent de patients atteints d'infections respiratoires. Cependant, elles ne peuvent pas remplacer un dispositif de protection respiratoire lorsque nécessaire.

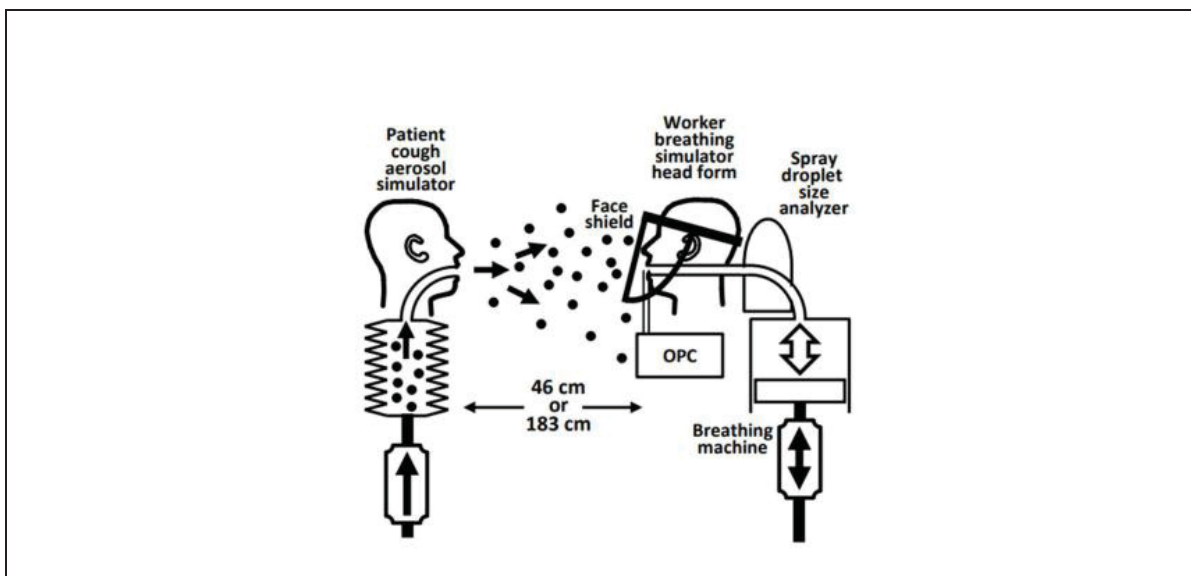


Figure 1.9 Dispositif expérimental sur aérosols

Tirée de Lindsay et al. (2014)

Faisant suite à leurs derniers travaux, en 2021, ces chercheurs ont comparé quantitativement la capacité de plusieurs APR (masque chirurgical, N95, visière, masque multi couches et cache cou) à offrir du contrôle à la source. Les essais ont été réalisés en simulant une toux avec des particules d'aérosol de KCl dont le diamètre aérodynamique médian était de  $1,3 \mu\text{m}$ . Le dispositif expérimental (figure 1.10) a été conçu pour mesurer uniquement la collecte réelle des particules, indépendamment de l'effet de redirection. Durant la recherche, ils ont défini l'efficacité de collecte comme la fraction de masse d'aérosols bloquée par un dispositif, par rapport à sa condition sans protection.

Les résultats ont démontré que le N95 bloquait en moyenne 99 % des aérosols, tandis que le masque chirurgical en bloquait 59 %, le masque en tissu 51 % et le cache cou 47 % de la masse totale des aérosols. Cependant, la visière ne bloquait que 2 %. Cette très faible efficacité a été attribuée à l'absence de mécanisme de filtration et à la capacité des aérosols de contourner la visière, autant par le bas que par les côtés.

Les auteurs ont conclu que l'efficacité de tous les dispositifs testés, à l'exception de la visière, augmente avec la taille des particules. Le N95 demeure le dispositif le plus efficace pour contrôler à la source, tandis que les visières sont inefficaces pour limiter l'émission des aérosols respiratoires de particules de petite taille.

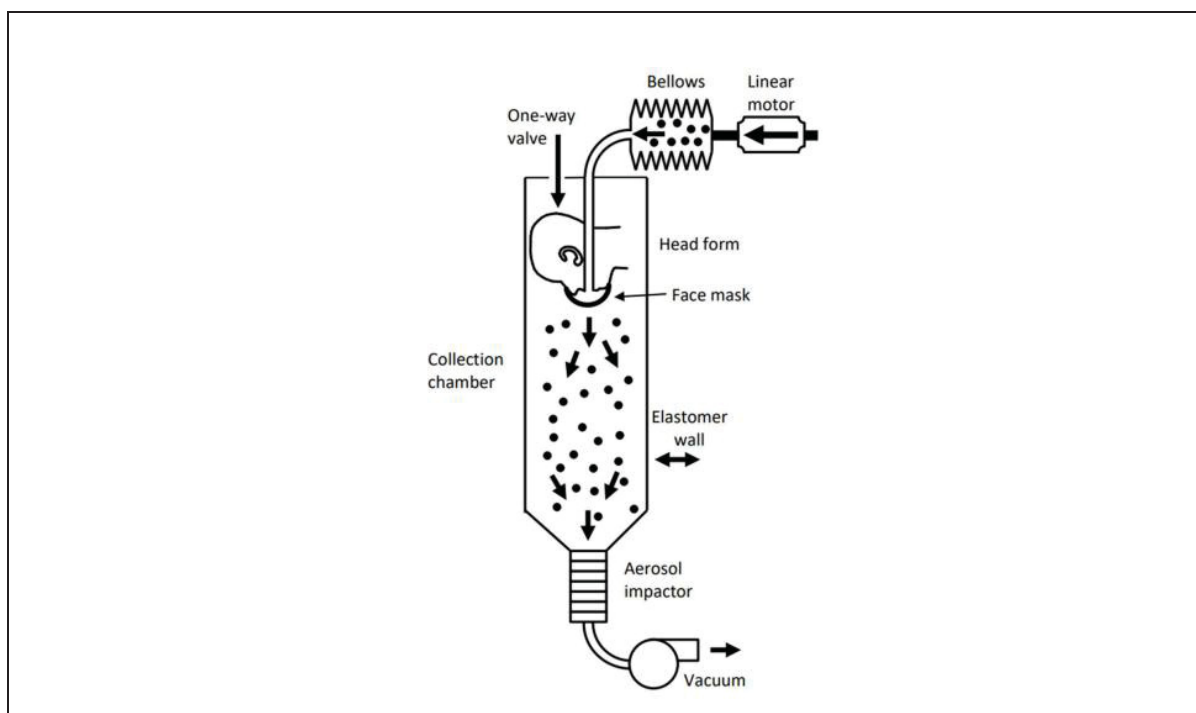


Figure 1.10 Schéma expérimental pour les tests d'efficacité de trois dispositifs respiratoires  
Tirée de Lindsey et al. (2021)

Wendling et al. (2021) ont testé différentes configurations à l'aide d'un dispositif expérimental constitué de deux têtes de mannequins portant respectivement un masque chirurgical et une

visière (figure 1.11). Les mannequins étaient placés à une distance de 25 cm avec une émission intense d'eau pure de 52,5 L/min à flux d'air constant de 4,95 m/s pendant 30 secondes. Les aérosols avaient un diamètre allant de moins de 0,3  $\mu\text{m}$  à 10  $\mu\text{m}$ .

Les résultats démontrent que lorsque le récepteur seul est protégé, l'écran facial est plus efficace que le masque (54,8 % contre 21,8 % respectivement). Le port d'un dispositif de protection par l'émetteur seul réduit le niveau de particules d'eau (utilisées pour la génération des aérosols) reçues de 96,7 %, tandis que le port des dispositifs de protection par les deux mannequins offre de meilleurs résultats : 98 % pour le masque chirurgical et 97,3 % pour la visière. Ces résultats s'expliquent par le temps de prise des mesures (30 secondes) et le faible volume d'air inspiré simulé (1,416 L) qui pourraient surestimer l'efficacité protectrice de la visière, notamment pour le récepteur. Ils soutiennent cependant l'hypothèse selon laquelle une visière bien ajustée offre une barrière efficace, particulièrement contre les microparticules, et peut être envisagée comme alternative ou complément aux masques dans certaines situations.

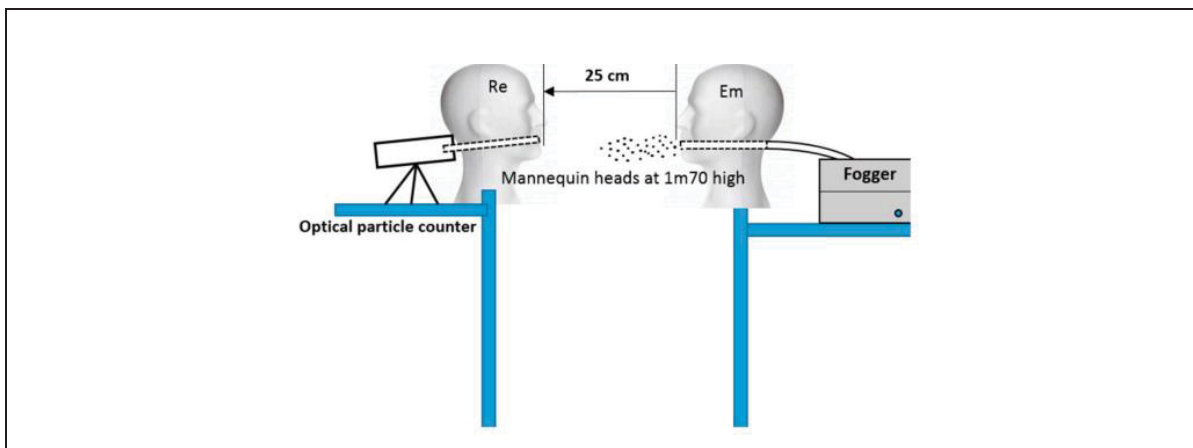


Figure 1.11 Dispositif expérimental pour des tests sur une visière et un masque chirurgical

Tirée de Wendling et al. (2021)

En 2025, Yang et al. ont évalué l'efficacité de différents équipements de protection respiratoire en tant que dispositifs de contrôle à la source vis-à-vis des aérosols submicroniques (entre 20 et 210 nm), en quantifiant la fuite totale vers l'extérieur. L'étude a porté sur cinq types de dispositifs: les masques chirurgicaux, les respirateurs N95 (avec et sans valve) et les EHMR.

Les essais ont été réalisés dans une chambre contrôlée (figure 1.12) où les aérosols de NaCl ont été générés à l'aide d'un simulateur respiratoire, pour des débits d'expiration de 17, 28 et 39 L/min. La fuite totale vers l'extérieur a été définie comme le rapport entre la concentration de particules mesurée à l'extérieur du dispositif et celle mesurée à l'intérieur.

Les résultats montrent que la TOL dépend fortement de la taille des particules. Le N95 a été classé comme le dispositif le plus efficace de tous ceux testés, suivi du masque chirurgical. Tandis que le N95 avec valve et les EHMR offraient beaucoup trop de fuites. Les auteurs ont conclu que l'étanchéité faciale joue un rôle déterminant dans l'efficacité du contrôle à la source et que l'utilisation de dispositifs bien ajustés est essentielle pour limiter l'émission d'aérosols submicroniques potentiellement porteurs de virus.

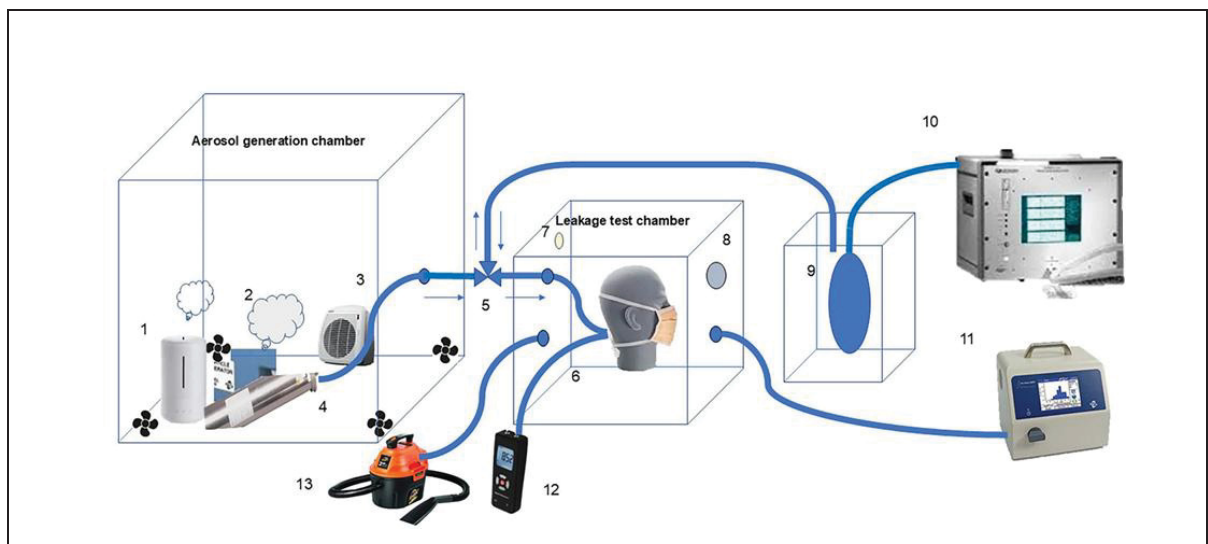


Figure 1.12 Schéma expérimental d'évaluation des dispositifs de protection respiratoire pour la fuite totale vers l'extérieur

Tirée de Yang et al. (2025)

Dans une étude récente, Duncan et al. (2021) ont évalué la pénétration des particules d'aérosols et la fuite totale vers l'intérieur de différents masques. Ils ont examiné cinq groupes de masques présentant un intérêt particulier pour la pandémie de SRAS-CoV-2 : les PFF N95,

les masques KN95, les masques chirurgicaux et les masques artisanaux à une ou plusieurs couches.

Les essais de filtration ont été effectués avec un aérosol de NaCl polydispersé (diamètre médian des particules de  $0,023 \mu\text{m}$  à  $5 \mu\text{m}$ ) à un débit standard de  $17 \text{ L/min}$  dans un banc d'essai (figure 1.13). Les résultats de cette étude donnent des pourcentages de pénétration maximale qui varient de  $2,28 \%$  pour le masque KN95 à  $91,9 \%$  pour les masques artisanaux à deux couches. En ne considérant que les dispositifs conventionnels (N95 et le masque chirurgical), les résultats ont démontré une pénétration maximale de  $3,41 \%$  et  $26,4 \%$  respectivement.

Duncan et al. ont conclu leur étude en soutenant que le N95 est le dispositif qui offre non seulement une efficacité de filtration des particules élevée, mais aussi une protection totale contre les fuites vers l'intérieur. Parmi les cinq groupes de masques étudiés, il est la meilleure option pour protéger les individus contre l'exposition aux aérosols dans les environnements à haut risque.

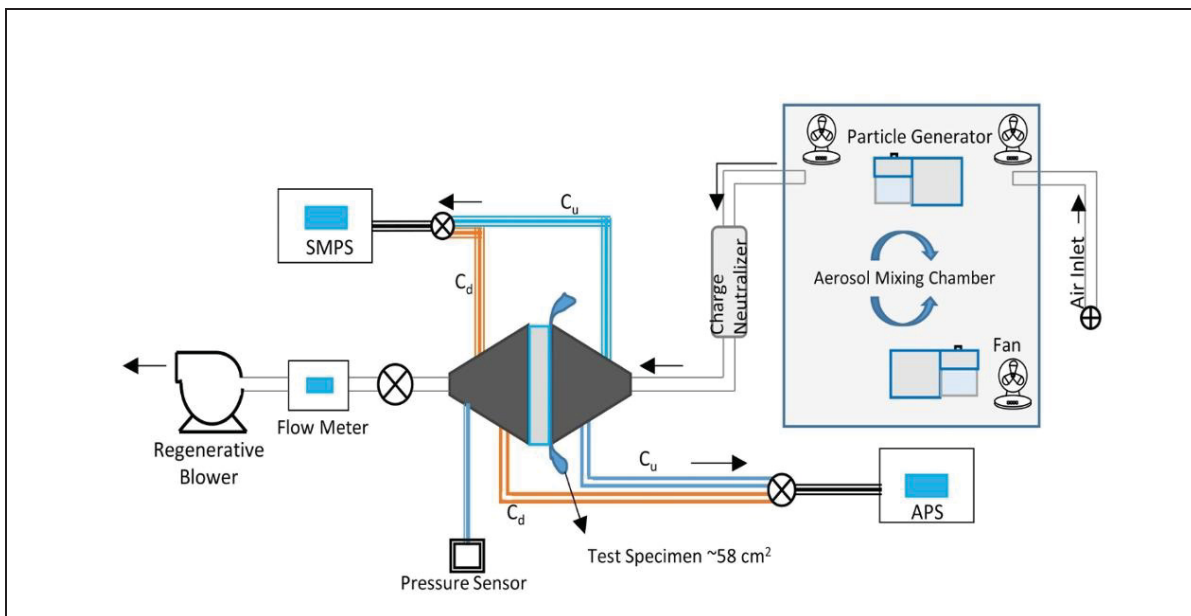


Figure 1.13 Schéma expérimental pour l'étude de pénétration des aérosols  
Tirée de Duncan et al. (2021)

Dans une étude comparative, Leung et al. (2025) ont évalué l'efficacité de protection interne (IPE) de différents types de masques faciaux exposés à des aérosols viraux. L'expérience a été réalisée dans une chambre d'exposition scellée contenant un mannequin. Les aérosols contaminés étaient générés par un nébuliseur Collison à six jets, avec un apport en air comprimé de 40 psi. Le mannequin respirait à un débit constant de 40 L/min pendant 20 minutes et l'air inhalé était collecté à l'aide d'un BioSampler (SKC) placé derrière le masque (figure 1.14). Le virus inhalé était ensuite quantifié afin de déterminer l'efficacité du masque à bloquer les particules virales.

Les résultats ont montré que les respirateurs N95 bien ajustés présentaient une IPE supérieure à 95 %, indiquant une forte capacité de protection. Les masques chirurgicaux testés offraient une protection relativement bonne, avec une IPE comprise entre 60 % et 80 % selon les modèles. Tandis que les masques en coton faits maison présentaient une IPE plus faible, généralement entre 40 % et 60 %. Les auteurs ont conclu que l'ajustement du masque au visage constitue un facteur déterminant de l'efficacité réelle, indépendamment du matériau filtrant.

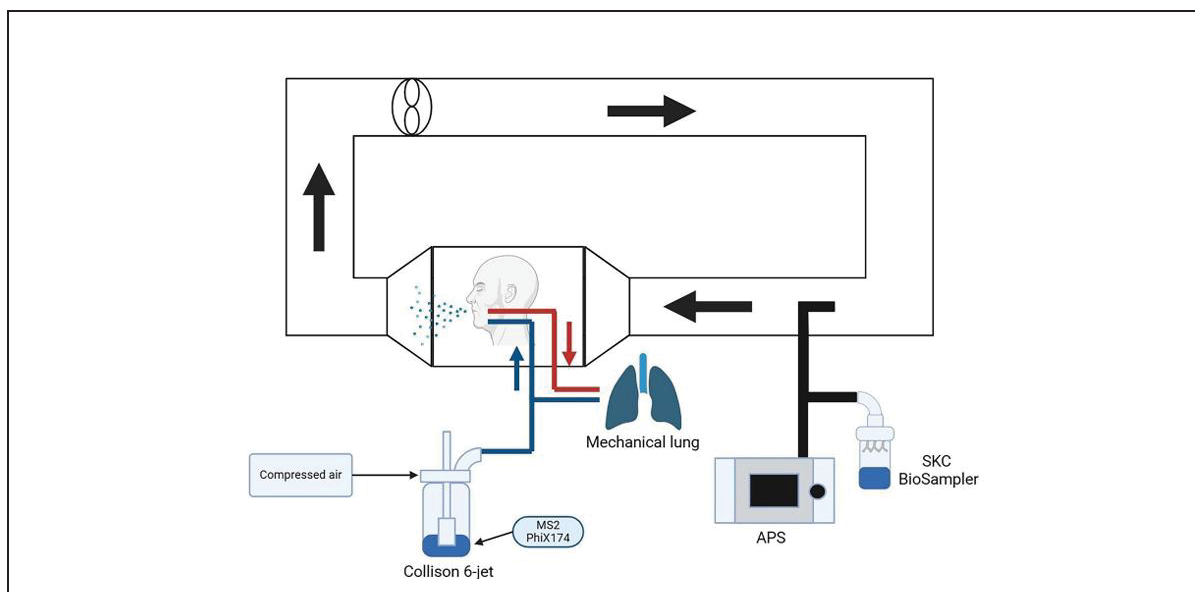


Figure 1.14 Schéma expérimental d'évaluation des fuites vers l'intérieur des masques faciaux

Tirée de Leung et al. (2025)

### **1.3 Association des rideaux d'air aux dispositifs de protection respiratoire**

Pour minimiser le risque d'infection par transmission aérienne lors d'un contact étroit, un système de rideau d'air personnalisé (PAC) a été proposé par Xu et al. (2021) pour protéger les utilisateurs des aérosols en suspension dans l'air.

Les conditions de leur étude rassemblaient deux mannequins dont une personne infectée et l'autre saine (IP et HP respectivement dans la figure 1.15) dans un banc d'essai, positionné à une distance de 82 cm. Les particules d'aérosol de NaCl testées avaient un diamètre compris entre 0,3 et 10  $\mu\text{m}$  et étaient émises à une vitesse de 12 m/s sur des distances de 15 cm, 40 cm et 65 cm. Ils ont trouvé qu'avec une vitesse de 3,0 m/s et un débit de 9 L/s, le rideau d'air laissait pénétrer des particules. Mais, lorsque la vitesse du flux d'air était augmentée à 5 m/s, 7 m/s et 9 m/s avec des débits respectifs de 15 L/s, 21 L/s et 17 L/s, les particules émises lors de l'éternuement ont été bloquées (figure 1.15). Le PAC agit comme une barrière de protection et dévie la trajectoire des particules.

Les résultats montrent que la réduction à l'exposition causée par le PAC allait de 42 % à 87 % en fonction du débit et de la distance entre les mannequins. L'efficacité de cette méthode augmente avec l'augmentation de la vitesse de flux d'air générée. Cependant, une vitesse élevée du flux d'air proche du visage peut apporter une sensation de sécheresse aux yeux. Pour ce type d'équipement de protection respiratoire, il faut donc trouver le bon ratio entre l'efficacité apportée par la vitesse de flux d'air et le confort de l'utilisateur.

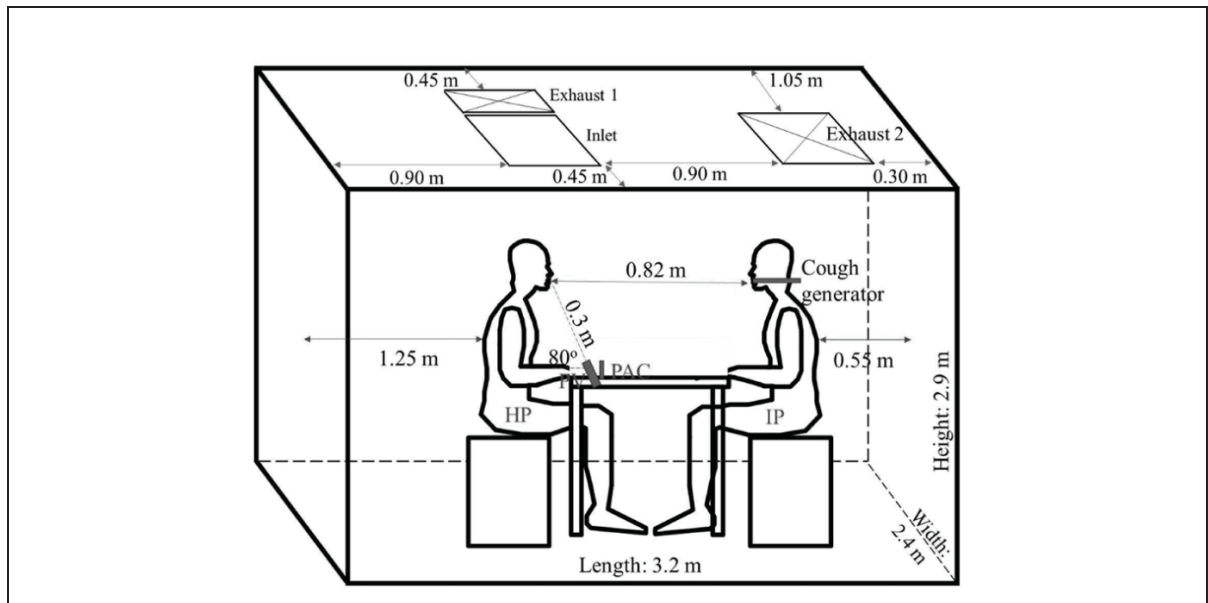


Figure 1.15 Configuration du dispositif expérimental avec rideau d'air intégré  
Tirée de Xu et al. (2021)

En 2024, Lindsay et ses collaborateurs ont évalué dans quelle mesure les respirateurs à épuration d'air motorisée (PAPR) empêchent les petites particules d'aérosol exhalées par le porteur d'être libérées dans l'environnement. Ils ont aussi examiné comment cette performance de contrôle à la source est affectée par l'ajout de différents dispositifs de protection respiratoires conçues pour fonctionner comme des produits de contrôle à la source.

Le montage expérimental était constitué d'une chambre de collecte (figure 1.16) d'aérosols de chlorure de potassium (KCl) exhalés par un mannequin à une fréquence de 12 respirations/minute et un débit de 15 L/min. Quatre modèles de PAPR (Sentinel PAPR, Maxair PAPR, Versaflo PAPR et Salus HEPA) ont été testés lorsque le mannequin portait un masque chirurgical, une PFF N95 ou rien.

Les résultats ont démontré que le Salus HEPA offrait une meilleure protection respiratoire : efficacité de collecte de 85 % lorsqu'il était testé seul, sans masque ou respirateur. 85% lorsqu'il est porté avec un masque chirurgical et 96 % lorsqu'il est porté avec un respirateur N95. De

façon individuelle, l'association d'un PAPR et d'un dispositif de protection respiratoire conventionnel a donné de meilleurs résultats avec le N95, au détriment du masque chirurgical.

Malgré les nombreuses limites de leur étude, ils ont conclu que la combinaison d'un PAPR avec un masque chirurgical ou un respirateur N95 est potentiellement un moyen d'assurer à la fois la protection respiratoire du porteur et le contrôle à la source. Leur étude fournit également des preuves préliminaires que les masques PAPR conçus pour assurer le contrôle à la source peuvent être une alternative efficace qui ne nécessite pas l'utilisation de produits supplémentaires tels que des masques chirurgicaux ou un autre respirateur bien ajusté pour atteindre l'efficacité nécessaire de la collecte du contrôle à la source (Lindsay et al, 2024).

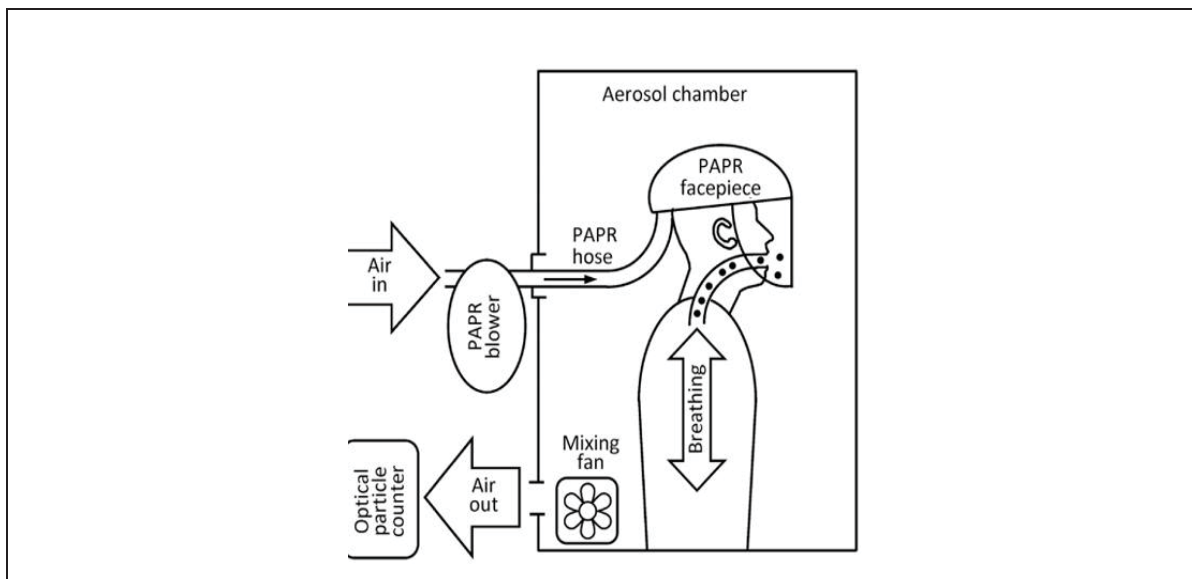


Figure 1.16 Montage expérimental pour l'évaluation des PAPR

Tirée de Lindsay et al. (2024)

Dans une étude très récente, Martin et al. (2024) ont proposé une approche innovante pour limiter la transmission aéroportée de virus respiratoires en intérieur. Leur travail repose sur l'évaluation d'un nouvel équipement de protection individuelle : une casquette (figure 1.17) équipée de ventilateurs générant un jet d'air dirigé devant le visage du porteur. Cette évaluation, faite en utilisant la simulation numérique directe (DNS) avait pour objectif

d'évaluer la capacité du flux d'air à agir comme une barrière dynamique, en réduisant la dispersion de particules virales issues d'une toux à proximité d'un individu sain.

Les auteurs ont simulé une toux par un orifice buccal de  $4,5 \text{ cm}^2$ , émettant un jet d'air pendant 0,5 seconde à une vitesse de 13 m/s, dans une pièce de  $3 \text{ m} \times 2 \text{ m} \times 3 \text{ m}$ . L'environnement ambiant était maintenu à  $20 \text{ °C}$  et à 30 % d'humidité relative. Trois configurations ont été comparées : sans dispositif, avec jet vertical à 3 m/s, et avec jet incliné à  $30^\circ$  vers l'arrière durant 5 secondes.



Figure 1.17 Représentation numérique du dispositif analysé

Tirée de Martin et al. (2024)

Les résultats montrent que sans protection, les gouttelettes peuvent parcourir jusqu'à 2 mètres, dépassant ainsi la distance de sécurité recommandée. L'ajout d'un jet d'air vertical permet de réduire considérablement la concentration virale à 1 mètre, bien qu'une partie résiduelle atteigne encore 2 mètres. La configuration la plus efficace s'est avérée être celle du jet incliné à  $30^\circ$ , qui parvient à repousser ou faire sédimenter les gouttelettes avant qu'elles ne franchissent la distance critique de 1 mètre.

Malgré les nombreuses limites de l'étude, les auteurs ont considéré ces résultats comme une preuve de concept prometteuse. Le jet agit comme un rideau d'air protecteur capable de

rediriger les particules infectieuses. Bien que le dispositif n'empêche pas totalement la dispersion des gouttelettes, il réduit leur portée et leur concentration.

#### **1.4 Bénéfices de la ventilation personnalisée.**

Bien que la visière et la visière à ventilation personnalisée ne soient pas considérées comme des appareils de protection respiratoire comparées aux autres (masques chirurgicaux et N95), elles comportent tout de même plusieurs avantages.

- Meilleur confort comparé aux masques qui ont tendance à causer la transpiration, les démangeaisons et les irritations (Public Health Ontario, 2021; Alberta Health Services, 2021).
- Meilleur confort respiratoire et thermique grâce à l'air qui est constamment insufflé et qui offre une sensation de fraîcheur. De même, le système de ventilation assure le renouvellement de l'air et résout le problème d'humidité générée sous le masque par la respiration et la transpiration.
- Protection intégrale du visage par la visière contre les éclaboussures de liquides, les projections et les gouttelettes de grande taille qui pourraient contenir des agents pathogènes.
- Meilleure visibilité du visage (car transparente), facilitant la communication visuelle, la lecture des expressions faciales et la communication verbale. Cela est particulièrement important pour les personnes malentendantes et les personnes utilisant le langage de signe pour communiquer.
- La visière apporte un avantage environnemental, car elle est réutilisable et peut facilement être nettoyée avec de l'eau et du savon. Une visière à ventilation personnalisée pourrait être considérée comme écoresponsable notamment en raison de sa réutilisabilité, de sa durée de vie prolongée et de la réduction significative des déchets jetables qu'elle permet.

