



**MODÉLISATION DE L'ÉCOULEMENT D'AIR ET DES
EFFETS THERMIQUES LORS DE L'UTILISATION D'UN
APPAREIL DE PROTECTION RESPIRATOIRE**

Mémoire présenté

dans le cadre du programme de maîtrise en ingénierie

en vue de l'obtention du grade de maître ès sciences appliquées (M.Sc.A)

PAR

© **BARTHELEMY TOPILKO**

Août 2024

Composition du jury :

Maha Bhourri, président du jury, Université du Québec à Rimouski

Jean Brousseau, directeur de recherche, Université du Québec à Rimouski

Xavier Maldague, codirecteur de recherche, Université Laval

**Ali Bahloul, codirecteur de recherche, Institut de Recherche Robert-Sauve en Santé et
Sécurité au Travail**

Mohamed El Mankibi, examinateur externe, ENTPE – LTDS (CNRS 5513)

Dépôt initial le 27 juin 2024

Dépôt final le 15 août 2024

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À RIMOUSKI
Service de la bibliothèque

Avertissement

La diffusion de ce mémoire ou de cette thèse se fait dans le respect des droits de son auteur, qui a signé le formulaire « *Autorisation de reproduire et de diffuser un rapport, un mémoire ou une thèse* ». En signant ce formulaire, l'auteur concède à l'Université du Québec à Rimouski une licence non exclusive d'utilisation et de publication de la totalité ou d'une partie importante de son travail de recherche pour des fins pédagogiques et non commerciales. Plus précisément, l'auteur autorise l'Université du Québec à Rimouski à reproduire, diffuser, prêter, distribuer ou vendre des copies de son travail de recherche à des fins non commerciales sur quelque support que ce soit, y compris Internet. Cette licence et cette autorisation n'entraînent pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits moraux ni à ses droits de propriété intellectuelle. Sauf entente contraire, l'auteur conserve la liberté de diffuser et de commercialiser ou non ce travail dont il possède un exemplaire.

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier M. Jean Brousseau pour avoir supervisé ce projet en tant que directeur de recherche du début à la fin. Merci aussi à Mme. Maha Bhourri et M. Yacine Yaddaden, deux professeurs de l'Université du Québec à Rimouski qui m'ont beaucoup aidé durant mon projet. Je remercie également M. Geoffrey Marchais, M. Mohamed Arbane et M. Alfayed Mbae, deux autres étudiants à la maîtrise en ingénierie et un étudiant stagiaire à l'Université du Québec à Rimouski, pour avoir collaboré avec moi sur le projet global.

J'aimerais aussi remercier l'Université Laval, notamment M. Xavier Maldague qui était l'un de mes co-directeurs de recherche, pour nous avoir donné accès aux locaux de l'université ainsi qu'aux licences des différents logiciels utilisés tout au long du projet. Je tenais aussi à remercier l'Institut de Recherche Robert-Sauvé en Santé et Sécurité au Travail et plus précisément M. Ali Bahloul mon deuxième co-directeur de recherche et Mme. Clothilde Brochot pour avoir mis en valeur le projet via la participation du projet à des conférences ou des ateliers dédiés à la Santé et Sécurité au Travail.

Merci à MITACS Accélération qui a permis de financer les travaux de recherche de chacun des étudiants de l'équipe de recherche.

J'étends finalement mes remerciements à tous mes proches et ma famille pour m'avoir soutenu tout le long de ce projet de recherche.

AVANT-PROPOS

Un Appareil de Protection Respiratoire représente un dispositif crucial assurant la double fonction de protéger le porteur contre un environnement hostile et de préserver un environnement sain des émissions nocives du porteur. L'ajustement de ces appareils peut être réalisé de deux manières, soit de manière quantitative, soit de manière qualitative. Ces approches permettent aux travailleurs de disposer d'équipements mieux adaptés à leur morphologie faciale. Dans le cas des Appareils de Protection Respiratoire équipés de filtres à haut rendement tels que les masques de type N95, la principale source de perte d'étanchéité réside dans les fuites d'air au niveau de l'interface entre le masque et le visage. Actuellement, de nombreux travailleurs ne réalisent pas de manière adéquate les tests d'ajustement, soulignant ainsi le besoin crucial de développer une méthode simple et rapide pour rendre ces tests accessibles aux utilisateurs d'Appareil de Protection Respiratoire en milieu professionnel. Cette étude s'inscrit dans un projet plus vaste visant à mettre au point une station d'analyse permettant d'évaluer en temps réel le facteur de protection des utilisateurs d'Appareil de Protection Respiratoire sur le lieu de travail. Dans le cadre de ce projet, une collecte de données expérimentales a été effectuée à la fois sur un banc d'essai et sur des sujets humains afin de former un algorithme d'intelligence artificielle destiné à détecter automatiquement les fuites. L'étude décrit le développement d'un modèle multiphysique reproduisant divers scénarios expérimentaux, ce qui a permis de constituer une base de données pour la comparaison et la validation des résultats.

RÉSUMÉ

Les techniques d'imagerie infrarouge sont employées dans les essais non-destructifs pour détecter les défauts en analysant les variations de température à la surface des matériaux. Lorsqu'un Appareil de Protection Respiratoire est porté, la respiration humaine entraîne des changements de température à la surface du visage. Le projet global s'appuie sur cette technologie pour détecter les fuites, en combinaison avec un compteur de particules pour évaluer l'ajustement de l'Appareil de Protection Respiratoire. Cette étude se concentre sur la modélisation et la simulation de plusieurs scénarios physiques à l'aide de modèles multiphysiques. Ce mémoire est structuré autour d'un article principal et de plusieurs parties complémentaires.

Le chapitre 1 est en corrélation avec l'article et présente deux modèles multiphysiques basés sur des configurations expérimentales. Après avoir exposé la construction des géométries et les hypothèses nécessaires à la modélisation, les résultats sont analysés. Il est démontré que l'introduction d'humidité dans l'air n'a pas d'influence sur l'étude et son absence dans les analyses ultérieures est justifiée. En outre, les variations de température autour d'une fuite sont directement liées à sa taille. Il est confirmé que le débit d'air à la bouche équivaut à la somme des débits d'air au masque et aux fuites. Une comparaison des variations de température sur différentes zones est ensuite menée pour deux modèles présentant des formes et des matériaux différents.

Le chapitre 2 décrit des étapes de modélisation et des précisions supplémentaires. La définition de deux autres modèles est détaillée. Plusieurs hypothèses ainsi que le paramétrage des fuites et des cycles respiratoires sont précisés. Ces étapes préliminaires permettent dans le chapitre 3 de détailler diverses analyses complémentaires. Les vérifications préliminaires avant l'exploitation des résultats et les phases d'optimisation du maillage sont détaillées. Des scénarios étudiés sur les modèles définis au chapitre 1 sont comparés aux résultats expérimentaux. Ces comparaisons se basant sur l'analyse des zones affectées thermiquement et sur les différences de températures aux fuites fournissent des résultats discutables, plusieurs sont comparables et d'autres sont trop éloignés. Les données de simulation ainsi obtenues serviront dans la suite à enrichir la base nécessaire à l'entraînement de l'algorithme d'intelligence artificielle.

Mots clés : Santé et Sécurité au Travail, Protection Respiratoire, Modélisation & Simulation, Thermique, Mécanique des fluides, Analyse de l'étanchéité, Milieux poreux.

ABSTRACT

Infrared imaging techniques are used in non-destructive testing to detect defects by analyzing temperature variations on the surface of materials. When a Filtering Facepiece Respirator is worn, human breathing causes temperature changes on the surface of the face. The overall project relies on this technology to detect leaks, in combination with a particle counter to assess the fit of the Filtering Facepiece Respirator. This study focuses on the modeling and simulation of several physical scenarios using multiphysics models. This dissertation is structured around a main article and several complementary sections.

Chapter 1 correlates with the article and presents two multiphysics models based on experimental configurations. After outlining the construction of the geometries and the assumptions required for modeling, the results are analyzed. It is shown that the introduction of humidity into the air has no influence on the study, and its absence in subsequent analyses is justified. In addition, temperature variations around a leak are directly related to its size. It is confirmed that the airflow at the mouth is equivalent to the sum of the air flowing at the mask and at the leaks. A comparison of temperature variations over different zones is then carried out for two models with different shapes and materials.

Chapter 2 describes further modeling steps and details. The definition of two other models is detailed. Several assumptions are made, as well as the parameterization of leakage and breathing cycles. These preliminary steps are followed in Chapter 3 by further analyses. Preliminary checks before using the results and mesh optimization phases are detailed. Scenarios based on the models defined in Chapter 1 are compared with experimental results. These comparisons, based on the analysis of heat-affected zones and temperature differences at leakage points, provide debatable results, many are comparable, while others are too far apart. The simulation data thus obtained will later be used to enrich the database needed to train the artificial intelligence algorithm.

Keywords: Occupational Health & Safety, Respiratory Protection, Modeling & Simulation, Thermal Engineering, Fluid Mechanics, Leak Analysis, Porous Media.

TABLE DES MATIÈRES

| | |
|---|------|
| REMERCIEMENTS..... | vii |
| AVANT-PROPOS..... | ix |
| RÉSUMÉ..... | xi |
| ABSTRACT..... | xiii |
| TABLE DES MATIÈRES..... | xv |
| Liste des tableaux..... | xvii |
| Liste des figures..... | xix |
| Liste des abréviations, des sigles et des acronymes..... | xxii |
| Liste des symboles..... | xxiv |
| INTRODUCTION GÉNÉRALE..... | 1 |
| CHAPITRE 1 Développement de modèles multiphysiques pour l'Étude de l'écoulement de l'air et des effets thermiques lors de l'utilisation d'un appareil de protection respiratoire..... | 10 |
| 1.1 RÉSUMÉ EN FRANÇAIS DE L'ARTICLE..... | 10 |
| 1.2 DEVELOPMENT OF MULTIPHYSICS MODELS FOR THE STUDY OF AIRFLOW AND THERMAL EFFECTS DURING THE USE OF FILTERING FACEPIECE RESPIRATORS..... | 12 |
| 1.2.1 Introduction..... | 13 |
| 1.2.2 Modeling methodology..... | 16 |
| 1.2.3 Simulation results and analysis..... | 25 |
| 1.2.4 Conclusions..... | 31 |
| CHAPITRE 2 Modélisations additionnelles..... | 34 |
| 2.1 INTRODUCTION..... | 34 |
| 2.2 GÉOMÉTRIES SUPPLÉMENTAIRES..... | 34 |

| | |
|---|----|
| 2.2.1 2D axisymétrique | 35 |
| 2.2.2 3D humain..... | 38 |
| 2.3 DÉFINITION | 41 |
| 2.3.1 Approximations et hypothèses..... | 41 |
| 2.3.2 Paramétrage..... | 42 |
| 2.4 CONCLUSION | 46 |
| CHAPITRE 3 Analyses complémentaires | 51 |
| 3.1 INTRODUCTION..... | 51 |
| 3.2 PRÉTRAITEMENT | 52 |
| 3.2.1 Optimisation du maillage..... | 52 |
| 3.2.2 Définition des points et zones de suivi | 54 |
| 3.2.3 Vérifications pré-exploitation | 55 |
| 3.3 EXPLOITATION | 58 |
| 3.3.1 Analyse de la sensibilité des paramètres importants..... | 58 |
| 3.3.2 Comparaisons expérimentales | 59 |
| 3.4 CONCLUSION | 70 |
| CONCLUSION GÉNÉRALE..... | 72 |
| Annexe I : Variables et équations | 78 |
| Annexe II : Procédure d'utilisation des modèles numériques..... | 83 |
| RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES | 90 |

LISTE DES TABLEAUX

| | |
|---|-----|
| Table 1. Material parameters..... | 19 |
| Table 2. Initial values | 21 |
| Table 3. Thermal characteristics of the air in the two extreme cases | 25 |
| Tableau 4. Synthèse des aspects négligés/déclinés ou pris en compte vis-à-vis de la situation réelle | 35 |
| Tableau 5. Principales différences entre les modèles | 48 |
| Tableau 6. Analyse paramétrique | 58 |
| Tableau 7. Observations pour le modèle plan au sein de la Figure 21 et de la Figure 23 a)..... | 65 |
| Tableau 8. Observations pour le modèle mannequin au sein de la Figure 22 et de la Figure 23 b) | 677 |
| Tableau AI.1. Variables utilisées dans les équations | 78 |

LISTE DES FIGURES

| | |
|--|----|
| Figure 1. From left to right: 3D model with flat structure and 3D model with StAH | 18 |
| Figure 2. Evolution of the flow of human respiration as a function of time..... | 22 |
| Figure 3. Algorithm presenting the two-step recursive study used to reproduce respiratory cycles..... | 24 |
| Figure 4. Influence of humidity on heat exchange with the flat model | 26 |
| Figure 5. Average leak rate for various leak sizes | 27 |
| Figure 6. From left to right: Thermal footprint with tracking points for the flat model and then for the StAH model..... | 29 |
| Figure 7. From left to right: Local temperature curves for various monitoring points for the flat model and the StAH model | 30 |
| Figure 8. From left to right: Local flow curves for various monitoring points for the flat model and the StAH model..... | 31 |
| Figure 9. ZAT sur la révolution 3D du modèle 2D..... | 36 |
| Figure 10. Analyse thermique sur le modèle 2D avec une fuite de 0,4mm et une respiration normale, a) variations de température de l'ensemble du modèle et points de suivi, b) température aux points de suivi en surface de la tête | 37 |
| Figure 11. Tête du modèle humain en deux parties : cœur de tête en vert et couche de peau en bleu..... | 39 |
| Figure 12. Évolution de la température moyenne surfacique de la couche externe de peau en fonction du temps..... | 40 |
| Figure 13. Contrainte de tangence relative la fuite créée dans le joint facial, a) pour le modèle plan, b) pour le modèle mannequin | 43 |
| Figure 14. Système de numérotation des fuites, a) pour le plan les zones sont numérotées de 1 à 4, b) pour le mannequin les zones sont nommées selon la partie de la tête considérée (nez, joues ou menton)..... | 44 |
| Figure 15. Cycle de respiration pour un homme et pour une femme | 45 |

| | |
|---|----|
| Figure 16. Cycle de respiration normale et profonde provenant de l'installation expérimentale..... | 46 |
| Figure 17. Évolution du débit en fonction du temps sur le modèle plan comportant deux fuites de 3,5mm localisées en zones 1_4 et 4_4 (bleu : bouche, vert : surface externe du masque, rouge : sortie de la fuite 1_4, cyan : sortie de la fuite 4_4, violet : volume de contrôle), a) résultats pour un maillage grossier, b) résultats pour un maillage fin | 53 |
| Figure 18. Vecteurs vitesse pour la phase d'expiration et pour la phase d'inspiration | 56 |
| Figure 19. Régime permanent vis-à-vis des variations de température, a) Évolution des variations de température en fonction du temps avec instant d'atteinte du régime permanent en rouge, b) Évolution des variations de température en fonction du cycle respiratoire, c) Variations de la température pour une section de temps proche de l'instant d'atteinte du régime permanent..... | 57 |
| Figure 20. Banc d'essai expérimentale permettant de poursuivre des essais sur les modèles plan et mannequin [36]..... | 60 |
| Figure 21. Comparaison numérique/expérimentale sur une situation avec le modèle plan, Modèle numérique : a) ZAT avec points de suivi aux fuites et proche de l'APR, b) Suivi ponctuel de la température, c) Suivi du débit à la bouche, à l'APR et aux fuites, Modèle expérimental : d) ZAT avec points de suivi aux fuites et proche de l'APR, e) Suivi ponctuel de la température..... | 62 |
| Figure 22. Comparaison numérique/expérimentale sur une situation avec le modèle mannequin, Modèle numérique : a) ZAT avec points de suivi aux fuites et proche de l'APR, b) Suivi ponctuel de la température, c) Suivi du débit à la bouche, à l'APR et aux fuites, Modèle expérimental : d) ZAT avec points de suivi aux fuites et proche de l'APR, e) Suivi ponctuel de la température | 63 |
| Figure 23. Évolution des variations de température proche d'une fuite en fonction du cycle respiratoire, a) Modèle plan (en lien avec la courbe verte de la Figure 21 b)), b) Modèle mannequin (en lien avec la courbe verte de la Figure 22 b))..... | 65 |
| Figure AII.1. Arbre de construction du modèle plan sur COMSOL | 83 |

LISTE DES ABRÉVIATIONS, DES SIGLES ET DES ACRONYMES

| | |
|--------------|--|
| UQAR | Université du Québec à Rimouski |
| IRSST | Institut en Recherche Robert-sauvé en Santé et Sécurité au Travail |
| NIOSH | National Institute for Occupational Safety and Health |
| NSERC | Natural Sciences and Engineering Research Council |
| CFI | Canadian Foundation for Innovation |
| ZAT | Zone Affectée Thermiquement |
| APR | Appareil de Protection Respiratoire |
| FFR | Filtering Facepiece Respirator |
| StAH | Static Advanced Headform |
| UBMK | International Conference on Computer Science and Engineering |
| 3D | Trois dimensions |
| 2D | Deux dimensions |
| STL | Standard Tessellation Language |

LISTE DES SYMBOLES

| | |
|------------|---------------|
| m | Mètre |
| W | Watt |
| s | Seconde |
| kg | Kilogramme |
| K | Kelvin |
| Pa | Pascal |
| J | Joule |
| mol | Mole |
| % | Pourcentage |
| °C | Degré Celsius |
| kJ | Kilojoule |

INTRODUCTION GÉNÉRALE

1. MISE EN CONTEXTE ET PROBLÉMATIQUE

Entre le 1er mars et le 14 juin 2020, la pandémie de COVID-19 a touché 13 581 travailleurs de la santé, ce qui représente le quart des cas rapporté au Québec lors de la première vague de la pandémie [1], mettant en lumière plusieurs problématiques liées à la protection respiratoire. Pour les APR à haut rendement tels que les masques de type N95, il est reconnu que les fuites à l'interface entre le masque et le visage sont le principal facteur de diminution de leur efficacité [2], [3]. La protection offerte par ce type d'appareil est alors considérablement affectée par la présence ou non d'ajustement du dispositif [4]. Le choix du modèle et de la taille de l'APR ne doit se faire qu'après ces tests d'ajustement supervisés [5]. Plusieurs études ont montré que l'efficacité d'un APR est en deçà de ce qui est attendu avant de réaliser des tests d'ajustement [6]. De plus, des études ont montré qu'environ 50% des utilisateurs d'APR en milieu professionnel ne réalisent pas une vérification adéquate de leurs équipements avant utilisation [7].

Les méthodes actuelles, qualitatives ou quantitatives, visant à évaluer la protection offerte par les APR exigent du temps et de l'organisation. Il est donc crucial de développer des méthodes alternatives aux tests d'ajustement conventionnels, simplifiant et accélérant les essais. Le principe d'utilisation d'une caméra infrarouge pour détecter les fuites d'air lors de l'utilisation d'un APR est présenté [8]. Cette méthode repose sur la visualisation des changements de température à la surface du visage, notamment dans les zones proches des fuites [9]. Plusieurs recherches ont déjà prouvé que les caméras infrarouges sont assez précises pour pouvoir détecter des fuites d'air à l'interface entre un APR et un visage humain [10], [4]. Les travaux de P. Harber et al. [11] ont, en plus de détecter des fuites grâce à des technologies d'imagerie infrarouge, réussi à évoluer la sévérité de ces fuites. Ils ont aussi

démontré qu'il y avait une relation étroite entre les résultats fournis par les tests d'ajustement et par les imageries infrarouges [12]. L'imagerie a aussi été utilisée pour produire des résultats de validation vis-à-vis de calculs faits à l'aide de la mécanique des fluides numériques reproduisant ces situations réelles [13].

Le projet global vise à développer une station d'analyse permettant d'évaluer efficacement la localisation et l'importance des fuites en temps réel sur un utilisateur d'APR. Actuellement, ce projet se divise en trois sous-projets : 1) La mise en place d'installations expérimentales sur des bancs d'essai ou des sujets humains afin de corréler les résultats infrarouges avec les mesures obtenues grâce à un compteur de particules de type Portacount ; 2) L'exploration de différentes approches de simulation numérique pour exploiter le potentiel de l'imagerie infrarouge et fournir un outil de compréhension des phénomènes physiques impliqués dans les scénarios expérimentaux ; 3) Le développement d'une méthode d'analyse du joint facial par intelligence artificielle en utilisant des techniques de traitement d'images infrarouges. Ce projet est réalisé en collaboration avec l'UQAR, l'Université Laval, l'IRSST, ainsi que le programme de financement MITACS Accélération.

2. REVUE DE LA LITTÉRATURE

Plusieurs sujets de recherche portant sur la protection respiratoire, les pièces faciales filtrantes et la détection des fuites d'air lors de leur utilisation ont été abordés dans diverses études. Le scénario impliquant un sujet humain respirant à travers un APR met en jeu plusieurs phénomènes physiques complexes, notamment la mécanique des fluides, la thermique et l'impact de la géométrie sur le flux d'air.

Les travaux de M. Xu, P. Lee et D. Collins [14] présentent une modélisation simple permettant de relier la taille d'une fuite à son impact sur le facteur de filtration et d'ajustement. Les résultats montrent qu'une fuite minimale peut grandement affecter l'efficacité de l'APR, soulignant l'importance d'une bonne étanchéité du joint facial. La modélisation du cycle respiratoire dans cette étude est sinusoïdale, avec une amplitude et une

période fixe. Cette approche a été utilisée dans l'article développé au chapitre 1 de ce mémoire.

Les travaux de Z. Lei, J. Yang, Z. Zhuang et R. Roberge [15] ont développé un modèle multiphysique pour prédire et détecter les fuites entre un APR et une tête de mannequin. Une étude expérimentale a validé ces résultats. La méthode repose sur la création de maillage d'intersection entre plusieurs modèles d'APR et de têtes. La modélisation du cycle respiratoire diffère de celle de l'étude précédente, en se rapprochant davantage des données fournies par le respirateur utilisé dans notre projet. Les résultats montrent que la majorité des fuites apparaissent au niveau du nez et des joues (environ 92 % des cas).

Les travaux de T. Dbouk et D. Drikakis [16] étudient la dynamique et l'impact sur l'efficacité d'un masque chirurgical d'un flux d'air multiphasique incluant des particules émises lors d'une toux à travers et autour du masque. Ce modèle plus complexe inclut les phénomènes de turbulences dans le flux d'air. La respiration est modélisée par un cycle périodique de créneaux, alternant entre une phase active d'expiration et une phase passive sans respiration. L'étude montre que les masques chirurgicaux protègent le porteur et son environnement, mais de manière non optimale, en raison des fuites. D'où l'importance d'utiliser des APR comme les modèles N95 qui offrent un meilleur ajustement.

Les recherches de M. N. H. Harolanuar et al. [17] modélisent l'écoulement de l'air à travers les couches d'un APR de type N95 via des données expérimentales. Ces simulations déterminent la résistance inertielle et visqueuse du média filtrant en observant les pertes de charge du flux à travers les couches filtrantes. Ces caractéristiques sont essentielles pour définir l'APR comme un milieu poreux dans les modèles numériques.

