



<http://portaildoc.univ-lyon1.fr>

Creative commons : Attribution - Pas d'Utilisation Commerciale  
- Pas de Modification 4.0 France (CC BY-NC-ND 4.0)



<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.fr>



UNIVERSITE CLAUDE BERNARD – LYON 1  
FACULTE DE PHARMACIE  
INSTITUT DES SCIENCES PHARMACEUTIQUES ET BIOLOGIQUES

2025

THESE n°14

**THESE**

Pour le DIPLOME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN PHARMACIE

Présentée et soutenue publiquement le 31 janvier 2025

Par

**Mme KHENG Alice**

Née le 25 août 1999

À Vitry-sur-Seine (94)

\*\*\*\*\*

**Évaluation de la capacité de pénétration des bactéries non  
aéroportées à travers les couches de différents types de  
masques et sous différentes conditions de port**

\*\*\*\*\*

JURY

Président du jury : M. Xavier ARMOIRY, Professeur des Universités - Praticien Hospitalier  
Directeur de thèse : M. Jérémie POURCHEZ, Directeur de recherche  
Tuteur pédagogique : M. Cyril PAILLER-MATTEI, Professeur des Universités  
Autre membre du jury : M. Najib FOURDAOUS, Pharmacien d'industrie

## UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON I

Président de l'Université	Frédéric FLEURY
Président du Conseil Académique et de la Commission Recherche	Hamda BEN HADID
Vice-Président Recherche, partenariats, innovation et ingénierie	Philippe CASSAGNAU
Vice-Président du Conseil d'Administration	Philippe CHEVALIER
Vice-Présidente de la Commission Formation	Christophe VITON
Vice-Président Relations Hospitalo-Universitaires	Jean François MORNEX
Directeur général des services	Pierre ROLLAND

### SECTEUR SANTÉ

Doyen de l'UFR de Médecine Lyon-Est	Gilles RODE
Doyen de l'UFR de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud - Charles Mérieux	Philippe PAPAREL
Doyen de l'Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques (ISPB)	Claude DUSSART
Doyen de l'UFR d'Odontologie	Jean-Christophe MAURIN
Directeur de l'Institut des Sciences & Techniques de Réadaptation (ISTR)	Jacques LUAUTÉ
Présidente du Comité de Coordination des Études Médicales	Carole BURILLON

### SECTEUR SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Directrice de l'UFR Biosciences	Kathrin GIESELER
Directeur de l'UFR Faculté des Sciences	Bruno ANDRIOLETTI
Directeur de l'UFR Sciences & Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS)	Guillaume BODET
Directeur de Polytech Lyon	Emmanuel PERRIN

Directeur de l'Institut Universitaire de Technologie Lyon 1 (IUT)	Michel MASSENZIO
Directeur de l'Institut des Science Financière & Assurances (ISFA)	Nicolas LEBOISNE
Directeur de l'Observatoire de Lyon	Bruno GUIDERDONI
Directeur de l'Institut National Supérieur du Professorat & de l'Éducation (INSPÉ)	Pierre CHAREYRON
Directrice du Département-composante Génie Électrique & des Procédés (GEP)	Rosaria FERRIGNO
Directrice du Département-composante Informatique	Saida BOUAZAK BRONDEL
Directeur du Département-composante Mécanique	Marc BUFFAT

**UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1**  
**ISPB -Faculté de Pharmacie Lyon**

**LISTE DES DEPARTEMENTS PEDAGOGIQUES**

**DEPARTEMENT PEDAGOGIQUE DE SCIENCES PHYSICO-CHIMIQUES ET PHARMACIE GALENIQUE**

- **CHIMIE GENERALE, PHYSIQUE ET MINERALE**  
Monsieur Raphaël TERREUX (PR)  
Madame Julie-Anne CHEMELLE (MCU)
  
- **CHIMIE ANALYTIQUE**  
Madame Anne DENUZIERE (MCU)  
Monsieur Lars-Petter JORDHEIM (MCU-HDR)  
Madame Christelle MACHON (MCU-PH)  
Monsieur Waël ZEINYEH (MCU)
  
- **PHARMACIE GALENIQUE -COSMETOLOGIE**  
Madame Marie-Alexandrine BOLZINGER (PR)  
Madame Stéphanie BRIANCON (PR)  
Monsieur Fabrice PIROT (PU-PH)  
Monsieur Eyad AL MOUAZEN (MCU)  
Madame Sandrine BOURGEOIS (MCU)  
Madame Danielle CAMPIOL ARRUDA (MCU)  
Madame Ghania HAMDY-DEGOBERT (MCU-HDR)  
Monsieur Plamen KIRILOV (MCU)  
Madame Giovanna LOLLO (MCU-HDR)  
Madame Jacqueline RESENDE DE AZEVEDO (MCU)  
Monsieur Damien SALMON (MCU-PH)  
Madame Eloïse THOMAS (MCU)  
Guillaume PLET (ATER)
  
- **BIOPHYSIQUE**  
Monsieur Cyril PAILLER-MATTEI (PR)  
Madame Laurence HEINRICH (MCU)  
Monsieur David KRYZA (MCU-PH-HDR)  
Madame Sophie LANCELOT (MCU-PH-HDR)  
Madame Elise LEVIGOUREUX (MCU-PH)

**DEPARTEMENT PEDAGOGIQUE PHARMACEUTIQUE DE SANTE PUBLIQUE**

- **DROIT DE LA SANTE**  
Madame Valérie SIRANYAN (PR)  
Madame Maud CINTRAT (MCU)

- **ECONOMIE DE LA SANTE**  
Madame Nora FERDJAOUI MOUMJID (PR-HDR)  
Monsieur Hans-Martin SPÄTH (MCU-HDR)
- **INFORMATION ET DOCUMENTATION**  
Madame Maryem RHANOUÏ (MCU)
- **INGENIERIE APPLIQUEE A LA SANTE ET DISPOSITIFS MEDICAUX**  
Monsieur Xavier ARMOIRY (PU-PH)  
Madame Claire GAILLARD (MCU)
- **QUALITOLOGIE – MANAGEMENT DE LA QUALITE**  
Madame Alexandra CLAYER-MONTEMBAULT (PU)  
Monsieur Vincent GROS (MCU-enseignant contractuel temps partiel)  
Madame Audrey JANOLY-DUMENIL (MCU-PH-HDR)  
Madame Pascale PREYNAT (MCU-enseignant contractuel temps partiel)
- **MATHEMATIQUES – STATISTIQUES**  
Madame Claire BARDEL-DANJEAN (MCU-PH-HDR)  
Madame Marie-Aimée DRONNE (MCU)  
Madame Marie-Paule GUSTIN (MCU-HDR)
- **SANTE PUBLIQUE**  
Monsieur Claude DUSSART (PU-PH)

## **DEPARTEMENT PEDAGOGIQUE SCIENCES DU MEDICAMENT**

- **CHIMIE ORGANIQUE**  
Monsieur Pascal NEBOIS (PR)  
Madame Amanda GARRIDO (MCU)  
Madame Christelle MARMINON (MCU)  
Madame Sylvie RADIX (MCU-HDR)  
Monsieur Luc ROCHEBLAVE (MCU-HDR)
- **CHIMIE THERAPEUTIQUE**  
Monsieur Marc LEBORGNE (PR)  
Monsieur Thierry LOMBERGET (PR)  
Monsieur Laurent ETTOUATI (MCU-HDR)  
Monsieur François HALLE (MCU)  
Madame Marie-Emmanuelle MILLION (MCU)
- **BOTANIQUE ET PHARMACOGNOSIE**  
Madame Marie-Geneviève DIJOUX-FRANCA (PR)  
Madame Anne-Emmanuelle HAY DE BETTIGNIES (MCU)  
Madame Isabelle KERZAON (MCU)  
Monsieur Serge MICHALET (MCU)

- **PHARMACIE CLINIQUE, PHARMACOCINETIQUE ET EVALUATION DU MEDICAMENT**

Madame Christelle CHAUDRAY-MOUCHOUX (PU-PH)  
Madame Catherine RIOUFOL (PU-PH)  
Madame Magali BOLON-LARGER (MCU-PH)  
Monsieur Teddy NOVAIS (MCU-PH)  
Madame Florence RANCHON (MCU-PH)  
Madame Delphine HOEGY (MCU-PH)  
Madame Céline PRUNET-SPANO (MCU)  
Madame Chloë HERLEDAN (AHU)

## **DEPARTEMENT PEDAGOGIQUE DE PHARMACOLOGIE, PHYSIOLOGIE ET TOXICOLOGIE**

- **TOXICOLOGIE**

Monsieur Jérôme GUITTON (PU-PH)  
Madame Léa PAYEN (PU-PH)  
Madame Francesca ANGILERI (MCU)  
Monsieur David BARTHELEMY(AHU)

- **PHYSIOLOGIE**

Madame Elise BELAIDI (PU)  
Madame Kiao Ling LIU (MCU)  
Monsieur Ming LO (MCU-HDR)

- **PHARMACOLOGIE**

Monsieur Laurent BOURGUIGNON (PU-PH)  
Monsieur Sylvain GOUTELLE (PU-PH)  
Monsieur Luc ZIMMER (PU-PH)  
Monsieur Roger BESANCON (MCU)  
Madame Evelyne CHANUT (MCU)  
Monsieur Nicola KUCZEWSKI (MCU)  
Monsieur Romain GARREAU (AHU)

- **COMMUNICATION**

Monsieur Ronald GUILLOUX (MCU)

- **ENSEIGNANTS CONTRACTUELS TEMPS PARTIEL**

Madame Pauline LOUBERT (MCU-enseignant contractuel temps partiel)  
Monsieur Vincent LESCURE (MCU-enseignant contractuel temps partiel)  
Madame Hortense PRELY (MCU-enseignant contractuel temps partiel)  
Madame Agnès DUBOIS (MCU-enseignant contractuel temps partiel)

## **DEPARTEMENT PEDAGOGIQUE DES SCIENCES BIOMEDICALES A**

- **IMMUNOLOGIE**

Monsieur Guillaume MONNERET (PU-PH)  
Madame Morgane GOSSEZ (MCU-PH)  
Madame Anaïs NOMBEL (AHU)

- **HEMATOLOGIE ET CYTOLOGIE**

Madame Christine VINCIGUERRA (PU-PH)  
Madame Sarah HUET (MCU-PH)  
Monsieur Yohann JOURDY (MCU-PH)

- **MICROBIOLOGIE ET MYCOLOGIE FONDAMENTALE ET APPLIQUEE AUX BIOTECHNOLOGIES INDUSTRIELLES**

Monsieur Frédéric LAURENT (PU-PH)  
Madame Florence MORFIN (PU-PH)  
Madame Veronica RODRIGUEZ-NAVA (PR)  
Monsieur Didier BLAHA (MCU-HDR)  
Madame Ghislaine DESCOURS (MCU-PH)  
Monsieur Alexandre GAYMARD (MCU-PH)  
Madame Anne DOLEANS JORDHEIM (MCU-PH-HDR)  
Madame Emilie FROBERT (MCU-PH)  
Monsieur Jérôme JOSSE (MCU)  
Madame Floriane LAUMAY (MCU)

- **PARASITOLOGIE, MYCOLOGIE MEDICALE**

Monsieur Philippe LAWTON (PR)  
Madame Nathalie ALLIOLI (MCU)  
Madame Samira AZZOUZ-MAACHE (MCU-HDR)

## **DEPARTEMENT PEDAGOGIQUE DES SCIENCES BIOMEDICALES B**

- **BIOCHIMIE – BIOLOGIE MOLECULAIRE - BIOTECHNOLOGIE**

Madame Pascale COHEN (PR)  
Madame Caroline MOYRET-LALLE (PR)  
Madame Emilie BLOND (MCU-PH)  
Monsieur Karim CHIKH (MCU-PH)  
Madame Carole FERRARO-PEYRET (MCU-PH-HDR)  
Monsieur Anthony FOURIER (MCU-PH)  
Monsieur Boyan GRIGOROV (MCU-HDR)  
Monsieur Alexandre JANIN (MCU-PH)  
Monsieur Hubert LINCET (MCU-HDR)  
Monsieur Olivier MEURETTE (MCU-HDR)  
Madame Angélique MULARONI (MCU)  
Madame Stéphanie SENTIS (MCU)  
Monsieur Jordan TEOLI (AHU)

- **BIOLOGIE CELLULAIRE**

Madame Bénédicte COUPAT-GOUTALAND (MCU)

Monsieur Michel PELANDAKIS (MCU-HDR)

## **INSTITUT DE PHARMACIE INDUSTRIELLE DE LYON**

Madame Marie-Alexandrine BOLZINGER (PR)

Monsieur Philippe LAWTON (PR)

Madame Sandrine BOURGEOIS (MCU)

Madame Marie-Emmanuelle MILLION (MCU)

Madame Alexandra MONTEBAULT (MCU)

Madame Angélique MULARONI (MCU)

Madame Marie-Françoise KLUCKER (MCU-enseignant contractuel temps partiel)

Madame Valérie VOIRON (MCU-enseignant contractuel temps partiel)

**PR :** Professeur des Universités

**PU-PH :** Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

**PHU :** Praticien hospitalo-universitaire

**MCU :** Maître de Conférences des Universités

**MCU-PH :** Maître de Conférences des Universités-Praticien Hospitalier

**HDR :** Habilitation à Diriger des Recherches

**AHU :** Assistant Hospitalier Universitaire

**ATER :** Attaché temporaire d'enseignement et de recherche

## Remerciements

À monsieur *Jérémie Pourchez*,

Je te remercie de m'avoir proposée ce sujet et de m'avoir encadrée tout le long du projet que ce soit lors des manipulations au labo du CIS, de la rédaction de l'article ou de la thèse. Merci pour ta confiance et ton investissement.

À monsieur *Xavier Armoiry*,

Je vous remercie d'avoir accepté d'être président de mon jury de soutenance et de me faire l'honneur d'évaluer mon travail.

À monsieur *Cyril Pailler-Mattei*,

Je vous remercie d'avoir accepté d'être mon tuteur pédagogique. J'ai beaucoup appris tout au long de ce double cursus dont vous êtes le responsable de filière et je mesure la chance d'avoir pu en faire part.

À monsieur *Najib Fourdaous*,

Merci d'avoir accepté de faire partie de mon jury de soutenance et d'évaluer mon travail.

À *Lara Leclerc, Paul Verhoeven, Florence Grattard et Martin Fayolle*,

Merci d'avoir relu mon manuscrit, de m'avoir encadrée lors de ce projet et de m'avoir aidée pour la soumission de l'article au journal. Les manipulations au labo du CIS et au labo d'hygiène n'auraient pas pu avoir lieu sans vous.

À *Lucie, Emilie, Rémy et Stéphanie*,

Merci de m'avoir accueillie au labo d'hygiène et de m'avoir transmis tout votre savoir

concernant la filtration sur membrane. Encore merci pour votre disponibilité et vos conseils.

*À notre quatuor de pharma,*

*Emma E*, mon binôme d'aventure et ma pompom girl préférée. J'ai vécu mes plus belles péripéties avec toi que ce soit France ou en Corée du Sud ! Merci pour tes conseils et ta bonne humeur.

*Manon*, mon acolyte de TP pharma. Qu'est-ce que j'ai pu rire avec toi pendant toutes ces années, je n'oublierai jamais nos moments en amphitheâtre où j'ai toujours pu compter sur toi. Merci pour ta confiance et ton soutien à toute épreuve.

*Sarah*, mon amie de toujours, depuis ce premier ED de chimie organique. Tu es une personne formidable et je suis contente d'avoir fait ta rencontre. Merci de toujours me donner le sourire et d'être là pour moi.

*À la team des Mines*, grâce à vous, j'ai passé les plus belles années à Saint-Etienne.

*Cyrille*, toujours là pour me donner de très bons conseils. Merci pour ta franchise et ton point de vue pertinent sur tous les sujets.

*Emma C*, merci pour ta gentillesse et ta bonne humeur. Que ce soit le surf ou le Cartel, je n'ai vécu que des bons moments à tes côtés que je n'oublierai jamais.

*Marine*, merci pour ta bienveillance et ton écoute attentive. Tu as toujours été là quand j'en avais besoin.

*À mes amies d'enfance,*

*Cindy*, ma meilleure amie depuis le collège. Que de bons moments partagés toutes ces années. Tu as toujours été là et notre amitié n'est pas près de s'arrêter.

*Léa*, depuis l'école de musique en primaire à aujourd'hui, j'ai toujours pu compter sur toi. Merci pour ta pertinence et tes conseils.

*Noémie*, ma plus ancienne amie. Merci pour ton écoute et ta bienveillance à mon égard. Tu as toujours les mots pour me rassurer et me donner la motivation en toutes circonstances.

*Orane*, mon ingé-agro préférée, merci pour tes conseils et ta bienveillance.

*À Magda,*

Merci de ton soutien et de ton amitié qui me sont très précieux.

*À mes parents,*

Merci de m'avoir soutenue tout le long de mes études, j'ai toujours pu compter sur vous dans tous les moments de ma vie. Je ne vous remercierai jamais assez pour tout ce que vous avez fait pour moi.

*À Evelyne,*

Merci de me repousser dans mes retranchements et d'être toi. Tu as toujours été là pour moi et je suis très fière de t'avoir comme sœur.

## Table des matières

1.	Introduction .....	17
2.	Contexte.....	20
2.1.	Historique de l'utilisation des masques de protection respiratoire .....	20
2.2.	Classification et caractéristiques des masques de protection respiratoire existants .....	23
3.	Normes relatives à la performance des masques .....	28
3.1.	Norme EN 14683 :2019+AC pour les masques à usage médical .....	28
3.2.	Norme AFNOR SPEC S76-001 pour les masques à usage non médical.....	30
3.3.	Norme EN 149+A1 pour les masques FFP .....	32
4.	Mécanisme de filtration des masques .....	34
4.1.	Filtration mécanique .....	34
4.1.1.	La sédimentation par gravité et l'impaction inertielle .....	35
4.1.2.	L'interception et la diffusion.....	36
4.2.	Filtration électrostatique .....	37
5.	Passage des micro-organismes à travers les masques .....	39
5.1.	Passage actif.....	39
5.2.	Passage passif .....	40
6.	Contexte de l'étude.....	42
7.	Article .....	43
7.1.	Introduction.....	45
7.2.	Material and method .....	49
7.2.1.	Face masks .....	49
7.2.2.	Simulator of mask wearing .....	52
7.2.3.	Microbiological procedures .....	54
7.2.4.	Experimental protocol for investigating the influence of wearing conditions.....	54
7.2.5.	Mask cutting and filtration .....	56
7.2.6.	Statistical analysis .....	57
7.3.	Results.....	57
7.3.1.	Viability test.....	57
7.3.2.	Impact of mask type and wearing conditions.....	59
7.4.	Discussion.....	62

7.5.	Conclusion .....	65
8.	Discussion approfondie de l'étude .....	67
8.1.	Impact du type de masque .....	67
8.2.	Impact de la durée de port.....	71
8.3.	Impact du cycle respiratoire.....	73
8.4.	Impact de l'ajustement du masque au visage.....	75
8.5.	Limites et perspectives.....	76
9.	Conclusion.....	78
10.	Références .....	82
11.	Annexes .....	90
11.1.	Protocole de manipulation pour la simulation du port de masque sur une réplique anatomique des voies aériennes supérieures.....	90
11.2.	Protocole de préparation de la souche bactérienne de <i>S. epidermidis</i> RP62a (STAH43) .....	96
11.3.	Protocole de filtration sur membrane .....	99

## Liste des abréviations

AFNOR : Association Française de Normalisation

ANSM : Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé

BFE : Bacterial Filtration Efficiency (Efficacité de filtration Bactérienne)

CE : Conformité Européenne

CFU : Colony Forming Unit (Unité Formant Colonie)

DGA : Direction Générale de l'Armement

DP : Differential Pressure

EFB : Efficacité de Filtration Bactérienne

EFP : Efficacité de Filtration Particulaire

EN : Europäische Norm (norme européenne)

EPI : Équipement de Protection Individuelle

FFP : Filtering Face Piece

IFTH : Institut français du Textile et de l'Habillement

MPPS : Most Penetrating Particle Size (taille des particules les plus pénétrantes)

N/A : Not Applicable (non applicable)

NF : Norme française

OMS : Organisation Mondiale de la Santé

PP : Polypropylène

PSM : Poste de Sécurité Microbiologique

SARS-CoV : Severe Acute Respiratory Syndrome Coronavirus (coronavirus du syndrome respiratoire aigu sévère)

TSA : Trypticase Soy Agar (gélose tryptone soja)

UFC : Unité Formant Colonie

UNS : Usage Non Sanitaire

## Liste des figures

Figure 1 : Doctor Schnabel von Rom, Kleidung wider den Tod zu Rom, print, broadside, Nuremberg, The British Museum, London, UK, 1656.....	21
Figure 2 : Photographie montrant le port du masque durant la grippe espagnole. Sur la pancarte portée par la femme à droite est écrit "portez un masque ou allez en prison". C.Raymond. Californie, 1918.....	22
Figure 3 : (a) Masque chirurgical et (b)(c) masques textiles réutilisables (d)(e) masques FFP2 et (f) masque FFP3 d'après Fernández-Arribas.J et al., 2021 (22).....	27
Figure 4 : Principe de l'appareillage pour l'essai d'efficacité de filtration bactérienne d'après la norme EN 14683 :2019+AC (13).....	29
Figure 5 : Exemple d'appareillage réel pour essai d'efficacité de filtration bactérienne (EFB) d'après la norme EN 14683:2019+AC (13).....	29
Figure 6 : Schéma des mécanismes de filtration d'après Adanur.S et al., 2022 (24).....	35
Figure 7 : Tableau récapitulatif des forces mises en jeu lors des mécanismes de filtration d'après Wang and al., 2023 (26).....	39
Figure 8 : Description of the active (via airborne droplets) and passive (via non-airborne droplets) mechanisms of bacteria penetration capacity through the layers of a mask. Image created with BioRender.com.....	48
Figure 9 : Designation of the different layers of the mask. Here we take the example of the surgical mask which has three layers. The inner layer is the one in contact with the mouth, the outer layer is the one exposed to ambient air, and the middle layer is enclosed inside the mask. The arrow indicates the direction of air exhalation. Image created with BioRender.com.....	49

Figure 10 : Photographs of the working environment and the simulation bench (a) Mask-wearing simulation set-up (b) Experimental set-up showing of the anatomical replica of the upper airway.....	53
Figure 11 : Scheme of the location of droplets on the inner layer of the mask. ....	55
Figure 12 : Viability rate of bacteria on masks with or without wearing through the simulator. A rate of 100% corresponds to the entire dose of inoculum initially deposited on the inner layer of the mask. ....	59
Figure 13 : Graphs showing the number of CFU according to the layers of the mask during 4h (240 min) of wear (a) Impact of mask types. These results are the same as Figure 12 concerning the column “240 min with simulator” but quantified in number of colonies formed. (b) Impact of mask fit (c) Impact of breathing cycle. (d) Impact of wearing time. Results of (b), (c) and (d) were collected on the surgical mask type .....	61
Figure 14 : Effet de la charge portée par les fibres du filtre sur la capture des particules d'après Guimon. M, INRS (23).....	68

## Liste des tableaux

Table 1 : Key features of the masks tested in this study. PFE refers to Particle Filtration Efficiency and BFE refers to Bacterial Filtration Efficiency. The measurements and images for the surgical mask, CFM1 and CFM2 were taken from reference (40) . The information in the last column was obtained during our study .....	52
Table 2 : Summary of the experimental conditions investigated using the simulator of mask wearing.....	56

## 1. Introduction

Avec l'apparition de la pandémie de COVID-19, les masques de protection des voies respiratoires sont devenus un outil essentiel en santé publique. À ce titre, leur contribution à la lutte contre les maladies infectieuses respiratoires au niveau du grand public a fait l'objet d'une attention accrue, tant de la part des autorités sanitaires que de la communauté scientifique. Au fil des siècles et à travers plusieurs épidémies et pandémies qui ont surgi, le masque a été, et reste encore perçu, comme une barrière de protection efficace pour la population générale (1,2). Il a donc fait partie intégrante de la vie quotidienne de millions de personnes à travers le monde. Qu'ils soient à usage médical ou grand public, ils ont été fabriqués dans le but de limiter la transmission des agents pathogènes par voie aérienne. Néanmoins, leur performance intrinsèque et leur efficacité à limiter la propagation des infections respiratoires dépendent de nombreux facteurs : type de masque, durée d'utilisation, conditions environnementales, nature du pathogène etc. La question de leur efficacité sur le long terme et dans différents contextes d'usage constitue un défi scientifique et de santé publique majeur.