## 1.5 Conclusions du chapitre

La revue de littérature scientifique montre que les aérosols, constitués de particules solides ou liquides en suspension dans l'air, jouent un rôle majeur dans la transmission aéroportée des agents pathogènes. Les particules submicroniques ( $<1 \mu\text{m}$ ) sont particulièrement préoccupantes, car elles peuvent rester longtemps en suspension (près de 13 heures) et pénétrer profondément dans le système respiratoire humain. Durant la COVID-19, le besoin d'offrir une protection a conduit à la mise au point de divers dispositifs de protection respiratoire (APR), dont l'efficacité repose sur des mécanismes physiques complexes tels que la diffusion brownienne, l'interception, l'impaction inertielle et la sédimentation gravitationnelle.

Les études antérieures sur l'efficacité des différents dispositifs de protection respiratoire en tant que dispositifs de contrôle à la source ou dispositifs de protection individuelle démontrent que les PFF N95 offrent la meilleure efficacité de filtration ( $>95 \%$  des particules) suivis des masques chirurgicaux ( $60 \%$  à  $85 \%$ ), tandis que les visières (inférieure à  $10 \%$ ) assurent surtout une protection contre les gouttelettes de grande taille. Leur faible étanchéité latérale et l'absence de filtration active limitent leur capacité à bloquer les particules fines en suspension. Les expériences menées par Lindsley et al. (2014, 2021) ; Wendling et al. (2021) ; Duncan et al. (2021) et Yang et al. (2025) confirment cette tendance, suggérant que la visière seule ne peut offrir une protection respiratoire adéquate ou complète. Cependant, plusieurs recherches récentes (Xu et al. (2021) ; Martin et al. (2024)) ont exploré des solutions de ventilation assistée ou de flux d'air dirigé (rideaux d'air, systèmes PAPR) permettant de dévier ou de diluer les aérosols autour de la zone respiratoire. Malgré les nombreuses limites observées durant les études, ces approches hybrides ont montré un potentiel prometteur pour améliorer la protection tout en préservant le confort respiratoire.

Malgré ces avancées, la littérature demeure limitée quant à l'évaluation expérimentale (tant en termes d'efficacité de filtration que de contrôle à la source) des visières intégrant un système

de ventilation personnalisée. L'ensemble de ces informations met en lumière l'importance de notre étude, qui s'inscrit dans la continuité des travaux de recherche expérimentale.

## CHAPITRE 2

### METHODOLOGIE EXPERIMENTALE

Afin d'évaluer l'efficacité du prototype de visière dans son ensemble lors d'une exposition aux aérosols, un banc d'essai a été choisi, conçu et automatisé. À la suite de l'exposé de la problématique et des objectifs de recherche, le prototype de visière et le banc d'essai expérimental seront décrits. Ce chapitre présentera ensuite les étapes de calibration et de validation du banc d'essai, et enfin la campagne expérimentale. Afin d'alléger le texte et de faciliter la compréhension, le prototype de visière sera considéré comme un dispositif de protection respiratoire.

#### 2.1 Problématique

Pour assurer la protection respiratoire d'un utilisateur exposé à un environnement contaminé, il est nécessaire de porter un dispositif de protection offrant une efficacité de filtration maximale sans compromettre le confort de cet utilisateur.

Malgré l'efficacité avérée des différents dispositifs de protection respiratoire conventionnels i.e. masque chirurgical et N95, le port prolongé de ceux-ci soulève plusieurs défis. De nombreux utilisateurs ont signalé des inconforts liés à la chaleur, à la transpiration, à des irritations cutanées et à des démangeaisons (Public Health Ontario, 2021 ; Alberta Health Service, 2021). De plus, l'impact environnemental lié à l'utilisation massive de ces dispositifs (qui sont à usage unique) a créé des préoccupations quant à la gestion des déchets plastiques et à la pollution (Wang et al., 2021).

Au fil des années, de nombreux chercheurs (Lindsay et al., 2014, 2021, 2024 ; Perencevich et al., 2020 ; Wendling et al., 2021 etc.) se sont intéressés à la visière. Selon eux, elle pourrait offrir des perspectives de protection respiratoire intéressantes. Malgré cela, l'Organisation

Mondiale de la Santé (OMS) et le Centers for Disease Control and Prevention (CDC) ne l'ont pas recommandée comme alternative au masque. Pour ces organismes, il y a un manque de littérature scientifique et de données probantes concernant son efficacité réelle contre la transmission des pathogènes (WHO, 2020 ; CDC, 2021).

Durant la dernière décennie, plusieurs chercheurs (Thatiparti et al., 2017 ; Navarro & Vinuesa, 2021 ; Xu et al., 2021 ; Lindsay et al., 2024 ; Martin et al., 2024) se sont intéressés à l'intégration de rideaux d'air aux dispositifs de protection respiratoire, dans le but d'introduire des mécanismes de déviation et de dispersion des aérosols en exploitant les dynamiques d'écoulement de l'air à proximité des zones d'émission (bouche et nez). Néanmoins, ces principes demeurent encore mal compris et la littérature scientifique reste encore insuffisante pour tirer de réelles conclusions.

En l'absence de protocoles expérimentaux standardisés permettant de comparer objectivement ces solutions innovantes aux dispositifs conventionnels, il reste encore difficile d'évaluer leur réelle contribution à la réduction de la transmission aéroportée des aérosols. Une étude expérimentale rigoureuse, réalisée dans des conditions contrôlées et reproductibles, apparaît comme étant primordiale, afin de documenter les performances aérodynamiques (distribution et stabilité du rideau d'air, interactions avec l'environnement ambiant) et l'efficacité de protection de ce type de visière innovante.

Dans ce contexte, il serait plus que judicieux non seulement d'adopter de nouvelles approches orientées vers une économie durable, locale et respectueuse de l'environnement, mais aussi de développer des solutions réutilisables qui garantissent une efficacité de protection similaire à celle des dispositifs conventionnels. Afin de répondre à ces préoccupations, une entreprise québécoise a conçu un prototype de visière à ventilation personnalisée et a contacté l'équipe de recherche de l'ETS afin que son efficacité soit évaluée.

## 2.2 Objectifs

### Question de recherche

La question de recherche est : « Dans quelle mesure les performances du prototype de visière en matière de contrôle à la source et protection individuelle, réduisent-elles la concentration et la pénétration d'aérosols submicroniques par rapport à un masque chirurgical ou une PFF N95, dans des conditions expérimentales contrôlées ? »

### Objectifs de recherche

L'objectif principal de ce projet de recherche est d'évaluer et de quantifier l'efficacité du prototype de visière, en comparant ses performances en tant que dispositif de contrôle à la source et dispositif de protection individuelle, avec celles des dispositifs conventionnels (masque chirurgical et N95) pour la prévention de la propagation de virus tels que le SRAS-CoV-2.

Pour répondre à la question de recherche et atteindre l'objectif principal, deux sous-objectifs ont été définis.

- Sous-objectif 1 : Concevoir le banc d'essai.
- Sous-objectif 2 : Caractériser et valider le banc d'essai en fonction des normes en vigueur.

## 2.3 Démarche méthodologique

Afin de faciliter la compréhension de la démarche méthodologique suivie dans ce travail, un schéma de type « *process flow chart* » a été élaboré (figure 2.1). Il présente de manière chronologique les différentes étapes menant à l'évaluation de l'efficacité du prototype de visière, depuis la conception et l'automatisation du banc d'essai jusqu'à sa caractérisation, sa validation et l'élaboration du protocole expérimental utilisé durant la campagne expérimentale.

Le schéma met également en évidence les sous-étapes clés associées au contrôle des conditions expérimentales et à l'analyse du comportement des aérosols, permettant ainsi de visualiser l'enchaînement logique et cohérent des travaux réalisés.

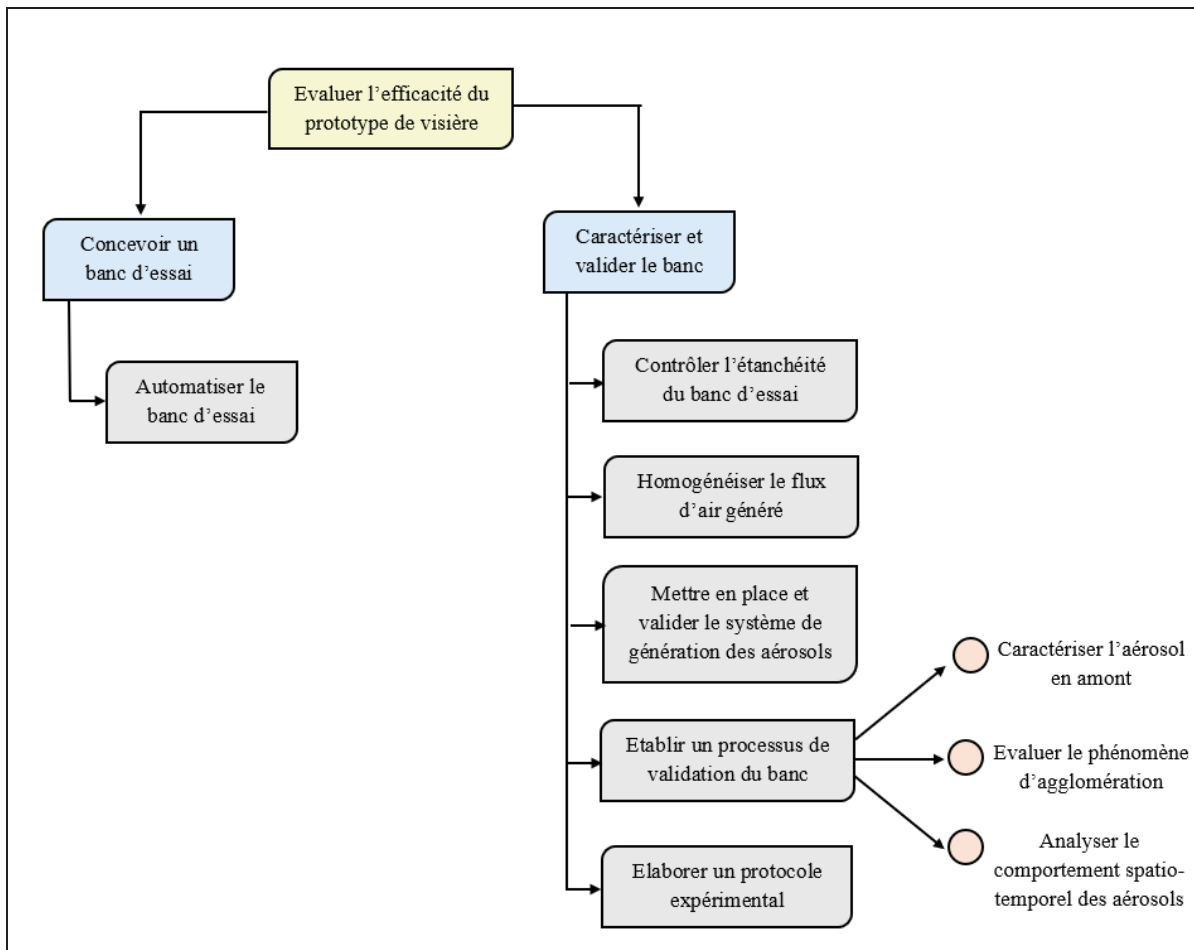


Figure 2.1 Démarche méthodologique d'évaluation du prototype de visière

## 2.4 Présentation du prototype de visière EOLE

Le prototype de visière développé est un dispositif de protection faciale innovant, intégrant un système de ventilation personnalisée destiné au contrôle à la source et à la protection individuelle du porteur, lors des émissions respiratoires. La figure 2.2 montre le prototype de la visière monté sur une tête de mannequin.

Il se compose d'une structure frontale rigide et symétrique de 52 cm de largeur, entièrement imprimée en 3D, qui s'étend latéralement sur le haut du visage, de la tempe gauche jusqu'à la tempe droite. La structure permet donc d'assurer le maintien, l'alignement et la stabilité mécanique de l'ensemble du prototype. Sur les côtés se trouvent deux modules latéraux, chacun équipé d'un ventilateur (A) et d'un système d'alimentation (D) avec batteries des 12 volts (B).

Bien que la structure rigide couvre une largeur supérieure, seule la portion frontale de la visière (C) d'une largeur de 24,5 cm est dédiée à l'écoulement du rideau d'air généré (le canal de distribution de l'air est une fente continue de largeur 1 cm). Cette configuration résulte d'un choix de conception visant à canaliser et concentrer le flux d'air dans la région située en amont de la zone bucco-nasale du porteur, considérée comme la principale source d'émission des aérosols.

Le flux d'air est dirigé vers l'abdomen du porteur, permettant de rediriger les émissions respiratoires et de réduire la dispersion des aérosols dans l'environnement immédiat. Le dispositif est maintenu sur la tête du porteur à l'aide d'un système de fixation ajustable en bande élastique (E) assurant un positionnement stable par rapport au visage. Conçu comme un prototype fonctionnel et durable, il est entièrement réutilisable et ses composants mécaniques et électroniques peuvent être démontés et reconditionnés.

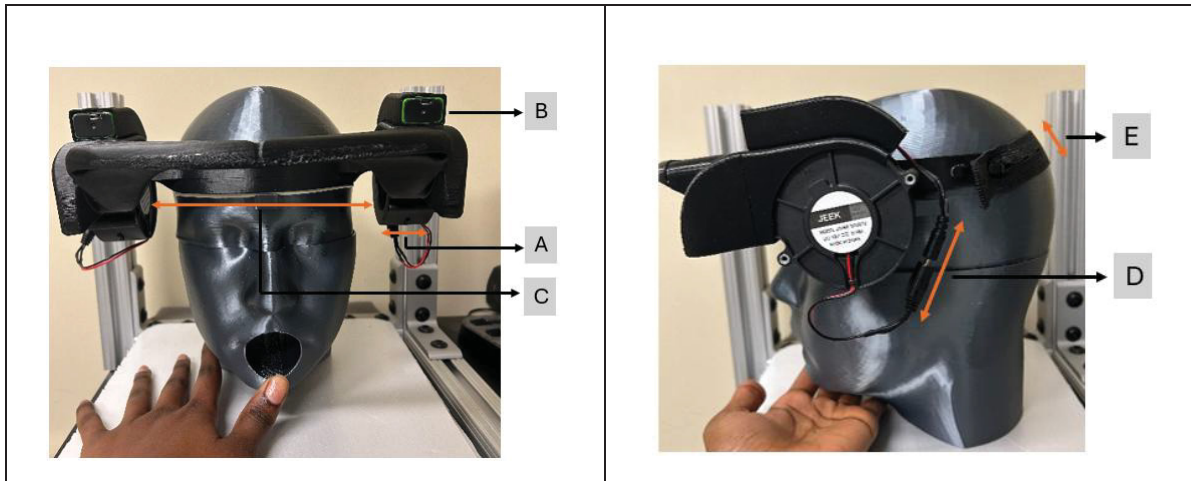


Figure 2.2 Vue d'ensemble du prototype de visière à ventilation personnalisée et ses principales composantes ((A) ventilateurs, (B) batteries, (C) portion frontale, (D) système d'alimentation, (E) système de fixation)

Afin d'avoir une vue globale des caractéristiques du prototype de visière, une cartographie de la vitesse de l'air a été effectuée. Le processus consistait à mesurer à l'aide d'un anémomètre TSI-9600 (plage de mesure allant de 0 à 50 m/s avec une précision de lecture de 3 % ou  $\pm 0,015$  m/s, la valeur la plus élevée étant retenue), la vitesse de l'air à différents points pour obtenir une représentation complète de la distribution d'air généré : distribution spatiale des vitesses d'air latéralement et verticalement, les caractéristiques en termes d'homogénéité ou d'hétérogénéité du rideau d'air, la zone d'efficacité maximale et la stabilité de l'écoulement.

Les dix positions de mesure sont illustrées à la figure 2.3. Les mesures effectuées aux positions A à E correspondent à différents points situés au niveau des arrivées d'air du prototype de visière, tandis que les mesures F à J ont été réalisées sur la section horizontale qui traverse la cavité buccale de l'émetteur. À chaque position, la vitesse d'écoulement de l'air a été mesurée 7 fois (de façon successive), chaque mesure étant faite pendant 60 secondes (la résolution temporelle est d'une minute par seconde et l'anémomètre affiche ensuite la vitesse moyenne mesurée à chaque point), afin d'obtenir la moyenne de vitesses, l'écart-type et le coefficient de variation.

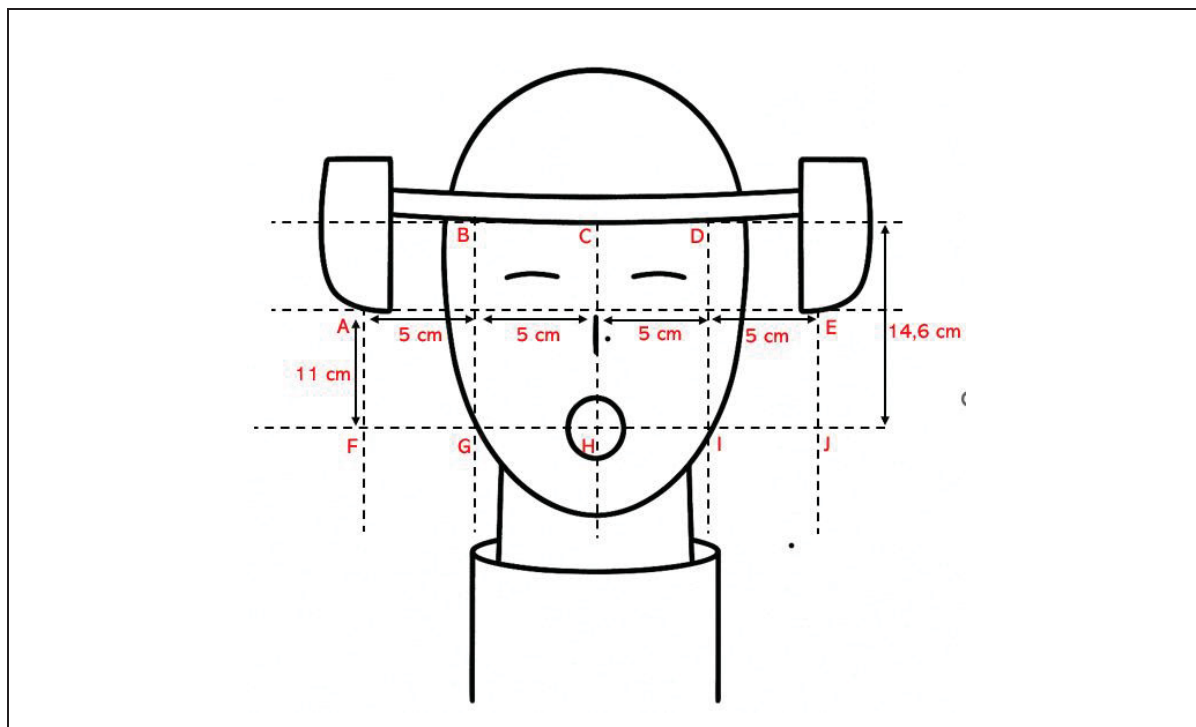


Figure 2.3 Cartographie de la distribution des vitesses d'air du prototype de visière

## 2.5 Support expérimental : Têtes de mannequins

Dans le cadre de cette étude, deux têtes de mannequins anatomiquement réalistes ont été conçues et imprimées en 3D pour simuler les conditions d'émission et réception des aérosols chez l'humain. Chaque tête dispose de trois points d'appuis : un frontal (au centre du front) et deux latéraux (au niveau des tempes), qui servent de supports pour le prototype de visière et assurent la répétabilité du positionnement lors de l'évaluation de son efficacité (Figures 2.4a à 2.4c).

Les impressions ont été réalisées à l'aide d'une imprimante 3D Creality Ender-5 Plus. Le matériau utilisé pour la fabrication est l'acide polylactique (PLA), un polymère biodégradable couramment utilisé lors des impressions 3D pour ses bonnes propriétés mécaniques, sa facilité d'utilisation et sa faible toxicité.

Les paramètres d'impression ont été choisis pour garantir une bonne adhérence des couches, une précision dimensionnelle, ainsi qu'une résistance suffisante pour supporter les dispositifs de protection respiratoire pendant les essais. La faible densité de remplissage permet de réduire le poids tout en conservant une structure suffisamment rigide. Ces paramètres sont détaillés en annexe I, tableau-A I-1.

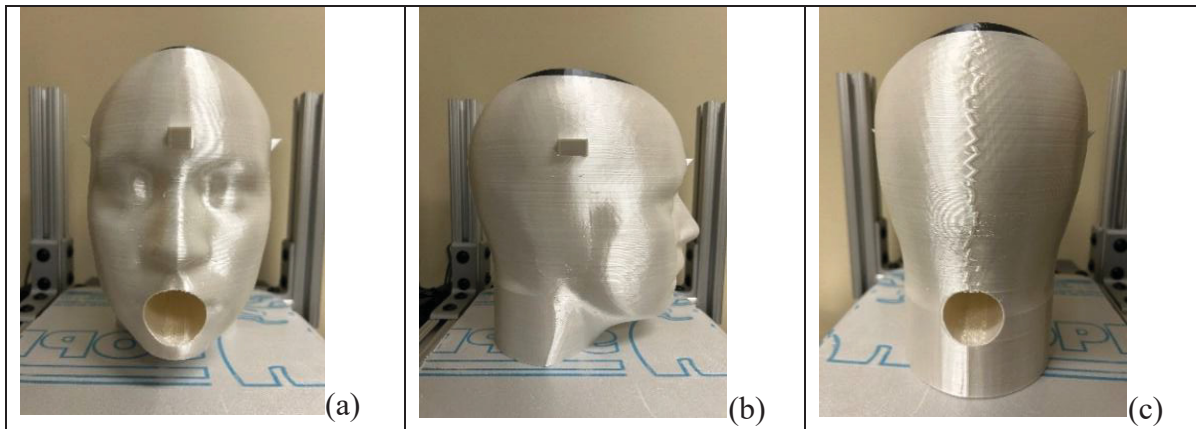


Figure 2.4 Têtes de mannequin

## 2.6 Montage du banc d'essai

Le banc d'essai a été conçu et développé pour évaluer l'efficacité de différents dispositifs de protection respiratoire soit un masque chirurgical, une PFF N95 et le prototype de visière à ventilation personnalisée, dans des conditions spécifiques.

De même, il a pour objectif de reproduire un environnement contrôlé et standardisé dans lequel on peut générer, mesurer et comparer la concentration de particules d'aérosols, avec ou sans dispositif de protection porté par les têtes de mannequins. Le banc d'essai permet également de simuler des conditions d'exposition réalistes tout en assurant un contrôle précis des paramètres expérimentaux.

### 2.6.1 Choix et conception générale du banc d'essai

Comme illustré sur la figure 2.5, le banc d'essai est constitué d'une structure principale rectangulaire et rigide, capable d'accueillir deux têtes de mannequins en position d'essai. Le banc est monté selon une symétrie axiale et dispose également de deux cônes en acier à chaque extrémité, dont les rôles sont de faciliter l'arrivée et la sortie de l'air. Une structure en nid d'abeille a été placée dans le cône d'entrée afin d'homogénéiser le flux d'air. Cette structure annule également les turbulences générées par le ventilateur et par les changements de section.

Les caractéristiques physiques et mécaniques du banc d'essai sont les suivantes :

- Dimensions : 207 cm de long × 61 cm de large × 61 cm de haut.
- Poids total : environ 100 kg.
- Structure principale : construite avec des profilés en acier galvanisé pour garantir robustesse, stabilité et longévité.
- Fenêtres d'observation : en plexiglas transparent de 6 mm, pour permettre le suivi visuel des tests sans compromettre l'étanchéité.

Selon la norme ASHRAE 52.2 (2017), le banc d'essai doit se diviser en 6 sections fonctionnelles, chacune jouant un rôle spécifique dans les tests (figure 2.5). La première partie du banc (A) comprend le système de ventilation qui permet de régler le débit d'air et donc la vitesse de mesure. Dans la deuxième partie (B) se trouve le dispositif de génération des aérosols, le système d'homogénéisation des particules ainsi que la tête émettrice contenant un tuyau d'expulsion des aérosols. La troisième section (C) est composée du dispositif de protection respiratoire à tester, nécessaire pour la mesure de la rétention vis-à-vis des particules et la mesure de l'efficacité du filtre. La section suivante (D) est constituée de la tête réceptrice contenant un tuyau de prélèvement pour la mesure des concentrations en aérosols en aval. La dernière section du banc (E) de test comprend une hotte d'aspiration avec filtre HEPA, permettant de filtrer les particules aéroportées et de recycler l'air généré. La sixième section (F) dite intermédiaire, regroupe l'ensemble des instruments de mesure utilisés dans le cadre de

l'étude. Cette section a une fonction transversale, intervenant à plusieurs endroits dans le banc d'essai.

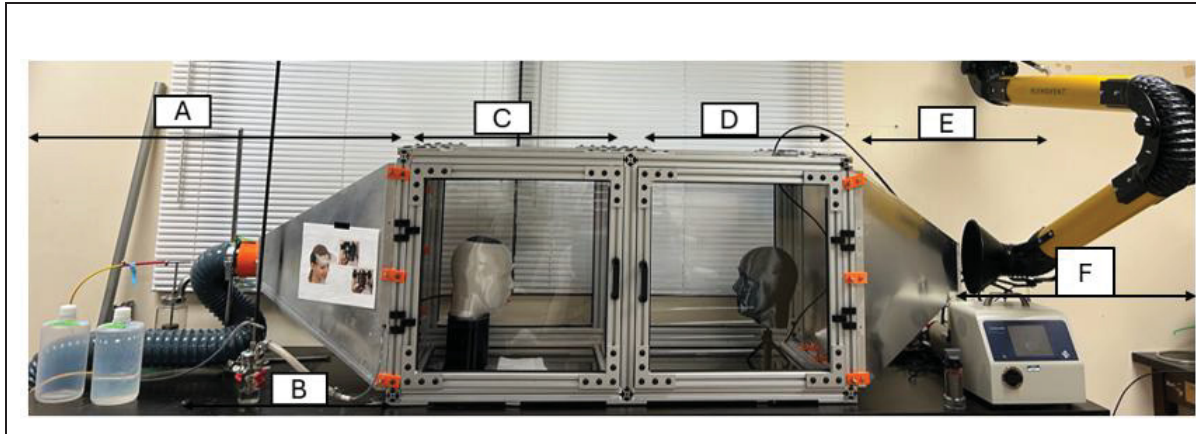


Figure 2.5 Banc d'essai EOLE et ses différentes composantes ((A) système de ventilation, (B) système de génération des aérosols, (C) dispositif de protection respiratoire, (D) tête réceptrice, (E) hotte d'aspiration et (F) instruments de mesure)

## 2.6.2 Automatisation du banc

Pour assurer un contrôle précis, flexible et reproductible des essais, le banc d'essai a été automatisé à l'aide du logiciel LabVIEW.

### Présentation du logiciel LabVIEW

Dans le cadre de ce projet, LabVIEW joue un rôle central pour :

- Commander les actionneurs du système (ventilateurs, générateur d'aérosols, etc.).
- Superviser le fonctionnement des boutons et capteurs (débitmètres, capteurs de pression, compteurs de particules, ventilateur etc.).
- Enregistrer en temps réel les données de mesure (concentrations d'aérosols, variations de pression, température et humidité, dispositif soumis à l'étude etc.).
- Fournir une interface de gestion à distance du banc via ordinateur.

## Configuration des codes et block diagram sur LabVIEW

Le block diagram correspond au code du programme développé. Comme présenté sur la figure 2.6, celui-ci est divisé en 3 sections fonctionnelles ; le bloc Arduino qui s'occupe des entrées/sorties du système de contrôle, le bloc Data qui enregistre les données recueillies sur le banc d'essai et le bloc SMPS qui pilote le SMPS en envoyant les instructions de mesure. Leurs différentes fonctions sont décrites comme suit :

- ✚ Bloc Arduino : Il gère la communication en temps réel avec les capteurs physiques via la carte Arduino en filtrant et en affichant les valeurs de manière stable. Le bloc LINX est utilisé lors de l'écriture du code afin d'optimiser la vitesse des mesures.

De façon spécifique, le bloc Arduino permet la lecture des valeurs d'humidité, de température, de pression, du ventilateur et des différentes pompes. Les différents sous-blocs et le diagramme d'état sont présentés en annexe I (figure-A I-3 et figure-A I -4 respectivement).

- ✚ Bloc Data : Il fournit le journal de la campagne expérimentale sous forme numérique. Il permet donc l'enregistrement des données expérimentales dans un fichier texte en suivant des paramètres précis et prédéfinis au préalable.

Selon le code rédigé, le fichier texte se présentera dans cet ordre : date et heure – température – humidité – dispositif testé – dilution flow – pump flow – SMPS. Les sous blocs de ce code sont présentés en annexe I (figure-A I-5 et figure-A I -6 respectivement).

- ✚ Bloc SMPS : Ce bloc permet de gérer la séquence définie dans le fichier de séquence, et d'activer le SMPS le nombre de fois désiré. Le SMPS est activé à la création ou à l'update d'un fichier de trigger.

Le code lit l'instruction du fichier de séquence, change ou non la prise de mesure selon les divers paramètres, puis met à jour le fichier du SMPS pour commencer la mesure. Le diagramme d'état et les différents sous-blocs qui constituent ce bloc sont présentés de façon concise en annexe I (figure-A I-7 et figure-A I-8 respectivement).

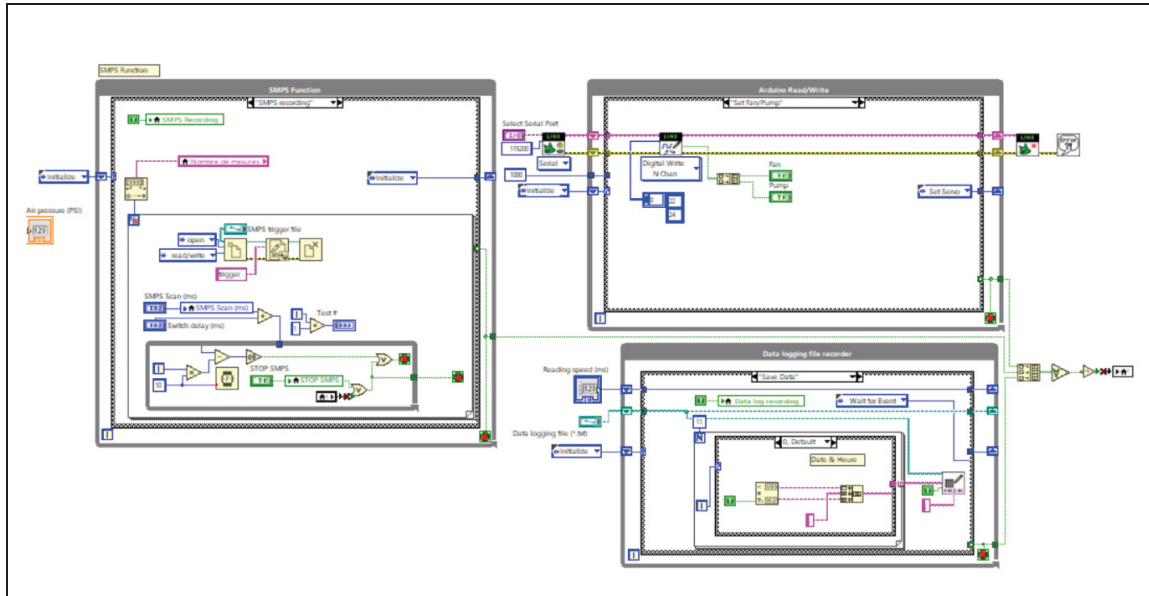


Figure 2.6 Bloc diagram de l'interface utilisateur sur Labview

### Présentation de l'interface de gestion du banc EOLE

L'interface utilisateur illustrée sur la figure 2.7 centralise toutes les fonctions critiques du banc d'essai. Elle permet une automatisation complète, une répétabilité des essais et une traçabilité fiable des données collectées. Elle contribue également à améliorer la sécurité, en permettant une gestion à distance du banc (de contrôler les différents actuateurs et capteurs du banc d'essai) et une réduction des erreurs de manipulation.

