

NOTE TO USERS

This reproduction is the best copy available.

UMI[®]

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

MODÉLISATION ET SIMULATION D'UN PLÉTHYSMOGRAPHE CORPOREL
TOTAL DEDIE À LA SURVEILLANCE DE L'APNÉE INFANTILE

ILHAM AMEZZANE

DÉPARTEMENT DE GÉNIE ÉLECTRIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE ÉLECTRIQUE)

AVRIL 2005



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 0-494-01273-0

Our file Notre référence

ISBN: 0-494-01273-0

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

CE MÉMOIRE INTITULÉ :

MODÉLISATION ET SIMULATION D'UN PLÉTHYSMOGRAPHE CORPOREL
TOTAL DEDIE À LA SURVEILLANCE DE L'APNÉE INFANTILE

présenté par: AMEZZANE Ilham

en vue de l'obtention du diplôme de: Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment acceptée par le jury d'examen constitué de:

M. KHOUAS Abdelhakim, Ph.D., président.

M. SAWAN Mohamad, Ph.D., membre et directeur de recherche.

M. BELLEMARE François, Ph.D., membre.

DÉDICACES

À toute ma famille,

À tous mes amis,

Et à tous les enfants apnéiques du monde.

REMERCIEMENTS

Je tiens d'abord à remercier mon directeur de recherche, M. Mohamad Sawan, qui m'a accueillie au sein de son équipe de recherche, et qui m'a proposé un sujet de maîtrise très intéressant de par sa nature multidisciplinaire et son originalité.

Je souligne ma reconnaissance à M. François Bellemare, docteur chercheur au centre hospitalier de l'Université de Montréal, qui n'a pas ménagé de son temps ni de ses idées pour bien démarrer ce travail.

J'exprime aussi ma gratitude à M. Stéphane Hallé, professeur au département de génie mécanique à l'École de Technologie Supérieure de Montréal, et à M. Ali Awada, ancien étudiant post-doctoral au sein du groupe Polystim, pour leurs assistances et précieux conseils.

Je n'oublie pas de remercier également M. Khouas, professeur au département de génie électrique à l'École Polytechnique de Montréal, d'avoir consacré de son précieux temps à l'évaluation de ce mémoire en tant que président de jury d'examen.

Je remercie le Conseil de Recherche en Sciences Naturelles et en Génie, la Fondation Canadienne pour l'Innovation, ainsi que la Chaire Canadienne pour les Dispositifs Médicaux Intelligents, pour leur apport financier et outils de travail.

RÉSUMÉ

L'apnée du sommeil est une maladie respiratoire responsable d'une morbidité non négligeable chez les nourrissons. Un large éventail de moniteurs d'apnée existe. Cependant, pour des raisons pratiques et cliniques, toutes les recherches récentes sont orientées vers la conception de moniteurs offrant un minimum de contact avec le corps du nourrisson. La recherche dans ce domaine est très intéressante car il s'agit d'une conception différente de celles répandues dans les applications existantes, nécessitant souvent l'utilisation des électrodes ou des masques nasotrachéaux.

La pléthysmographie corporelle totale est une technique qui offre zéro contact avec le corps du sujet. Cependant, en raison de la nature complexe des processus de transport qui y sont compris, la totalité de l'information disponible, a été obtenue jusqu'ici, par des techniques expérimentales testées uniquement sur des animaux. La compréhension de ces phénomènes physiques est absolument essentielle pour une conception correcte d'un équipement dédié aux nourrissons, confortable et sécuritaire.

Le but de ce projet est de modéliser la technique de pléthysmographie corporelle totale, ainsi que d'étudier les processus de transport, incluant le transfert de chaleur, dû à la convection et au rayonnement, et le transport de CO_2 .

En effet, le calcul numérique peut fournir des résultats très précis sans exposer des nourrissons aux risques inutiles toujours probables dans la recherche médicale. Il peut également économiser le temps et l'argent pendant le processus de développement d'un nouvel équipement. Pour ce faire, un logiciel de calcul numérique en dynamique des fluides (Computational Fluids Dynamics – CFD) appelé Fluent est utilisé. Le CFD est la technique qui résout des problèmes impliquant l'écoulement de fluide, le transfert de chaleur et les phénomènes associés, tel que le transport des espèces chimiques, au moyen de simulations sur ordinateur.

Les calculs ont été effectués pour un modèle de nourrisson, en position de sommeil, pendant une phase d'exhalation, en régime stationnaire. L'écoulement d'air est calculé à l'aide du modèle de turbulence $k-\varepsilon$ /RNG, particulièrement adapté aux écoulements à faible nombre de Reynolds. La solution numérique fait appel à plusieurs hypothèses que nous avons d'abord étudiées. Le choix du débit de ventilation est primordial pour les champs d'écoulement à l'intérieur de la chambre pléthysmographique. Ces hypothèses ont permis de simuler et de caractériser les niveaux de confort thermique et de qualité d'air, pour deux nombres de Reynolds (324 et 1620) et pour deux modèles (2D et 3D).

Les résultats obtenus montrent que l'écoulement est dominé par des zones de recirculation d'air qui occupent presque entièrement la chambre pléthysmographique. Les distributions de la température montrent des signes de stratification avec des températures sensiblement plus élevées que celle de l'air fourni en entrée. L'indice PMV (Predicted

Mean Vote) a été utilisé pour vérifier si le niveau de confort thermique est acceptable. Des simulations transitoires ont été effectuées pour aider à déterminer la concentration moyenne de CO₂ atteinte à l'état d'équilibre, aussi bien que la constante de temps du système.

L'approche qualitative, examinée dans ce projet a permis de démontrer la faisabilité de la technique de pléthysmographie corporelle totale pour la surveillance respiratoire des nourrissons. Beaucoup de développements sont possibles à ce niveau aussi bien qu'à un niveau quantitatif.

ABSTRACT

Sleep apnea is a respiratory disease which is responsible of considerable morbidity in infants. Although a broad range of apnea monitors exists, all recent researches are directed towards the design of monitors that offer the minimum contact with infant's body, for practical and clinical reasons. Research in this field is then very interesting because it is about a design which is different from that widespread in the existing applications. The latter often require the use of electrodes or nasotracheal masks.

Whole body plethysmography is a technique that offers zero contact with subject's body. However, because of the complex nature of the transport processes included, the whole available information regarding the system was up-to-now obtained through experimental techniques tested only on animals. Understanding of these physical phenomena is absolutely essential for the correct design of comfortable and safe equipment for infant's application.

The aim of this project is to develop a computational model of the whole body plethysmography technique, and also to study selected transport processes, including heat transfer, due to convection and radiation, and CO₂ transport.

Indeed, numerical analysis can provide very accurate results without exposing infants at unnecessary risk which is always involved in the medical research. It can also save time

and money during the process of developing new medical equipment. To achieve this, CFD (Computational Fluid Dynamics) software called Fluent is used. CFD is the technique which solves problems involving fluid flow, heat transfer and associated phenomena, such as chemical species transport, by means of computer-based simulations.

Calculations were carried out in the case of an infant, in sleep position, during an exhalation phase, in steady state conditions. The low-Reynolds-number $k-\epsilon$ /RNG model was used to simulate turbulence fields surrounding the infant's body. The numerical solution calls upon several assumptions that we first studied. The choice of flow rate is essential for flow pattern inside the plethysmographic chamber. These assumptions made it possible to simulate and characterize thermal comfort and air quality levels for two Reynolds numbers (324 and 1620) and for two models (2D et 3D).

Simulation results show that airflow velocity vectors are dominated by air recirculation zones which occupy almost the entire plethysmographic chamber. Temperature distribution predictions show signs of stratification, with significantly higher temperatures than the supply air one. PMV (Predicted Mean Vote) index was used to check if thermal comfort level is acceptable. Transient simulations were carried out to help determine the average steady state CO_2 concentration reached, as well as the time-constant of the system.

The qualitative approach achieved in this project demonstrated the feasibility of a whole body plethysmography technique for infants respiratory monitoring. Many developments are possible at this level as well as at a quantitative one.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACES	IV
REMERCIEMENTS	V
RÉSUMÉ	VI
ABSTRACT.....	IX
TABLE DES MATIÈRES.....	XII
LISTE DES FIGURES	XVI
LISTE DES TABLEAUX.....	XVIII
LISTE DES ANNEXES.....	XIX
LISTE DES ABRÉVIATIONS	XX
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 TECHNIQUES INDIRECTES DE DÉTECTION D'APNÉE DU SOMMEIL.....	6
1.1 DÉFINITION DE L'APNÉE DU SOMMEIL	6
1.2 ENREGISTREMENT POLYSOMNOGRAPHIQUE	6
1.3 TECHNIQUES INDIRECTES DE DÉTECTION D'APNÉE EXISTANTES.....	7
1.3.1 Impédance respiratoire.....	8
1.3.2 Jauge de contrainte.....	8
1.3.3 Pléthysmographie d'inductance	9
1.3.4 Capteurs de mouvement piézoélectriques.....	9
1.3.5 Pléthysmographie corporelle totale.....	10

1.4	EXEMPLE D'IMPLEMENTATION DE PLÉTHYSMOGRAPHE CORPOREL TOTAL.....	17
1.5	CONCLUSION.....	19
CHAPITRE 2 CALCUL NUMÉRIQUE EN DYNAMIQUE DES FLUIDES.....		20
2.1	INTRODUCTION	20
2.2	MODÈLES MATHÉMATIQUES	21
2.2.1	Mise en équation de la dynamique des fluides	22
2.2.2	Variables d'écoulement	23
2.2.3	Équations détaillées	23
2.3	MODÈLES DE TURBULENCE	24
2.3.1	Modèle k- ϵ standard.....	27
2.3.2	Modèle k- ϵ /RNG.....	28
2.4	TRANSPORT DES ESPÈCES CHIMIQUES	30
2.5	PROCESSUS CFD.....	31
2.5.1	Génération de maillage	31
2.5.2	Simulation numérique.....	32
2.5.3	Étapes de simulation numérique avec le logiciel Fluent.....	33
2.6	CONCLUSION.....	34
CHAPITRE 3 CONSTRUCTION GÉOMÉTRIQUE ET GÉNÉRATION DE MAILLAGE		35
3.1	INTRODUCTION	35
3.2	CONSTRUCTION GÉOMÉTRIQUE.....	35
3.2.1	Modèle tridimensionnel	36
3.2.2	Modèle bidimensionnel.....	38
3.3	GÉNÉRATION DE MAILLAGE	39
3.3.1	Mesure de la qualité du maillage	40
3.3.2	Maillage tridimensionnel	40
3.3.3	Maillage bidimensionnel.....	44
3.4	CONDITIONS AUX LIMITES.....	45

3.4.1	Entrée de vitesse	46
3.4.2	Sortie de pression.....	46
3.4.3	Parois.....	46
3.5	SPÉCIFICATIONS DU CONTINUUM	46
3.6	INDÉPENDANCE DE MAILLAGE	47
3.7	MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE PARAMÉTRÉE	48
3.8	CONCLUSION.....	48
CHAPITRE 4 HYPOTHÈSES DE TRAVAIL ET CONDITIONS INITIALES		50
4.1	INTRODUCTION	50
4.2	RAPPORT ENTRE TEMPÉRATURE, CO ₂ ET QUALITÉ D'AIR	50
4.3	CONFORT THERMIQUE.....	52
4.4	CALCUL DE LA TEMPÉRATURE DU JET EXPIRATOIRE.....	56
4.5	APPROXIMATION DE BOUSSINESQ.....	57
4.6	CALCUL DE LA VITESSE DU JET EXPIRATOIRE	57
4.7	CALCUL DU TAUX D'ACCUMULATION DE CO ₂	58
4.7.1	Taux de CO ₂ produit par le nourrisson	58
4.7.2	Rapport entre la concentration du CO ₂ et le taux de ventilation.....	59
4.8	QUANTITÉS DE TURBULENCE	62
4.9	CONDITIONS INITIALES AUX LIMITES.....	62
4.9.1	Entrée de ventilation	62
4.9.2	Entrée du jet expiratoire.....	63
4.9.3	Sortie d'air	63
4.9.4	Parois du pléthysmographe	64
4.9.5	Surface du modèle du nourrisson.....	64
4.10	CONCLUSION.....	64
CHAPITRE 5 RÉSULTATS DE SIMULATIONS.....		65
5.1	INTRODUCTION	65
5.2	CRITÈRES DE VALIDATION DES SIMULATIONS CFD	65

5.3	RÉSOLUTION NUMÉRIQUE	68
5.4	RÉSULTATS DU MODÈLE BIDIMENSIONNEL	70
5.4.1	Convergence itérative	70
5.4.2	Profil du champ de vitesse ($U = 0.1$ m/s)	72
5.4.3	Profil du champ de vitesse ($U = 0.5$ m/s)	73
5.4.4	Profil du champ de température ($U = 0.1$ m/s)	74
5.4.5	Profil du champ de température ($U = 0.5$ m/s)	75
5.4.6	Profil de distribution du CO_2	77
5.5	RÉSULTATS DU MODÈLE TRIDIMENSIONNEL	80
5.5.1	Convergence itérative	81
5.5.2	Profil du champ de vitesse ($U = 0.1$ m/s)	81
5.5.3	Profil du champ de vitesse ($U = 0.5$ m/s)	83
5.5.4	Profil du champ de température ($U = 0.5$ m/s)	85
5.5.5	Profil de distribution du CO_2 à l'état stationnaire ($U = 0.5$ m/s)	87
5.6	CONCLUSION.....	88
CONCLUSION		90
RÉFÉRENCES.....		94

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1: Exemple de pléthysmographe barométrique tiré de [21]. Pendant la mesure, l'écoulement d'air est interrompu, et les oscillations de pression (P) sont enregistrées par un capteur sensible.....	11
Figure 1.2 : Exemple de pléthysmographe volumétrique tiré de [21]. Pendant la respiration, le débit (V) est mesuré avec un pneumotachographe. L'isolation de la tête se fait par un collier en caoutchouc.....	12
Figure 3.1: Modèle 3D de la chambre pléthysmographique.....	37
Figure 3.2: Modèle 2D de la chambre pléthysmographique.....	38
Figure 3.3: Maillage tétraédrique du modèle 3D	42
Figure 3.4: Maillage hybride du modèle 3D	43
Figure 3.5: Maillage triangulaire du modèle 2D.....	44
Figure 4.1: Modèle représentant le rapport entre le niveau de CO ₂ interne et le taux de ventilation.....	59
Figure 5.1 : Courbes de convergence itérative (Modèle 2D). (a) U = 0.1 m/s (b) U = 0.5 m/s	71
Figure 5.2 : Modèle 2D : Profil du champ de vitesse pour U = 0.1 m/s: (a) Vue globale (b) Vue de près de la zone de recirculation. Note: Les vitesses > 0,7 m/s (près de l'ouverture d'expiration) sont omises.	73
Figure 5.3 : Modèle 2D : Profil du champ de vitesse pour U = 0.5 m/s. Note: Les vitesses > 0,7 m/s (près de l'ouverture d'expiration) sont omises.	74
Figure 5.4 : Modèle 2D : Profil du champ de température pour U = 0.1 m/s.....	75
Figure 5.5 : Modèle 2D : Profil du champ de température pour U = 0.5 m/s.....	76
Figure 5.6 : Modèle 2D : Distribution des fractions massiques de CO ₂ à l'état stationnaire.....	78
Figure 5.7: Simulation transitoire de la concentration moyenne de CO ₂ à l'intérieur du domaine de calcul : (a) U = 0.1 m/s; (b) U = 0.5 m/s.	80