Les travaux de X. Zhang et al. [18] proposent la conception d'un masque modifié comportant un ventilateur permettant d'augmenter le confort de respiration du porteur en diminuant la concentration de dioxyde de carbone en son sein. Une simulation comprenant des calculs par éléments finis en écoulement fluide est mise en place pour étudier le flux d'air induit. Ce modèle se base sur plusieurs essais comparant l'effet d'utilisation de certains

modes de ventilation sur la mise en mouvement de l'air environnant l'APR. Un prototype expérimental de la modélisation utilisant des capteurs de températures et une caméra infrarouge a été réalisé et tester afin de comparer et de valider les résultats numériques.

Enfin, dans les travaux de H. Alenezi, M. E. Cam et M. Edirisinghe [19], les recherches proposent la conception d'un APR N95 réutilisable. Cet APR est supposé étanche et utilise une pastille filtrante dans une chicane pour l'entrée et la sortie de l'air. La pastille peut être remplacée lorsqu'elle est contaminée. Bien que cette étude ne se focalise pas sur la détection des fuites, elle présente une conception innovante et des simulations par éléments finis sur l'écoulement interne de l'APR, pertinent pour notre analyse. Les étapes de modélisations présentées, hormis la géométrie, ont beaucoup de similarités avec les modèles utilisés dans ce mémoire. Les conditions aux frontières, les équations utilisées, la création du maillage, le choix du cycle respiratoire ou encore le paramétrage des résultats de vitesse ou de température ont inspiré les travaux de recherche de ce projet.

La revue des travaux de recherche antérieurs montre qu'il est pertinent de développer des modèles et des analyses supplémentaires sur la détection des fuites d'air lors de l'utilisation d'un APR, vu le manque de recherches exhaustives dans ce domaine. Aucune étude n'a réellement comparé les résultats de modélisations numériques avec des installations expérimentales sur un large éventail de scénarios et proposé le développement d'un outil de compréhension destiné à une situation expérimentale très précise, soulignant la nécessité de notre approche. Les modèles développés au sein de ce mémoire se sont grandement inspirés de modélisations existantes développées dans la littérature et ils sont complets sous plusieurs points de vue. Ils incluent la définition d'un écoulement non-isotherme passant notamment par un milieu poreux et les géométries d'APR et de visage. Ils peuvent être simulé afin d'obtenir une variété de résultats de validation et de compréhension que peu de modèles sont capables de produire. Plusieurs situations différentes sont développées et analysées, les démarches qui ont été faites au préalable ont été détaillées.

3. OBJECTIFS DU PROJET DE RECHERCHE

Dans le cadre du projet global, le mandat en lien avec l'étude détaillée dans ce mémoire est le développement d'un modèle numérique capable de simuler les phénomènes physiques mis en jeu lors de l'utilisation d'un APR. Le projet porte sur l'étude du joint facial et sur l'effet de l'introduction de fuites sur le réchauffement de la peau du porteur. Le masque sera considéré comme un milieu poreux prenant en compte le phénomène de résistance au passage de l'air et non celui de filtration des particules. L'écoulement d'air induit par la respiration provenant de la bouche et passant par l'APR et/ou les potentielles fuites est particulièrement complexe. Plusieurs paramètres physiques peuvent affecter l'écoulement et sa thermique comme les caractéristiques des matériaux utilisés, la géométrie de la tête et du masque, le débit et la température d'expiration, les directions de l'écoulement, les caractéristiques du média filtrant, la présence, la taille et la localisation de fuite ou encore les paramètres ambiants.

Les objectifs du projet sont les suivants :

- Développer un modèle capable de simuler un écoulement d'air non-isotherme provenant d'une respiration humaine à travers un APR poreux et une ou des fuites,
- Décliner le modèle avec plusieurs formes de visage,
- Mettre en place un protocole de simulation afin de visualiser l'effet d'une ou de plusieurs fuites sur les variations de température sur le visage du porteur,
- Corréler les résultats des simulations avec des mesures expérimentales sur banc d'essai,
- Réaliser des analyses complémentaires de phénomènes difficilement vérifiables expérimentalement à des fins de compréhension.

Le flux d'air ainsi que les transferts thermiques ont été simulés grâce à l'utilisation du logiciel de calcul par éléments finis COMSOL Multiphysics grâce aux modules numériques de dynamique des fluides ainsi que de transfert thermique entre fluide et solide. Les géométries complexes ont été numérisées en 3D puis traitées ou directement modélisées

grâce à SolidWorks 2024. Ce projet de modélisation a apporté des informations importantes aux partenaires de recherches. À l'issue de celui-ci, l'université aura permis le développement d'une expertise au Québec dans le domaine de la simulation des conditions d'utilisation des APR.

4. MÉTHODOLOGIE

Après avoir présenté le projet, ses objectifs et l'état de l'art du sujet, il est crucial de détailler la méthodologie utilisée pour conduire la recherche. Cette méthodologie se décline en plusieurs étapes successives :

- Revue de la littérature :

La revue présentée dans la section précédente s'est intéressée à différents aspects, tels que les géométries, les aspects physiques comme la mécanique des fluides, les transferts thermiques, le transport de l'humidité dans l'air et l'étude des milieux poreux, tous pertinents pour la problématique étudiée.

- Modélisation des modèles nécessaires à l'étude :

Tout d'abord, un premier modèle en 2D a été utilisé pour se familiariser avec le logiciel COMSOL Multiphysics et créer une première version de la modélisation de notre problème. La version finale de ce modèle inclut une tête sphérique et une couche filtrante, avec la possibilité de contrôler la distance entre le masque et le visage. Les différentes composantes physiques nécessaires à la résolution du problème sont également intégrées dans ce modèle. Après avoir identifié tous les éléments essentiels à la modélisation du problème à travers la définition d'un modèle simple, trois versions plus réalistes ont été développées en tenant compte des installations expérimentales et de la situation réelle. Les deux premiers modèles reproduisent les installations expérimentales du projet. Le premier modèle prend en compte le système de respiration, permettant l'expulsion de l'air chaud pendant l'expiration et l'aspiration de l'air ambiant pendant l'inspiration, tout en contrôlant

le débit en fonction du temps. Il inclut également l'APR, de la forme d'un masque N95 de la compagnie 3M, un plan où les fuites sont visualisées, et le joint facial qui est en contact avec le masque, permettant l'implémentation de fuites à des emplacements précis tout en contrôlant leur taille. Le deuxième modèle est similaire au premier, mais le plan est remplacé par une tête de mannequin avec des formes plus complexes. Enfin, le dernier modèle représente la situation réelle sur un participant humain. Ce modèle est identique à celui avec le mannequin, mais la tête est divisée en deux parties : une couche de peau et un cœur, reproduisant ainsi le phénomène physique de réchauffement et de maintien de la température en surface externe de la peau.

- Réalisation de simulations et validation :

Cette étape consiste à réaliser des simulations pour valider les différents modèles en les comparant avec les résultats expérimentaux. Des essais sont menés sur les trois modèles cités précédemment en variant différents paramètres tels que le nombre, la taille et la localisation des fuites, ainsi que le type de respiration. Les variations de température sont ensuite analysées et comparées avec les résultats expérimentaux.

- Exploitation de simulations annexes :

Dans cette partie, les modèles sont utilisés pour réaliser des analyses complémentaires visant à approfondir la compréhension de la problématique. Par exemple, l'impact de l'humidité sur les échanges thermiques ou l'effet de la taille des fuites sur la répartition du débit sont étudiés.

Cette méthodologie permet de structurer et de conduire efficacement le projet de recherche, en intégrant à la fois des aspects théoriques et pratiques, et en utilisant des outils de modélisation et de simulation pour étudier la problématique de manière approfondie.

5. PLAN DU MÉMOIRE

Ce mémoire présente un article scientifique dans le premier chapitre. Dans celui-ci, il est présenté la démarche de modélisation de plusieurs modèles multiphysiques importants dans l'étude qui permettent d'évaluer l'influence d'une fuite sur l'écoulement d'air provenant de la respiration et sur les effets thermiques. L'article conclut par une discussion conduisant aux simulations donnant lieu à la comparaison et à la validation des résultats expérimentaux. Un résumé en français de l'article est ajouté et la contribution de mon projet ainsi que celle des autres membres de l'équipe de recherche sont détaillées.

Les deux autres chapitres complètent l'article en traitant de modélisation complémentaire et d'analyses additionnelles. Le chapitre 2 présente des modélisations préliminaires qui ont permis d'appréhender le sujet, la modélisation du modèle prenant en compte une tête humaine, l'explication des approximations et des hypothèses prise en compte et les paramétrages des modèles. Le troisième chapitre détaille des analyses complémentaires comme la définition des points ou des zones de suivi, l'analyse de la sensibilité des paramètres ayant un impact sur les résultats attendus, les vérifications à réaliser avant d'exploiter ces résultats, l'optimisation du maillage et des comparaisons expérimentales.

Finalement la conclusion générale du mémoire récapitule les différents résultats présentés et met en lumière les perspectives pour la suite des travaux. Des annexes sont ensuite détaillées comprenant les variables et les équations utilisées dans les physiques définis ainsi qu'une procédure de compréhension et d'utilisation des modèles.

CHAPITRE 1

DÉVELOPPEMENT DE MODÈLES MULTIPHYSIQUES POUR L'ÉTUDE DE L'ÉCOULEMENT DE L'AIR ET DES EFFETS THERMIQUES LORS DE L'UTILISATION D'UN APPAREIL DE PROTECTION RESPIRATOIRE

1.1 RÉSUMÉ EN FRANÇAIS DE L'ARTICLE

Pour offrir une protection adéquate, un APR doit être correctement ajusté afin d'assurer une étanchéité satisfaisante et ainsi limiter les échanges d'air avec l'environnement externe. Actuellement, il n'existe aucun test permettant d'évaluer précisément le facteur d'ajustement d'un porteur d'APR en temps réel tout en localisant les éventuelles fuites et en précisant leurs sévérités. L'objectif de notre équipe de recherche est de développer une station d'analyse capable de fournir ces informations en milieu professionnel à l'aide d'imagerie infrarouge.

Le développement de modèles multiphysiques est essentiel pour comparer les résultats expérimentaux provenant de collectes de données sur sujets humains et sur banc d'essai, ainsi que pour comprendre les différentes situations réelles étudiées. Cet article, intitulé « Développement de modèles multiphysiques pour l'étude de l'écoulement de l'air et des effets thermiques lors de l'utilisation d'un appareil de protection respiratoire », a été soumis pour publication en 2024 à l'UBMK. L'article a été accepté avec modification mineures et les changements ont été apportés. Le texte présenté dans le mémoire est conforme à celui de l'article.

En tant que premier auteur, j'ai principalement contribué au développement de plusieurs modèles multiphysiques utilisant le logiciel COMSOL Multiphysics pour simuler les effets thermiques des fuites d'air pendant l'utilisation de l'APR. Un aspect essentiel pris en compte dans ce contexte est le cycle respiratoire. Les résultats montrent notamment que l'impact de l'humidité sur l'échange de chaleur est faible et négligeable en première

approximation. La variation du débit au niveau de la fuite est liée à sa taille et l'évolution de la température dans les zones proches des fuites, calculée par le modèle, est comparée avec les résultats expérimentaux.

Ce projet étant en collaboration avec plusieurs partenaires externes, la rédaction de cet article a été réalisée sous la supervision de M. Jean Brousseau, directeur de recherche et enseignant à l'UQAR, ainsi que de M. Xavier Maldague, co-directeur de recherche et enseignant à l'Université Laval, et de M. Ali Bahloul, co-directeur de recherche et chercheur à l'IRSST. Le projet s'inscrit dans un cadre plus global et constitue une part de travail au sein d'une équipe de recherche. M. Geoffrey Marchais, étudiant à la maîtrise en ingénierie à l'UQAR, est responsable de la partie expérimentale du projet, développant les bancs d'essai et collectant des données sur des sujets humains. M. Mohamed Arbane, également étudiant à la maîtrise en ingénierie à l'UQAR, s'occupe de la partie intelligence artificielle du projet, traitant les séquences vidéo expérimentales pour entraîner un algorithme de détection automatique des fuites. M. Yacine Yaddaden, enseignant à l'UQAR, et Mme Clothilde Brochot, chercheuse à l'IRSST, sont aussi des membres de l'équipe de recherche et ont épaulé les étudiants tout au long de leurs parcours. Cette collaboration vise à développer des outils de validation et de compréhension des phénomènes physiques intervenant dans l'utilisation des APR, dans le but d'améliorer la sécurité et l'efficacité des équipements de protection respiratoire.

Mots-clés : Santé et Sécurité au Travail, Protection respiratoire, Détection de fuite, Mécanique des fluides, Thermique, Médias poreux.

1.2 DEVELOPMENT OF MULTIPHYSICS MODELS FOR THE STUDY OF AIRFLOW AND THERMAL EFFECTS DURING THE USE OF FILTERING FACEPIECE RESPIRATORS

UBMK 2024 – International Conference on Computer Science and Engineering

Barthélemy Topilko¹, Geoffrey Marchais¹, Mohamed Arbane¹, Jean Brousseau¹, Ali Bahloul³, Xavier Maldague², Clothilde Brochot³ and Yacine Yaddaden¹

1 Département de mathématiques, informatique et génie, UQAR, Rimouski, Qc, Canada

2 Université Laval, Québec, Qc, Canada

3 IRSST, Montréal, Qc, Canada

ABSTRACT

To provide good protection, a FFR must be properly adjusted to ensure a satisfactory seal against the external working environment. None of the tests currently in use can accurately locate potential air leaks and determine a fit factor. The aim of the project is to develop an analysis station for assessing these quantities using infrared imaging methods. The development of a multiphysics model of the different situation will become a tool for better understanding phenomena by simulating situations that are difficult to verify experimentally. This paper proposes the development of multiple multiphysics models using COMSOL Multiphysics Software to simulate the thermal effects of air leaks during the use of FFR. The construction of various geometries, transitioning from a simple 2D model to a 3D model closely resembling real-life situations, is detailed as follows. The implementation of diverse physics and meshing techniques related to the problem, including thermal dynamics and fluid mechanics has been thoroughly studied. A pivotal aspect considered in this context is the respiratory cycle. The preliminary results show that 1) the impact of humidity on heat exchange is low and negligible to a first approximation, 2) the variation of the flow rate at the leak is linked to its size, and, in particular, 3) the temperature evolution in zones proximate to the leaks as calculated by the model are compared with the experimental results obtained with an infrared camera. As part of a broader project, these models will be instrumental in comparing and validating forthcoming experimental results.

The simulation results obtained will also be used to feed a database that will be used in artificial intelligence model as part of the development of the analysis station.

Keywords: Occupational health and safety, Respiratory protection, Leak analysis, Fluid mechanics, Thermal study, Porous media

1.2.1 Introduction

Since the onset of the COVID-19 pandemic crisis, the realm of respiratory protection has undergone continuous evolution to ensure public health and safety. FFR serves the dual purpose of shielding the wearer from hazardous environments and safeguarding the surrounding area from noxious particles during exhalation. The precise adjustment of FFR stands as a pivotal concern in the occupational health and safety sector. For FFR with high efficiency, leakage has been identified as the primary cause of inefficiency and poor fit [2]. Amidst the COVID-19 pandemic, studies have underscored a concerning trend—many users were found to didn't check their fit check in real-life scenarios. Hence, it becomes imperative to devise an easily deployable method capable of helping the users by providing reliable and actionable results to address this issue.

The development of multiphysic model is a part of an overall project that consists of developing a method capable of assessing the airtightness of an FFR and detecting areas of air leakage using infrared imaging technologies and artificial intelligence algorithms. The ultimate goal is to create an analysis station suitable for use in the field within a professional environment. The concept involves identifying these leaks by observing changes in the temperature of the wearer's facial skin in relation to respiratory cycles [8]. During exhalation, the subject tends to warm up the areas of the face where leaks are localized due to the temperature of the exhaled air, which is typically warmer than the ambient air [9], and vice versa, for inhalation. In addition, a PortaCountInstrument Model 8038 (TSI Incorporated, Shoreview, Minnesota, USA) will be used to quantify leaks and provide adjustment factor

values [20]. Several research projects, such as that by [21], have already used infrared imaging/particle counting duality to develop a leak detection method. The overall project is divided into several subprojects:

- Setting up an experiment to correlate results from the infrared camera with those from the Portacount particle counter during measurements on installations or human subjects [22].
- Developing a multiphysics numerical model to simulate various situations involved in the experimental part for validation and improvement purposes, and to contribute to the database used in deep learning. This part will be detailed in the rest of the article.
- Developing an artificial intelligence algorithm to automatically assess the facial seal and effectiveness of an FFR using a database.

The subproject focusing on the modeling and multiphysics simulation of real-life situations is detailed in this paper. The model aims to determine the effectiveness of the facial seal by assessing the temperature of the surface being analyzed. Several factors contribute to the complexity of defining the model. Thermal dynamics, fluid mechanics, moisture transport in the air, the geometry of the face, and the FFR are all considered in the modeling process. Although the characteristics of the filter media, including air passage resistance, and heat transfer, are considered, the filtration of particles through the FFR remains unexplored. The contact pressure between the FFR and the face at the face seal is not taken into account in the study. All these parameters influence the physics of the problem, necessitating a sensitivity study to understand their impact on the model. Multiphysics numerical models will not only help to elucidate less intuitive experimental results, but also to deepen the understanding of the overall phenomena involved when using a FFR, and to explore difficult-to-experiment situations. Furthermore, the numerical models play a crucial role to help interpret and label images, and perhaps even create new ones to enrich them [23].

Infrared imaging technologies are now widely utilized in the domain of industrial vision and inspection. Specifically, infrared vision proves invaluable in discerning defects within a mechanical component through the observation of temperature variations on its surface [24]. The main objective of the multiphysics modeling employed in the study is to construct a tool that facilitates comprehension of the intricacies inherent in real-world scenarios.

Currently, no existing models precisely mirror the conditions addressed in the project. The article [19] shows an example of flow and heat distribution inside a FFR during a breathing cycle. The FFR chamber undergoes overpressure and heating during exhalation, and vice versa during inhalation. The article [15] presents a multiphysics model for locating leaks on a face by analyzing changes in surface temperature as a function of the breathing cycle. The model remains simple and does not go into the distinction between respiratory cycles and variations in leak size.

The model devised in this paper proposes authentic models and subsequently simulates them, drawing insights from literature on fluid mechanics, geometry, porous media, and thermal aspects.

To assist in the advancement of a technique utilizing infrared imaging for evaluating the efficacy of an FFR's seal, the objectives of the of the multiphysics modeling sub-project are:

- To develop models that consider the pertinent physical phenomena, the physiognomy of the face and the geometry of the FFR, and the unique attributes of the FFR.
- To simulate various scenarios related to the use of the FFR, aiming to analyze the influence of the varied parameters involved.

After presenting all the modeling steps involved in the creation of each model, some related results will be highlighted and discussed.

1.2.2 Modeling methodology

Since the onset of the COVID-19 pandemic crisis, the realm of respiratory protection has undergone continuous evolution to ensure public health and safety. FFR serves the dual purpose of shielding the wearer from hazardous environments and safeguarding the surrounding area from noxious particles during exhalation. The precise adjustment of FFR stands as a pivotal concern in the occupational health and safety sector. For FFR with high efficiency, leakage has been identified as the primary cause of inefficiency and poor fit [2]. Amidst the COVID-19 pandemic, studies have underscored a concerning trend—many users were found to didn't check their fit check in real-life scenarios. Hence, it becomes imperative to devise an easily deployable method capable of helping the users by providing reliable and actionable results to address this issue.

1.2.2.1 Equipment used

The modeling of all the models discussed herein was facilitated by utilizing a COMSOL Multiphysics 6.1 license. The intricate 3D geometric constructs were meticulously crafted employing SolidWorks 2023.

1.2.2.2 Geometry of the different models

An initial two-dimensional axisymmetric model was employed for software and problem familiarization. This preliminary model is unrelated to the results presented below. A significant drawback of this model lies in its axisymmetric leak creation, meaning that when a leak is generated, it spans the entire face seal. Modeling of the face seal was carried out on SolidWorks and was largely inspired by the work of [25] and [26]. Consequently, the FFR loses contact with the face entirely. In real-life situations, leakage is more likely to be localized at specific regions of varying size along the face seal.

The second model is three-dimensional, representing the head as a flat structure with a specified thickness and a hole to simulate the mouth. The FFR takes the form of a shell with

a 0,3mm thickness, in contact with the flat surface via a portion known as the face seal. FFR thickness represents the thickness of the filter layer of a 3M N95 type 8210 FFR, measured with a caliper. This face seal conforms to the FFR's contour, ensuring a tight seal, as illustrated on the left of Figure 1. Localized leaks can be induced through this face seal by controlling their activation and size within a cubic control volume encompassing the flat structure and FFR.

The third model most closely resembling real-world conditions is similar to the one presented above, except that it replaces the flat structure with a scan of a rubber StAH representing a human head. Utilizing a rubber StAH head with a mouth hole for an airflow hose, the 1st generation Creaform3D C-Track 780 HandyProbe (Creaform, Lévis, Quebec, Canada) coordinate measuring machine was employed to scan the StAH from various viewpoints. A mesh piece in STL format was then created, imported, and converted into a solid, and integrated into COMSOL Multiphysics, as depicted on the right of Figure 1. This geometric object exhibits a much more sophisticated shape and curvature than the flat structure. Notably, the face seal and leaks are more intricate and closely resemble real-world scenarios.

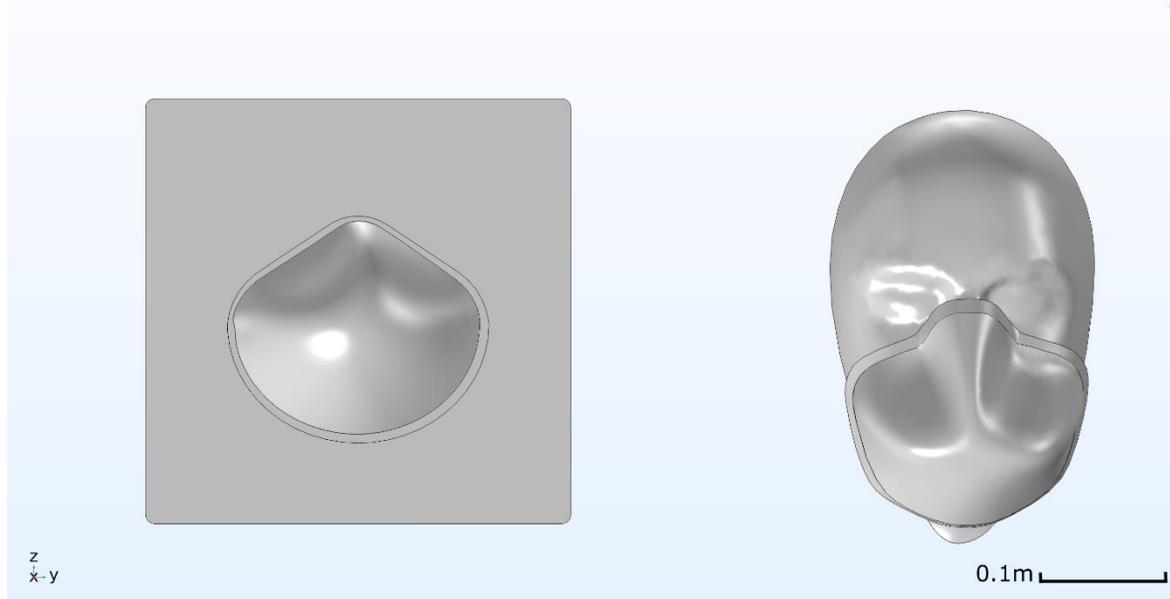


Figure 1. From left to right: 3D model with flat structure and 3D model with StAH

1.2.2.3 Material of the different model components

There are several different materials for each of the geometric objects presented above.