En raison de la pénurie de masques et pour satisfaire la demande extrêmement importante durant la pandémie mondiale de Covid-19, différents types de masques sont apparus tels que des masques artisanaux en tissu. Grâce à leur réutilisabilité après lavage, ces masques contribuent à diminuer la quantité de déchets générés par les masques à usage unique constitués de matière plastique tels que les masques chirurgicaux. Un enjeu environnemental est donc apparu puisque le nombre de masques à usage unique jetés représente des milliers de tonnes de déchets chaque année. Cependant, il est à remarquer que les masques à usage non sanitaire en matière textile offrent généralement une

protection amoindrie par rapport aux masques à usage médical. Les personnes utilisant les masques en tissu ont ainsi plus de risque de développer une infection que les personnes utilisant des masques à usage médical (3).

L'une des interrogations concernant les masques chirurgicaux porte sur leur capacité à maintenir leurs performances au fil du temps. Selon les recommandations officielles, il est conseillé de changer de masque toutes les quatre heures afin de maintenir une efficacité optimale. Cependant, avec les activités du porteur, la quantité de bactéries excrétée ainsi que le taux d'humidité, ce temps de port optimal pour maintenir la protection offerte par le masque peut varier. Même si de nombreuses études ont analysé l'efficacité initiale des masques, en particulier dans des contextes médicaux, peu d'entre elles ont mesuré leur performance en cours d'utilisation, notamment en condition d'utilisation prolongée ou récurrente. En outre, la question de l'amélioration de ces dispositifs médicaux, tant au niveau des matériaux que de la conception, demeure en suspens et un enjeu important.

Pour rappel, le virus du coronavirus ou appelé SARS-CoV-2 apparu en 2019 est responsable de l'infection de plus de 700 millions de personnes et a entraîné le décès de presque 7 millions de personnes dans le monde. Il a eu un impact sans précédent tant par sa rapidité de propagation et son ampleur. La réponse des différents gouvernements mondiaux était fortement attendue résultant à la mise en place d'un confinement des personnes à leur domicile sans possibilité de se déplacer ou de se rassembler dans un lieu clos. D'autres mesures de protection ont également été instaurées comme la distanciation sociale, le lavage des mains ou encore la désinfection régulière des surfaces et des lieux publics. Tout ceci a contribué à limiter la propagation du virus et le port du masque s'est

largement démocratisé que ce soit dans les pays asiatiques où cette pratique était déjà existante ou bien en Europe ou en Amérique du Nord où le port du masque n'était pas recommandé pour un usage général (4).

L'acceptation du masque s'est donc révélée imposée dans la vie de milliards de personnes mais ce ressenti diffère selon les cultures. Par exemple, dans les pays asiatiques le fait de porter un masque est généralement très courant puisque la population étant plus dense, elle est plus sujette à l'apparition de maladies infectieuses. Les personnes voulant éviter la propagation de la maladie portent donc un masque et ceci est souvent chose commune dans ces pays. En revanche, dans les pays européens par exemple, ce genre de pratique était quasiment inexistant avant l'apparition de la pandémie de COVID-19. Cette obligation a pu être perçue comme étant une entrave à la liberté et la bonne utilisation du masque que ce soit son port ou son renouvellement a ainsi pu être perturbée et diminuer l'efficacité collective de cette mesure.

Tous ces éléments ont contribué à dépeindre un nouveau paysage mondial avec l'usage démocratisé des masques et une conscience collective renforcée concernant les gestes barrières en cas d'infection respiratoires. L'évaluation de l'efficacité de performances des masques reste donc d'actualité et la question de leur effet barrière peut se poser d'autant plus que le nombre de couches de tissu ou d'autres types de matériaux à l'intérieur diffère entre les types de masques.

## 2. Contexte

### 2.1. Historique de l'utilisation des masques de protection respiratoire

Les masques de protection des voies respiratoires sont des objets dont l'existence remontent à plusieurs siècles. Cependant, ils n'ont pas toujours eu la forme que nous leur connaissons actuellement et leur usage, initialement réservé au personnel médical, s'est progressivement élargi à la population générale. En effet, au Moyen-Âge, en Europe centrale, pendant l'épidémie de peste, les médecins utilisaient des masques en forme de bec d'oiseau remplis de clous de girofles et de cannelle afin de purifier l'air qui les entourait (5). Ces masques portés par ces médecins que l'on surnommait « médecins de la peste » étaient mis à l'avant du nez et couvrait le visage (6). Une représentation d'un médecin portant ce masque peut être observée en figure 1. Avec l'émergence de la conscience sur la notion de micro-organismes et de germes introduite par Louis Pasteur au 19<sup>ème</sup> siècle ainsi que la notion d'antisepsie introduite par le chirurgien britannique Joseph Lister en 1867, l'apparition des masques sous la forme de voile de tissu couvrant le nez ainsi que la bouche s'est déroulée au cours du 20<sup>ème</sup> siècle. Lors de la pandémie de grippe espagnole de 1918-1919, le port du masque était obligatoire pour le personnel médical, les forces de l'ordre ainsi que pour l'ensemble de la population générale, malgré certaines protestations (7–9). La figure 2 représente cette obligation du port du masque sous peine d'aller en prison.

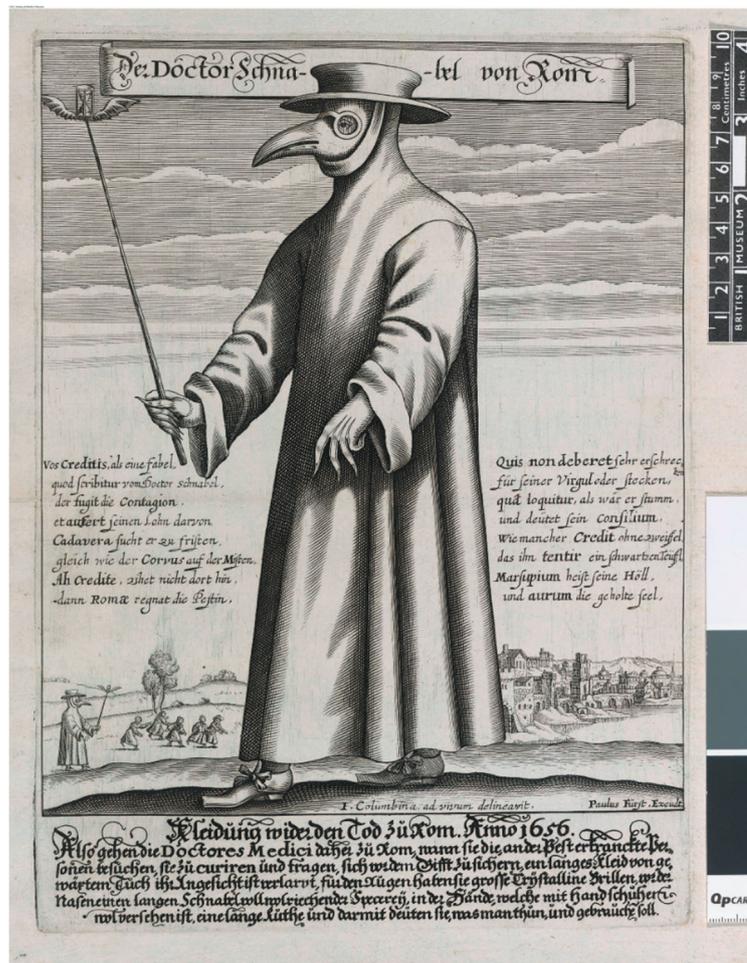


Figure 1 : Doctor Schnabel von Rom, Kleidung wider den Tod zu Rom, print, broadside, Nuremberg, The British Museum, London, UK, 1656



*Figure 2 : Photographie montrant le port du masque durant la grippe espagnole. Sur la pancarte portée par la femme à droite est écrit "portez un masque ou allez en prison". C.Raymond. Californie, 1918*

Les masques étaient utilisés principalement par les médecins lors des opérations chirurgicales avec comme fonction première d'éviter la projection de gouttelettes envers le patient. Ils étaient constitués de plusieurs couches de gaze de coton avec à l'intérieur une couche d'un matériel imperméable. La structure du masque était formée par une armature métallique. Le tissu était lavable et l'armature métallique pouvait être stérilisée permettant ainsi une réutilisation du masque (9). Ils étaient réutilisables jusqu'à l'apparition dans les années 30 des masques jetables en papier, à usage unique puis des masques composés de matériel synthétique dans les années 60. Ces masques contrairement aux masques réutilisables filtraient l'air entrant en plus de l'air sortant. Considérés comme étant plus performants, ils sont devenus la référence en termes de protection.

Ces masques qu'on appelle plus communément « masques chirurgicaux » sont dorénavant désignés comme étant le dispositif de protection de référence utilisé par le personnel médical délaissant ainsi l'usage du masque en tissu réutilisable jugé comme étant moins efficace.

Cependant, lors de l'épidémie de COVID-19, avec la pénurie de masques chirurgicaux, les masques en tissu ont connu un regain d'intérêt, notamment auprès de la population générale. Les matériaux utilisés diffèrent mais c'est principalement le coton qui compose ces masques. Préconisés pour l'ensemble de la population, ils permettent une réduction significative de la transmission de projections respiratoires (10). Un nombre conséquent de couches peut limiter cette propagation mais est néanmoins contraignant notamment au niveau de la respirabilité et du confort lors d'un effort physique par exemple (11,12).

Aujourd'hui, un nombre élevé de masques existe mais le masque de référence reste le masque chirurgical qui est un dispositif médical contrôlé en termes de normes et de niveau d'efficacité attendu (13).

## 2.2. Classification et caractéristiques des masques de protection respiratoire existants

Un dispositif médical désigne tout instrument, appareil, équipement, matière, produit (à l'exception des produits d'origine humaine), y compris les accessoires et logiciels, utilisé seul ou en association, à des fins médicales chez l'homme, et dont l'action principale voulue n'est pas obtenue par des moyens pharmacologiques, immunologiques ou métaboliques. En Europe, il existe quatre catégories de dispositif médical allant du caractère invasif le plus faible au plus élevé. La classe I est la classe la moins à risque potentiel pour la santé et regroupe par exemple les compresses, les fauteuils roulants ou

les lunettes correctrices. La classe IIa regroupe les dispositifs dont le risque potentiel pour la santé est modéré tels que les lentilles de contacts, les agrafes cutanées ou les couronnes dentaires. La classe IIb est celle attribuée aux produits de désinfection des lentilles ou préservatifs par exemple et dont le risque pour la santé est élevé. Et enfin la classe III, qui est la classe la plus à risque pour la santé, contient les implants mammaires, les stents coronaires ou encore les prothèses de hanche par exemple (14). Les masques chirurgicaux appartiennent aux dispositifs médicaux de classe I. La mise sur le marché en France de ces dispositifs médicaux nécessite l'obtention d'un marquage CE (Conformité Européenne) qui prouve que le produit est en règle par rapport aux directives européennes concernant la sécurité, la santé et la protection du consommateur. Par ailleurs, d'autres types de masques existent à l'heure actuelle comme les masques en tissu ou encore les masques FFP (Filtering Face Piece), qui cependant eux ne sont pas considérés comme étant un dispositif médical mais comme équipement de protection individuel (EPI) selon le règlement européen 2016/425. Nous pouvons catégoriser en deux groupes les usages des masques : les masques à usage médical et les masques à usage non médical. Les masques à usage médical regroupent différentes catégories de masque avec différents degrés d'efficacité de filtration.

Tout d'abord, nous retrouvons les masques chirurgicaux qui sont des masques considérés comme un dispositif médical et sont les plus répandus à travers le monde que ce soit dans le milieu médical ou dans la population générale. Ils sont soumis au règlement européen 2017/745 et la norme européenne EN 14683 :2019+AC (13). Initialement, ils ont pour but de réduire la propagation de projections émises par le porteur envers l'environnement et ont également comme utilité de protéger le porteur d'éventuelles projections provenant de l'extérieur. Ils se composent trois couches de fibres de polypropylène non tissées. Le polypropylène est un type de plastique très utilisé pour ses

propriétés de filtration, de résistance aux fluides et de confort. Trois types de masques à usage médical existent. Ils sont différenciés en fonction de leur efficacité de filtration des bactéries en suspension dans l'air (EFB) et de leur pression différentielle (DP) (15) :

- Type I : avec une efficacité de filtration bactérienne supérieure à 95% d'un aérosol de taille moyenne de 3  $\mu\text{m}$ .
- Type II : avec une efficacité de filtration bactérienne supérieure à 98% d'un aérosol de taille moyenne de 3  $\mu\text{m}$ .
- Type IIR : avec une efficacité de filtration bactérienne supérieure à 98% d'un aérosol de taille moyenne de 3  $\mu\text{m}$  et qui résiste aux éclaboussures (d'où l'ajout de la lettre R).

Le type I est généralement utilisé pour des patients dans le but de réduire le risque de propagation des infections dans un contexte d'épidémie ou de pandémie. Le masque de type II est utilisé par des professionnels de santé lors d'actes chirurgicaux au bloc opératoire par exemple.

Ensuite, les masques FFP ne sont pas des masques à usage médical. Ce sont des masques de protection respiratoire de niveau élevé qui sont régis par la norme NF EN 149+A1 (16). Leur utilisation est applicable conformément à la Directive 89/686/CEE relative aux équipements de protection individuelle (EPI) (15,16).

Ils sont divisés en trois classes :

- FFP1 : filtration d'au moins 80% des aérosols de taille moyenne 0.6  $\mu\text{m}$  (avec une fuite totale vers l'intérieur inférieure à 22%)
- FFP2 : filtration d'au moins 94 % des aérosols de taille moyenne 0.6  $\mu\text{m}$  (avec une fuite totale vers l'intérieur inférieure à 8%)

- FFP3 : filtration d'au moins 99% des aérosols de taille moyenne 0.6  $\mu\text{m}$  (avec une fuite totale vers l'intérieur inférieure à 2%)

Les masques FFP peuvent présenter ou non une valve respiratoire protégeant les porteurs des agents infectieux extérieurs.

Les masques à usage non médical regroupent tous les masques fabriqués à partir de matériau textile. Ils ne sont pas considérés comme étant des dispositifs médicaux mais sont régis par la norme AFNOR SPEC S76-001 (17). Nous retrouvons deux catégories de masques à usage non médical ou plus communément appelés « usage non sanitaire » (UNS) : UNS1 et UNS2. L'Institut français du Textile et de l'Habillement (IFTH) et la Direction Générale de l'Armement (DGA) dans son rapport du 25 mars 2020 établissent les protocoles et les méthodes d'essai des masques AFNOR S76-001 UNS 1 et 2 (18):

- UNS1 : l'efficacité de filtration particulaire pour les particules de 3  $\mu\text{m}$  est supérieure à 90%. Ces masques sont destinés à prévenir la projection de gouttelettes pour les professionnels rencontrant de nombreuses personnes lors de leur activité comme les hôtes et hôtesse de caisses ou encore les forces de l'ordre. L'usage de ces masques auprès de patients est cependant déconseillé.
- UNS2 : l'efficacité de filtration particulaire pour les particules de 3  $\mu\text{m}$  est supérieure à 70%. Ces masques de protection sont à visée collective pour protéger l'ensemble d'un groupe portant ces masques.

Ces masques sont lavables et peuvent être réutilisés au moins 5 fois pour être certifiés UNS1 ou 2. La durée de port est limitée à quatre heures. Ainsi, un port supérieur à cette durée ne garantit pas une efficacité complète de ces masques.

Lors de l'épidémie de COVID-19, les masques textiles « artisanaux » se sont largement répandus au sein de la population générale avec une grande variabilité de composition ainsi que de nombre de couches. Cette solution a été l'un des moyens mis en place dans

l'urgence pour lutter contre la propagation de l'épidémie dans la population générale. Les différents masques textiles existants sont composés majoritairement en coton et sont formés de deux ou trois couches généralement issues du même composant.

De plus, afin d'augmenter l'efficacité des masques dans la lutte contre la propagation des micro-organismes, des molécules antibactériennes et antivirales ont été ajoutées à leur surface. Nous pouvons notamment citer l'argent, le cuivre, le zinc et le graphène qui sont les matériaux les plus utilisés (19–21). Ces molécules vont ainsi inhiber la prolifération des micro-organismes et ainsi permettre de protéger le porteur de leur potentielle inhalation et les personnes environnantes de potentielles projections. Une représentation de ces masques se trouve en figure 3.



**Figure 3 : (a) Masque chirurgical et (b)(c) masques textiles réutilisables (d)(e) masques FFP2 et (f) masque FFP3 d'après Fernández-Arribas.J et al., 2021 (22)**

### 3. Normes relatives à la performance des masques

#### 3.1. Norme EN 14683 :2019+AC pour les masques à usage médical

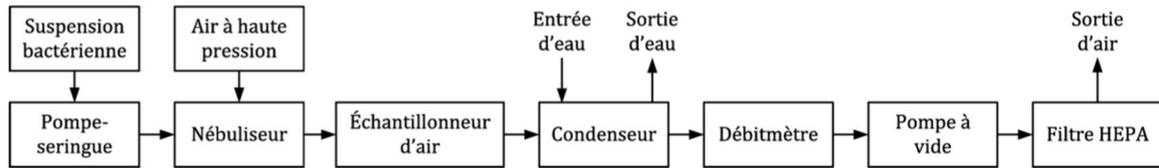
Les masques à usage médical sont soumis à la norme européenne EN 14683 :2019+AC :2019 en ce qui concerne leur exigence de fabrication, de conception et de performance. Selon cette norme, le masque médical est un dispositif médical composé d'une couche filtrante enclavée entre des couches de non-tissé. Il doit s'ajuster de manière correcte au niveau du nez, de la bouche et du menton de la personne qui le porte.

Concernant les exigences de performances, le test d'efficacité de filtration bactérienne (EFB) est un moyen de mesurer la performance de filtration de ces masques. Il mesure l'efficacité des matériaux constituant le masque comme barrière contre la pénétration bactérienne.

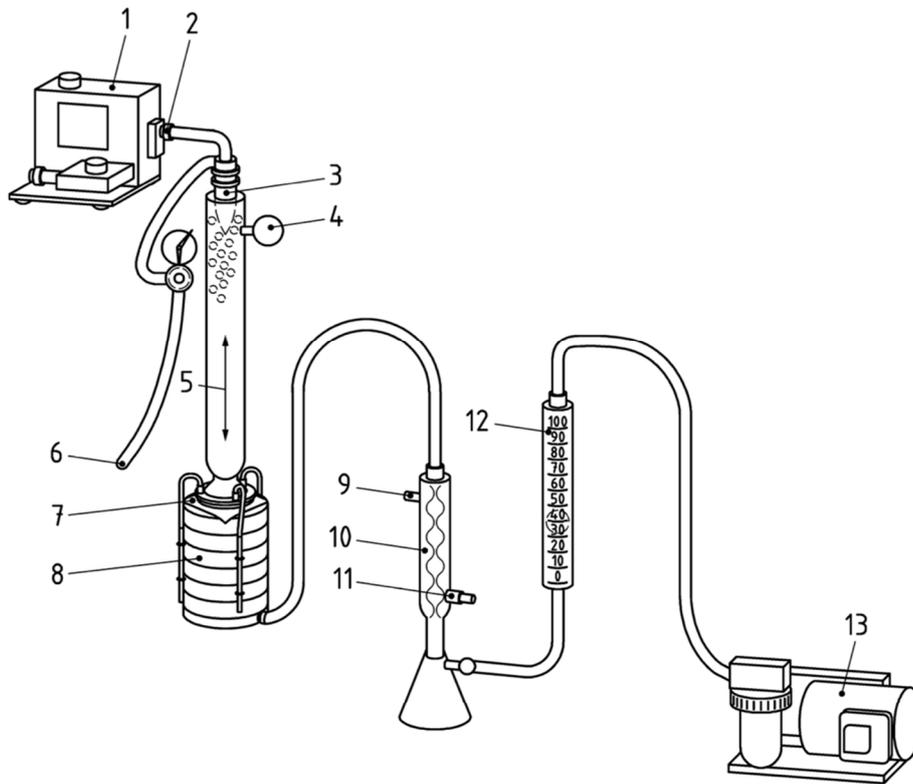
Le principe de ce test consiste à tout d'abord fixer un échantillon du matériau du masque entre un impacteur en cascade à six étages et une chambre aérosol. Les six étages de l'impacteur en cascade sont séparés par un plateau percé de trous de différentes sections. Ces trous sont plus larges dans les étages supérieurs, mais plus étroits dans la partie inférieure de l'impacteur. Par conséquent, les particules de petite taille se retrouvent dans les étages les plus inférieurs. Une quantité connue de bactérie *Staphylococcus aureus* est nébulisée pendant une minute via la chambre aérosol et aspirée sous vide à travers l'échantillon du masque et l'impacteur en cascade. Chaque étage est équipé d'une boîte de Pétri contenant une boîte de gélose afin que les colonies de bactéries puissent se développer. Le nombre de colonies formées au sein des différents étages de l'impacteur est comptabilisé témoignant ainsi de l'efficacité de filtration du matériau constituant le masque en fonction de la taille de la particule. L'EFB est exprimée en pourcentage du

nombre d'unités formant colonie (UFC) présentes dans l'aérosol de l'inoculum. Le fonctionnement du test avec l'ensemble des appareils utilisés est résumé dans la figure 4.

Un schéma du montage est représenté en figure 5.



**Figure 4 : Principe de l'appareillage pour l'essai d'efficacité de filtration bactérienne d'après la norme EN 14683 :2019+AC (13)**



**Légende**

- |                                 |                               |
|---------------------------------|-------------------------------|
| 1 mécanisme d'entraînement      | 8 impacteur en cascade        |
| 2 suspension bactérienne        | 9 sortie vers l'évier         |
| 3 nébuliseur                    | 10 condenseur                 |
| 4 filtre                        | 11 entrée d'eau froide        |
| 5 chambre aérosol               | 12 débitmètre étalonné        |
| 6 source d'air à haute pression | 13 compresseur (pompe à vide) |
| 7 échantillon pour essai        |                               |

**Figure 5 : Exemple d'appareillage réel pour l'essai d'efficacité de filtration bactérienne (EFB) d'après la norme EN 14683:2019+AC (13)**

Deux témoins positifs qui consistent à nébuliser la bactérie sans masque filtrant sont effectués. Un témoin négatif où aucune bactérie n'est nébulisée est également effectué.