Figure 5.8 : Courbes de convergence itérative (Modèle 3D). (a) $U = 0.1$ m/s (b) $U = 0.5$ m/s.	82
Figure 5.9 : Modèle 3D : Contours du champ de vitesse pour $U = 0.1$ m/s.	83
Figure 5.10 : Modèle 3D : Contours du champ de vitesse pour $U = 0.5$ m/s.	85
Figure 5.11 : Modèle 3D : Profil du champ de température pour $U = 0.5$ m/s.	86
Figure 5.12 : Modèle 3D : Distribution des fractions massiques de CO_2 à l'état stationnaire sur le plan Z1 pour $U = 0.5$ m/s.	87

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1: Constantes du modèle k- ε standard tiré de [27]	28
Tableau 2.2: Constantes du modèle k- ε /RNG tiré de [27]	30
Tableau 3.1: Caractéristiques géométriques du modèle 3D.....	38
Tableau 3.2: Caractéristiques géométriques du modèle 2D.....	39

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A	PRINCIPES DE MESURE DU PNEUMOTACHOMÈTRE	101
ANNEXE B	CODE DU MODÈLE GÉOMETRIQUE PARAMETRÉ	105
ANNEXE C	ARTICLE CMBEC 2004.....	111

LISTE DES ABRÉVIATIONS

2D	Bidimensionnel
3D	Tridimensionnel
ASHRAE	American Society of Heating, Refrigerating and Air conditioning Engineers
CFD	Computational Fluid Dynamics
ISO	International Standardization Organization
PISO	Pressure-Implicit with Splitting of Operators
PMV	Predicted Mean Vote
RNG	ReNormalisation Group method
S2S	Surface To Surface
SIMPLE	Semi-Implicit Method for Pressure-Linked Equations
SMSN	Syndrome de mort subite du nourrisson

INTRODUCTION

Au Canada, le syndrome de la mort subite du nourrisson (SMSN) est considéré comme la première cause de mortalité postnatale avec environ un décès pour 1 400 naissances vivantes [47]. Au Québec, le taux de SMSN enregistré est parmi les plus faibles au monde [14], cependant, des nourrissons meurent encore subitement chaque année pour des raisons inconnues. L'apnée du nourrisson (arrêt respiratoire prolongé) a longtemps figuré parmi les hypothèses quand à la cause du SMSN. Elle est, en outre, responsable d'une morbidité non négligeable, d'hospitalisations et de traitements prolongés.

Des spécialistes de la santé respiratoire des enfants, des démographes, des pathologistes, des cardiologues et des néonatalogistes travaillent ensemble pour mieux comprendre le SMSN et l'apnée du nourrisson. En effet, beaucoup d'attention pendant les années 70 a été portée sur le rapport entre l'apnée et le SMSN [10]. Des moniteurs d'apnée, également connus sous le nom de moniteurs respiratoires, ont depuis vu le jour et ont été employés dans les hôpitaux et les foyers pour surveiller les nouveaux nés et les nourrissons. Ils sont conçus pour détecter la fréquence respiratoire et pour déclencher des alarmes audibles et visuelles quand aucun souffle n'est détecté après une certaine durée.

Il est à noter que les techniques de surveillance respiratoire peuvent être divisées en deux catégories : directes et indirectes. Les méthodes directes permettent de mesurer le mouvement, ou une autre propriété de l'écoulement de l'air respiré, en couplant le

capteur à la voie aérienne (pneumotachographie, capteur de dioxyde de carbone, capteur de température). Les méthodes indirectes permettent de mesurer des variables reliées au mouvement de l'air au lieu du mouvement de l'air lui-même (pléthysmographie corporelle totale, impédance respiratoire, capteurs de mouvement). Nous allons voir plus de détails à propos de ces méthodes dans le chapitre suivant.

Les méthodes indirectes sont généralement préférées à celles directes pour la surveillance respiratoire parce qu'elles ne comportent aucun contact avec la voie aérienne et donc généralement non invasives. Cependant, dans le cas du suivi des nourrissons à risque d'apnée, le problème de la mesure se complique du fait qu'il s'agit d'un monitoring permanent sur de longues périodes (entre 3 et 6 mois). Le bébé n'apprécie pas la procédure d'installation (collage et décollage) des électrodes lors du bain quotidien et développe souvent des allergies voir des dermatoses. Toutes les recherches récentes se sont orientées vers des produits offrant le moins de contact possible avec la peau du bébé.

En effet, durant la dernière décennie, les recherches expérimentales sur la pléthysmographie corporelle totale (whole body plethysmography), par exemple, ont connu le développement d'une variante offrant zéro contact avec le corps du sujet, bien qu'elle n'a été testée que sur des animaux jusqu'à date. Basée sur l'analyse des variations de pression induites par la respiration d'un sujet, enfermé dans une enceinte qui lui est adaptée, elle permet de mesurer le signal respiratoire sans contact et sur des durées prolongées.

Notre premier objectif dans cette recherche est d'étudier la possibilité d'appliquer cette variante pour le cas des nourrissons. Comme il s'agit d'une surveillance respiratoire prolongée dans un système fermé, notre deuxième objectif est d'étudier les conditions de confort thermique et de qualité d'air dans lesquelles sera placé l'enfant.

Afin d'éviter tout risque lié à cette méthode, nous avons procédé à la caractérisation de la fonction respiratoire du nourrisson par modélisation et simulation avant le recours à l'expérimentation. Cette approche nécessite l'utilisation des outils de calcul numérique en dynamique des fluides (Computational Fluid Dynamics - CFD). En effet, dans le cas d'un monitoring prolongé, la possibilité d'échauffement ou de détérioration de l'air respiré dans le pléthysmographe peut représenter un sérieux danger pour le nourrisson. La qualité d'air dans un environnement clos est essentielle pour la santé et le bien-être de l'enfant ainsi que pour l'intégrité des mesures conduites. L'information sur l'influence de l'environnement physique sur les réponses biologiques du nourrisson est alors nécessaire pour améliorer la conception du pléthysmographe corporel total. La taille du bébé, le taux métabolique, les propriétés thermiques des parois du pléthysmographe, la température et la vitesse de l'air, tous influencent les échanges thermiques entre l'enfant et son environnement. Par conséquent, il est difficile d'obtenir et maintenir un environnement thermiquement neutre. Néanmoins, l'aération est nécessaire pour maintenir une bonne qualité d'air à l'intérieur de l'appareil.

Au cours de la recherche rapportée dans le présent mémoire de maîtrise, nous avons procédé comme suit :

- Déterminer théoriquement les conditions de confort thermique et de qualité d'air à l'intérieur de la chambre pléthysmographique pour un modèle de nourrisson.
- Utiliser différentes simulations CFD en modifiant les paramètres de ventilation, afin de déterminer les effets sur le confort du bébé ainsi que sur le signal respiratoire.
- Se servir des distributions de la vitesse d'air, de la température et de la concentration du CO_2 , pour la validation des prévisions des modèles de simulation utilisés.

Afin de mieux cerner notre travail, nous avons structuré ce mémoire en cinq chapitres. Le premier chapitre fait d'abord une présentation de l'apnée du sommeil. Ensuite les principales techniques de détection non invasives existantes sont survolées. Finalement, une revue de littérature de la technique de pléthysmographie corporelle totale est effectuée, puisque le présent travail est incluse dans son cadre.

Dans le deuxième chapitre, les équations de Navier-Stokes pour les variables d'écoulement mises en jeu sont présentées. Le choix du modèle de turbulence est expliqué. Finalement, les principales étapes d'un processus de calcul numérique en dynamique des fluides sont décrites.

C'est au troisième chapitre que sont présentés les modèles géométriques, la discrétisation du domaine de calcul ainsi que l'identification des conditions aux limites. À ce stade, il s'agit des premières étapes nécessaires à la production d'une solution CFD.

Le quatrième chapitre fait l'étude des hypothèses de travail. Les rapports entre les variables d'écoulement et le confort thermique d'une part, et la qualité d'air d'autre part, y sont revus de plus près. Finalement, les conditions aux limites initiales sont calculées.

Le dernier chapitre rapporte les différents résultats de simulation obtenus. Les résultats afférents au modèle bidimensionnel sont d'abord présentés et discutés, suivis de ceux du modèle tridimensionnel, avec une attention particulière à la validation du processus CFD.

CHAPITRE 1

TECHNIQUES INDIRECTES DE DÉTECTION D'APNÉE DU SOMMEIL

1.1 Définition de l'apnée du sommeil

Une pause respiratoire est définie comme un arrêt respiratoire d'une durée de plus de trois secondes. Une apnée est définie comme une pause respiratoire anormale. Une pause respiratoire est anormale si elle a des conséquences pathologiques ou si elle est sans conséquences pathologiques mais qui dure de 10 à 19 secondes pour un prématuré, ou de 10 à 15 secondes pour un né à terme, mais totalisant plus de deux minutes par heure [2].

1.2 Enregistrement polysomnographique

L'enregistrement polysomnographique est l'examen clé du diagnostic, puisqu'il permet d'affirmer et de quantifier les apnées et leur relation avec le sommeil. Cet examen comprend au minimum un électroencéphalogramme, un électromyogramme du muscle de la houppe du menton et un électrooculogramme enregistrant les différents mouvements oculaires. La respiration est étudiée par l'enregistrement des mouvements thoraciques et abdominaux (jauges de contraintes ou pléthysmographie d'inductance). Le débit aérien nasal et buccal est mesuré par thermistance naso-buccale ou plus rarement par pneumatochographie qui permet de quantifier les débits. L'oxygénation sanguine est mesurée par oxymétrie de pouls transcutanée. Enfin, l'électrocardiogramme identifie les

éventuels troubles du rythme. Une surveillance par caméra ou un capteur de position permet également de détecter les apnées position-dépendantes [43]. Un enregistrement polysomnographique n'est pas toujours évident, à cause du nombre restreint des centres d'étude du sommeil et son coût élevé d'une part et de la difficulté de sa mise en œuvre dans le cas des nourrissons d'autre part.

L'enregistrement polysomnographique permet de distinguer trois types d'apnée [2]:

Apnée obstructive : plus fréquente chez les adultes, elle se traduit par un arrêt du flux respiratoire du à l'obstruction des voies aériennes supérieures avec conservation des mouvements thoraciques et abdominaux, qui sont alors en opposition de phase

Apnée centrale : rare chez les adultes mais plus fréquente chez les nourrissons, elle se traduit par un arrêt du flux respiratoire nasal et buccal, ainsi qu'un arrêt des mouvements thoraciques et abdominaux du à un arrêt de la commande respiratoire.

Apnée mixte : il s'agit d'une apnée centrale suivie d'une apnée obstructive.

1.3 Techniques indirectes de détection d'apnée existantes

Un grand nombre de méthodes ingénieuses ont été adoptées pour enregistrer les changements de volume des poumons en fonction du temps (i.e. le spirographe). Chaque méthode a des avantages et des inconvénients, et son choix est dicté par un certain nombre de considérations, y compris la capacité du sujet à collaborer, et sa réponse à l'instrumentation. L'approche la plus directe est au moyen du spiromètre. Une approche

indirecte est basée sur l'enregistrement des mouvements de la cage thoracique et/ou de l'abdomen, et les convertir en changements de volume avec un calibrage approprié.

1.3.1 Impédance respiratoire

La technique de l'impédance respiratoire est fondée sur le fait que l'impédance à travers la cage thoracique change pendant la respiration. Les changements d'impédance dus à la respiration d'un bébé varient, en général, entre 0.2 et 10 ohms [41] sur une impédance nominale d'environ 500 ohms [9]. En enregistrant les changements, une indication continue de la ventilation des poumons est obtenue.

1.3.2 Jauge de contrainte

Dans cette technique, le système de détection de l'activité respiratoire consiste en une jauge de contrainte interfacée avec une unité de traitement de signal qui a pour rôle de distinguer entre le signal dû à la respiration et l'artéfact de mouvement. Le principe derrière la jauge de contrainte est celui de la résistance d'un fil conducteur qui est directement proportionnelle à sa longueur et à sa résistivité et inversement proportionnelle à sa section. Si un fil est soumis à l'effort, sa résistance changera alors proportionnellement. Un pont de Wheatstone [41] est souvent utilisé pour calculer le signal électrique obtenu par la variation de résistance de la jauge de contrainte. Ce signal est par la suite traité et amplifié de façon à obtenir directement la mesure de déformation.

1.3.3 Pléthysmographie d'inductance

La technique de pléthysmographie d'inductance est souvent utilisée pour mesurer indirectement le volume des poumons en mesurant les changements des sections de la cage thoracique et de l'abdomen [40]. Deux fils électriques isolés sont enroulés en zigzag autour de ces compartiments de façon à ce que chaque fil forme un enroulement inductif. Rappelons qu'une inductance L peut être utilisée dans la mesure de déplacement en faisant varier l'un des trois paramètres de son enroulement selon la relation suivante :

$$L = n^2 G \mu \quad (1.1)$$

Avec : n : le nombre de spires.

G : est le facteur géométrique.

μ : la perméabilité effective du milieu.

Le principe est alors basé sur le fait que la self-inductance de chaque enroulement change avec la variation de son facteur géométrique due au changement de la forme du thorax et de l'abdomen au cours de l'activité respiratoire.

1.3.4 Capteurs de mouvement piézoélectriques

Il existe deux techniques utilisant des capteurs de mouvement piézoélectriques selon leur disposition par rapport au bébé. En effet, ces capteurs peuvent être soit attachés au corps du bébé par des élastiques, soit intégrés dans une sorte de tapis placé entre le sommier et le matelas du bébé, afin de détecter en permanence les mouvements respiratoires. Lorsque le cristal piézoélectrique est soumis à l'expansion et à la contraction du thorax ou de la paroi abdominale, il émet un signal de tension qui sert par la suite à fournir un

tracé d'effort respiratoire [41]. Cette technique est sécuritaire pour les bébés car il n'y a aucun signal électrique injecté.