- The StAH is a solid made of rubber. The characteristics of this material were directly sourced from the rubber material available in the COMSOL Multiphysics material library.
- The flat model is a solid made of high density polyethylene. The characteristics of this material are taken from [27].
- The control volume is a non-solid incompressible fluid composed of air. The characteristics of this material were directly sourced from a material available in the COMSOL Multiphysics material library. Air characteristics are defined as temperature-dependent in COMSOL. Given that temperature variations are of the

order of 10 °C between 20 °C and 30 °C, we'll assume in the following that air characteristics are fixed constant.

- The FFR is a porous medium made of polypropylene [28] and air. This choice was made considering the predominance of this material over others, as indicated by N95 3M 8210 FFR data sheets.

The values of the parameters relating to the materials mentioned above, which are then used in the various models, are available in the Table 1.

Table 1. Material parameters

| Parameter | Description | Unit | Value |
|--------------------------------------|--|-------------|----------------|
| ρ_{rubber} | StAH density | kg/m^3 | 1 100 |
| $\rho_{high\ density\ polyethylene}$ | Flat model density | kg/m^3 | 950 |
| ρ_{air} | Air density | kg/m^3 | 1,29 |
| $\rho_{polypropylene}$ | FFR density | kg/m^3 | 900 |
| k_{rubber} | StAH thermal conductivity | (W/m.K) | 0,5 |
| $k_{high\ density\ polyethylene}$ | Flat model thermal conductivity | (W/m.K) | 0,5 |
| k_{air} | Air thermal conductivity | (W/m.K) | 0,026 3 |
| $k_{polypropylene}$ | FFR thermal conductivity | (W/m.K) | 0,137 |
| C_{rubber} | StAH specific heat | J/(kg.K) | 1 900 |
| $C_{high\ density\ polyethylene}$ | Flat model specific heat | J/(kg.K) | 2 000 |
| C_{air} | Air specific heat | J/(kg.K) | 1 006 |
| $C_{polypropylene}$ | FFR specific heat | J/(kg.K) | 1 642 |
| μ_{air} | Air dynamic viscosity | kg/(m.s) | $1,85*10^{-5}$ |
| ε | Porosity of the FFR's porous media | % | 81 |
| κ | Air permeability of the FFR's porous media | μm^2 | 16,6 |

Porosity ε and permeability κ are parameters governing the behavior of the FFR as a porous medium from both a fluid mechanics and a thermal point of view. They were obtained from experimental tests on N95 3M 8210 FFR samples, serving as a foundational basis for further study. Porosity is calculated from bulk density and true density via Equation (1).

$$\varepsilon = \frac{\rho_{Re} - \rho_{App}}{\rho_{Re}} * 100 \quad (1)$$

The apparent density ρ_{App} represents the density of a raw FFR sample containing porosities, while the real density ρ_{Re} is the density of a FFR sample crushed under a press with a capacity of 10 tons to eliminate porosities, this value is similar to the density value found in the article [28]. The permeability of the porous medium was determined through trial and error. In the article [29], an experimental set-up is used to evaluate the pressure drop of a 3M N95 type 8210 FFR. The FFR is tightly attached to a drilled plane connected to an air pump. The pump imposes several constant flow values during inhalation, while at the same time a sensor measures the ambient air pressure and another measures the internal pressure in the FFR enclosure. For example, for a flow rate of 100L/min, the FFR imposes a vacuum of 94 Pa in relative pressure. In [17], a flow rate of 95 L/min implies a pressure drop of 88,91Pa for a constant flow simulation through an N95 filter layer, which is of the same order of magnitude.

The permeability of the porous medium was determined on COMSOL Multiphysics by recreating the experimental conditions on the flat model. It was then sufficient to adjust the permeability value for a series of flow and pressure loss pairs in order to obtain an average value. The value of this characteristic seems to be within an appropriate order of magnitude [30].

1.2.2.4 Physics and boundary conditions

As previously mentioned, the models encompass two distinct physics: fluid mechanics and heat transfer involving fluids and solids. Within each physics, the control volume is treated as an incompressible fluid, the flat model or StAH as a solid, and the FFR as a porous medium. The control volume undergoes laminar flow without any turbulence and inertia terms are taken into account. As a porous medium, the FFR follows Darcy's law of flow. In COMSOL Multiphysics, the FFR has a local thermal equilibrium and the effective thermal conductivity is modeled as a plane layer parallel to the heat flow. The thermal conductivity of this medium will then be the weighted arithmetic mean of conductivities of the fluid and the porous matrix. The flat model and StAH follow the equation of heat conduction, while the control volume follows the equation of heat conduction-convection. Thermal insulation is applied behind the flat model or StAH, considering the remaining surfaces of these solids as walls from a fluid mechanics perspective. All the initial values of the models are specified in Table 2.

Table 2. Initial values

| Parameter | Description | Unit | Initial Value |
|------------------|----------------------|-------------|--|
| T | Temperature | K | 295,15 |
| p | Pressure | Pa | $1,01 \cdot 10^5$ |
| t | Time | s | 0 |
| u | Fluid velocity | m/s | 0 |
| T_{ustr} | Upstream temperature | K | 295,15 for inhalation or 307,65 for expiration |

A pivotal aspect of the model's physics lies in the precise definition of the respiratory cycle, distinguishing between exhalation and inhalation phases. During exhalation, an airflow of warm air at 34,5 °C [4] is directed from the mouth towards the limits of the control volume. Conversely, during inhalation, an airflow of ambient air at 22 °C, representative of the air in our laboratory, is directed from the boundaries of the control volume towards the

mouth, with reversed boundary conditions compared to the previous phase. Depending on the size of the leak and the characteristics of the imposed airflow, between the inlet(s) and outlet(s), the airflow may or may not traverse leaks created and/or the porous medium. The inflow and outflow of air due to human respiration are controlled by a flow evolution curve, as shown in Figure 2.

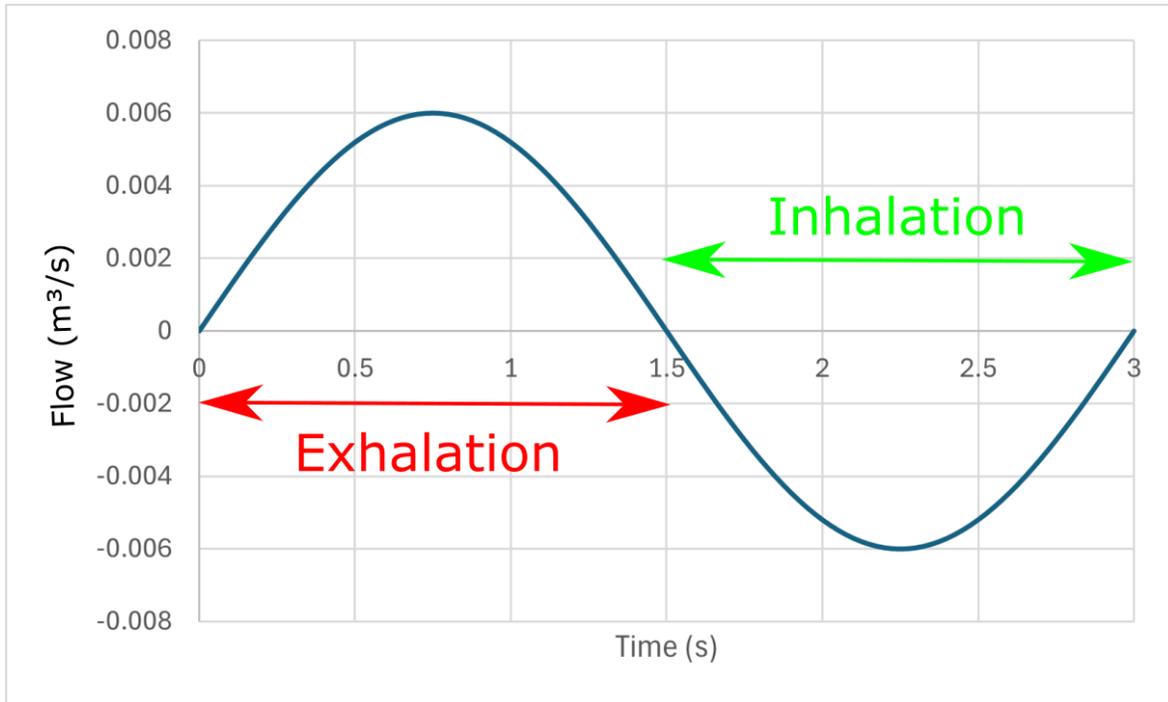


Figure 2. Evolution of the flow of human respiration as a function of time

These flow variations are imposed on the model's mouth. During the exhalation phase, this creates an overpressure relative to ambient pressure, which expels the airflow through the mouth. Conversely, during the inhalation phase, a negative pressure is created, drawing the airflow in through the mouth. The curve comes from [14], which presents flow evolution curves distinguishing between sex and control. For the simulations conducted in this paper, it was decided to use the curve for a man.

1.2.2.5 Mesh approach: element types and refinement choices

The finite element models solved by COMSOL Multiphysics take into account the interaction between the different physics and obtain a solution through a system of equations and a structured resolution algorithm. The initially employed mesh was categorized as physics-controlled, meaning that an optimized mesh was automatically generated in response to the geometry and various physics modules integrated into a model. Specifically, mesh creation relied on fluid dynamics control, focusing on velocity gradients. The ultimate mesh utilized was manually crafted, emphasizing a finer mesh near leakage zones to procure more precise results. More specifically, the areas of the models that have been refined as finely as possible are the walls of the leaks created, the outer surface of the face seal to ensure well-directed air flows, the surface of the mouth and the outer surface of the flat or StAH model for the most precise local temperature variations.

Conversely, the remainder of the mesh was kept as coarse as possible to minimize computation times while ensuring favorable model convergence. A good mesh is obtained when the results obtained are accurate and consistent in comparison with results from the experimental section, while ensuring that the model converges towards the final solution as quickly as possible and while limiting computation time.

1.2.2.6 Study and solution scheme

All the calculations involved in the simulations are performed on an AMD Ryzen Threadripper PRO 3955WX 16-Core CPU @ 3,90GHz and 128GB of RAM. The study employed for the problem follows a recursive multi-stage approach, distinguishing two phases for exhalation and inhalation as shown in Figure 3.

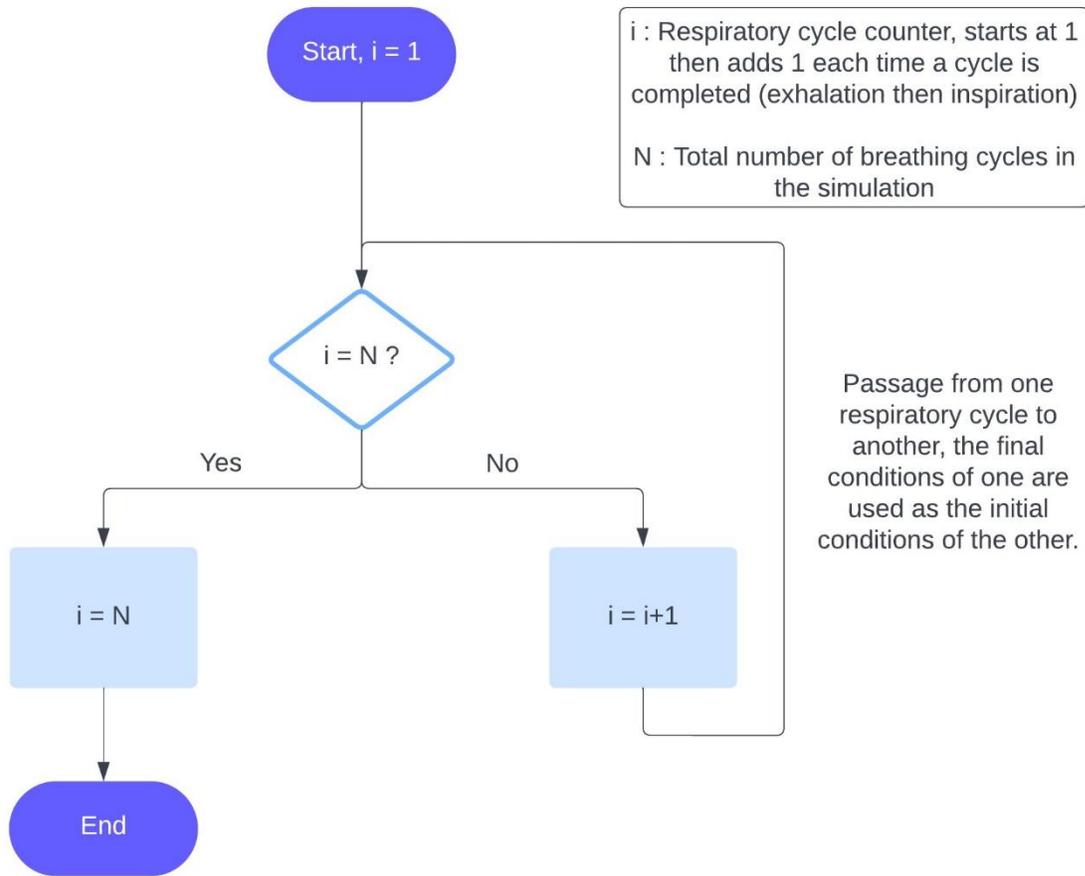


Figure 3. Algorithm presenting the two-step recursive study used to reproduce respiratory cycles

In practical terms, parameters related to inhalation are deactivated during the expiration phase, and vice versa. The total number of breathing cycles N is imposed as a value to reach a steady state. Steady state is recognized when the temperature variation, considering temperature differences in the specified zones, exhibits no significant change from one respiratory cycle to the next.

1.2.3 Simulation results and analysis

1.2.3.1 Influence of humidity on heat exchange

Initially, the investigation aimed to determine whether humidity in the air exerted a tangible impact on the problem. In fact, the airflow during exhalation generally has a higher relative humidity value than during inhalation, which could influence the air's ability to exchange heat with surrounding objects. To gauge this impact, an examination of the variation in the thermal characteristics of the air in relation to its relative humidity and temperature was necessary. Two extreme cases were considered to represent the greatest variations in these characteristics. The first case involves dry ambient laboratory air at 55 percent relative humidity and a temperature of 23 °C. The second case simulates warm humid exhaled air at 100 percent relative humidity [31] and a temperature of 35 °C. According to [32], Table 3 presents, for the two stated conditions, values of the thermal characteristics of air.

Table 3. Thermal characteristics of the air in the two extreme cases

| | Air at 55% RH | Air at 100% RH |
|-----------------------------|----------------------|-----------------------|
| ρ (kg/m ³) | 1,2 | 1,12 |
| k (W/m.K) | 0,025 8 | 0,026 3 |
| C_p (kJ/kg.K) | 1 | 1,05 |

Upon initial inspection, the variations in the thermal characteristics of the air for these two extreme cases do not seem particularly pronounced. To validate this assumption, two simulations were conducted to compare the thermal impact of these contrasting scenarios.

In both instances, the standard conditions specified in Table 2 were upheld. A simplified 3D model of the flat model is taken into account. The FFR is removed and a tangential airflow is imposed on the flat part of the flat model. This airflow has a constant flow rate of 10 L/min, a value which lies within the flow range for human exhalation according to [14]. Thermal parameters are unchanged from section II. D. Next, the evolution

of the mean temperature of the external surface of the flat model as a function of time for the two cases presented in Table 3 is shown in Figure 4.

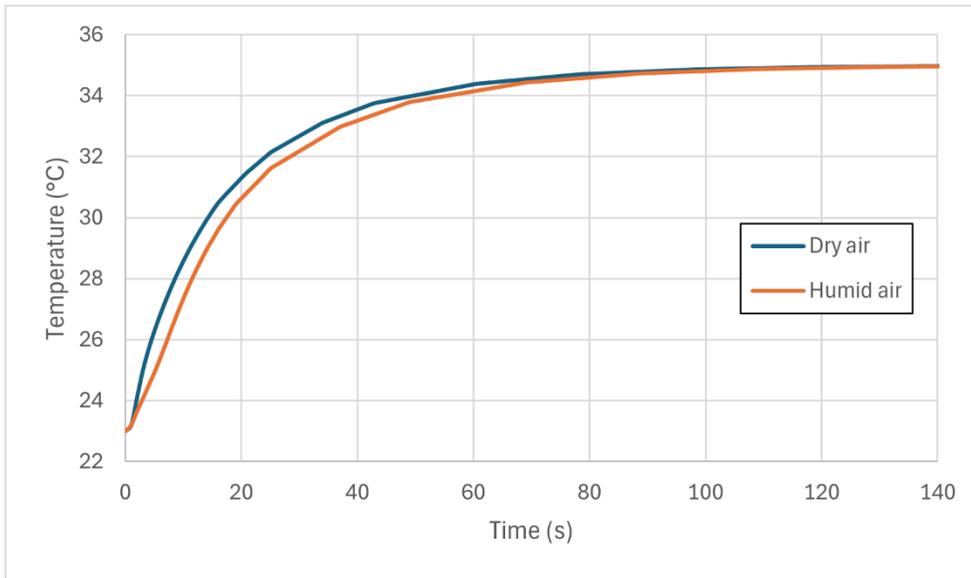


Figure 4. Influence of humidity on heat exchange with the flat model

It is evident that, in the steady state, the temperature of the flat model remains consistent regardless of the humidity level in the air. During the transient regime, there are minor differences, but the overall curve behavior remains similar. Hence, the impact of moisture transport in the air on the problem is deemed negligible, and consequently, it will not be taken into account in future results.

1.2.3.2 Evolution of leakage flow as a function of leak size

Another remarkable situation studied was the fluctuation of flow at the outlet of a leak as a function of its size. A single leak is introduced at the upper right-hand side for the three-dimensional model, including the flat model. A parametric study is also implemented, making it easier to vary the size of activated leaks without having to repeat simulations. This approach enables the direct acquisition of a series of curves where leakage sizes vary. The average absolute flow at the leak outlet is then calculated for each time step and for each leak size, as shown in the series of graphs in Figure 5. Since the flow distribution in the model

does not vary from one respiratory cycle to another, the study is based on the first respiratory cycle only.

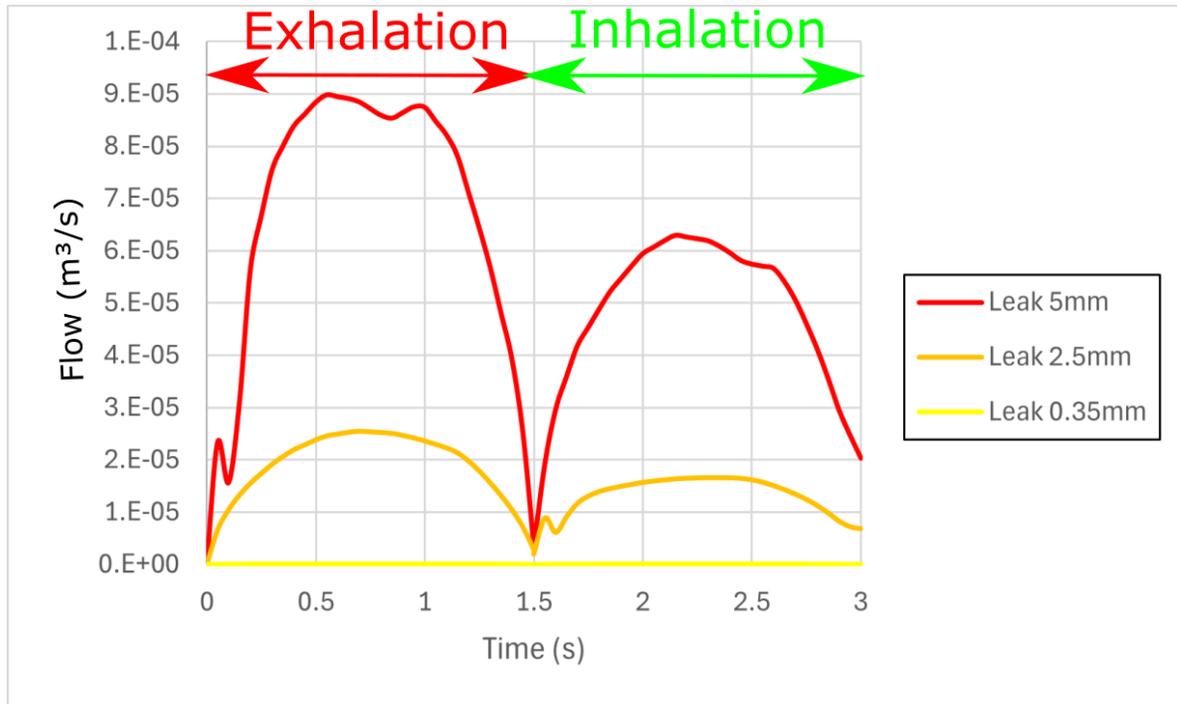


Figure 5. Average leak rate for various leak sizes

The relationship between leak size and airflow distribution is evident: as the size of the leak increases, there is a corresponding rise in the tendency for airflow to bypass the porous medium and favor passage through the leak, resulting in higher flow rates at the leak site. This observation resonates with the notion of an experimental adjustment factor for FFRs. Specifically, as the flow rate at the leak increases due to its enlargement, the adjustment factor diminishes. In Figure 7, we will see that the area thermally affected and temperature variations in the vicinity of the leak will be greater as the size of the leak and therefore the flow rate at the leak increases.

Notably, for leaks of identical size, the absolute flow rate during exhalation surpasses that during inhalation. This asymmetry suggests that airflow encounters greater resistance when traversing from the walls of the control volume to the leak compared to the direct path

from the mouth to the leak. Figure 5 also shows that the flow is distributed differently between the mask and the leak, depending on the exhalation or inhalation phase.

1.2.3.3 Impact of facial physiognomy on the heat-affected zone when creating a leak

The primary outcome of the study is to explore the influence of a leak on the thermal performance of the system. The introduction of a leak induces a shift in the airflow distribution between the FFR and the leak. The air passing through the leak undergoes a cycle of heating and cooling. Hence, it is valuable to investigate the surface affected by this alteration and the ensuing temperature variations. The shape of the head is a crucial parameter that can impact the thermally-affected area in terms of both its surface area and the distribution of temperature changes. The objective is to compare two thermally-affected zones—one on the flat model and the other on the StAH model—under identical leakage conditions (a 5mm tangential circular leak in the upper right part of the face seal) and the same environmental conditions. The positioning of the leak has a major impact on the direction of flow and therefore on temperature variations on the flat model near the leak. It is therefore important to impose a marked tangency at this point. In the article [16], the imposed leakage width varies between 4 mm and 6 mm, so the leakage size imposed in the models is near the right order of magnitude for the real situation. This comparison aims to observe the impact of the StAH's physiognomy in contrast to the simplicity of the flat model. The only differing factor is the material used: the flat model is made of polyethylene, while the StAH is made of rubber. In Figure 6, the temperature monitoring points are shown on the thermal distribution images on the flat model and on the StAH model.