D'après la norme, le calcul de l'EFB s'exprime par :

$$\text{EFB} = \frac{C - T}{C \times 100}$$

Avec C, la moyenne des totaux du dénombrement des colonies sur les boîtes des deux processus témoins positifs et T, le total du dénombrement des colonies sur les boîtes pour l'échantillon.

Par ailleurs, la respirabilité est également un critère important permettant de mesurer la performance d'un masque. Le test qui l'évalue est la mesure de la pression différentielle. La différence de pression à travers le masque est évaluée dans des conditions spécifiques de débit d'air, de température et d'humidité. Nous pouvons également citer les exigences de résistance aux projections qui statue sur la capacité d'un masque à résister à la pénétration de sang synthétique à une pression donnée et la propreté microbienne où la charge microbienne est mesurée. Ce sont des critères à prendre en compte lors de l'évaluation d'un masque pour qu'il puisse se conformer aux exigences de la norme. Les protocoles des tests dédiés à l'évaluation de ces paramètres existent et se trouvent au sein de la norme EN 14683 :2019+AC.

### 3.2. Norme AFNOR SPEC S76-001 pour les masques à usage non médical

En raison d'une propagation rapide du virus COVID-19 et d'une pénurie de masques

chirurgicaux en France, la fabrication de masques à usage non médical a rapidement été mise en place. Cependant, leur fabrication n'était pas officiellement réglementée. La norme AFNOR SPEC S76-001, publiée le 27 mars 2020, recense toutes les spécificités associées aux masques à usage non médical, que nous pouvons également nommer « masque barrière ». Les exigences minimales, les méthodes d'essais, de confection et d'usage sont listées dans ce document. Ces indications ne concernent pas les masques utilisés par le personnel médical comme les masques chirurgicaux ou FFP2 et ils ne sont pas considérés comme des EPI. Ils ne sont donc pas concernés par la réglementation européenne UE/2017/745 (pour les dispositifs médicaux) et UE/2016/425 (pour les EPI). L'usage des masques barrières est réservé aux personnes saines ne présentant pas de signes cliniques d'infection et n'étant pas en contact avec des personnes malades. Leur durée de port est de manière générale plus limitée par rapport aux masques à usage médical. Cependant, la conception des masques barrière est telle qu'elle permet leur réutilisation si le masque est retiré et stocké dans un environnement propre tel un sac plastique par exemple ou bien si le masque est lavé. La durée maximale d'utilisation est limitée à quatre heures pour une seule journée. Une résistance à cinq lavages au minimum est préconisée. L'exigence concernant la capacité de filtration des particules au sein de la couche des masques est soumise au rapport de la DGA pour les masques UNS1 et 2 (17). Afin de mesurer cette efficacité de filtration, le masque ou le matériau est découpé à l'emporte-pièce pour obtenir un disque de 48 mm de diamètre. Celui-ci est disposé dans une veine contenant un aérosol de poudre de Holi polydisperse. Les concentrations d'aérosols dans la veine ainsi que dans le flux traversant l'échantillon de l'intérieur vers l'extérieur sont mesurées. Le résultat communiqué correspond au pourcentage de particules de diamètres 3 micromètres retenus par le matériau.

Le calcul de l'efficacité de filtration est :

$$E = 1 - \frac{C_{aval}}{C_{amont}}$$

La lettre C désigne la concentration d'aérosol de poudre.

L'efficacité de filtration peut également être évaluée selon la norme NF EN 13274-7 pour la méthode d'essai au chlorure de sodium et à l'huile de paraffine. De plus, la respirabilité est mesurée à l'aide d'un perméabilimètre sur un échantillon de 20 cm<sup>2</sup> du masque. Un débit minimal de respirabilité de 96 L.m<sup>-2</sup>.s<sup>-1</sup> est imposé.

Il faut également savoir que le port du masque barrière ne dispense pas l'utilisateur de l'application des mesures barrières telle que la distanciation sociale et le lavage des mains régulier. L'aération des pièces pendant 10 minutes toutes les heures ou bien le mouchage du nez dans un mouchoir à usage unique sont également des mesures recommandées afin d'éviter la transmission des agents pathogènes. Ces gestes barrières ont été recensés par le ministère de la santé et de la prévention lors de l'épidémie de COVID-19.

Les matériaux recommandés pour la confection de ces masques barrières sont le coton, la viscose, le polyamide, le polyester et le polypropylène. Pour pouvoir être accrédités de la norme AFNOR SPEC S76-001, les masques doivent être soumis aux laboratoires notifiés pouvant réaliser ces essais. Une liste est fournie en annexe de la norme.

### 3.3.Norme EN 149+A1 pour les masques FFP

La norme européenne 149+A1 est le document de référence concernant les demi-masques filtrants contre les particules utilisés comme appareils de protection respiratoire. Leur

fonctionnement se base sur une épuration de l'air ambiant contaminé. Ils sont considérés comme EPI et non comme dispositif médical puisqu'ils sont conçus pour protéger le porteur contre les particules environnementales et non pour une utilisation médicale directe. Un demi-masque filtrant couvre le nez, la bouche et le menton et peut avoir dans sa composition une ou plusieurs soupapes inspiratoires et/ou expiratoires. Le matériau le composant est filtrant ou contient un filtre. On parle alors de « pièce faciale filtrante » (FFP). L'air est expiré directement dans l'environnement par le biais du matériau filtrant ou la soupape expiratoire. Nous parlons ainsi de « ventilation libre » lorsque le passage de l'air au travers du filtre s'effectue uniquement via les échanges respiratoires du porteur de l'appareil (23). Une protection contre les aérosols solides et liquides est prévue à cet effet. Comme énoncé précédemment, il existe trois classes d'appareils classés selon leur efficacité de filtration et leur fuite totale vers l'intérieur maximale : FFP1, FFP2 et FFP3. Cette fuite totale vers l'intérieur résulte de la conjugaison de la pénétration du filtre et de la fuite au visage de la pièce faciale (étanchéité du masque). Elle correspond à la pénétration totale des aérosols par le filtre et les joints faciaux.

Le calcul pour mesurer la fuite totale vers l'intérieur est :

$$\text{Fuite totale vers l'intérieur} = \frac{\text{Concentration du contaminant à l'intérieur de la pièce faciale}}{\text{Concentration du contaminant à l'extérieur de la pièce faciale}}$$

Les performances de filtration sont définies dans la norme NF 149 + A1 vis-à-vis d'un aérosol de chlorure de sodium composé de particules dont le diamètre médian en masse est de 0,6 µm et vis-à-vis d'un aérosol d'huile de paraffine dont le diamètre médian de Stokes est de 0,4 µm. Le diamètre de Stokes correspond au diamètre d'une sphère ayant la même vitesse de sédimentation dans un fluide qu'une particule réelle en prenant en compte la densité de la particule et la viscosité du fluide.

Les appareils de protection respiratoire peuvent être à usage unique ou réutilisables. La réutilisation n'est conditionnée que si le fabricant a spécifié des produits et des méthodes de nettoyage et de désinfection et que cela est notifié avec la lettre « R » pour « réutilisable ». Les masques non réutilisables sont spécifiés par les lettres « NR ». La teneur en dioxyde de carbone généré à la suite de l'expiration ne doit pas excéder une moyenne de 1% (en volume).

Des tests concernant la pénétration du matériau filtrant, la compatibilité avec la peau, l'inflammabilité doivent également être effectués. Si des soupapes respiratoires sont présentes, celles-ci doivent être protégées contre toutes salissures ou dommages mécaniques ainsi qu'à l'effort de traction si la soupape est fixée à la jupe du masque. De plus, les trois catégories de masques doivent avoir une résistance respiratoire adéquate en fonction de leur catégorie.

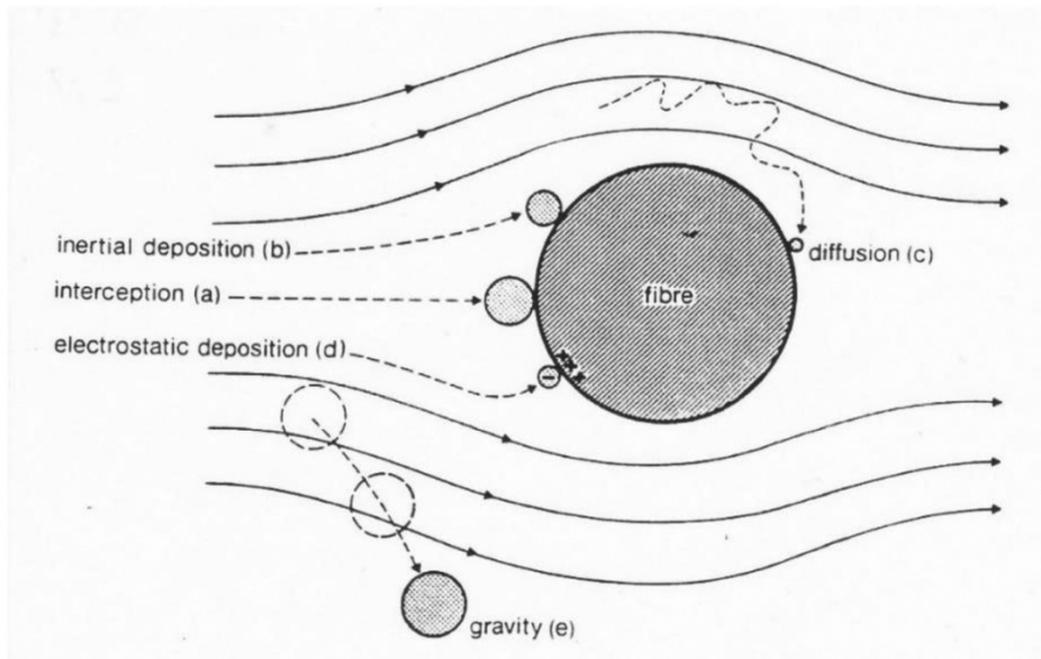
Les masques réutilisables sont soumis au test de colmatage et après colmatage les résistances respiratoires pour un débit continu à 95 l/min des masques FFP1, FFP2 et FFP3 à soupapes ne doivent pas dépasser 4 mbar, 5 mbar et 7 mbar respectivement. Pour les masques sans soupapes, les résistances maximales sont pour les masques FFP1, FFP2 et FFP3 de 3 mbar, 4 mbar et 5 mbar.

## 4. Mécanisme de filtration des masques

### 4.1. Filtration mécanique

La sédimentation par gravité, la collision/impaction inertielle, l'interception, la diffusion sont les différents mécanismes de filtration des particules biologiques à travers les couches des masques (24). Ils sont qualifiés comme étant des phénomènes mécaniques

contrairement à la filtration électrostatique. La figure 6 schématise ces différents mécanismes de filtration des aérosols.



**Figure 6 : Schéma des mécanismes de filtration d'après Adanur.S et al., 2022 (24)**

#### 4.1.1. La sédimentation par gravité et l'impaction inertielle

La sédimentation par gravité est un phénomène se produisant pour les particules qui possèdent une taille se situant entre 1 et 10  $\mu\text{m}$  avec une forte densité et où une faible densité de flux d'air est présente. Au fur et à mesure que l'air s'écoule, les grosses particules sont déposées sur le tissu par gravité et aucune interaction entre la particule et la fibre du masque ne se produit. Il faut savoir que les effets de la gravité sont négligeables pour les éléments de taille inférieure à 0,5  $\mu\text{m}$ .

L'impaction inertielle se produit lorsque l'inertie de la particule est supérieure à celle de la fibre du masque. Elle est retrouvée majoritairement pour les particules de taille supérieure à 1  $\mu\text{m}$ , de vitesse et de densité importante. En raison d'une grande inertie de

la particule, celle-ci dévie de la trajectoire du flux d'air et rentre en collision directement avec la fibre du masque. Plus l'inertie et la taille des particules augmentent, plus le nombre de particules capturées croît. Ce phénomène peut également être négligé pour les nanoparticules et les particules ultrafines (25–27).

Le nombre de Stokes (St) est un facteur déterminant concernant l'impaction inertielle et

s'exprime par  $St = \frac{\rho_p d_p^2 U}{18\mu d_f}$  avec  $\rho_p$  la densité de la particule,  $d_p$  le diamètre de la particule,

$\mu$  la viscosité dynamique du fluide dans lequel la particule circule,  $U$  la vitesse d'écoulement et  $d_f$  le diamètre de la fibre du masque (28).

#### 4.1.2. L'interception et la diffusion

Contrairement à l'impaction inertielle, l'interception est un phénomène où la particule suit les lignes de flux d'air. Elle se produit pour les particules de taille inférieure à  $0,6 \mu\text{m}$  dont la vitesse est faible. Les particules sont interceptées par les fibres filtrantes lorsque la distance qui les sépare est inférieure au rayon de la particule. Les forces mises en jeu sont celles de Van der Waals et ici la vitesse ne joue pas un rôle prédominant mais c'est plutôt la taille des particules qui est importante. Le paramètre d'interception donné par  $R = \frac{R_p}{R_f}$  avec  $R_p$  le rayon de la particule et  $R_f$  le rayon de la fibre est déterminant lors de ce phénomène (29).

Par ailleurs, l'effet de tamisage fait également partie du phénomène d'interception où les particules ont un diamètre supérieur à l'espace entre deux fibres et ne peuvent donc pas passer mimant ainsi l'action mécanique d'un tamis (30).

La diffusion impacte les particules de taille inférieure à  $0,1 \mu\text{m}$ . Elle se caractérise par

des mouvements Browniens. Les particules ne se déplacent pas le long du flux d'air mais entrent en collision aléatoirement entre elles. Elles ont donc plus de probabilité de se fixer aux fibres du masque. Plus la taille des particules ou la vitesse diminue, plus le taux de diffusion est important et par conséquent un temps de rétention plus élevé peut être observé.

Le nombre de Péclet de la fibre est déterminant lors de ce phénomène avec  $Pe = \frac{dfU}{D}$  (avec  $df$  le diamètre de la fibre,  $U$  la vitesse d'écoulement et  $D$  le coefficient de diffusion). Ce nombre représente le rapport du transfert par convection et du transport par diffusion.

Les masques en fibres de coton composés de plusieurs couches se caractérisant par des pores croisés permettant ainsi une capture plus facile des particules de grosse taille (26). Le diamètre des fibres et les pores étant de taille plus importante que les masques chirurgicaux, ils sont généralement connus pour être moins efficaces en termes de filtration.

## 4.2. Filtration électrostatique

Lorsque deux entités sont de charges opposées, il se produit un phénomène d'attraction électrostatique. Cela peut concerner des particules de grande ou de petite taille et de vitesse similaire à celle de la respiration. Les filtres sont composés de matériau de charges opposée aux particules afin que celles-ci soient directement fixées à elles. Les filtres chargés utilisant la fixation électrostatique sont désignés sous le terme de filtres à électrets. Nous pouvons citer le masque chirurgical, N95 et les masques respiratoires filtrants qui utilisent cette filtration électrostatique en plus de la filtration mécanique (31).

Les masques chirurgicaux sont fabriqués à l'aide la technique de fusion-soufflage qui se caractérise par l'injection de charges électriques au sein du matériau permettant de créer un champ électrique quasi-permanent. Une différence de charge se crée entre les particules et le matériau. Cette méthode assure ainsi une rétention des particules par le biais d'une force électrostatique (24,32). Cependant, plus la vitesse augmente et moins la fixation des particules se fait. Il a également été démontré que ces fibres non tissées étaient plus efficaces en termes de filtration et de rétention des particules par rapport aux filtres à fibres traditionnels (33,34). Plus les fibres des masques sont chargées et moins les particules passent à travers (35).

Ainsi, les forces électrostatiques peuvent considérablement améliorer l'efficacité de filtration d'un filtre de type fibreux. Cela est notamment efficace pour la capture de particules de taille située entre  $0,15\ \mu\text{m}$  à  $0,5\ \mu\text{m}$  et pour les nanoparticules qui ont une faible vitesse. Ainsi, plus la taille des particules diminue et plus ce phénomène de filtration est mis en jeu (36). Il faut savoir que le rapport entre le volume total de toutes les fibres d'un filtre et le volume du filtre, appelé densité de tassement est de l'ordre de 1 à 15%. Un filtre chargé possède une densité de tassement plus faible. Le matériau le plus utilisé possédant des propriétés électrostatiques pour les masques sont le polypropylène que l'on retrouve dans les masques chirurgicaux (37). Concernant les masques en tissu, il a été démontré que les matériaux les plus chargés permettaient une augmentation de l'efficacité de filtration (38).

Un tableau récapitulatif des forces mises en jeu lors des différents mécanismes de filtration est présenté en figure 7. L'ensemble de tous ces mécanismes forme l'efficacité de filtration d'une fibre du masque.

Mechanism	Particles Size Range	Main Force
Gravity sedimentation	1–10 $\mu\text{m}$	The force of gravity
Inertial impaction	>1 $\mu\text{m}$ or larger	Inertia force
Diffusion	<0.2 $\mu\text{m}$ (20 nm–400 nm)	Concentration gradient
Interception	<0.6 $\mu\text{m}$	Van der Waals force
Electrostatic attraction	Large or small size	Electrostatic attraction

*Figure 7 : Tableau récapitulatif des forces mises en jeu lors des mécanismes de filtration d'après Wang and al., 2023 (26)*

## 5. Passage des micro-organismes à travers les masques

### 5.1. Passage actif

Le mot « aérosol » désigne toute suspension de particules, qu'elles soient solides ou liquides, présentes dans un milieu contenant du gaz et dont la vitesse de chute est négligeable. Ces suspensions peuvent contenir des particules biologiques telles que des virus ou des bactéries. On les appelle alors bioaérosols (23).

Le terme « gouttelette aéroportée » est utilisé pour définir le mode de transmission par l'air d'un pathogène. Il est important de faire la distinction entre la propagation par gouttelettes aéroportées et non aéroportées. Généralement, la transmission d'un pathogène se fait de manière directe par le biais d'un contact avec une personne infectée ou bien de manière indirecte par le contact avec un objet ou surface ayant été en contact avec ces gouttelettes contenant le virus ou la bactérie. Les gouttelettes aéroportées sont de petite taille et peuvent parcourir jusqu'à plusieurs dizaines de mètres sur de longues distances dans l'air intérieur (39). Les plus lourdes et volumineuses gouttelettes que l'on nomme « non aéroportées » tombent rapidement au sol et se déposent à proximité du point d'émission. Leur potentiel infectieux est ainsi plus limité puisqu'un contact rapproché est

nécessaire.

La manière dont les particules sont déposées à travers le filtre d'un masque joue un rôle majeur dans leur passage. Un premier mécanisme de filtration que nous allons nommer « filtration directe » existe et celui-ci dépend de la taille des particules et de leur vitesse. Plus la vitesse augmente et plus le passage des particules se fait de manière immédiate. La taille du pathogène (virus ou bactérie) est négligeable car c'est celle des gouttelettes qui les transportent qui joue un rôle majeur. La taille du vecteur est donc le facteur déterminant (40). La toux, le fait de parler ou encore éternuer sont également considérés comme un moyen de propagation actif des bactéries. Le test EFB est le parfait exemple de l'évaluation du passage actif des bactéries puisque celles-ci sont nébulisées de manière continue et active pendant une minute à travers la surface d'un masque. Le débit utilisé est de 28,3 L/min ce qui fait que ces particules acquièrent une vitesse non nulle. Le passage ou non des bactéries aéroportées à travers la couche filtrante se fait de manière immédiate.

## 5.2. Passage passif

Le passage passif ou « filtration passive » des vecteurs contenant les micro-organismes est le second mécanisme de filtration. Il se caractérise par une accumulation dans le temps du nombre de micro-organismes à la surface du masque permettant le passage des particules à travers les couches. Le seuil de saturation étant dépassé, plus le nombre de bactéries augmente au cours du temps, plus elles ont de probabilité de passer. Nous parlons dans ce cas de figure de particules non aéroportées puisqu'elles ne sont pas projetées dans l'air mais qu'elles sont directement apposées sur le feuillet du masque. Ce

mécanisme est appelé passif puisque qu'aucune action de projection n'est mise en jeu et les particules ne sont pas aérosolisées. Par exemple, le dépôt de particules par le biais de la respiration est considéré comme étant un mécanisme passif puisqu'il n'est pas effectué de manière active. Le flux d'air n'a pas de vitesse élevée contrairement à un éternuement où des gouttelettes peuvent être projetées sur plusieurs mètres par exemple.

L'accumulation de bactéries sur le masque se produit sur une durée d'exposition longue (40). Elle se déroule majoritairement au sein de la surface interne du masque avec une quantité de bactéries retrouvées en plus grand nombre du côté interne par rapport au côté externe sur les masques chirurgicaux (41). Le sens de migration est donc de l'intérieur à l'extérieur et peut s'expliquer par le sens de l'expiration du porteur même si une migration des particules provenant de l'environnement partant du feuillet externe au feuillet interne est possible. De plus, un effet de gravité peut s'exercer dû à l'accumulation de micro-organisme si un masque préalablement porté est posé sur une surface plane favorisant ainsi le passage.

Actuellement, aucune quantification du passage passif des bactéries à travers les couches des masques n'a été réalisée. Le test EFB est l'un des seuls tests permettant de mesurer l'efficacité de filtration d'un masque. Cependant, il ne s'intéresse qu'au mécanisme actif et ne prend pas en compte le mécanisme passif de pénétration des bactéries. Nous pouvons alors nous interroger sur la manière dont les bactéries pénètrent (ou non) les différentes couches du masque lors de ce phénomène passif, et si certains paramètres peuvent jouer un rôle dans cette répartition.

## 6. Contexte de l'étude

Ce travail de recherche a été réalisé au sein du Centre Ingénierie et Santé (UMR INSERM U1059) et a permis l'écriture d'un article scientifique intitulé « Evaluation of the penetration capacity of bacteria through layers of different face mask types and wearing conditions » publié dans le volume 14 du journal *Scientific reports* le 29 octobre 2024.

Le but de l'étude est de comparer la migration potentielle des bactéries (ici du *Staphylococcus epidermidis*) à travers les couches de différents types de masques (chirurgical, textile sans biocide, textile avec biocide) et selon différentes conditions de port (4h et 6h de port, port lâche et étanche, cycle respiratoire normal et à l'effort) concernant le masque chirurgical. Ces conditions ont été simulées à l'aide d'une réplique anatomique des voies aériennes supérieures reliée à une pompe respiratoire préalablement validée. La réplique a été placée au sein d'un poste de sécurité microbiologique afin d'éviter tout risque de contamination externe. Les différentes couches des masques ont été séparées et filtrées au sein du laboratoire d'hygiène du CHU de Saint-Etienne.

## 7. Article

### **Evaluation of the penetration capacity of bacteria through layers of different face mask types and wearing conditions**

Alice Kheng<sup>1</sup>, Lara Leclerc<sup>1</sup>, Martin Fayolle<sup>2,3</sup>, Florence Grattard<sup>2,3</sup>, Paul O.