1.3.5 Pléthysmographie corporelle totale

La pléthysmographie corporelle est habituellement utilisée pour des humains adultes, mais elle peut être également appliquée pour des mesures chez les nouveaux-nés ou les animaux [21]. Les pléthysmographes peuvent être classés, selon le principe de mesure utilisé, en trois types:

- **Pléthysmographe barométrique** : dans ce cas, l'augmentation de la pression dans le pléthysmographe avec l'inspiration, peut être enregistrée comme une fonction de temps, et calibrée en volume. Le sujet repose dans un contenant scellé (Figure 1.1), pendant l'inspiration, une quantité d'air va du contenant vers les poumons, ainsi sa température augmente légèrement, tandis que l'opposé se produit dans l'expiration. Ces petits changements de température dT peuvent être surveillés en tant que changements de pression dP par un capteur de pression sensible (puisque à volume constant, dT est proportionnel à dP selon la loi des gazs parfaits), et calibrés en volume avec des facteurs de conversion appropriés. Cette méthode est très sensible aux erreurs de mesure de température, néanmoins, c'est une approche commode pour des enregistrements sur des nourrissons ou des animaux, puisque elle n'exige aucune collaboration de la part du sujet, et qu'elle est complètement non invasive.

- Pléthysmographe volumétrique : dans ce cas, le pléthysmographe peut être relié à un spiromètre qui mesure les changements de volume dus aux contractions des muscles thoraciques et abdominaux pendant la respiration. Parmi les variantes existantes, la tête isolée dans un compartiment, et le reste du corps dans un autre. L'isolation se fait par un collier en caoutchouc qui s'adapte confortablement autour du cou (Figure 1.2).
- Pléthysmographe à débit : dans ce cas, le pléthysmographe peut être relié à un pneumotachographe (annexe A), le spirogramme est alors obtenu par l'intégration du signal d'écoulement.

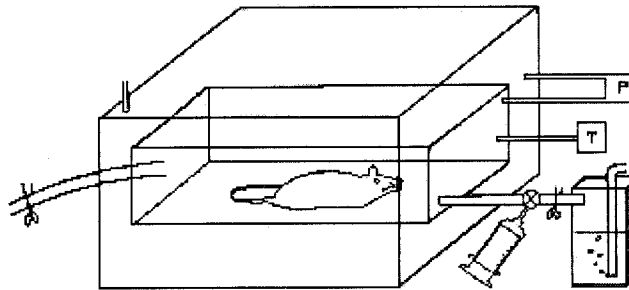


Figure 1.1: Exemple de pléthysmographe barométrique tiré de [21]. Pendant la mesure, l'écoulement d'air est interrompu, et les oscillations de pression (P) sont enregistrées par un capteur sensible.

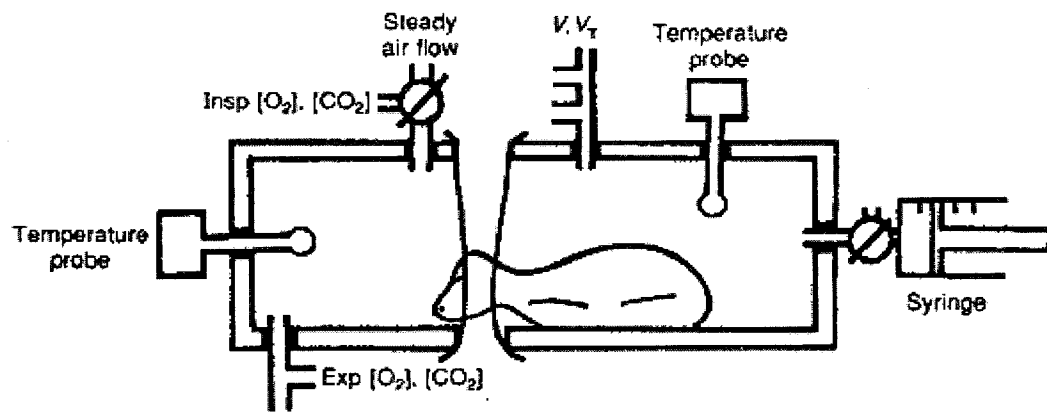


Figure 1.2 : Exemple de pléthysmographe volumétrique tiré de [21]. Pendant la respiration, le débit (V) est mesuré avec un pneumotachographe. L'isolation de la tête se fait par un collier en caoutchouc.

Dans ce qui suit, nous résumons les principaux résultats trouvés dans la littérature concernant l'utilisation de cette technique pour la mesure des paramètres respiratoires chez les nourrissons et certains animaux de laboratoire.

a) Historique

Tout d'abord, c'était en 1954 quand Chapin a constaté pour la première fois, des variations de pression au sein d'une cabine fermée contenant un homme. La pression augmentait avec l'inspiration et diminuait avec l'expiration [12]. En effet, l'échauffement et l'humidification de l'air inspiré à l'intérieur des poumons fait augmenter son volume, et puisque la chambre est fermée et à volume constant, ceci a comme conséquence une augmentation de pression dans la chambre entière, selon l'équation d'état des gaz parfaits, représentée par l'équation suivante:

$$P V = n R T \quad (1.2)$$

Avec : P : la pression; en Pa

V : le volume occupé par l'air dans la cabine; en m^3

n : la quantité de gaz; en mol

R : la constante des gaz parfaits; $R = 8,314 \text{ [J/mol K]}$

T : la température; en K

En 1955, Drorbaugh et Fenn ont alors déduit la formule de calcul du volume courant à partir des variations de pression observées. Ils ont aussi décrit la théorie de base de la technique et l'ont utilisé pour la première fois sur des bébés prématurés en état de repos, après avoir testé sa performance en utilisant des chats anesthésiés [16]. Leur technique nécessite une chambre étanche, et par conséquent, les mesures doivent être interrompues fréquemment pour renouveler l'air. Selon Drorbaugh et Fenn, l'importance des variations de pression dépend principalement des différences entre les poumons et la chambre en termes de température et de pression de vapeur d'eau. En effet, ceci est considéré dans la littérature comme la cause primaire [51].

En 1977 et 1978 respectivement, Pappenheimer et Jacky, se sont rendus compte qu'il n'est pas nécessaire de fermer le pléthysmographe afin de faire des mesures. En effet, le système enregistre fidèlement la forme d'onde respiratoire aussi longtemps que le taux de dissipation de pression, dû aux fuites dans le système, est sensiblement plus lent que les taux de fluctuations de pression dus à la respiration. De ce fait, Pappenheimer a apporté une modification par laquelle il a ajouté à la chambre pléthysmographique deux ports de

résistances élevées, l'un pour faire entrer l'air et l'autre pour le faire évacuer de façon à produire une aération permanente [45], et Jacky a apporté une autre modification par laquelle il a introduit des connexions permettant une résistance relativement plus faible pour le port d'entrée [33]. Dans les deux cas, le flux de ventilation doit être assez grand pour s'assurer que le CO₂ est éliminé du système plus vite que ce que le sujet peut produire.

Soulignons que les nombreuses études de validation (Drorbaugh et Fenn 1955 [16]; Polgar 1965 [46]; Bartlett et Tenney 1970 [8]; Malan 1973 [36]; Fleming et al. 1983 [23]; Stahel et Nicol 1988 [50]; Onodera et al. 1997 [44]; Seifert et al. 2000 [48]), comparant la pléthysmographie à d'autres méthodes standards, telles que la pneumotachographie et la spirométrie, ont confirmé sa fiabilité.

b) Sources potentielles d'erreurs

Depuis l'introduction de la technique, il y a presque un demi siècle, plusieurs sources potentielles d'erreurs ont été identifiées, et des moyens pour éliminer ces erreurs ont été proposés (Epstein et Epstein 1978 [19]; Epstein et al. 1980 [20]; Jacky 1980 [32]; Chaui-Berlinck et Bicudo 1998 [13]). Parmi les erreurs les plus importantes qui ont été décrites dans la littérature, nous citons :

- **Les bruits de pression ambiante** : le pléthysmographe mono chambre, utilisé par Chapin [12], et par Drorbaugh et Fenn [16], est susceptible aux fuites et à tout autre bruit provenant des facteurs externes tels que des changements de la température et des

vibrations mécaniques. Ces problèmes sont sensiblement réduits par l'utilisation d'une deuxième chambre de référence [8]. Quand la chambre principale est ouverte à l'air ambiant par l'intermédiaire d'un port de faible impédance (pneumotachomètre par exemple), il suffit de munir la chambre de référence d'un port d'entrée de la même impédance afin que les bruits de pression ambiantes, même ceux qui ont la même fréquence du cycle respiratoire, apparaissent dans chaque chambre avec la même amplitude et la même phase et par conséquent n'affectent pas les mesures différentielles.

- **La dérive de ligne de fuite :** pour des mesures de longues durées, une fuite lente entre les deux chambres, peut éliminer la dérive de ligne de fuite. Par ailleurs, la constante de temps de la fuite doit être assez grande pour éviter d'avoir un quelconque effet sur la forme d'onde de pression [51]. Cependant, avec cet arrangement, la pression absolue dans les chambres peut dériver sensiblement. Un manomètre devrait être relié à la chambre principale pour surveiller la pression relative à la pression atmosphérique. Dans les systèmes ouverts, la chambre de référence peut être ouverte à l'atmosphère par l'intermédiaire d'une fuite très lente pour éviter alors ce problème [48].

- **La résistance des voies respiratoires :** les changements de la résistance des voies respiratoires sont une source potentielle d'erreur, d'une importance particulière pour les études de désordres de la respiration au sommeil. Pour les sujets sains, on assume que le maximum et le minimum de la forme d'onde de pression respiratoire représentent la fin de l'inspiration et la fin de l'expiration respectivement. Le flux d'air est nul à ces instants

dans le cycle respiratoire, et la pression alvéolaire est supposée être équivalente à la pression de la chambre pléthysmographique. Cependant, pendant l'inspiration et l'expiration, les gaz coulent parce que la pression alvéolaire est différente de la pression de la chambre. Ainsi, pendant l'inspiration, le gaz dans les poumons augmente de volume, en raison du travail effectué par les muscles de la pompe respiratoire, en plus des effets simultanés de l'échauffement et de l'humidification soulignés précédemment [51]. Par ailleurs, Enhorning et al. [18] ont trouvé que pour des petits mammifères, les effets de la résistance respiratoire dominent les facteurs thermohygrometriques, et que la technique ne peut pas donc être utilisée pour estimer le volume respiratoire courant. Cette conclusion est basée sur des expériences avec un thorax mécanique. Par conséquent, la pléthysmographie corporelle totale peut ne pas être valide pour l'analyse quantitative de la respiration dans les études de l'apnée obstructive du sommeil, contrairement à l'étude de l'apnée centrale [11].

c) Autres limitations

Les changements de pression, dus à la respiration, à l'intérieur du pléthysmographe sont petits (de l'ordre de quelques mmH₂O) et donc sont facilement corrompus [51]. Une façon pour réduire au minimum ce problème (i.e. pour augmenter le rapport signal/bruit) est de réduire le rapport du volume de la chambre au volume du sujet (des poumons). Dans des expériences de courte durée, ceci peut rapporter un excellent rapport signal/bruit, cependant, pour des expériences de longue durée, plus le volume de l'enceinte est petit, plus rapides sont les phénomènes d'échauffement, de condensation et

d'accumulation de CO_2 . Un inconvénient additionnel des pléthysmographes existants est leur incapacité de maintenir un environnement thermique constant pour le bébé. Cet inconvénient est également partagé par d'autres dispositifs tels que les incubateurs, dont le but primordial est justement de maintenir cet environnement thermique constant. Les incubateurs existants maintiennent un environnement de température constant par une des deux méthodes, à savoir, le chauffage par rayonnement ou le chauffage par convection. Malheureusement, ni l'une ni l'autre de ces deux méthodes n'a été trouvée entièrement satisfaisante pour maintenir un environnement thermique constant chez les nourrissons.

1.4 Exemple d'implémentation de pléthysmographe corporel total

En 1995, Lomask a déposé un brevet décrivant un pléthysmographe corporel total, pour des animaux de taille petite, en respiration spontanée et en libre mouvement [35]. Le pléthysmographe proposé inclut deux pneumotachographes, sur la paroi supérieure de la chambre pléthysmographique, afin de mesurer les chutes de pression induites pendant les respirations. Le pléthysmographe décrit peut être utilisé en mode débit ou en mode volume.

En mode débit, l'air ambiant circule à l'intérieur de la chambre principale via les pneumotachographes, qui sont maintenus ouverts, et il est évacué vers l'extérieur via des ports par une pression négative. Pendant que l'animal respire durant l'expérience, les pneumotachomètres limitent l'écoulement de l'air vers l'intérieur ou vers l'extérieur de la chambre, en créant de ce fait une petite chute de pression. Les chutes de pression, dans la

chambre principale et dans la chambre de référence, sont mesurées en utilisant un capteur différentiel relié à un préamplificateur. Le signal de la chambre de référence est ensuite soustrait du signal de la chambre principale pour produire à la fin un signal représentant le modèle de respiration de l'animal et qui en réalité, représente la différence entre l'écoulement provoqué par le mouvement thoracique et l'écoulement nasal.

En mode volume, les pneumotachographes sont maintenus fermés. Une ventilation forcée délivre l'air à l'intérieur de la chambre principale, et évacue l'air vers l'extérieur via une tuyauterie à haute résistance. Si la constante de temps, incluant le volume de la chambre et la résistance de la tuyauterie, est suffisamment grande comparée au cycle de respiration de l'animal ; alors les fluctuations de pression dans la chambre, dues à la respiration, ne seront pas compromises. Le signal résultant représente un pseudo écoulement car il est proportionnel à la différence entre la fréquence des changements du volume thoracique et de l'écoulement nasal.

Selon Lomask, l'utilisation du pléthysmographe en mode débit est préférée pour les raisons suivantes :

- Les mesures prises pendant l'utilisation en mode volume sont sujettes à des fuites alors qu'elles nécessitent un volume constant selon la loi des gaz parfaits. Par contre, en mode débit, les pneumotachographes sont ouverts à l'atmosphère, et constituent ainsi des fuites assez larges.

- Puisque le calcul des paramètres est effectué sur le signal d'écoulement lui même, il est plus commode que l'information sur l'écoulement soit disponible directement, plutôt que convertie d'un signal de volume par un différentiateur.

1.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons passé en revue les techniques non invasives existantes pour la surveillance de l'apnée infantile. Il est apparu clair que la pléthysmographie corporelle totale est une technique très avantageuse, parce qu'elle ne nécessite aucun contact avec le corps du sujet. Notre objectif dans ce travail est d'étudier la possibilité de son application sur des nourrissons. Si en plus, la chambre pléthysmographique est conçue de façon à offrir la possibilité de maintenir un environnement thermique constant, elle fonctionnera avantageusement non seulement comme pléthysmographe mais aussi comme incubateur. Ainsi, le pléthysmographe qui sert d'habitude en tant qu'outil de recherche, pourra être adapté à des applications cliniques.

Dans le chapitre suivant, nous allons voir la théorie de base ainsi que le processus de calcul numérique en dynamique des fluides, nécessaires pour la modélisation et la simulation de l'écoulement d'air à l'intérieur du pléthysmographe.