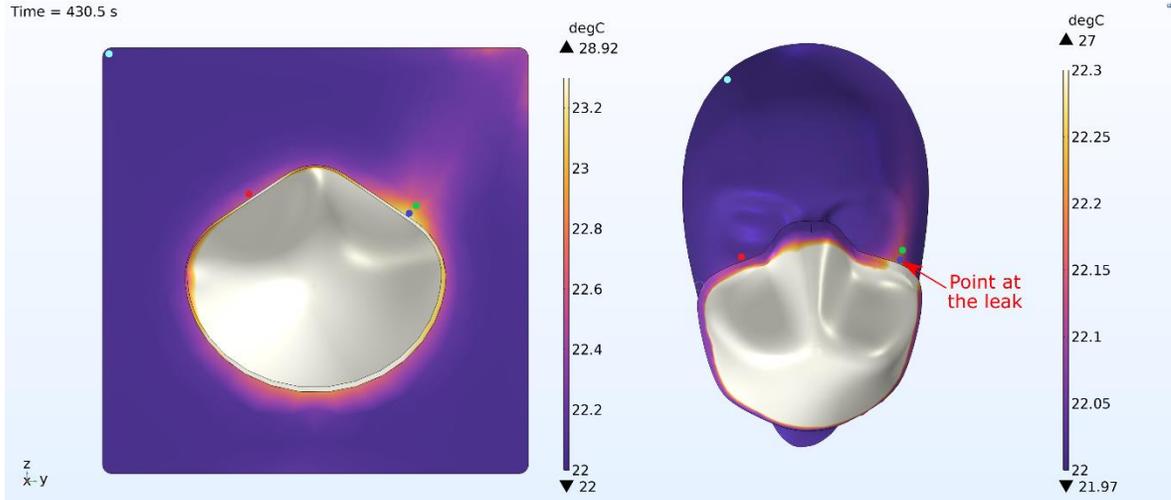


Figure 6. From left to right: Thermal footprint with tracking points for the flat model and then for the StAH model

The blue dot monitors the temperature near the leak, the green dot indicates the area thermally affected by the leak, the red dot represents the leak-free face seal and the cyan dot denotes an area thermally unaffected by breathing. Figure 7 illustrates local temperature curves for the different monitoring points. These curves depict temperature variations once they have reached permanent equilibrium, thereby ceasing to change from one respiratory cycle to the next.

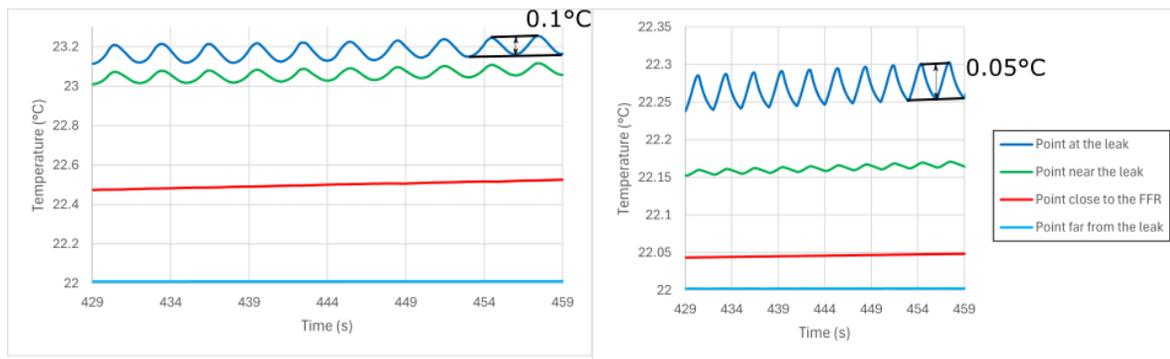


Figure 7. From left to right: Local temperature curves for various monitoring points for the flat model and the StAH model

In the Figure 7, for the same configuration, steady state is reached after around 429s for both models, and the results are presented over ten cycles from that point onwards. Temperature variations for each curve are similar from one model to the other, but the average temperature reached at a given respiratory cycle seems higher on the flat model. This discrepancy may stem from various factors, including simplifications in the modeling approach or differences in experimental conditions. For example, the fact that the StAH model has a large-volume head while the flat model has a thin, flat plate could explain why one model requires more energy than the other to heat up. In comparison with the findings of the article [22], the final temperature reached by the FFR is difficult to compare. The temperature measured experimentally for the FFR is obtained using an infrared camera, which only detects variations in the temperature of the porous matrix. In the various numerical models, the FFR is considered to be a porous medium combining a solid matrix with fluid air, so the temperature evaluated takes into account both the fluid and the solid, which is different from the experiment.

Figure 8 shows the distribution of the mean absolute value of flow through the mouth, FFR and leak for one breathing cycle for the flat and the StAH model. The first cycle is taken into account here since, as mentioned above, the flow distribution does not change from one cycle to the next.

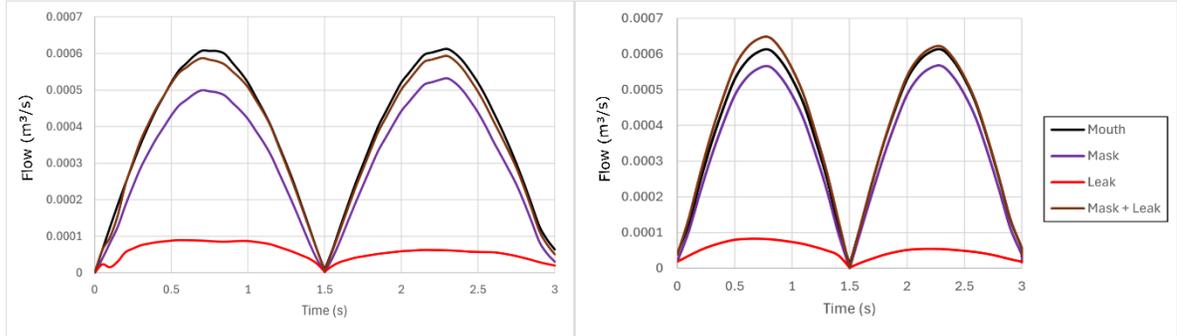


Figure 8. From left to right: Local flow curves for various monitoring points for the flat model and the StAH model

In Figure 8, flow conservation is respected for both models. The flow at the mouth is equal to the sum of the flow through the leak and the flow through the porous medium.

1.2.4 Conclusions

This article elucidates the development of several multiphysics models and presents preliminary simulation results. These models serve as a tool for analyzing and understanding real-life scenarios. Many of the results discussed above still pose challenges of correlation with experimental results. A multitude of results has been obtained and presented to lay the groundwork for the final models intended for the data generation phase. In the subsequent phases of the project, the focus will shift towards finalizing the model validation. The development of the 3D multiphysics model incorporating NIOSH-standardized human heads will be just as important. These models will encompass the diverse physiognomies of human faces, the characteristics of human skin, and the metabolism regulating the average temperature of the skin's outer surface. These advances will facilitate comparing and validating experimental data collected both on the test bench and on human subjects. The validated data will then be utilized to develop a field-usable analysis station.

Acknowledgements: The IRSST (2020-0008) deserve acknowledgment for their support and collaboration on this project. Appreciation is also directed towards the MITACS

Acceleration funding program (IT37899), which has been instrumental in providing financial support for this project. The support of the NSERC, Canada Research Chairs and CFI is acknowledged.

CHAPITRE 2

MODÉLISATIONS ADDITIONNELLES

2.1 INTRODUCTION

Ce chapitre vise à présenter plusieurs précisions et modélisations additionnelles qui n'ont pas été incluses dans l'article de conférence.

Le modèle 2D a été essentiel pour la prise en main du logiciel COMSOL Multiphysics et a permis de proposer une première modélisation de la situation réelle. Bien que ce modèle soit simplifié, il permet de cibler les enjeux à étudier. En cours de développement, le modèle 3D humain qui représente actuellement le modèle le plus réaliste vis-à-vis de la situation réelle.

Des approximations et des hypothèses ont été définies, bâtissant ainsi un socle commun pour tous les modèles considérés. Plusieurs paramètres cruciaux dans les modèles, tels que la définition des cycles respiratoires, ont été étudiés afin de modéliser de façon réaliste les scénarios étudiés.

Les étapes de modélisations usuelles sont disponibles en annexe III.

2.2 GÉOMÉTRIES SUPPLÉMENTAIRES

La modélisation sur COMSOL se fait par étapes et consiste à créer des géométries et assembler des physiques avant de simuler les phénomènes intervenants dans une situation. Cette situation globale représente une personne humaine qui respire suivant un cycle respiratoire par sa bouche et son nez, en mouvement et à travers un APR ayant une forme et une souplesse spécifique tiré à l'aide de sangle contre un visage souple ayant son métabolisme créant ainsi une pression de contact entre le masque et la tête créant une

interface plus ou moins parfaite et étanche. Le média filtrant élimine les particules fines émises à l'expiration et implique une résistance au passage du flux d'air plus humide et chaud à l'expiration qu'à l'inspiration. Toutes les géométries en contact avec le passage du flux d'air issu de la respiration subissent des variations de températures par conduction et convection en fonction du temps. Cette situation réelle est particulièrement complexe à modéliser à la vue de tous les paramètres à prendre en compte. Dans le Tableau 4, une synthèse des aspects de la situation réelle qui ont été pris en compte ou à l'inverse négligés ou déclinés est développée.

Tableau 4. Synthèse des aspects négligés/déclinés ou pris en compte vis-à-vis de la situation réelle

| Aspects négligés ou déclinés | Aspects pris en compte |
|--|--|
| Respiration par le nez | Respiration uniquement par la bouche |
| Flux d'air humide turbulent émettant des particules | Flux d'air laminaire non-isotherme |
| Effets des sangles et pression de contact variable | Positionnement de l'APR et création de fuite |
| Masque souple poreux et prenant en compte le filtrage des particules | Masque rigide poreux non filtrant |
| Visage souple en mouvement | Visage rigide statique |

2.2.1 2D axisymétrique

Avant la proposition des modèles plan et mannequin détaillés dans l'article de conférences, la modélisation du problème a dû se faire par étapes. Un premier modèle en 2D axisymétrique permettant de prendre en main COMSOL a été développé. Ce modèle a servi à définir le paramétrage, les fonctions, une géométrie, des matériaux, les physiques, le maillage et les modèles plus complexes.

Ce modèle se décompose en trois objets de formes simples : la tête, le masque et le volume de contrôle. La tête et le masque prennent la forme de portion de cercle d'épaisseur fixe, le masque a également une surépaisseur au niveau du joint facial et le volume de

contrôle est un rectangle englobant la tête et le masque, créant ainsi des frontières pour l'écoulement. La distance créant la fuite entre le masque et la tête est ajustable. Ce modèle est qualifié de modèle 2D axisymétrique, ce qui signifie qu'il existe un axe permettant de créer un modèle 3D par révolution à partir du modèle plan défini précédemment, comme illustré dans la Figure 9. Il n'y a aucune variation physique selon l'angle de définition du plan d'étude selon la révolution.

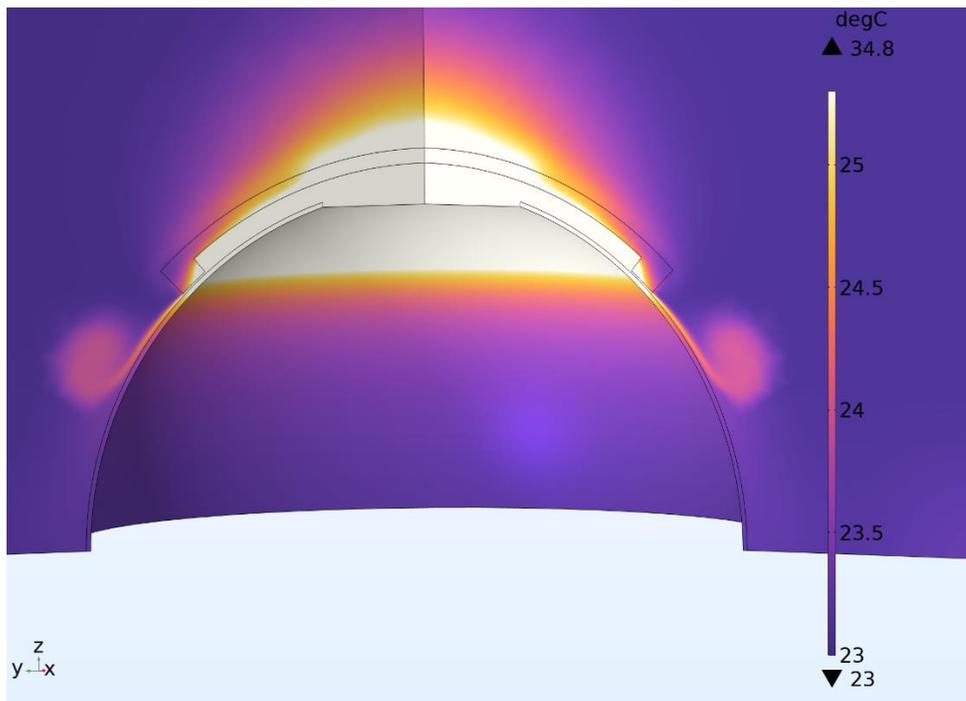


Figure 9. ZAT sur la révolution 3D du modèle 2D

Le matériau utilisé pour la tête est la peau humaine. Les caractéristiques physiques de ce matériau sont détaillées ci-dessous [33] :

- Masse volumique : $\rho_{skin} = 1\,200 \text{ kg/m}^3$
- Conductivité thermique : $k_{skin} = 0,37 \text{ W/(m}\cdot\text{K)}$
- Chaleur spécifique : $C_{skin} = 3\,391 \text{ J/(kg}\cdot\text{K)}$

Les matériaux du volume de contrôle et du masque sont respectivement l'air et le polypropylène comme défini dans le Tableau 1.

La Figure 10 montre un exemple de signature thermique et de suivi de température générée par le modèle 2D.

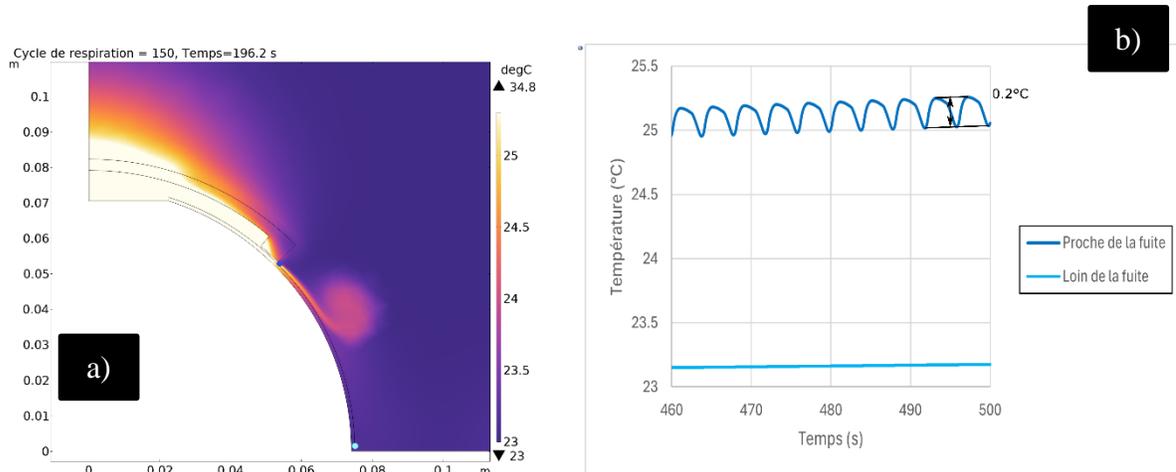


Figure 10. Analyse thermique sur le modèle 2D avec une fuite de 0,4mm et une respiration normale, a) variations de température de l'ensemble du modèle et points de suivi, b) température aux points de suivi en surface de la tête

L'échelle de la Figure 10 a) présentant la ZAT est adaptée en fonction des valeurs recueillies sur les courbes de suivi de température en Figure 10 b). On observe que les variations de température sont plus importantes sur la courbe bleu foncé en comparaison avec la courbe cyan. La fuite, dans sa zone proche, a un impact thermique sur la surface de la peau. Les différences de température atteintes en régime permanent à la fuite sont de l'ordre de 0,2 °C, on verra par la suite que cet ordre de grandeur est cohérent avec les résultats expérimentaux observés. Les principaux paramètres influents sur cette différence de température sont la température en entrée du modèle (32,5 °C), le cycle respiratoire utilisé (respiration normale expérimentale, voir section 2.3.2) et la distance entre le masque et la tête (0,4mm). Le modèle 2D a aussi permis de poursuivre une étude sur les dimensions du volume de contrôle afin que ces frontières soient assez éloignées du modèle pour qu'elles n'influent pas sur le flux d'air.

Le modèle 2D a permis de prendre en main le logiciel COMSOL en proposant une première modélisation de la situation réelle en version très simplifiée. Tant sur l'aspect construction géométrique en utilisant des paramétrages permettant de faire varier automatiquement la taille de la fuite que définition des physiques en définissant un flux d'air non-isotherme permettant de reproduire l'impact de la respiration sur le réchauffement en surface de la peau. Le défaut majeur de ce modèle est la possibilité de créer uniquement une fuite unique axisymétrique présente sur tout le long du joint facial. Pour définir des fuites ponctuelles plus réalistes, il était nécessaire de passer en 3D et de développer de nouveaux modèles. Ce modèle a aussi conduit à des résultats préliminaires sur la répartition du débit dans le modèle en fonction de l'importance de la fuite.

2.2.2 3D humain

Entre le modèle 2D présenté dans la section précédente et le modèle 3D humain développé dans la suite, les modèles 3D plan et mannequin ont été construits et exploités. Ces deux modèles sont présentés dans le chapitre 1 et permettent de produire des résultats numériques sur la répartition de la température et du débit au sein du modèle en reproduisant les bancs d'essai expérimentaux. Cela représente des situations plus réalistes vis-à-vis de la situation réelle par rapport aux modèles 2D permettant d'appréhender différentes problématiques et avant de développer le modèle humain qui est le plus précis de tous. Le développement d'un modèle 3D humain est essentiel pour réaliser des comparaisons précises avec les résultats expérimentaux obtenus sur des sujets humains. Le modèle 3D mannequin actuellement le plus abouti présente plusieurs limitations, qui seront détaillées ultérieurement, et ne permet pas d'effectuer des comparaisons pleinement satisfaisantes avec les données expérimentales sur les sujets humains.

Le modèle 3D humain prend en compte le phénomène de réchauffement et de maintien de la peau humaine à la température corporelle. Le corps humain d'une personne en bonne santé a en moyenne une température interne de 37,5 °C [34]. La température de la peau en surface varie en fonction des conditions ambiantes et de la partie du corps considérée. Au

niveau du visage, avec une température ambiante de 22 °C, on peut admettre que la température moyenne de la peau en surface du visage est de 33 °C [34].

Le modèle de mannequin, présenté en section 1.2.2.2, a été repris et modifié pour la construction de ce modèle. Pour modéliser ce phénomène de réchauffement, la tête de mannequin a été divisée en deux parties, respectivement nommées le cœur de tête et la couche de peau (voir Figure 11). La couche de peau de quelques millimètres [35] utilise le même matériau défini dans la section précédente 2.2.1.

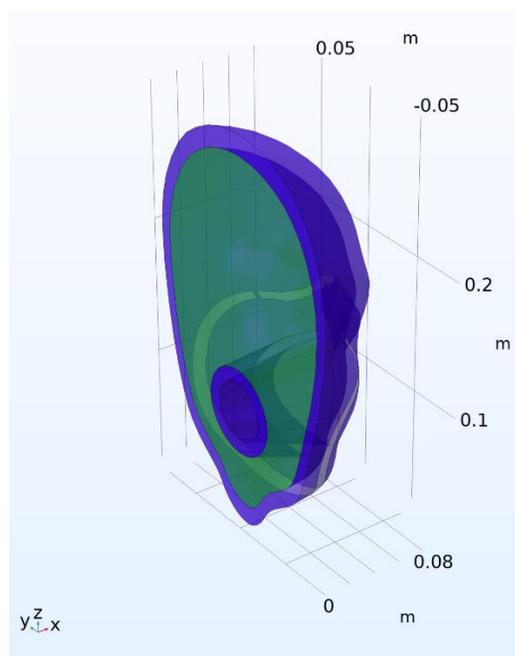


Figure 11. Tête du modèle humain en deux parties : cœur de tête en vert et couche de peau en bleu

Le cœur de tête, solide inerte, joue le rôle de source de chaleur simulant le métabolisme du corps humain. Ce solide est une masse dont la surface est fixée à température constante et dont le volume n'influe pas sur le reste du modèle. Cette source de chaleur permet d'élever la température moyenne surfacique de la couche externe de peau qui l'entoure jusqu'à 33 °C, où elle se stabilise par échange thermique avec l'air ambiant, comme on le voit dans la Figure 12.

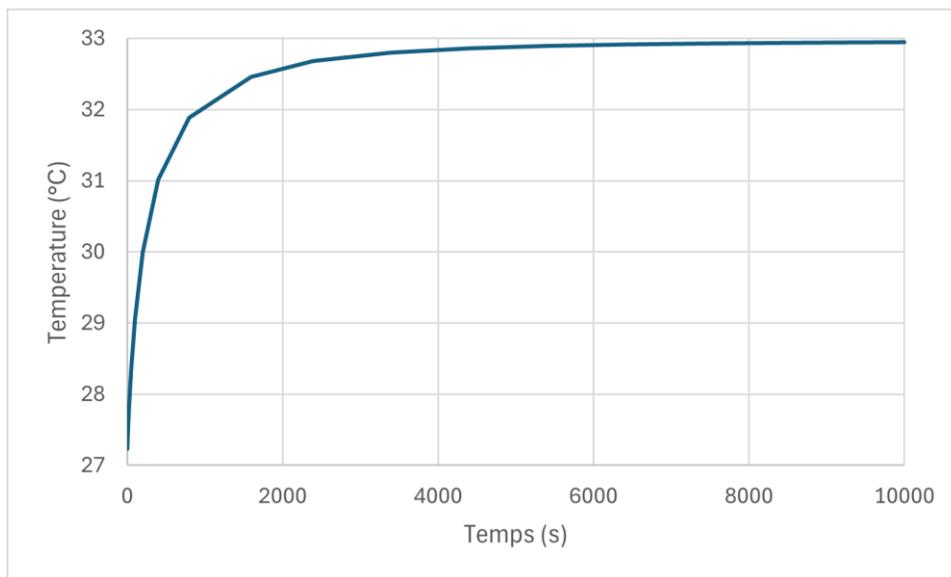


Figure 12. Évolution de la température moyenne surfacique de la couche externe de peau en fonction du temps

L'air ambiant est initialement à 22 °C et la couche de peau à 33 °C. Par échange thermique, la température initiale en surface de la peau est à 27 °C. Après réchauffement, la température moyenne surfacique de la couche externe de la peau atteint bien 33 °C au bout d'environ 8 000 s.

La prochaine étape serait de prendre les conditions finales de cette phase de réchauffement à 8 000 s et d'enchaîner ensuite sur une phase d'enchaînement de cycles respiratoires. On aura alors la capacité d'analyser l'impact de la respiration sur les échanges thermique et la répartition du débit sur sujets humains. Ces résultats seront comparables et discutables avec les résultats expérimentaux obtenus dans le cadre de la collecte de données sur sujets humains. Pour le moment cette étape n'a pas été entreprise, il faudrait trouver une solution permettant de passer d'une étude stationnaire à une étude temporelle bouclée tout en conservant les conditions finales.

2.3 DÉFINITION

La totalité des informations détaillées dans cette section permet de définir avec précision les éléments manquants à l'exploitation des résultats faite dans la suite clôturant l'étude.