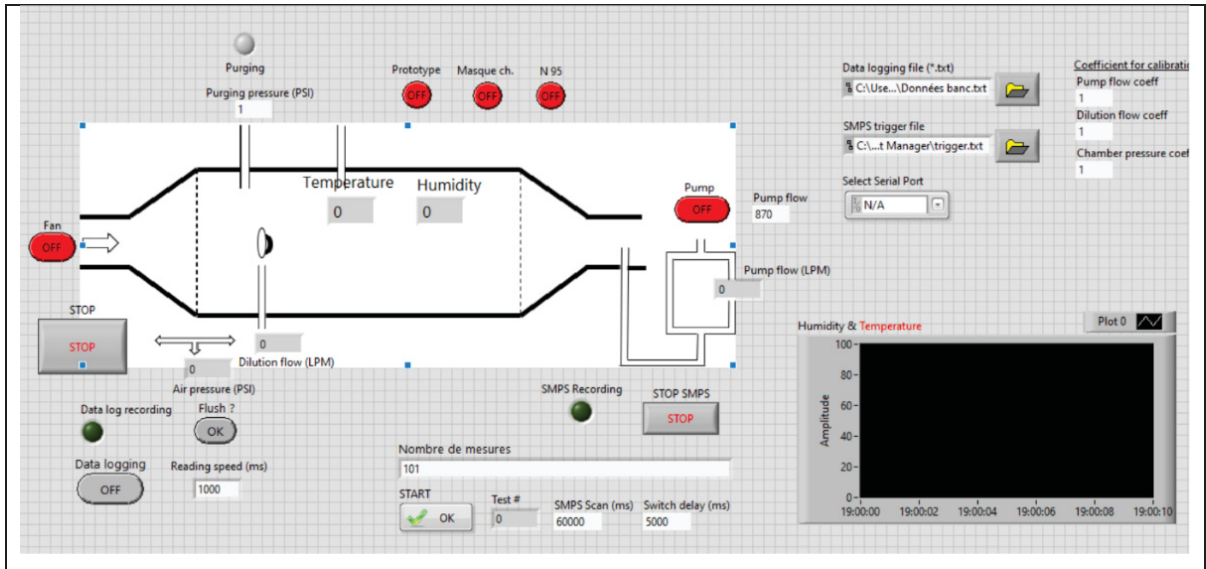


Figure 2.7 Interface utilisateur du banc d'essai sur LabVIEW

## 2.7 Calibration et validation du banc d'essai

La calibration et la validation du banc d'essai ont été réalisées selon une approche rigoureuse visant à garantir l'homogénéité, la stabilité et la répétabilité des conditions expérimentales. Cette étape comprenait : (1) le contrôle de l'étanchéité du banc d'essai, (2) la vérification de l'homogénéité du flux d'air par la méthode des 9 points selon ASHRAE 52.2, (3) les tests de génération et de distribution d'aérosols. Ensuite, le branchement et la configuration des capteurs environnementaux (4), le réglage des instruments de mesure d'aérosols et les différents tests de validation (5). Enfin, la mise en place du processus de caractérisation (6).

### 2.7.1 Contrôle de l'étanchéité du banc

Une fois le banc d'essai entièrement monté, une attention particulière a été portée à son étanchéité, afin d'éviter toute fuite d'air pouvant compromettre la validité et la fiabilité des mesures. Pour ce faire, toutes les jonctions et ouvertures ont été soigneusement scellées à l'aide de silicone industriel transparent. En complément, de la mousse adhésive en caoutchouc a été appliquée sur les surfaces de contact présentant des irrégularités ou des risques d'infiltration,

assurant ainsi une barrière supplémentaire contre les pertes de pression ou les flux d'air. Ces traitements permettent de garantir que l'aérosol généré circule uniquement grâce au flux d'air généré dans le banc d'essai, une condition essentielle pour assurer la reproductibilité des essais et la précision des mesures collectées.

### 2.7.2 Homogénéité du flux d'air

Assurer l'homogénéité du flux d'air lors d'une campagne de mesure est une exigence de diverses normes ; ASHRAE 52.2, ISO 16900, AFNOR 2001, etc. Un flux d'air uniforme est l'un des facteurs permettant d'assurer la répétabilité des tests.

La première étape consistait à effectuer des mesures afin de connaître précisément la gamme de vitesses accessibles par le ventilateur, de modifier les vitesses de rotation du moteur et évaluer le débit volumique d'air généré dans la section test. L'air a été généré au moyen d'un ventilateur PANDA (TSI Airflow model PAN341) et les mesures ont été obtenues par l'utilisation de l'anémomètre (TSI VelociCalc® modèle 9600). Cet instrument a une plage de mesure allant de 0 à 50 m/s avec une précision de lecture de 3 % ou  $\pm 0,015$  m/s, la valeur la plus élevée étant retenue (figure 2.8).



Figure 2.8 Anémomètre TSI 9600

La répartition du flux d'air dans le banc d'essai a été évaluée selon la méthode des 9 points d'échantillonnage décrite dans la norme ASHRAE 52.2 (2017) comme illustrée sur la figure 2.9a. La figure 2.9b montre l'applicabilité de la norme ASHRAE dans notre banc d'essai. La norme ISO 16900-1 (2019) stipule que la vitesse de l'air dans l'enceinte doit être comprise entre 0,12 m/s et 0,2 m/s. Selon la norme ASHRAE, une homogénéité acceptable est définie par un coefficient de variation (CV) <10 %. En cas de non-conformité et/ou d'absence d'homogénéité, des ajustements du débit d'air et/ou de la géométrie interne étaient effectués.

Pour chaque mesure, l'anémomètre a été positionné aux neuf emplacements définis par la grille 3×3 (3 points de mesure horizontaux et 3 verticaux) du nid d'abeille. À chaque point, la vitesse du flux d'air a été mesurée 10 fois (1 minute/mesure) et les paramètres statistiques suivants ont été calculés : vitesse moyenne, écart-type et CV.

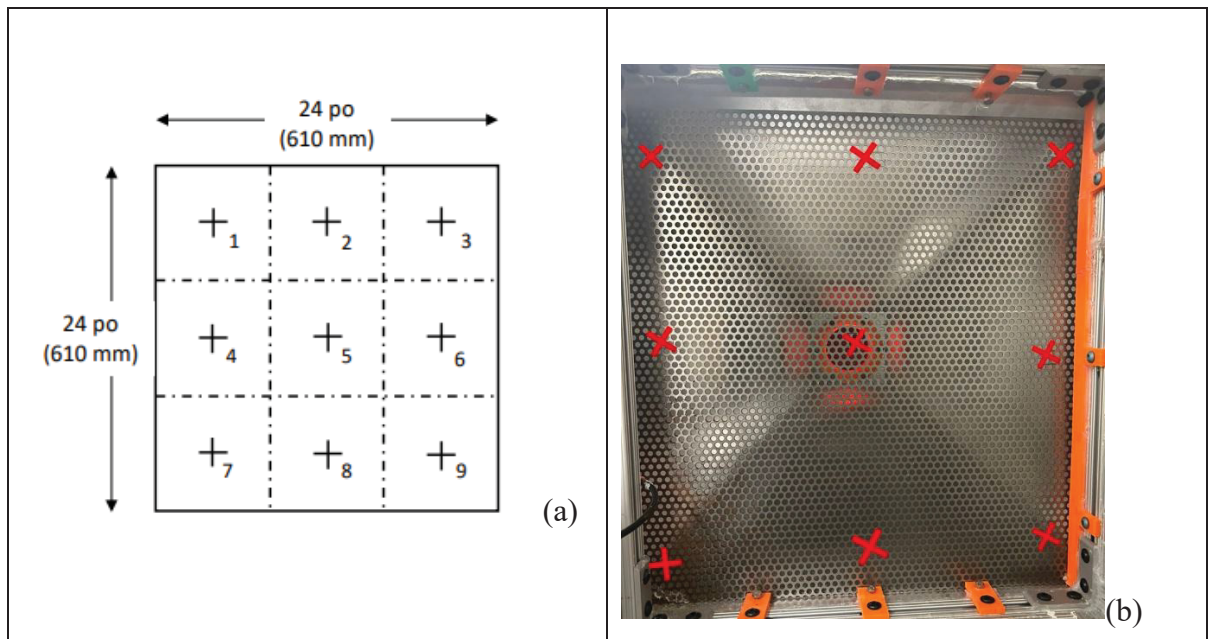


Figure 2.9 Grille de positionnement des neuf points de mesure pour l'uniformité des vitesses de mesure selon ASHRAE (a) et dans le banc d'essai (b)

### 2.7.3 Système de génération des aérosols

#### Introduction sur la nature de l'aérosol

L'aérosol généré durant la phase expérimentale de cette étude était du chlorure de sodium (NaCl). Ce choix est justifié par le fait que le NaCl constitue l'aérosol de référence dans la majorité des normes d'évaluation de la performance des dispositifs de protection respiratoire (NIOSH, CSA, ISO). De plus, il est non toxique, économique, stable et permet une génération d'aérosols reproductible dans des plages de tailles représentatives des particules respirables, selon la littérature scientifique.

#### Génération d'aérosols

La génération d'aérosols a été faite au moyen d'un nébuliseur de type six-jets Collison (BGI Inc., Waltham, MA). Ce générateur, largement référencé dans les normes d'évaluation de la performance des dispositifs de protection respiratoire (NIOSH, 42 CFR 84, ISO 16900), fonctionne sur le principe de la nébulisation pneumatique : un flux d'air comprimé traverse six buses de très petit diamètre, entraînant et pulvérisant la solution saline (NaCl) vers l'orifice de sortie situé dans la tête de mannequin. Les grosses gouttelettes ( $\geq 5 \mu\text{m}$ ) formées sont réimpactées et recyclées dans le réservoir, de sorte que seules les particules fines ( $\leq 3 \mu\text{m}$ ) sortent de l'appareil. Ce procédé permet d'obtenir un aérosol stable et reproductible, constitué principalement de particules submicroniques à micrométriques, caractéristiques recherchées pour simuler des particules respirables dans le cadre de ce travail.

De façon spécifique, l'objectif était de générer des particules ayant un diamètre médian d'environ 0,3 microns, conformément aux certifications CSA, NIOSH et ASTM pour les masques faciaux et les respirateurs. Pour obtenir la vitesse d'expulsion ciblée (environ 5 m/s) et un débit d'écoulement de 15 L/min, la pression de l'air comprimé a été fixée à 15 psig.

Un dispositif de séchage : filtre sécheur de type diffusion dryer (figure 2.10) équipé d'un filtre HEPA et de gel de silice (TSI Model 3074B) a été ajouté à notre système de génération des

aérosols. Il a été utilisé afin de filtrer puis d'assécher l'air issu du ventilateur et de réduire considérablement l'humidité résiduelle des particules (l'aérosol généré étant hygroscopique). Ce conditionnement permet d'avoir des particules sèches et stables en taille, assurant la comparabilité des mesures de pénétration et d'efficacité des dispositifs testés.

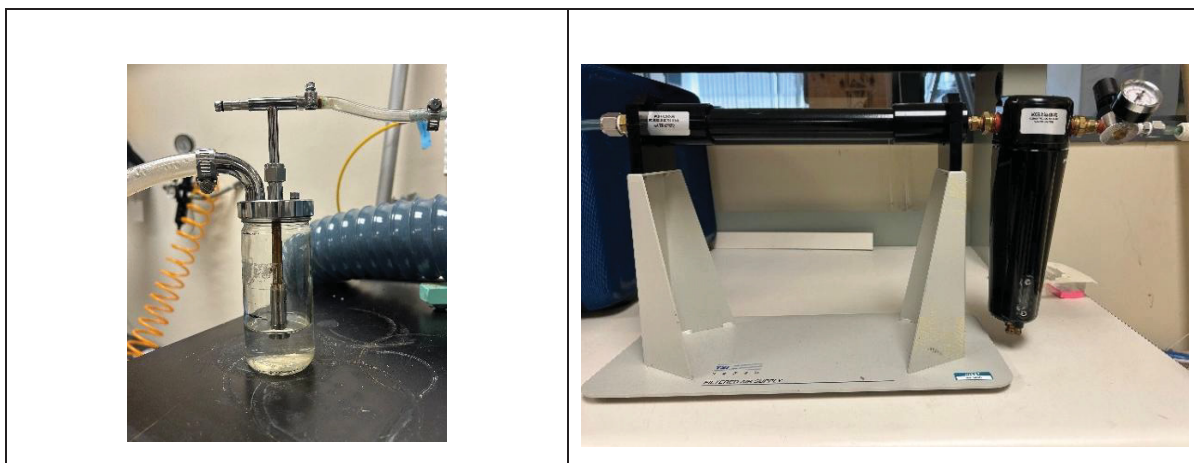


Figure 2.10 Outils de génération d'aérosols : nébuliseur et filtre sécheur

Une série de tests préliminaires a été réalisée avec différentes concentrations de NaCl, variant de 5 g à 100 g pour 2 L d'eau, dans le but d'identifier le dosage permettant une génération d'aérosols stable et homogène, dans la gamme de diamètres voulue. Ces tests ont été faits avec le NanoScan couplé à l'OPS et ont permis de caractériser l'effet de chaque dosage sur la taille et la densité des particules produites. Le dosage retenu pour la phase expérimentale finale a été celui offrant un bon équilibre entre efficacité de nébulisation et absence de gouttelettes surdimensionnées.

#### 2.7.4 Caractérisation et mesure des aérosols

Trois différents instruments de distribution granulométrique ont été utilisés dans cette étude : un NanoScan, un OPS et un SMPS. Le NanoScan et l'OPS ont été utilisés lors des tests d'identification de la solution de NaCl permettant de produire la gamme d'aérosols souhaitée, tandis que le SMPS a été utilisé pour l'ensemble des tests de caractérisation du banc d'essai et

durant la campagne expérimentale. Selon la littérature scientifique, le SMPS est l'instrument phare utilisé lors des tests d'efficacité sur les dispositifs de protection respiratoire.

### **Instrument de caractérisation des particules micrométriques**

La caractérisation des particules d'aérosol a été réalisée à l'aide d'un compteur optique de particules (OPS), modèle 3330, fabriqué par TSI® (Figure 2.11). Cet instrument permet la mesure en temps réel de la distribution en taille et de la concentration numérique des particules en suspension dans l'air, sur la base du principe de diffusion optique.

L'OPS 3330 permet de mesurer les particules dans une plage de diamètres allant de 0,3 à 10  $\mu\text{m}$  et de les catégoriser en 16 intervalles de tailles différentes. Le débit d'échantillonnage est fixé à 1,0 L/min  $\pm$  5 %, auquel s'ajoute un flux d'air propre de 1,0 L/min qui sert à guider et stabiliser le flux entrant dans la zone de mesure. Les données recueillies par l'OPS ont été analysées en utilisant le logiciel Multi Instrument Manager (M.I.M).



Figure 2.11 Compteur Optique de Particules (OPS)

### **Instrument de caractérisation des particules ultrafines**

Dans le cadre de ce travail, la distribution en taille et la concentration des nanoparticules ont été mesurées à l'aide du NanoScan SMPS™ (Scanning Mobility Particle Sizer), modèle 3910 de TSI® (figure 2.12). Cet instrument permet la mesure des particules dont les diamètres

varient entre 10 et 420 nm, avec une résolution temporelle de 1 minute en mode balayage (scan) et de 1 seconde en mode concentration ponctuelle (single size).

Le principe de fonctionnement du NanoScan repose sur la technique SMPS, qui consiste à charger électriquement les particules, puis à les classifier en fonction de leur mobilité électrique dans un champ électrostatique, et enfin à les détecter à l'aide d'un Compteur de Noyaux de Condensation (CPC).



Figure 2.12 NanoScan

### **Instrument de mesure des aérosols**

Pour le comptage et la classification des particules d'aérosols, un analyseur de mobilité électrique à balayage (Scanning Mobility Particle Sizer, SMPS modèle 3938, TSI® a été utilisé. Il est constitué d'un compteur de noyaux de condensation (CPC TSI 3752) et d'un classificateur électrostatique (TSI 3082). Ce classificateur contient un analyseur différentiel de mobilité électrique (DMA modèle 3081A) et un neutraliseur (TSI 3088).

La combinaison de ces instruments (présentée sur la figure 2.13) permet de mesurer avec précision les particules dans une plage allant de 2,5 à 1000 nm avec une résolution fine, selon un balayage de 65 secondes par distribution. Une configuration du nombre de canaux (réduction du nombre de canaux de 100 à 16) permet de circonscrire la gamme de diamètres

mesurée par le SMPS et d'offrir une meilleure interprétation. Le principe de fonctionnement de cet instrument est détaillé dans l'annexe II.

Ci-dessous les rôles des différents modèles :

- Classificateur électrostatique. Il permet de trier les particules selon leur mobilité électrique.
- Analyseur de mobilité différentielle. Cette composante détermine le diamètre de mobilité des particules.
- Compteur de Particules par Condensation. Il permet de compter les particules.



Figure 2.13 Analyseur de mobilité électrique à balayage (SMPS)

### 2.7.5 Processus de caractérisation et validation du banc d'essai

Dans l'optique d'affirmer la stabilité, la reproductibilité et l'homogénéité des conditions expérimentales, une centaine d'essais ont été réalisés. Sur la base de la revue de littérature dans le domaine et des résultats préliminaires, chaque configuration testée a été améliorée pour atteindre l'objectif et statuer sur un protocole expérimental rigoureux et reproductible. La méthodologie utilisée était la suivante :

- Allumer l'instrument de mesure des aérosols utilisé (SMPS) et faire les divers paramétrages.

- Mettre en route le ventilateur Panda et attendre 3 minutes pour la stabilisation du flux d'air.
- Activer le système de génération des aérosols et attendre 3 minutes de stabilisation.
- Débuter la collecte des données selon les différentes configurations expérimentales.

### **Étape 1 : caractérisation de l'aérosol en amont**

Avant d'évaluer le transport des aérosols dans le banc d'essai et l'exposition au niveau de la tête réceptrice, il était essentiel de caractériser et valider la génération des aérosols à la source. Cette étape vise à s'assurer que l'aérosol produit est stable, reproductible et conforme aux caractéristiques granulométriques attendues pour les essais expérimentaux.

Les mesures ont été réalisées directement à la sortie de la bouche de la tête émettrice (1 cm) à l'aide du SMPS, afin de tirer des informations précises sur la distribution de taille des particules, la concentration totale générée et leur homogénéité locale.

### **Étape 2 : Évaluation de l'agglomération des particules**

L'agglomération brownienne étant un phénomène prépondérant pour les particules submicroniques, particulièrement dans la gamme nanométrique à quelques centaines de nanomètres. Par conséquent, il était essentiel d'analyser ce facteur.

Afin de vérifier la probabilité d'agglomération des particules, des mesures de tailles et de concentrations d'aérosols générées ont été effectuées à quatre distances de l'émetteur : 5 cm, 30 cm, 100 cm et 125 cm (figure 2.14) avec le SMPS. Les données ont ensuite été traitées et analysées.

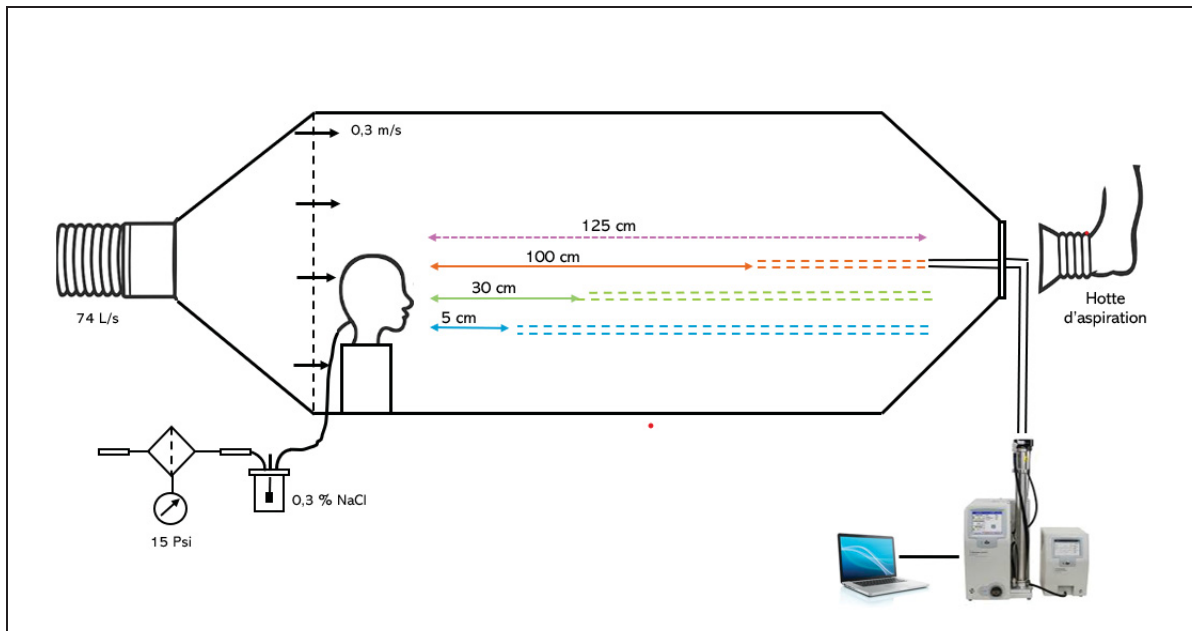


Figure 2.14 Schéma préliminaire de caractérisation du banc d'essai

### Étape 3 : Analyse du comportement spatio-temporel des aérosols

L'analyse du comportement des aérosols générés vise à évaluer leur stabilité dans le temps, l'homogénéité spatiale de leur concentration et la reproductibilité des conditions de génération. Pour évaluer ces facteurs, des mesures de distribution ont été effectuées sur la section réceptrice du banc d'essai, à 5 positions différentes : haut gauche, bas gauche, haut droit, bas droit et centre (figure 2.15) avec le SMPS. Pour chaque position, 100 mesures ont été faites, analysées et comparées.

Dans la figure ci-dessous, les coordonnées des positions haut gauche et haut droit sont : 15 cm sur l'axe vertical et 14 cm sur l'axe horizontal, en partant du « plafond » du banc d'essai et des différentes extrémités, respectivement. Les coordonnées du centre sont de 30 cm sur l'axe vertical et de 28 cm sur l'axe horizontal, depuis le centre du banc d'essai.

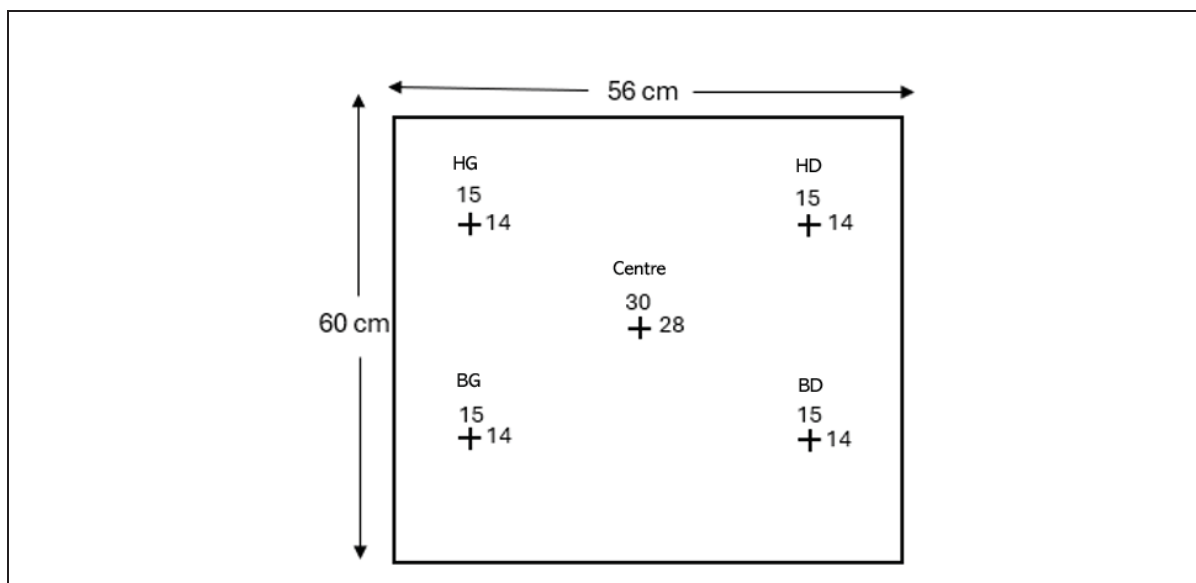


Figure 2.15 Schéma illustratif pour l'évaluation de l'homogénéité et reproductibilité de la génération d'aérosols sur la section réceptrice

Pour non seulement confirmer le contrôle et la reproductibilité dans la génération des particules, mais aussi assurer la répétabilité dans l'orientation de la tête émettrice (face, de côté, arrière) et le positionnement des dispositifs de protection respiratoire, des tests préliminaires d'effet barrière ont été effectués. La validation de ces critères permet d'éviter que les essais d'efficacité ne soient biaisés par une variabilité de positionnement.

Deux configurations ont été étudiées : la première simule la pose étanche des dispositifs en les scellant à la tête émettrice à l'aide d'un ruban adhésif et la deuxième correspond à la pose libre du dispositif de protection sur la tête tel que stipulé dans le protocole d'utilisation donné par l'OMS. Le principe était d'effectuer successivement les tests sans dispositif, puis de fixer le dispositif avec précision et effectuer les tests, et enfin de retirer le dispositif pour effectuer les tests.

Les têtes n'ayant pas d'oreilles, une attache pour masque en silicone a été fabriquée et utilisée afin de fixer les dispositifs respiratoires (masque chirurgical et la PFF N95 8210) à l'arrière de

la tête de chaque mannequin (figure 2.16). Cette configuration était la meilleure permettant d'effectuer les tests en considérant les conditions réelles.

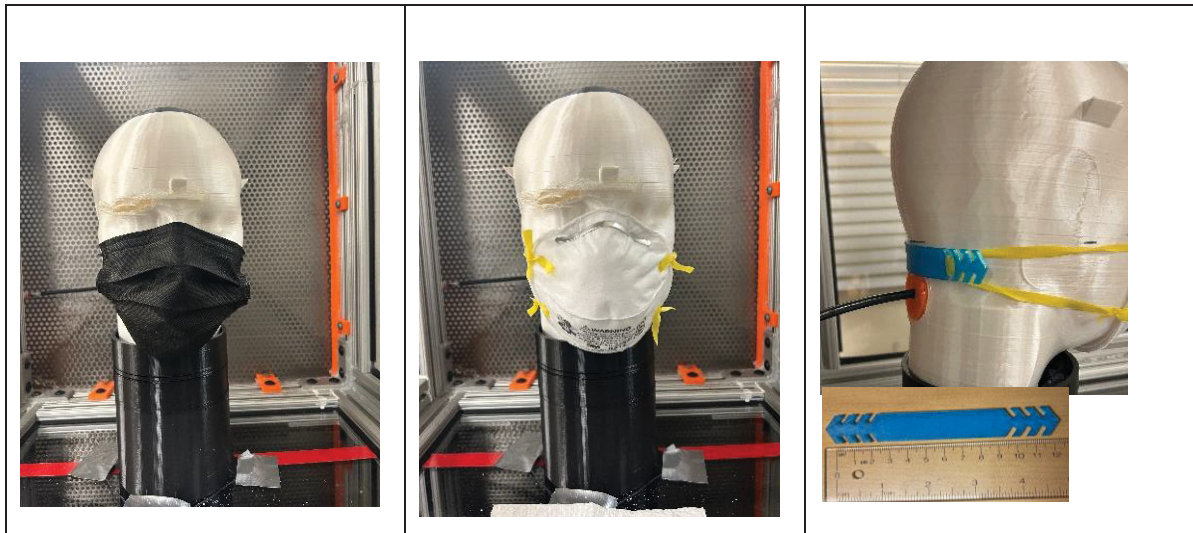


Figure 2.16 Configurations pour la validation du positionnement des dispositifs et reproductibilité des mesures

Chaque essai avait une durée d'environ 45 minutes et l'ensemble des paramètres expérimentaux (dosage de solution, vitesse d'écoulement de l'air, pression de l'air comprimé) étaient fixes. Pour chaque essai, les valeurs de température, de pression et d'humidité dans le banc d'essai étaient vérifiées. Les essais étaient ensuite répétés 10 fois, sur des jours différents pour valider les résultats.

## 2.8 Campagne expérimentale

La campagne expérimentale vise à quantifier l'efficacité des dispositifs de protection respiratoire à la source, c'est-à-dire leur capacité à limiter la propagation des aérosols émis par un porteur et l'efficacité du prototype de visière à offrir une protection individuelle (protéger uniquement le porteur des particules virales présentes dans l'environnement ambiant). Cette campagne explore des situations plus représentatives de la réalité, où les individus ne sont pas toujours face à face (ex. en transport en commun, en classe, dans les files d'attente, etc.). Cette

partie présentera dans un premier temps la configuration expérimentale et ensuite, le protocole expérimental suivi.

### **Configuration expérimentale : parties émettrice et réceptrice**

Le banc d'essai est constitué de deux parties ; la partie émettrice et la partie réceptrice.

La partie émettrice du banc d'essai se compose du ventilateur centrifuge, une veine aéraulique et du nid d'abeilles ; qui assurent la circulation homogène de l'air dans le banc. La tête de mannequin émettrice fixée à 15 cm du nid d'abeille, est reliée au générateur d'aérosols par un conduit de 6 mm inséré dans sa cavité buccale. Les aérosols de NaCl utilisés pour simuler les gouttelettes provenant de l'émetteur sont générées par le nébuliseur à 6 jets, avec un débit de sortie d'environ 15 L/min. Ces aérosols ont un diamètre d'environ 0,3 microns à l'émission.

La partie réceptrice du banc d'essai est constituée de la deuxième tête de mannequin placée à une distance fixe de 1 m de la tête émettrice ; la distance minimale recommandée par l'OMS lors de la pandémie de COVID-19. Cette tête est reliée à la sonde du SMPS qui mesure la concentration en particules de NaCl inhalées par le récepteur.

### **Protocole expérimental**

La campagne expérimentale commence avec l'ouverture de session du SMPS et la mise en marche de l'interface LabVIEW. Après avoir rempli le générateur de solution de NaCl et vérifié le fonctionnement du ventilateur PANDA situé dans la zone de génération, le ventilateur est mis en route et le débit est fixé à 74 L/s. Une fois que l'écoulement d'air est stable, le conduit d'air comprimé (réglé à 103 kPa) est fixé au filtre sécheur et le nébuliseur est mis en marche. La stabilisation des deux paramètres est ensuite vérifiée après 3 minutes.

Pour chaque test effectué et chaque dispositif de protection respiratoire testé, les mesures de concentration et granulométrie sont faites en aval, sans le dispositif respiratoire à tester (3

balayages) et avec le dispositif (3 balayages). L'enregistrement des données via le programme LabVIEW est initié et les mesures débutent. L'émetteur expulse les aérosols à une vitesse d'environ 5 à 6 m/s. Les aérosols qui traversent le média filtrant du dispositif de protection respiratoire soumis à chaque test et parviennent à arriver au niveau de la tête réceptrice sont capturés par la sonde et envoyées vers le SMPS qui détermine la concentration inhalée.

Durant la campagne expérimentale, l'ensemble des facteurs susmentionnés sont fixes. La figure 2.17 ci-dessous présente les différentes configurations étudiées durant la campagne expérimentale. Elles mentionnent les paramètres variables de la campagne ; la position de la tête émettrice vis-à-vis de la tête réceptrice (face, côté ou arrière) et le dispositif porté par chaque tête.

Les paramètres environnementaux (température, humidité et pression) sont mesurés de façon constante lors de l'analyse des résultats obtenus via le SMPS (pour chaque essai effectué, le fichier comporte des données : Sample temperature (en degré Celcius), Sample Pressure (en Kpa) et relative humidity (en %)). Le flux d'air est considéré comme étant homogène et stable durant l'ensemble de la campagne expérimentale car le débit du ventilateur et la géométrie de la veine aéraulique ne subissent jamais de modification.

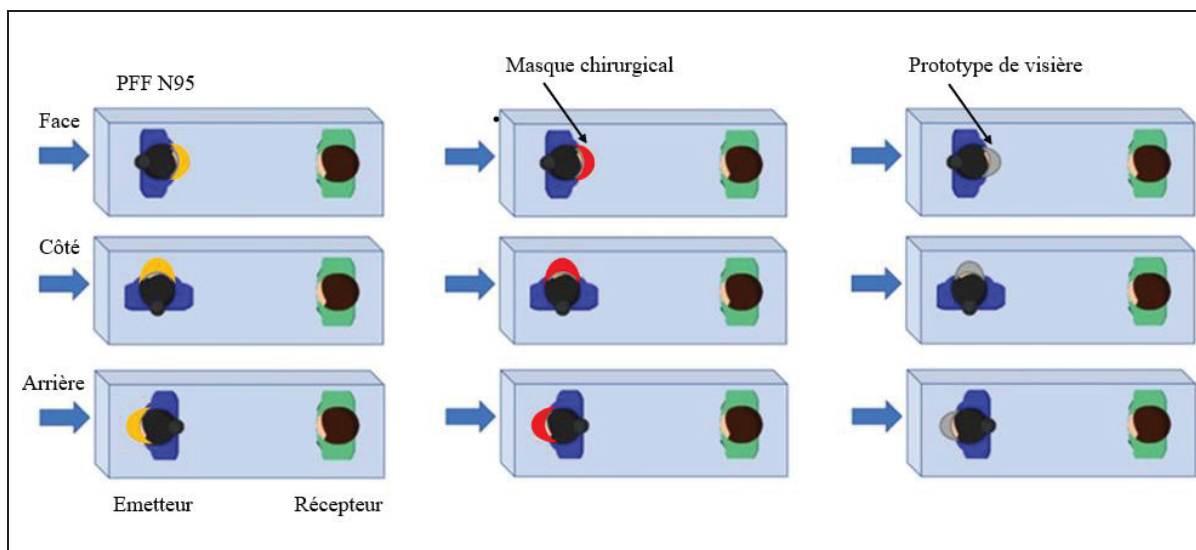


Figure 2.17 Descriptif des différentes configurations testées durant la campagne expérimentale

Pour chaque configuration présentée, 3 répliques ont été effectuées, pour un total de 72 tests (36 en pose non scellée et 36 en pose scellée). Ceci a permis de comprendre et de quantifier les effets liés à l'ajustement du masque, de calculer la fuite totale vers l'extérieur, d'évaluer la protection individuelle et d'évaluer l'efficacité des trois dispositifs pour limiter la propagation des contaminants émis par un individu.