CHAPITRE 2

CALCUL NUMÉRIQUE EN DYNAMIQUE DES FLUIDES

2.1 Introduction

Le calcul numérique en dynamique des fluides, communément appelée CFD, est de plus en plus utilisé pour analyser différents problèmes d'écoulement, notamment la ventilation dans les espaces fermés. Un des objectifs de base de la ventilation est de contrôler et d'enlever les agents de contamination et/ou la chaleur excessive pour assurer une qualité d'air d'intérieur et un environnement thermique souhaitables. Le calcul numérique en dynamique des fluides consiste, de manière générale, à résoudre les équations aux dérivées partielles qui traduisent les principes de conservation ou d'équilibre. Des techniques de discrétisation sont utilisées pour traduire ces équations aux dérivées partielles en équations algébriques, puisque la plupart des problèmes de dynamique des fluides sont difficiles à résoudre analytiquement. Bien que les expériences en laboratoire soient absolument nécessaires pour comprendre les phénomènes physiques, comme la turbulence, une fois les lois de comportement sont combinées aux équations de conservation (de la masse, de la quantité de mouvement et de l'énergie), il est possible de simuler un large éventail de problèmes sans avoir recours à l'expérimentation. Toutefois, toute simulation implique des approximations; et une mauvaise utilisation d'un logiciel de simulation peut faire en sorte que les résultats obtenus soient complètement erronés.

L'utilisation intelligente d'un logiciel de simulation afin d'obtenir des résultats pertinents, l'analyse et l'interprétation des résultats sont donc des étapes indispensables.

En principe, la ventilation signifie l'échange de l'air contaminé et/ou surchauffé avec de l'air frais. En pratique, le rôle de la ventilation dans la création d'un environnement intérieur sain et confortable implique un certain nombre d'autres aspects par exemple, la géométrie de la pièce, le climat extérieur et les sources ou les puits intérieurs de chaleur et/ou d'agents de contamination. L'utilisation des méthodes expérimentales ou des techniques de CFD ainsi que d'autres facteurs sont à considérer dans les études des comportements d'écoulement, de transfert de chaleur et de masse dans les espaces aérés. Afin de prévoir la distribution de l'écoulement d'air, de la température, ainsi que le CO_2 à n'importe quel point dans le système pléthysmographique, le CFD est utilisé. Les aspects fondamentaux du CFD, les équations régissantes, ainsi que la méthodologie adoptée sont décrits dans ce qui suit.

2.2 Modèles mathématiques

En général, la simulation numérique des écoulements fluides est conditionnée par le choix d'un modèle mathématique qui gouverne l'écoulement et d'un algorithme numérique pour la résolution de ce modèle. Dans ce qui suit nous allons présenter les équations de base régissant la dynamique des fluides et les modèles choisis pour notre étude. Quant aux algorithmes, ils seront présentés dans le dernier chapitre.

2.2.1 Mise en équation de la dynamique des fluides

Les équations régissant la dynamique des fluides représentent la conservation de la masse, la quantité de mouvement et l'énergie pour un écoulement en milieu continu. La conservation de la masse suppose que la masse ne peut pas être créée ou détruite, et la conservation de l'énergie est semblable. La conservation de la quantité de mouvement est simplement la loi de Newton pour le mouvement (force = accélération x masse) qui est transformée sous une forme appropriée à la dynamique des fluides. Puisque les équations régissantes sont les trois lois de conservation, elles sont désignées également sous le nom des équations de la loi de la conservation (parce qu'elles déterminent le mouvement d'une particule fluide dans certaines conditions aux limites), ou encore sous le nom des équations de Navier-Stokes. Les équations régissantes demeurent les mêmes, cependant, les conditions aux limites changent pour chaque problème. La forme générique de ces équations respecte l'équation (2.1) [38]. Cette équation est dérivée en considérant un petit (ou fini) volume de fluide:

$$\frac{\partial(\rho\Phi)}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho\Phi U_i) = \frac{\partial}{\partial x_i} \left(\Gamma_\Phi \frac{\partial \Phi}{\partial x_i} \right) + S_\Phi \quad ; i = 1, 2, 3 \quad (2.1)$$

Avec : ρ est la masse volumique du fluide, Φ est n'importe laquelle des variables à prédire. Les termes $\frac{\partial}{\partial x_i}(\rho\Phi U_i)$, $\frac{\partial}{\partial x_i} \left(\Gamma_\Phi \frac{\partial \Phi}{\partial x_i} \right)$ et S_Φ représentent la convection, la diffusion, et la source (i.e. la quantité de la variable ajoutée ou soustraite du volume fini) respectivement. Γ_Φ est le coefficient de diffusion, U est le vecteur vitesse, et i est l'indice dimensionnel dans un repère cartésien.

En dépit de leur ancienneté, les équations de Navier-Stokes n'ont jamais été résolues analytiquement. À l'heure actuelle, le CFD est parmi le peu de moyens permettant de produire des solutions complètes.

2.2.2 Variables d'écoulement

Les variables d'écoulement contiennent des informations sur l'état du fluide à un point donné. Suffisamment d'information doit être maintenu afin d'indiquer un état valide; i.e. deux variables thermodynamiques, telles que la pression et la température, et une variable cinématique, telle que la vitesse. La vitesse aura habituellement plus d'une composante, i.e. dans trois dimensions il y aura trois composantes. Dans le présent travail, les variables à l'étude sont : les trois composantes de la vitesse, la pression, la température et la concentration, ainsi que deux variables caractérisant les niveaux de turbulence à savoir l'énergie cinétique turbulente et son taux de dissipation.

2.2.3 Équations détaillées

La forme générique des équations régissantes, décrite par l'équation 2.1, peut être détaillée pour former les trois lois fondamentales de la conservation que comportent les équations de Navier-Stokes [38]. Ces équations sont :

- Conservation de la masse:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial \rho U_i}{\partial x_i} = 0 \quad (2.2)$$

- Conservation de la quantité de mouvement:

$$\frac{\partial \rho U_i}{\partial t} + \frac{\partial (\rho U_i U_j)}{\partial x_j} = -\frac{\partial P}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\mu \frac{\partial U_i}{\partial x_j} \right) + g_i (\rho - \rho_0) \quad (2.3)$$

- Conservation de l'énergie thermique:

$$\frac{\partial \rho H}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_i} (\rho U_i H) = \frac{\partial}{\partial x_i} \left(\lambda \frac{\partial T}{\partial x_i} \right) + \frac{\partial P}{\partial t} \quad (2.4)$$

où P , H , T , μ , g et λ sont respectivement la pression, l'enthalpie, la température, la viscosité dynamique, l'accélération due à la gravité et la diffusivité thermique.

2.3 Modèles de turbulence

Trois critères influencent de manière importante le choix d'un modèle de turbulence, à savoir : la nature physique du problème, la qualité des résultats attendus, et la puissance de calcul. Le modèle k - ϵ et ses variantes (voir sections 2.3.1 et 2.3.2) sont aujourd'hui très bien implantés dans les codes, et leur utilisation peut se faire facilement. Ce modèle calcule deux variables, à savoir, l'énergie cinétique de la turbulence dénotée k et son taux de dissipation dénoté ϵ . Les modèles k - ϵ sont les moins gourmands au niveau temps de calcul par rapport aux autres modèles, on risque d'être contraint de les utiliser dans le cas de géométries tridimensionnelles, afin d'obtenir des résultats dans un temps acceptable. De plus, pour la résolution de certains problèmes d'écoulement, en particulier la ventilation, les modèles k - ϵ sont les plus fréquemment utilisés car ils sont capables de traiter des écoulements avec recirculation ainsi qu'avec échanges thermiques.

La turbulence est un écoulement dominé par un aspect aléatoire apparent. Lorsqu'il n'y a pas de turbulence, l'écoulement est dit laminaire. En dynamique des fluides, les équations de Navier-Stokes sont des équations aux dérivées partielles non linéaires. Elles décrivent

le comportement des écoulements aussi bien laminaires que turbulents. Le nombre de Reynolds peut être employé pour estimer le type d'équations appropriées pour résoudre un problème donné. Un nombre de Reynolds élevé indique que les forces d'inertie sont plus importantes que les forces de frottement et vice versa. Le nombre de Reynolds s'énonce généralement de la façon suivante :

$$R_e = \frac{\rho U D_H}{\mu} \quad (2.5)$$

Où D_H est le diamètre hydraulique (égal au diamètre pour une section circulaire). Rappelons que ρ et μ sont des fonctions de la température T . Il est à noter que le choix des valeurs initiales de T et U est expliqué dans le chapitre 4.

Le calcul de Re dans notre cas se résume de la façon suivante :

- *En entrée de ventilation :*

Pour $D_H = 0.05$ m, $U = 0.1$ m.s⁻¹, $\mu = 1.846 \cdot 10^{-5}$ kg.m⁻¹.s⁻¹ et $\rho = 1.197$ kg.m⁻³, R_e serait égal à 324.

Pour $D_H = 0.05$ m, $U = 0.5$ m.s⁻¹, $\mu = 1.846 \cdot 10^{-5}$ kg.m⁻¹.s⁻¹ et $\rho = 1.197$ kg.m⁻³, R_e serait égal à 1620.

- *En sortie d'expiration*

$D_H = 0.004$ m, $U = 1.3$ m.s⁻¹, $\mu = 1.905 \cdot 10^{-5}$ kg.m⁻¹.s⁻¹ et $\rho = 1.15$ kg.m⁻³ donnent un R_e de 314.

Les nombres de Reynolds étant faible (< 2000), l'écoulement est à priori laminaire en entrée. Cependant, les écoulements de ventilation sont généralement caractérisés par une turbulence à faible nombre de Reynolds, avec mélange et recirculation d'air. La

convection turbulente à l'intérieur du pléthysmographe peut alors être décrite mathématiquement en supposant que le fluide est newtonien, que les effets de compressibilité et de dissipation visqueuse sont négligés, et que les propriétés fluides sont considérées comme constantes excepté dans le terme de la flottabilité à cause des différences de températures. De telles caractéristiques doivent être bien expliquées dans le modèle de turbulence afin d'effectuer des analyses fiables au moyen de simulations numériques.

La turbulence peut être modélisée, à l'aide d'un des nombreux modèles de turbulence, et couplée avec un solveur qui suppose que le flux est laminaire en dehors de la région de turbulence. Pour modéliser un écoulement turbulent, les termes temporels des équations 2.2, 2.3, et 2.4 devraient avoir un pas de temps (dt) assez petit pour capturer toutes les fluctuations turbulentes, même sur les plus petites échelles de temps. La même chose s'applique à tous les termes de dimensions physiques (dx_i) des cellules de volumes de contrôle [38]. Pour cela, les variables sont écrites sous la forme d'une somme de composantes moyenne et fluctuante:

$$\Phi = \overline{\Phi} + \phi' \quad (2.6)$$

Comme nous l'avons expliqué précédemment, notre choix s'est basé sur le modèle k- ϵ pour la simulation des champs de turbulence à l'intérieur du domaine de calcul.

2.3.1 Modèle k-ε standard

Le modèle k-ε, standard est un modèle semi empirique [38]. Les deux équations de transport pour k et ε sont:

$$\frac{\partial \rho \overline{U_i k}}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_i} \left(\left(\mu + \frac{\mu_T}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_i} \right) + P + G - \rho \epsilon \quad (2.7)$$

$$\frac{\partial \rho \overline{U_i \epsilon}}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_i} \left(\left(\mu + \frac{\mu_T}{\sigma_\epsilon} \right) \frac{\partial \epsilon}{\partial x_i} \right) + C_1 \frac{\epsilon}{k} (P + C_3 G) - C_2 \rho \frac{\epsilon^2}{k} \quad (2.8)$$

Où P est la production du cisaillement, défini par:

$$P = \mu_{\text{eff}} \frac{\partial \overline{U_i}}{\partial x_j} \left(\frac{\partial \overline{U_i}}{\partial x_j} + \frac{\partial \overline{U_j}}{\partial x_i} \right) \quad (2.9)$$

Et G est la production de l'énergie cinétique de turbulence due à la flottabilité, elle est donnée par:

$$G = \frac{\mu_{\text{eff}}}{\sigma_T} \beta g_i \frac{\partial T}{\partial x_i} \quad (2.10)$$

Quant à la viscosité turbulente, elle est définie par :

$$\mu_T = C_\mu \rho \frac{k^2}{\epsilon} \quad (2.11)$$

Avec :

μ_{eff} : la viscosité effective = $\mu + \mu_T$.

β : le coefficient de dilatation thermique.

μ_T : le nombre turbulent de Prandtl.

C_{1-3}, μ, σ_k et σ_ϵ constantes du modèle k-ε standard (voir tableau 2.1).

Tableau 2.1: Constantes du modèle k- ε standard tiré de [27]

C_μ	0.09
C_1	1.44
C_2	1.92
C_3	1.0
σ_k	1.0
σ_ε	1.3

La robustesse, l'économie, et la précision raisonnable pour un large éventail d'écoulements turbulents expliquent la popularité de ce modèle dans les simulations d'écoulements industriels et de transfert thermique [27]. De plus, il est simple car seulement deux équations supplémentaires sont introduites, et des améliorations ont été faites pour augmenter ses performances. Le modèle k- ε /RNG (ReNormalization Group method) est l'une de ses variantes, offertes par le logiciel de CFD appelé Fluent, que nous allons utiliser dans la présente étude. Ce modèle est particulièrement adapté aux écoulements faiblement turbulents.

2.3.2 Modèle k- ε /RNG

Ce modèle a plus ou moins la même forme que le modèle standard k- ε , c'est en partie empirique et en partie analytique. Les seuls changements consistent en la modification d'un terme au niveau de la production de la dissipation d'énergie dans l'équation de ε , et un ensemble différent de constantes du modèle. Tandis que le modèle standard k- ε est consacré aux écoulements à nombre de Reynolds élevé, la théorie du modèle k- ε /RNG fournit une formule différentielle analytiquement dérivée pour la viscosité effective qui

explique les effets du faible nombre de Reynolds [27]. Les nouvelles équations pour k et ε deviennent:

$$\frac{\partial \rho \overline{U_i k}}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_i} \left(\left(\mu + \frac{\mu_T}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_i} \right) + P + G - \rho \varepsilon \quad (2.12)$$

$$\frac{\partial \rho \overline{U_i \varepsilon}}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_i} \left(\left(\mu + \frac{\mu_T}{\sigma_\varepsilon} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_i} \right) + (C_1 - C_{1\text{RNG}}) \frac{\varepsilon}{k} (P + C_3 G) - C_2 \rho \frac{\varepsilon^2}{k} \quad (2.13)$$

La nouvelle fonction $C_{1\text{RNG}}$ est donnée par l'équation suivante:

$$C_{1\text{RNG}} = \frac{\eta \left(1 - \frac{\eta}{\eta_0} \right)}{(1 + \beta \eta^3)} \quad (2.14)$$

Avec :

$$\eta = \frac{k}{\varepsilon} \sqrt{\frac{P}{\mu}} \quad (2.15)$$

Dans ce cas-ci, η_0 et β sont des constantes additionnelles, égales à 4.38 et 0.012 respectivement. Toutefois, ce β ne doit pas être confondu avec le coefficient de dilatation thermique β que nous allons voir dans le chapitre 4. La modification principale est dans l'équation de ε , où le taux de contrainte à l'écoulement a été incorporé aux constantes du modèle. Ces dernières sont données dans le tableau 2.2.