2.3.1 Approximations et hypothèses

Des approximations et des hypothèses sur les physiques permettant de définir un socle commun à toutes les modélisations ont dû être formulées. Chacune de ces initiatives a été testée et validée au préalable sur les résultats présentés dans la Figure 10 sur le modèle 2D. Par exemple, l'écoulement est considéré comme incompressible dans toutes les études menées dans le cadre du projet afin de satisfaire la conservation du débit et ainsi faciliter l'analyse des résultats sur la température. Une étude plus poussée sur la question de test et de validations des hypothèses pourrait être menées en parallèle dans la suite du projet. Voici les hypothèses retenues :

- Mécanique des fluides : écoulement laminaire et incompressible piloté par l'équation de Navier-Stokes, gravité négligée, condition de non-glissement aux parois, milieu poreux obéissant à la loi de Darcy (circulation du fluide déterminée par le coefficient de perméabilité du substrat et par le gradient de pression du fluide).
- Thermique : échange de chaleur par conduction et convection suivant la loi de Fourier et l'équation de la chaleur, milieu poreux avec un équilibre thermique local.

Dans l'annexe II, une liste complète des équations utilisées dans les différentes physiques des modèles ainsi qu'un tableau définissant chacune des variables utilisées est disponible.

La plupart des caractéristiques des matériaux sont définies comme des courbes dépendant de la température. Certaines caractéristiques de matériaux proviennent directement de la bibliothèque de matériaux du logiciel COMSOL et certains sont issus de la

littérature, comme précisé dans la section 1.2.2.3. La plus grande variation théorique pouvant apparaître dans nos études est de 12,5 °C qui est l'écart entre la température ambiante de 22 °C et la température d'expiration de 34,5 °C. Par exemple, comme défini dans la section 1.2.2.3, les caractéristiques de l'air dépendant de la température ont été fixées comme constantes et correspondent aux cas les plus favorables vis-à-vis des variations de température.

2.3.2 Paramétrage

Selon la forme du modèle considéré, le placement des fuites peut être plus ou moins complexe à mettre en place. Une procédure détaillée de la création des fuites différenciant les modèles se trouve en annexe II.

- Plan (forme simple) : création de fuites sur COMSOL, série de trous dont les axes sont parallèles au plan et perpendiculaires au joint facial, système d'activation et de désactivation des fuites, orientation facile des fuites, taille de la fuite pilotable.
- Mannequin / humain (forme complexe) : création de fuites sur SolidWorks puis importation sur COMSOL (le contrôle des sections des fuites importées se fait par essais et erreurs, une solution permettant de pallier à ce problème serait d'utiliser un module de COMSOL permettant de modifier une géométrie sur SolidWorks et qu'elle se mette à jour sur COMSOL sans devoir la réimporter), série de trous dont les axes sont parallèles localement à la tête et perpendiculaires au joint facial, l'activation, l'orientation et la gestion de la taille de la fuite est plus compliqué dans ce cas-là étant donné qu'il faut réaliser cette opération sur SolidWorks avant de l'importer sur COMSOL.

La tangence des fuites doit, dans tous les cas, être assurée. Cette contrainte permet au flux d'air sortant de la fuite d'épouser les formes du plan ou de la tête et donc de maximiser les échanges thermiques avec celui-ci. Pour assurer cette contrainte, les contours des fuites

créées sont soit fermés et empiètent sur le plan, soit ouverts et tangents à la tête comme on le voit dans la Figure 13. Pour une section de fuite équivalente, ce choix a été pris afin de comparer l'impact sur les variations de température dans la zone de fuite pour ces deux méthodes de positionnement assurant la tangence de la fuite. Les résultats étaient semblables pour les deux méthodes, cette configuration a donc été gardée dans la suite des travaux.

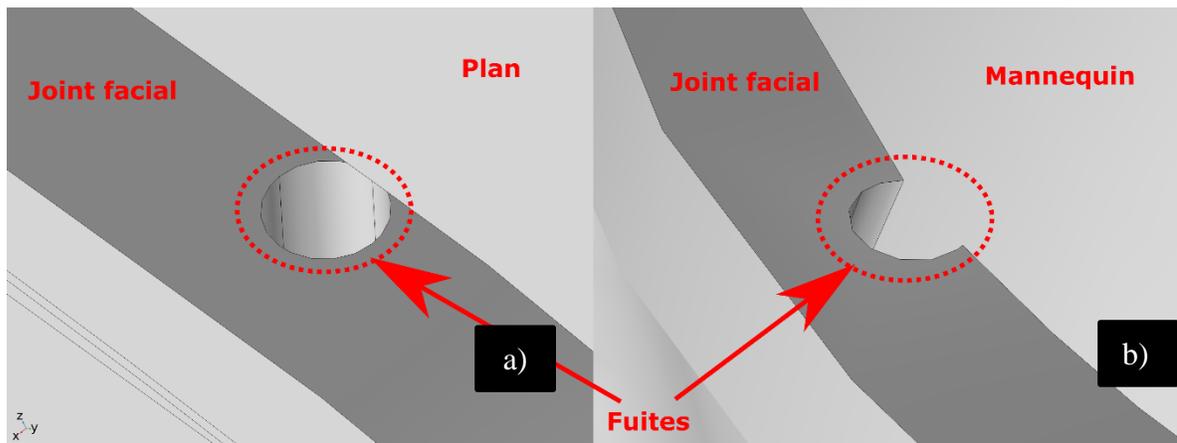


Figure 13. Contrainte de tangence relative la fuite créée dans le joint facial, a) pour le modèle plan, b) pour le modèle mannequin

Le positionnement des fuites le long du joint facial se fait grâce à une numérotation sur 4 zones d'intérêts. Au sein de ces zones, chacune des fuites porte un numéro. Ce système de numérotation apparaît clairement dans l'arbre de construction de chacun des modèles. Dans la suite du mémoire, la dénomination des fuites se fera alors de la façon suivante : fuite « zone d'intérêt »_« numéro de la fuite ». Ce positionnement est en accord avec la labellisation défini dans la partie expérimentale.

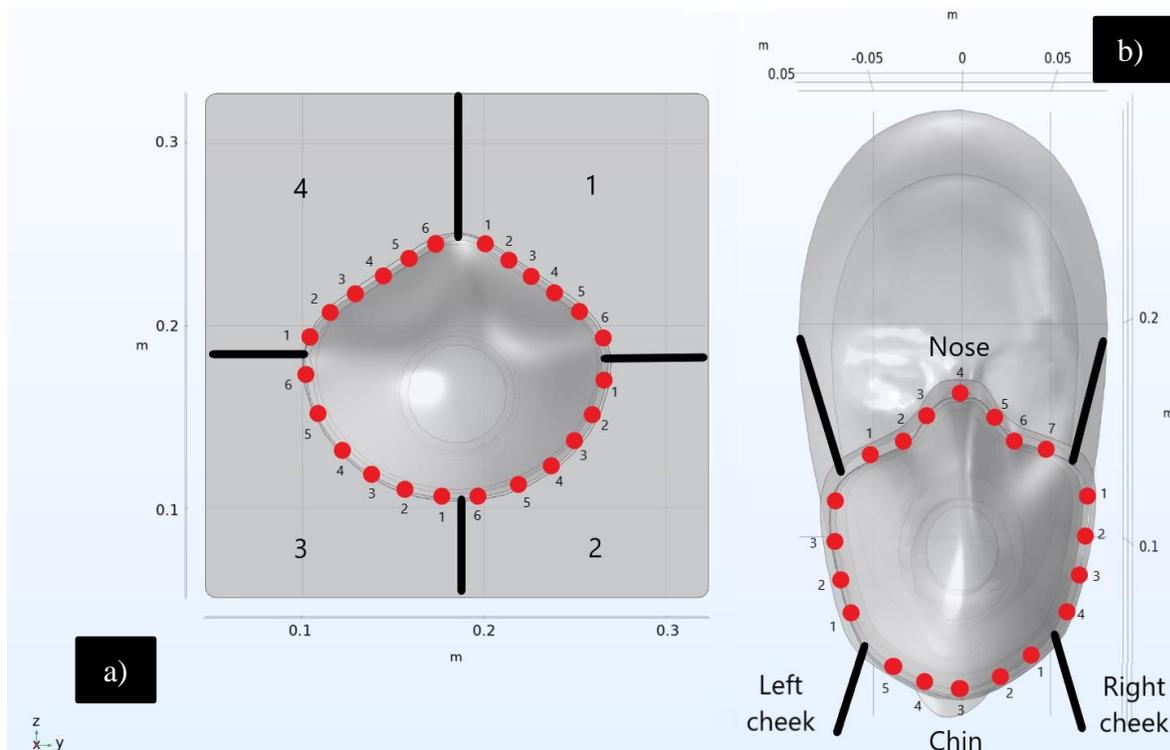


Figure 14. Système de numérotation des fuites, a) pour le plan les zones sont numérotées de 1 à 4, b) pour le mannequin les zones sont nommées selon la partie de la tête considérée (nez, joues ou menton)

La définition du contrôle du débit à la bouche est un élément essentiel dans les études menées dans ce projet. Le contrôle s'effectue via une courbe pilotant les variations de débit à la surface de la bouche, que ce soit en débit entrant ou sortant. Dans l'article, nous avons commencé en utilisant un cycle de respiration simple sinusoïdal à période et amplitude, bien que cela ne représente pas fidèlement la respiration humaine réelle. Cette courbe, visible dans la Figure 15, provient de [14] et distingue la respiration chez un homme et chez une femme.

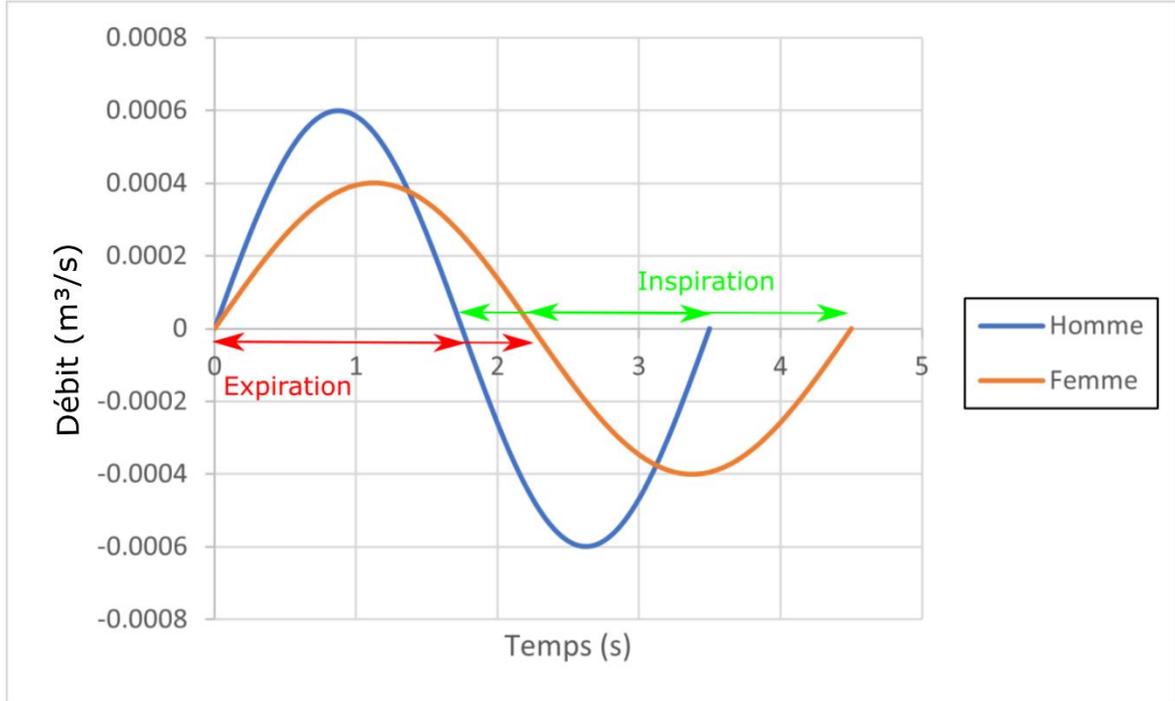


Figure 15. Cycle de respiration pour un homme et pour une femme

En réalité, les modèles numériques du projet utilisent des courbes de respiration obtenues grâce à des mesures point par point des courbes d'évolution du débit du respirateur de l'installation expérimentale intitulée ASL 5000 Breathing Simulator [36]. Ce dispositif nous fournit deux courbes exploitables, distinguant la respiration normale de la respiration profonde et sans distinction du sexe (voir Figure 16).

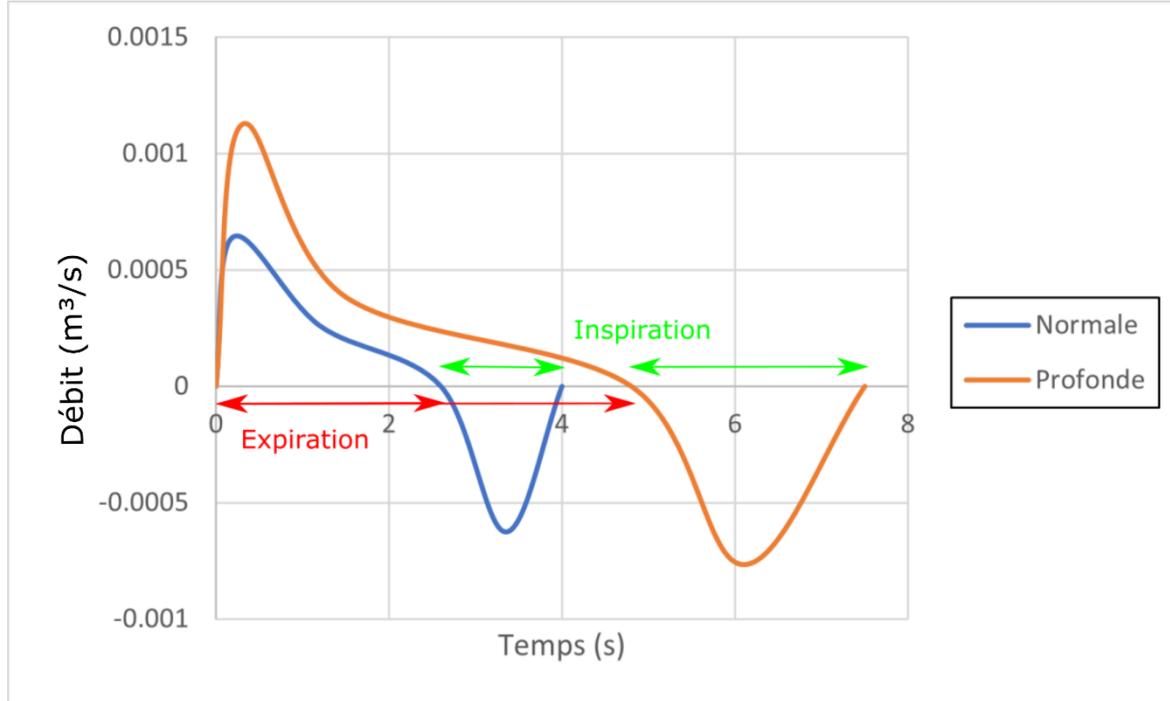


Figure 16. Cycle de respiration normale et profonde provenant de l'installation expérimentale

Une différence majeure entre les courbes présentées en Figure 15 et celles de la Figure 16 réside dans leur forme. Les courbes de la Figure 16 montrent une expiration prolongée avec un pic d'intensité suivi d'une pause, puis une inspiration rapide et intense. En revanche, dans les courbes de la Figure 15, les phases d'expiration et d'inspiration sont uniformes et ne présentent aucune différence notable. Ces courbes sont paramétrées dans COMSOL (amplitudes et périodes pour la Figure 15, débit instantané et instants des différents points pour la Figure 16) ce qui permet de vérifier l'impact de ces paramètres sur les effets thermiques.

2.4 CONCLUSION

Ce chapitre a apporté les dernières précisions relatives à la construction et à la modélisation des modèles numériques utilisés. Les définitions non explicitées dans l'article ont été détaillées, notamment les approximations et les hypothèses sur les propriétés

physiques et les matériaux. Des informations essentielles sur les paramètres de modélisation, qu'il s'agisse des fuites ou des cycles de respiration, ont été fournies.

Les deux derniers modèles utilisés dans le projet ont été présentés. Le modèle 2D a permis de maîtriser à la fois le logiciel de simulation et le problème lui-même. Quant au modèle 3D humain, il constitue le modèle final du projet, offrant des situations particulièrement réalistes. Dans le Tableau 5, on retrouve les principales différences observées entre les modèles 2D axisymétrique, 3D plan, 3D mannequin et 3D humain concernant leurs formes, l'implémentation et la numérotation des fuites ainsi que la présence d'une source de chaleur.

Tableau 5. Principales différences entre les modèles

| Modèles | Formes simples | Formes complexes | Implémentation des fuites sur COMSOL | Importation des fuites depuis SolidWorks | Système de numérotation des fuites | Système de réchauffement de la peau |
|------------------|-----------------------|-------------------------|---|---|---|--|
| 2D axisymétrique | x | | x | | | |
| 3D plan | x | | x | | x | |
| 3D mannequin | | x | | x | x | |
| 3D humain | | x | | x | x | x |

Dans le chapitre suivant, plusieurs analyses complémentaires utilisant les modèles présentés seront développées. Une section détaillant toutes les étapes nécessaires pour vérifier le bon déroulement d'une simulation et la validité des résultats obtenus sera également incluse. Toutes les informations définies dans les sections précédentes seront prises en compte dans les simulations présentées par la suite.

CHAPITRE 3

ANALYSES COMPLÉMENTAIRES

3.1 INTRODUCTION

Dans ce chapitre, diverses analyses complémentaires au reste du mémoire sont présentées, certaines de ces analyses revêtant une importance particulière par rapport aux objectifs du projet.

En premier lieu, il est crucial de s'assurer du bon déroulement des simulations et de la fiabilité des résultats avant de les exploiter. Pour ce faire, une série de vérifications est détaillée en amont du traitement des données. L'optimisation du maillage est un aspect essentiel à prendre en compte pour garantir des simulations précises conformément aux attentes, tout en conservant une efficacité temporelle maximale. Le projet s'est surtout intéressé au développement de modèles, les travaux futurs d'exploitation des modèles seront à poursuivre dans la suite du projet. Cette démarche revêt une importance capitale, notamment lors des phases de collecte de données où il est nécessaire de lancer un grand nombre de simulations simultanément pour obtenir une quantité importante de résultats dans un laps de temps limité. Enfin, il est essentiel de revisiter la définition des points et des zones de suivi afin de produire des résultats précis des zones d'intérêt.

Une fois ces aspects pris en considération (optimisation du maillage, définition des points et zones de suivi), il devient possible de traiter et d'analyser les résultats significatifs obtenus. Le point central de cette recherche réside dans le développement de modèles ainsi que la comparaison et la validation des résultats par simulation numérique avec les données expérimentales. Les modèles utilisés sont de véritables outils de compréhension des phénomènes intervenants dans les essais expérimentaux. Cette approche sera développée ultérieurement, en examinant plusieurs scénarios pour les modèles plan et mannequin.

Parallèlement, une analyse de la sensibilité des paramètres influant sur les résultats clés de l'étude a été menée. L'objectif était de déterminer ceux pour lesquels une petite erreur pourrait déjà avoir un impact significatif sur les résultats finaux.

3.2 PRÉTRAITEMENT

3.2.1 Optimisation du maillage

Dans l'article, il a été mentionné de manière succincte que le maillage utilisé a été créé manuellement, avec un maillage plus fin dans les zones d'intérêt et un maillage plus grossier dans le reste du modèle pour améliorer les temps de calcul. Cette méthode est appliquée systématiquement à chacun des modèles, mais des précisions supplémentaires peuvent être apportées.

En appliquant cette méthode, nous avons constaté que, bien que les données thermiques soient précises dans les zones de suivi tout en optimisant le temps de calcul, la conservation du débit n'était pas respectée dans le modèle. On verra dans la suite que l'écart entre le débit à la bouche et la somme des débits au masque et à la fuite créait une divergence d'environ 15 %. Pour résoudre ce problème et garantir que les valeurs de débit respectent la loi de conservation, il a été nécessaire d'optimiser le maillage différemment. Ainsi, en plus d'avoir un maillage fin dans les zones d'intérêt, nous avons imposé une finesse généralisée dans la taille du maillage, tout en conservant un maillage grossier pour le reste du modèle. Cette approche permet de satisfaire la condition de conservation du débit, bien que cela entraîne un léger ralentissement des temps de calcul.

Dans la Figure 17, deux tests, pour une même situation sur le modèle plan mais avec un maillage différent, ont été réalisés pour mettre en lumière l'impact du maillage sur la conservation du débit dans le modèle.

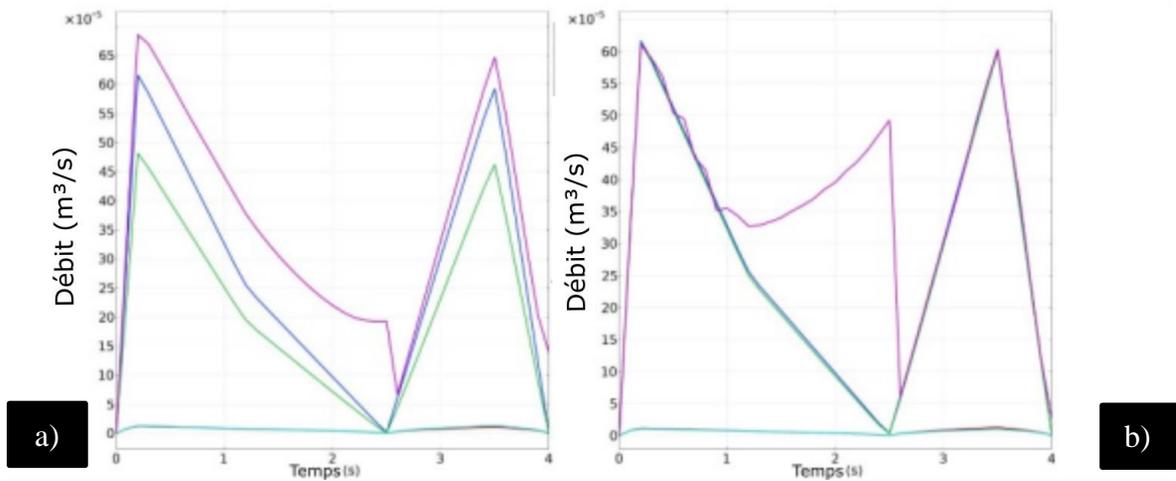


Figure 17. Évolution du débit en fonction du temps sur le modèle plan comportant deux fuites de 3,5mm localisées en zones 1_4 et 4_4 (bleu : bouche, vert : surface externe du masque, rouge : sortie de la fuite 1_4, cyan : sortie de la fuite 4_4, violet : volume de contrôle), a) résultats pour un maillage grossier, b) résultats pour un maillage fin

La courbe violette relative à l'évolution du débit sur les parois du volume de contrôle n'est pas exploitable. Étant donné que ces frontières sont particulièrement éloignées du reste du modèle et que le maillage sur ces frontières est grossier, les erreurs numériques sur le débit s'additionnent. Dans chacune des figures, on remarque que les courbes vertes, cyans et rouges suivent bien l'allure de la courbe bleue. Cette dernière représente le débit à la bouche en valeur absolue, correspondant à l'évolution du cycle respiratoire imposé. Ce cycle respiratoire sort de la bouche et est alors divisé et réparti à travers l'APR et les fuites. En comparant la Figure 17 a) et la Figure 17 b), on remarque bien un écart d'environ 15% entre le débit à la bouche et la somme des débits au masque et aux fuites. Le débit mesuré aux fuites ne changeant pas entre les deux cas, cette différence provient essentiellement du débit au masque. Étant donné que la surface du masque est plus grande que celles des fuites, le remaillage au masque est alors plus affecté qu'aux fuites. Ceci prouve l'importance du paramétrage du maillage sur le respect de la loi de conservation du débit.