## CHAPITRE 3

### RESULTATS ET DISCUSSIONS

Ce chapitre présente l'ensemble des résultats expérimentaux obtenus durant cette recherche, leur analyse et les différentes interprétations. Les résultats relatifs à l'homogénéité du flux d'air dans le banc d'essai, à la génération d'aérosols, à la validation du banc d'essai ainsi qu'aux tests d'efficacité des trois dispositifs de protection respiratoire étudiés seront illustrés suivant cet ordre. L'ensemble des observations sera ensuite discuté vis-à-vis des objectifs de la recherche et comparé aux données issues de la littérature scientifique correspondante.

#### **3.1 Évaluation de la vitesse d'écoulement du rideau d'air sur le prototype de visière**

La cartographie de vitesse de l'air généré par le prototype de visière a permis de connaître avec exactitude les caractéristiques d'écoulement : distribution spatiale des vitesses d'air (latéralement et verticalement), les caractéristiques en termes d'homogénéité ou hétérogénéité du rideau d'air, la zone d'efficacité maximale et la stabilité de l'écoulement.

Les résultats de la cartographie sont présentés dans le tableau 3-1 et la figure 3.2. Ils représentent la moyenne de 7 mesures effectuées à chaque point, durant 7 minutes (1 minute/mesure). Les points de mesure A à J sont les mêmes que ceux présentés dans la figure 2.3 (chapitre 2, section 2.3). La figure 3.1 a été insérée à titre de rappel, afin d'offrir une meilleure visualisation des résultats.

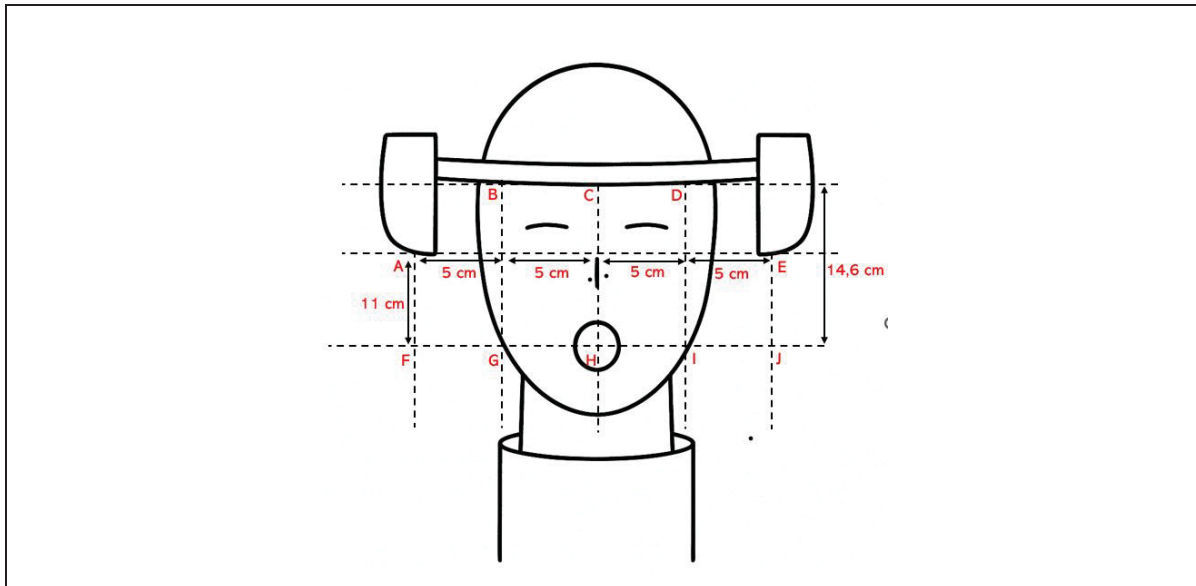


Figure 3.1 Cartographie de la distribution des vitesses d'air du prototype de visière

Tableau 3-1 Moyennes des vitesses d'air mesurées sur le prototype de visière

Point de mesure	Moyenne des vitesses mesurées (m/s)
A	6,47
B	0,63
C	0,74
D	0,63
E	4,96
F	1,32
G	0,31
H	0,19
I	0,27
J	0,63

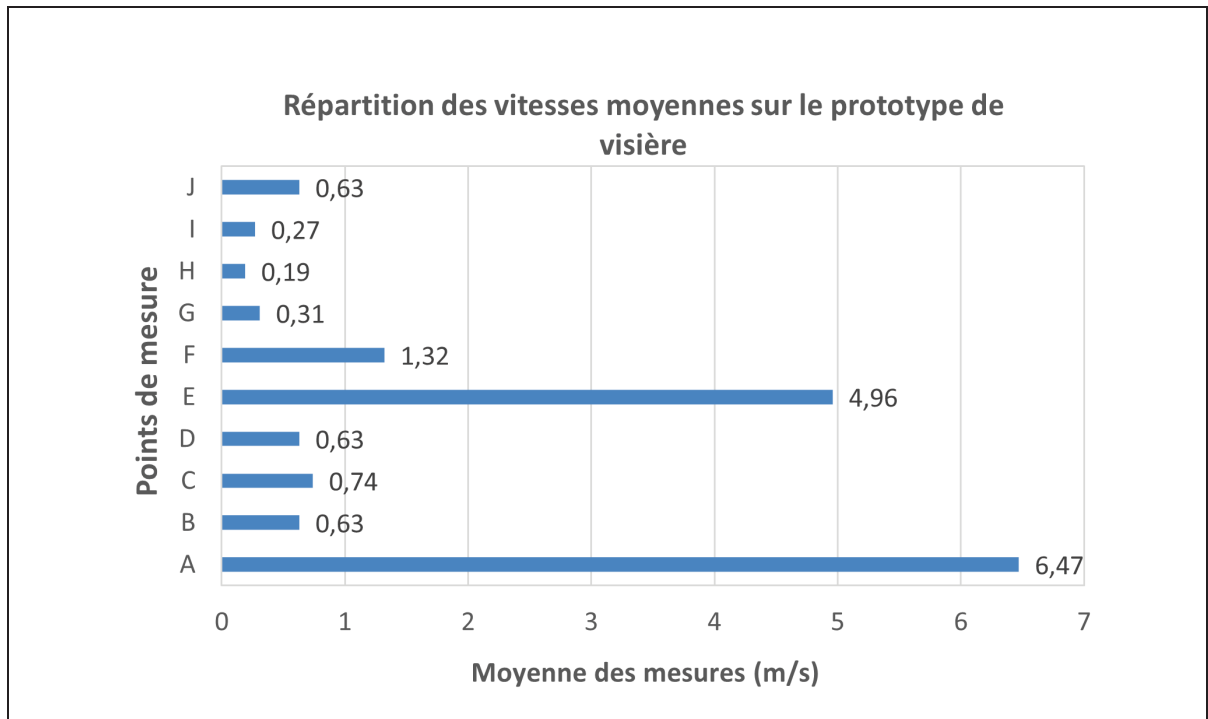


Figure 3.2 Répartition des vitesses moyennes de l'écoulement d'air mesurées aux différents points du prototype de visière

Les résultats obtenus mettent en évidence une variation importante des vitesses (entre 0,19 m/s et 6,47 m/s), signifiant une distribution non uniforme et non symétrique du champ d'écoulement d'air. Cette variation pourrait être causée par la géométrie du dispositif (la redistribution progressive des vitesses d'air sur les parois, les pertes de charges) et la configuration des ventilateurs.

Au niveau des arrivées d'air latérales (points A et E), l'on observe une asymétrie importante, avec une vitesse moyenne plus élevée au point A (6,47 m/s) qu'au point E (4,69 m/s), soit un écart d'environ 25 %. Cet écart peut être attribué aux différences d'assemblages entre les ventilateurs qui entraînent des pertes de charge et à la différence de rendement entre les ventilateurs causée par une variation d'intensité du courant de 0,03 A.

Dans la zone frontale centrale (correspondant aux points B, C et D), les vitesses mesurées varient entre 0,63 m/s et 0,74 m/s, indiquant une variation modérée de 15 %. La variation pourrait être causée par la vitesse de l'air générée par chaque ventilateur et l'étalement du jet d'air qui cause une réduction de la vitesse. La faible dispersion traduit une uniformité latérale moyenne et une homogénéité relative du flux dans cette section.

En revanche, on observe une variabilité plus importante atteignant environ 38 % sur la section horizontale traversant la cavité buccale, aux points G, H et I. Cette augmentation de la dispersion des vitesses s'explique par la dissipation progressive du jet d'air lorsque la distance d'écoulement augmente, l'interaction avec l'air ambiant et quelques perturbations induites par la géométrie du visage, notamment au niveau du nez et de la bouche (où les émissions respiratoires sont plus fortes).

Sur la base de cette cartographie, la zone d'efficacité maximale du prototype (qui est la région où le flux est à la fois le plus continu et le plus intense pour imposer une direction dominante vers le bas) se situe au niveau frontal B–C–D et à proximité des arrivées d'air (A et E). Cependant, la zone buccale G-H-I est la région la plus critique, avec les vitesses les plus faibles et la variabilité la plus importante.

### **3.2 Homogénéité du flux d'air**

Afin d'obtenir un écoulement d'air homogène dans le banc d'essai, plusieurs débits du ventilateur Panda et différentes configurations du conduit ont été testés. Le meilleur compromis a été obtenu en procédant à un cintrage du conduit d'air, en ajoutant un tissu découpé dans une combinaison de protection chimique à l'intérieur de la veine, et en fixant le débit volumétrique du ventilateur à 74 L/s.

Les mesures de vitesse ont été réalisées selon la méthode ASHRAE à neuf points distincts, chaque valeur correspondant à la moyenne de dix enregistrements effectués sur une durée de dix minutes par point (figure 3.3). Les mesures étant faites lorsque le banc d'essai est vide, les zones de recirculations, les variations de vitesses et autres phénomènes physiques qui

pourraient s’y produire en présence de la tête émettrice ne sont pas pris en compte. Ces notions sont cependant prises en compte lors de l’évaluation des différents dispositifs.

Les vitesses obtenues étaient comprises entre 0,19 et 0,21 m/s, démontrant une bonne régularité du flux. Le coefficient de variation calculé était de 4,2 %, soit bien en dessous du seuil de 10 % généralement retenu comme critère d’homogénéité. Ce premier résultat nous permet de satisfaire la première exigence en matière de mesure et de qualification des systèmes.

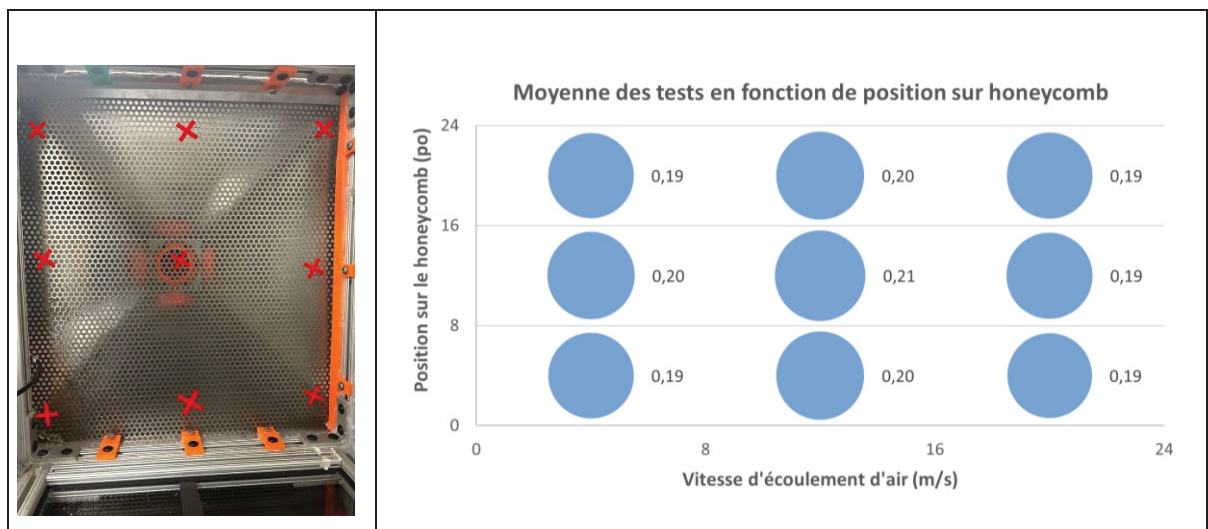


Figure 3.3 Résultat des tests d’homogénéité du flux d’air (en m/s) aux 9 points d’échantillonnage

Les mesures de vitesse ont ensuite été moyennées sur les neuf points dans le but d’obtenir une régression linéaire de la vitesse mesurée en fonction du débit du ventilateur Panda (figure 3.4). La courbe en traits interrompus avec l’équation  $y = 0,0022x + 0,0338$  représente la droite de régression linéaire (y étant la vitesse moyenne et x étant le débit du ventilateur).

Le coefficient de détermination obtenu ( $R^2 = 0,9905$ ) indique une corrélation quasi linéaire entre ces deux paramètres, confirmant l’homogénéité et la stabilité du flux d’air généré par le ventilateur. Ces résultats confirment que le flux d’air qui circule dans le banc d’essai peut être considéré comme homogène et stable pour les expérimentations.

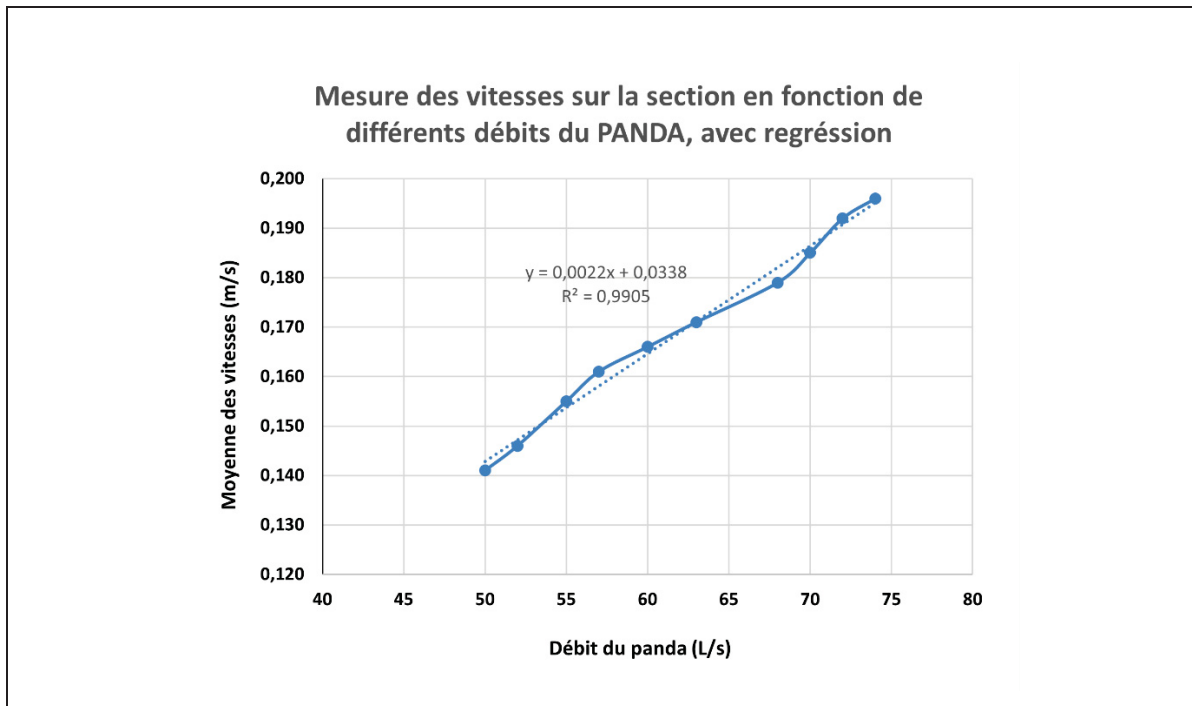


Figure 3.4 Mesure des vitesses en fonction du ventilateur Panda, avec régression linéaire

### 3.3 Génération des aérosols et caractérisation du banc d'essai

Le dosage choisi pour les essais préliminaires et la campagne expérimentale a été obtenu en dissolvant 6 g de sel analytique pur (Sodium Chloride (Crystalline/Certified ACS), Fisher Chemical™) dans 2 litres d'eau distillée (0,3 % v/v). Il est conforme aux recommandations des protocoles normalisés (AFNOR, 2001 ; ISO 16900-1 : 2019). Ce dosage permet de générer des particules polydispersées de 6 nm à 300 nm et d'obtenir une bonne nébulisation avec une distribution de particules stable et représentative, tout en évitant la formation de gouttelettes trop grosses.

Les paramètres environnementaux ont été étroitement surveillés durant le processus de génération des aérosols et de caractérisation du banc d'essai. La température variait entre 23,0 et 23,7 °C, l'humidité relative entre 29,0 et 30,1 et la pression entre 95,1 et 97,7 kPa. Les résultats présentent dans l'ensemble une variation modérée des paramètres, indiquant que le banc d'essai est parfaitement stable et contrôlé. Cette stabilité des conditions

environnementales garantit que les variations observées dans les concentrations particulières et les performances des dispositifs évalués sont principalement attribuables aux configurations expérimentales et aux caractéristiques des dispositifs de protection respiratoire, et non à des effets externes liés à l'environnement du banc.

Bien que la norme ASHRAE 52.2 soit principalement dédiée à l'évaluation des méthodes de ventilation, elle fournit aussi quelques principes méthodologiques clés applicables à la génération d'aérosols de test, notamment en termes d'évaluation de l'homogénéité dans un banc d'essai. Pour notre étude, seul le deuxième critère du système de qualification a été pris en compte. Il exige que le coefficient de variation calculé à chaque point soit inférieur à 15 % (annexe I, figure-A I-9).

### **3.3.1 Caractérisation des aérosols en amont**

La figure 3.5 présente la distribution granulométrique et l'homogénéité de la concentration d'aérosols mesurées au niveau de la tête émettrice, pour trois essais différents (couleurs bleue, rose et verte). Les mesures de la granulométrie ont été moyennées (courbe noire) et ensuite maximisées et minimisées de 15 % (courbes en traits interrompus rouges), conformément à la norme ASHRAE 52.2.

Les distributions présentent une forme unimodale, avec une concentration en nombre qui varie entre  $3,31 \times 10^5$  et  $3,40 \times 10^5$  particules/cm<sup>3</sup> et qui est centrée autour de 40 nm. Les trois courbes des moyennes 1 à 3 sont lisses, continues et se superposent étroitement sur la moyenne générale. L'on observe que peu importe l'essai effectué, le diamètre modal demeure stable et les concentrations des particules restent sur le même ordre de grandeur. L'écart-type des différentes mesures démontre une dispersion modérée des particules au niveau de la génération et donc une faible variation dans le temps. De plus, les bornes  $\pm 15$  % (courbes rouges pointillées), utilisées comme critère d'homogénéité englobent l'ensemble des distributions sur toute la plage de tailles mesurées. Cela montre que les variations de concentration restent

inférieures à  $\pm 15$  %, seuil admis pour valider l'homogénéité du champ d'aérosols. Le coefficient de variation de 2,81 % obtenu permet de satisfaire la deuxième exigence de la norme ASHRAE en termes d'homogénéité des particules générées dans un banc d'essai.

Ces résultats confirment que les conditions de génération des aérosols (débit, nébulisation, pression d'air comprimé) au niveau de la tête émettrice sont bien contrôlées. La génération est donc considérée comme étant stable, reproductible et homogène, offrant des conditions de référence fiables pour la suite de la campagne expérimentale.

La légère variation observée sur la moyenne du centre 1 autour de 80 à 100 nm peut être causée par différents facteurs : une faible variation du signal électrique lors du comptage avec le SMPS, la fluctuation statistique de comptage des particules dans cette zone de décroissance à cause d'un nombre réduit de particules ou un changement brusque dans l'environnement du banc d'essai. Bien que la cause de cette variation n'ait pas été spécifiquement identifiée, elle ne remet pas en cause la fiabilité des résultats obtenus.

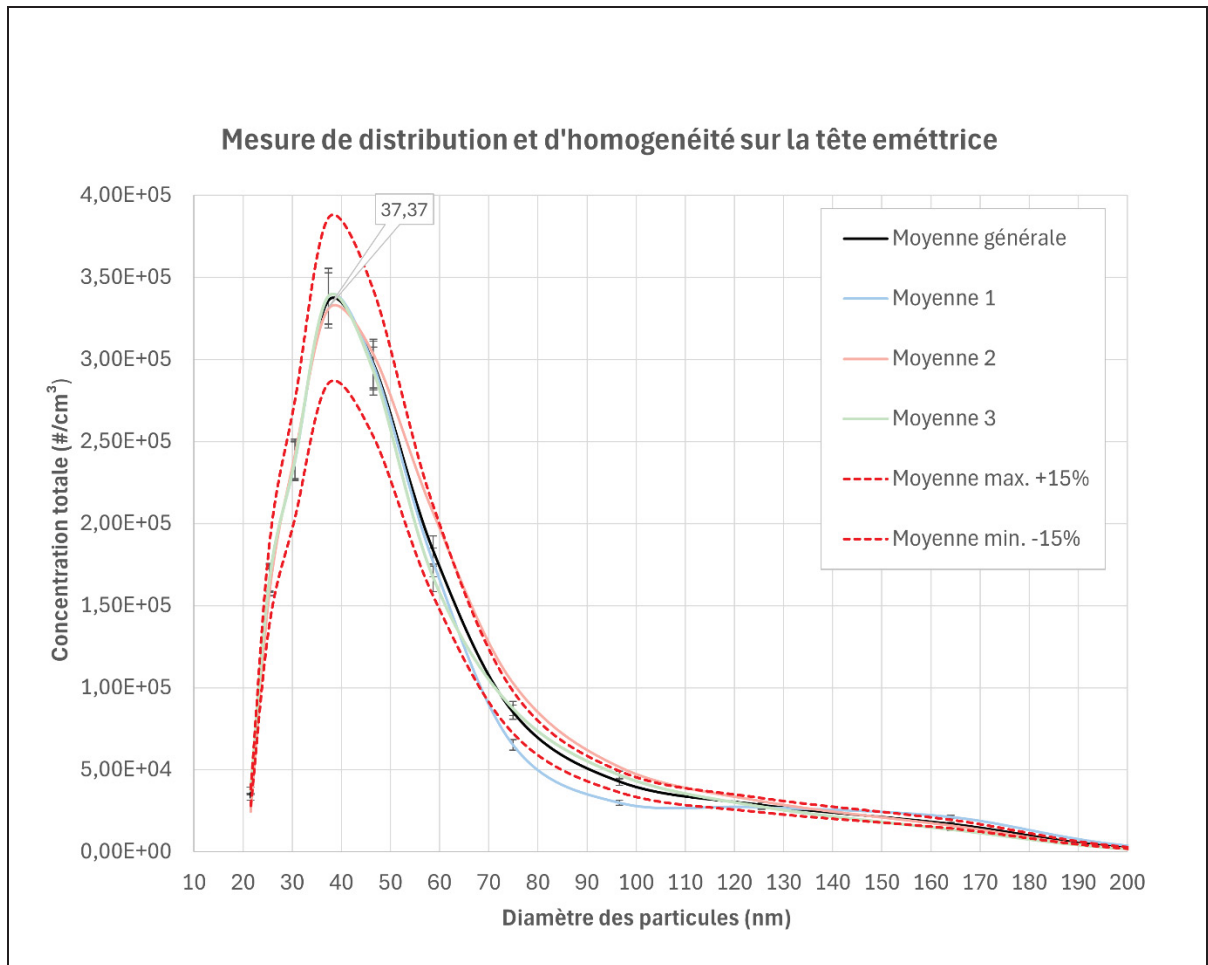


Figure 3.5 Graphe de caractérisation des particules d'aérosols au niveau de la tête émettrice

### 3.3.2 Tests d'agglomération des aérosols

La figure 3.6 illustre les résultats des tests d'agglomération effectués sur une journée typique à 4 distances différentes dans le banc d'essai. Comme indiqué dans les légendes, l'on observe la distribution de concentration des particules générées en fonction de leurs diamètres et chaque couleur correspond à la mesure faite à une distance donnée : orange – 5 cm, rouge – 30 cm, bleue – 100 cm et rose – 125 cm.

La courbe démontre une distribution unimodale quasi gaussienne dont les particules d'aérosols sont centrées autour d'un diamètre dynamique moyen compris entre 30 et 45 nm, pour toutes les distances d'échantillonnage. La représentation des formes similaires pour les quatre distances testées indique que la taille des particules ne varie presque pas ou pas significativement en fonction de la distance d'échantillonnage. L'homogénéité des distributions obtenues pour toutes les distances démontre que le système de génération présente une bonne stabilité temporelle et une maîtrise de la stabilité granulométrique. Les écarts-types relativement faibles, mais homogènes sur l'ensemble des 4 distributions permettent de valider les conclusions tirées. L'ensemble de ces points permet d'écarter l'hypothèse d'une agglomération des aérosols dans le banc d'essai.

En effet s'il y avait eu une agglomération importante des particules, les résultats auraient montré un déplacement du pic vers des diamètres plus élevés et une diminution de la concentration en nombre pour les distances plus grandes (5 cm, 30 cm, 100 cm et 125 cm du fait de la coalescence des particules submicroniques).

La baisse de concentration progressive observée avec l'augmentation de la distance (entre 5 cm et 125 cm) peut être expliquée par des phénomènes physiques tels que la dilution par dispersion des particules d'aérosols générées ou la perte par diffusion sur les parois internes du tuyau de conduit utilisé pour l'émission. L'annexe III (figure-A III-1) offre un complément d'information sur les résultats obtenus.

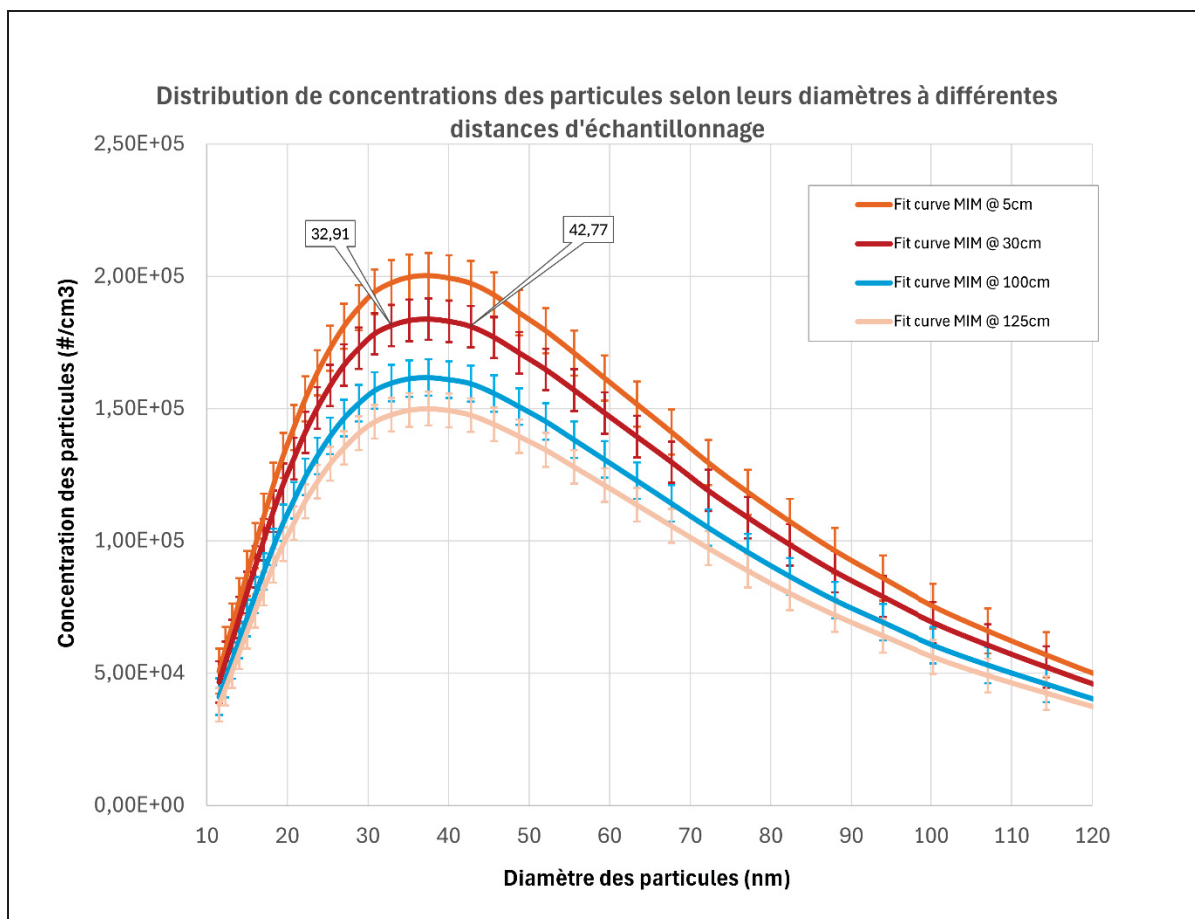


Figure 3.6 Distribution de concentrations des particules selon leurs diamètres en fonction de la distance de la sonde par rapport à la tête émettrice

### 3.3.3 Tests d'homogénéité et de reproductibilité

Comme mentionné dans le chapitre 2 (processus de caractérisation et figure 2.15), l'homogénéité et la reproductibilité dans la génération des aérosols ont été évaluées à cinq positions, sur la partie réceptrice du banc d'essai. Les résultats obtenus au centre du banc d'essai seront présentés dans cette section et ceux obtenus aux 4 autres positions (haut gauche, haut droit, bas gauche et bas droit) seront abordés dans l'annexe III section B.

La figure 3.7 ci-dessous présente les distributions de concentration en fonction du diamètre aérodynamique des particules mesurées au centre de la section réceptrice du banc d'essai, sur trois jours successifs. Les courbes bleue, rose et verte présentent la moyenne des données obtenues à partir de trois séries d'essais indépendantes (centre 1, centre 2 et centre 3, respectivement). La courbe noire correspond à la moyenne générale des trois essais, tandis que les courbes rouges en pointillés représentent les bornes de tolérance de  $\pm 15\%$  autour de cette moyenne.

Les trois courbes (bleue, rose et verte) présentent une distribution unimodale quasi gaussienne, caractéristique d'un aérosol de NaCl généré par nébulisation, dont la concentration maximale à un pic de  $1,51 \times 10^5$  part./cm<sup>3</sup> et le pic modal situé autour de 30 à 45 nm. De même, l'on observe une décroissance progressive et régulière autour du pic modal, sans pic secondaire ou déformation considérable des courbes. Les barres d'erreur, représentant l'écart-type entre les différentes classes de taille, montrent une dispersion modérée et une bonne variabilité dans le temps. L'ensemble des courbes et l'écart-type des mesures se situent entièrement dans les bornes de tolérance définies autour de la moyenne générale (courbe noire). Le coefficient de variation (CV) calculé au centre est de 3,46 %.

L'absence de variations temporelles sur la position du pic modal, la forme globale des différentes distributions et dans la concentration maximale indique que les paramètres expérimentaux (solution de NaCl, pression d'air comprimé, débit du ventilateur Panda et conditions environnementales du banc d'essai) et les paramètres environnementaux (température, humidité et pression dans le banc) ont été correctement contrôlés et que le système de génération fonctionne de manière répétable dans le temps.

Ces résultats permettent de confirmer l'absence de phénomènes d'agglomération ou fragmentation des particules et d'en tirer les conclusions suivantes :

- Les particules générées sont homogènes de façon intemporelle comme recommandé par la norme ASHRAE 52.2 ;

- Le système de génération et de mesure mis en place offre une excellente reproductibilité temporelle sur les différents jours d'essai ;
- Le banc d'essai offre des perspectives fiables et intéressantes pour l'étude de l'efficacité des dispositifs de protection respiratoire.