Verhoeven<sup>2,3,\*</sup>, Jérémie Pourchez<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Mines Saint-Etienne, Université de Lyon, Université Jean Monnet, INSERM, U1059 Sainbiose, Centre CIS, F - 42023, Saint-Etienne, France

<sup>2</sup> CIRI (Centre International de recherche en Infectiologie), GIMAP team, University of Lyon, University of St-Etienne, INSERM, U1111, CNRS UMR5308, ENS de Lyon, UCB Lyon 1, St-Etienne, France

<sup>3</sup> Department of Infectious Agents and Hygiene, Unit of Bacteriology-Hygiene, University Hospital of St-Etienne, St-Etienne, France

\*Corresponding author :

Paul O. Verhoeven

Laboratoire de Bactériologie-Hygiène

Adresse : Avenue Albert Raimond, 42270, St-Priest en Jarez, FRANCE

Telephone number : +33 4 77 82 92 28

Mail : paul.verhoeven@chu-st-etienne.fr

## **Abstract**

The aim of this study was to quantify the number of non-airborne bacteria that can passively penetrate the layers of four mask types (surgical mask, community face mask type 1 (CFM1), biocidal CFM1 and CFM2) and to determine the influence of wearing conditions for the surgical type. A mask wearer simulator consisting of a 3D anatomical replica of the upper airway connected to a breathing pump was used. Wearing time, filtration quality of the mask, fit (loose vs. tight) and breathing parameters (tidal volume, respiratory rate) were tested. A *Staphylococcus epidermidis* inoculum was applied to the inner layer. After the wearing simulation, the layers were separated and the bacteria counted. After four hours, no or only a few bacteria were present in the middle and outer layers. Most remained in the inner layer. Surgical mask and CFM1 retained more bacteria and provided a breeding ground for germs. The biocidal CFM1 rapidly reduced the number in the inner layer. The breathing parameters had no influence, in contrast to fit and wearing time. These results confirm that the standard test for bacterial filtration efficiency, which includes the active penetration of airborne bacteria into aerosol droplets, is the most objective measure of the ability of bacteria to penetrate through the mask layers, as the passive penetration ability of non-airborne bacteria is insignificant.

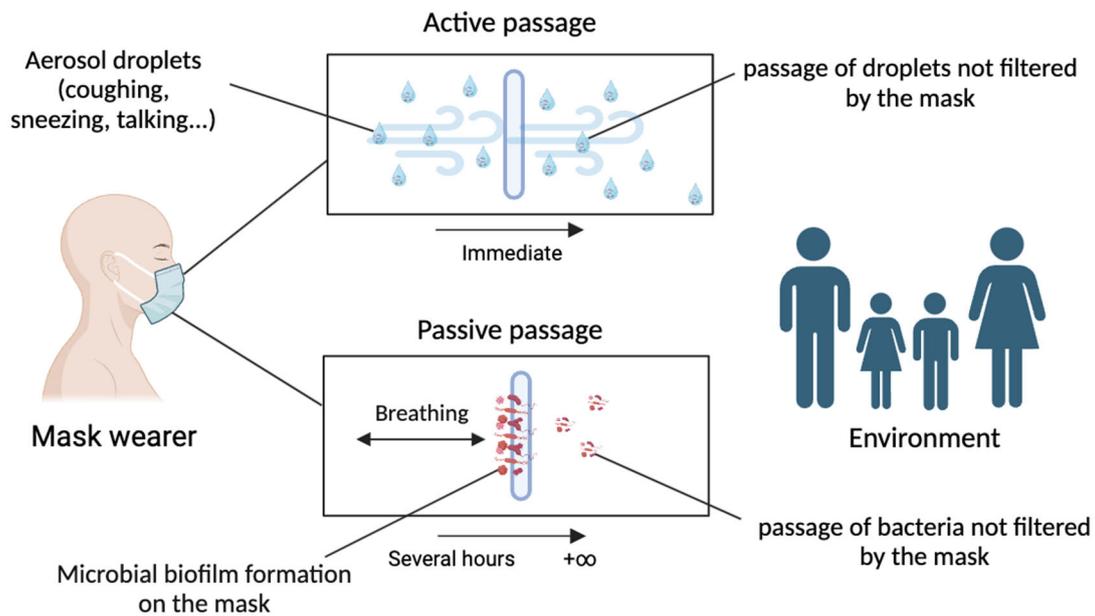
**Keywords:** Face mask layers, non-airborne bacteria passive penetration, wearing conditions, mask wearer simulator, biocidal mask, bacterial load

## 7.1.Introduction

With the emergence of COVID-19, the use of masks as a protective device has become widespread among the general population and has become one of the most important recommendations during the pandemic (42,43). A breathing mask is a device that reduces the spread of splashes to the wearer, while protecting him or her from potential splashes in the environment (44). Indeed, surgical masks are not primarily designed to protect the wearer from airborne particles but are initially used to reduce bacterial spread from the mouth, nose, and face. Surgeons, for example, use medical masks to prevent contamination of the patient in the operating room. However, this measure is only effective if they change their mask regularly (45). Besides, the same masks are also used by the general population to reduce the risk of transmission and spread of disease through their bioaerosol filtering capacity. They are regulated by the European standard EN14683+AC:2019, which classifies them into three categories according to their airborne bacterial filtration efficiency (BFE) and differential pressure (DP) (15) : type I masks ( $BFE \geq 95\%$  and a  $DP \leq 40 \text{ Pa cm}^{-2}$ ), type II masks ( $BFE \geq 98\%$  and a  $DP \leq 40 \text{ Pa cm}^{-2}$ ) and type IIR masks ( $BFE \geq 98\%$  and a  $DP \leq 60 \text{ Pa cm}^{-2}$ ). In addition, there are other types of masks, such as the Community Face Mask (CFM) type 1, CFM type 2 and the biocidal CFM1 (46). These masks differ in their composition, manufacturing process and filtering effect (40). Given the wide variety of textile masks, the filtration properties may differ depending on the type of fabric and the manufacturing process (47). They are not categorized as medical devices but are regulated by the AFNOR SPEC S76-001 standard for example (17). CFM1 have an expected filtration efficiency of 90% for particles with a size of  $3 \mu\text{m}$ , while CFM2 have an expected filtration efficiency of 70% for the same particles (48,49). The protection offered by the CFM2 mask is therefore lower. CFM or cloth masks have lower filtration requirements and are not used by medical

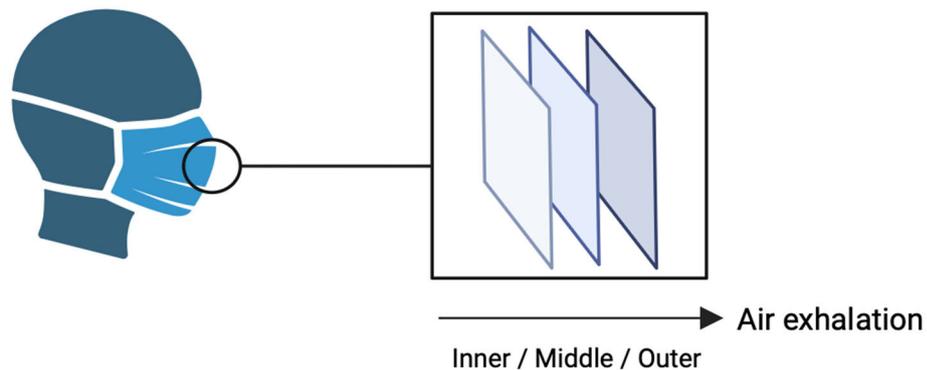
personnel, but by the general population as the level of protection required is not the same. Bacteria in airborne droplets can be spread in several ways. The infected person can cough, sneeze, speak or breathe, throwing particles of different sizes into the air, from large droplets (with a diameter of about 100  $\mu\text{m}$ ) to small droplets (with a diameter of about 0.1  $\mu\text{m}$ ) (50,51). The surgical mask is thus known to provide better protection to reduce the spread of bacteria as it reduces the number of airborne microorganisms excreted by the infected person when the mask is worn. It is even three times more effective at blocking bioaerosol droplets than a cotton mask (52). As a result, the first mechanism of bacteria penetration capacity through the layers of a mask can be considered as an active passage when the bacteria can be transmitted by aerosol droplets (53). Of course, the issue of bioaerosols penetrating through the layers of a mask can also be considered from the point of view of the wearer's health. The situation analysed would be the risk that the air inhaled by the wearer through a mask is contaminated by microorganisms suspended in the ambient air. In this case, the risk would arise from the active passage of an airborne bacterium through the different layers of the mask from the outside layer, and eventually penetrating the mucous membranes of the respiratory tract. In these two exposure scenarios, the active passage of bacteria through the layers of a mask is tested with the BFE standard test, in which a bioaerosol of *Staphylococcus aureus* is blown into the inner layer of a mask. The BFE is performed to determine the filtration efficiency of the masks by comparing the number of colonies of a standardized inoculum before and after filtration through the mask. A sample of the mask is clamped between an aerosol chamber and a six-stage Andersen cascade impactor. This impactor allows the particle size to be analyzed step by step, as the six stages do not allow particles of the same size to pass through (54). The second mechanism of bacterial penetration through the layers of a mask can be considered a passive passage, as it does not involve active

passage *via* airborne droplets. Indeed, in this study we consider the case where the air exhaled by the mask wearer can contaminate the inner layer of the mask. The non-airborne bacteria in the inner layer of the mask can then migrate through the different layers of the mask and eventually contribute to the spread of microorganisms in the environment (*e.g.* the air in an operating room). Of course, the issue of the bacterial penetration through the layers of a mask can also be seen from the point of view of the wearer's health. In this case, the study situation would be the risk of the air inhaled by the wearer through a mask contaminated on its outer layer with microorganisms from the environment. In this case, the risk would come from the migration of a non-airborne bacterium that is deposited on the outer layer of the mask, passes to the inner layer of the mask and possibly penetrates the mucous membranes of the respiratory tract (55). In these two exposure scenarios, this passive mechanism can extend over a long period of time, depending on the duration of the migration of non-airborne bacteria through the mask layers and the conditions under which the mask is worn (mask fit, wearing time, respiratory parameters) (40,56). A description of the two mechanisms is shown in **Figure 8**.



**Figure 8 : Description of the active (via airborne droplets) and passive (via non-airborne droplets) mechanisms of bacteria penetration capacity through the layers of a mask. Image created with BioRender.com**

Our study focused exclusively on the passive mechanism of the penetration capacity of non-airborne bacteria through the layers of a mask. We investigated the extent to which bacteria penetrate the different layers of the mask or not, depending on the type of mask and the conditions under which it is worn, such as the fit of the mask (loose or tight), the wearing time (from four to six hours) and the breathing cycle (simulation of normal breathing at rest or during exercise). We designate by the term "inner layer" the layer of the mask in contact with the wearer's mouth, "middle layer" the intermediate layer if there is one and "outer layer" the outermost layer in contact with the environment. **Figure 9** illustrates this structure.



*Figure 9 : Designation of the different layers of the mask. Here we take the example of the surgical mask which has three layers. The inner layer is the one in contact with the mouth, the outer layer is the one exposed to ambient air, and the middle layer is enclosed inside the mask. The arrow indicates the direction of air exhalation. Image created with BioRender.com*

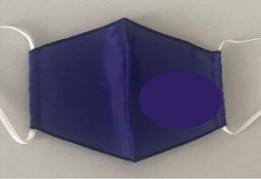
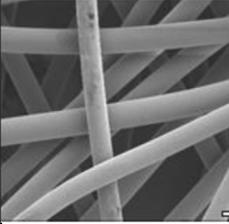
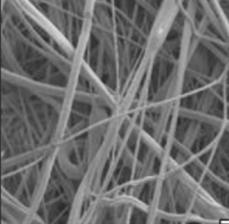
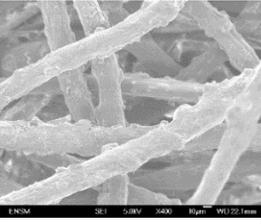
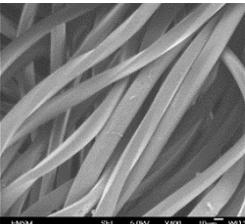
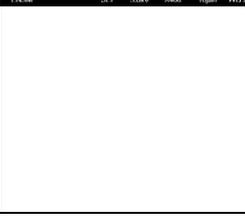
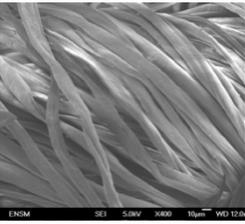
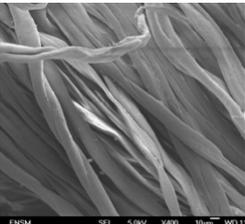
## 7.2. Material and method

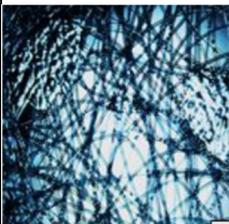
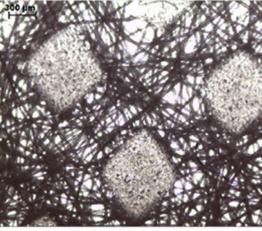
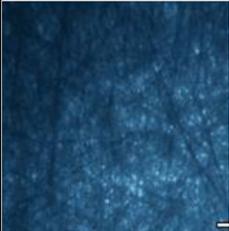
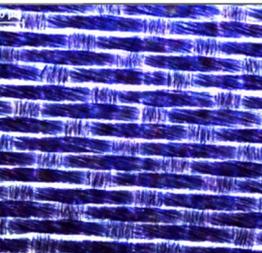
### 7.2.1. Face masks

Four types of masks were used in this study: surgical mask type IIR, CFM type 1, CFM type 2 and a biocidal CFM type 1. The surgical mask (Bioserenity company, type IIR, France) consists of three layers of non-woven polypropylene SMS fibers (SMS for spunbound, meltbound, spunbound). The CFM consists of two layers (Oriol & Fontanel, CFM type 1, France; CJ Textile, CFM type 2, France) and the biocidal mask consists of three identical layers of cotton treated with silver and copper zeolite and silver zeolite (DIM company, CFM type 1, France). The experiments were performed with five samples for each mask type and condition. The surgical mask, CFM type 1 and 2 were previously characterized (40). The measures and the microscopic images of these masks are shown from column two to four of **Table 1**.

The images of the masks were taken using an upright microscope (DM750 LED,

Leica Microsystems) with a 4x magnification C Plan objective (ref 506226) and a Leica ICC50 HD camera. The images of the scanning electron microscope were taken with a JEOL JSM-6500F. A surface area of approximately 1 cm<sup>2</sup> was placed on a brass support. The samples were fixed with a double-sided carbon tape and coated with a 14 nm thick gold layer (Quorum Q 150R ES). The accelerating voltage of the beam was 5 keV. The observed fibers of the biocidal CFM1 were not round, but rather flat. They were intertwined, but some of them were disordered. The measures and the microscopic images of this mask are shown in the last column of **Table 1**.

	<b>Medical Face Mask Type IIR (MFM)</b>	<b>Community Face Mask Type I (CFM1)</b>	<b>Community Face Mask Type II (CFM2)</b>	<b>Community Face Mask Type I Biocid</b>
Type of mask				
Key features of the mask structure	<p>3 layers of non-woven polypropylene fibres (spunbond, meltblown and spunbond layers)  Pore size of the spunbonded layer <math>\approx 100 \mu\text{m}</math>  Pore size of the meltblown layer <math>\approx 20 \mu\text{m}</math>  Fibre diameter of the spunbonded layer = <math>25 \pm 1 \mu\text{m}</math>  Fibre diameter of the meltblown layer = <math>6 \pm 3 \mu\text{m}</math></p>	<p>CFM is composed of 2 different layers  Pore size of the inner layer <math>\approx 300 \mu\text{m}</math>  Pore size of the outer layer <math>\approx 50 \mu\text{m}</math>  Fibre diameter of the inner layer = <math>31 \pm 5 \mu\text{m}</math>  Fibre diameter of the outer layer = <math>18 \pm 1 \mu\text{m}</math></p>	<p>CFM is composed of 2 identical layers  Pore size <math>\approx 200 \mu\text{m}</math>  Fibre diameter = <math>18 \pm 0 \mu\text{m}</math></p>	<p>The CFM consists of 3 identical layers  Pore size :  Width <math>\approx 174 \mu\text{m}</math>  Length <math>\approx 357 \mu\text{m}</math>  Size of the fibres = <math>17 \mu\text{m} \pm 3</math> of the width</p>
Electron micrographs of the microscopic structure Scale bar corresponds to $30 \mu\text{m}$ (MFM) or $10 \mu\text{m}$ (CFM) $400\times$ magnification	<p>Spunbound</p>  <p>Meltblown</p> 	<p>Inner layer</p>  <p>Outer layer</p> 	 	 

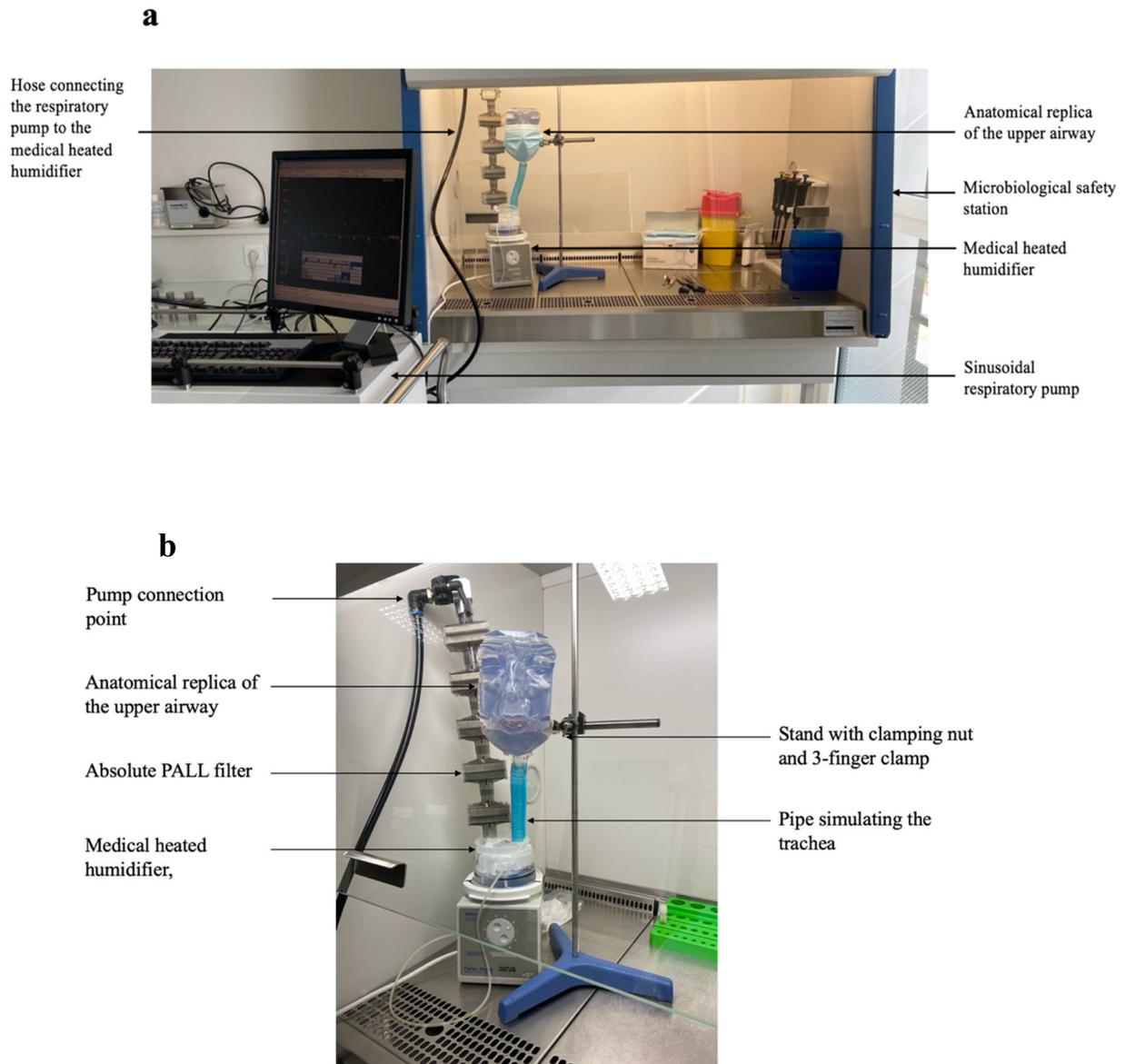
Light microscopic images of the microscopic structure Scale bar corresponds to 300 μm 4× magnification	Spunbound	Inner layer		
				
	Meltblown	Outer layer		
				
Expected conformity in terms of filtration efficiency by the manufacturer	>98% of BFE	>90% of PFE	>70% of PFE	>90% of PFE
	EN14683:2019 standard	AFNOR SPEC S76-001 requirement		

**Table 1 : Key features of the masks tested in this study. PFE refers to Particle Filtration Efficiency and BFE refers to Bacterial Filtration Efficiency. The measurements and images for the surgical mask, CFM1 and CFM2 were taken from reference (40) . The information in the last column was obtained during our study**

### 7.2.2. Simulator of mask wearing

To simulate wearing conditions as realistic as possible, a simulator was previously developed, validated and used to assess the variation of BFE of surgical masks as a function of wearing time (57). An anatomical replica of the upper airway of an adult was used. All masks were attached to the replica with a knot at the back of the head. The trachea was represented by a 15 cm long, ring-shaped tube connected to a medical heated humidifier (Fisher&Paykel MR410). The humidifier is also connected to a respiratory pump (Pari Compas II, Pari GmbH, Starnberg, Germany). The work plan is shown in

**Figure 10a** and a focus on the replica is shown in **Figure 10b**. The parameters of the pump are varied, such as the tidal volume, the duration of exhalation and inhalation, or the number of respiratory cycles per minute.



**Figure 10 : Photographs of the working environment and the simulation bench (a) Mask-wearing simulation set-up (b) Experimental set-up showing of the anatomical replica of the upper airway.**

### 7.2.3. Microbiological procedures

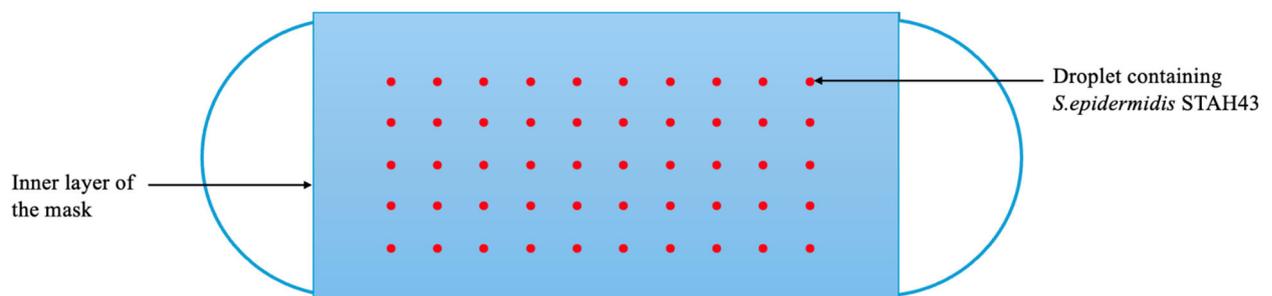
*S. epidermidis* RP62a strain was transformed with the pSK265::DsRed plasmid as previously described (58). DsRed-expressing *S. epidermidis* RP62a (designated as *S. epidermidis* STAH43) emit red fluorescence and turn red on agar plate after 48h, which make them easier to recognize. *S. epidermidis* STAH43 was grown in Tryptic soy agar (TSA) (PO5012A, Thermo Fisher Scientific) supplemented with 10 mg/ml of chloramphenicol when required. A stock solution was prepared at a concentration of  $1.6 \times 10^6$  colony-forming units (CFU)/ml and stored frozen at  $-80^{\circ}\text{C}$ . For each experiment, fresh working solution was prepared by adding 100  $\mu\text{L}$  of the bacteria in a final volume of 2 mL of peptone water (as recommended for BFE analysis in EN14693:2019). The working solution was then stirred for 15 minutes prior to be used to allow the bacteria recover and the two components to mix.