Dans ces essais, les fuites sont de mêmes tailles mais positionnées à des localisations différentes (1_4 et 4_4). Ces positionnements sont quasiment symétriques par rapport au plan

de symétrie du modèle plan (plan zx sur la Figure 14). Le positionnement n'influe donc sur le débit pour ce modèle.

3.2.2 Définition des points et zones de suivi

Comme mentionné dans l'article, plusieurs points ou zones de suivi ont été définis pour les études temporelles. Il est crucial de définir ces points afin de suivre les évolutions du modèle à chaque pas de temps. Plus de détails sur l'utilisation de ces jeux de données sont fournis dans l'Annexe II, qui explique de manière procédurale l'utilisation des différents modèles. Ces points et zones de suivi sont réutilisés dans la suite des analyses.

Pour le suivi de la température, la méthodologie présentée dans l'article reste la même pour chacun des modèles. Plusieurs points sont définis à des localisations spécifiques pour évaluer ponctuellement la température à chaque pas de temps. Les points de suivi habituels sont : à la fuite, proche de la fuite, loin de la fuite, et proche du masque. Le point à la fuite subit des variations de température significatives dues à la respiration. De même, le point proche de la fuite subit ces variations, mais avec une intensité moindre. Pour les modèles mannequin et humain, ces deux points sont choisis plus stratégiquement. Par exemple, dans le cas du suivi sur une fuite dans la zone nasale, un point sera défini dans le creux de l'œil et un autre plus vers l'arcade sourcilière. Le point proche du masque subit un réchauffement par conduction provenant des variations de température dans l'enceinte du masque. Enfin, le point loin de la fuite reste généralement à température constante. Initialement, un point de suivi était également prévu sur la surface externe du masque pour suivre l'évolution de température du milieu poreux. Cependant, ces données se sont avérées difficilement exploitables puisque les variations de température au masque capturées par une caméra infrarouge représentent la réaction de la matrice solide du milieu poreux. En revanche, dans les modèles numériques, les données prennent en compte à la fois la matrice solide poreuse et l'air gazeux qui y réside. Le modèle est capable de mener les calculs à terme, mais les résultats fournis ne sont pas comparables avec les données expérimentales. Pour le suivi de la température, il a été choisi de prendre des points appartenant à l'axe de la fuite, c'est là où

les variations sont maximales dans la zone de fuite, plutôt que de faire une moyenne dans la zone proche de la fuite.

Plusieurs frontières du modèle, définies comme des zones de suivi, sont également paramétrées. Ces zones sont exploitées dans des calculs surfaciques pour créer des jeux de données permettant de suivre la répartition du débit en fonction du temps. Trois zones distinctes sont définies : la surface d'entrée/sortie de la bouche, la surface externe du masque et la ou les surfaces externes de la ou des fuites. Comme illustré dans l'article, le calcul surfacique du débit à la bouche permet de retrouver le cycle respiratoire imposé en entrée. La Figure 15 montre bien le cycle sinusoïdal imposé et dans la Figure 8, on retrouve bien la même amplitude et la même période sur la courbe noire.

3.2.3 Vérifications pré-exploitation

À l'issue d'une simulation, plusieurs vérifications sont nécessaires pour s'assurer que le calcul s'est déroulé correctement et que les données obtenues sont exploitables. Le critère de convergence du modèle est probablement le plus évident. En effet, si les erreurs de calcul dans le solveur divergent, la simulation s'arrêtera prématurément avec un message d'erreur, et les résultats disponibles ne dépasseront pas le moment où l'erreur s'est produite.

Pour les études de données sur la température, la vérification des données sur le débit est cruciale. Il est nécessaire d'examiner la conservation du débit dans le modèle, comme décrit dans la section précédente 3.2.2. Il est également essentiel d'observer les vecteurs de vitesse pour s'assurer que la direction du flux est toujours cohérente par rapport au moment de l'observation [37]. La Figure 18 montre l'inversion du sens des vecteurs de vitesse entre la phase d'expiration et la phase d'inspiration pour le modèle plan.

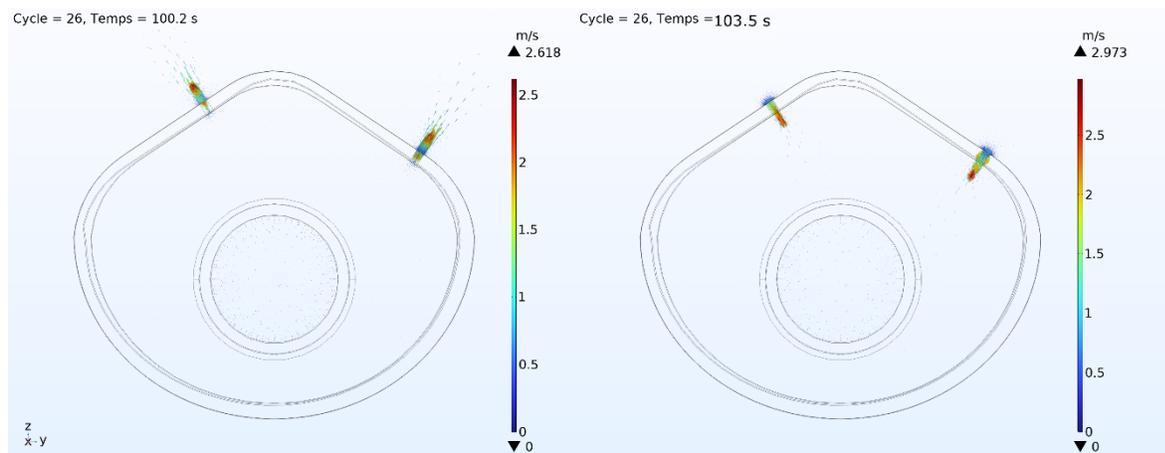


Figure 18. Vecteurs vitesse pour la phase d'expiration et pour la phase d'inspiration

Inversement, pour exploiter des données sur le débit, il est crucial de s'assurer que les données de température sont cohérentes.

La phase finale de la simulation consiste à confirmer l'atteinte du régime permanent. Pour ce faire, il est nécessaire de s'assurer que les variations de température au point de suivi analysé d'un cycle respiratoire à l'autre sont inférieures à un seuil prédéfini, généralement fixé de manière arbitraire à quelques pourcents. L'attention est portée exclusivement sur les variations de température plutôt que sur la température moyenne au cours d'un cycle respiratoire, car cette dernière tend à atteindre le régime permanent bien après les variations de température, comme le montre la Figure 19 a).

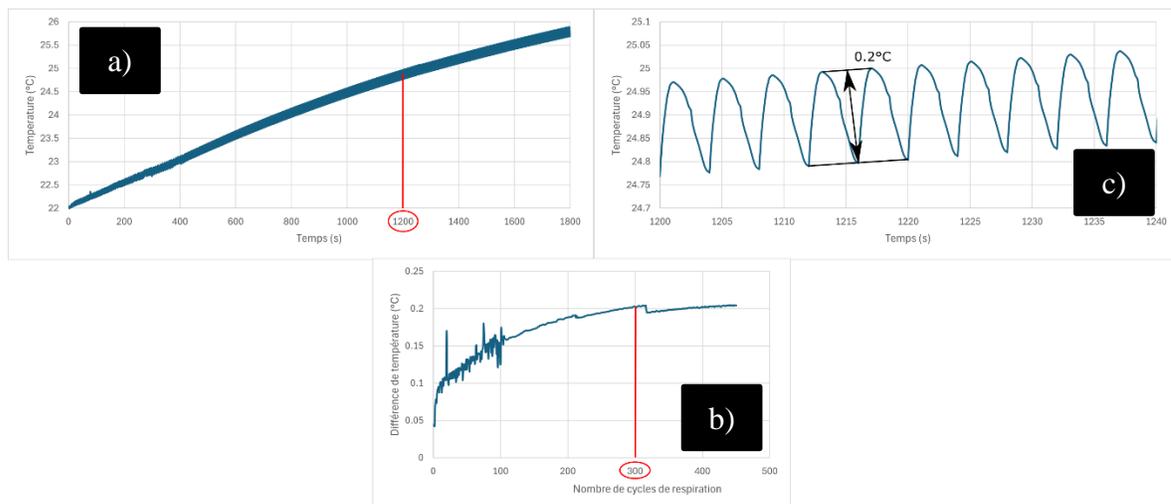


Figure 19. Régime permanent vis-à-vis des variations de température, a) Évolution des variations de température en fonction du temps avec instant d'atteinte du régime permanent en rouge, b) Évolution des variations de température en fonction du cycle respiratoire, c) Variations de la température pour une section de temps proche de l'instant d'atteinte du régime permanent

La Figure 19 b) indique que le régime permanent des variations de température près d'une fuite, pour un scénario donné sur le modèle plan, est atteint après 300 cycles de respiration, soit 1 200 secondes, ce qui correspond à plusieurs jours de calculs. Aux alentours de ce moment, la Figure 19 c) illustre que les variations de température sur plusieurs cycles de respiration se situent autour de 0,2 °C.

Dans la section 3.3.2, les résultats montrent que ces variations de température sont de même ordre de grandeur que les mesures expérimentales. Le moment indiqué en rouge sur la Figure 19 a) dépend du modèle, des fuites et du cycle respiratoire analysé. Néanmoins, cette étude fournit une estimation pertinente des instants nécessaires pour atteindre le régime permanent, qui devra être pris en compte dans les travaux futurs.

3.3 EXPLOITATION

3.3.1 Analyse de la sensibilité des paramètres importants

Afin de déceler de potentielles erreurs entre les résultats numériques et les mesures expérimentales, il a été crucial de mener une analyse de la sensibilité des paramètres influençant les données de température. Les paramètres étudiés ont été augmentés d'un facteur 10 par rapport à leurs valeurs d'origine. Cette variation d'un facteur 10 représente une variation conséquente des paramètres considérés. L'étude sur le premier cycle de respiration soit de 0 à 4 s, le régime permanent vis-à-vis des différences de température n'est pas atteint par souci de temps de calcul. Le tableau ci-dessous récapitule l'effet d'une augmentation de ces paramètres sur les variations de température dans la zone de fuite :

Tableau 6. Analyse paramétrique

| Croissance d'un facteur 10 des paramètres par rapport à leurs valeurs initiales | Influence sur les différences de température en zone de fuite |
|--|--|
| $C_{high\ density\ polyethylene}$ ou C_{rubber} ou C_{skin} (chaleur spécifique) | Diminue |
| C_{air} (chaleur spécifique) | Augmente |
| $k_{high\ density\ polyethylene}$ ou k_{rubber} ou k_{skin} (conductivité thermique) | Augmente |
| k_{air} (conductivité thermique) | Diminue |
| κ (perméabilité du milieu poreux) | Diminue |
| U_0 (vitesse à la bouche à l'expiration) | Augmente |
| $\rho_{high\ density\ polyethylene}$ ou ρ_{rubber} ou ρ_{skin} (masse volumique) | Diminue |
| T_{ustr} (température à la bouche à l'expiration) | Augmente |

Les paramètres présentés dans le Tableau 6 ne sont pas tous comparables. Les propriétés liées à la définition des matériaux montrent peu de variabilité, car leurs valeurs proviennent de sources fiables. De même, la perméabilité du milieu poreux est dérivée de calculs basés sur une étude provenant de la littérature [29]. Les paramètres restants sont le contrôle du débit et la température à la bouche, qui peuvent comporter des erreurs, car ils dépendent de l'installation expérimentale sur laquelle les mesures ont été effectuées. Pour le contrôle du débit, comme expliqué précédemment, la courbe est obtenue par une prise de mesure point par point sur la courbe du respirateur de l'installation expérimentale. Enfin, le contrôle de la température est probablement le paramètre avec la plus grande marge d'erreur et qui a le plus d'impact, car le pilotage de ce paramètre est particulièrement complexe sur les bancs d'essais expérimentaux. Il est difficile de trouver des capteurs de mesure de température de gaz suffisamment réactifs pour fournir la température à la sortie de la bouche de l'installation expérimentale en temps réel.

3.3.2 Comparaisons expérimentales

Cette section finale du mémoire se concentre sur la comparaison et la validation des résultats obtenus à partir des modèles plan et mannequin en les confrontant aux données expérimentales. Ce travail représente l'aboutissement du développement des modèles, lesquels serviront par la suite à la création de bases de données de séquences exploitables. Certains résultats présentés dans cette section proviennent des installations décrites dans [36].

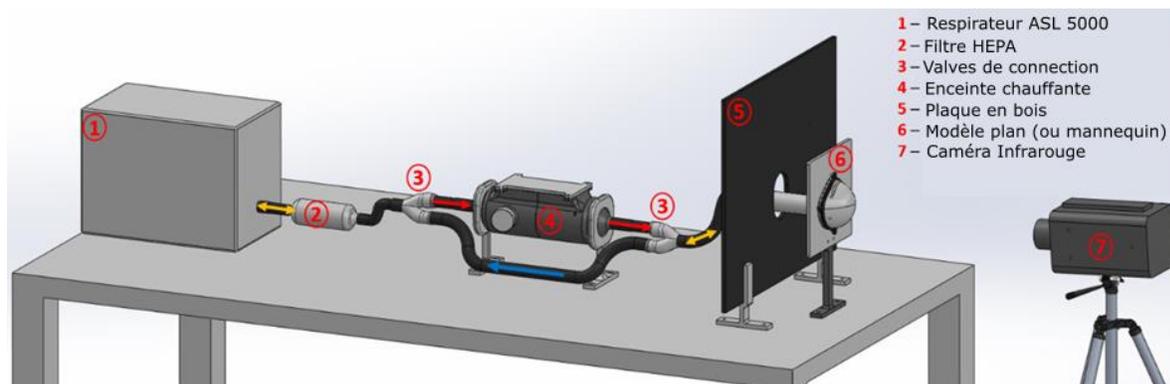


Figure 20. Banc d'essai expérimentale permettant de poursuivre des essais sur les modèles plan et mannequin [36].

Ces installations, illustrées à la Figure 20, comprennent un banc d'essai capable d'accueillir soit le modèle plan soit la tête de mannequin. L'installation inclut également un respirateur fournissant les courbes de respiration expérimentales présentées à la Figure 16, ainsi qu'un système de filtration et de réchauffement de l'air expiré jusqu'à 34,5 °C. Une plaque en bois est utilisée pour créer un fond uniforme pour la capture des images infrarouges.

Chaque modèle utilise les formes et caractéristiques d'un masque N95 de type 8210 du fabricant 3M, à l'exception des essais expérimentaux sur le mannequin qui utilisent un masque N95 de type 2200 du fabricant MOLDEX. À part cette différence, les conditions expérimentales sont identiques aux conditions numériques, comme indiqué dans les Tableaux 1 et 2. Les comparaisons sont effectuées en prenant en compte une respiration normale dans chaque cas. Les configurations de fuite considérées sont les suivantes :

- Pour le modèle plan, deux fuites de diamètres 3,5 mm et 1,6 mm sont créées, situées respectivement aux localisations 1_2 et 4_5 comme définis dans la Figure 14. La fuite de 3,5mm a une section de 9,62mm² et la fuite de 1,6mm a une section de 2,01mm². Un rapport de 4,79 demeure entre les sections de ces deux fuites.
- Pour le modèle mannequin, deux fuites de tailles 2,3 mm et 3,5 mm sont localisées respectivement aux nez_3 et nez_5 comme définis dans la Figure 14. La fuite de

2,3mm a une section de $4,15\text{mm}^2$ et la fuite de 3,5mm a une section de $9,62\text{mm}^2$. Un rapport de 2,32 demeure entre les sections de ces deux fuites.

La Figure 21 illustre les ZATs, les suivis de températures aux points de suivi et le suivi du débit pour le modèle plan, en comparant les données expérimentales et numériques. De manière similaire, la Figure 22 présente ces informations pour le modèle mannequin sur des travaux similaires à ceux présentés dans la référence [38].

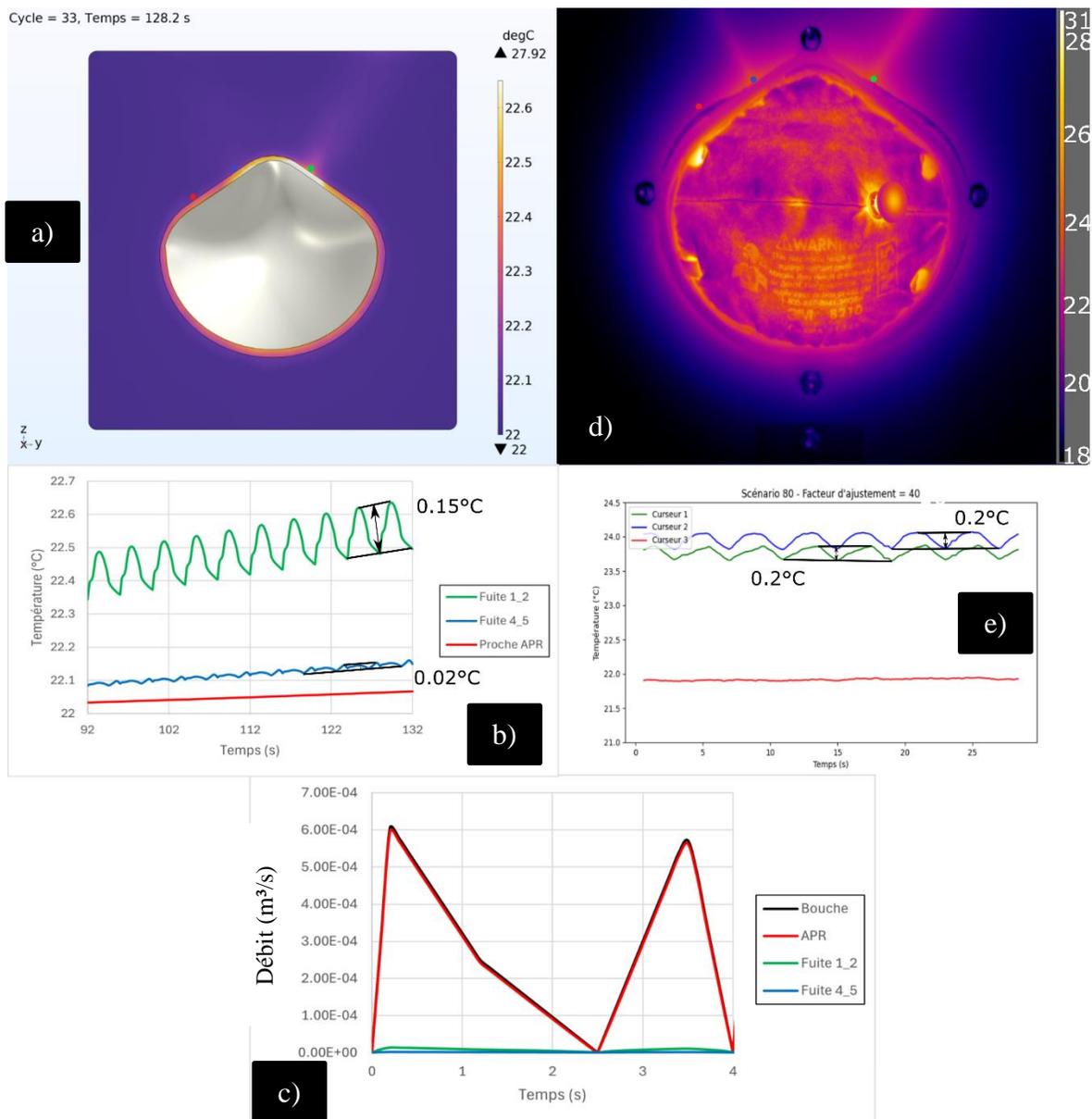


Figure 21. Comparaison numérique/expérimentale sur une situation avec le modèle plan, Modèle numérique : a) ZAT avec points de suivi aux fuites et proche de l'APR, b) Suivi ponctuel de la température, c) Suivi du débit à la bouche, à l'APR et aux fuites, Modèle expérimental : d) ZAT avec points de suivi aux fuites et proche de l'APR, e) Suivi ponctuel de la température

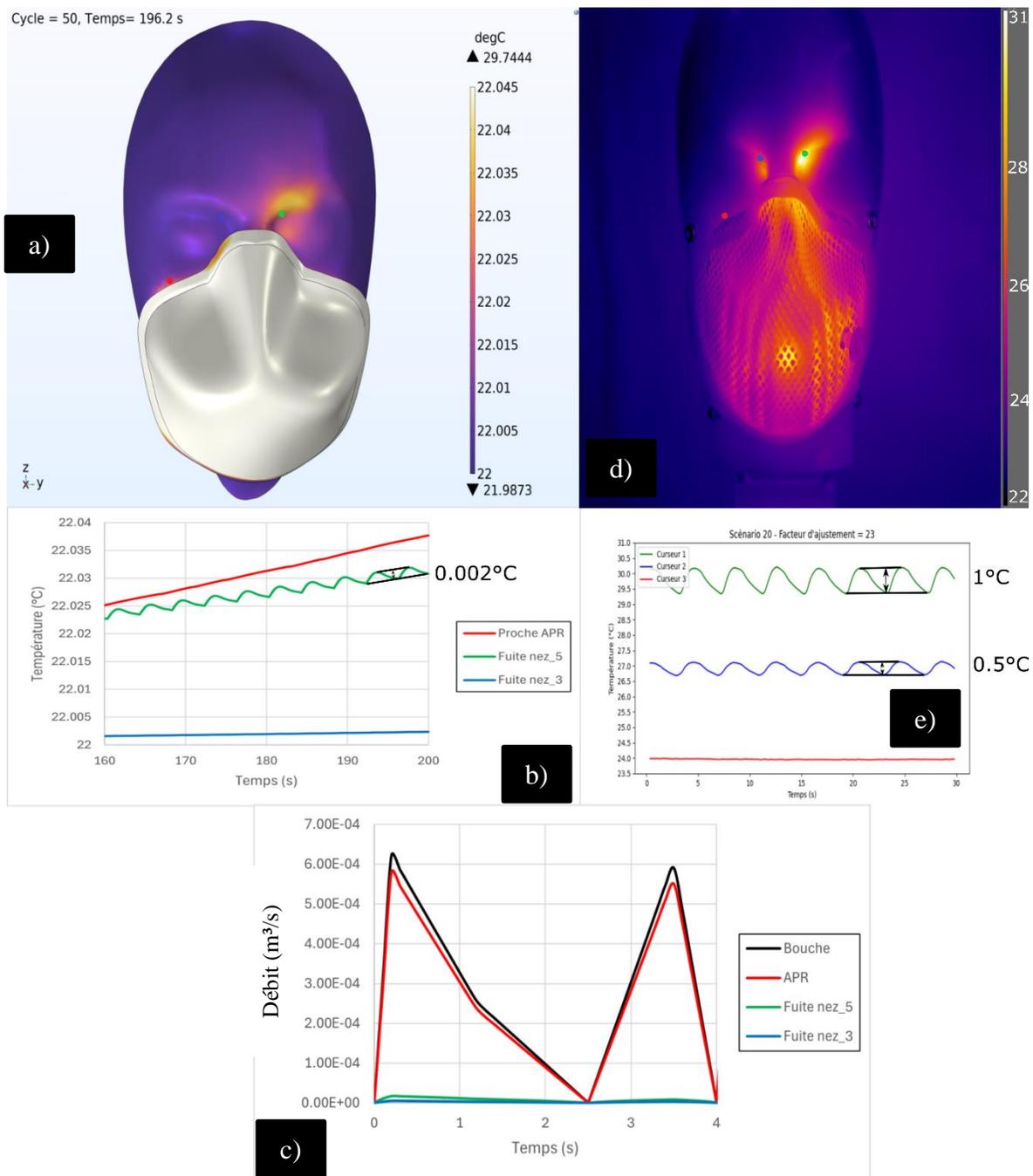


Figure 22. Comparaison numérique/expérimentale sur une situation avec le modèle mannequin, Modèle numérique : a) ZAT avec points de suivi aux fuites et proche de l'APR, b) Suivi ponctuel de la température, c) Suivi du débit à la bouche, à l'APR et aux fuites, Modèle expérimental : d) ZAT avec points de suivi aux fuites et proche de l'APR, e) Suivi ponctuel de la température

Les Figures 21 a), 22 a), 21 d), et 22 d) présentent des empreintes thermiques, incluant les points de suivi de la température aux niveaux des fuites et des zones adjacentes au joint facial sans fuite. Les points verts indiquent le suivi de la température à la fuite 1_2 pour le modèle plan et nez_5 pour le modèle mannequin. Les points bleus correspondent au suivi de la température à la fuite 4_5 pour le modèle plan et nez_3 pour le modèle mannequin. Les points rouges représentent le suivi de la température près du joint facial sans fuite pour les deux modèles.