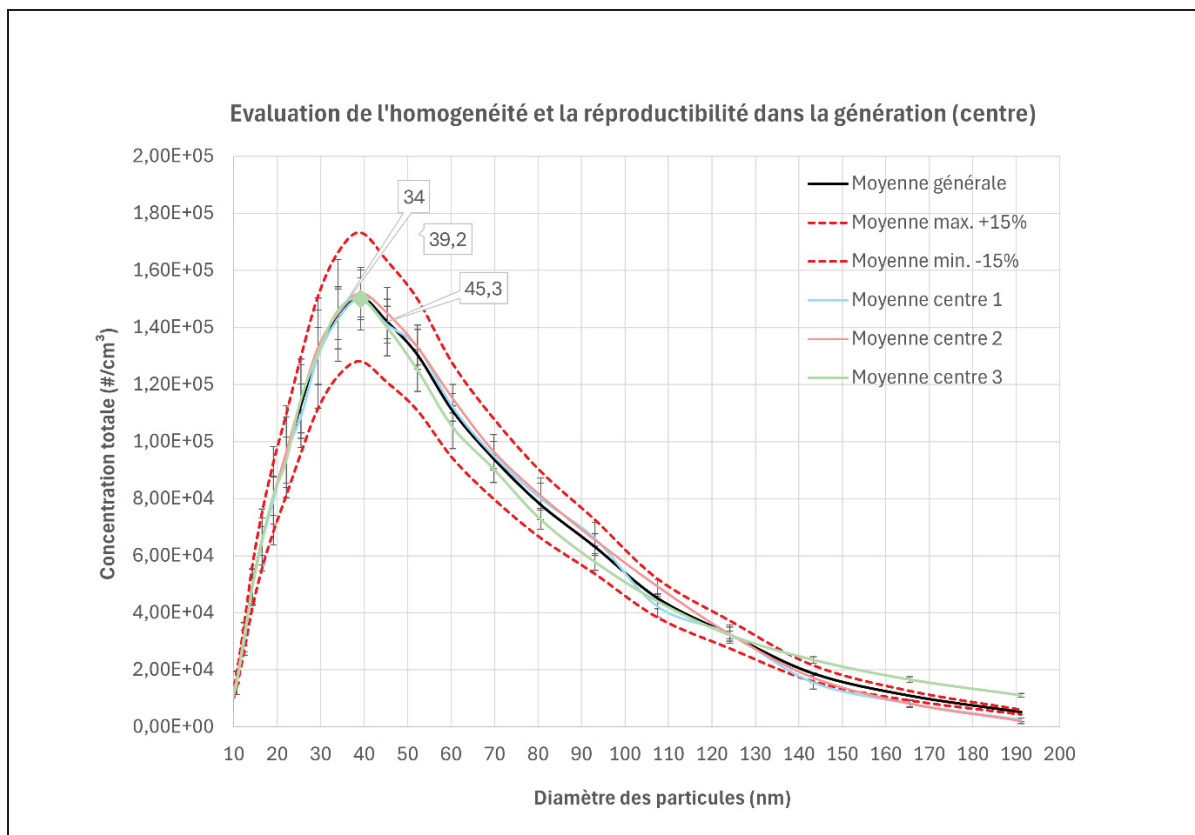


Figure 3.7 Graphe d'évaluation de l'homogénéité et de reproductibilité dans la génération

### 3.3.4 Tests préliminaires de reproductibilité du positionnement des dispositifs et de l'orientation de la tête émettrice

Les tests préliminaires ont été réalisés dans un objectif strictement méthodologique, visant à valider la reproductibilité des mesures lors de la pose des dispositifs de protection respiratoire sur les têtes de mannequins, suivant différentes orientations (face, côté et arrière). De ce fait,

la capacité de réduction ou l'efficacité des dispositifs n'était pas prise en compte. Le facteur de comparaison étudié était la concentration totale des particules générées lors des essais.

Les tableaux 3-2 à 3-4 présentent les résultats obtenus pour chaque configuration vis-à-vis du dispositif utilisé : la concentration totale des particules pour chaque essai, leur moyenne globale, l'écart-type et le coefficient de variation.

Tableau 3-2 Synthèse des mesures de concentration particulaire lors des essais sur le N95

<b>Configurations N95</b>	<b>Moyenne totale (#/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>Écart-type (#/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>CV (%)</b>
Face sans masque	151 271,5	1 270,2	0,8
Face pose non scellée	27 078,3	1 031,3	3,8
Face pose scellée	2 038,4	99,0	4,9
Côté sans masque	105 951,9	8 250,7	7,8
Côté pose non scellée	12 038,3	104,1	1,0
Côté pose scellée	356,7	20,6	5,8
Arrière sans masque	126 518,5	10 721,5	8,5
Arrière pose non scellée	9 162,2	325,8	3,6
Arrière pose scellée	110,4	5,0	5,1

Tableau 3-3 Synthèse des mesures de concentration particulaire lors des essais sur le masque chirurgical

<b>Configurations masque chirurgical</b>	<b>Moyenne totale (#/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>Écart-type (#/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>CV (%)</b>
Face sans masque	151 494,3	1 095,9	0,7
Face pose non scellée	55 303,3	1 217,2	2,2
Face pose scellée	28 808,6	642,3	2,2
Côté sans masque	110 776,6	5 138,9	4,6
Côté pose non scellée	82 575,8	7 889,1	9,6
Côté pose scellée	38 309,6	3 267,3	8,5

<b>Configurations masque chirurgical</b>	<b>Moyenne totale (#/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>Écart-type (#/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>CV (%)</b>
Arrière sans masque	124 819,4	1 349,4	1,1
Arrière pose non scellée	30 156,3	2 435,0	8,1
Arrière pose scellée	18 187,5	786,6	4,3

Tableau 3-4 Synthèse des mesures de concentration particulière lors des essais sur le prototype EOLE

<b>Configurations prototype EOLE</b>	<b>Moyenne totale (#/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>Écart-type (#/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>CV (%)</b>
Face sans prototype	151 762,1	311,5	0,2
Face avec prototype	138 827,7	8 010,0	5,8
Côté sans prototype	107 285,2	2 193,7	2,0
Côté avec prototype	99 243,0	5 903,5	6,5
Arrière sans prototype	130 819,3	5 181,1	4,0
Arrière avec prototype	99 726,2	1 991,9	2,0

Les résultats obtenus en configuration sans masque pour l'ensemble des dispositifs et des orientations, montrent des concentrations moyennes comparables avec des CV faibles (inférieurs à 1 % en orientation face et inférieurs à 10 % pour les orientations côté et arrière). Cette faible dispersion indique que la génération des aérosols en amont ainsi que leur transport dans le banc d'essai sont globalement stables et reproductibles dans le temps. Les variations observées pour certaines orientations (côté et arrière) peuvent être causées par divers facteurs : la dispersion transversale des particules d'aérosols, les zones de recirculation ou les gradients de vitesse d'air et non par une instabilité dans la génération des aérosols.

En effet lorsque l'orientation de la tête est de côté, l'expulsion des aérosols devient perpendiculaire à l'écoulement d'air. Ce changement entraîne une sensibilité plus élevée des aérosols vis-à-vis des fluctuations de l'écoulement et une dilution plus importante. En

orientation arrière, les aérosols sont émis dans le sens du contre-courant. La circulation de ceux-ci dans le banc d'essai devient fortement perturbée et rencontre plus d'obstacles (les courants d'air, les parois du banc, la tête émettrice). L'ensemble de ces facteurs peut accroître la dispersion des mesures et causer les variations observées.

Pour les configurations avec dispositifs (pose non scellée et pose scellée), les CV observés restent modérés et compatibles avec des essais reproductibles. Les valeurs majoritairement inférieures à 5% indiquent que la procédure de mise en place des dispositifs sur les têtes de mannequins est maîtrisée et reproductible. Les écarts de dispersion légèrement plus élevés observés pour les configurations du masque chirurgical pourraient être attribuées aux caractéristiques physiques du masque lorsqu'il est porté par la tête émettrice.

L'orientation de la tête émettrice (face, côté, arrière) influence assez fortement les niveaux de concentration mesurés, en raison de la modification des mécanismes d'advection, de dispersion et de dilution des aérosols dans le banc d'essai. Néanmoins, les CV moyens à faibles indiquent que la position choisie pour chaque orientation reste reproductible.

Dans l'ensemble, les résultats montrent que :

- Le système de génération est stable et reproductible ;
- La pose des dispositifs de protection respiratoire sur la tête émettrice est répétable, autant pour les configurations scellées que non scellées ;
- L'orientation des têtes présente des variations cohérentes et reproductibles des concentrations mesurées, sans compromettre la fiabilité des mesures.

### **3.3.5 Conclusion sur la validation du banc d'essai**

L'ensemble des résultats présentés dans cette première partie a permis de valider la caractérisation du banc d'essai et de statuer sur le protocole expérimental à suivre. Les mesures d'homogénéité du flux d'air ont montré une distribution uniforme sur la section de mesure,

avec des écarts limités entre les différents points, conformément aux différentes normes applicables.

Par ailleurs, les essais sur le système de génération des aérosols ont mis en évidence une distribution homogène, stable et répétable dans le temps, caractérisée par de faibles coefficients de variation et une distribution granulométrique unimodale quasi gaussienne. L'absence de déplacement du diamètre modal ou d'apparition de pics secondaires confirme qu'aucun phénomène significatif d'agglomération des particules n'a été observé aux différentes distances testées.

Enfin, l'évaluation de la distribution des aérosols aux cinq points de la section réceptrice et les tests sur le positionnement des dispositifs et l'orientation de la tête ont montré une homogénéité et une reproductibilité de la concentration particulaire satisfaisante, attestant un contrôle efficace des conditions expérimentales.

Ces résultats valident ainsi le banc d'essai comme un outil fiable pour la réalisation des essais d'efficacité des dispositifs de protection respiratoire dont les résultats sont présentés dans la suite de ce chapitre.

### **3.4 Résultats de la campagne expérimentale**

Comme résultats obtenus lors de la campagne expérimentale, nous présenterons les résultats d'évaluation des dispositifs conventionnels (N95 et masque chirurgical) pour le contrôle à la source des particules d'aérosols en pose non scellée, puis en pose scellée et ensuite les résultats d'évaluation du prototype de visière pour le contrôle à la source. Nous terminerons avec les résultats d'évaluation du prototype de visière en tant que dispositif de protection individuelle. Pour chaque résultat obtenu sur les dispositifs, nous ferons une analyse comparative.

La plage de diamètres étudiée est de 6,98 nm à 191,1 nm (16 canaux du SMPS) et les équations 1.3 et 1.4 (présentées au chapitre 1) ont été utilisées pour calculer la fuite totale vers l'intérieur (TOL) et l'efficacité des différents dispositifs.

### **3.4.1 Résultats d'évaluation des dispositifs conventionnels en poses non scellées**

#### **Fuites totales vers l'extérieur pour le N95 en pose non scellée**

Les résultats présentés dans la figure 3.8 mettent en évidence des fuites totales vers l'extérieur sur l'ensemble de la plage de diamètres étudiée.

Parmi les trois configurations, la fuite totale vers l'extérieur est plus élevée lorsque la tête émettrice est orientée face à la tête réceptrice. Sur l'ensemble de la plage de diamètres, les valeurs de TOL se situent majoritairement entre 15 % et 23 %, avec la plus grande taille de particules émise lors de la fuite (MOLPS) observée autour du diamètre de 80,6 nm. Les barres d'erreur montrent une dispersion modérée, attribuable aux fluctuations statistiques de comptage et aux variations locales du champ de vitesse. Ces résultats peuvent s'expliquer par la configuration face à face qui favorise le transport direct des particules issues des fuites faciales vers la tête réceptrice, en raison de l'alignement suivant la direction principale de circulation de l'air vers la zone de mesure. Dans cette configuration, le mécanisme dominant de passage des aérosols n'est pas la filtration par le média, mais plutôt le contournement du dispositif par des espaces de fuite liés à l'ajustement du masque sur la tête de mannequin.

L'analyse des résultats lorsque l'orientation est de côté montre que les fuites mesurées sont significativement plus faibles que dans la configuration face à face. Les valeurs de TOL se situent entre 5,77 % et 10,16 %, avec une variation relativement limitée sur l'ensemble des diamètres et la MOLPS à 34 nm. Cette réduction s'explique par la configuration expérimentale qui cause une déviation du flux, une dispersion transversale des particules et une dilution beaucoup plus importante des particules générées.

Lorsque la position de la tête émettrice vis-à-vis de la tête réceptrice est orientée vers l'arrière (par conséquent face à face avec la direction d'écoulement de l'air), les fuites sont les plus faibles. Les valeurs de TOL varient entre 1 % et 8 %, avec la MOLPS à 39,2 nm. Dans cette configuration, les particules issues des fuites doivent parcourir une trajectoire bien plus complexe, causée par la présence de zones de recirculation, une dilution accrue et une décorrélation spatiale plus importante entre la source et la tête réceptrice (la tête réceptrice ne mesure plus ce qui a été émis directement par la tête émettrice, mais ce que l'écoulement a redistribué dans le banc d'essai). L'absence de pic marqué par rapport aux différents diamètres renforce l'hypothèse qu'il existe un transport convectif global dans le banc d'essai, où les particules sont transportées par le courant d'air indépendamment de leurs différents diamètres.

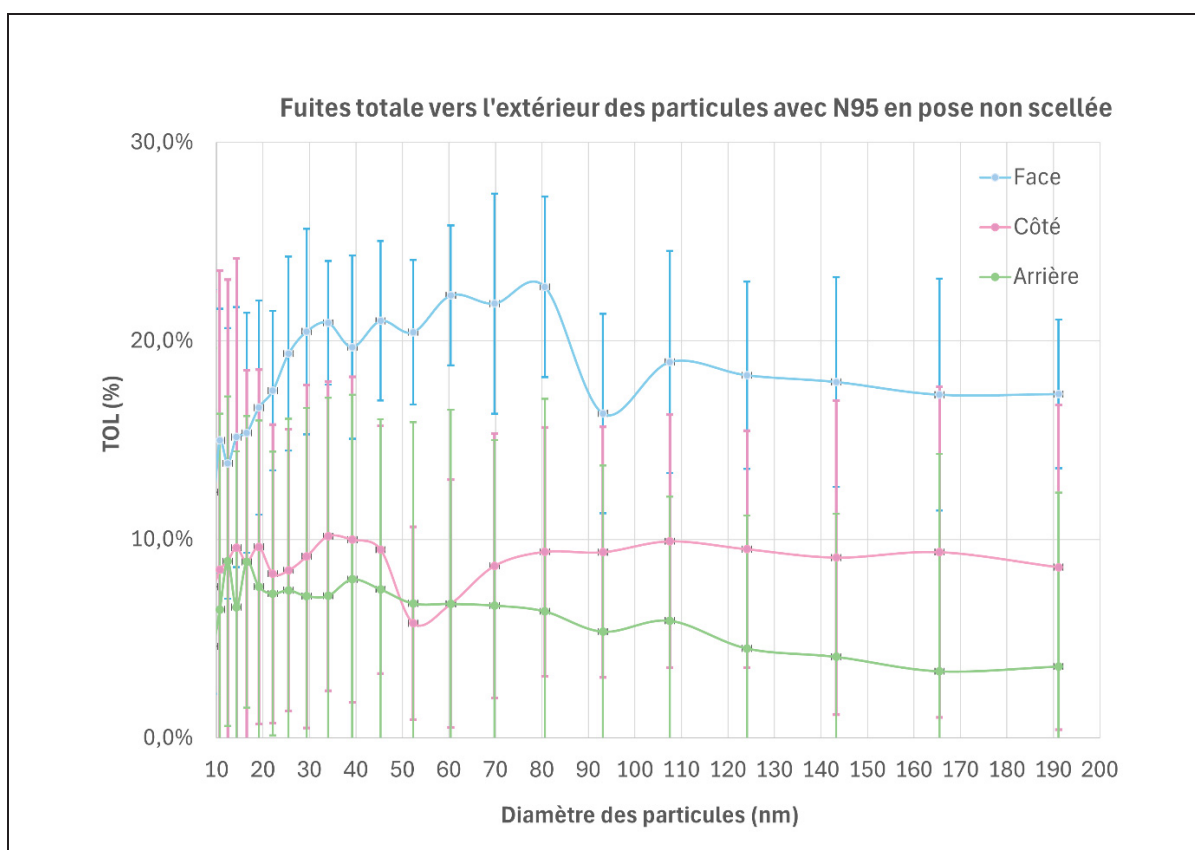


Figure 3.8 Graphe d'évaluation des fuites totales vers l'extérieur sur le N95 en pose non scellée

L'efficacité du dispositif N95 calculée avec l'équation 1.3 selon les différentes orientations nous donne : 82,34 % pour l'orientation face à face, 91,29 % pour l'orientation côté-face et 93,94 % pour l'orientation arrière-face.

Cette hiérarchie est directement liée à la configuration aérodynamique du banc d'essai et à la manière dont l'orientation de la tête émettrice modifie les mécanismes d'advection, de dispersion et de dilution des aérosols. Dans tous les cas, la faible dépendance des fuites à la taille des particules confirme que l'efficacité des dispositifs pour le contrôle à la source est majoritairement limitée par l'ajustement facial du masque plutôt que par les performances intrinsèques du média filtrant.

### **Fuites totales vers l'extérieur pour le masque chirurgical en pose non scellée**

Les résultats obtenus pour le masque chirurgical en pose non scellée mettent en évidence des fuites importantes vers l'extérieur, indépendamment de l'orientation de la tête émettrice.

Lorsque la tête émettrice est orientée face à la tête réceptrice, les résultats montrent des niveaux de fuites entre 20,6 % et 59,3 % avec la MOLPS à 60,4 nm. Dans cette configuration, l'émission expiratoire est directement alignée avec la tête réceptrice et avec le flux principal du banc d'essai. Les particules émises ont tendance à s'échapper par les ouvertures présentes au niveau du nez, sur les joues et au niveau du menton et sont entraînées par le phénomène d'advection directe, en direction de la tête réceptrice. Ceci limite l'effet de dilution avant l'échantillonnage au niveau de la tête réceptrice. Les données révèlent aussi une dépendance moyenne à la taille des particules, indiquant que les mécanismes granulométriques comme la dispersion, l'interception et l'inertie pourraient jouer un rôle important dans les résultats obtenus.

Pour l'orientation sur le côté, l'on observe une légère diminution avec des valeurs qui se situent entre 22,8 % et 43,2 %. Cependant la MOLPS se trouve à 107,5 nm. Bien que la TOL reste élevée, cette réduction pourrait s'expliquer par le désalignement entre la direction d'expulsion

des fuites et la direction d'écoulement de l'air dans le banc. La présence du masque réduit certes la quantité de particules déviées et diluées, mais n'annule pas les particules issues des fuites qui contournent la visière et arrivent vers la tête réceptrice. Comme pour l'orientation face à face, la dépendance au diamètre demeure moyenne, confirmant que la quantité de particules mesurée en sortie n'est pas principalement déterminée par la capacité du média filtrant à retenir les particules, mais aussi par des phénomènes extérieurs au média, tels que les fuites et le transport convectif.

L'orientation arrière correspond à la configuration présentant les plus faibles fuites mesurées, avec des valeurs qui varient entre 5,4 % et 23,9 %. Dans cette configuration, les particules qui s'échappent par les diverses zones du masque doivent traverser des zones de recirculation, subir une dilution accrue et être transportées par un écoulement plus complexe avant d'atteindre la tête réceptrice. Le transport est donc moins direct et davantage influencé par le champ d'écoulement présent dans le banc d'essai. Ici aussi on observe le même phénomène de dépendance moyenne au diamètre des différentes particules que dans les autres orientations.

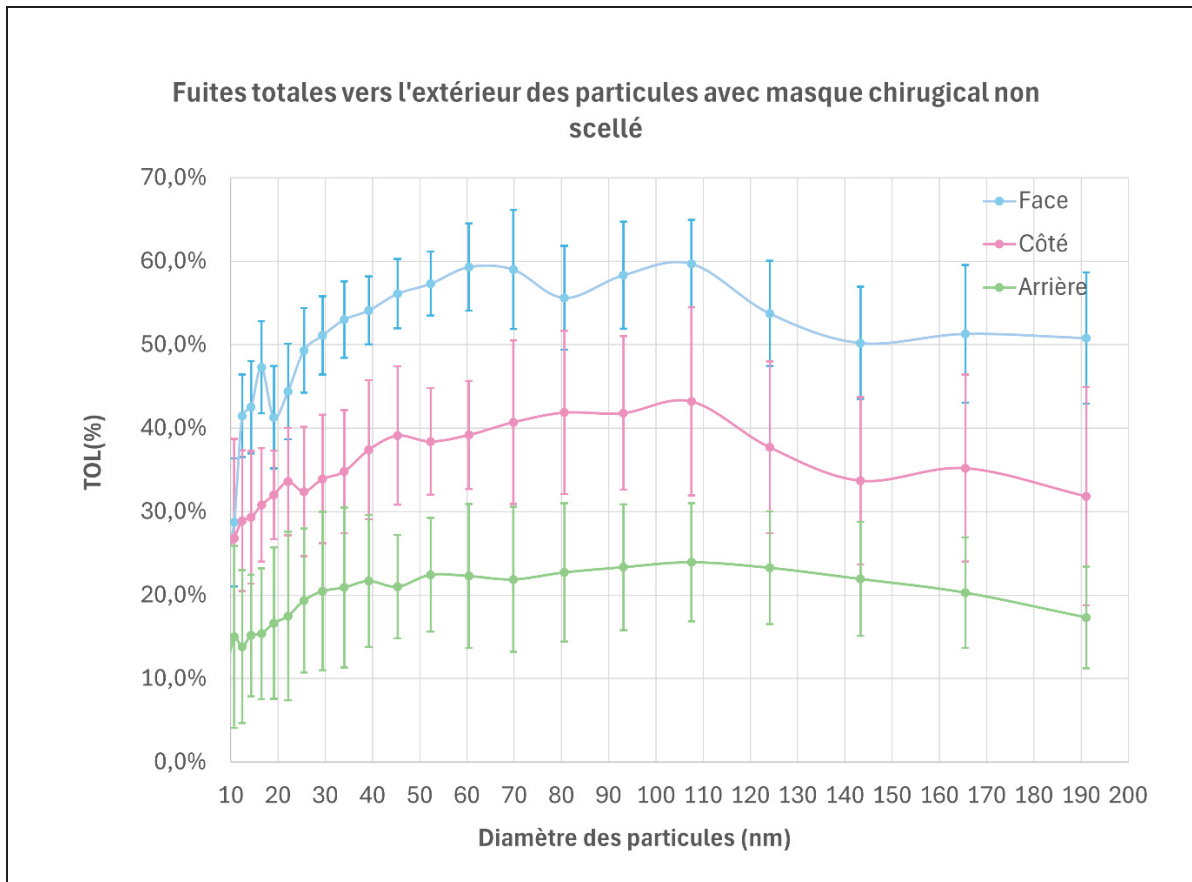


Figure 3.9 Graphe d'évaluation des fuites totales vers l'extérieur pour le masque chirurgical en pose non scellée

Pour chaque orientation, l'efficacité du masque chirurgical était de 66,1 %, 53,7 % et 80,2 % respectivement. Les facteurs prépondérants qui affectent l'efficacité du dispositif sont la direction d'expulsion des particules d'aérosols vis-à-vis de la direction d'écoulement de l'air, l'ajustement du masque au visage et les performances du média filtrant.

### Analyse comparative des résultats

Les résultats obtenus pour les dispositifs en pose non scellée montrent de manière systématique que les performances de contrôle à la source sont fortement limitées par les fuites périphériques, indépendamment du dispositif utilisé. Le masque chirurgical présente d'ailleurs des fuites beaucoup plus importantes que le N95, peu importe l'orientation considérée.

Pour les deux dispositifs, les valeurs de TOL sont moyennes à faibles et présentent une faible dépendance au diamètre des particules, ce qui indique que le mécanisme dominant de passage des aérosols n'est pas la filtration, mais l'absence d'étanchéité causée par le mauvais ajustement du masque sur le visage. Ce résultat est cohérent avec les phénomènes d'advection et de convection globales, dans lesquels les aérosols suivent préférentiellement les zones de moindre résistance aérodynamique plutôt que de traverser le média.

Les résultats d'efficacité démontrent que le N95 est plus efficace que le masque chirurgical (82,34 % contre 66,1 % en configuration face à face ; 91,29 % contre 53,7 % en configuration de côté et 93,94 % contre 80,2 % en configuration arrière).

### **3.4.2 Évaluation des dispositifs conventionnels en pose scellées**

#### **Fuites totales vers l'extérieur pour le N95 en pose scellée**

Les résultats obtenus et présentés dans la figure 3.10 montrent des valeurs de TOL faibles et relativement stables sur l'ensemble de la plage de diamètres étudiée. Elles varient entre 2,20 % et 11,60 % avec la MOLPS à 6,98 nm. On peut observer une légère augmentation de la TOL pour les diamètres supérieurs (entre 93,1 nm et 135,5 nm), sans toutefois présenter de variation brusque. Ces résultats relativement favorables indiquent que le scellement du masque limite efficacement les fuites périphériques des particules. Celles qui parviennent à s'échapper du filtre ne sont presque pas dues aux fuites vers l'extérieur mais plutôt à la capacité du média filtrant à retenir ces particules.

Lorsque la tête émettrice est orientée vers le côté, les niveaux de TOL mesurés sont encore plus faibles que pour l'orientation face, avec des valeurs généralement comprises entre 1,90 % et 6,10 %. Dans cette configuration, la filtration du média et l'ajustement quasi-parfait au visage du mannequin sont les mécanismes dominants qui permettent de réduire les fuites vers l'extérieur et par conséquent d'assurer un contrôle à la source. Le peu de particules qui ont

réussi à traverser le média filtrant de l'appareil sont majoritairement diluées par l'écoulement perpendiculaire de l'air.

Avec l'orientation vers l'arrière, les fuites totales mesurées atteignent des niveaux encore plus faibles que pour toutes les configurations testées, généralement inférieures à 2 % (variant de 1,0 % à 1,9 %). La TOL demeure quasi constante sur l'ensemble des diamètres, sans fluctuation significative. Ceci s'explique par la combinaison de l'orientation défavorable au transport direct des aérosols vers la tête réceptrice et de l'ajustement quasi-parfait du masque ainsi que les bonnes caractéristiques intrinsèques de son média filtrant, qui suppriment les chemins préférentiels de fuite.

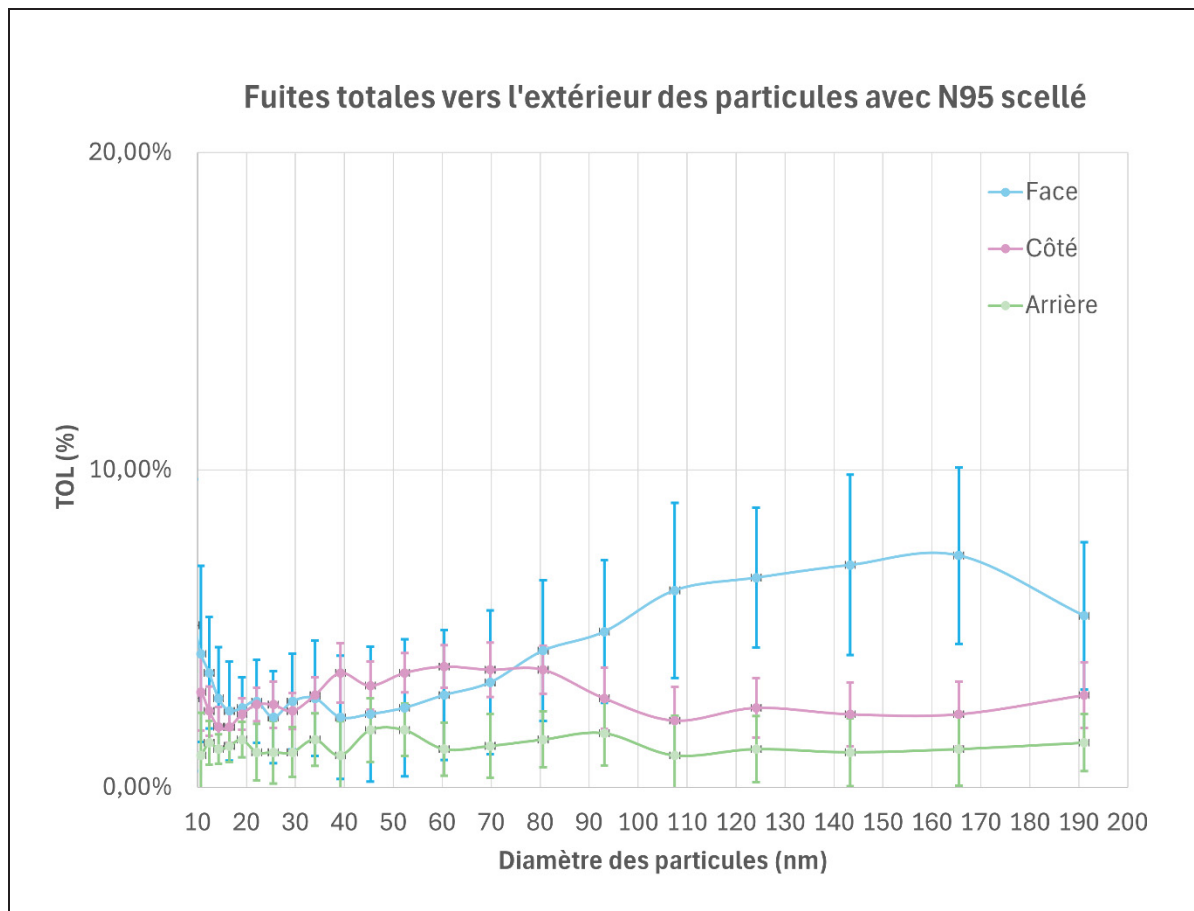


Figure 3.10 Graphe d'évaluation des fuites totales vers l'extérieur sur le N95 en pose scellée

Les valeurs d'efficacité obtenues pour ces trois configurations : 95,7 %, 97,22 % et 98,57 % respectivement, ont été jugées comme étant bonnes. Elles permettent de conclure que lorsque le dispositif N95 est bien ajusté, les conséquences de l'orientation de l'émetteur deviennent un facteur négligeable.

### **Fuites totales vers l'extérieur pour le masque chirurgical en pose scellée**

En orientation face à face, la TOL mesurée (figure 3.11) se situe entre 10 % et 23,8 % sur l'ensemble de la gamme granulométrique, avec la MOLPS au plus petit diamètre de 6,98 nm. Après une légère augmentation les diamètres de petites tailles (entre 6,98 nm et 29,4 nm), la courbe de TOL atteint un plateau relativement stable entre 30 et 120 nm, puis présente une décroissance modérée pour les diamètres supérieurs à 150 nm. Malgré la pose scellée, les niveaux de fuite restent significatifs, ce qui suggère que, dans cette configuration aérodynamique, le passage des aérosols de l'intérieur du filtre vers la tête réceptrice est dominé par la perméabilité intrinsèque du média filtrant, caractéristique des masques chirurgicaux, plutôt que par des défauts d'ajustement du masque.

Sur le côté, les valeurs de TOL sont sensiblement similaires que celles observées en face, avec des variations entre 9,7 % et 24,3 %. En revanche la MOLPS est à 52,3 nm. La courbe montre une évolution très progressive avec le diamètre sur la plage des diamètres. Comparativement à l'orientation face, la légère réduction observée pour certaines classes granulométriques peut être attribuée à une dispersion transversale accrue des particules qui traversent le média filtrant, ce qui induit une dilution partielle avant d'arriver à la tête réceptrice. Toutefois, la similarité globale des courbes face et côté confirme que même avec une pose scellée, le média filtrant du masque chirurgical reste le facteur principal des fuites vers l'extérieur et non la géométrie d'écoulement ou la taille des particules.

Lorsque l'orientation est vers l'arrière, les fuites mesurées sont légèrement inférieures à celles observées pour les orientations face et côté, avec des TOL entre 5,4 % et 23,9 %. La courbe

reste relativement similaire à celles observées pour les configurations face et côté et s'explique par les mêmes facteurs que ceux abordés.