Comme notre écoulement est caractérisé par un faible nombre de Reynolds, nous estimons que ce modèle est plus convenable pour notre étude. Cependant, en raison des limites et des fonctions supplémentaires dans les équations régissant et un plus grand degré de non linéarité, le calcul avec le modèle k - ε /RNG tend à prendre 10-15% plus de temps qu'avec le modèle standard de k - ε [27].

Tableau 2.2: Constantes du modèle k-ε /RNG tiré de [27]

C_μ	0.0845
C_1	1.42
C_2	1.68

2.4 Transport des espèces chimiques

Une espèce chimique qui est transportée et diffusée par le fluide peut être modélisée par l'introduction d'une équation additionnelle de transport. La variable de concentration C obéit à l'équation de la conservation suivante [38]:

$$\frac{\partial}{\partial x_i} (\rho \bar{U}_i \bar{C}) = \frac{\partial}{\partial x_i} \left(D \frac{\partial \bar{C}}{\partial x_i} - \rho \bar{\mu}_i c' \right) \quad (2.16)$$

Avec D est le coefficient de diffusion moléculaire de l'espèce chimique mise en jeu.

Dans ce travail, le niveau de CO_2 produit par le bébé a été déterminé par l'analyse de la distribution d'une telle concentration dans tout le volume de la chambre pléthysmographique (voir chapitre 4). Le niveau étant assez petit que la concentration pourrait être considérée comme une concentration passive. Autrement dit, le changement de densité produit par la présence du CO_2 dans le mélange (air - CO_2) est considéré négligeable. Dans Fluent, le modèle appelé «Species Transport» est le modèle qui permet de prédire la distribution locale des fractions massiques d'une espèce chimique, dans un mélange n'incluant pas de réactions chimiques [26]. Nous avons utilisé ce modèle pour l'évaluation du niveau de la qualité d'air dans la chambre pléthysmographique (voir chapitre 5).

2.5 Processus CFD

Le processus de CFD peut être structuré selon deux volets:

- Produire (ou créer) une solution,
- Analyser (ou visualiser) la solution.

Souvent les deux volets se chevauchent, et une solution peut être analysée alors qu'elle est en cours de production afin de s'assurer qu'aucune erreur n'a été faite. Ceci est souvent désigné sous le nom de la validation d'une simulation CFD. La production d'une solution CFD requiert d'accomplir deux processus, à savoir : 1) la définition de la géométrie suivie par la génération du maillage; et 2) la simulation numérique. De façon générale, la génération de maillage est l'opération par laquelle la configuration physique est spécifiée pour être simulée et divisée en grille tridimensionnelle. Un maillage doit contenir un nombre suffisant de petites régions, connues sous le nom de cellules de volumes de contrôle, de sorte que les équations de Navier-Stokes partielles puissent être résolues itérativement. L'étape de maillage est effectuée avant que n'importe quel travail de simulation numérique puisse être effectué. Par contre, la simulation numérique est le processus d'application d'un modèle mathématique à cette configuration, suivi du calcul de la solution. Ces deux étapes sont séquentielles.

2.5.1 Génération de maillage

La génération de maillage est le processus qui permet de spécifier la position de toutes les cellules de volumes de contrôle qui définiront la configuration physique de la simulation et l'espace qui l'entoure. La génération de maillage est l'un des aspects les plus critiques du CFD, parce qu'il comprend la création d'une description entière de la configuration,

que l'ordinateur peut comprendre. Le modèle ainsi défini doit inclure le rapport avec l'espace qui entoure le modèle choisi, aussi bien que les surfaces et les processus qui y sont contenus. Dans les deux cas, le facteur le plus important doit être le maintien d'un nombre approprié de cellules de volumes de contrôle dans les zones où il y aura une grande ou une rapide occurrence de changements. Ces changements peuvent être des changements de la géométrie, telle qu'un coin pointu d'un objet, ou ils peuvent être des changements brusques se produisant dans le champ d'écoulement autour de l'objet. Sans une résolution appropriée du maillage, des informations pertinentes pourraient être perdues dans le procédé de simulation numérique, et la solution résultante peut être trompeuse. Trop peu de cellules de volumes de contrôle peuvent mener à des simulations non valables, tandis que trop de cellules peuvent mener à des exigences informatiques qui ne peuvent pas être remplies.

2.5.2 Simulation numérique

Le processus de simulation numérique peut être divisé en deux étapes, comme suit:

➤ **Conditions aux limites :** la condition aux limites pour les surfaces du domaine de calcul est « écoulement nul » par défaut. Celles-ci ont un écoulement de masse nul, un frottement de surface nul et un transfert thermique nul. L'intérieur du domaine contient seulement du fluide, défini par des propriétés telles que la densité, la viscosité, et ainsi de suite. Tout le reste (entrées, sorties, parois, objets internes, gains ou pertes de chaleur) doit être spécifié explicitement par l'utilisateur; ce qui représente les conditions aux limites du domaine de calcul.

➤ **Résolution numérique du modèle:** un processus itératif est utilisé, à partir d'une estimation initiale des valeurs de toutes les variables à chaque cellule, jusqu'à la solution convergée où les valeurs finales obéissent aux équations de conservation respectives, avec un degré de précision acceptable. Le processus de solution se compose de deux boucles qui sont alors réitérées; la boucle interne résout les équations linéarisées pour chaque variable, alternativement pour chaque cellule, en supposant que tous les autres champs sont fixes. La boucle externe implique la mise à jour de tous les champs de variables calculés dans la boucle interne. Pendant que ce processus progresse, le champ d'écoulement s'approche de son état final (ou son état de convergence). Le processus itératif s'arrête quand les erreurs dans toutes les équations régissantes atteignent des valeurs acceptables.

En CFD, ce sont les équations régissant le mouvement d'un fluide qui sont intégrées. Le logiciel de CFD tente alors de résoudre l'équation de Navier-Stokes pour un ensemble prédéterminé de variables pour chaque cellule. Notons que la solution pour chacune des variables va dépendre de la solution pour chacune des variables dans les cellules voisines et vice versa. Il est à noter que les lois de conservation de la masse, du mouvement et de l'énergie doivent être préservées à tout moment.

2.5.3 Étapes de simulation numérique avec le logiciel *Fluent*

Les principales étapes permettant de traiter un « cas » sous *Fluent* sont les suivantes:

1. Détermination du domaine de calcul (construction de la géométrie).
2. Discrétisation du domaine de calcul (maillage).

3. Identification des conditions aux limites.
4. Choix du modèle mathématique.
5. Choix de l'algorithme de solution.
6. Solution du modèle mathématique.
7. Visualisation et interprétation des résultats.

Nous disposons de la version 2.2 du logiciel Gambit de *Fluent Inc*, pour la réalisation des étapes 1 et 2, et de la version 6.1 du logiciel Fluent de *Fluent Inc*, pour la réalisation des étapes 3 à 7. Ces versions sont installées sur une machine AIX51 du réseau étoile, à l'École Polytechnique de Montréal.

2.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons passé en revue les équations de Navier-Stokes pour les variables d'écoulement mises en jeu. Nous avons expliqué les raisons de notre choix pour le modèle de turbulence, et nous avons décrit les principales étapes d'un processus de calcul numérique en dynamique des fluides.

Dans le chapitre suivant, nous allons voir en détail, les étapes de construction géométrique et de maillage basées sur le logiciel Gambit de *Fluent*.

CHAPITRE 3

CONSTRUCTION GÉOMÉTRIQUE ET GÉNÉRATION DE MALLAGE

3.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons le premier processus à accomplir pour la production d'une solution CFD, à savoir, la construction du modèle géométrique et le maillage qui lui est adapté. Pour ce faire, nous utilisons le logiciel Gambit qui est un pré-processeur permettant de définir la géométrie, le maillage, les conditions aux limites et les continuums d'un modèle.

3.2 Construction géométrique

Le modèle de la chambre pléthysmographique est basé sur un exemple d'incubateur commercial dont les caractéristiques ont été obtenues à partir de la littérature [7]. Le modèle du nourrisson est basé quant à lui, sur un exemple de nouveau né, dont la surface a été calculée par estimation à partir de la formule de Dubois [4]. Nous allons voir, plus en détail, cette formule dans la section 4.2 du chapitre suivant. Par ailleurs, nous avons construit deux modèles géométriques, à savoir, un modèle bidimensionnel (2D) pour une analyse économique en mémoire et en temps de calcul ; et un modèle tridimensionnel (3D) pour une analyse plus réaliste de l'écoulement.

3.2.1 Modèle tridimensionnel

La démarche logique pour la construction d'un modèle géométrique dans Gambit consiste à créer d'abord les vertex, puis les arêtes puis les facettes. Ces dernières pouvant être liées à leur tour pour former des volumes. Bien que fastidieuse, cette approche permet d'éviter la superposition de vertex, ou d'arêtes, qui pourraient conduire à une topologie invalide lors de la génération du maillage.

Notre géométrie 3D a été construite au départ à partir de deux modèles, à savoir, la chambre pléthysmographique et le nourrisson. Comme il s'agit d'une étude s'inscrivant dans le cadre de l'apnée du sommeil, le nourrisson est modélisé en position couchée à l'intérieur de la chambre pléthysmographique. Cependant, étant donné que le transfert de chaleur par conduction entre le nourrisson et le pléthysmographe peut être négligeable [1], nous n'avons pas considéré la surface de contact comme partie du domaine de calcul. Par ailleurs, la voie respiratoire est représentée par une ouverture circulaire modélisant la narine. D'une part, parce que les nourrissons sont connus respirer principalement par le nez; et d'autre part, parce que le débit d'air est plus important dans une narine que dans l'autre, alternativement au cours d'un cycle respiratoire [49]. Pour des raisons de simplification, nous allons simuler uniquement la phase d'expiration dans cette étude. La voie respiratoire est alors considérée comme une entrée d'air par rapport au domaine de calcul. Par conséquent, nous n'avons pas considéré le volume interne du nourrisson comme partie du domaine. Le modèle 3D final représente ainsi la soustraction

géométrique des deux volumes de départ ($V_{\text{pléthysmographe}} - V_{\text{nourrisson}}$). Les caractéristiques géométriques de chaque volume sont récapitulées dans le tableau 3.1.

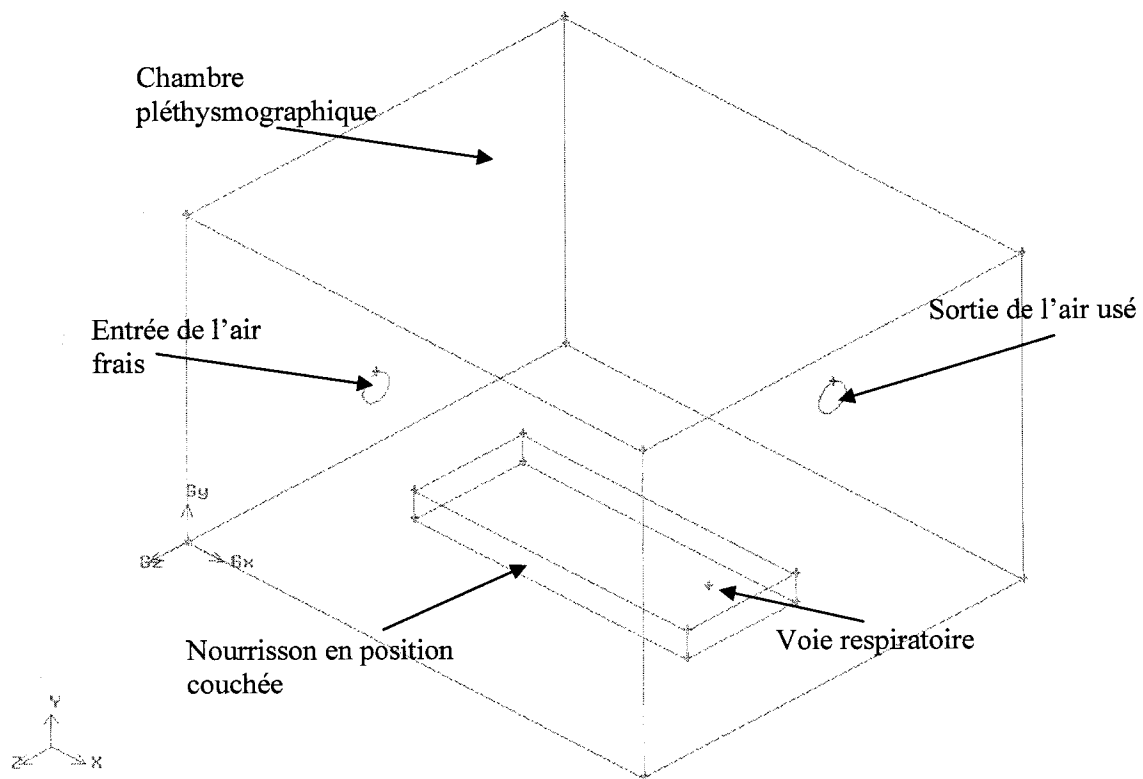


Figure 3.1: Modèle 3D de la chambre pléthysmographique

L'emplacement des ouvertures de ventilation est choisi de telle façon à ce que l'air frais soit livré au niveau inférieur du domaine de calcul et que l'air usé sorte du niveau supérieur. Cette configuration est appelée ventilation par déplacement [17].

Tableau 3.1: Caractéristiques géométriques du modèle 3D

Paramètres	Chambre pléthysmographique	Nourrisson
Longueur suivant x	$L_p = 0.84 \text{ m}$	$L_n = 0.5 \text{ m}$
Hauteur suivant y	$h_p = 0.58 \text{ m}$	$h_n = 0.05 \text{ m}$
Largeur suivant z	$l_p = 0.7 \text{ m}$	$l_n = 0.2 \text{ m}$
Diamètre de l'entrée d'air	$d_e = 0.05 \text{ m}$	$d_n = 0.004 \text{ m}$
Diamètre de la sortie d'air	$d_s = 0.05 \text{ m}$	

3.2.2 Modèle bidimensionnel

Le plan Z1, qui coupe le domaine de calcul au point $z = -0.35 \text{ m}$, représente le plan de symétrie géométrique du modèle 3D. Dans la présente étude, nous considérons ce plan comme modèle 2D (figure 3.2) de la chambre pléthysmographique.