Les Figures 21 b), 22 b), 21 e), et 22 e) montrent les courbes de température pour chaque point de suivi et pour chaque intervalle de temps, avec une fréquence d'échantillonnage de 10 Hz pour les modèles numériques et d'environ 30 Hz pour les modèles expérimentaux. Sur les Figures 21 e) et 22 e), le point de départ à 0 s, correspondant au début des relevés de températures sur les installations expérimentales, succède en réalité à une phase de 10 minutes (600 s) de respiration continue permettant d'atteindre un régime permanent vis-à-vis des variations de température. Sur les Figures 21 b) et 22 b), cette phase de respiration continue pour atteindre le régime permanent est limitée à 200 s en raison des contraintes de temps de calcul (200 s de respiration équivaut à environ 2 jours de calcul pour le modèle plan et une semaine pour le modèle mannequin) et de stockage des données sur le serveur de calcul. La Figure 23 examine l'évolution des différences de température en fonction des cycles respiratoires aux niveaux des fuites 1_2 et nez_5 pour les modèles plan et mannequin étudiés précédemment.

Les Figures 21 c) et 22 c) montrent l'évolution du débit moyen en valeur absolue à la surface de la bouche, de l'APR et des fuites.

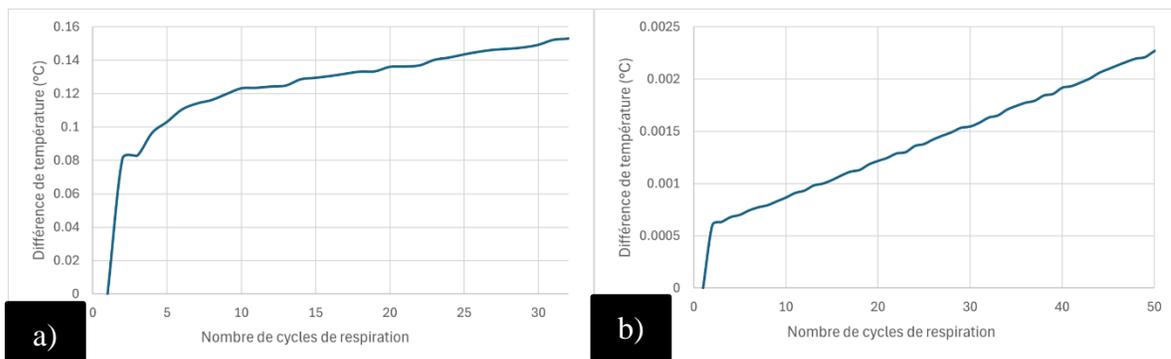


Figure 23. Évolution des variations de température proche d’une fuite en fonction du cycle respiratoire, a) Modèle plan (en lien avec la courbe verte de la Figure 21 b)), b) Modèle mannequin (en lien avec la courbe verte de la Figure 22 b))

Plusieurs observations sur le modèle plan au sein des Figures 21 et 23 sont notables, le Tableau 7 récapitule ces observations.

Tableau 7. Observations pour le modèle plan au sein de la Figure 21 et de la Figure 23 a)

| | Modèle numérique | Modèle expérimental |
|--|-------------------------|----------------------------|
| ZATs | Moins importante | Plus importante |
| Variations de température à la fuite 1_2 (°C) | 0.15 | 0.2 |
| Variations de température à la fuite 4_5 (°C) | 0.02 | 0.2 |
| Rapport de température entre les deux fuites | 7,5 | 1 |
| Atteinte du régime permanent vis-à-vis des variations de température à la fuite 1_2 | Pratiquement | Oui |
| Température moyenne au joint facial sans fuite (°C) | Croissante | 22 |
| Évolution de la température moyenne pour chacune des courbes | Croissante | Fixes |
| Débit maximum à la fuite 1_2 ($E-5m^3/s$) | 1,36 | / |
| Débit maximum à la fuite 4_5 ($E-5m^3/s$) | 0.18 | / |

| | | |
|---|-----------|---|
| Rapport de débit entre les deux fuites | 7.6 | / |
| Conservation du débit | Respectée | / |

Plusieurs interprétations des résultats présentés dans le Tableau 7 méritent d'être considérées. Les rapports calculés sur la température et le débit sont similaires dans les simulations numériques, mais présentent encore des divergences par rapport aux données expérimentales. Le rapport de température obtenu expérimentalement entre les deux fuites est de 1, ce qui n'est pas logique étant donné que les deux fuites n'ont pas la même taille. Pour les rapports de débit, il est difficile d'évaluer cette grandeur dans l'installation expérimentale, la comparaison ne sera donc pas faite pour ces grandeurs. Le régime permanent des variations de température aux fuites n'est pas totalement atteint dans le modèle numérique, comme le montre la Figure 23 a), et la position approximative des points de suivi dans les données expérimentales peut également introduire des erreurs. Cela pourrait notamment expliquer l'absence de différence dans les variations de température pour les deux fuites de l'installation expérimentale, malgré leurs tailles différentes.

Les empreintes thermiques dépendent de l'échelle de température fixée. Si le régime permanent était atteint dans le modèle numérique, les zones d'anomalies thermiques (ZAT) seraient similaires. Pour reproduire cette situation, il faudrait prolonger la durée de respiration de 200 s à 600 s, comme dans l'expérimentation, ce qui triplerait les temps de calcul et poserait des problèmes de stockage des données.

Les différences relevées entre ces deux modèles étant explicables, la comparaison entre le modèle numérique et le modèle expérimental pour le plan reste satisfaisante. Cette étude valide la physique du modèle et ouvre la voie à une phase de collecte de données.

Plusieurs observations sur le modèle mannequin, présentées dans les Figures 22 et 23, sont notables. Le Tableau 8 récapitule ces observations.

Tableau 8. Observations pour le modèle mannequin au sein de la Figure 22 et de la Figure 23 b)

| | Modèle numérique | Modèle expérimental |
|--|-------------------------|----------------------------|
| ZATs | Moins importante | Plus importante |
| Variations de température à la fuite nez_5 (°C) | 0.002 | 1 |
| Variations de température à la fuite nez_3 (°C) | 8E-5 | 0.5 |
| Rapport de température entre les deux fuites | 25 | 2 |
| Atteinte du régime permanent vis-à-vis des variations de température à la fuite nez_5 | Non | Oui |
| Température moyenne au joint facial sans fuite (°C) | Croissante | 24 |
| Évolution de la température moyenne pour chacune des courbes | Croissante | Fixes |
| Débit maximum à la fuite nez_5 ($E-5m^3/s$) | 1,68 | / |
| Débit maximum à la fuite nez_3 ($E-5m^3/s$) | 0.53 | / |
| Rapport de débit entre les deux fuites | 3,17 | / |
| Conservation du débit | Respectée | / |

Les interprétations des résultats présentés dans le Tableau 8 sont différentes de celles formulées pour le Tableau 7. Du côté modélisation, le rapport de température de 25 et le rapport de débit de 3.17 ne sont plus comparables à l'inverse de ce qui a été vu pour le plan dans le Tableau 7. Du côté expérimental, le rapport de température de 2 s'éloigne grandement de celui obtenu par la modélisation. Étant donné que le mannequin est un solide volumineux et que son matériau présente des caractéristiques thermomécaniques similaires à celles du plan, il met davantage de temps à atteindre le régime permanent en termes de variations de température près des fuites. En comparant les rapports de débit du Tableau 7 avec ceux du Tableau 8, on constate que la différence de débit entre les deux fuites est plus faible pour le

mannequin que pour le plan. De plus, il apparaît que plus l'écart de section entre deux fuites est grand, plus l'écart de débit entre ces deux fuites est important.

Outre la différence de taille des fuites entre les deux modèles, la forme complexe du mannequin par rapport à celle du plan peut influencer l'écoulement produit par la respiration. Les différences thermiques peuvent également s'expliquer par la variation de masque entre le modèle numérique et le modèle expérimental. L'isolation thermique des modèles numériques est différente : pour le plan, seule la face arrière de la bouche est isolée, tandis que pour le mannequin, toute la face arrière de la demi-tête est isolée. Cette différence pourrait expliquer les variations observées.

Comparativement au modèle plan, la situation du mannequin est plus complexe, rendant la validation insatisfaisante pour les différences de température au niveau d'une fuite. Plusieurs études et ajustements seront nécessaires avant de pouvoir lancer une collecte de données sur ce modèle.

Une étape supplémentaire intéressante consisterait à comparer les débits et les variations de température dans la zone de fuite pour une même situation, mais avec des cycles respiratoires différents. Par exemple, en comparant les différences de température de la courbe bleue de la Figure 7 à gauche (fuite de 5 mm dans la zone 1 avec un cycle respiratoire sinusoïdal tiré de la littérature = 0,1 °C) avec celles de la courbe verte de la Figure 21 b) (fuite de 3,5 mm avec respiration normale de l'installation expérimentale = 0,15 °C), on observe que les différences de température, bien que du même ordre de grandeur, sont plus élevées pour la fuite de 3,5 mm que pour celle de 5 mm. Cela pourrait être dû à la forme du cycle respiratoire utilisé, qui influence l'écoulement en fonction du temps, ainsi qu'à la durée de simulation plus longue figurant dans la Figure 7.

En conclusion, le modèle numérique plan fournit des résultats exploitables et comparables aux résultats expérimentaux obtenus. En revanche, le modèle mannequin s'éloigne actuellement trop de la réalité et nécessite des ajustements avant de pouvoir être exploité. Un essai intéressant serait d'augmenter le volume du plan en augmentant son

épaisseur pour voir s'il réagit de la même manière que le mannequin dans cette configuration. Pour remédier au problème de l'atteinte du régime permanent complet vis-à-vis des variations de température aux fuites pour les deux modèles, il serait nécessaire de prolonger les simulations. Ceci pourrait être réalisé en apportant des modifications au modèle ainsi qu'au serveur de calcul. Ensuite, une nouvelle comparaison entre les résultats expérimentaux et numériques devrait être effectuée. Si cette comparaison est concluante, la collecte de données sur le modèle numérique pourrait alors être lancée pour alimenter la base de données destinée à l'entraînement de l'algorithme de détection de fuites automatique utilisant l'intelligence artificielle.

Étant donné que la taille des fuites sur un sujet humain ne peut être contrôlée avec précision, il est difficile de comparer directement les résultats numériques et expérimentaux sur le modèle humain. Bien que le Portacount fournisse une estimation de la taille équivalente des fuites et que les données infrarouges indiquent leurs potentielles localisations, définir une fuite exacte et sa forme demeure complexe. De plus, une différence majeure entre les sujets humains et les installations expérimentales réside dans le mouvement de la tête lors de l'acquisition des séquences. Cette question ne se pose pas pour le plan ou le mannequin, qui sont immobiles. Un algorithme de suivi du contour du masque pour chaque pas de temps est en cours de développement. Cet algorithme permettra de suivre précisément les variations de température dans une zone de fuite tout en prenant en compte les mouvements de la tête.

Actuellement, la tête utilisée dans le modèle humain est identique à celle du modèle mannequin, dérivée de la numérisation d'une véritable tête de mannequin, ce qui ne correspond à aucune des têtes des participants à la collecte de données expérimentales. Une solution serait de remplacer la tête du mannequin par des modèles 3D de têtes fournis par NIOSH. Plusieurs modèles sont disponibles, représentant différentes formes de têtes en termes de longueur et de largeur. Il suffirait alors de suivre la procédure détaillée en annexe II, la seule différence étant d'importer un des maillages des têtes NIOSH disponibles en ligne à la place de la numérisation de la tête de mannequin. La pièce du joint facial, étant adaptée à la forme de la tête de mannequin, sera à remodeler pour chaque tête NIOSH. Des

opérations d'ajustement de la tête NIOSH, différentes de celles réalisées sur la tête de mannequin, seront certainement à prévoir.

3.4 CONCLUSION

Ce chapitre a détaillé plusieurs procédés d'analyses complémentaires en apportant des précisions supplémentaires par rapport à l'article initial. Les optimisations du maillage ainsi que la définition des points et zones de suivi ont été approfondies.

Après avoir spécifié les vérifications nécessaires avant l'exploitation des résultats et mené une analyse de la sensibilité des paramètres pouvant causer des erreurs dans les jeux de données, les résultats clés du projet ont été présentés. Ces résultats numériques comparent et valident certains scénarios expérimentaux réalisés sur les modèles plan et mannequin. Les comparaisons révèlent quelques divergences entre les résultats expérimentaux et numériques, notamment concernant les variations de température dans les zones de fuite pour le modèle mannequin qui proviennent du fait que la simulation devrait être encore poursuivie. Une analyse complémentaire a été réalisée pour comparer l'effet d'un cycle respiratoire provenant de la littérature à celui d'un cycle respiratoire provenant de l'installation expérimentale.

La suite des travaux consistera à développer le modèle humain, à tester ces analyses sur celui-ci et, si les comparaisons sont satisfaisantes, à lancer des collectes de données sur chacun de ces modèles. Un autre axe d'amélioration concerne le matériel du serveur de calcul, qui nécessite une mise à niveau pour permettre des calculs plus longs et ainsi atteindre un régime permanent plus établi, offrant des résultats plus proches de la réalité.

CONCLUSION GÉNÉRALE

La pandémie de COVID-19 a mis en lumière l'importance cruciale de la protection respiratoire dans les milieux professionnels et publics. L'efficacité des APR est grandement compromise par la présence de fuites d'air, soulignant la nécessité de développer des méthodes simples et rapides pour détecter ces fuites. Une telle méthode permettrait aux utilisateurs de réaliser des ajustements pour améliorer l'efficacité de leur APR. Le développement d'une station d'analyse utilisant l'imagerie infrarouge apparaît comme une solution potentielle pour résoudre ce problème. Plusieurs installations expérimentales, aussi bien sur des bancs d'essais que sur des sujets humains, ont été mises en place pour reproduire ces situations. Parallèlement, plusieurs modèles numériques multiphysiques ont été élaborés pour simuler ces scénarios expérimentaux. Ces modèles ont ensuite été analysés pour mieux comprendre les situations réelles, simplifier les modèles ou fournir des éléments aux autres sous-projets.

Dans ce mémoire, le paramétrage et le développement de différents modèles numériques ont été détaillés. De nombreuses analyses ont été menées pour comprendre les phénomènes réels, simplifier les modèles, ou encore fournir des informations utiles aux autres sous-projets. Finalement, plusieurs comparaisons et validations ont été effectuées en confrontant les résultats expérimentaux avec ceux obtenus par des calculs par éléments finis. L'analyse de ces modèles a permis de démontrer la pertinence des technologies d'imagerie infrarouge pour la détection des fuites dans les APR, fournissant des bases solides pour le développement d'une station d'analyse physique utilisable sur le terrain. Ces travaux ont contribué à améliorer la compréhension des phénomènes physiques liés aux fuites d'air et à valider les résultats expérimentaux, essentiels pour l'entraînement d'algorithmes d'intelligence artificielle dédiés à la détection automatique des fuites [39].

Sommaire

Le développement des modèles a commencé par la création des géométries. Le modèle 2D a été construit directement sur COMSOL à partir de croquis dans un plan, délimitant les contours du volume de contrôle, du masque, et de l'épaisseur de la peau de la tête. Pour le modèle plan, une partie du développement a été réalisée en CAO sur SolidWorks, où les géométries du plan et du masque ont été travaillées avant d'être importées dans COMSOL. En ce qui concerne le modèle mannequin, il s'est basé sur le modèle plan en remplaçant celui-ci par une tête de mannequin réelle, numérisée en laboratoire. Enfin, le modèle humain a complexifié le modèle mannequin pour inclure le réchauffement de la peau dû au corps humain. Les matériaux de chaque objet géométrique (solide, fluide ou milieu poreux) ont été définis en détail, paramètre par paramètre. Les modules physiques et les contraintes ont été soigneusement sélectionnés. Un point crucial de cette démarche était le choix des cycles respiratoires contrôlés par le débit à la bouche. L'étude permettant les calculs sur les modèles a été construite en plusieurs étapes pour implémenter une récursivité dans l'enchaînement des cycles respiratoires. Plusieurs sélections de frontières et de domaines géométriques ont été réalisées pour faciliter la mise en place des différentes physiques et l'exploitation des résultats.

L'exploitation des résultats s'est déroulée en plusieurs phases. Initialement, des essais ont été effectués pour apporter des précisions ou des simplifications aux modèles, comme les tests expérimentaux déterminant la porosité et la perméabilité du milieu poreux ou le processus d'optimisation du maillage pour équilibrer la précision des résultats thermiques, la vitesse de calcul et la conservation du débit. Plusieurs vérifications préalables à l'exploitation des résultats ont été explicitement définies. Il était essentiel de définir un jeu de données précises composé de points et de zones de suivi pour mesurer les grandeurs physiques tout au long de la simulation. Ensuite, l'analyse des vecteurs de vitesse dans le modèle et la vérification de l'atteinte du régime permanent étaient cruciales avant l'exploitation des résultats. L'étude a couvert divers aspects, allant de l'évolution du débit à une fuite en fonction de sa taille à la comparaison de l'impact des formes complexes du modèle mannequin sur

l'évolution de la température en zone de fuite, par rapport aux formes simples du modèle plan pour une situation donnée. Les résultats ont démontré l'importance du développement d'un modèle multiphysique comme outil de compréhension des phénomènes physiques. Enfin, les résultats basés sur l'analyse des ZATs par la présence de fuites et les variations locales dans ces zones ont permis de comparer des données expérimentales sous plusieurs points de vue, ce qui a été l'aboutissement de ce projet de recherche. Ces données sont essentielles pour l'entraînement de l'algorithme d'intelligence artificielle destiné à détecter automatiquement les fuites d'air, ainsi que pour le développement d'une station d'analyse physique utilisable sur le terrain. L'analyse de ces données a permis de prouver leur cohérence et leur exploitabilité.

Limites

Les modèles présentés dans ce mémoire offrent une évaluation préliminaire des tendances de la situation réelle étudiée. Cependant, ils restent limités par les hypothèses formulées au départ, comme indiqué dans le Tableau 4, et s'écartent considérablement de la complexité de la réalité. En conséquence, les comparaisons entre les résultats de la modélisation et ceux de l'expérimentation révèlent des écarts significatifs. Ces écarts peuvent être attribués à plusieurs facteurs, tels qu'un maillage imparfait, la difficulté d'atteindre un régime permanent en raison des variations de température, ou encore des hypothèses initiales du modèle trop éloignées de la réalité.

Contributions

Dans le domaine de la protection respiratoire et plus particulièrement dans la détection des fuites au sein d'APR, l'utilisation de l'imagerie infrarouge en complément des tests d'ajustement basés sur des compteurs de particules reste encore peu exploitée. Ce mémoire a suivi le développement de plusieurs modèles multiphysiques permettant de comparer et

valider des résultats ainsi que de produire des séquences destinées à l'avancement sur cette problématique. Ces modèles permettent de simuler diverses situations réelles ou de compréhension, et de générer des données utilisables pour la suite du projet.

Ces modèles et données appartiennent à l'UQAR, à l'Université Laval et à l'IRSST. Ils ont permis de faire progresser la recherche dans le domaine de la protection respiratoire au Québec grâce au soutien financier du programme MITACS Accélération.

Perspectives

Cette étude a permis de paramétrer, développer et mettre en place des protocoles de simulation sur divers modèles numériques afin de comprendre, comparer et valider plusieurs situations expérimentales réelles. La prochaine étape consiste à approfondir l'exploitation de ces modèles et à les améliorer sur plusieurs aspects. Voici les travaux proposés pour la suite du projet :

- Finalisation du modèle humain pour comparer et valider le modèle en reproduisant et en exploitant des situations de fuite présentes dans la collecte de données expérimentale sur des sujets humains.
- Étude de l'influence des physiologies des visages et de différents scénarios de fuites sur les zones thermiquement affectées en utilisant les modèles de têtes NIOSH
- Mise en place d'une collecte de données permettant d'atteindre un régime permanent convenable sur les modèles plan, mannequin et humain afin d'alimenter une base de données pour l'entraînement d'un algorithme d'intelligence artificielle destiné à détecter et localiser automatiquement les fuites.
- Inclusion de modules physiques supplémentaires afin de rendre les modèles plus réalistes. Cela inclut un module pour l'émission de particules par la bouche de

l'utilisateur et leur filtration à travers le milieu poreux. De plus, un module de mécanique des solides prenant en compte la pression de contact entre le masque et le visage maintenue par les sangles élastiques, ainsi que les variations de taille de fuite en fonction du cycle respiratoire, sera étudié. Ce dernier aspect a déjà été initié par M. Alfayed Mbae, étudiant stagiaire à l'UQAR durant la session d'été 2023.

ANNEXE I : VARIABLES ET ÉQUATIONS

Cette annexe regroupe l'ensemble des variables et des équations utilisées dans COMSOL pour chacun des modèles mentionnés dans ce mémoire. Les conditions aux limites ainsi que les conditions initiales appliquées à chaque situation étudiée sont présentées plus haut dans le mémoire.