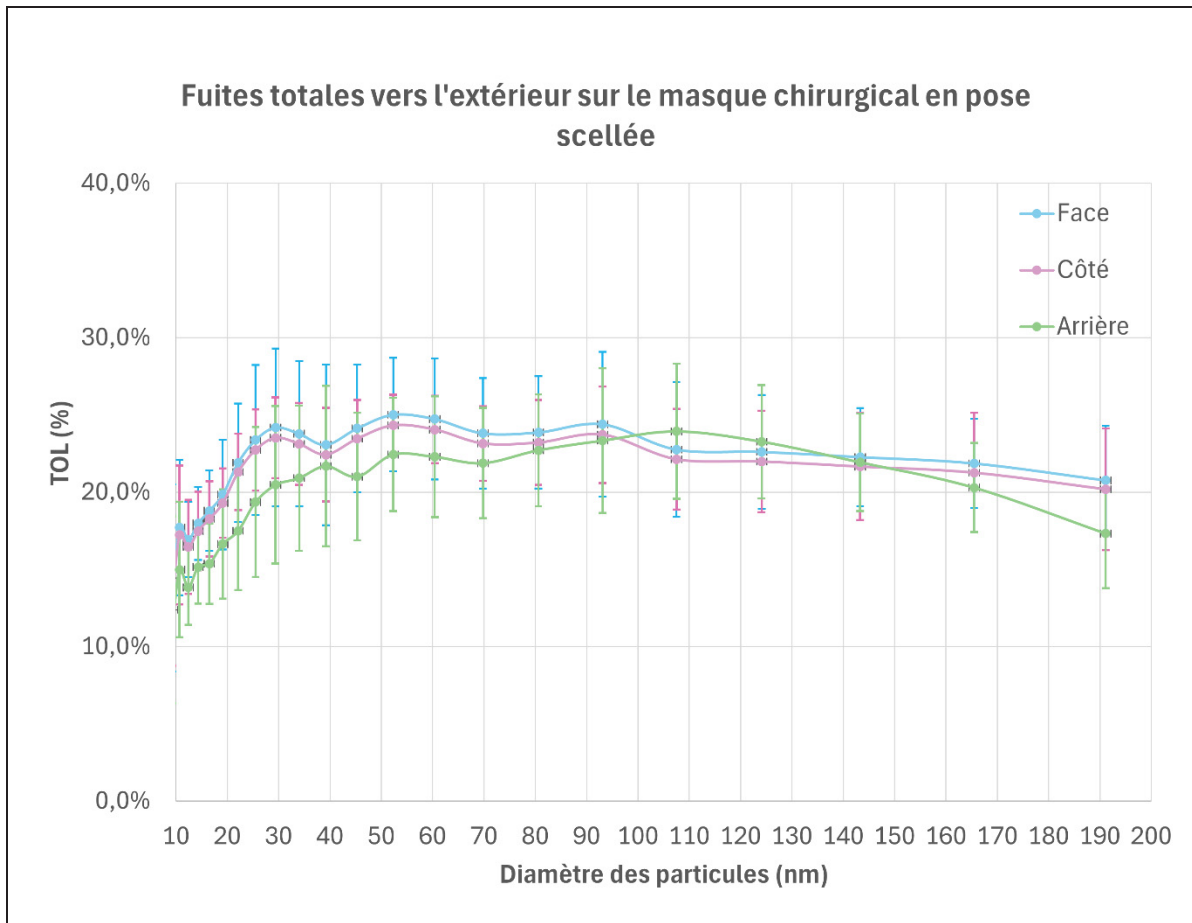


Figure 3.11 Graphe d'évaluation des fuites totales vers l'extérieur sur le masque chirurgical en pose scellée

L'efficacité obtenue pour les trois configurations est respectivement: 77,4 % de face, 78 % en l'orientation latérale et 83,1 % vers l'arrière. Malgré une baisse d'efficacité causée par la structure du média filtrant, l'on remarque que le masque chirurgical bien ajusté offre des résultats relativement bons.

### **Analyse comparative des résultats**

Pour la pose scellée, on observe des valeurs de TOL très faibles. Le N95 a démontré de meilleures performances globales que le masque chirurgical, quelle que soit l'orientation. De façon globale, l'ajustement au visage réduit fortement les fuites périphériques, ce qui contraint les particules à interagir principalement avec le média filtrant de chaque dispositif. Dans cette configuration, le facteur déterminant de l'efficacité du dispositif testé (masque chirurgical ou N95) sera la capacité du média filtrant à retenir les particules d'aérosols.

Même si les valeurs d'efficacité du masque chirurgical en pose scellée sont nettement meilleures que celles en pose non scellée, elles restent inférieures à l'efficacité du N95 (95,7 % contre 77,4 % en configuration face à face ; 97,22 % contre 78 % en configuration de côté et 98,57 % contre 83,1 % en configuration arrière). En conclusion, le N95 est plus performant que le masque chirurgical en tant que dispositif de contrôle à la source.

#### **3.4.3 Évaluation du prototype de visière EOLE**

##### **Fuites totales vers l'extérieur**

La figure 3.12 communique des informations sur les résultats obtenus lors des tests d'évaluation du prototype de visière selon les 3 configurations.

En orientation face à face, les valeurs de la TOL sont très élevées sur toute la plage de diamètres, avec des valeurs comprises entre 90,3 % et 100 % (la MOLPS est de 124,1 nm). La courbe présente des oscillations importantes sur toute la plage de mesure. Ces résultats indiquent que la majorité des particules générées traversent le rideau d'air généré par la visière et atteignent la tête réceptrice en suivant les lignes de courant de l'écoulement d'air dans le banc d'essai.

Dans la configuration côté, les valeurs de la TOL restent également élevées, entre 63,9 % et 100 % avec le plus grand diamètre de fuites à 191,1 nm. Comparé à l'orientation face à face, la courbe présente moins d'oscillations qui pourraient s'expliquer par la diminution et la stabilisation des concentrations mesurées au niveau de la tête réceptrice, qui sont dues au transport des particules par advection et leur dilution dans le banc d'essai plutôt que par une transmission directionnelle directe. Les particules d'aérosols sont entraînées latéralement par le champ d'écoulement global, ce qui favorise des phénomènes de dispersion transversale et de recirculation locale.

En orientation arrière, les valeurs de TOL restent similaires à celles des autres configurations, avec des valeurs qui varient entre 84,9 % et 100 %. Contrairement aux autres configurations, ici l'on observe une redirection de 100 % des particules de petites tailles (entre 6,98 nm et 12,4 nm) vers la tête réceptrice. Par contre, pour les particules de diamètres supérieurs à 107,5 nm, on observe une diminution relative des valeurs. Ces résultats pourraient s'expliquer par une augmentation de la dilution et de la dispersion des aérosols avant leur arrivée au niveau de la tête réceptrice.

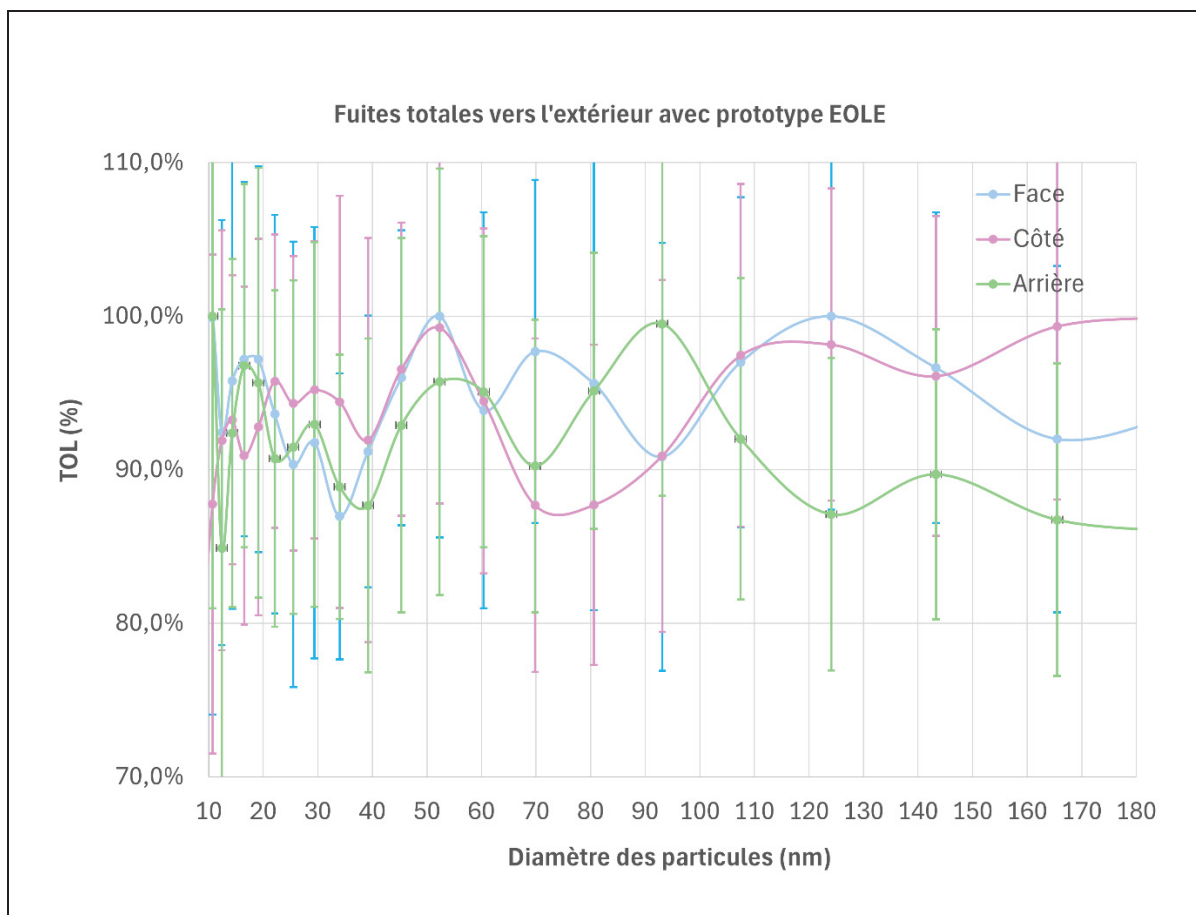


Figure 3.12 Graphe d'évaluation des fuites totales vers l'extérieur sur le prototype de visière

Le calcul d'efficacité du prototype donne des valeurs très faibles : 2,6 % en orientation face, 4,3 % lorsque l'orientation est de côté et 6,2 % lorsque l'orientation est vers l'arrière.

### Évaluation comme dispositif de protection individuelle

Même pour une évaluation du prototype de visière pour la protection individuelle, les résultats montrent des valeurs de TOL sont élevées et varient entre 83,4 % et 100 %, quelle que soit l'orientation de la tête émettrice (figure 3.13).

Lorsque la tête émettrice est orientée face à la tête réceptrice (qui porte le prototype de visière), la TOL demeure très élevée, entre 94,9 % et 100 % sur l'ensemble des diamètres. Les vitesses relativement faibles générées par le rideau d'air (entre 0,19 m/s et 0,74 m/s) ne permettent pas de dévier ou de bloquer les particules d'aérosols émises.

En orientation latérale, les valeurs de la TOL sont légèrement inférieures à celles observées en orientation face. Elles varient entre 83,9 % et 98,5 %. Cette légère réduction modérée s'explique par la nature de la configuration où la direction d'émission des aérosols est perpendiculaire à l'écoulement de l'air et l'on observe de grands phénomènes de dilution des aérosols ou de recirculation des aérosols dans le banc d'essai. Toutefois, certaines particules parviennent à atteindre la tête réceptrice.

Pour une orientation vers l'arrière, les valeurs de TOL sont légèrement plus faibles (valeurs entre 83,4 % et 93,4 %) que dans les configurations face et côté. La tête orientée vers l'arrière cause une dispersion et une dilution des particules bien plus importantes. Par conséquent, plus de particules circuleront et se déposeront sur les parois du banc d'essai, sans arriver au niveau de la tête réceptrice.

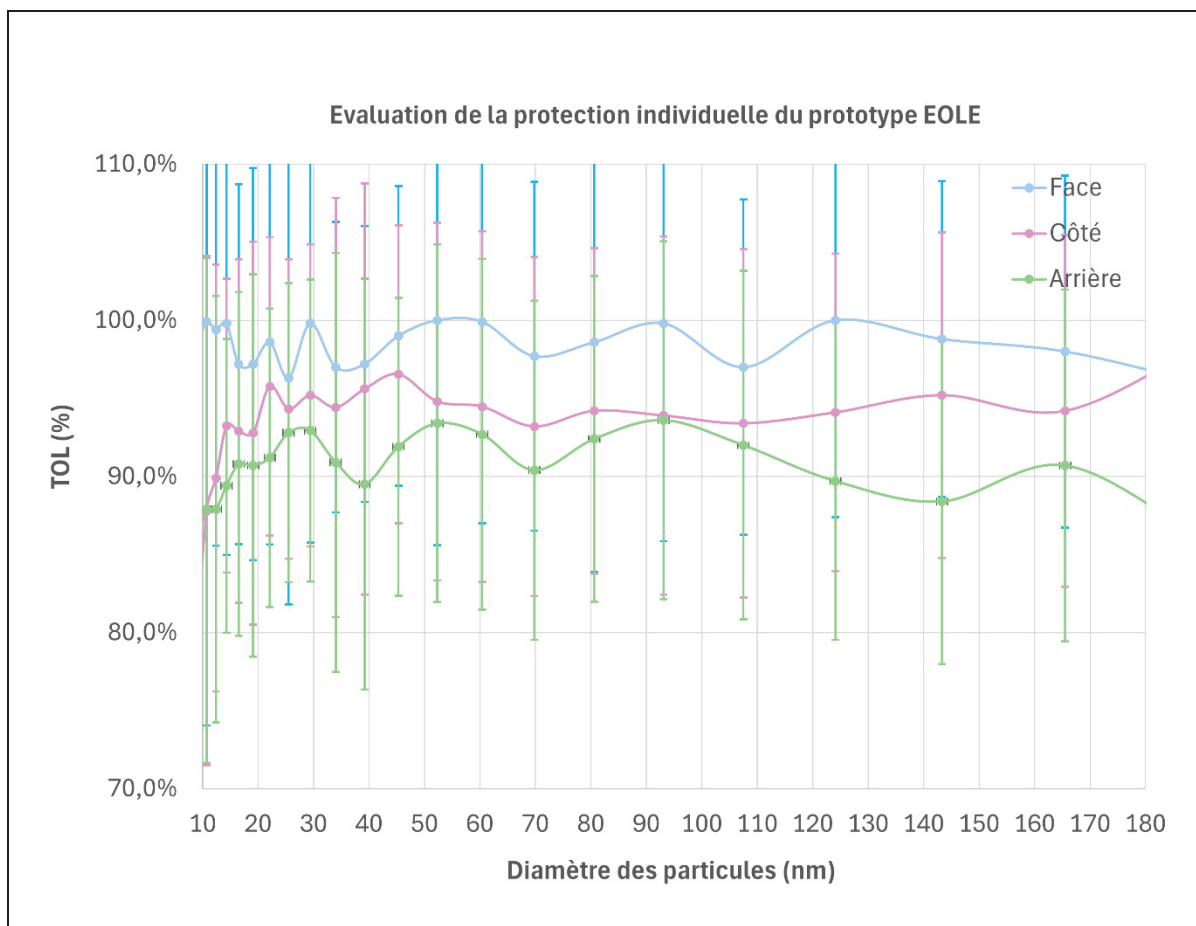


Figure 3.13 Graphe d'évaluation du prototype de visière pour la protection individuelle du porteur

Pour la protection individuelle, les résultats obtenus en termes d'efficacité du prototype de visière sont 1 % pour l'orientation face, 7,2 % pour l'orientation de côté et 11,3 % pour l'orientation arrière.

### Analyse des résultats

Les différents résultats d'efficacité obtenus pour le prototype de visière EOLE que ce soit pour le contrôle à la source ou la protection individuelle démontrent que son efficacité reste très limitée.

Lorsque le prototype est utilisé pour le contrôle à la source (porté par la tête émettrice), son efficacité varie entre 2,6 % et 6,2 % pour les trois configurations. Lorsque le prototype est utilisé pour la protection individuelle (porté par la tête réceptrice), son efficacité varie entre 1,0 % et 11,3 %. Ces valeurs indiquent que la majorité des particules émises atteignent la zone respiratoire du récepteur, indépendamment des mécanismes physiques présents dans le banc d'essai.

Ces résultats peuvent s'expliquer par :

- L'absence de filtre (et de mécanisme de filtration) dans la conception du prototype de visière qui cause la recirculation et la propagation des particules d'aérosols émis par le porteur vers l'environnement ambiant. Dans ce cas, le dispositif agit plus comme un guide d'écoulement et de redistribution d'un flux contaminé, que comme un dispositif de rétention des particules.
- Le rideau d'air généré est non uniforme et les vitesses au niveau de la zone bucconasale sont trop faibles (entre 0,19 m/s et 0,67 m/s) pour imposer une déviation des particules qui le croise. De même, la vitesse d'écoulement de l'air dans le banc pourrait potentiellement dévier la trajectoire du rideau d'air, réduisant ainsi sa capacité à agir comme une barrière contre les particules émises.

#### **3.4.4 Conclusion sur les résultats de la campagne expérimentale**

Les résultats présentés dans cette partie ont permis de caractériser de manière précise le comportement des différents dispositifs de protection respiratoire évalués dans le banc d'essai, dans différentes configurations. Au-delà des propriétés intrinsèques des médias filtrants et des mécanismes physiques auxquels le banc était soumis, la campagne expérimentale a démontré que l'efficacité d'un dispositif à limiter la transmission des particules de l'émetteur vers le récepteur dépend fortement de son l'étanchéité et de l'ajustement sur le visage.

La comparaison des résultats en pose non scellée et en pose scellée a révélé que la présence de fuites périphériques réduit fortement l'efficacité d'un dispositif, tandis que le bon ajustement au visage permet à un maximum de particules d'être retenues, réduisant ainsi l'exposition aux particules d'aérosols potentiellement virales.

Par ailleurs, l'analyse des différentes orientations de la tête émettrice a montré que l'environnement aérodynamique et la configuration du flux d'air influencent de manière notable l'exposition des récepteurs face aux particules d'aérosols.

D'après les résultats obtenus, pour l'évaluation des dispositifs pour le contrôle à la source et la protection individuelle, le N95 reste le dispositif le plus efficace pour assurer la protection de l'utilisateur, suivi du masque chirurgical et enfin du prototype de visière.



## CONCLUSION

L'objectif de cette recherche était d'évaluer et de quantifier l'efficacité du prototype de visière développé par une entreprise québécoise, en comparant ses performances en tant que dispositif de contrôle à la source et dispositif de protection individuelle, avec celles des dispositifs conventionnels (masque chirurgical et N95) pour la prévention de la propagation de virus tels que le SRAS-Cov-2. Plus précisément, il fallait déterminer dans quelle mesure les performances du prototype de visière en matière de contrôle à la source et de protection individuelle, pourraient réduire la concentration et la pénétration d'aérosols submicroniques par rapport à un masque chirurgical ou une PFF N95, dans des conditions expérimentales contrôlées.

Dans l'optique de répondre à cette question, deux sous-objectifs ont été fixés : concevoir un banc d'essai et caractériser et valider le banc d'essai en fonction des normes en vigueur. L'accomplissement de ce travail a débuté par l'amélioration des connaissances sur les aérosols, les appareils de protection respiratoire et les études antérieures faites dans le domaine. La revue de littérature réalisée a permis d'établir un cadre solide pour la compréhension des mécanismes qui gouvernent l'efficacité des appareils de protection respiratoire. Notamment la filtration des aérosols (le rôle des médias filtrants et des mécanismes physiques associés), les notions d'ajustement et les principes de fuites vers l'intérieur et l'extérieur, qui constituent l'un des principaux facteurs qui réduisent l'efficacité d'un dispositif de protection respiratoire.

Par ailleurs, cette revue a permis d'identifier et de circonscrire les normes et références techniques pertinentes et applicables à l'étude. La norme ASHRAE 52.2 (2017) a fourni des informations sur les conditions requises pour assurer l'homogénéité dans le banc d'essai. Dans la même lancée, la norme ISO 16900 (2019) a statué sur la vitesse d'écoulement de l'air acceptable lors des essais dans les bancs. L'analyse des études menées dans le domaine ont fourni un guide d'approche pour la résolution de la problématique posée.

La méthodologie expérimentale choisie consistait à concevoir le banc d'essai et le valider pour la campagne expérimentale. Le dispositif expérimental reposait sur l'utilisation de deux têtes

de mannequins anatomiquement réalistes utilisées comme émetteur et récepteur. Le dosage de NaCl choisi (0,3 % v/v) a permis de produire des particules d'aérosols stables, homogènes de diamètre médian 0,3  $\mu\text{m}$ , expulsés à une vitesse de 5 m/s. Les essais préliminaires effectués dans le banc d'essai ont permis de générer un flux d'air homogène et uniforme (vitesses entre 0,19 m/s et 0,21 m/s et un CV de 4,2 %), d'assurer une génération des aérosols stable, homogène et reproductible, exempte des phénomènes d'agglomération. L'ensemble de ces paramètres a permis de valider le banc d'essai comme un environnement stable, contrôlé et fiable pour effectuer les mesures d'efficacité des différents dispositifs de protection respiratoire.

L'évaluation de l'efficacité des dispositifs pour le contrôle à la source selon les différentes configurations a donné les résultats suivants :

- En pose non scellée, le N95 est le dispositif le plus efficace avec des valeurs de : 82,34 %, 91,29 % et 93,94 % en configurations face, côté et arrière respectivement, suivi du masque chirurgical avec 66,1%, 53,7 % et 80,2 % pour les mêmes configurations.
- En pose scellée, les résultats sont globalement meilleurs pour les deux dispositifs. Néanmoins le N95 reste en tête avec 95,7 %, 97,22 % et 98,57 % contre 77,4 %, 78 % et 83,1 % pour le masque chirurgical.
- Le prototype de visière apparaît comme étant le moins efficace des trois avec des résultats de 2,6 %, 4,3 % et 6,2 %.

Le prototype de visière était le seul soumis à l'évaluation pour la protection individuelle. Il a donné les résultats suivants : 1 %, 7,2 % et 11,3 %.

L'analyse des résultats obtenus en pose scellée et non scellée a permis de mettre la lumière sur l'importance de quelques notions clés : l'ajustement des masques au visage, l'étanchéité faciale et la présence d'un média filtrant performant. La faible efficacité obtenue pour la visière pourrait s'expliquer par l'absence d'un média filtrant, la recirculation d'un flux d'air potentiellement contaminé et la vitesse du rideau d'air insuffisante pour bloquer ou dévier les particules.

En dépit de ces limites, l'analyse du principe de fonctionnement du prototype et les résultats obtenus offrent des pistes d'amélioration, une preuve prometteuse que la visière pourrait effectivement offrir des perspectives intéressantes. Une analyse transversale avec l'étude menée par Martin et al., (2024) sur les performances d'une visière à ventilation personnalisée met en lumière l'importance critique de la vitesse du jet, de son orientation et de l'intégration d'un système de filtration dans la conception d'une visière à ventilation active. Malgré la différence entre la nature expérimentale des deux études (une simulation numérique et une réelle campagne au laboratoire), les résultats obtenus sont relativement positifs et donnent des pistes de recommandation à envisager, pour rapprocher les performances du prototype des niveaux d'efficacité prédits par les études numériques de référence.



## LIMITES DE L'ETUDE ET RECOMMANDATIONS

Malgré les performances et la caractérisation préalable du banc d'essai, certaines limites ont pu être identifiées.

1. Les conditions expérimentales reposent sur un écoulement d'air contrôlé et principalement unidirectionnel, ce qui simplifie les conditions aérodynamiques par rapport aux environnements réels où les flux d'air sont souvent turbulents et multidirectionnels.
2. La génération des aérosols à l'aide du nébuliseur et de la solution de NaCl permet d'obtenir une distribution granulométrique stable et reproductible, mais ne reproduit pas entièrement la complexité des mécanismes d'émission des aérosols par la toux ou la parole.
3. Bien que les têtes de mannequins présentent une géométrie anatomique réaliste, elles ne reproduisent pas parfaitement les mouvements respiratoires dynamiques pouvant influencer les fuites des dispositifs de protection.
4. Certaines incertitudes expérimentales liées aux instruments de mesure et aux variations locales du champ de vitesse (avec présence des têtes de mannequin, des zones de recirculation) peuvent également contribuer à une dispersion modérée des mesures.

Sur la base des limites identifiées durant la recherche, voici des recommandations clés pour améliorer le prototype de visière et les futures recherches d'évaluation de son efficacité :

1. Intégrer un média filtrant sur les voies d'aspiration des ventilateurs. Vu l'objectif de la visière d'offrir du contrôle à la source, il serait peut-être judicieux de privilégier la captation active des particules et non la redirection des aérosols vers l'abdomen. Parallèlement, cela permettra d'assurer la protection individuelle du porteur.
2. Remplacer les ventilateurs actuels par deux ventilateurs présentant les mêmes caractéristiques pression vs. débit, mais l'un possédant une aspiration située à gauche

de la direction de soufflage et l'autre une aspiration située à droite. Ceci permettrait d'équilibrer les pertes de pression totales et favoriser la génération d'un flux d'air symétrique.

3. Déterminer la vitesse requise du rideau d'air pour dévier les particules aéroportées vers le bas.
4. Optimiser la géométrie des canaux de distribution internes entre la sortie d'air des ventilateurs et la fente qui crée le rideau d'air. Cette optimisation permettrait de minimiser la perte de pression et d'uniformiser le rideau d'air.

Si tous ces facteurs sont optimaux et réunis, les étapes suivantes seront :

1. Tester le prototype dans des conditions de respirations réelles (potentiellement utiliser un simulateur respiratoire).
2. Réduire la vitesse d'expulsion des aérosols (2 à 3 m/s) et faire des tests d'efficacité et remplacer l'émission stable et continue par des profils type de toux, respiration et parole.

## ANNEXE I

### ASPECTS TECHNIQUES ET DEVELOPPEMENT DU DISPOSITIF EXPERIMENTAL

Cette annexe présente les aspects techniques utilisées lors de la conception des deux têtes de mannequin et le code de commande Labview utilisé pour concevoir notre espace de travail.

#### 1.0 Conception des têtes de mannequin

Tableau A I-1 Paramètres d'impression des têtes de mannequins



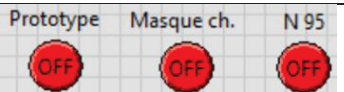

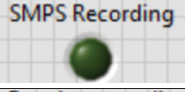
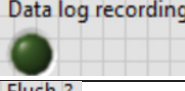




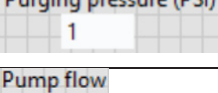

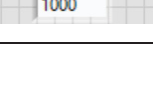
Paramètres	Valeurs
Épaisseur de paroi	1,2 mm
Densité de remplissage	15 %
Type de remplissage	Triangles
Hauteur de la couche	0,2 mm
Diamètre du filament	1,75 mm
Température de la buse	210 °C
Température du lit	60 °C
Vitesse d'impression	60 mm/s
Temps d'impression	51 heures
Quantité de filament	1057

#### 1.1 Interface Labview

LabVIEW est un environnement de développement graphique conçu par National Instruments. Il permet de créer des interfaces de contrôle et d'acquisition de données intuitives et puissantes, spécialement adaptées aux systèmes de mesure et de test automatisés.

De façon détaillée, l'interface utilisateur conçu pour la gestion et le contrôle du banc d'essai dispose de 10 boutons et 03 fenêtres éditables dont les rôles sont définis dans le tableau-A II-1 suivant.

Tableau-A I-2 Éléments d'interface utilisateur du banc d'essai EOLE sur LabVIEW

Contrôles et indicateurs du banc d'essai	Rôles
	Contrôle le ventilateur à l'entrée du banc
	Indique si le système de purge est actif ou non
	Sélectionner le dispositif respiratoire soumis à l'étude
	Pilote la pompe à la sortie du banc
	Indique la prise de mesures par le SMPS
	Indique si l'enregistrement des données est en cours
	Effacer le contenu d'un fichier et rajouter un nouvel entête (nouveau test)
	Active ou désactive l'enregistrement des données expérimentales
	Déclencher l'arrêt immédiat du système de test
	Arrêter la prise de mesures par le SMPS
	Permet de spécifier un palier à partir duquel la chambre doit se purger si la différence de pression est trop grande
	Contrôle la valve de la pompe permettant d'ajuster le débit
	Spécifier la vitesse d'enregistrement des données en millisecondes

L'ensemble des autres données permet de surveiller les conditions expérimentales lors des tests. Ces autres données sont : la température et le taux d'humidité à l'intérieur du banc, la pression de l'air comprimé et le débit collecté par la pompe du SMPS.

## Prérequis de configuration

Pour démarrer le programme écrit sur Labview, les deux principales étapes sont : localiser les fichiers de configuration et sélectionner le bon port de série pour la connexion Arduino.

Le premier fichier « Data logging file » est le fichier qui enregistrera les données du banc. Il écrit les données sous le format : date et heure – température – humidité – dispositif testé – dilution flow – pump flow – SMPS.

Le deuxième fichier de configuration est « SMPS trigger file », situé dans le répertoire de données d'application commun. Ce répertoire est situé sous **C:\ProgramData\TSI\Aerosol Instrument Manager** et assure l'écriture des données du SMPS.

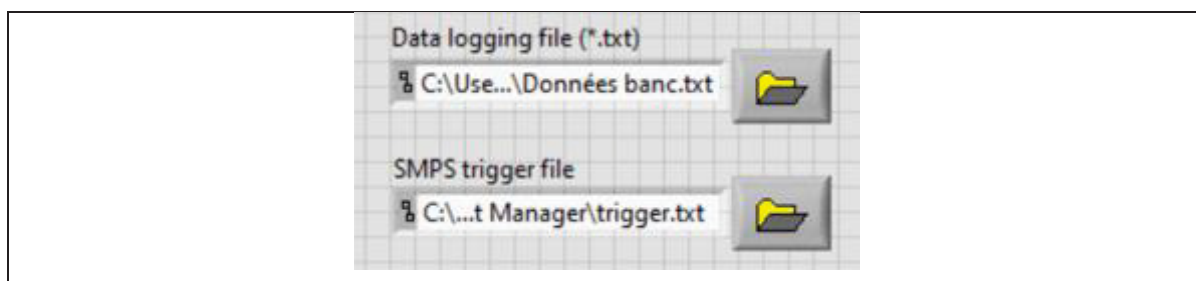


Figure-A I-1 Fichiers de configuration du programme

La prise des mesures du SMPS peut être déclenchée à partir du panneau ci-dessous (figure-A I-2). Celui-ci nécessite l'écriture d'une séquence sous forme de 0 et de 1, indiquant une prise de mesure en amont ou en aval du dispositif testé. La vitesse de scan du SMPS (SMPS Scan (ms)) est par défaut 60 secondes (selon les propriétés du logiciel A.I.M).

« Switch delay (ms) » est un buffer temporel pour laisser le temps au servomoteur de pouvoir échanger entre les deux positions de prise de mesure (émission-réception). Un délai de 5 secondes est généralement amplement suffisant.

Une fois configuré avec la séquence souhaitée et les bons timings, le déclenchement de la prise de mesure se fait avec le bouton « START ». L'indicateur lumineux « SMPS Recording » restera allumé tant que le SMPS prendra des mesures. À tout moment la prise de mesure peut être arrêtée avec « STOP SMPS », cela aura pour conséquence d'arrêter l'envoi de la séquence au SMPS, cependant la prise de mesure actuelle du SMPS continuera jusqu'à ce qu'elle se termine.

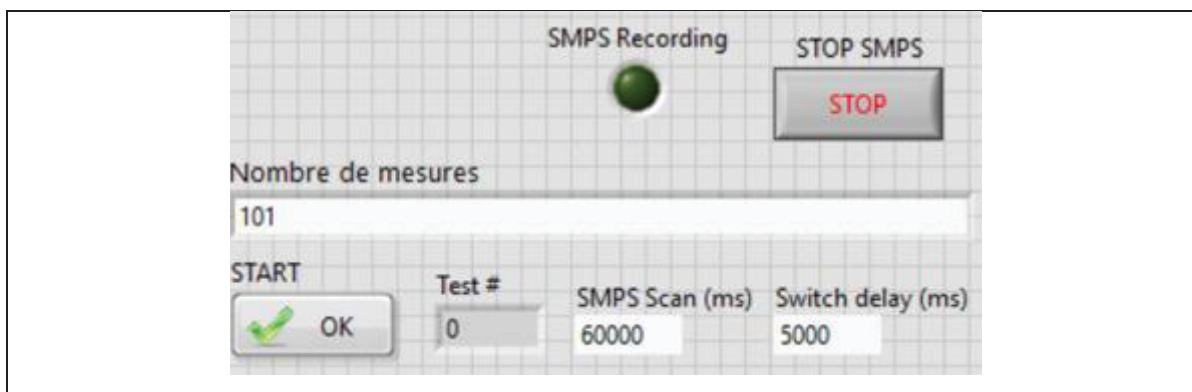


Figure-A I-2 Panneau de contrôle du SMPS

### Blocs diagram du code Labview

Comme mentionné dans la section 2.2.2 du mémoire, notre code est composé de trois sous blocs : Bloc Arduino, Bloc data et Bloc SMPS. Nous présenterons dans cette partie leurs différents sous blocs associés à leurs fonctions et les diagrammes d'état correspondant.

#### 1. Bloc Arduino

Le package LINX installé via l'application VI Package Manager est une solution permettant non seulement un contrôle total sur les entrées/sorties de l'Arduino, mais aussi le développement de fonctions personnalisées sur l'Arduino. Il est composé de 9 sous blocs dont les fonctions sont :

- Serial Port ; permet de connecter l'Arduino au programme grâce à son port série (la valeur par défaut de la communication série est 115200). Elle définit aussi le temps, en millisecondes entre deux mesures.

- Open Channels ; permet l'ouverture des canaux de communication pour les servomoteurs.
- Read Temp/Humidity ; lit et affiche les valeurs de température et d'humidité directement depuis l'Arduino. Il utilise un bloc de LINX directement configuré pour les capteurs DHT.
- Read Flow/pressure ; permet la lecture des différents débitmètres et capteurs de pression, grâce aux signaux analogiques des capteurs utilisés.
- Set Fan/pump ; permet d'écrire la valeur des boutons, du ventilateur et de la pompe, sur l'Arduino.
- Stop ; ferme les canaux ouverts au début de la machine à états, termine la boucle de l'Arduino et clôture la communication série.
- Wait for event ; joue le rôle de timer pour la lecture/écriture des capteurs, ainsi que de condition d'interruption pour notre boucle.