### 7.2.4. Experimental protocol for investigating the influence of wearing conditions

Face masks were first pre-inoculated with the working solution of *S. epidermidis* STAH43. Drops of two microliters of working solution of *S. epidermidis* STAH43 were applied to the inner layer of the different masks (**Figure 11**). The position of the drops was chosen to cover the entire surface concerned when transported through the simulator. They have the shape of a rectangle that is 5 drops wide and 10 drops long (**Figure 11**). Then, different conditions for wearing the mask were tested to assess their impacts on the amount of non-airborne bacteria penetration through the different layers of the mask. A check of the viability of the bacteria in the mask without wearing through the simulator

was carried out at  $t=5$  min and  $t= 240$  min. The tests were performed with a sample of five masks for each type. A negative control was performed to ensure that no *S. epidermidis* STA43 remains in the simulator after the experiments. A brand-new surgical mask was placed on the simulator and loosely secured, *i.e.* air leaks were possible. The respiratory parameters of the pump were previously modelled and were based on physiological respiratory parameters (59).

To observe the influence of mask type, a biocidal CFM1, CFM1 and CFM2 were used and compared with the performances of a surgical mask considered as a reference. To assess the influence of the fit of the mask, possible air leaks were prevented with adhesive tape. Finally, the respiratory cycle is characterized by the mobilized tidal volume, the duration of exhalation and inhalation and the number of respiratory cycles. For the normal cycle: tidal volume = 500 ml, inhalation time: 2s, exhalation time: 3s. For the effort cycle: tidal volume = 900 mL, inspiratory time: 1.2s, expiratory time: 1.8s. A summary of the conditions can be found in **Table 2**. The experiments on the simulator were repeated five times for each condition.



**Figure 11 : Scheme of the location of droplets on the inner layer of the mask.**

<b>Parameter studied</b>	<b>Mask type</b>	<b>Bacteria deposit on the inner layer</b>	<b>Mask fit</b>	<b>Wearing duration</b>	<b>Respiratory conditions</b>
Negative control*	Surgical	No	Loose	4h	Normal
Reference - Recommended mask use	Surgical	Yes	Loose	4h	Normal
Impact of wearing duration	Surgical	Yes	Loose	6h	Normal
Impact of mask type	Biocidal CFM1 CFM1 CFM2	Yes	Loose	4h	Normal
Impact of mask fit	Surgical	Yes	Tight	4h	Normal
Impact of breathing parameters**	Surgical	Yes	Loose	4h	Effort

**Table 2 : Summary of the experimental conditions investigated using the simulator of mask wearing.**

\* Verification of the absence of *S.epidermidis* STA43 beforehand.

\*\* The tidal volume, inhalation and expiration duration were modified (normal/effort: 500mL/ 900 mL, 2 s/1,2 s and 3 s /1,8 s).

### 7.2.5. Mask cutting and filtration

The masks were cut in such a way that only the unbound layers were preserved. The tweezers and scissors were autoclaved prior to use to avoid any external contamination. Each layer of the mask was placed in 200 ml of extraction liquid (as recommended for

microbial cleanliness in EN ISO 14683:2019) and stored overnight at +4°C. The 200-ml volume of extraction liquid was filtered on 0.45 µm membrane (Millipore, Ref. HAWG047S).

The membrane that retained the bacteria was then transferred aseptically onto tryptone soy agar (TSA) plate and incubated up to 72 h at 37°C to let the colonies grow on the filter.

### 7.2.6. Statistical analysis

GraphPad Prism 9 (Dotmatics, USA) was used to perform the statistical analyses. They were carried out on the data of the inner layer of each mask type, as the data of the other layers were too small or not available. To determine the effects of the different parameters such as mask fit and respiratory cycle, the results were compared with the reference condition (surgical mask worn for four hours on the simulator). A parametric Student's t-test with a 95% confidence interval was used to compare the effects of mask fit and respiratory cycle. The difference is considered significant if the p-value is less than 0.05. A Student's t-test was used for the effect of mask type, except when comparing CFM2 with other types of masks, where a Mann-Whitney test was used.

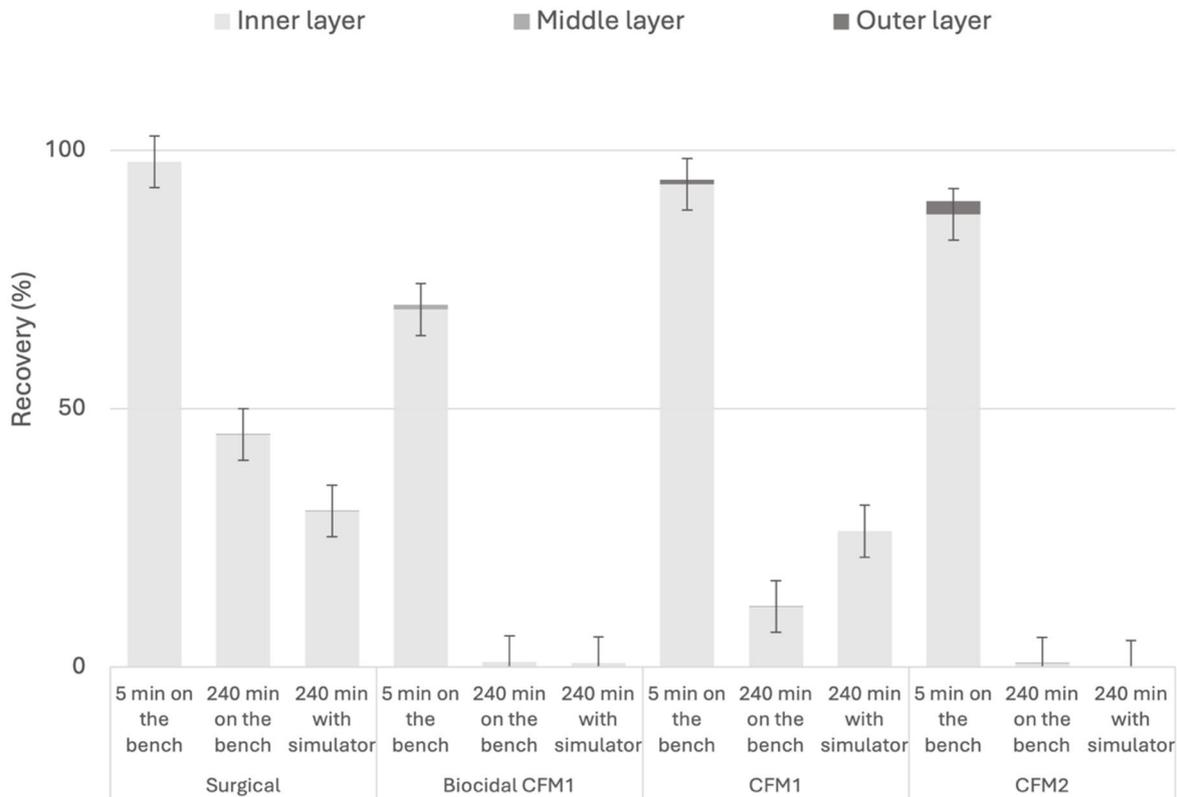
## 7.3. Results

### 7.3.1. Viability test

The percentage of bacteria found in the mask after five minutes and 240 minutes is shown in **Figure 12**. The average percentages are given in relation to the theoretical number of colonies deposited at the beginning *i.e.* 8,000 (CFU). Five minutes after the bacteria were deposited, the percentages of culturable bacteria in the inner layer are close to the number

of bacteria previously deposited in the surgical mask, CFM1 and CFM2 ( $97.8 \pm 0.9\%$ ,  $93.5 \pm 8.5\%$  and  $87.6 \pm 4.0\%$ , respectively). With the biocidal CFM1, the percentage of bacteria found in the inner layer drops to  $69.2 \pm 2.3\%$  after five minutes. A small percentage of bacteria have crossed the inner layer to remain in the middle layer of the biocide CFM1 ( $0.9 \pm 1.3\%$ ) and in the outer layer for CFM1 ( $0.9 \pm 1.0\%$ ) and CFM2 ( $2.6 \pm 0.8\%$ ).

After 240 minutes, the percentage of bacteria found in all mask types decreases, both on the test bench and when worn on the simulator. The surgical mask is the mask type that enable the recovery of the highest ( $45.0 \pm 13.4\%$  on the test stand and  $30.2 \pm 18.3\%$  with the simulator) and the CFM2 the lowest ( $0.7 \pm 0.9\%$  on the test stand and  $0.15 \pm 0.2\%$  with the simulator) proportion of the initial bacterial load at the inner layer. The number of colonies found on the masks with and without simulator wearers after 240 minutes showed no significant differences for the individual mask types.



**Figure 12 : Viability rate of bacteria on masks with or without wearing through the simulator. A rate of 100% corresponds to the entire dose of inoculum initially deposited on the inner layer of the mask.**

### 7.3.2. Impact of mask type and wearing conditions

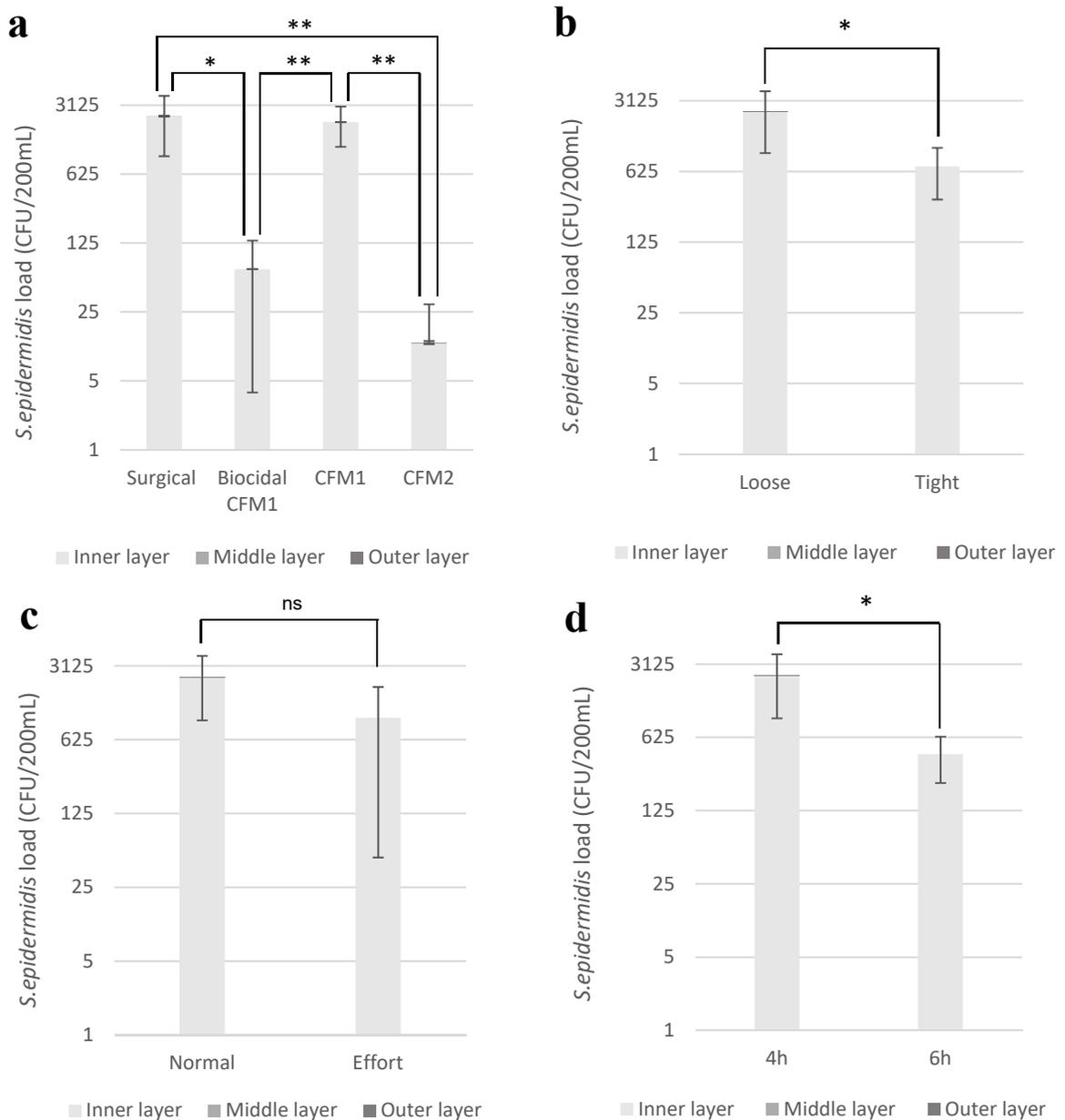
The results of the influence of the mask type are shown in **Figure 13 (a)**. The surgical mask and CFM1 are the ones that retain the most bacteria in the inner layer with  $2416 \pm 1466$  CFU and  $2104 \pm 923$  CFU, respectively. CFM2 is the mask that retains the least bacteria in its layers with  $12 \pm 18$  CFU. No bacteria were found in the other layers of the masks of all types. There is a significant difference concerning the number of CFU found in the inner layer between the surgical mask and biocidal CFM1 ( $p < 0.05$ ), biocidal CFM1 and CFM1 ( $p < 0.01$ ), CFM1 and CFM2 ( $p < 0.01$ ), surgical mask and CFM2 ( $p < 0.01$ ). No

significant difference was found between the surgical mask and CFM1 and between biocidal CFM1 and CFM2.

**Figure 13 (b)** shows the number of bacteria detected on the layers as a function of the fit of the mask. There is a significant difference in the number of bacteria retained in the inner layer between the loose fit and the tight fit. The number of CFU found when air leakage through the mask was prevented was  $700 \pm 370$  CFU. No CFUs were found in the other layers.

There is no significant difference in the number of CFU found in the inner layer between a normal and effort breathing cycle, as shown in **Figure 13 (c)**. The number of bacteria in the inner layer of the mask where the breathing parameters take place during effort is  $1008 \pm 960$  CFU. No CFUs were found in the other layers.

A difference in the number of CFU can be observed in relation to the influence of the gestation period (**Figure 13(d)**). Indeed,  $432 \pm 203$  CFU are present after six hours instead of  $2416 \pm 1466$  CFU after four hours of wear. No CFUs were found in the other layers.



\* p<0.05, \*\* p<0.01, ns: not significantly different

**Figure 13 : Graphs showing the number of CFU according to the layers of the mask during 4h (240 min) of wear (a) Impact of mask types. These results are the same as Figure 12 concerning the column “240 min with simulator” but quantified in number of colonies formed. (b) Impact of mask fit (c) Impact of breathing cycle. (d) Impact of wearing time. Results of (b), (c) and (d) were collected on the surgical mask type**

## 7.4. Discussion

The passive migration of non-airborne bacteria in the mask caused by breathing is an unknown phenomenon in contrast to the active passage of airborne bacteria, which is assessed using the BFE standard method. Interestingly, our study is one of the first to investigate the distribution of non-airborne bacteria through the layers of masks over time for different mask types and wearing conditions. The decision to use *S. epidermidis* as bacteria is explained by the fact that this species ranks among the most frequently encountered on masks and its concentration in the experimental condition is similar to that observed under actual wearing conditions (60–62).

Our results demonstrate that the non-airborne bacteria remain mainly in the inner layer showing no or very low penetration capacity. After five minutes without the use of the simulator, the percentage of bacteria in the inner layer of all types of masks is close to the quantity initially deposited on the inner layer for each mask, except for the biocidal CFM1, which shows a significant decrease. The biocidal effect of the CFM1 can be easily explained by the silver and copper zeolite molecules and the silver zeolite already present on the fabric, which enable the bactericidal effect (63). While the exact mechanism of deactivation remains unknown, most theories postulate that positively charged silver ions disrupt the wall and membrane of bacterial cells, leading to a metabolic pathway alteration that results in cell death (19,64,65). In addition, *S. epidermidis* have been shown to be sensitive to the bactericidal effect of silver nanoparticles as their quantity increases (66). We can therefore observe an efficient action of these molecules after five minutes which is a short period of time. However, the fact that a few colonies can pass through the middle (for the biocidal CFM1) or the outer (for CFM1 and CFM2) layer shows that the efficiency of filtration depends on the type (polypropylene or textile fibers) and manufacture of the masks. Polypropylene is known to have a hydrophobic surface and

does not absorb liquid, whereas textile fibers such as cotton are known to be hydrophilic materials (67,68).

Unlike the BFE test, our study focuses on the migration of bacteria already present within the mask and not aerosolized. The filtration mechanism depends on mechanical and electrostatic phenomena (69,70). For particles in the size range of 1 to 10  $\mu\text{m}$ , mechanical filtration in the form of gravitational sedimentation and inertial impaction are the most involved in the capture of particles. Particles of larger size exhibit greater inertia, thus moving in a more linear trajectory and failing to circumvent the mask fibers. Consequently, they adhere to the fibers and are incapable of passing through the filtration barrier. For small particles ranging in size from 0.1 to 1  $\mu\text{m}$ , interception and Brownian motion represent the most prevalent mechanical filtration mechanisms (36,71). Then, electrostatic filtration utilizes charged fibers, referred to as electrets, endowed with a quasi-permanent electric field, thereby employing electrostatic attraction to filter particles. The more charged a material is, the more its filtration performance increases (72). The combination of mechanical and electrostatic filtration enhances the filtration efficiency of masks, since a higher number of particles will be retained. However, cotton is considered to be less charged compared to other fabrics and retain less particles (36). CFM2, which is made of cotton, is the mask where the number of CFU found in the outer layer was the higher after five minutes on the bench. Bacteria were thus less retained and pass through the fibers. Moreover, concerning textile masks, the more layers there are, the greater the filtration efficiency is, since the volume of droplets transmitted through the layers decreases (73). This fact can also explain why more bacteria can pass through the inner layer of CFM2 compared to the biocidal CFM1 after a short period of time since the last one is composed of three layers instead of two.

After the masks were left on the bench or worn in the simulator for 240 minutes, two

main behaviors can be observed:

- The hydrophobic nature of the inner layer of surgical and CFM1 masks can keep the bacterial droplets relatively intact and keep them alive under good conditions. Therefore, the bacteria do not migrate and a high proportion of culturable bacteria remain on the inner layer.
- CFM2 masks have a high moisture absorption capacity, which makes the bacteria susceptible and more likely to die due to lack of moisture and exposure to dryness. This behaviour leads to a very similar bactericidal effect as the molecules added to the biocidal CFM1. As a result, the bacteria cannot migrate and a small number of culturable bacteria remain on the inner layer.

It has also been shown that respiratory droplets have a very low survival capacity in masks with a hydrophilic surface where absorption occurs, resulting in less droplet residue after evaporation at the mask surface compared to a hydrophobic surface (74). This therefore supports the theory of a «natural bactericidal» action of textile fibers.

In addition, the lack of nutrients over time could also explain the absence of bacteria, as there are molecules in saliva that allow bacteria to stay alive. Indeed, the salivary pellicle which is formed inside the oral hard and soft tissues determines the initial adhesion and proliferation of micro-organisms (75,76). Proteins, glycoproteins and gingival crevicular fluid that are present in the saliva offer a favorable environment for bacteria. Thus, saliva plays a key role in the formation and maintenance of the ecological balance of the resident oral microbiota (56,77). This could explain why the number of colonies in the inner layer of the mask decreases on the inner layer after six hours of wear since there was no bacterial renewal within our experimental design over time.

Besides, the fit of the mask plays a role in the amount of CFUs found. In the general population, the mask is worn with a degree of laxity, permitting the potential

release of air through the mask's lateral openings. By eliminating any possibility of air leakages, the mask retains moisture of the breath and keeps it inside the different layers. By absorbing moisture, the mask deprives bacteria of the environment they need, making it difficult for them to thrive. This would explain why the results showed a decrease in the number of CFUs.

Although it might be thought that with a higher respiratory frequency and tidal volume, the mask fibers would allow more bacteria to pass through, we observed no significant difference between a breathing cycle at rest and at exertion. This demonstrates that it is not a parameter influencing the passage of bacteria between the layers of the mask.

It would also be interesting in routine clinical practice to analyze the mortality of the bacteria by placing the layers of the mask under investigation in broth and seeing whether the bacteria are dead or just unable to be cultivated. Moreover, the reuse of textile mask can impact the filtration efficiency of the mask and may facilitate the passage of bacteria through the layers after a short period of time. Finally, a study focusing on viral particles would also be interesting in the future to see whether the type of microorganisms has an impact on their distribution within the different layers of the mask.

## 7.5. Conclusion

The results of the study show that the non-airborne bacteria remain mainly on the surface of the mask and do not easily pass through the layers over time, especially in the surgical mask and CFM1. However, the number of bacteria found in the layer decreases very significantly after four hours, especially for the biocidal CFM1 and CFM2. Surgical masks and CFM1 are more capable of binding bacteria and creating a breeding ground for germs. The biocidal nature of the biocide CFM1 proved to be effective, especially

within a short period of time. The breathing parameters have no influence, but the fit of the mask and the duration of wearing could impact the number of bacteria found in the inner layer. These results confirm that the standard test for bacterial filtration efficiency (using the penetration of airborne bacteria in aerosol droplets) is the best test that can objectively measure the penetration ability of bacteria through the layers of a mask, as we have shown that under our experimental conditions the penetration ability of non-airborne bacteria is insignificant.

## 8. Discussion approfondie de l'étude

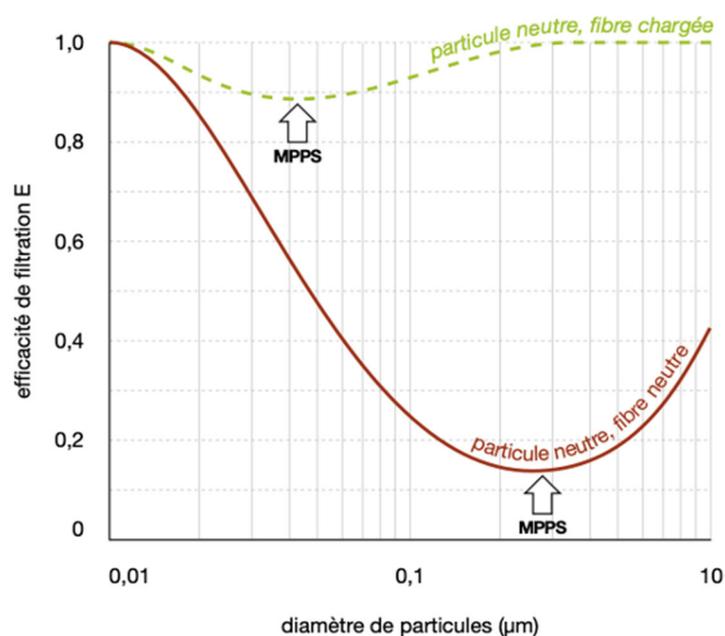
### 8.1. Impact du type de masque

Le type de masque joue un rôle fondamental dans l'efficacité de filtration du masque. En effet, en fonction du type de matériau utilisé, la filtration des particules ne sera pas la même. Pour les masques chirurgicaux, le matériau utilisé dans leur fabrication est le polypropylène (PP) qui est une matière hydrophobe. La couche externe des masques est composée de PP non tissé et filé-lié. Elle a pour rôle d'empêcher les pathogènes externe de pénétrer dans le masque. La couche intermédiaire est constituée d'un tissu non tissé chargé électrostatiquement. Cette couche permet d'attirer et de filtrer les particules en suspension. Enfin, la couche interne est composée de PP non tissé également. En contact direct avec la peau, cette couche permet d'absorber l'humidité produite par la respiration de l'utilisateur tout en offrant un certain confort. La couche interne du masque UNS1 est également fabriquée avec une matière hydrophobe. Sur ces deux types de masque, les gouttelettes déposées restent intactes et mettent plus de temps à sécher par rapport à celles déposées sur les masques en tissu. Ainsi, les bactéries ont plus de probabilité de rester sur la surface interne des masques plutôt que de traverser les différentes couches puisqu'elles restent au sein des gouttelettes déposées.