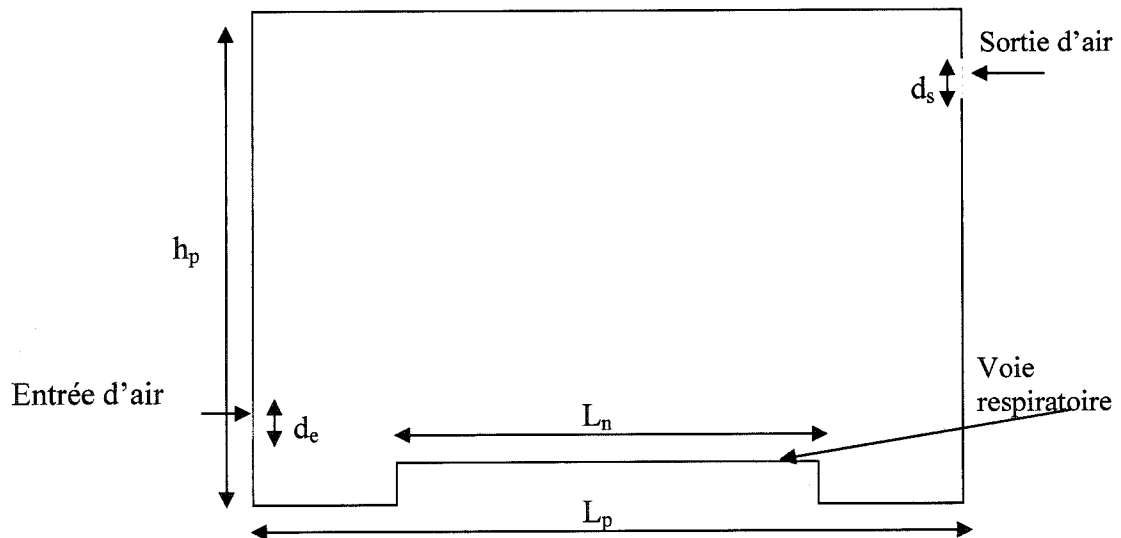


Figure 3.2: Modèle 2D de la chambre pléthysmographique

Dans le tableau 3.2, les caractéristiques géométriques du modèle 2D sont récapitulées.

Tableau 3.2: Caractéristiques géométriques du modèle 2D

Paramètres	Chambre pléthysmographique	Nourrisson
Longueur suivant x	$L_p = 0.84 \text{ m}$	$L_n = 0.5 \text{ m}$
Hauteur suivant y	$h_p = 0.58 \text{ m}$	$h_n = 0.05 \text{ m}$
Diamètre de l'entrée d'air	$d_e = 0.05 \text{ m}$	$d_n = 0.004 \text{ m}$
Diamètre de la sortie d'air	$d_s = 0.05 \text{ m}$	

3.3 Génération de maillage

La deuxième opération dans Gambit consiste à générer le maillage adapté au modèle géométrique construit. Notre objectif étant de prédire le comportement de l'écoulement d'air, de la chaleur ainsi que du CO_2 à n'importe quel point dans l'espace de la chambre pléthysmographique. Afin d'atteindre cet objectif, nous avons subdivisé l'espace du modèle en un grand nombre de cellules de volumes de contrôle, cette opération s'appelle le maillage. Les tailles des cellules influencent le détail et l'exactitude des résultats finaux. Le nombre de cellules de maillage peut atteindre des centaines de milliers. Les équations en chaque cellule représentent la définition mathématique des phénomènes qui y sont contenus.

3.3.1 Mesure de la qualité du maillage

La mesure de l'obliquité des arêtes des cellules permet de juger la qualité du maillage. En effet, pour des cellules triangulaires ou tétraédriques par exemple, la qualité de maillage est parfaite quand elles sont équilatérales. Gambit permet une mesure normalisée de la qualité des mailles en calculant un facteur Q_{EAS} (EquiAngle Skew -EAS) [29], défini comme suit:

$$Q_{EAS} = \max\left\{\frac{\theta_{\max} - \theta_{eq}}{180 - \theta_{eq}}, \frac{\theta_{eq} - \theta_{\min}}{\theta_{eq}}\right\} \quad (3.1)$$

Où $\theta_{\max}$ et $\theta_{\min}$ sont les angles maximum et minimum (en degrés) entre les arêtes de l'élément; et θ_{eq} est l'angle caractéristique correspondant à une cellule équilatérale de forme similaire. Pour les éléments triangulaires et tétraédriques, θ_{eq} est égale à 60. Cependant, θ_{eq} est égale à 90 pour les éléments quadrilatéraux et hexaèdres.

Par définition: $0 \leq Q_{EAS} \leq 1$, avec $Q_{EAS} = 0$ décrit un élément équilatéral, et $Q_{EAS} = 1$ décrit un élément complètement dégénéré (mal formé). En général, les maillages de haute qualité contiennent en majorité des éléments avec des valeurs moyennes de Q_{EAS} égales à 0,1 dans le cas 2D ou égales à 0,4 dans le cas 3D.

3.3.2 Maillage tridimensionnel

Dans Gambit, il est possible de choisir entre un maillage structuré et un maillage non structuré. Notons que la génération de maillage tridimensionnel non structuré nécessite l'utilisation du logiciel T-Grid intégré dans Gambit. En effet, on construit dans un premier temps des maillages surfaciques sur chacune des facettes du domaine, puis, sur la base de

ces derniers, on se sert de T-Grid pour générer un maillage volumique à l'intérieur du domaine.

Le maillage doit être adapté à l'écoulement, en particulier, il doit être resserré dans les zones où l'on attend un gradient de vitesse fort. Une connaissance a priori du champ de vitesse, tirée d'expériences sur des écoulements similaires, est donc utile. Néanmoins, avec le logiciel de simulation Fluent, il est possible de raffiner le maillage à partir des résultats obtenus, en identifiant les zones de l'écoulement dans lesquelles le calcul ne converge pas parfaitement. En effet, au début nous avons utilisé un maillage avec une concentration élevée des cellules près des ouvertures du domaine. Ensuite, une fois importé et lu par Fluent, ce maillage a été amélioré en effectuant un lissage (*grid smoothing*) et/ou une permutation des arêtes (*grid swapping*). Enfin, après que l'analyse initiale ait été effectuée, nous avons raffiné le maillage pour augmenter la densité dans les régions où l'écoulement a été mal résolu et plus encore, pour réaliser l'indépendance de maillage, que nous allons expliquer plus tard au paragraphe 3.5.

Nous avons jugé intéressant d'essayer deux types de maillages sur notre modèle tridimensionnel qui sont les suivants :

➤ **Maillage tétraédrique**

Comme représenté dans la figure 3.3, ce maillage a été réalisé à l'aide d'éléments tétraédriques afin de s'ajuster au mieux à la géométrie. L'avantage de ce maillage est qu'il est facile à générer pour tout le volume du domaine. Le nombre de cellules

tétraédriques obtenues est de 227347, dont 99.97 % ont un Q_{EAS} entre 0 et 0.75, et environ 70% ont un Q_{EAS} entre 0 et 0.4. Ce qui représente une très bonne qualité de maillage.

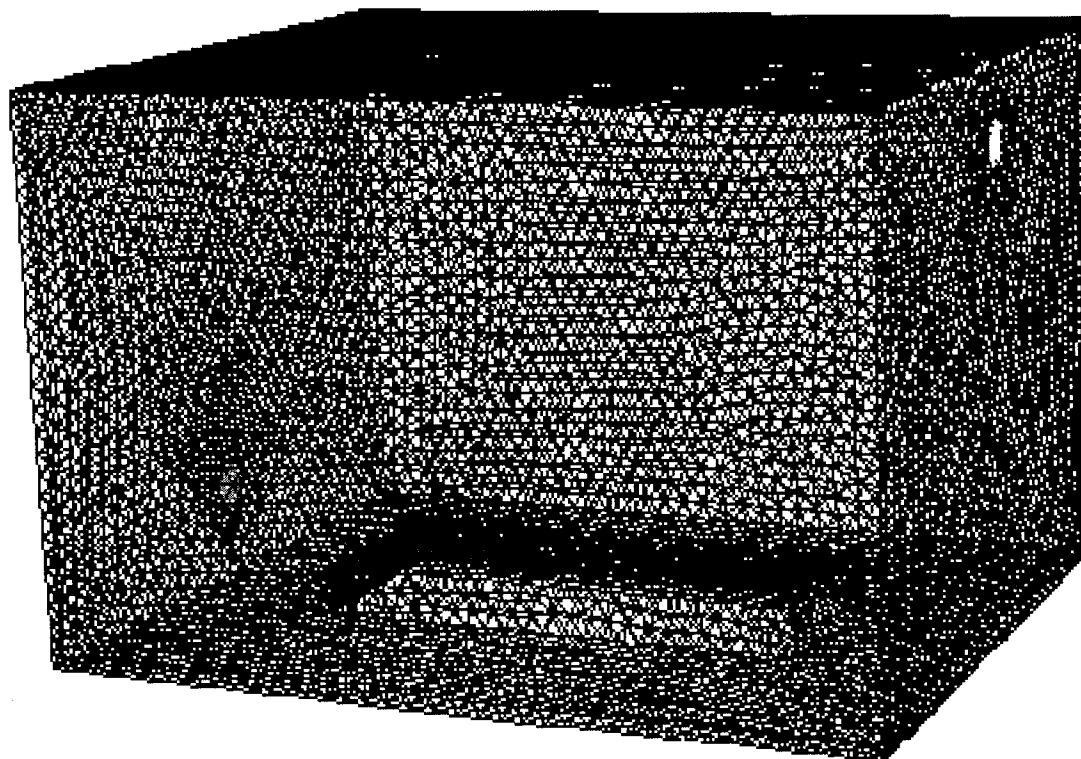


Figure 3.3: Maillage tétraédrique du modèle 3D

➤ **Maillage hybride**

Le maillage hybride est composé de différentes parties : structurées et non structurées. Pour générer ce maillage, le domaine de calcul est découpé en plusieurs sous volumes, comme représenté dans la figure 3.4. Les sous volumes structurés sont maillés avec des cellules hexaédriques uniquement. Par contre, les sous volumes non structurés sont ceux

englobant les différentes ouvertures du domaine. Ceux-ci ont été maillés avec des cellules hexaédriques et tétraédriques ensemble. Afin que l'ensemble des sous volumes soient correctement connectés entre eux, les options «merge» et «fuse», du logiciel Fluent, permettent de combiner ou de fusionner certaines arêtes, faces ou blocs, se trouvant à l'interface entre les deux types de maillages. Le nombre de cellules obtenues est de 346849, dont 99.70% ont un Q_{EAS} entre 0 et 0.75, et environ 93 % ont un Q_{EAS} entre 0 et 0.4. Ce qui représente une qualité encore bien meilleure que celle du maillage tétraédrique.

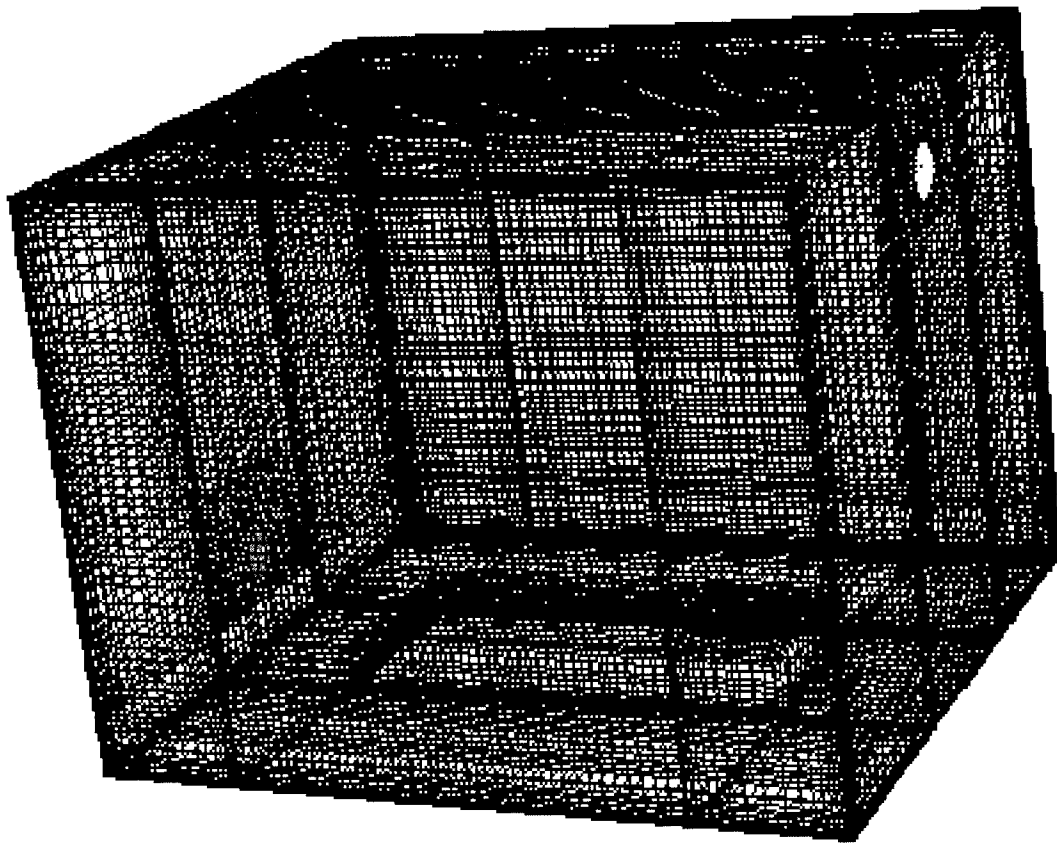


Figure 3.4: Maillage hybride du modèle 3D

3.3.3 Maillage bidimensionnel

Comme pour le maillage tétraédrique, le maillage triangulaire du modèle bidimensionnel, représenté dans la figure 3.5, est facile à générer. En plus, malgré une concentration élevée des cellules, particulièrement au niveau des ouvertures du domaine, on peut constater que le maillage n'est pas composé de trop de mailles. Ainsi, les calculs ultérieurs seront allégés. La diminution du nombre de mailles pour accélérer les calculs ultérieurs est très importante. Il ne faut pas cependant trop en faire, car si les mailles deviennent trop grandes, les résultats risquent d'être erronés. Il faut donc faire un compromis avec ces deux impératifs pour obtenir un calcul de solution à la fois rapide et efficace. Le nombre d'éléments triangulaires obtenus est de 9819, dont 100% ont un Q_{EAS} entre 0 et 0.75, et dont environ 75 % ont un Q_{EAS} entre 0 et 0.1. Ce qui représente une très bonne qualité de maillage.