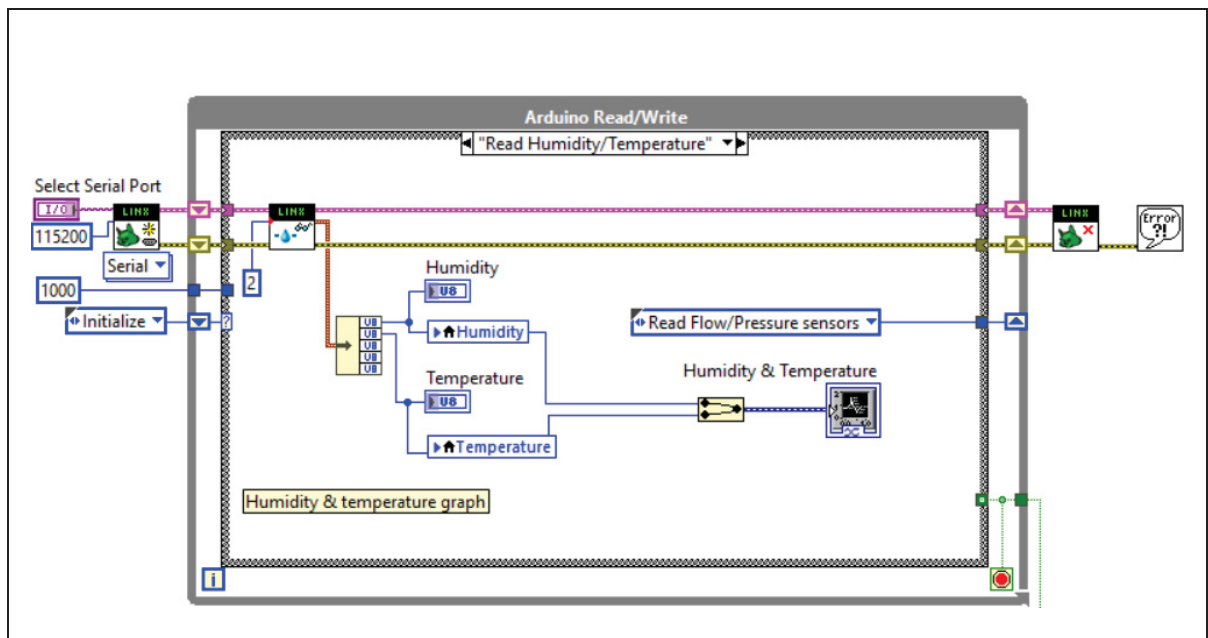


Figure-A I-3 Bloc Arduino du programme Labview

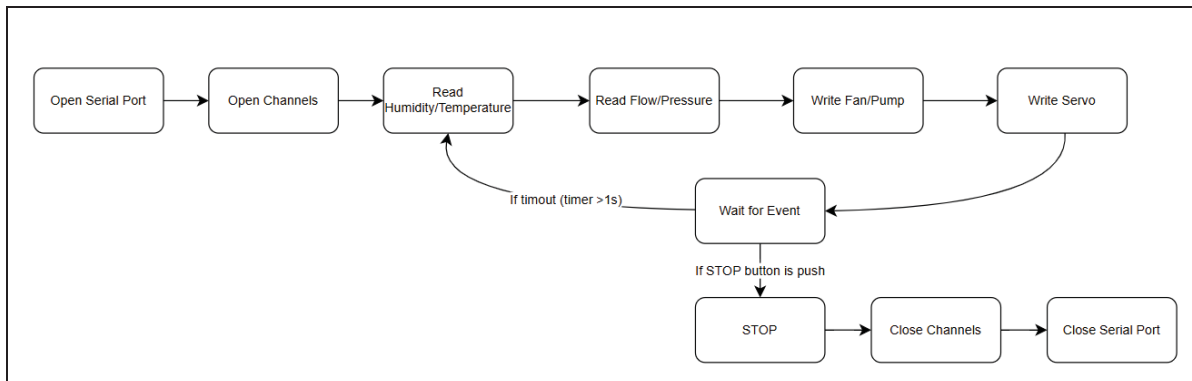


Figure-A I-4 Diagramme d'état du bloc Arduino

## 2. Bloc Data

Il est constitué de 6 sous blocs dont les fonctions sont décrites ci-dessous.

- Initialize ; initialise le bloc « Data » en mettant les valeurs des afficheurs par défaut, et en désactivant le timeout avec la valeur -1.
- Wait for event ; joue le rôle de timer pour l'écriture des données dans le fichier .txt. De plus il nous permet de contrôler les interruptions.
- Update data ; permet de revenir dans le bon état s'il y a eu un changement de valeur sur le bouton d'enregistrement des données.
- Stop ; permet de stopper la boucle d'enregistrement des données.
- Init Data ; permet d'écrire l'entête dans le fichier de sauvegarde.
- Save data ; enregistre les données de température, humidité et mesure dans le fichier de sauvegarde.

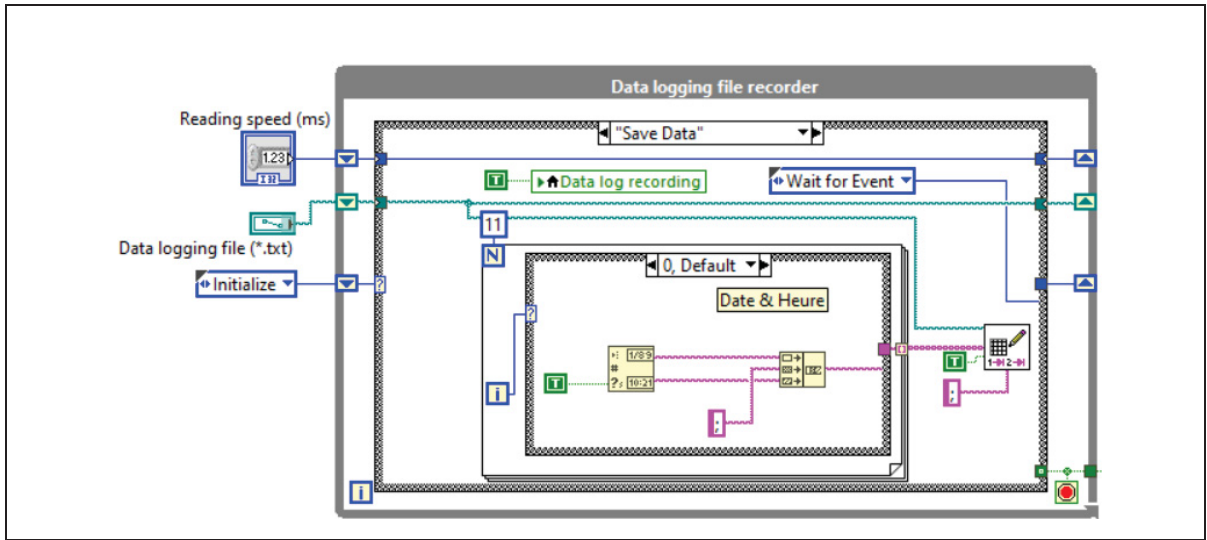


Figure-A I-5 Bloc Data du programme Labview

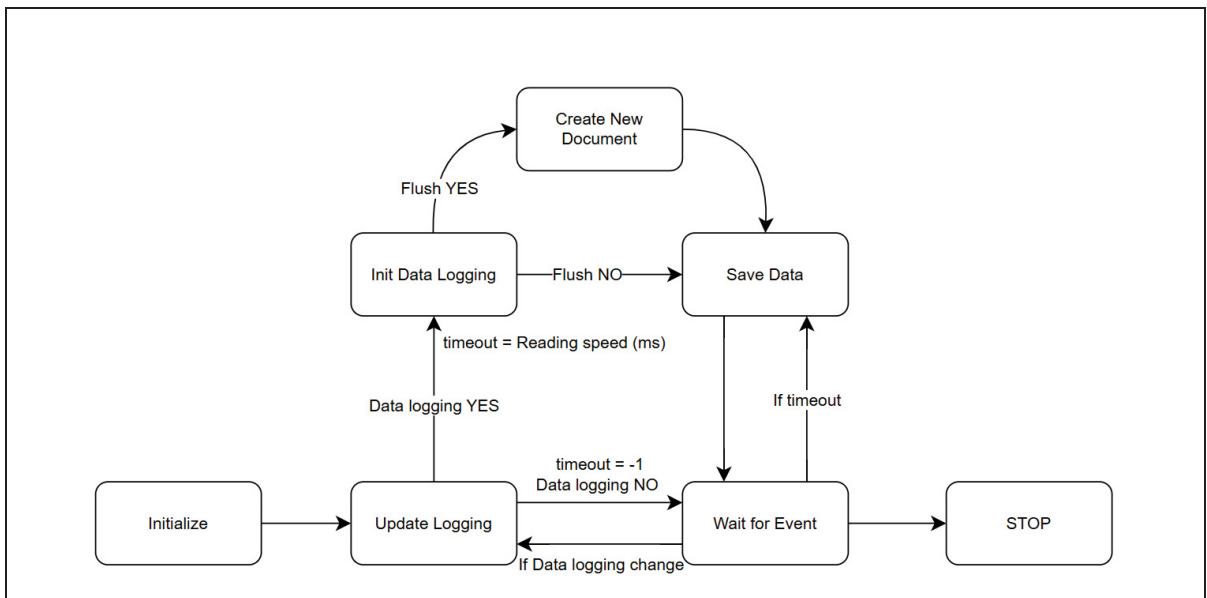


Figure-A I-6 Diagramme d'état associé au bloc Data

### 3. Bloc SMPS

Il est constitué de 5 sous blocs dont les rôles sont ;

- Initialize ; Initialise la variable du SMPS avec sa valeur de défaut.

- Wait for event ; Intervient au cas où un évènement (changement de valeur du switch sample, envoi de la séquence au SMPS, arrêt de la séquence du SMPS, arrêt du système) se produit.
- Sample ; met à jour les valeurs variables du dispositif testé et fait clignoter la bonne LED sur le Front Panel.
- SMPS ; permet de gérer la séquence définie dans le fichier de séquence et d'activer le SMPS le nombre de fois désiré.

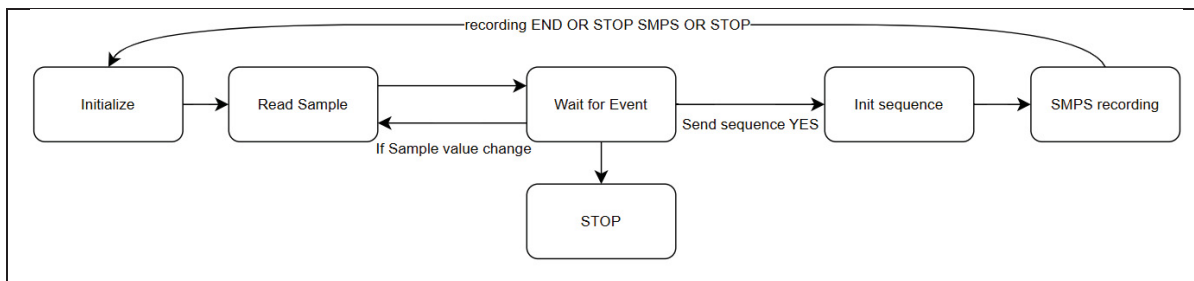


Figure-A I-7 Diagramme d'état du bloc SMPS

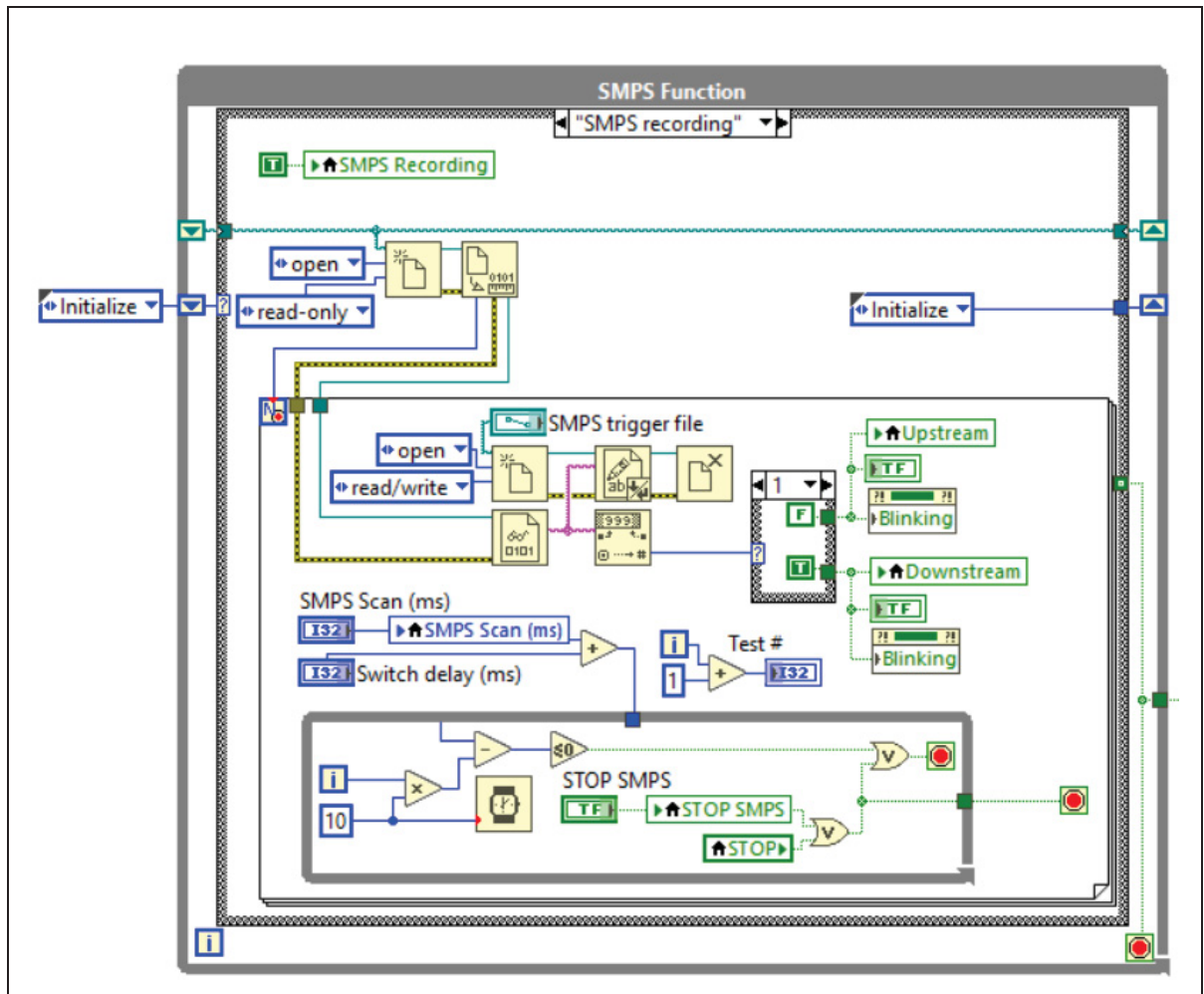


Figure-A I-8 Bloc Diagram du SMPS

### 1.3 Référence ASHRAE 52.2 (2017)

La figure-A I-9 présente le tableau de spécification de la norme ASHRAE 52.2 utilisé lors du processus de caractérisation et validation du banc. Les paramètres surlignés en jaune sont celles qui ont été prises en compte, et appliquées.

<b>Table 5-1 System Qualification Measurement Requirements</b>	
<b>Parameter</b>	<b>Requirement</b>
<b>Air velocity uniformity:</b> Based on traverse measurements made over a 9-point equal-area grid at each test airflow rate.	CV < 10%
<b>Aerosol uniformity:</b> Based on traverse measurements made over a 9-point equal-area grid at each test airflow rate.	CV < 15%
<b>Downstream mixing:</b> Based on a 9-point perimeter injection grid and center-of-duct downstream sampling.	CV < 10%
<b>100% efficiency test:</b> Based on HEPA filter test.	>99%
<b>Correlation ratio test</b>	0.30 to 1.0 µm: 0.90% to 1.10% 1.0 to 3.0 µm: 0.80% to 1.20% 3.0 to 10 µm: 0.70% to 1.30%
<b>Upper concentration limit:</b> Based on limiting the concentration to below the level corresponding to the onset of coincidence error.	No predetermined level.
<b>Aerosol generator response time</b>	No predetermined level.
<b>Duct leakage:</b> Ratio of leak rate to test airflow rate.	<1.0%
<b>Particle counter zero count check:</b> Based on HEPA filter attached to the instrument's inlet.	<10 counts per minute over the 0.30 to 10 µm range
<b>Particle counter sizing accuracy check:</b> Based on sampling of aerosolized monodisperse PSL spheres of known size.	Relative maximum must appear in the appropriate sizing channel.
<b>Aerosol neutralizer activity:</b> Based on detection of radioactive source within neutralizer.	Radioactivity must be detected.
<b>Dust feeder airflow rate as a function of discharge pressure:</b> Based on determination of gage pressure on ejector tube supply line to provide $6.8 \pm 0.2 \text{ dm}^3/\text{s}$ ( $14.5 \pm 0.5 \text{ cfm}$ ) for discharge pressures of 0, 500, 1000, 1500, 2000, and 2500 Pa (0, 2, 4, 6, 8, and 10 in. of water) above ambient pressure.	No predetermined gage pressures. Gage pressures are recorded in order to set the proper flow rate during the dust feeder operation.
<b>Final filter efficiency:</b> Based on the difference between the quantity of dust injected and the quantity captured on the final filter with no test device in place.	$100 \pm 2 \text{ g}$ captured for 100 g injected.

Figure-A I-9 Système de qualification de divers paramètres selon la norme ASHRAE 52.2 (2017)

Tirée de ASHRAE 52.2 (2017)

## ANNEXE II

### INSTRUMENTATION DE MESURE GRANULOMETRIQUE

#### 2.0 Analyseur de mobilité électrique à balayage (SMPS)

La mesure granulométrique, ou balayage de l'aérosol (en amont ou en aval) a été effectuée à l'aide un SMPS TSI 3938 (Scanning Mobility Particle Sizer), constitué d'un classificateur électrostatique TSI 3082 et d'un compteur de particules à condensation (CPC TSI 3752). Le classificateur électrostatique contient un neutraliseur (TSI 3088) et un analyseur différentiel de mobilité électrique (en anglais DMA, Differential Mobility Analyzer). La combinaison de ces instruments est présentée à la Figure-A II-1.



Figure-A II-1 Instrument de mesure granulométrique, SMPS

Le neutraliseur permet de charger les aérosols suivant une distribution de charges électriques connue à l'aide d'une source de rayons X. En effet, la source permet une répartition bipolaire

des ions positifs et négatifs permettant la neutralisation globale de l'aérosol par un équilibre de charge connu.

L'aérosol chargé ainsi par diffusion ionique traverse ensuite l'analyseur de mobilité électrique. Sous l'influence d'un champ électrique appliqué, les particules chargées sont déviées et traversent un courant d'air propre circulant le long de l'électrode centrale. On obtient en sortie un aérosol monodispersé et chargé positivement. Cet aérosol monodispersé entre ensuite dans le compteur de particules.

L'aérosol est tout d'abord introduit au-dessus d'un réservoir de butanol (saturateur) chauffé à 39 degrés Celsius où l'air se sature de butanol avant de passer dans un condenseur dont les parois sont refroidies à 14 degrés. Les vapeurs de butanol se condensent alors sur la particule, ce qui augmente sa taille. La particule sera ainsi facilement détectée à l'aide d'un photodétecteur.

L'instrumentation de mesure a été utilisée avec des débits moyens (Sheath flow sélectionné à 15 Litres/minute et Aerosol flow sélectionné à 0,3 Litres/minute), permettant de couvrir la gamme de diamètres de particules allant de 6,98 nm à 191,1 nm. Le balayage de la plage de diamètres (un balayage) était de 65 secondes, sélectionné en 16 canaux.

Notons que la granulométrie est présentée ici selon des diamètres de mobilité électrique. Le diamètre de mobilité électrique est défini comme étant le diamètre d'une particule sphérique portant une charge électrique et ayant la même mobilité électrique que la particule étudiée. Les particules de NaCl utilisées pour les mesures sont des particules cubiques non agglomérées, qui sont proches d'une particule sphérique. En effet, le facteur de forme dynamique de la particule cubique est de 1,08. Le facteur de forme dynamique est défini comme le ratio entre la force de traînée agissant sur la particule étudiée et la force de traînée agissant sur une sphère ayant le même volume que la particule.

## 2.1 Compteur Optique de Particules (OPS)

Le modèle 3330 utilisé fournit des distributions granulométriques précises pour les particules dont le diamètre optique est compris entre 0,3 et 10 micromètres ( $\mu\text{m}$ ).

Le modèle fonctionne selon le principe de la diffusion optique à partir de particules individuelles. Les particules sont éclairées à l'aide d'un faisceau laser formé en une fine gaine focalisée sous la buse d'entrée, située dans la chambre optique. Lorsque les particules traversent cette gaine lumineuse, elles diffusent la lumière sous forme d'impulsions qui sont comptées et mesurées simultanément. La concentration mesurée par l'OPS est sensible au débit, qui est donc étroitement contrôlé à 1,0 L/min (ajustable) avec une marge d'erreur de  $\pm 5\%$ .

Il existe également un flux de gaine séparé à 1,0 L/min qui maintient les particules étroitement confinées dans le volume de détection. Le flux de gaine est entièrement interne à l'instrument ; l'échappement de la pompe est filtré par un filtre HEPA et recirculé dans la chambre pour fournir le flux de gaine et empêcher les particules d'être contaminées. Deux transducteurs de pression surveillent le débit d'aérosol et le flux de gaine et ajustent la tension de la pompe afin de maintenir les débits dans leurs spécifications. Les impulsions de particules sont calibrées et classées jusqu'à 16 canaux différents (ajustable par l'utilisateur).

Les seuils sont fixés de manière que l'instrument compte toujours 50 % des particules de 0,3  $\mu\text{m}$ . La taille maximale des particules pouvant être comptées est de 10  $\mu\text{m}$ . Les particules supérieures à 10  $\mu\text{m}$  seront comptées mais leur taille ne sera pas mesurée.



## ANNEXE III

### RESULTATS EXPERIMENTAUX

#### 3.0 Evaluation de l'agglomération

La figure-A III-1 présente l'évolution des paramètres statistiques de la distribution granulométrique (diamètre moyen (mean), du diamètre médian (median), du diamètre géométrique moyen (geomean), du mode, du facteur d'écart-type géométrique (GeoStdDev) et de la concentration totale) en fonction de la distance par rapport à la tête émettrice, mesurée lors de l'évaluation de l'agglomération dans le banc.

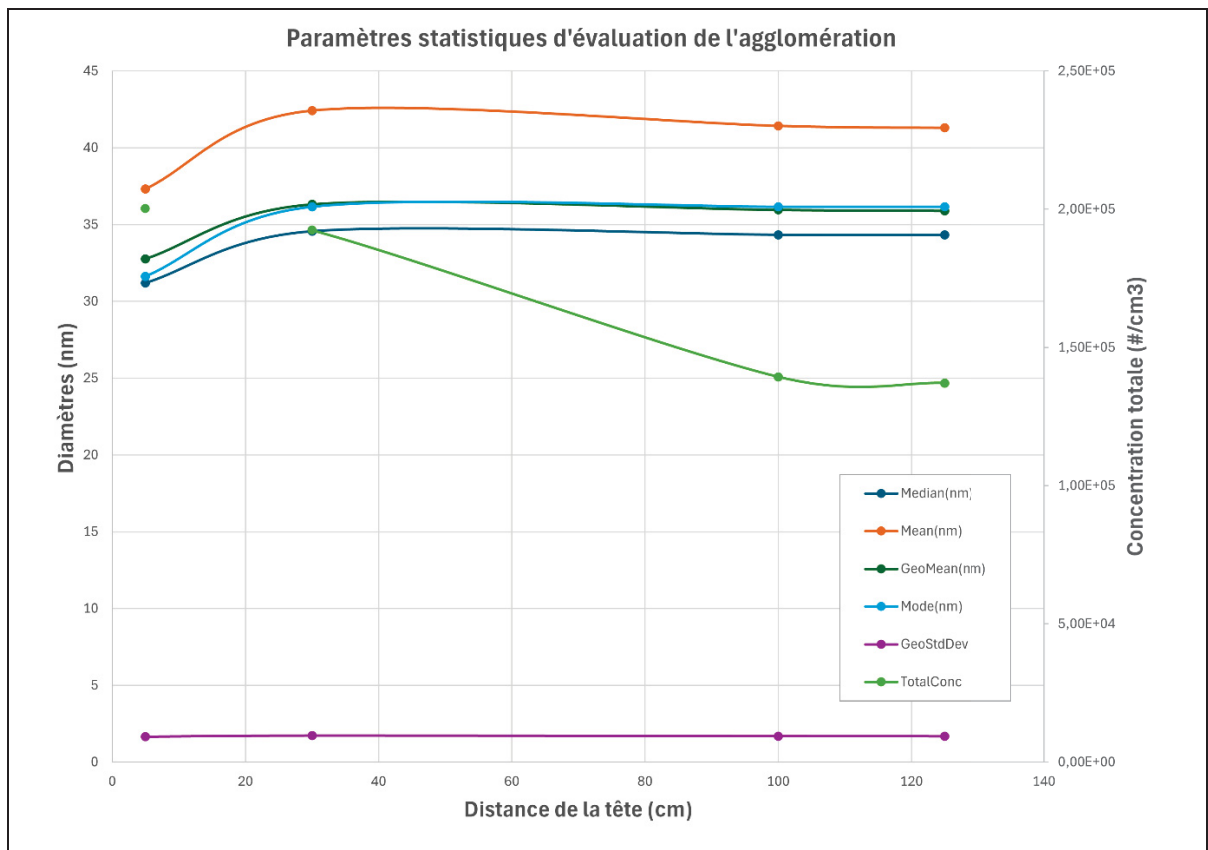


Figure-A III-1 Analyse des paramètres statistiques pour l'évaluation de l'agglomération

Les diamètres moyens (vert) et médians (bleu nuit) se situent entre 30 et 45 nm pour les 4 distances mesurées, ce qui est conforme à la plage attendue pour des aérosols de NaCl générés à 15 psi avec un nébuliseur à 6 jets.

L'on observe une légère augmentation du diamètre moyen et du diamètre géométrique moyen (vert) entre 5 et 30 cm, suivie d'une stabilisation jusqu'à 125 cm. Le diamètre modal (bleu ciel) reste stable autour de 35 nm, indiquant une distribution régulière des tailles de particules. L'écart-type géométrique (violet) reste pratiquement constant (entre 1,6 et 1,8), indiquant une faible dispersion des tailles de particules. La concentration totale des particules/cm<sup>3</sup> est décroissante (de  $2,0 \times 10^5$  et  $1,4 \times 10^5$ ) avec la distance, indiquant une dilution des particules.

Ces résultats indiquent que le flux d'aérosols reste stable et granulométriquement homogène. L'absence de variation dans la concentration des particules permet de conclure que l'agglomération reste négligeable dans les conditions expérimentales.

### **3.1 Analyse du comportement spatio-temporelle des aérosols**

Dans les figures A III-2 à A III-5, les courbes bleue, rose et verte présentent la moyenne des données obtenues à partir de trois séries d'essais indépendantes (centre 1, centre 2 et centre 3, respectivement), à chaque position. Les courbes noire correspondent à la moyenne générale des trois essais, tandis que les courbes rouges en pointillés représentent les bornes de tolérance de  $\pm 15\%$  autour de cette moyenne.

L'ensemble des distributions mesurées aux cinq positions (haut gauche, bas gauche, haut droit et bas droit) présentent une forme unimodale similaire, avec des diamètres modaux compris entre 23,5 et 45 nm. Les concentrations varient entre  $1,30 \times 10^5$  et  $8,0 \times 10^4$  part./cm<sup>3</sup>. Peu importe la position considérée, les variations de concentration maximale observées demeurent inférieures à 15 %, ce qui satisfait pleinement les exigences de la norme ASHRAE 52.2 relatives à l'homogénéité du flux.

Ces résultats démontrent que la génération d'aérosols au sein du banc d'essai est stable, reproductible et spatialement homogène, garantissant des conditions fiables pour les essais de performance des dispositifs de protection.