La taille des pores joue également un rôle important dans le passage ou non des bactéries à travers la maille. Plus les pores sont larges et plus ils laissent passer les particules aérosolisées à travers. La taille du vecteur contenant le pathogène, qui dans notre cas est la gouttelette d'aérosol, est considéré comme étant le seul facteur déterminant dans l'efficacité de filtration du masque. En effet, la taille du pathogène en lui-même n'a pas d'influence puisqu'il est contenu dans la gouttelette qui le transporte. Les gouttelettes

déposées sur les différents types des masques ayant tous la même taille, les efficacités de filtration peuvent être comparées entre elles. De plus, le terme « couverture » désigne la surface couverte par l'ensemble des fibres d'un masque sur un espace. Le facteur de couverture peut ainsi exercer une influence sur l'efficacité de filtration puisque plus la couverture est élevée et moins les particules ont de risque de passer entre les mailles.

Par ailleurs, il existe une taille de particule pour laquelle l'efficacité de filtration est minimale. On l'appelle « Most Penetrating Particle Size » (MPPS). Sa valeur dépend des caractéristiques du matériau filtrant. Par exemple, l'efficacité de filtration sur les particules neutres est plus élevée si elles se trouvent sur des fibres chargées que sur des fibres neutres comme le montre la figure 14.



**Figure 14 : Effet de la charge portée par les fibres du filtre sur la capture des particules d'après Guimon. M, INRS (23)**

L'association de la filtration mécanique et électrostatique permet d'améliorer l'efficacité de la filtration des masques, car un plus grand nombre de particules sera capturé. Toutefois, le coton est perçu comme moins chargé que le polypropylène et retient moins de particules comme le montrent les résultats de notre étude où nous pouvons retrouver des bactéries sur la couche externe des masques UNS2 cinq minutes après le dépôt des bactéries.

La taille moyenne des particules requise pour le test EFB est de 3  $\mu\text{m}$ . L'impaction est un des phénomènes le plus prédominant. Cependant, les plus petites particules sont retenues par les forces électrostatiques notamment au sein du masque chirurgical puisque le PP étant traité avec du diméthyl-dioctadecyl-ammonium bromide, il acquiert des charges positives permettant d'attirer les bactéries (78,79). Celui-ci est donc le plus apte à retenir le plus de bactéries.

De plus, il a également été démontré qu'en additionnant le nombre de couches, l'efficacité de filtration des masques en tissu pouvaient être satisfaisante. Plus le nombre de couches augmente et plus l'efficacité de filtration croît (36,80,81). C'est un effet mécanique de superposition. Les masques chirurgicaux et biocides possédant trois couches contrairement à deux pour les masques UNS1 et UNS2, leur efficacité de filtration se retrouve augmentée. Ce mécanisme se vérifie dans notre étude puisque les masques UNS1 et UNS2 (qui ne sont constitués que de deux couches) sont les seuls masques où l'on retrouve des bactéries dans la couche externe et qui ont donc pu traverser la couche interne et intermédiaire.

Par ailleurs, en raison de leur matériau, les masques textiles ont une efficacité de filtration bien moindre et augmentent le risque d'infection par rapport aux masques chirurgicaux.

Néanmoins, ils fournissent une protection contre les particules. Leur utilisation n'est donc pas réservée en milieu médical mais plutôt dans des lieux publics accueillant du monde (3,82). Le type de matériau textile joue un rôle dans l'efficacité de filtration. En effet, il a été démontré que le coton est le matériau textile le plus efficace en termes de filtration contre les particules nanométriques (12). Il possède un pouvoir électrostatique plus élevé permettant d'attirer un plus grand nombre de petites particules par rapport à d'autres textiles. Les masques textiles hybrides utilisant des matériaux tels que coton/mousseline de soie, coton/soie seraient plus efficace en termes de filtration (36). Ils utilisent l'effet combiné de la filtration mécanique et électrostatique.

Certains masques utilisent un procédé secondaire de protection contre les virus et les bactéries. La filtration est le critère principal concernant la protection du porteur du masque contre les pathogènes mais l'ajout de molécules biocides est également un moyen utilisé pour lutter contre les micro-organismes. Les nanoparticules d'argent sont les molécules les plus utilisées sur les masques pour éliminer le plus possible les virus et les bactéries. Elles sont efficaces contre le virus du VIH (virus de l'immunodéficience humaine) ou encore le virus de l'herpès simplex (83,84). Cet effet biocide est donc un outil en plus pour éradiquer la présence de pathogènes au sein du masque et permet d'éviter une accumulation de bactéries au fil du temps puisque la présence bactérienne initiale sera diminuée. Ce phénomène est confirmé dans notre étude puisque que le taux de bactéries retrouvé au sein de la couche interne du masque biocide est significativement diminué cinq minutes après le dépôt des bactéries, contrairement aux autres types de masques où aucune différence de quantité n'est observée. Les molécules de zéolithe d'argent et de cuivre et le zéolithe d'argent sont les molécules mises en jeu dans notre cas.

Cependant, nous pouvons nous demander si l'efficacité de filtration est toujours la même après le lavage du masque. Le lavage en machine après 20 cycles de lavage à 60°C ne change pas la taille des fibres des masques médicaux chirurgicaux. Il modifie la respirabilité des masques en coton et permet également d'augmenter l'efficacité de filtration des masques en tissu dû au rétrécissement des fibres. Pour les particules submicroniques, le lavage peut altérer les fibres et influencer sur l'efficacité de filtration. Les charges électrostatiques présentes au sein des matériaux peuvent se détacher réduisant ainsi la capture des molécules via les forces électrostatiques (85). Un nombre moins élevé de particules sera retenu. Ce phénomène est néanmoins relativement négligeable et permet donc une réutilisation des masques médicaux et textiles avec des performances tout à fait correctes et semblables à un masque neuf. Concernant les masques avec effet biocide, les molécules biocides peuvent se retirer du matériau à la suite de plusieurs cycles de lavage. L'effet serait amoindri et une baisse de l'efficacité antimicrobienne sera observée.

## 8.2. Impact de la durée de port

La durée de port est un facteur déterminant à prendre en compte lors de la mesure de la performance d'un masque quel que soit son type. Au fil du temps, des particules s'accumulent au sein des couches du masque que ce soit sur la face interne avec la flore cutanée et buccale du porteur ou bien sur la face externe avec les particules provenant de l'environnement. D'après les recommandations de l'OMS, la durée de port du masque est limitée à 4 heures. Cette limite a été fixée par les autorités au regard du risque de contamination du porteur et de la perte d'efficacité de filtration du masque. Par exemple, le personnel soignant doit régulièrement changer son masque surtout dans une salle

d'opération pour éviter que la personne opérée ne soit contaminée et ne développe d'infections nosocomiales. Cependant, cette durée a été remise en cause dans le sens où les performances du masque ne sont pas altérées au bout de 8 heures de port. Par exemple, l'efficacité de filtration ainsi que la respirabilité du masque chirurgical sont des paramètres dont les performances ne diminuent pas au cours de ce laps de temps (57). Cependant, un inconfort peut être ressenti, notamment pour le personnel médical devant porter un masque de manière plus régulière et plus continue que le reste de la population. Par conséquent, ce personnel change de masque plus fréquemment (86).

Une sensation d'inconfort peut également apparaître au cours du temps lors d'un port prolongé générant à l'intérieur du masque un fort taux d'humidité. Les masques chirurgicaux limitent ce sentiment de gêne notamment grâce à leur couche interne hydrophobe. En revanche, les masques en tissu, absorbant facilement l'humidité, voient leur interface se mouiller plus rapidement après un laps de temps plus court. Ce sentiment d'inconfort peut donc être accru pour ce type de masque.

Le microbiote oral est également un facteur pouvant faire varier l'efficacité de filtration des masques au cours du temps. En effet, celui-ci se renouvelle de manière assez régulière en fonction des activités de la personne et du moment de la journée. Au fur et à mesure du temps, des bactéries s'accumulent au sein de la face interne du masque. Dans le cas de notre simulation, cela n'a pas été le cas puisqu'une quantité connue de bactéries a été déposée sur la face interne. Il n'y avait donc pas de renouvellement du taux de bactéries de manière à connaître précisément la quantité de bactéries déposées initialement pouvant passer à travers les couches du masque. Nous pouvions avoir ainsi le ratio de pénétration des bactéries passant à travers les couches à partir d'une quantité connue d'autant plus

que les bactéries utilisées devenaient rouges lors de la pousse facilitant ainsi leur comptage. Les résultats de l'étude montrent que le taux de bactéries présentes au sein de la couche interne du masque après 6 heures de port est en diminution par rapport à un port de 4 heures. Comme énoncé lors de la discussion de l'article, la salive joue un rôle clé dans la formation et le maintien de l'équilibre écologique du microbiote buccal. Ce manque de salive au sein de de notre simulateur a donc pu favoriser la perte de bactéries au fil du temps. Il aurait été donc préférable que notre simulateur soit équipé de salive pouvant mimer la présence de protéines et de glycoprotéines nécessaires à la survie de bactéries afin d'être au plus proche de la réalité. De plus, l'air ambiant a pu favoriser l'évaporation des gouttelettes contenant les bactéries les rendant fragiles et exposées à la sécheresse et favorisant leur mort au fil des heures. Ce phénomène entraîne un effet bactéricide du textile très proche de celui des substances ajoutées au masque biocide.

### 8.3. Impact du cycle respiratoire

Le cycle respiratoire d'un être humain au repos et à l'effort diffère. Le volume d'air inspiré et expiré ainsi que la fréquence respiratoire augmentent à l'effort afin de permettre une meilleure oxygénation de l'organisme. Le fait de porter un masque durant un exercice physique induit des changements physiologiques comme l'augmentation de la pression artérielle et de la fréquence cardiaque (87). Les résultats notre étude montrent que l'augmentation du cycle respiratoire n'est pas un paramètre faisant varier la quantité de bactéries au sein des différentes couches du masque. En effet, nous ne retrouvons pas de différence significative concernant le nombre de bactéries présentes sur la face interne du masque chirurgical. Ce cycle respiratoire n'a pas d'influence directe sur l'ouverture potentielle de mailles ou de fibres du masque pouvant favoriser le passage des bactéries

qui pouvait être mise en jeu par l'augmentation du volume d'air inspiré et expiré.

Nous pouvons alors nous demander si ces données sont également valables pour les masques textiles. Tout d'abord, il a été démontré que les masques en tissu peuvent paraître plus étouffant en raison de leur matériau plus couvrant et générer une dyspnée accrue par rapport à un non-port du masque. (11). Le temps d'exercice s'avère également écourté du fait de la pénibilité du port du masque. Ainsi, fournir un effort physique nécessite une mobilisation entière du corps en raison d'une activation musculaire et d'une dépense énergétique. Cette dépense génère une chaleur pouvant faire monter la température corporelle jusqu'à 40°C. Avec un port du masque, les performances physiques délivrées restent inchangées mais l'effort perçu est plus important entraînant une fatigue accrue, une dyspnée et donc une augmentation de température corporelle (88). Porter un masque est considéré comme étant inconfortable puisqu'il devient progressivement humide en raison de la sueur et de la vapeur d'eau provenant des expirations pulmonaires et ce qui va empêcher ou rendre difficile l'entrée d'air (89,90). Ce phénomène se caractérise de manière plus accrue sur un masque textile puisque celui-ci est fabriqué avec un matériau hydrophile retenant plus facilement les liquides. Avec une sudation plus intense, le feuillet interne du masque peut se retrouver plus humide que la normale et favoriser une absorption plus rapide des gouttelettes contenant des bactéries. Ce phénomène peut engendrer le passage des bactéries au sein des feuillets suivants. Il peut être plus prononcé pour les masques UNS2 du fait de leur nature complètement hydrophile contrairement aux masques UNS1 de notre étude qui comporte une couche interne hydrophobe. Concernant le masque biocide, des résultats montrant un nombre plus faible de bactéries au sein des différentes couches auraient pu apparaître du fait de la présence de molécules bactéricides. Cependant, les caractéristiques décrites ci-dessus concernant les masques textiles UNS2 peuvent également s'appliquer du fait que le masque biocide soit fabriqué

en coton.

#### 8.4. Impact de l'ajustement du masque au visage

Lorsqu'un masque chirurgical est ajusté sur le visage, celui-ci ne peut pas être complètement étanche. En effet, des flux d'air subsistent sur les côtés du visage du porteur. Ainsi, lors de l'inspiration ou de l'expiration, des particules peuvent entrer ou sortir au sein du masque. Notre étude, qui s'est exclusivement penchée sur le cas du masque chirurgical concernant le paramètre de l'étanchéité, nous montre que celui-ci joue un rôle sur le nombre de colonies retrouvées au sein de la face interne des masques. Nous observons une réduction significative du nombre de bactéries sur la couche interne du masque lors du port étanche. En empêchant toute fuite d'air, le masque retient l'humidité produite par la respiration et la conserve à l'intérieur des différentes couches. Cela empêche les bactéries de se développer dans l'environnement nécessaire à leur survie puisque le liquide formant les gouttelettes est absorbé laissant les bactéries exposées et vulnérables au sein du masque. La gouttelette servait de moyen de conservation, protection de la bactérie pour qu'elle ne s'altère pas. En empêchant toutes fuites d'air vers l'extérieur, nous aurions pu croire que le taux de bactéries au sein du masque serait augmenté puisqu'elles n'auraient pas eu de moyen de s'échapper au sein du masque mais ce ne fut pas le cas.

Concernant la mise en place de l'ajustement du masque au visage, nous avons utilisé du ruban adhésif pour améliorer artificiellement son étanchéité. Ceci est vraisemblablement peu réaliste dans le quotidien de chaque individu. Un masque complètement étanche n'est actuellement pas possible dans la vie quotidienne. Néanmoins, un dispositif de retenue de masque conçu à l'imprimante 3D utilisé pour une étude concernant l'amélioration des

performances d'ajustement des masques existe mais n'est pas démocratisée (91).

Par ailleurs, changer l'ajustement d'un masque s'avère très efficace pour augmenter ses performances de protection contre la projection de gouttelettes provenant du porteur. Des solutions comme l'ajout d'un support de masque, de sangles auriculaires, de nouages ou de plis peuvent être des propositions (92). Concernant les fuites d'air, les masques textiles laissent passer l'air plus facilement à travers leurs couches en raison de la nature du matériau avec lequel ils sont fabriqués. Les mailles laissent entrer l'air plus facilement et donnent un côté aéré au textile. Nous pouvons nous demander si ce facteur d'étanchéité aurait pu avoir un impact sur la migration des bactéries ou non au sein de ces masques. Si nous reprenons les données recueillies dans notre étude sur l'impact du type de masque, une première partie de réponse peut statuer sur le fait que comme les masques en tissu laissent passer plus facilement les bactéries à travers les couches, nous aurions pu retrouver une part plus importante de bactéries au sein de la couche intermédiaire et externe du masque par rapport au masque chirurgical. Tout ceci n'est que suppositions qui devront faire l'objet d'études complémentaires.

## 8.5.Limites et perspectives

Tout d'abord, l'utilisation de *S.epidermidis* en tant que bactérie étudiée s'explique par le fait que cette espèce est l'une des plus courantes sur les masques et que sa concentration dans la condition expérimentale est comparable à celle observée dans les conditions de port réelles. Cette bactérie est considérée comme commensale de l'humain et typique de la flore de la peau. À l'inverse du test EFB, notre recherche se focalise sur la migration des bactéries déjà présentes au sein du masque et non aérosolisées. Il est donc nécessaire d'apposer les bactéries directement sur les masques et non d'utiliser un nébuliseur ou une

chambre aérosol qui sont des instruments utilisés pour le test EFB. Le comptage des bactéries ne se fait pas au travers d'un impacteur en cascade mais par ensemencement d'une membrane sur une gélose. Cette membrane est imbibée du liquide d'extraction dans lequel la couche de masque concernée a été plongée. Des pertes de matières peuvent donc être possible puisqu'un facteur humain rentre en jeu. Ces pertes auraient pu se situer lors de manipulations sur la réplique anatomique des voies aériennes ou lors de la filtration sur membrane.

Ensuite, parmi les interrogations qui peuvent se poser, nous ne pouvons pas savoir si les bactéries sont mortes ou seulement non cultivables. Il aurait fallu récupérer les couches des masques et les remettre en bouillon de culture afin de vérifier de la présence ou non de bactéries encore viables.

De plus, nous avons testé les différents types de masques dans leur état neuf. Leurs multiples utilisations ainsi que le passage à la machine peuvent altérer la taille des pores, les fibres ou la charge électrostatique par exemple. La qualité de la filtration peut être impactée. Cela n'a donc pas été étudié dans l'expérience menée.

Concernant l'impact patient, les résultats de notre étude montrent qu'il serait ainsi préférable de favoriser l'utilisation de masques chirurgicaux ou biocide pour limiter la propagation des bactéries au sein de l'environnement du porteur. En effet, aucune ou très peu de bactéries n'ont été retrouvées au sein du feuillet externe cinq minutes après apposition des bactéries sur le masque chirurgical et biocide contrairement aux masques UNS1 et UNS2. Ceci témoigne d'un faible passage immédiat des bactéries à travers les couches de ces masques. Cependant, nous retrouvons le nombre le plus élevé de bactéries au sein du feuillet interne du masque chirurgical après plusieurs heures de port. Le compromis idéal serait d'avoir un masque fabriqué de la même matière qu'un masque

chirurgical sur laquelle on ajouterait une substance biocide. Ce type de masque existe déjà mais n'est pas encore largement démocratisé en raison d'une surveillance accrue de la part l'ANSM et de la Direction générale de la Concurrence, de la Consommation et de la Répression des fraudes concernant les substances biocides. Le masque traité serait donc exempt de toutes bactéries et le porteur ne serait pas en contact prolongé avec des bactéries au sein du feuillet interne de son masque. Mis en place, ce système se révélerait utile pour les personnes immunodéprimées qui sont celles qui courent le plus grand risque de contracter des infections si une de leurs bactéries commensales devenait opportuniste.

À l'avenir, il serait ainsi intéressant de tester l'ensemble des conditions de port, c'est-à-dire port lâche/étanche, durée de port 4h/6h et cycle respiratoire normal/effort avec la totalité des types de masques afin d'avoir une vision d'ensemble de la capacité de pénétration bactérienne sur ces quatre types de masques.

## 9. Conclusion

En conclusion, cette étude a permis de constater que la majorité des bactéries restent principalement au sein de la couche interne du masque et ne traversent pas facilement les différentes couches au fil du temps. Le masque chirurgical et le masque UNS1 étaient les masques avec le nombre de colonies de bactéries le plus élevé sur la couche interne et constituaient un environnement favorable à leur survie. A l'inverse, le masque biocide a démontré son efficacité en tant qu'antibactérien puisqu'il a rapidement fait diminuer le nombre de bactéries présentes au niveau de la couche interne.

Aucune influence n'est attribuable aux paramètres concernant le cycle respiratoire, mais l'ajustement du masque et la durée de port exercent un rôle sur le nombre de bactéries

retrouvées dans la couche interne du masque chirurgical. En effet, un ajustement étanche et une augmentation de la durée de port ont entraîné une diminution de la quantité de bactéries sur la couche interne.

Ces résultats nous montrent que la capacité de pénétration passive des bactéries non aéroportées est négligeable. Ainsi, nous pouvons confirmer que le test standard d'efficacité de filtration bactérienne, qui repose sur la pénétration active des bactéries en suspension dans l'air via des gouttelettes d'aérosol, est la méthode la plus objective permettant d'évaluer la capacité des bactéries à pénétrer à travers les couches du masque.



## **CONCLUSIONS GENERALES** \*à intégrer dans la thèse

THESE SOUTENUE PAR Mme KHENG Alice

Le but de cette étude était de quantifier le nombre de bactéries non aéroportées pouvant pénétrer passivement dans les couches de quatre types de masques (masque chirurgical, masque à usage non sanitaire de type 1 (UNS1), biocide et UNS2) et de déterminer l'influence des conditions de port pour le masque chirurgical. Un simulateur de port de masque constitué d'une réplique anatomique 3D des voies respiratoires supérieures reliée à une pompe respiratoire a été utilisé. L'influence de la durée de port, de la qualité intrinsèque de filtration du masque, de l'ajustement au visage (lâche ou étanche) et des paramètres respiratoires (volume courant, fréquence respiratoire) a été examinée.

Un inoculum de *Staphylococcus epidermidis* a été appliqué sur la couche interne des masques. Après une simulation de port d'une durée de quatre heures, les couches ont été séparées et les bactéries comptées. Un nombre extrêmement faible de bactéries a été quantifié dans les couches intermédiaire et externe des masques, car la très grande majorité des bactéries est restée sur la couche interne. Le masque chirurgical et le masque UNS1 étaient les masques qui renaient le plus de bactéries et constituaient un environnement favorable à la survie des bactéries sur la couche interne. Le masque biocide a rapidement réduit les bactéries présentes au niveau de la couche interne. Les paramètres respiratoires n'ont exercé aucune influence, contrairement à l'ajustement étanche et à l'augmentation de la durée de port, qui ont entraîné une diminution de la quantité de bactéries sur la couche interne. Ces résultats démontrent que la capacité de pénétration passive des bactéries non aéroportées est négligeable. Par conséquent, nous pouvons confirmer que le test standard d'efficacité de filtration bactérienne, qui inclut la pénétration active des bactéries en suspension dans l'air sous forme de gouttelettes d'aérosol, constitue la mesure la plus objective de la capacité des bactéries à pénétrer à travers les couches du masque.

À l'avenir, la démocratisation de l'utilisation de masques alliant les propriétés hydrophobes du masque chirurgical et antiseptiques du masque biocide permettrait de protéger de manière efficace la population générale. Cela empêcherait la propagation des micro-organismes et diminuerait leur nombre au sein des masques, ce qui serait bénéfique pour les personnes immunodéprimées. Leur potentiel risque pour la santé nécessite

néanmoins une évaluation approfondie notamment en fonction des particules biocides utilisées.

**Le Président de la thèse,**  
Nom : Professeur X. Armoiry

Vu et permis d'imprimer, Lyon, le 19/12/2024  
Vu, le Directeur de l'Institut des Sciences  
Pharmaceutiques et Biologiques, Faculté  
de Pharmacie

Signature :



Pour le Président de l'Université Claude Bernard Lyon 1,  
Professeur C. DUSSART.