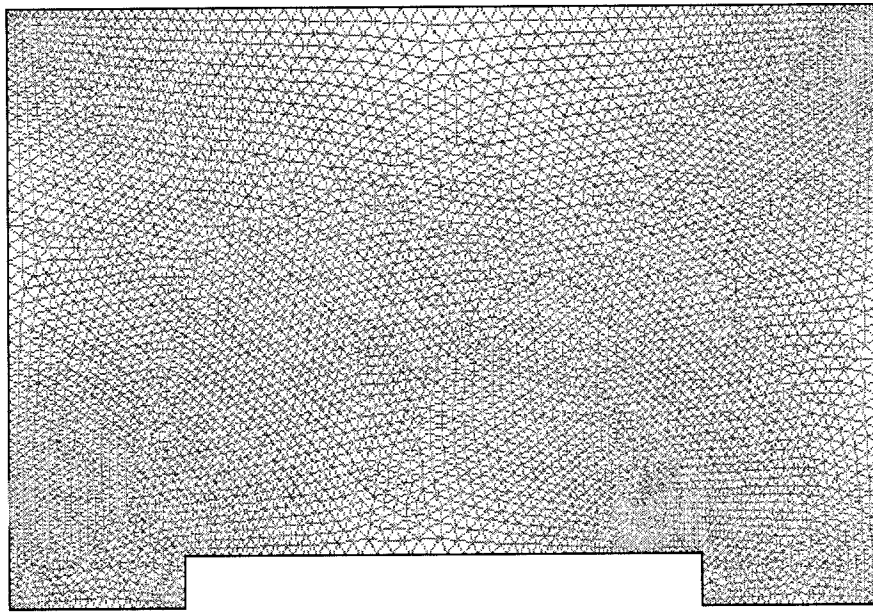


Figure 3.5: Maillage triangulaire du modèle 2D

3.4 Conditions aux limites

Une fois le maillage effectué, il reste à fixer les conditions aux limites. En effet, toute solution d'un ensemble d'équations aux dérivées partielles exige un ensemble de conditions aux limites. Dans Gambit, la définition d'une condition aux limites comprend :

- L'identification de son endroit par exemple : entrée, paroi ou sortie.
- La définition de son type ; i.e. ses caractéristiques physiques et opérationnelles, par exemple :
 - pour des surfaces externes: entrée de vitesse, sortie de pression ou paroi.
 - pour des limites doubles faces : intérieur ou paroi.

Les types de conditions aux limites que nous avons choisis sont les suivants :

- Entrée de vitesse (*velocity inlet*) pour l'entrée de l'air extérieur et l'entrée du jet expiratoire.
- Sortie de pression (*pressure outlet*) pour la sortie de l'air usé vers l'extérieur.
- Paroi (*wall*) pour toutes les parois incluses dans le domaine de calcul, à savoir les parois internes de la chambre pléthysmographique et les parois externes représentant la surface du modèle du nourrisson.
- Intérieur (*interior*) pour les frontières double faces à l'intérieur du domaine, dans le cas du maillage hybride du modèle 3D.

3.4.1 Entrée de vitesse

Le type *entrée de vitesse* est utilisé pour définir la vitesse, avec toutes les propriétés scalaires appropriées, à l'entrée d'écoulement. Cette condition est prévue pour des écoulements incompressibles. Une attention particulière a été portée afin de ne pas placer l'entrée de vitesse trop près d'un obstacle solide, car ceci pourrait amener les propriétés de stagnation à devenir fortement non uniformes [24].

3.4.2 Sortie de pression

Le type *sortie de pression* exige la spécification d'une pression statique (*gauge*) à la frontière de sortie. La valeur de la pression indiquée est utilisée seulement tant que l'écoulement est subsonique. Un ensemble de conditions d'inversement d'écoulement (backflow) est également spécifié pour être utilisé si la direction d'écoulement s'inverse à la frontière de sortie de pression durant le processus de calcul. Les difficultés de convergence seront réduites au minimum si des valeurs réalistes pour les quantités de « backflow » sont spécifiées [24].

3.4.3 Parois

Le type *paroi* est utilisé pour délimiter entre les régions fluides et solides. Dans le cas des écoulements visqueux, la condition «glissement nul» est imposée par défaut.

3.5 Spécifications du continuum

Le type du continuum définit les caractéristiques physiques du modèle dans des régions spécifiques de son domaine de calcul. Par exemple, si on assigne le type *fluide* à une

entité de volume, le modèle est défini tel que les équations de mouvement, de la continuité et du transport d'espèce s'appliquent aux noeuds ou aux cellules de maillage qui existent dans ce volume. Réciproquement, si on assigne le type *solide* à une entité de volume, seulement les équations de transport d'énergie et d'espèce (sans convection) s'appliquent aux noeuds ou aux cellules de grille qui existent dans ce volume. Nous avons assigné le type *fluide* à tout l'intérieur du domaine de calcul, puisque nous avons soustrait le volume du nourrisson du modèle de la chambre pléthysmographique, et que nous nous intéressons à l'étude de l'écoulement d'air à l'intérieur de ce domaine uniquement.

3.6 Indépendance de maillage

Il est tout d'abord important de rappeler que le maillage peut être modifié dans la phase de simulation à l'aide du logiciel Fluent. On peut par exemple, faire une adaptation de maillage à l'aide de l'option «adapt», selon divers critères permettant de définir des régions à l'intérieur du domaine de calcul. L'adaptation n'est toutefois permise que sur la base d'une première solution pour l'écoulement. L'indépendance de maillage a été réalisée en utilisant un raffinement solution adaptatif, puisque des cellules peuvent être rajoutées là où elles sont nécessaires dans la grille après obtention des résultats de simulation. Le maillage initial a été adapté en mettant plus de cellules dans les régions où le gradient de vitesse est plus élevé qu'un niveau choisi. Ce processus a été répété jusqu'à ce que les résultats soient devenus indépendants du maillage. En effet, il existe une manière pratique dans Fluent, qui consiste en la surveillance de la valeur moyenne de certaines variables. Quand cette valeur cesse de changer, on cesse les itérations sans

devoir attendre jusqu'à la convergence itérative, on adapte ensuite le maillage et on relance les itérations. La solution peut être considérée indépendante du maillage quand la valeur moyenne cesse de changer entre les adaptations [30].

3.7 Modélisation géométrique paramétrée

Afin de permettre une étude de possibilités plus élargie dans un travail futur, nous avons effectué un modèle géométrique paramétré. Cette option est offerte par Gambit via la programmation du fichier journal (.jou). Un modèle paramétré aura l'avantage de permettre la modification des emplacements des ouvertures, des dimensions de la chambre pléthysmographique et du modèle du nourrisson, afin de pouvoir en étudier l'incidence sur l'écoulement. Ces modifications sont alors possibles sans devoir recommencer toute l'opération fastidieuse de la saisie graphique des vertex, arrêtes ou façades, ni l'opération de maillage. Dans l'annexe B, un exemple de code paramétré est présenté.

3.8 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons, tout d'abord, présenté les modèles géométriques 3D et 2D que nous avons construit à l'aide du logiciel Gambit. Nous avons ensuite, présenté les types de maillages générés, et donné une idée sur la qualité et le nombre de cellules pour chacun d'entre eux. Et enfin, nous avons identifié et défini les types de conditions aux limites appropriés.

Dans le chapitre suivant, nous allons étudier les hypothèses physiques considérées dans ce travail, ainsi que les conditions initiales aux limites. Cette étape est nécessaire avant de passer à la résolution numérique du problème dans le dernier chapitre.

CHAPITRE 4

HYPOTHÈSES DE TRAVAIL ET CONDITIONS INITIALES

4.1 Introduction

Après l'étape de maillage, la simulation numérique est effectuée avec le logiciel Fluent, qui agit en tant que processeur pour résoudre les équations régissant la dynamique des fluides sur le domaine discrétisé. Cependant, les hypothèses de travail sur les variables d'écoulement telles que la vitesse, la température et le CO_2 doivent être étudiées tout d'abord, afin de déterminer les conditions initiales de confort thermique et de qualité d'air sur les limites du domaine de calcul.

4.2 Rapport entre température, CO_2 et qualité d'air

Un nourrisson en bonne santé peut facilement se trouver dans une situation où il respire dans un espace confiné qui emprisonne son souffle, en respirant essentiellement le même air à plusieurs reprises. Avec chaque souffle, le contenu en oxygène (O_2) baisse, et le contenu en dioxyde de carbone (CO_2) augmente. Graduellement, il n'y a plus assez d'oxygène dans cet air et l'enfant pourrait donc mourir. La meilleure manière d'empêcher un « réservoir » de CO_2 de se former autour du bébé est de fournir des courants d'air, et d'éliminer toutes les conditions susceptibles de former un état stagnant ou un « barrage » contre l'apport de l'oxygène. En effet, il y a habituellement des courants d'air autour de chaque personne. Ceux-ci sont provoqués par les mouvements du corps et par les

différences de températures. Quand on dort, on inspire l'air à la température ambiante, puis le corps traite cet air. Mais, en raison de sa chaleur normale interne (37 °C), le corps expire l'air à une température plus élevée que celle de l'air inspiré. Ainsi, le souffle expiré tend à s'élever, et par conséquent, il sera remplacé par de l'air frais. Ainsi, sous des conditions normales, l'air autour de nous est toujours remplacé. Par contre, pour un nourrisson en sommeil, sa capacité de créer des courants d'air par les mouvements de son corps est limitée. Cela laisse seulement la flottabilité de son souffle expiré comme moyen de lui apporter de l'air frais. Cependant, si l'espace fermé dans lequel il se trouve est assez chaud, il y a moins de force de flottabilité sur l'air expiré. Le CO₂ est plus lourd que l'air ambiant et doit par conséquent, être chauffé pour monter et être remplacé.

Avoir un écoulement régulier au-dessus du nourrisson durant son sommeil est une bonne manière de créer des courants d'air. Cependant, avoir un ventilateur qui souffle directement sur le bébé n'est pas recommandé, car ceci risque de poser des problèmes en soi-même. Si la ventilation est utilisée, elle devrait fournir des courants d'air assez doux à proximité du bébé. Il ne faut pas oublier par contre, que pour remplacer l'air expiré dans un espace fermé, il est nécessaire d'avoir un chemin afin qu'il puisse en sortir. Le placement d'un ventilateur à l'intérieur de l'espace fermé est une erreur, un tel ventilateur ne soufflera aucun air en dehors de cet espace à moins qu'il y ait un chemin pour l'air frais. Parfois, même lorsqu'il y a un chemin, l'air stagnant n'est pas entièrement éliminé. C'est pourquoi il est si important qu'un bébé ne soit jamais placé dans des conditions à risque.

En résumé, les courants d'air et les différences de température aident à faire circuler l'air frais autour du bébé. Le manque de courants d'air et les différences de températures réduites peuvent créer une situation potentiellement dangereuse. Si une ventilation est utilisée, il faut s'assurer qu'il y ait une manière pour que l'air frais puisse entrer dans l'espace fermé et que l'air épuisé puisse s'en échapper.

4.3 Confort thermique

Plusieurs travaux ont démontré que le confort thermique pourrait être évalué à partir de trois classes différentes de variables: variables ambiantes (température et vitesse d'air), activité physique et habillement. Développé à l'origine par Fanger [22], et plus tard adopté comme des normes ISO 7730 [31] et ASHRAE-55 [5], l'indice PMV (Predicted Mean Vote) est basé sur un modèle mathématique empirique décrivant le rapport entre tous les facteurs environnementaux et physiologiques. Rapporté par une échelle thermique qui va du niveau le plus froid (-3) au niveau le plus chaud (+3), le niveau (0) étant l'état neutre représentant un niveau de confort thermique souhaitable. L'équation de PMV s'applique seulement aux humains exposés pendant une longue période à des conditions constantes, avec un taux métabolique constant. L'équation d'équilibre thermique [4] est obtenue en égalisant le taux de production de la chaleur par le corps avec le métabolisme, le travail externe et la perte de la chaleur du corps vers l'environnement par évaporation, respiration, rayonnement, convection et conduction. La conservation de l'énergie mène à l'équation (4.1) suivante:

$$S = M + W + R + C + K - E - \text{RES} \quad (4.1)$$

Avec:

M est le métabolisme ou le taux de production de la chaleur du corps résultant de l'oxydation de la nourriture, en met (1 met = 58,15 W.m⁻²). Pour une personne en position de sommeil, M = 0.7 met [4]. Dans la littérature, il est dit qu'un nourrisson a un taux métabolique équivalent au double de celui d'un adulte [34]. Par conséquent nous avons considéré pour nos calculs : M = 1.4 met.

W est le travail produit par le corps, en W.m⁻². En sommeil W= 0 W.m⁻².

R est le rayonnement entre la surface du corps et les surfaces environnantes, en W.m⁻².

Nous avons modélisé ce mode de transfert de chaleur en utilisant le modèle numérique S2S (Surface To Surface) intégré dans Fluent [25]. L'échange d'énergie entre deux surfaces dépend en partie de leur taille, distance de séparation, et orientation. Ces paramètres sont décrits par une fonction géométrique appelée « facteur de vue ». L'hypothèse principale du modèle S2S est que toute absorption, émission, ou dispersion du rayonnement peuvent être ignorées; et donc seulement le rayonnement entre surfaces est considéré pour l'analyse. Le rayonnement externe n'est pas pris en compte, et les parois du pléthysmographe sont considérées adiabatiques.

C est le transfert thermique par convection entre le corps et l'air environnant, en W.m⁻².

La convection peut être naturelle, ou forcée provoquée par un mouvement relatif entre le corps et l'air. La perte de chaleur convective par la peau est calculée à partir de la formule :

$$C = h_c A_D A_{\text{frac}} (T_p - T_a) \quad (4.2)$$

Avec:

- h_c : coefficient de convection dépendant de la vitesse relative de l'air [1], selon les relations suivantes :

$$h_c = 4 \text{ W.m}^{-2}.\text{K}^{-1} \text{ pour } v < 0.2 \text{ m.s}^{-1} \quad (4.3)$$

$$h_c = 8.3 v^{0.5} \text{ W.m}^{-2}.\text{K}^{-1} \text{ pour } v > 0.2 \text{ m.s}^{-1} \quad (4.4)$$

- A_D : surface de Dubois, en m^2 [4]. La mesure de surface du corps nu est décrite par la formule suivante :

$$A_D = 0.202 \text{ m}^{0.425} l^{0.725} \quad (4.5)$$

Où m est la masse en kg, et l est la hauteur en m. Nous avons supposé, pour notre modèle de nourrisson que : $m = 3 \text{ kg}$ et $l = 0.5 \text{ m}$. Par conséquent : $A_D = 0.195 \text{ m}^2$.

- A_{frac} : pourcentage de la surface du corps impliquée dans le transfert de chaleur par convection, égale à 0.805 [1].

- T_a : température de l'air ambiant.

- T_p : température moyenne de la peau, égale à 33°C [42].

K est la conduction, ou la chaleur conduite par les vêtements, en W.m^{-2} . Cette quantité de chaleur est négligeable [1], par conséquent nous ne l'avons pas pris en compte dans les calculs, comme mentionné au chapitre précédent.