Tableau AI.1. Variables utilisées dans les équations

| Paramètres | Description | Unités | Valeurs si le paramètre est constant |
|---------------------------|----------------------------------|-------------------------|--------------------------------------|
| T | Température | K | / |
| P | Pression | Pa | / |
| p_A | Pression absolue | Pa | / |
| t | Temps | s | / |
| u | Vitesse | m/s | / |
| ρ | Masse volumique | kg/m^3 | Dépend du matériau |
| k | Conductivité thermique | W/(m.K) | Dépend du matériau |
| C_p | Chaleur spécifique | J/(kg.K) | Dépend du matériau |
| Q_{sv} | Débit standard | m^3/s | / |
| q | Flux thermique | W/m | / |
| Mn | Masse molaire standard de l'air | kg/mol | 28,965 |
| Vm | Volume molaire standard de l'air | m^3/mol | 0,02 |
| R | Constante spécifique des gaz | J/(mol.K) | 8,314 |
| n | Index comportemental du flux | / | / |
| $\theta_s = 1 - \epsilon$ | Fraction volumique de solide | % | 19 |

| | | | |
|------------|---------------------------------|-----|-----------------------------------|
| T_{ustr} | Température en amont | K | / |
| I | Matrice identité | / | / |
| p_0 | Pression en frontière | Pa | 0 |
| U_0 | Vitesse normale d'entrée | m/s | Variable selon la courbe de débit |
| τ | Tenseur de contrainte visqueuse | Pa | / |

Dans la suite, la totalité des équations fournis par COMSOL pour les différents modules physiques seront détaillées.

- a. Transfert de chaleur entre solides et fluides : thermique
- b. Fluide : volume de contrôle

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \rho C_p u \cdot \nabla T + \nabla \cdot q = Q_{vd} \quad (2)$$

$$q = -k \nabla T \quad (3)$$

$$\rho = \frac{M_n P_A}{RT} \quad (4)$$

- i. Solid : plan, mannequin ou tête humaine

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot q = 0 \quad (5)$$

$$q = -k \nabla T \quad (6)$$

- ii. Milieu poreux : APR

1. Fluide : air

$$(\rho C_p)_{eff} \frac{\partial T}{\partial t} + \rho C_p u \cdot \nabla T + \nabla \cdot q = Q_{vd} \quad (7)$$

$$q = -k_{eff} \nabla T \quad (8)$$

$$(\rho C_p)_{eff} = \varepsilon \rho C_p$$

$$k_{eff} = \varepsilon k \quad (10)$$

2. Matrice poreuse : polypropylène

$$(\rho C_p)_{eff} \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot q = 0 \quad (11)$$

$$q = -k_{eff} \nabla T \quad (12)$$

$$(\rho C_p)_{eff} = \theta_s \rho_s C_{p,s} \quad (13)$$

$$k_{eff} = \theta_s k_s \quad (14)$$

$$k_s = \frac{k}{\theta_s}, \rho_s = \frac{\rho}{\theta_s}, C_{p,s} = \frac{C_p}{\theta_s} \quad (15)$$

iii. Isolation thermique : arrière des modèles

$$-n \cdot q = 0 \quad (16)$$

iv. Entrée : bouche pour l'expiration et parois du volume de contrôle pour l'inspiration

$$-n \cdot q = \rho \Delta H u \cdot n \quad (17)$$

$$\Delta H = \int_T^{T_{ustr}} C_p dT \quad (18)$$

v. Sortie : parois du volume de contrôle pour l'expiration et bouche pour l'inspiration

$$-n \cdot q = 0 \quad (19)$$

c. Écoulement laminaire : mécanique des fluides

i. Fluide : volume de contrôle

$$\rho \frac{\partial u}{\partial t} + \rho(u \cdot \nabla)u = \nabla \cdot [-pI + K] \quad (20)$$

$$\frac{\partial \varepsilon \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho u) = 0 \quad (21)$$

$$K = \mu(\nabla u + (\nabla u)^T) - \frac{2}{3}\mu(\nabla \cdot u)I \quad (22)$$

ii. Milieu poreux : APR

$$\frac{\rho}{\varepsilon} \frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\rho}{\varepsilon^2} (u \cdot \nabla)u = \nabla \cdot [-pI + K] - \left(\mu \kappa^{-1} + \frac{Q_m}{\varepsilon^2} \right) u \quad (23)$$

$$Q_m = \frac{\partial \varepsilon \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho u) \quad (24)$$

$$K = \frac{\mu}{\varepsilon} (\nabla u + (\nabla u)^T) - \frac{2}{3\varepsilon} \mu (\nabla \cdot u) I \quad (25)$$

iii. Parois : surface externe du plan, du mannequin ou de la tête humaine

$$u = 0 \quad (26)$$

iv. Entrée : bouche pour l'expiration et parois du volume de contrôle pour l'inspiration

$$u = -U_0 n \quad (27)$$

v. Sortie : parois du volume de contrôle pour l'expiration et bouche pour l'inspiration

$$[-pI + K]n = -\widehat{p}_0 n \text{ avec } \widehat{p}_0 \leq p_0 \quad (28)$$

d. Écoulement non-isotherme : couplage entre la thermique et la mécanique des fluides

$$Q_{vd} = \tau : \nabla u \quad (29)$$

ANNEXE II : PROCÉDURE D'UTILISATION DES MODÈLES NUMÉRIQUES

Dans la suite, il est détaillé une procédure usuelle d'utilisation, pour une simulation avec un enchaînement de plusieurs cycles de respiration, sur modèles multiphysiques présentés dans ce mémoire. Les modèles COMSOL 2D, plan, mannequin est humain sont disponibles sur demande au format .mph. Dans la Figure AII.1, on voit à quoi ressemble un arbre de construction pour le modèle plan sur COMSOL, chacun des onglets est détaillé dans la suite.

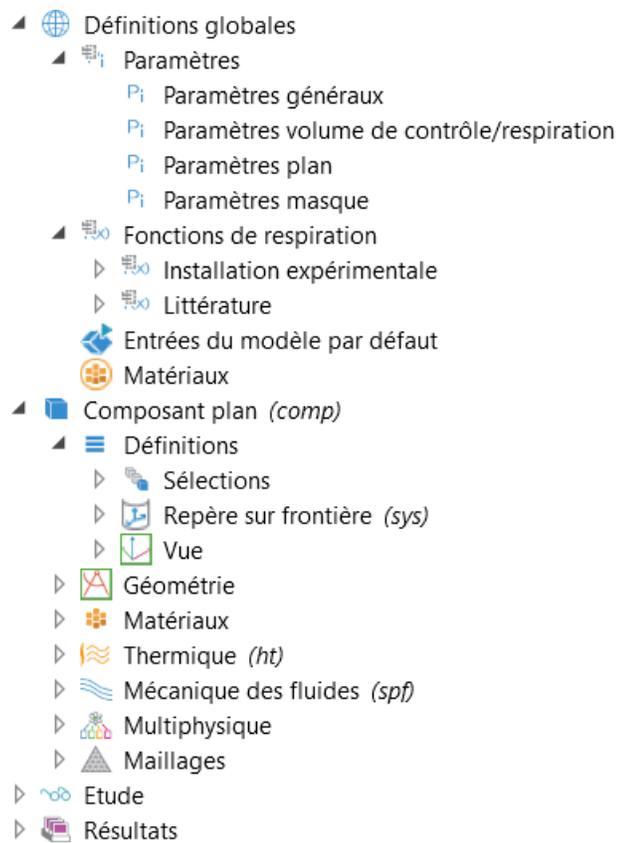


Figure 24. Arbre de construction du modèle plan sur COMSOL

Plus de détails concernant l'arbre de construction de la Figure AII.1 sont détaillés ci-dessous.

- Paramétrage : Les paramètres généraux, les conditions limites et les propriétés des matériaux utilisés sont détaillés dans la section « Définitions globales » > « Paramètres » de chaque modèle. Les cycles de respiration utilisés provenant de l'installation expérimentale ou de la littérature et qu'on peut voir dans les Figures 15 et 16, sont détaillées dans la section « Définitions globales » > « Fonctions de respiration ».
- Géométries : étapes de construction
 - 2D : création de la tête, du masque avec joint d'étanchéité et du volume de contrôle, suppression de l'arrière du modèle, symétrie verticale
 - Plan : importation du plan, mise à l'échelle, positionnement, différence permettant de rendre le joint facial plat, implémentation des fuites, mise en place du volume de contrôle englobant le plan, importation du masque, différence permettant de rendre le joint facial plat, mise à l'échelle, positionnement, différence étanchéité plan/masque, partitionnement de volume de contrôle à l'interface des fuites (permet de suivre l'évolution du débit aux fuites de façon précise)
 - Mannequin : **importation de la tête de mannequin, conversion en solide, positionnement, mise à l'échelle, création de la bouche par différence avec un cylindre**, création du volume de contrôle avec empreinte de la tête par différence, **répétition de la partie en rouge pour la création de la tête, importation du masque**, conversion en solide, déplacement et mise à l'échelle, différence étanchéité tête/joint, union tête/joint, positionnement et mise à l'échelle masque, différence étanchéité joint/masque, ignorer des arêtes (permet d'éliminer des arêtes posant problème dans la création du maillage)
 - Humain : **importation tête, conversion en solide, positionnement, mise à l'échelle, création de la bouche par différence avec un cône**, création du

volume de contrôle avec empreinte de la tête par différence, **répétition de la partie en rouge pour la création de la tête, importation du masque**, conversion en solide, déplacement et mise à l'échelle, différence étanchéité tête/joint, positionnement et mise à l'échelle masque, différence étanchéité joint/masque, ignorer des arêtes, **répétition de la partie en rouge, mise à l'échelle et déplacement, création d'une épaisseur au niveau de la bouche par différence avec un cône, union et conversion permettant de créer le cœur de tête**, différence tête/cœur de tête permettant de créer une épaisseur de peau, **répétition de la partie en bleu pour créer un cœur de tête**, ignorer des arêtes

- Création de fuites pour les modèles mannequin et humain sur SolidWorks : importation du masque avec joint facial, positionnement manuel d'un axe perpendiculaire au joint facial au niveau de la fuite souhaitée, création d'un plan normal à cet axe, mise en place d'une esquisse dans ce plan définissant la forme et la grandeur de la fuite, extrusion de l'esquisse jusqu'à passer au travers du joint facial, différence entre l'extrusion et le joint facial afin d'y créer un trou représentant la fuite, sauvegarde de la géométrie puis **importation du masque sur COMSOL**

- **Sélections** : Dans l'onglet « Composant » > « Définition » > « Sélections », des sélections ont été définies puis elles sont utilisées dans la suite. Cela permet d'actualiser automatiquement les sélections là où elles sont utilisées même si des changements sont apportés sur la géométrie. Les sélections usuelles sont : domaines (plan ou mannequin ou tête, cœur de tête, masque, volume de contrôle), frontières (entrée et sortie du flux, surface externe du masque, surfaces externes des fuites).
- **Matériaux** : Chacun des matériaux utilisés dans les modèles est défini dans la section « Matériaux ».
- **Thermique** : Tout le modèle

- Transfert de chaleur entre fluides et solides : température de référence = température ambiante
- Valeurs initiales : température ambiante sauf tête modèle humain qui est à température de la peau
- Isolation thermique : défini automatiquement à l'arrière du modèle
- Fluide (volume de contrôle) et solides (plan, mannequin, peau ou cœur de tête) : défini à partir du matériau
- Milieu poreux (APR) : milieu poreux à équilibre thermique local et conductivité thermique efficace calculé par la méthode des couches planes parallèles au flux de chaleur
- Respiration : inversion des frontières entrée/sortie entre la phase d'expiration et d'inspiration
 - Entrée : température d'expiration pour l'expiration ou température ambiante pour l'inspiration
 - Sortie : rien à signaler
- Mécanique des fluides : volume de contrôle et APR
 - Écoulement laminaire : pression de référence = pression ambiante, fluide incompressible, gravité négligée, domaine des milieux poreux activé, formulation standard de non-glissement
 - Propriétés du fluide (volume de contrôle) : défini à partir des matériaux
 - Valeurs initiales : vitesse et pression relative nulle dans tout le modèle
 - Parois (surfaces externes des solides) : non-glissement
 - Milieu poreux (APR) : écoulement Darcien

- Respiration : inversion des frontières entrée/sortie entre la phase d'expiration et d'inspiration
 - Entrée : variation de vitesse selon la courbe de respiration
 - Sortie : pression relative nulle
- Écoulement non-isotherme : couplage des interfaces, densité et température de référence à partir de l'interface transfert de chaleur, inclusion de la dissipation visqueuse
- Maillage : maillage manuel, taille générale du maillage normal, taille du maillage extrêmement fine sur les frontières d'intérêts (bouche, surface externe du plan ou du mannequin ou de la tête, zones de fuite), contrôle des angles vifs, forme du maillage en tétraèdre libre, couches limites
- Étude : étude en plusieurs étapes, analyse paramétrique permettant de mettre en place un compteur passant d'un cycle de respiration à un autre (attention à bien cocher la case « réutilisation de la solution de l'étape précédente » dans les paramètres avancés), étape temporelle d'expiration utilisant le compteur défini dans l'analyse paramétrique et changeant la configuration des physiques, étape temporelle d'inspiration utilisant le compteur défini dans l'analyse paramétrique et changeant la configuration des physiques, combinaison des résultats
- Résultats : les étapes suivantes sont spécifiques à l'obtention des résultats relatifs au suivi de l'évolution des ZATs par les fuites, de la température dans les zones de fuites et de la répartition du débit
 - Points de suivi : aux fuites, proche des fuites, proche du masque, loin des fuites, les coordonnées de ces points sont déterminées par pointage manuel sur les géométries des modèles numériques, bien s'assurer que les jeux de données sélectionnés correspondent aux solutions issues de l'analyse paramétrique

- Evaluations : évaluation ponctuelle de la température sur les points de suivi définis vers des tables, évaluation du débit moyen surfacique grâce aux sélections de surface (voir sections « Sélections ») vers des tables
- Tables : tables accueillant les données calculées par les évaluations, ces données sont exportables pour traitement externe sur Excel
- Groupe de graphique 2D : permet de créer un graphique avec une série de courbes utilisant les données des tables remplies, configuration de la légende, des axes, des échelles, du titre, des couleurs, des formes des courbes, ...
- Groupe de graphique 3D : permet de créer des visualisations en 3D de la répartition de la température en surface des solides et des vecteurs vitesse au sein du fluide en fonction du temps, le positionnement des points de suivi en couleur se fait en externe après exportation des images, configuration de la légende, des axes, des échelles, du titre, des couleurs, ...

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] D. B éland and P. Marier, “Covid-19 and long-term care policy for older people in canada,” *Journal of Aging & Social Policy*, vol. 32, no. 4-5, pp. 358–364, 2020.
- [2] M. Clayton and N. Vaughan, “Fit for purpose? the role of fit testing in respiratory protection,” *Annals of Occupational Hygiene*, vol. 49, no. 7, pp. 545–548, 2005.
- [3] S. A. Grinshpun, H. Haruta, R. M. Eninger, T. Reponen, R. T. McKay, and S.-A. Lee, “Performance of an n95 filtering facepiece particulate respirator and a surgical mask during human breathing: two pathways for particle penetration,” *Journal of occupational and environmental hygiene*, vol. 6, no. 10, pp. 593–603, 2009.
- [4] R. J. Roberge, W. D. Monaghan, A. J. Palmiero, R. Shaffer, and M. S. Bergman, “Infrared imaging for leak detection of n95 filtering facepiece respirators: a pilot study,” *American journal of industrial medicine*, vol. 54, no. 8, pp. 628–636, 2011.
- [5] J. Lara, M. Vennes, and G. Perrault, *Guide des appareils de protection respiratoire utilisés au Québec*. Commission de la santé et de la sécurité du travail du Québec, 2003.
- [6] C. C. Coffey, R. B. Lawrence, D. L. Campbell, Z. Zhuang, C. A. Calvert, and P. A. Jensen, “Fitting characteristics of eighteen n95 filtering-facepiece respirators,” *Journal of occupational and environmental hygiene*, vol. 1, no. 4, pp. 262–271, 2004.
- [7] J. O’Keeffe, “Les masques et la pandémie de covid-19 – État des connaissances.” Available: <https://ccnse.ca/documents/guide/les-masques-et-la-pandemie-de-covid-19-etat-des-connaissances>, 2021.
- [8] J. Kerl, M. Wenzel, and D. Köhler, “Thermal imaging of mask leakage during pressure-controlled ventilation (bipap therapy),” *Somnologie*, vol. 8, no. 3, pp. 83–86, 2004.

- [9] R. Murthy and I. Pavlidis, "Noncontact measurement of breathing function," *IEEE Engineering in medicine and biology magazine*, vol. 25, no. 3, pp. 57–67, 2006.
- [10] J. B. Dowdall, I. T. Pavlidis, and J. Levine, "Thermal image analysis for detecting facemask leakage," in *Thermosense XXVII*, vol. 5782. SPIE, 2005, pp. 46–53.
- [11] P. Harber, J. Su, A. D. Badilla, R. Rahimian, and K. R. Lansey, "Potential role of infrared imaging for detecting facial seal leaks in filtering facepiece respirator users," *Journal of occupational and environmental hygiene*, vol. 12, no. 6, pp. 369–375, 2015.
- [12] C.-J. R. Siah, S. T. Lau, S. S. Tng, and C. H. M. Chua, "Using infrared imaging and deep learning in fit-checking of respiratory protective devices among healthcare professionals," *Journal of Nursing Scholarship*, vol. 54, no. 3, pp. 345–354, 2022.
- [13] Z. Lei and J. Yang, "Computer-aided customized shape design of an n95 filtering facepiece respirator," in *International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, vol. 55898. American Society of Mechanical Engineers, 2013, p. V03BT03A020.
- [14] M. Xu, P. Lee, and D. Collins, "The critical importance of mask seals on respirator performance: An analytical and simulation approach," *PLoS One*, vol. 16, no. 2, p. e0246720, 2021.
- [15] Z. Lei, J. Yang, Z. Zhuang, and R. Roberge, "Simulation and evaluation of respirator face seal leaks using computational fluid dynamics and infrared imaging," *Annals of occupational hygiene*, vol. 57, no. 4, pp. 493–506, 2013.
- [16] T. Dbouk and D. Drikakis, "On respiratory droplets and face masks," *Physics of Fluids*, vol. 32, no. 6, 2020.
- [17] M. N. H. Harolanuar, N. F. Nasir, H. Zakaria, and I. Taib, "Analysis of fluid flow on the n95 facepiece filtration layers," *Journal of Advanced Research in Fluid Mechanics and Thermal Sciences*, vol. 100, no. 1, pp. 172–180, 2022.

- [18] X. Zhang, H. Li, S. Shen, Y. Rao, and F. Chen, "An improved ffr design with a ventilation fan: Cfd simulation and validation," *PloS one*, vol. 11, no. 7, p. e0159848, 2016.
- [19] H. Alenezi, M. E. Cam, and M. Edirisinghe, "A novel reusable anti-covid-19 transparent face respirator with optimized airflow," *Bio-design and Manufacturing*, vol. 4, no. 1, pp. 1–9, 2021.
- [20] M. S. Bergman, Z. Zhuang, D. Hanson, B. K. Heimbuch, M. J. McDonald, A. J. Palmiero, R. E. Shaffer, D. Harnish, M. Husband, and J. D. Wander, "Development of an advanced respirator fit-test headform," *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, vol. 11, no. 2, pp. 117–125, 2014.
- [21] D. Chapman, C. Strong, K. D. Tiver, D. Dharmapran, E. Jenkins, and A. N. Ganesan, "Infra-red imaging to detect respirator leak in healthcare workers during fit-testing clinic." *IEEE Open Journal of Engineering in Medicine and Biology*, 2023.
- [22] G. Marchais, B. Topilko, M. Arbane, J. Brousseau, C. Brochot, Y. Yaddaden, A. Bahloul, and X. Maldague, "A pilot study: Constructing a test bench reproducing a human breathing to assess the thermal impact of n95 filtering facepiece respirator leak," unpublished.
- [23] A. Bari, R. Lamoureux-L'evesque, A. S. Ahmed, J. Brousseau, A. Bahloul, C. Brochot, Y. Yaddaden, and X. Maldague, "Covid-19, wearing n-95 masks in clinical environments: Thermographic detection of air leaks."
- [24] I. J. Aldave, P. V. Bosom, L. V. Gonz'alez, I. L. De Santiago, B. Vollheim, L. Krausz, and M. Georges, "Review of thermal imaging systems in composite defect detection," *Infrared Physics & Technology*, vol. 61, pp. 167–175, 2013.
- [25] D. Chapman, C. Strong, S. Ullah, L. Richards, and A. N. Ganesan, "Personalized 3d-printed frames to reduce leak from n95 filtering face-piece respirators: A prospective crossover trial in health care workers," *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, vol. 20, no. 7, pp. 304–314, 2023.

- [26] D. Chapman, C. Strong, D. Dharmaprani, P. Kaur, K. Tiver, and A. Ganesan, "Reducing leak and increasing comfort of an n95 ffr for aged-care workers using a customized, soft, and compliant mask frame," *Journal of Medical Devices*, pp. 1–44, 2024.
- [27] F. Crespel and J.-C. Morisset, "Les plastiques techniques," Available: <https://www.h7g6.fr/data/article/79/les-plastiques-techniques>, Access 2024/03.
- [28] J. Blumm and A. Lindemann, "Characterization of the thermophysical properties of molten polymers and liquids using the flash technique," *High Temp. High Press*, vol. 35, no. 36, p. 627, 2003.
- [29] C. Brochot, M. N. Saidi, and A. Bahloul, "How effective is the filtration of 'kn95' filtering facepiece respirators during the covid-19 pandemic?" *Annals of work exposures and health*, vol. 65, no. 3, pp. 358–366, 2021.
- [30] P. Dumont, L. Orgéas, F. Martoia, T. Budtova, and M. Vincent, "Mise en oeuvre des composites à fibres lignocellulosiques," *Book Compos. Polymères Fibres Lignocellul.- Propr. Transform. Caract'er. Chapter 5 Publ. Lavoisier Hermes Ed. Fr. Berzin Pp160*, vol. 201, 2017.
- [31] E. Mansour, R. Vishinkin, S. Rihet, W. Saliba, F. Fish, P. Sarfati, and H. Haick, "Measurement of temperature and relative humidity in exhaled breath," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 304, p. 127371, 2020.
- [32] P. Tsilingiris, "Thermophysical and transport properties of humid air at temperature range between 0 and 100 c," *Energy Conversion and Management*, vol. 49, no. 5, pp. 1098–1110, 2008.
- [33] D. Ratovoson, "Propriétés thermomécaniques de la peau et de son environnement direct," Ph.D. dissertation, Université Montpellier II-Sciences et Techniques du Languedoc, 2011.

- [34] F. G. Benedict, W. R. Miles, and A. Johnson, "The temperature of the human skin," *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 5, no. 6, pp. 218–222, 1919.
- [35] Z. Lei and J. Yang, "Methodology for simulating air leakages of an n95 filtering facepiece respirator-a pilot study," *Computer-Aided Design and Applications*, vol. 9, no. 1, pp. 43–53, 2012.
- [36] G. Marchais, "Localisation et quantification des fuites d'un masque n95 par imagerie infrarouge," MSc. dissertation, Université du Québec à Rimouski, 2024.
- [37] Z. Deng and Q. Chen, "Cfd simulation and experimental validation of respiratory airflow and particle dispersion when wearing face masks."
- [38] K. Barari, X. Si, and J. Xi, "Impacts of mask wearing and leakages on cyclic respiratory flows and facial thermoregulation," *Fluids*, vol. 9, no. 1, p. 9, 2023.
- [39] L. M. C. A. Magalhães, K. T. d. Silva Costa, G. N. Capistrano, M. D. Leal, and F. B. de Andrade, "A study on occupational health and safety," *BMC public health*, vol. 22, no. 1, p. 2186, 2022.