## 10. Références

1. Worby CJ, Chang HH. Face mask use in the general population and optimal resource allocation during the COVID-19 pandemic. *Nat Commun.* 13 août 2020;11(1):4049.
2. Santarsiero A, Giustini M, Quadrini F, D'Alessandro D, Fara GM. Effectiveness of face masks for the population. *Ann Ig.* 2021;33(4):347-59.
3. MacIntyre CR, Seale H, Dung TC, Hien NT, Nga PT, Chughtai AA, et al. A cluster randomised trial of cloth masks compared with medical masks in healthcare workers. *BMJ Open.* avr 2015;5(4):e006577.
4. Javid B, Weekes MP, Matheson NJ. Covid-19: should the public wear face masks? *BMJ.* 9 avr 2020;m1442.
5. Ike JD, Bayerle H, Logan RA, Parker RM. Face Masks: Their History and the Values They Communicate. *Journal of Health Communication.* 1 déc 2020;25(12):990-5.
6. Matuschek C, Moll F, Fangerau H, Fischer JC, Zänker K, Van Griensven M, et al. The history and value of face masks. *Eur J Med Res.* déc 2020;25(1):23.
7. Bingöl BB, Ataman AD, Pekesen M, Vatanoğlu-Lutz E. Medicine in philately: History of medical masks. *Anatol J Cardiol.* 1 mai 2021;25(5):372-4.
8. Pan K, Goel A, Akin LR, Patel SR. Through Plagues and Pandemics: The Evolution of Medical Face Masks.
9. Strasser BJ, Schlich T. A history of the medical mask and the rise of throwaway culture. *The Lancet.* juill 2020;396(10243):19-20.
10. Verma S, Dhanak M, Frankenfield J. Visualizing the effectiveness of face masks in obstructing respiratory jets. *Phys Fluids (1994).* 1 juin 2020;32(6):061708.
11. Driver S, Reynolds M, Brown K, Vingren JL, Hill DW, Bennett M, et al. Effects of wearing a cloth face mask on performance, physiological and perceptual responses during a graded treadmill running exercise test. *Br J Sports Med.* 1 janv 2022;56(2):107-13.
12. Zangmeister CD, Radney JG, Vicenzi EP, Weaver JL. Filtration Efficiencies of Nanoscale Aerosol by Cloth Mask Materials Used to Slow the Spread of SARS-CoV-2. *ACS Nano.* 28 juill 2020;14(7):9188-200.
13. Comité Européen de Normalisation. Medical face mask - Requirements and test methods (Norme BS EN 14683). BSI Standards Publication; 2019.
14. Agence fédérale des médicaments et des produits de santé. Qu'est-ce qu'un dispositif médical ? [Internet]. [cité 18 mai 2024]. Disponible sur:

[https://www.afmps.be/fr/public\\_information/dispositifs\\_medicaux/qu\\_est-ce\\_qu\\_un\\_dispositif\\_medical\\_](https://www.afmps.be/fr/public_information/dispositifs_medicaux/qu_est-ce_qu_un_dispositif_medical_)

15. Risques biologiques. Masques de protection respiratoire et risques biologiques : foire aux questions - Risques - INRS [Internet]. [cité 16 mai 2024]. Disponible sur: <https://www.inrs.fr/risques/biologiques/faq-masque-protection-respiratoire.html>
16. NF EN 149+A1. Appareils de protection respiratoire - Demi-masques filtrants contre les particules - Exigences, essais, marquage. Norme AFNOR; 2009.
17. AFNOR SPEC-S76-001. Masques barrières- Guide d'exigences minimales, de méthodes d'essais, de confection et d'usage. Norme AFNOR; 2022. Disponible sur: <https://www.snof.org/sites/default/files/AFNORSpec-S76-001-MasquesBarrieres.pdf>
18. Direction Générale de l'Armement. Essais réalisés dans le cadre de la crise sanitaire du COVID-19, sous pilotage de la Direction générale des entreprises [Internet]. [cité 29 juill 2024]. Disponible sur: [https://www.robe-materiel-medical.com/images/files/certificat\\_dga\\_.pdf](https://www.robe-materiel-medical.com/images/files/certificat_dga_.pdf)
19. Elechiguerra JL, Burt JL, Morones JR, Camacho-Bragado A, Gao X, Lara HH, et al. Interaction of silver nanoparticles with HIV-1. *J Nanobiotechnol*. 29 juin 2005;3(1):6.
20. Gallo N, Iaconisi GN, Pollini M, Paladini F, Pal S, Nobile C, et al. Efficacy Evaluation of Cu- and Ag-Based Antibacterial Treatments on Polypropylene Fabric and Comparison with Commercial Products. *Coatings*. 14 mai 2023;13(5):919.
21. Pullangott G, Kannan U, S G, Kiran DV, Maliyekkal SM. A comprehensive review on antimicrobial face masks: an emerging weapon in fighting pandemics. *RSC Adv*. 4 févr 2021;11(12):6544-76.
22. Fernández-Arribas J, Moreno T, Bartrolí R, Eljarrat E. COVID-19 face masks: A new source of human and environmental exposure to organophosphate esters. *Environment International*. 1 sept 2021;154:106654.
23. Institut National de Recherche et de Sécurité. Les appareils de protection respiratoire. Choix et utilisation. 2020.
24. Adanur S, Jayswal A. Filtration mechanisms and manufacturing methods of face masks: An overview. *Journal of Industrial Textiles*. 1 juin 2022;51(3\_suppl):3683S-3717S.
25. Wiley.com [Internet]. [cité 26 mai 2024]. *Aerosol Technology: Properties, Behavior, and Measurement of Airborne Particles*, 3rd Edition | Wiley. Disponible sur: <https://www.wiley.com/en-us/Aerosol+Technology%3A+Properties%2C+Behavior%2C+and+Measurement+of+Airborne+Particles%2C+3rd+Edition-p-9781119494041>
26. Wang AB, Zhang X, Gao LJ, Zhang T, Xu HJ, Bi YJ. A Review of Filtration Performance of Protective Masks. *International Journal of Environmental Research and*

Public Health. janv 2023;20(3):2346.

27. Tcharkhtchi A, Abbasnezhad N, Zarbini Seydani M, Zirak N, Farzaneh S, Shirinbayan M. An overview of filtration efficiency through the masks: Mechanisms of the aerosols penetration. *Bioactive Materials*. janv 2021;6(1):106-22.
28. Mittal R, Breuer K, Seo JH. The Flow Physics of Face Masks. *Annual Review of Fluid Mechanics*. 19 janv 2023;55(Volume 55, 2023):193-211.
29. Theoretical Study of Aerosol Filtration by Fibrous Filters [Internet]. [cité 19 juin 2024]. Disponible sur: <https://www.tandfonline.com/doi/epdf/10.1080/02786828208958584?needAccess=true>
30. Xu Z. Filtration Mechanism of Fine Particle. *Fundamentals of Air Cleaning Technology and Its Application in Cleanrooms*. 14 août 2013;133-83.
31. Lin TH, Chen CC, Huang SH, Kuo CW, Lai CY, Lin WY. Filter quality of electret masks in filtering 14.6–594 nm aerosol particles: Effects of five decontamination methods. *PLOS ONE*. 12 oct 2017;12(10):e0186217.
32. Rungiah S, Ruamsuk R, Vroman P, Takarada W, Appert-Collin JC, Kikutani T. Structural characterization of polypropylene/poly(lactic acid) bicomponent meltblown. *Journal of Applied Polymer Science* [Internet]. 2017 [cité 25 mai 2024];134(14). Disponible sur: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/app.44540>
33. Liu J, Zhang H, Gong H, Zhang X, Wang Y, Jin X. Polyethylene/Polypropylene Bicomponent Spunbond Air Filtration Materials Containing Magnesium Stearate for Efficient Fine Particle Capture. *ACS Appl Mater Interfaces*. 30 oct 2019;11(43):40592-601.
34. Van Turnhout J, Adamse JWC, Hoeneveld WJ. Electret filters for high-efficiency air cleaning. *Journal of Electrostatics*. 1 avr 1980;8(4):369-79.
35. Fjeld RA, Owens TM. The effect of particle charge on penetration in an electret filter. *IEEE Transactions on Industry Applications*. juill 1988;24(4):725-31.
36. Konda A, Prakash A, Moss GA, Schmoldt M, Grant GD, Guha S. Aerosol Filtration Efficiency of Common Fabrics Used in Respiratory Cloth Masks. *ACS Nano*. 26 mai 2020;14(5):6339-47.
37. Wang CS. Electrostatic forces in fibrous filters—a review. *Powder Technology*. 8 août 2001;118(1):166-70.
38. Hao W, Xu G, Wang Y. Factors influencing the filtration performance of homemade face masks. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*. 4 mars 2021;18(3):128-38.
39. Morawska L, Cao J. Airborne transmission of SARS-CoV-2: The world should face the reality. *Environ Int*. juin 2020;139:105730.

40. Djeghdir S, Peyron A, Sarry G, Leclerc L, Kaouane G, Verhoeven PO, et al. Filtration efficiency of medical and community face masks using viral and bacterial bioaerosols. *Sci Rep.* 2 mai 2023;13(1):7115.
41. Ding G, Li G, Liu M, Sun P, Ren D, Zhao Y, et al. Bacterial contamination of medical face mask wearing duration and the optimal wearing time. *Front Cell Infect Microbiol* [Internet]. 2 oct 2023 [cité 7 juill 2024];13. Disponible sur: <https://www.frontiersin.org/journals/cellular-and-infection-microbiology/articles/10.3389/fcimb.2023.1231248/full>
42. Ford N, Holmer HK, Chou R, Villeneuve PJ, Baller A, Van Kerkhove M, et al. Mask use in community settings in the context of COVID-19: A systematic review of ecological data. *EClinicalMedicine.* 19 juill 2021;38:101024.
43. World Health Organization. Mask use in the context of COVID-19. 2020. [https://iris.who.int/bitstream/handle/10665/337199/WHO-2019-nCov-IPC\\_Masks-2020.5-eng.pdf?sequence=1](https://iris.who.int/bitstream/handle/10665/337199/WHO-2019-nCov-IPC_Masks-2020.5-eng.pdf?sequence=1)
44. Masque de protection. In: Wikipédia [Internet]. 2024 [cité 4 mars 2024]. Disponible sur: [https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Masque\\_de\\_protection&oldid=212581368](https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Masque_de_protection&oldid=212581368)
45. Zhiqing L, Yongyun C, Wenxiang C, Mengning Y, Yuanqing M, Zhenan Z, et al. Surgical masks as source of bacterial contamination during operative procedures. *Journal of Orthopaedic Translation.* juill 2018;14:57-62.
46. Lot de 5 masques barrières 100% coton [Internet]. [cité 6 mars 2024]. Disponible sur: <https://www.dim.fr/p/lot-de-5-masques-barrieres-100--coton/3610862362498.html>
47. Kwong LH, Wilson R, Kumar S, Crider YS, Sanchez YR, Rempel D, et al. Review of the Breathability and Filtration Efficiency of Common Household Materials for Face Masks. *ACS Nano.* 27 avr 2021;15(4):5904-24.
48. Whyte HE, Montigaud Y, Audoux E, Verhoeven P, Prier A, Leclerc L, et al. Comparison of bacterial filtration efficiency vs. particle filtration efficiency to assess the performance of non-medical face masks. *Sci Rep.* 24 janv 2022;12(1):1188.
49. The european committee for standardization. CWA 17553 [Internet]. [cité 29 mai 2024]. Disponible sur: [https://www.cenelec.eu/media/CEN-CENELEC/CWAs/RI/cwa17553\\_2020.pdf](https://www.cenelec.eu/media/CEN-CENELEC/CWAs/RI/cwa17553_2020.pdf) (2020).
50. Lindsley WG, Reynolds JS, Szalajda JV, Noti JD, Beezhold DH. A Cough Aerosol Simulator for the Study of Disease Transmission by Human Cough-Generated Aerosols. *Aerosol Science and Technology.* août 2013;47(8):937-44.
51. Zhu S, Kato S, Yang JH. Study on transport characteristics of saliva droplets produced by coughing in a calm indoor environment. *Building and Environment.* 1 déc 2006;41(12):1691-702.

52. Ho KF, Lin LY, Weng SP, Chuang KJ. Medical mask versus cotton mask for preventing respiratory droplet transmission in micro environments. *Science of The Total Environment*. sept 2020;735:139510.
53. Wang Z. Survival of Bacteria on Respirator Filters. *Aerosol Science and Technology*. mars 1999;30(3):300-8.
54. Pourchez J, Peyron A, Montigaud Y, Laurent C, Audoux E, Leclerc L, et al. New insights into the standard method of assessing bacterial filtration efficiency of medical face masks. *Sci Rep*. 15 mars 2021;11:5887.
55. Guo Y. Transmission of communicable respiratory infections and facemasks. *JMDH*. mai 2008;17.
56. Lin TH, Tang FC, Chiang CH, Chang CP, Lai CY. Recovery of Bacteria in Filtering Facepiece Respirators and Effects of Artificial Saliva/Perspiration on Bacterial Survival and Performance of Respirators. *Aerosol Air Qual Res*. 2017;17(1):187-97.
57. Armand Q, Whyte HE, Verhoeven P, Grattard F, Leclerc L, Curt N, et al. Impact of medical face mask wear on bacterial filtration efficiency and breathability. *Environmental Technology & Innovation*. nov 2022;28:102897.
58. Caire R, Audoux E, Thomas M, Dalix E, Peyron A, Rodriguez K, et al. YAP promotes cell-autonomous immune responses to tackle intracellular *Staphylococcus aureus* in vitro. *Nat Commun*. 16 nov 2022;13:6995.
59. Hall JE, Hall JE, Guyton AC. *Guyton and Hall textbook of medical physiology: Student consult*. Activate at studentconsult.com. Searchable full text online. 12. ed. Philadelphia, Pa: Saunders, Elsevier; 2011. 1091 p.
60. Merenstein C, Fitzgerald AS, Khatib LA, Graham-Wooten J, Bushman FD, Collman RG. Effects of Mask Reuse on the Oropharyngeal, Skin, and Mask Microbiome. *The Journal of Infectious Diseases*. 22 mai 2023;jiad167.
61. Park AM, Khadka S, Sato F, Omura S, Fujita M, Hashiwaki K, et al. Bacterial and fungal isolation from face masks under the COVID-19 pandemic. *Sci Rep*. 18 juill 2022;12(1):11361.
62. Kisielinski K, Wojtasik B, Zalewska A, Livermore DM, Jurczak-Kurek A. The Bacterial Burden of Worn Face Masks – Observational Research and Literature Review [Internet]. 2023 [cité 19 avr 2024]. Disponible sur: <https://www.preprints.org/manuscript/202312.1576/v1>
63. Mast J, Van Miert E, Siciliani L, Cheyns K, Blaude MN, Wouters C, et al. Application of silver-based biocides in face masks intended for general use requires regulatory control. *Science of The Total Environment*. avr 2023;870:161889.
64. O'Dowd K, Nair KM, Forouzandeh P, Mathew S, Grant J, Moran R, et al. Face Masks and Respirators in the Fight Against the COVID-19 Pandemic: A Review of Current Materials, Advances and Future Perspectives. *Materials*. janv

2020;13(15):3363.

65. Abbasinia M, Karimie S, Haghighat M, Mohammadfam I. Application of Nanomaterials in Personal Respiratory Protection Equipment: A Literature Review. *Safety*. déc 2018;4(4):47.
66. Swolana D, Kępa M, Idzik D, Dziedzic A, Kabała-Dzik A, Wąsik TJ, et al. The Antibacterial Effect of Silver Nanoparticles on Staphylococcus Epidermidis Strains with Different Biofilm-Forming Ability. *Nanomaterials*. mai 2020;10(5):1010.
67. Huang Y, Gancheva T, Favis BD, Abidli A, Wang J, Park CB. Hydrophobic Porous Polypropylene with Hierarchical Structures for Ultrafast and Highly Selective Oil/Water Separation. *ACS Appl Mater Interfaces*. 14 avr 2021;13(14):16859-68.
68. Hou EJ, Hsieh YY, Hsu TW, Huang CS, Lee YC, Han YS, et al. Using the concept of circular economy to reduce the environmental impact of COVID-19 face mask waste. *Sustainable Materials and Technologies*. 1 sept 2022;33:e00475.
69. Chua MH, Cheng W, Goh SS, Kong J, Li B, Lim JYC, et al. Face Masks in the New COVID-19 Normal: Materials, Testing, and Perspectives. *Research [Internet]*. 7 août 2020 [cité 22 avr 2024];2020. Disponible sur: <https://spj.science.org/doi/10.34133/2020/7286735>
70. Tcharkhtchi A, Abbasnezhad N, Zarbini Seydani M, Zirak N, Farzaneh S, Shirinbayan M. An overview of filtration efficiency through the masks: Mechanisms of the aerosols penetration. *Bioactive Materials*. 1 janv 2021;6(1):106-22.
71. Ju JTJ, Boisvert LN, Zuo YY. Face masks against COVID-19: Standards, efficacy, testing and decontamination methods. *Adv Colloid Interface Sci*. juin 2021;292:102435.
72. Sanchez AL, Hubbard JA, Dellinger JG, Servantes BL. Experimental Study of Electrostatic Aerosol Filtration at Moderate Filter Face Velocity. *Aerosol Science and Technology*. 1 juin 2013;47(6):606-15.
73. Aydin O, Emon B, Cheng S, Hong L, Chamorro LP, Saif MTA. Performance of fabrics for home-made masks against the spread of COVID-19 through droplets: A quantitative mechanistic study. *Extreme Mech Lett*. oct 2020;40:100924.
74. Gonçalves M, Weon BM. Evaluating Droplet Survivability on Face Masks with X-ray Microtomography. *ACS Appl Bio Mater*. 15 janv 2024;7(1):193-202.
75. Lynge Pedersen AM, Belstrøm D. The role of natural salivary defences in maintaining a healthy oral microbiota. *Journal of Dentistry*. 1 janv 2019;80:S3-12.
76. Wade WG. Characterisation of the human oral microbiome. *Journal of Oral Biosciences*. 1 août 2013;55(3):143-8.
77. Kilian M, Chapple ILC, Hannig M, Marsh PD, Meuric V, Pedersen AML, et al. The oral microbiome – an update for oral healthcare professionals. *Br Dent J*. nov

2016;221(10):657-66.

78. Farzaneh S, Shirinbayan M. Processing and Quality Control of Masks: A Review. *Polymers*, 2022, 14 (2), pp.291.
79. Kang PK, Shah DO. Filtration of Nanoparticles with Dimethyldioctadecylammonium Bromide Treated Microporous Polypropylene Filters. *Langmuir*. 1 mars 1997;13(6):1820-6.
80. Sankhyan S, Heinselman KN, Ciesielski PN, Barnes T, Himmel ME, Teed H, et al. Filtration Performance of Layering Masks and Face Coverings and the Reusability of Cotton Masks after Repeated Washing and Drying. *Aerosol Air Qual Res*. 2021;21(11):210117.
81. Drewnick F, Pikmann J, Fachinger F, Moormann L, Sprang F, Borrmann S. Aerosol filtration efficiency of household materials for homemade face masks: Influence of material properties, particle size, particle electrical charge, face velocity, and leaks. *Aerosol Science and Technology*. 2 janv 2021;55(1):63-79.
82. Chughtai AA, Seale H, Macintyre CR. Effectiveness of Cloth Masks for Protection Against Severe Acute Respiratory Syndrome Coronavirus 2. *Emerg Infect Dis*. oct 2020;26(10):e200948.
83. Hu RL, Li SR, Kong FJ, Hou RJ, Guan XL, Guo F. Inhibition effect of silver nanoparticles on herpes simplex virus 2. *Genet Mol Res*. 19 mars 2014;13(3):7022-8.
84. Lara HH, Ayala-Nuñez NV, Ixtepan-Turrent L, Rodriguez-Padilla C. Mode of antiviral action of silver nanoparticles against HIV-1. *Journal of Nanobiotechnology*. 20 janv 2010;8(1):1.
85. Whyte HE, Joubert A, Leclerc L, Sarry G, Verhoeven P, Le Coq L, et al. Reusability of face masks: Influence of washing and comparison of performance between medical face masks and community face masks. *Environmental Technology & Innovation*. 1 nov 2022;28:102710.
86. Guan X, Lin J, Han J, Gao X, Zhang Y, Hu B, et al. Prolonged Use of Surgical Masks and Respirators Affects the Protection and Comfort for Healthcare Workers. *Materials*. 9 nov 2022;15(22):7918.
87. Georgi C, Haase-Fielitz A, Meretz D, Gäsert L, Butter C. The Impact of Commonly-Worn Face Masks on Physiological Parameters and on Discomfort During Standard Work-Related Physical Effort. *Dtsch Arztebl Int*. oct 2020;117(40):674-5.
88. Zheng C, Poon ETC, Wan K, Dai Z, Wong SHS. Effects of Wearing a Mask During Exercise on Physiological and Psychological Outcomes in Healthy Individuals: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med*. janv 2023;53(1):125-50.
89. Santos-Silva PR, Greve JMD, Pedrinelli A. DURING THE CORONAVIRUS (COVID-19) PANDEMIC, DOES WEARING A MASK IMPROVE OR WORSEN PHYSICAL PERFORMANCE? *Rev Bras Med Esporte*. 29 juill 2020;26:281-4.

90. Barbosa T. Wearing face mask during physical exercise. *Motricidade*. 31 déc 2020;Vol. 16 No. 4 (2020): Motricidade.
91. Pan Y, Xi Q, Meng J, Chen X, Wu G. Development of a customized mask retainer for improving the fit performance of surgical masks. *PLOS ONE*. 9 déc 2022;17(12):e0278889.
92. Blachere FM, Lemons AR, Coyle JP, Derk RC, Lindsley WG, Beezhold DH, et al. Face mask fit modifications that improve source control performance. *Am J Infect Control*. févr 2022;50(2):133-40.

## 11. Annexes

### 11.1. Protocole de manipulation pour la simulation du port de masque sur une réplique anatomique des voies aériennes supérieures

#### **Montage et manipulation de la simulation :**

##### **Objectif**

L'objectif de ce montage est de simuler au mieux et en se rapprochant des conditions physiologiques le port du masque. Le protocole et le montage ont été réalisés avec l'aide de Mme Lara LECLERC dans le laboratoire L314.

##### **Matériel**

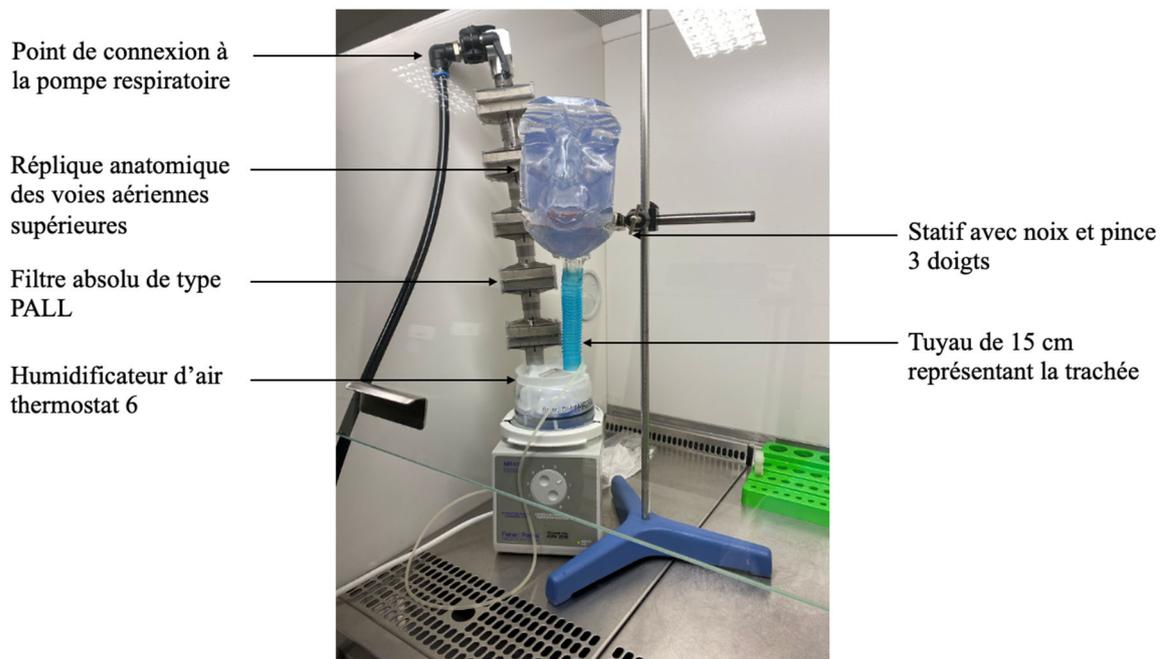
- Humidificateur chauffant Fisher&Paykel MR410, dont le but est de chauffer de l'eau pour produire de la vapeur d'eau.
- Pompe respiratoire sinusoïdale Pari Compas 2 (ref : L308-Pompe respi-01)
- 5 filtres absolus de type PALL pour protéger la pompe de l'humidité
- Réplique de tête avec les voies aériennes supérieures
- Tuyau de 15 cm annelé en plastique, représentant une trachée
- Statif avec noix de serrage et pince trois doigts

##### **Montage**

- Remplir l'humidificateur chauffant d'eau stérile jusqu'à la limite indiquée sur le réservoir de l'humidificateur (trait horizontal sur le réservoir).
- Emboîter l'extrémité du tuyau provenant de la pompe respiratoire sinusoïdale avec un filtre absolu PALL.