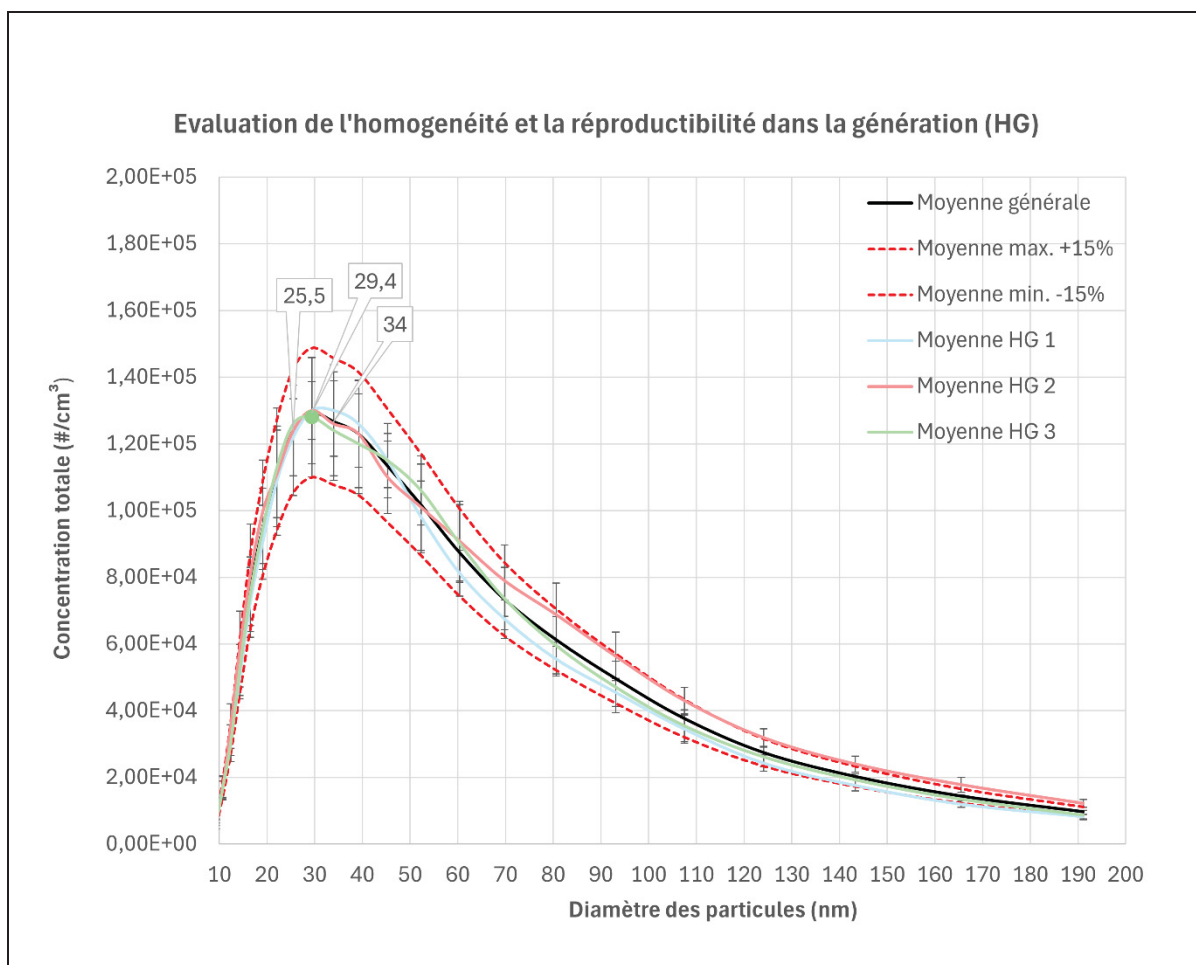


Figure-A III-2 Graphe d'évaluation de l'homogénéité et de reproductibilité dans la génération (HG)

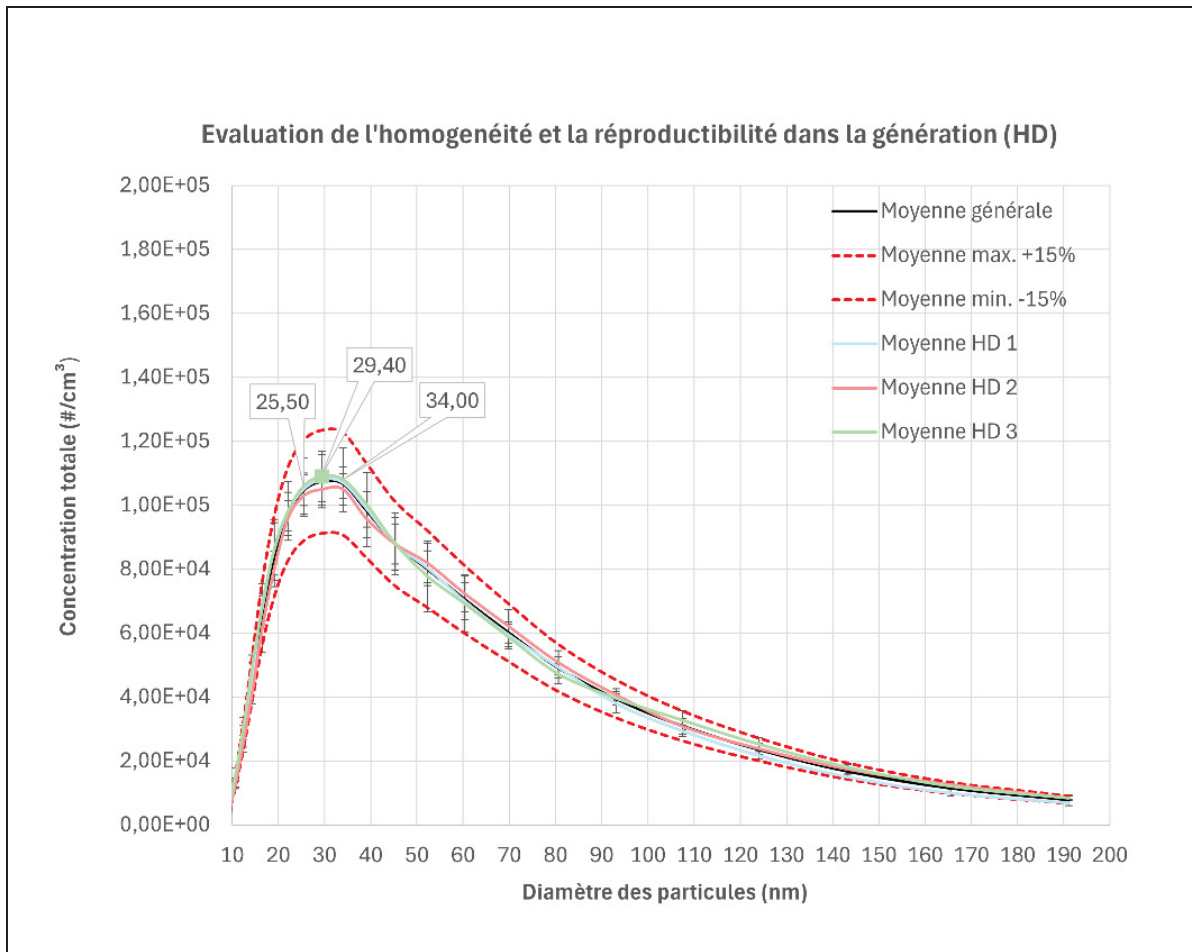


Figure-A III-3 Graphe d'évaluation de l'homogénéité et de reproductibilité dans la génération (HD)

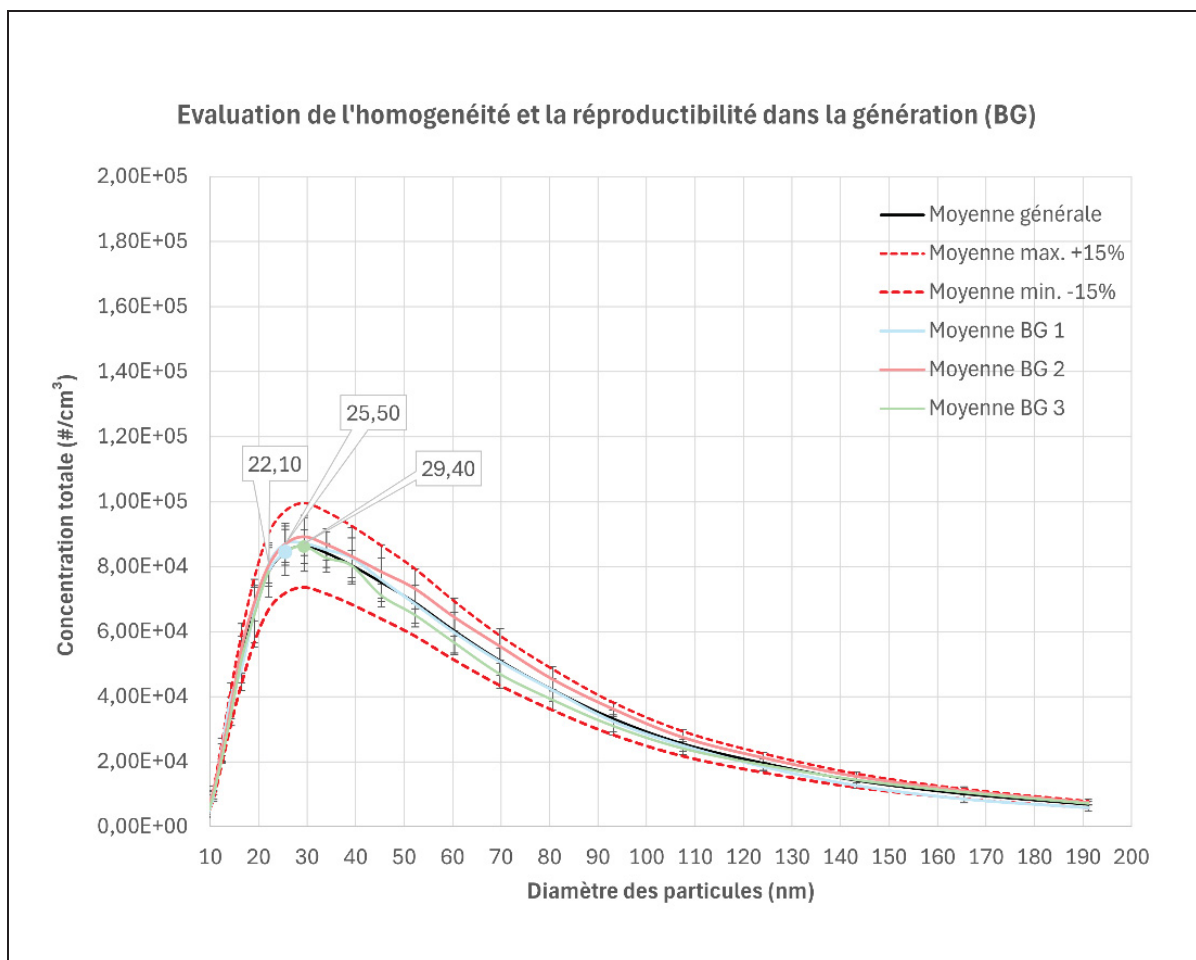


Figure-A III-4 Graphe d'évaluation de l'homogénéité et de reproductibilité dans la génération (BG)

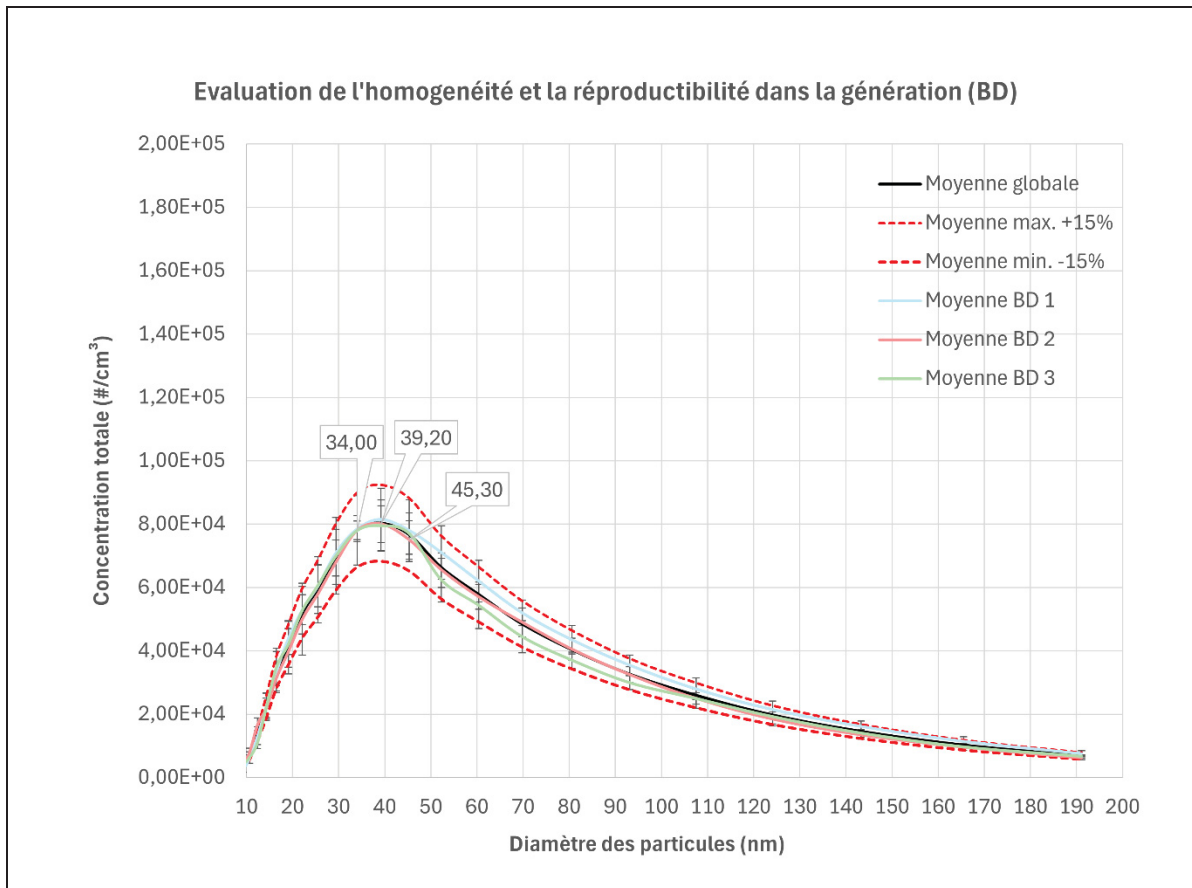


Figure-A III-5 Graphe d'évaluation de l'homogénéité et de reproductibilité dans la génération (BD)

## LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Alberta Health Service. (2021). COVID-19 Scientific Advisory Group Rapid Evidence Report – Evidence of harm from mask use for specific populations in the community, 17 May 2021 .
- American Society of Testing Material. (2021). ASTM F3502-21. Standard Specifications for Barrier Face Coverings. *ASTM International, West Conshohocken, PA, USA* .
- American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers. (2017). ASHRAE-ANSI 52.2. *Method of Testing General Ventilation Air-Cleaning Devices for Removal Efficiency by particle size*. Approved American National Standards.
- Association Française de Normalisation. (2001). Appareils de protection respiratoire - méthodes d'essai Partie 1 : détermination de la fuite vers l'intérieur et de la fuite totale vers l'intérieur. *Norme NF EN 13274-1*.
- Bagheri G, Schlenczek O, Turco L, et al. (2021) Size, concentration, and origin of human exhaled particles and their dependence on human factors with implications on infection transmission. *Journal Aerosol Science*;168:106102.
- Bahloul, A., Brochot, C., & Layne, B. (2021). Leakage versus material filtration in barrier facemask efficiency. *Scientific Research Publishing, Health*. doi:<https://doi.org/10.4236/health.2021.134035>
- Bake, B., P. Larsson, G. Ljungkvist, E. Ljungström, & A. C. Olin. (2019). Exhaled particles and small airways. *Respir. Res.* 20 (1):8. doi: 10.1186/s12931-019-0970-9.
- Balazy, A., M. Toivola, T. Reponen, A. Podgórski, A. Zimmer, & S. A. Grinshpun. (2006). Manikin-based performance evaluation of N95 filtering-facepiece respirators challenged with nanoparticles. *Ann. Occup. Hyg.* 50 (3): 259–69. doi: 10.1093/annhyg/mei058.
- Balty, I. (2003). Appareils de protection respiratoire et métiers de la santé. *Institut National de Recherche et Sécurité* , 4.
- Berger, S., Marvin Mattern, & Niessner, J. (2023). Face mask performance related to potentially infectious aerosol particles, breathing facemask and facial leakage.

*International Journal of Hygiene and Environmental Health*, 9.  
doi:<https://doi.org/10.1016/j.ijheh.2022.114103>

- Bocquet, M., Farzaneh, S., Shirinbayan, M., & Tcharkhtchi, A. (2022). Efficacité de filtration à travers les masques de protection respiratoire. *Techniques de l'ingénieur. Plos One*, 16(10). <http://dx.doi.org/10.51257/a-v1-med7800>
- Brochot, C., Michielsen, N., Chazelet, S. and Thomas, D. (2012) Measurement of Protection Factor for Respiratory Protective Devices toward Nanoparticles. *The Annals of Occupational Hygiene*, 5, 595.
- Brochot, C., Haghghat, F. and Bahloul, A. (2020) Comparative Performance of the NanoScan and the Classic SMPS in Determining N95 Filtering Facepiece Efficiency against Nanoparticles. *Aerosol Science and Engineering*, 4, 178. <https://doi.org/10.1007/s41810-020-00064-4>
- Brochot, C., Abdolghader, P., Haghghat, F. et Bahloul, A. (2019, 5-7 septembre). *Performance of mechanical filters used in general ventilation against nanoparticles*. IAQVEC Conference 2019, Bari, Italie.
- Brochot, C. (2012). *Filtration des nanoparticules : Application aux appareils de protection respiratoire*. Institut National de Recherche et Sécurité.
- Brochu, V., Chazelet, S., Loison, P., Pacault, S., Turgeon, N., Veillette, M., Duquenne, P., Duchaine, C. (2025). Total outward leakage reduction efficiency of different protective masks using model viruses. *Aerosol Science and Technology*. Vol. 59. no. 8, 921-932. <https://doi.org/10.1080/02786826.2025.2498993>
- Center for Disease Control and Prevention (CDC), (2021). Guidance for Wearing Masks, 19 April 2021.
- Centers for Disease Control and Prevention (CDC). (2024). The evolution of elastomeric half-mask respirators and exhalation valves j Blogs j CDC; [accessed 2025 May 14]. <https://blogs.cdc.gov/niosh-science-blog/2022/10/13/ehmrs/>.
- Code of Federal Regulations (CFR), C. o. (1995). 42 CFR, Part 84 Respiratory protection devices. *US Government Printing Office*, Washington.

- Chazelet, S., and S. Pacault. (2022). Efficiency of community face coverings and surgical masks to limit the spread of aerosol. *Ann. Work Expo. Health.* 66 (4):495–509. doi: 10.1093/annweh/wxab089.
- Davies, A., K. A. Thompson, K. Giri, G. Kafatos, J. Walker, and A. Bennett. (2013). Testing the efficacy of homemade masks: Would they protect in an influenza pandemic? *Disast. Med. Public Health Prep.* 7 (4):413–8. doi: 10.1017/dmp.2013.43.
- Derwein, D., Burgholz, T. M., Rewitz, K., Muller, D. (2025). Mind the gap : Quantifying the effect of mask fit on particle reduction rates for external and self-ptotection of safe masks. *Elsevier, building and environment* 285 (2025) 113583. <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2025.113583>
- Duncan, S., Bodurtha P., & Naqvi S. P. (2021). The protective performance of reusable cloth face masks, disposable procedure masks, KN95 masks and N95 respirators: Filtration and total inward leakage. . *Plos One.* 16(10) p: e0258191
- European Committee for Standardization (CEN). 2019. EN 136:1998-2019. In *Respiratory protective devices—Full face masks—Requirements, testing, marking.* European Committee for Standardization. Brussels:
- Farzaneh, S., Shirinbayan, M., Bocquet, M., & Tcharkhtchi, A. (2022). Efficacité de filtration à travers les masques de protection respiratoire. *Techniques de l'ingénieur. Plos One,* 16(10). <http://dx.doi.org/10.51257/a-v1-med7800>
- Goyer, N., Lavoie, J., Lazure, L. et Marchand, G. (2001). *Les bioaérosols en milieu de travail : guide d'évaluation, de contrôle et de prévention* (Guide n° T-23). IRSST.
- Greenhalgh, T., MacIntyre, C. R., Baker, M. G., Bhattacharjee, S., Chughtai, A. A., Fisman, D., Kunasekaran, M., Kvalsvig, A., Lupton, D., Oliver, M., Tawfiq, E., Ungrin, M., & Vipond, J.(2024). Masks and Masks and respirators for prevention of respiratory infections: a state of the science review. *ASM Journal Clinical microbiology review,* 2(37). doi:<https://doi.org/10.1128/cmr.00124-23>
- Grinshpun, S. A., & M. Yermakov. (2021). Technical note: Impact of face covering on aerosol transport patterns during coughing and sneezing. *Journal. Aerosol Sci.* 158:105847. doi: 10.1016/j.jaerosci.2021.105847.

- Guimon, M. (2019). Les appareils de protection respiratoire. *Institut National de Recherche et Sécurité*, 4.
- Guimon, M. (2020). Les appareils de protection respiratoire : choix et utilisation. *Institut National de Recherche et Sécurité*.
- Gupta, J. K., Lin, C. H., Chen, Q (2010). Characterizing exhaled airflow from breathing and talking. *Indoor Air*. 20(1). 31-39. doi: 10.1111/j.1600-0668.2009.00623.
- Hinds, W.C. (1998). *Aerosol technology ; properties, behaviour and measurement of airborne particles*, 2e éd. New York : Wiley-Interscience.
- Holmgren, H., Ljungstrom, E., Almstrand, A.-C., Bake, B., & Olin, A.-C. (2020). Size distribution of exhaled particles in the range from 0.01 to 2.0µm. *Journal of Aerosol Science*, 2010. 41(5): p. 439-446.
- Holmgren, H., Gerth, E., Ljungström, E., Larsson, P., Almstrand, A.-C., Bake, B., & Olin A.-C (2013). Effects of breath holding at low and high lung volumes on amount of exhaled particles. *Respiratory Physiology and Neurobiology*. 185(2). 228-34. doi: 10.1016/j.resp.2012.10.010.
- Hutton M. D., Stead W. W., Cauthen G. M., Bloch A. B., Ewing W. M. (2007) Nosocomial transmission of tuberculosis associated with a draining abscess. *J Infect Dis*; 161: 286–95.
- Institut Robert Sauvé en Santé sécurité au travail (IRSST). (2001). Les bioaérosols en milieu de travail : guide d'évaluation, de contrôle et de prévention. <https://pharesst.irsst.qc.ca/guides/44>
- International Organization for Standardisation (ISO), (2019). ISO 16900-1 Appareils de protection respiratoire - méthodes d'essai et équipements d'essai - partie 1 : Détermination des fuites vers l'intérieur, August 2019.
- Khayri, E. H., Pieris, S., Peterson, S. D., Yarusevych, S. (2025). Study of the inward protection efficiency of various facial masks. *Aerosol Science and Technology*. <https://doi.org/10.1080/02786826.2025.2547901>
- Lawrence, R. B., M. G. Duling, C. A. Calvert, and C. C. Coffey. (2006). Comparison of performance of three different types of respiratory protection devices. *J. Occup. Environ. Hyg.* 3 (9):465–74. doi:10.1080/15459620600829211.

- Lee, S. A., D. C. Hwang, H. Y. Li, C. F. Tsai, C. W. Chen, and J. K. Chen. (2016). Particle size-selective assessment of protection of European standard FFP respirators and surgical masks against particles-tested with human subjects. *Journal of Healthcare Engineering* 2016:1–12. doi: 10.1155/2016/8572493.
- Leith, D., L'Orange, C., & Volckens, J. Quantitative Protection Factors for Common Masks and Face Coverings. *Environmental Science and Technology*. 55(5). p 3136-3143. doi: 10.1021/acs.est.0c07291.
- Leung, N. H., D. K. Chu, E. Y. Shiu, K. H. Chan, J. J. McDevitt, B. J. Hau, H. L. Yen, Y. Li, D. K. Ip, J. S. Peiris, et al. (2025). Respiratory virus shedding in exhaled breath and efficacy of face masks. *Nat. Med.* 26 (5):676– 80. doi: 10.1038/s41591-020-0843-2.
- Lindsey, W. G., Blachere, F. M., Law, B. F., Beezhold, B. H., & Noti, D. J. (2020). Efficacité des masques faciaux, des guêtres et des écrans faciaux pour réduire l'expulsion d'aérosols simulés générés par la toux. *Aerosol, Science and Technology*, 55(4), 449-454. doi:<https://doi.org/10.1080/02786826.2020.1862409>
- Lindsley, W. G., F. M. Blachere, B. F. Law, D. H. Beezhold, and J. D. Noti. (2021). Efficacy of face masks, neck gaiters and face shields for reducing the expulsion of simulated cough-generated aerosols. *Aerosol Sci. Technol.* 55 (4): 449–57. doi: 10.1080/02786826.2020.1862409.
- Lindsley, W. G., D. H. Beezhold, J. Coyle, R. C. Derk, F. M. Blachere, T. Boots, J. S. Reynolds, W. G. McKinney, E. V. & J. D. Noti. 2021. Efficacy of universal masking for source control and personal protection from simulated cough and exhaled aerosols in a room. *Journal. Occup. Environ. Hyg.* 18 (8):409–22. doi: 10.1080/15459624.2021.1939879.
- Lindsley, W. G., Blachere, F. M., Derk, R. C., Mnatsakanova, A., & Noti, J. D. (2024). Efficacy of powered air-purifying respirators (PAPRs) for source control of simulated respiratory aerosols. (I. Association for Professionals in Infection Control and Epidemiology, Éd.) *American Journal of Infection Control*, 6. doi:<https://doi.org/10.1016/j.ajic.2024.07.019>

- Lindsley, W. G., Noti, J. D., Blachere, F. M., Szalajda, J. V., & Beezhold, D. H. (2014). Efficacy of Face Shields Against Cough Aerosol Droplets from a cough simulator. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene* (11:8), 509-518. doi:10.1080/15459624.2013.877591
- Long, Y., Hu, T., Liu, L., Chen, R., Guo, Q., Yang, L., & Du, L. (2020). Effectiveness of N95 respirators versus surgical masks against influenza: A systematic review and meta-analysis. *Wiley*, 2020.
- Martin, J. A., Rosti, M. E., Clainche, Le. S., Navarro, R., Vineusa, R. (2024). Direct numerical simulation of a novel device to fight airborne transmissions. *Physic of fluids*. 36, 023352 (2024); doi: 10.1063/5.0187736
- Mahdavi, A., Bahloul, A., Haghghat, F., Ostiguy, C. (2013). Contribution of breathing frequency and inhalation flow rate on performance of N95 filtering facepiece respirators. The Chartered Society for Worker Health Protection. *Ann. Occup. Hyg.*, 2014, Vol. 58, No 2, 195-205. doi : <http://annhyg.oxfordjournals.org/>
- Matvejeff, T. A., Silvonen, V., Heikkila, P., Sanmark, E., Hakala, J., Kuittinen, N., Geneid, A., Laukkanen, A.M., Alku, P., Oksanen, L-M., Ronkko, T., Taipale, A., Saari, S. (2025). Systematic review of respiratory particle measurement studies and a new method for human particle emission measurement during breathing, coughing and voice production. *Journal of Aerosol Science*. Elsevier Ltd 189 (2025) 106619. <https://doi.org/10.1016/j.jaerosci.2025.106619>
- Mittal, R., K. Breuer & J. H. Seo. (2023). La physique des flux des masques faciaux. *Annu. Rev. Fluid Mech.* 55 (1):193-211. doi:10.1146/annurev-fluid-120720-035029.
- Mittal, R., R. Ni, and J. H. Seo. (2021). The flow physics of COVID-19. *Journal. Fluid Mech.* 894:F2. doi: 10.1017/jfm.2021. 330.
- Monjezi, M., Jamaati, H. (2021). The effects of face mask specifications on work of breathing and particle filtration efficiency. *Medical Engineering & Physics*, 98, 36-43. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2021.10.000>
- Morawska, L., Johnson, G. R., Ristovski, Z. D., Hargreaves, M., Mengersen, K., Corbett, S., Chao, C. Y. H., Li, Y., & Katoshevski, D. (2009). Size distribution and sites of origin of droplets expelled from the human respiratory tract during expiratory activities.

- Journal of Aerosol Science*, 40(3), 256–269. <https://doi.org/10.1016/j.jaerosci.2008.11.002>
- Morawska, Buonanno, G., Mikszewski, A., & Stabile, L. (2022). The physics of respiratory particle generation, fate in the air, and inhalation. *Nature Reviews. Physics*, 4 (11), 723–734. <https://doi.org/10.1038/s42254-022-00506-7>
- Mouret, G., Thomas, D., Chazelet, S., Appert-Collin, J.C. and Bemer, D. (2009) Penetration of Nanoparticles through Fibrous Filters Perforated with Defined Pin holes. *Journal of Aerosol Science*, 40, 762. <https://doi.org/10.1016/j.jaerosci.2009.04.010>
- Myers, W. R., Yang, W., Ryan, K. J., Bergman, M. S., Fisher, E. M., Soo, J. C., & Zhuang, Z (2023). Total outward leakage of half-mask respirators and surgical masks used for source control. *Journal of Occupational Environment and Hygiene*. 20(12), 610-620. doi: 10.1080/15459624.2023.2257254
- National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH). (1995). Respiratory protective devices. In *Code of Federal Regulations*, Title 42, Part 84. Morgantown, West Virginia, USA: National Institute for Occupational Safety and Health.
- National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH). (2021). Understanding filtration efficiency testing and fit testing in filtering facepiece respirators (FFRs) by Schall J, Coffey C. Pittsburgh, PA: U.S. Department of Health and Human Services, Centers for Disease Control and Prevention, *National Institute for Occupational Safety and Health. DHHS (NIOSH)*. Publication No. 2021–123. revised 11/2021. doi: 10.26616/NIOSH PUB2021123revised112021.
- Navarro. R. and R. Vinuesa, “Utility model: Device to deliver a filtered air flow,”. *Spanish Official Bulletin of Industrial Property*. patent ES1259855U, TRITA SCI-RAP 2021:002 (1 February 2021).
- Occupational Safety and Health Administration (OSHA). (2019). Respiratory protection. Standard 29 CFR 1910.134.
- Perencevich, E. N., Diekema, D. J., & Edmond, M. B. (2020). Moving Personal Protective Equipment Into the Community: Face Shields and Containment of COVID-19. *Jama Network*, 323(22), 2252-2253. doi:<https://doi.org/10.1001/jama.2020.7477>

- Pieris, S., Leung, R., Yarusevych, S., Peterson, S. D., Duriset, R. (2025). Mechanistic investigation of fitted mask source control efficacy for sub-micrometer aerosols. *Aerosol Science and Technology*. 2025, vol. 59, no. 8, 933-947. <https://doi.org/10.1080/02786826.2025.2453587>
- Portnoff, L., & Lee, T. (2024). A cough simulator constructed from off-the-shelf and 3D printed components. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, 22-2, 78-86. doi:<https://www.tandfonline.com/action/showCitFormats?doi=10.1080/15459624.2024.2427090>
- Public Health Ontario. (2020). Focus on Face Shields for Source Control of COVID-19, 16 July 2020. Available from [Focus On: Face Shields as Source Control](#).
- Public Health Ontario (2021). Mask-wearing in Children and COVID-19... What We Know So Far, Toronto, . Available from: [https://www.publichealthontario.ca/media/documents/ncov/covid-wwksf/2021/08/wwksf-wearing-masks-children.pdf?sc\\_lang=en](https://www.publichealthontario.ca/media/documents/ncov/covid-wwksf/2021/08/wwksf-wearing-masks-children.pdf?sc_lang=en).
- Rengasamy, S., R. Shaffer, B. Williams, & S. Smit. (2017). A comparison of facemask and respirator filtration test methods. *Journal. Occup. Environ. Hyg.* 14 (2):92–103. doi: 10.1080/15459624.2016.1225157.
- Rengasamy, S., Z. Zhuang, R. B. Lawrence, B. Boutin, P. Yorio, M. Horvatin, C. McClain, J. R. Harris, & C. Coffey. (2021). Evaluation of total inward leakage for NIOSH-approved elastomeric half-facepiece, full-facepiece, and powered air-purifying respirators using sodium chloride and corn oil aerosols. *Journal. Occup. Environ. Hyg.* 18 (7): 305–13. Epub 2021 May 26. PMID: 34038318; PMCID: PMC10073999. doi: 10.1080/15459624.2021.1919685.
- Scheuch, G. (2020). Breathing is enough: For the spread of influenza virus and SARS-CoV-2 by breathing only. *Journal. Aerosol Med. Pulm. Drug Deliv.* 33 (4):230–4. doi: 10.1089/jamp.2020.1616.
- Sehgal, N. J., & D. K. Milton. (2021). Applying the hierarchy of controls : what occupational safety can teach us about safely navigating the next phase of the global COVID-19 pandemic. *Front. Public Health.* 9:747894. doi : 10.3389/fpubh.2021.747894.

- Tang J. W., Nicolle A. D., Klettner C. A., Pantelic J., Wang L., Suhaimi A. B., Tan A. Y., Ong G. W., Su R., Sekhar C., Cheong D. D., Tham K. W. (2013). Airflow dynamics of human jets: sneezing and breathing - potential sources of infectious aerosols. *PLoS One*. 2013;8(4):e59970. doi: 10.1371/journal.pone.0059970. Epub 2013 Apr 1. PMID: 23560060; PMCID: PMC3613375.
- Tcharkhtchi, A., Abbasnezhada, N., Seydanib, M. Z., Zirakb, N., Farzanehc, S., & Shirinbayan, M. (2021). An overview of filtration efficiency through the masks: Mechanisms of the aererosol penetration. *Ke Ai Advancing Research Evolving Science*, 17. doi:ttps://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2020.08.002
- Thatiparti, D. S., U. Ghia, and K. R. Mead.(2017).Computational fluid dynamics study on the influence of an alternate ventilation configuration on the possible flow path of infectious cough aerosols in a mock airborne infection isolation room. *Science and . Technology. Built Environ.* 23, 355–366 (2017).
- Verma, S., Dhanak, M., & Frankenfield, J. (2020). Visualizing the effectiveness of face masks in obstructing respiratory jets. *Physics of Fluids* , 8, 32(6): p. 061708. doi:https://doi.org/10.1063/5.0016018
- Verma, S., Dhanak, M., & Frankenfield, J. (2020). Visualizing droplet dispersal for face shields and masks with exhalation valves. *Physics of Fluids* (1994), 2020. 32(9): p. 091701
- Vinuesa, R., Theodorou, A., Battaglini, M., & Dignum V. (2020). A socio-technical framework for digital contact tracing. *Results Eng.* 8, 100163 (2020).
- Wang, Z., An, C., Chen, X., Lee, K., Zhang, B., & Feng, Q. C. (2021). Disposable masks release microplastics . *Journal of Hazardous Material to the aqueous environment with exacerbation by natural weathering.* 417. doi: 10.1016/j.jhazmat.2021.126036
- Wang, C. C., Prather, K. A., Sznitman, J., Jimenez, J. L., Lakdawala, S. S., Tufekci, Z., & Marr, L. C. (2021). Airborne transmission of respiratory viruses. *Science Research*, 373-14. doi:https://doi.org/10.1126/science.abd9149
- Weihua Y., Myers, W. R., Bergman, M., & Fisher, E., (2024). Evaluating source control efficacy against exhaled submicron particles: Total outward leakage of surgical masks

- and half facepiece respirators across a spectrum of particles sizes. *Aerosol Science and Technology*, 59 (4), 487-498. doi:10.1080/02786826.2024.2427282
- Wendling, J.-M., Fabacher, T., Pébaÿ, P.-P., Cosperec, I., & Rochoy, M. (2021). Experimental efficacy of the face shield and the mask against emitted and potentially received particles. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18. doi:<https://doi.org/10.3390/ijerph18041942>
- World Health Organisation. (2020). Advice on the use of masks in the context of Covid-19. <https://reliefweb.int/report/world/advice-use-masks-context-covid-19-interim-guidance-5-june-2020>,.
- Xu, J., Guo, H., Zhang, Y., & Lyu, X. (2021). Effectiveness of personalized air curtain in reducing exposure to airborne cough droplets. *Elsevier*, 12.
- Yang W., W. R. Myers, M. Bergman, E. Fisher, Kenneth J. Ryan, Brooke Vollmer, Lee Portnoff & Ziqing Zhuang (2025) Evaluating source control efficacy against exhaled submicron particles: Total outward leakage of surgical masks and half facepiece respirators across a spectrum of particle sizes, *Aerosol Science and Technology*, 59:4, 487-498, DOI: 10.1080/02786826.2024.2427282
- Zhao B., Yang, C. & Yang, X. (2008). Particle dispersion and deposition in ventilated rooms: Testing and evaluation of different Eulerian and Lagrangian models. *Elsevier Building and Environment*, 43-4, 388-397.
- Zhang C., Nielsen P. V., Liu, L., Sigmer, E. T., Mikkelsen, G. S., & Jensen, R. L. (2022). The source control effect of personal protection equipment and physical barrier on short-range airborne transmission. *Building and Environment Elsevier*, 10. doi:<https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2022.108751>