- Emboîter l'embout libre du filtre avec un des embouts de l'humidificateur chauffant.
- Fixer l'autre embout de l'humidificateur au tuyau représentant la trachée.
- Fixer ce même tuyau représentant la trachée à la réplique anatomique des voies aériennes supérieures.
- Fixer la réplique au pied de façon à positionner le tuyau représentant la trachée à la verticale.

Placer le montage au sein du PSM (Poste de Sécurité Microbiologique).



*Figure A : Schéma du montage fini*



**Figure B : Schéma du plan de travail**

## Manipulation

1. Enlever l'embout du filtre pour remplir l'humidificateur chauffant à la jauge (jusqu'à la flèche).
2. Ré emboîter l'embout du filtre.
3. Brancher et allumer l'humidificateur chauffant 30 minutes avant le début de la simulation du port du masque.
4. Fixer sur la réplique anatomique le premier masque de la série à tester en nouant les élastiques derrière la tête.
5. Allumer l'ordinateur avec l'interrupteur rouge sur la pompe respiratoire sinusoïdale PARI Compas 2.
6. Sur l'ordinateur contrôlant la pompe respiratoire sinusoïdale, cliquer sur l'icône de la courbe sinusoïdale.
7. Entrer les paramètres suivants pour lancer une simulation à vide (sans masque) :

Paramètres : 1000 cycles, 2s d'inspiration, 3s d'expiration, VT = 500 ml.

8. Cliquer sur l'icône du triangle pour lancer la simulation.
9. Cliquer sur: Reset motor and start.

10. Cliquer sur : Start Now!

11. De la même façon, paramétrer la pompe respiratoire selon les caractéristiques liées aux paramètres de simulation.

Attention : utiliser le clavier numérique pour utiliser un « . » comme séparateur décimal.

12. Lancer la pompe respiratoire.

13. Relancer la pompe respiratoire à l'arrêt de celle-ci autant de fois que spécifié dans l'annexe 1.

Vérifier le niveau d'eau dans l'humidificateur, remplir à la jauge (jusqu'à la flèche) si le niveau est bas.

14. A la fin de la simulation du port du masque, changer le masque et répéter les étapes 5 à 6.

15. Éteindre et débrancher l'humidificateur d'air.

16. Ranger la réplique anatomique des voies aériennes supérieures dans un placard pour la protéger des UV car la résine est photosensible.

## Paramètres de simulation

Paramètres de simulation		Type de masque	Temps de port	Portage du masque	Cycle respiratoire	Inoculum initial face interne
Témoin négatif		Chirurgical	4h sur simulateur	Lâche	Normal	Aucun
Test de cultivabilité		Tous masques	5min et 4h sur la paillasse	-	-	10 <sup>6</sup> UFC/mL avant dilution
Référence-Port standard recommandé	Condition 1	Chirurgical	4h	Lâche	Normal	10 <sup>6</sup> UFC/mL avant dilution
Impact de la durée de port	Condition 2	Chirurgical	6h	Lâche	Normal	10 <sup>6</sup> UFC/mL avant dilution
Impact du type de masque	Condition 3	UNS1	4h	Lâche	Normal	10 <sup>6</sup> UFC/mL avant dilution
	Condition 4	UNS2	4h	Lâche	Normal	10 <sup>6</sup> UFC/mL avant dilution
	Condition 5	Masque biocide	4h	Lâche	Normal	10 <sup>6</sup> UFC/mL avant dilution
Impact de l'ajustement	Condition 6	Chirurgical	4h	Étanche	Normal	10 <sup>6</sup> UFC/mL avant dilution
Impact du cycle resp.	Condition 7	Chirurgical	4h	Lâche	Effort	10 <sup>6</sup> UFC/mL avant dilution

Concernant les masques textiles (biocide, UNS1 et 2) une mise sous UV de 1h est nécessaire de chaque côté du masque afin d'éviter tout risque de contamination bactérienne ou fongique environnementale.

Pour mesurer l'impact du port étanche (condition 6), un ruban adhésif va être utilisé pour faire en sorte qu'aucune sortie d'air ne soit possible.



*Figure C : Montage du simulateur avec ajustement du masque en condition « étanche »*

## 11.2. Protocole de préparation de la souche bactérienne de *S. epidermidis* RP62a (STAH43)

Voici le protocole de préparation de la souche bactérienne suivi pour les manipulations.

### **Matériel**

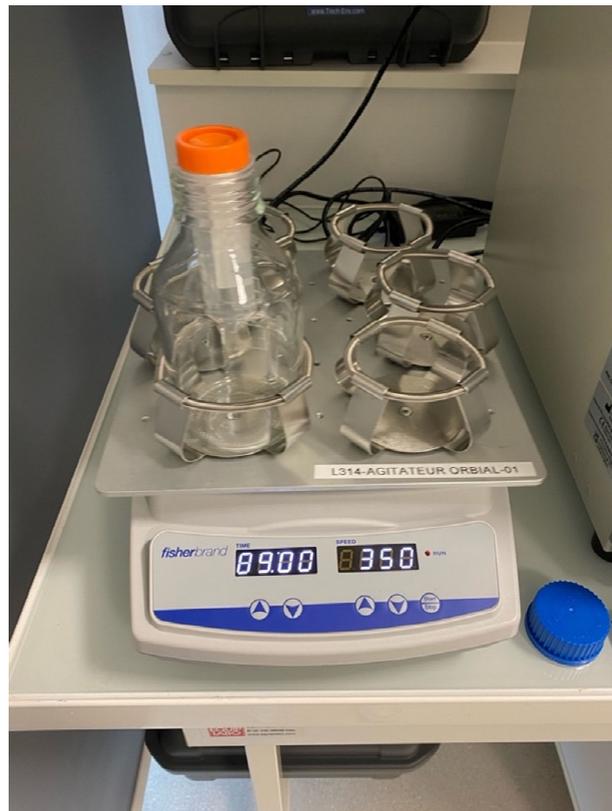
- Inoculum bactérien : souche de *S. epidermidis* RP62a (STAH43) stockée dans le congélateur à -80°C en salle L320
- Eau peptonée
- Tube falcon de 50 mL
- Portoir
- Pipette graduée de 2 mL + pipette boy
- Micropipette de 100 µL
- Micropipette de 2 µL
- Agitateur orbital (vitesse de 350 tours/min)
- 2 ou 3 flacons de LEP (cela dépend du nombre de feuillets du masque concerné)
- Pincés et ciseaux stériles/désinfectés à l'éthanol 70° ou à l'Aniospray Quick

### **Méthode**

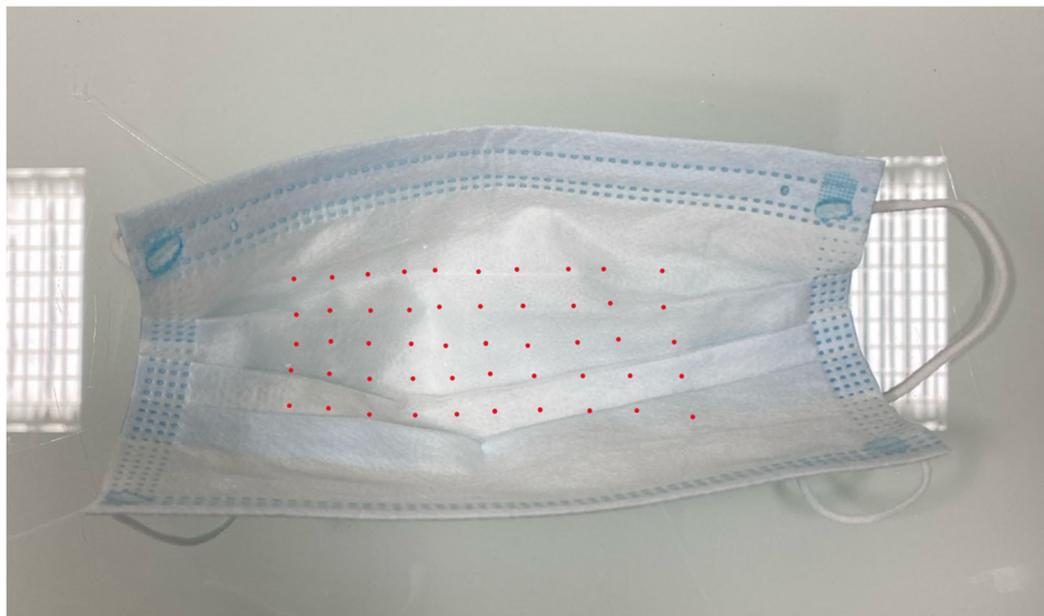
*Tous les prélèvements se font sous PSM*

- Prendre l'inoculum du congélateur et le laisser décongeler à température ambiante
- Désinfecter la surface de travail sous PSM
- A l'aide la pipette graduée, mettre 2 mL d'eau peptonée dans le tube Falcon posé sur le portoir

- Prélever à l'aide la micropipette 100  $\mu$ L d'inoculum bactérien et les verser dans le Falcon contenant 2 mL d'eau peptonée
  - Mettre le mélange à agiter au niveau de l'agitateur orbital pendant 15 minutes
  - Après agitation, remettre le Falcon sous PSM sur le portoir
  - Installer les flacons de LEP et une boîte de Pétri rectangulaire préalablement désinfectée à l'éthanol 70% et à l'Aniospray Quick au niveau du poste de travail sous PSM
  - Mettre le masque côté face externe sur la boîte de Pétri
  - A l'aide de la micropipette, prélever 2  $\mu$ L du mélange contenu dans le Falcon et le déposer sur la face interne du masque, dans la zone centrale
  - Répéter cette opération 50 fois en faisant 5 lignes de 10 dépôts pour faire une surface rectangulaire
  - Laisser les gouttelettes sécher 30 minutes si c'est un masque chirurgical ou UNS1 et positionner le masque sur le simulateur en faisant un nœud derrière
- NB : Pour les masques en tissu, il n'y a pas de temps de séchage car le tissu absorbe directement les gouttelettes
- Après le temps de port adéquat, enlever le masque du simulateur (couper les lanières) et le déposer sur la boîte de Pétri
  - A l'aide d'une paire de ciseaux stériles, découper les lanières du masque et les côtés du masque reliant les couches entre-elles
  - A l'aide de pinces stériles, séparer les feuillets et les insérer dans un flacon de LEP (un flacon pour chaque feuillet) étiqueté
  - Remettre les flacons dans le frigo
  - Effectuer la filtration au sein du laboratoire d'hygiène le lendemain



**Figure D : Mélange d'inoculum bactérien et d'eau peptonée posé sur l'agitateur orbital**



**Figure E : Schéma des dépôts des gouttelettes contenant l'inoculum bactérien sur le masque**

### 11.3. Protocole de filtration sur membrane

Protocole de filtration issu du laboratoire d'hygiène du CHU de Saint-Etienne avec les volumes adapté selon notre étude :

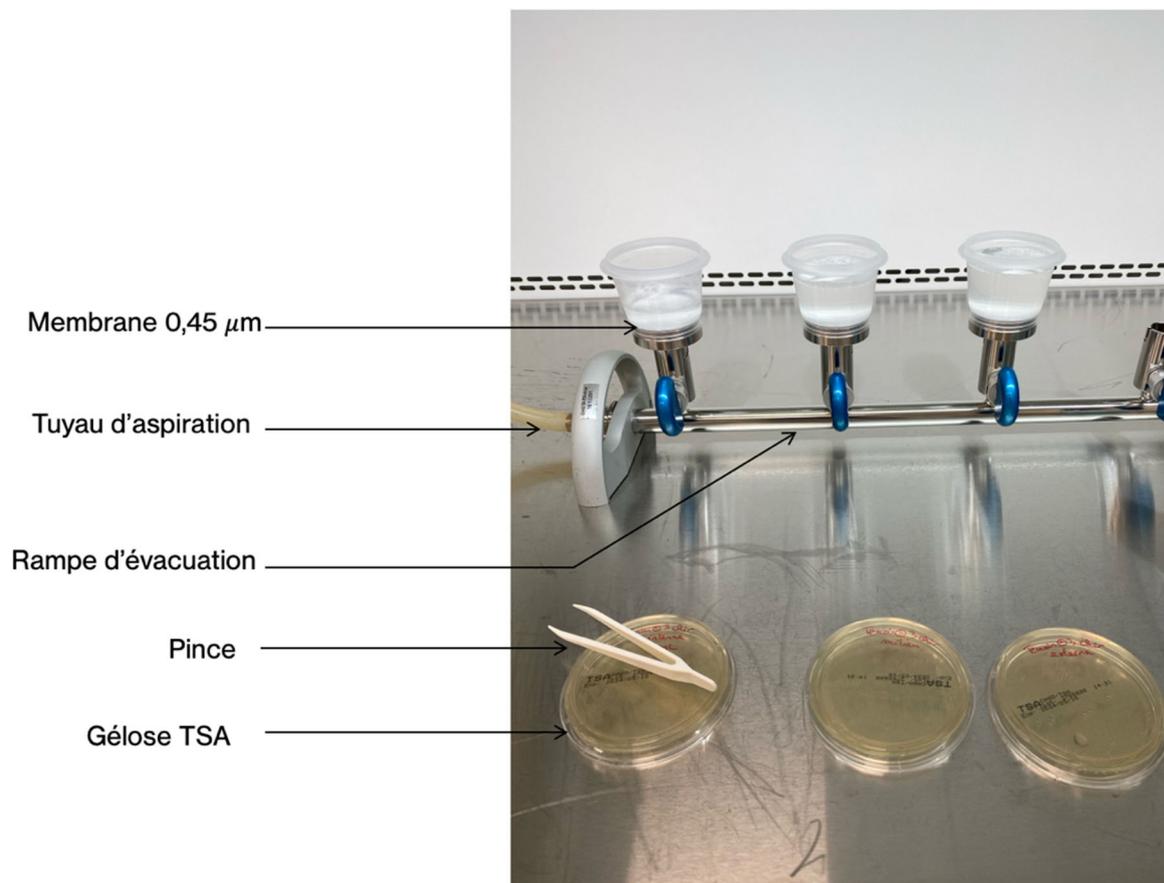
#### **Matériel utilisé (réactifs, consommables)**

- Rampe milipore Ref : A1-RF-0004 (CHU-BIO-2000697) et Ref. A1-RF-0001 (CHU-1610291) ou rampe de remplacement Sartorius Ref. 0610173
- Pincés stériles
- Entonnoir à usage unique
- Bac jaune de 4L
- Membrane filtrante taille 0,45 µm Ref. HAWG047S6 (lot F3BB50249, exp 02/25)
- Géloses TSA (référence PO5012A)et Sabouraud-Chloramphénicol (référence 027949)

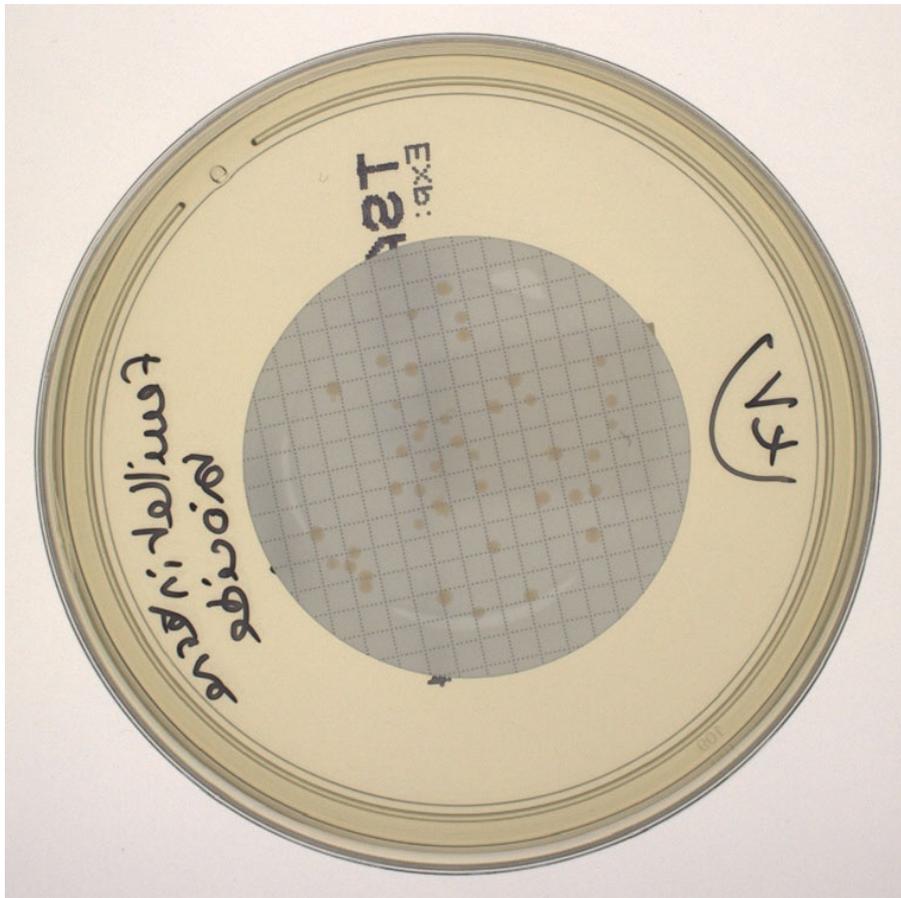
#### **Mode opératoire de filtration**

- Allumer le PSM
- Stériliser avec un chalumeau la rampe
- En fonction du nombre de filtrations à effectuer, prendre une ou plusieurs membranes filtrantes et les déposer côté quadrillé en haut de la grille d'évacuation en ne saisissant que le bord extérieur de la membrane à l'aide de la pince stérile
- Mettre un entonnoir plastique à usage unique sur l'unité de filtration
- Bien ajuster le montage pour éviter tout risque de fuites
- Vérifier que les robinets inox situés sur les rampes sont fermés (position horizontale)

- Mettre en route la pompe à vide (interrupteur rouge situé sur le côté gauche du manomètre)
- Remplir l'entonnoir avec la quantité d'eau à filtrer (si la quantité est inférieure à 10 mL, rajouter 20mL de tryptone sel afin de mouiller la membrane et filtrer un plus grand volume)
- Ouvrir les robinets inox situés sur les rampes (position verticale) et faire un vide suffisant pour filtrer lentement l'eau à travers la membrane
- Après filtration complète :
  - Fermer les robinets inox situés sur la rampe
  - Arrêter le moteur électrique de la pompe à vide
- Désaccoupler l'entonnoir et sa base
- Retirer, à l'aide de pinces stériles, la membrane filtrante, puis la transférer sur le milieu adapté (ici TSA) en s'assurant qu'il n'y a pas de bulle d'air entre la membrane et le milieu
- Pour filtrer un autre échantillon, stériliser avec un chalumeau la grille d'évacuation et mettre une nouvelle membrane et un nouvel entonnoir puis recommencer l'opération
- A la fin de la série de filtration, éteindre le PSM
- Stériliser avec un chalumeau la rampe
- Incuber les géloses TSA à 30°C pendant 3 jours (pour cette première filtration des géloses Sabouraud-Chloramphénicol ont aussi été utilisées mais elles ne le seront plus par la suite, elles sont incubées à 21°C pendant 7 jours)



*Figure F : Plan de travail de la filtration*



*Figure G : Exemple de pousse de colonies bactériennes sur membrane*

L'ISPB - Faculté de Pharmacie de Lyon et l'Université Claude Bernard Lyon 1 n'entendent donner aucune approbation ni improbation aux opinions émises dans les thèses ; ces opinions sont considérées comme propres à leurs auteurs.

L'ISPB - Faculté de Pharmacie de Lyon est engagé dans une démarche de lutte contre le plagiat. De ce fait, une sensibilisation des étudiants et encadrants des thèses a été réalisée avec notamment l'incitation à l'utilisation d'une méthode de recherche de similitudes.

**KHENG Alice**

**Évaluation de la capacité de pénétration des bactéries non aéroportées à travers les couches de différents types de masques et sous différentes conditions de port**

Th. D. Pharm., Lyon 1, 2025, 103 p.

**RESUME**

L'objectif de cette étude était de quantifier le nombre de bactéries non aéroportées pouvant pénétrer passivement les couches de quatre types de masques (masque chirurgical, masque à usage non sanitaire de type 1 et 2 (UNS1 et UNS2) et biocide) et d'évaluer l'influence des conditions de port pour le masque chirurgical. Un simulateur de port de masque composé d'une réplique anatomique 3D des voies respiratoires supérieures reliée à une pompe respiratoire a été utilisé. L'influence de la durée de port, de la qualité intrinsèque de filtration du masque, de l'ajustement au visage (lâche ou étanche) et des paramètres respiratoires (volume courant, fréquence respiratoire) a été examinée. Un inoculum de *Staphylococcus epidermidis* a été appliqué sur la couche interne des masques. Après une simulation de port d'une durée de quatre heures, les couches ont été séparées et les bactéries comptées.

Un nombre extrêmement faible de bactéries a été quantifié dans les couches intermédiaire et externe des masques, car la très grande majorité des bactéries est restée sur la couche interne. Le masque chirurgical et le masque UNS1 étaient les masques qui renaient le plus de bactéries et constituaient un environnement favorable à la survie des bactéries sur la couche interne. Le masque biocide a rapidement réduit les bactéries présentes au niveau de la couche interne. Les paramètres respiratoires n'ont exercé aucune influence, contrairement à l'ajustement étanche et à l'augmentation de la durée de port, qui ont entraîné une diminution de la quantité de bactéries sur la couche interne. Ces résultats démontrent que la capacité de pénétration passive des bactéries non aéroportées est négligeable. Par conséquent, nous pouvons confirmer que le test standard d'efficacité de filtration bactérienne, qui inclut la pénétration active des bactéries en suspension dans l'air sous forme de gouttelettes d'aérosol, constitue la mesure la plus objective de la capacité des bactéries à pénétrer à travers les couches du masque.

**MOTS CLES**

Masque chirurgical  
Charge bactérienne  
Simulateur de port  
Passage passif

**JURY**

M. ARMOIRY Xavier, Professeur des Universités-Praticien hospitalier  
M. POURCHEZ Jérémie, Directeur de recherche  
M. PAILLER-MATTEI Cyril, Professeur des Universités  
M. FOURDAOUS Najib, Pharmacien d'industrie

**DATE DE SOUTENANCE**

Vendredi 31 janvier 2025

**CONTACT**

Mail du directeur de thèse : pourchez@emse.fr

Mail du tuteur pédagogique : cyril.pailler-mattei@univ-lyon1.fr