E et RES sont les pertes de chaleur par évaporation et par respiration respectivement; en W.m^{-2} . Pour des fins de simplifications et étant donné que les pertes de chaleur par convection et par rayonnement sont les plus significatives [1], les pertes de chaleur par évaporation et par respiration ne sont pas considérées dans la présente étude.

$S = 0$ indique que le corps est en équilibre thermique.

Bien que le corps puisse être thermiquement neutre dans un environnement particulier, i.e. l'équation de confort thermique est satisfaite, il se peut qu'il n'y ait pas de confort thermique si une partie du corps est plus chaude que l'autre. En effet, la température de l'air d'un espace est une source évidente de confort ou d'inconfort thermique, toutefois ce n'est pas le seul aspect de l'environnement à être pris en compte. La température moyenne de rayonnement et le mouvement d'air, par exemple, ont tous les deux un rôle principal dans la perception du confort. Contrôler la température de l'air sans penser à ces autres aspects peut facilement mener à des conditions de confort inacceptables. Par ailleurs, le courant d'air, provoqué par des mouvements d'air, est défini en tant que refroidissement local non désiré du corps humain. Cela est un fait connu que le sentiment du courant d'air augmente avec l'augmentation de la vitesse d'air, la diminution de la température et l'augmentation du niveau de l'intensité de turbulence. Le mouvement d'air affecte la réponse thermique de l'occupant, en changeant le taux de transfert de chaleur vers et à partir de son corps. Les conditions de faible mouvement d'air réduisent le transfert thermique, et de ce fait augmentent la température du corps et augmentent le sentiment de la chaleur. Les conditions de mouvement d'air plus élevées augmentent le taux de transfert thermique, refroidissant ainsi le corps.

Pour toutes ces raisons, nous avons utilisé l'indice PMV afin d'estimer théoriquement les valeurs initiales des variables d'écoulement mises en jeu dans le confort thermique. Plusieurs codes de calcul de PMV existent; nous avons utilisé un logiciel appelé «The Psycho Tool» [37]. Nous avons choisi une combinaison de valeurs, qui permettrait

initialement un niveau de confort thermique relativement froid, en entrée du domaine, sur l'échelle PMV ($PMV = -1.20$). Nous avons fait ce choix parce que d'une part, nous prévoyons le réchauffement de l'air, dû à l'expiration, autour du corps du nourrisson, et d'autre part, parce qu'une réduction de la vitesse d'air par rapport à la valeur choisie, est prévue une fois l'air extérieur entre à l'intérieur de la chambre pléthysmographique et se dissipe réduisant ainsi l'effet du refroidissement. La combinaison est la suivante :

- Coefficient d'isolation vestimentaire du corps: 0 clo (corps nu)
- Température ambiante : $T_a = 22\text{ °C}$
- Température moyenne de rayonnement : $T_r = 22\text{ °C}$
- Vitesse relative de l'air : $U = 0.1\text{ m.s}^{-1}$

4.4 Calcul de la température du jet expiratoire

Le mouvement du jet expiratoire dépend de la ventilation pulmonaire, de la section des narines et des propriétés physiques du fluide. La température de l'air expiré dépend principalement de la température d'air inspiré selon l'approximation suivante [1] :

$$T_e = 32.6 + 0.066 T_a \quad (4.6)$$

La température de l'air ambiant T_a est égale à 22 °C , par conséquent, la température T_e du jet expiratoire est égale à 34 °C .

4.5 Approximation de Boussinesq

Comme pour beaucoup d'écoulements caractérisés par des forces de flottabilité, il est possible d'obtenir une convergence plus rapide avec l'approximation de Boussinesq [25], en considérant la densité du fluide en tant que fonction de la température. En effet, cette approximation considère la densité comme valeur constante dans toutes les équations résolues, excepté le terme de flottabilité dans l'équation du mouvement. L'approximation est la suivante :

$$(\rho - \rho_0)g \cong -\rho_0\beta(T - T_0)g \quad (4.7)$$

Avec T_0 est la température opérationnelle, et β est le coefficient de dilatation thermique. Pour $T_0 = 22\text{ °C}$, on obtient un coefficient de dilatation thermique β égal à 0.0033. Cette approximation est précise tant que les écarts de la température sont petits. En effet, dans notre cas, la flottabilité du jet expiratoire dépend de la température du jet, ainsi que de la température de l'air ambiant. Les variations de densité d'air dues à la température étant négligeables, la variation de densité est donc ignorée dans tous les termes, sauf dans le terme de l'équation de mouvement pour la composante verticale de la vitesse.

4.6 Calcul de la vitesse du jet expiratoire

En supposant que l'écoulement de base à la sortie de la voie aérienne du nourrisson est un écoulement régulier d'un débit Q_n , que l'air expiré est incompressible, et en faisant l'hypothèse d'une vitesse U_n uniforme et normale à la surface; nous pouvons utiliser l'équation suivante pour calculer la vitesse du jet expiratoire :

$$U_n = \frac{Q_n}{\pi(d_n/2)^2} \quad (4.8)$$

Le débit respiratoire Q_n est égal au produit du nombre de respirations par minute N et du volume courant V_T . Nous avons pris pour notre modèle, $N = 40$ resp/min et $V_T = 25$ ml. Par conséquent, Q_n est égal à 1 L/min. Ainsi, selon l'équation (4.8) : $U_n = 1.3 \text{ m.s}^{-1}$.

4.7 Calcul du taux d'accumulation de CO_2

Un des critères de confort les plus importants à étudier, lorsqu'il s'agit d'occuper un espace fermé, est le niveau de CO_2 comme indicateur de qualité d'air. Le maintien d'une qualité acceptable à l'intérieur de la chambre pléthysmographique est en effet un des objectifs essentiels de notre étude.

4.7.1 Taux de CO_2 produit par le nourrisson

Les personnes produisent du CO_2 et consomment de l'oxygène, à un taux qui dépend principalement de leurs tailles et de leurs niveaux d'activité physique. Le taux V_{O_2} de consommation d'oxygène en L/s d'une personne est donné par l'équation suivante :

$$V_{O_2} = \frac{0.00276A_D M}{0.23QR + 0.77} \quad (4.9)$$

Avec QR est le quotient respiratoire, i.e. le rapport du volume de CO_2 produit au volume d'oxygène consommé pendant le même temps. Il est égal, en moyenne, à 0.85 pour un nourrisson [52]. Le taux V_{CO_2} de production de CO_2 est donc égal à V_{O_2} multiplié par QR . Pour le modèle du nourrisson étudié, V_{CO_2} est alors égal à $6,6 \cdot 10^{-4}$ L/s.

4.7.2 Rapport entre la concentration du CO₂ et le taux de ventilation

Le rapport entre le niveau de CO₂ à l'intérieur de la chambre pléthysmographique et le taux de ventilation peut être décrit en utilisant le modèle de la figure (4.1) [15].

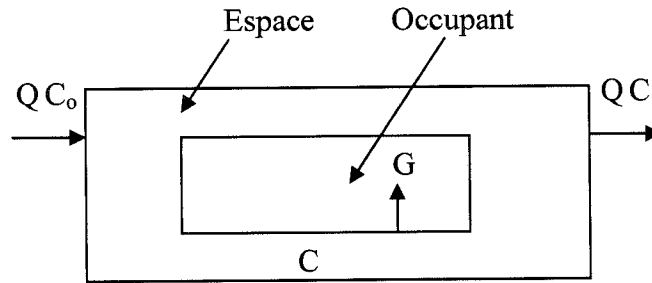


Figure 4.1: Modèle représentant le rapport entre le niveau de CO₂ interne et le taux de ventilation

Le bilan de masse du CO₂ peut être exprimé selon l'équation (4.10) suivante:

$$V \frac{dC}{dt} = G + Q C_o - Q C \quad (4.10)$$

Avec:

V = volume de la chambre pléthysmographique, en m³

C = concentration de CO₂ dans l'air, à l'intérieur de la chambre, en mg/m³ (ppm)

C_o = concentration de CO₂ dans l'air externe, en mg/m³ (ppm)

t = temps, en (s)

G = taux de CO₂ produit par le nourrisson, en mg/s (m³/s)

Q = taux de ventilation, en mg/s (m³/s)

Pour des taux G et Q constants, une concentration C_o constante, et pour un mélange parfait de l'air de ventilation avec l'air de la chambre, la concentration C atteindra un niveau C_s en régime stationnaire donné par l'expression suivante :

$$C_s = C_o + G/Q \quad (4.11)$$

Si le taux de production G et le taux de ventilation Q sont exprimés en L/s et si les concentrations sont exprimées en mg/m^3 , alors l'équation prend la forme :

$$C_s = C_o + 1.8 \cdot 10^6 G/Q \quad (4.12)$$

Selon la norme ASHRAE 62-2001 [6], les critères de confort, en ce qui concerne l'air frais, sont susceptibles d'être satisfaits si la ventilation a comme conséquence des concentrations C_s en dessous de 700 ppm au dessus de C_o . Par conséquent pour obtenir une différence ($C_s - C_o$) d'au moins 700 ppm (ou 1260 mg/m^3), nous devons calculer la valeur de Q équivalente à partir de l'équation suivante :

$$Q = \frac{1.8 \cdot 10^6 G}{C_s - C_o} \quad (4.13)$$

Sachant que : $G = V_{\text{CO}_2}$, on obtient : $Q = 0.95 \text{ L/s}$.

Ce qui nous permet de déduire aussi la valeur de la vitesse de ventilation à partir de l'équation suivante :

$$U = \frac{Q}{\pi \left(\frac{d_e}{2} \right)^2} \quad (4.14)$$

U est égale à presque 0.5 m/s . Cette valeur est le minimum pour assurer une qualité d'air selon la norme citée ci haut. Cependant, elle est différente de la valeur ($U = 0.1 \text{ m/s}$) qui a été choisie, dans la section 4.3, pour un niveau de confort thermique tenant compte des valeurs choisies pour les autres paramètres (la température de l'air ambiant, l'isolation vestimentaire). Nous avons alors jugé judicieux d'étudier les résultats de simulations pour

les deux valeurs de vitesse de ventilation, et voir leurs effets sur le comportement global de l'écoulement, comme nous allons voir dans le chapitre suivant.

Si l'on considère la valeur $U = 0.1 \text{ m/s}$, on obtient un taux de ventilation équivalent Q égal à 0.196 L/s . Par conséquent la différence $(C_s - C_o)$ est égale à 6061 mg/m^3 (ou 3367 ppm). Ainsi, quand le taux de ventilation diminue, la concentration de CO_2 en régime permanent augmente. En supposant que la concentration de CO_2 dans l'espace commence à la valeur de la concentration de CO_2 extérieure, la concentration d'intérieur commencera alors à augmenter après l'occupation, à un taux qui dépend du taux de ventilation Q , divisé par le volume V de l'espace. Pendant cette accumulation, la concentration de CO_2 à l'intérieur est régie par la solution transitoire de l'équation :

$$C(t) = C_o + \frac{G}{Q}(1 - e^{-Qt/V}) \quad (4.15)$$

Quand t tend vers l'infini, la concentration C approche la valeur C_s du régime permanent, donnée par l'équation (4.11). Il est également important de noter que le temps requis pour atteindre le régime permanent dépend de la valeur de Q/V . Des valeurs élevées (taux de changement d'air élevé) correspondent à moins de temps requis pour approcher ce régime.

4.8 Quantités de turbulence

En cas d'écoulement turbulent, les valeurs de k et ε à imposer sont déduites à partir de mesures expérimentales, sinon il faut recourir à des estimations qui prennent la forme générale suivante [24]:

$$k = \frac{3}{2}(UI)^2 \quad (4.16)$$

$$\varepsilon = \frac{C_\mu^{3/4} k^{3/2}}{\ell} \quad (4.17)$$

Où I caractérise l'intensité de turbulence, selon la relation suivante :

$$I = 0.16 \text{ Re}^{-1/8} \quad (4.18)$$

Et ℓ est une quantité qui dépend du diamètre hydraulique, selon la relation suivante:

$$\ell = 0.07 D_H \quad (4.19)$$

Nous avons eu recours à ces estimations pour déterminer les quantités de turbulence k et ε puisque nous ne disposons pas de mesures expérimentales.

4.9 Conditions initiales aux limites

Dans Fluent, nous pouvons définir les paramètres des conditions aux limites et leurs valeurs initiales. Ces données font l'objet des prochaines sections.

4.9.1 Entrée de ventilation

- Vitesse de ventilation: Il est à rappeler que nous avons effectué des simulations avec deux valeurs de U afin d'étudier son effet sur le comportement de l'écoulement, la

température et le transport du CO_2 à l'intérieur du domaine. Par conséquent, $u = 0.1 \text{ m.s}^{-1}$ (ou 0.5 m.s^{-1}), $v = 0$, $w = 0$. (u , v et w étant les composantes du vecteur vitesse U selon les axes x , y et z respectivement).

- Quantités de turbulence : par application des formules (4.16) et (4.17), on obtient $k_e = 0$ et $\varepsilon_e = 0$. Ceci est expliqué par la nature laminaire de l'écoulement en entrée.
- Température de l'air ambiant : $T_a = 295 \text{ K}$ (22°C).
- Contenu en CO_2 : le pourcentage du CO_2 étant négligeable dans l'air atmosphérique (0.035%), nous avons considéré que le mélange (air - CO_2) en entrée de ventilation contient 0% de CO_2 .

4.9.2 Entrée du jet expiratoire

- Vitesse du jet : $U_n = 1.3 \text{ m.s}^{-1}$. Comme le nourrisson est modélisé en position de sommeil, nous avons considéré que la direction du jet expiratoire est inclinée d'un angle de 30 degrés par rapport à l'axe x . ($u_n = -1.118 \text{ m.s}^{-1}$, $v_n = 0.65 \text{ m.s}^{-1}$, $w_n = 0$).
- Quantités de turbulence : par application des formules (4.16) et (4.17), on obtient $k_n = 0.012$ et $\varepsilon_n = 0.735$. Ceci est justifié par la nature turbulente du jet expiratoire.
- Température de l'air expiré $T_e = 307 \text{ K}$ (34°C).
- Contenu en CO_2 : nous avons considéré que le mélange (air - CO_2) en entrée du jet expiratoire contient 4% de CO_2 [39].

4.9.3 Sortie d'air

- Pression : lorsque la vitesse normale n'est pas connue sur une limite, en l'occurrence la sortie, il faut fixer la pression dans l'élément adjacent. Si la pression n'est pas imposée,

il peut y avoir une divergence dans le calcul causée par une augmentation excessive de la valeur de la pression [24]. Une valeur équivalente à la pression atmosphérique (1013 Pa) a été fixée dans tous les éléments qui ont un côté sur la sortie.

4.9.4 Parois du pléthysmographe

- Émissivité interne : $\varepsilon = 0.9$ (propriété du Plexiglas, matériau généralement utilisé pour les incubateurs).
- Flux de chaleur nul (parois adiabatiques).

4.9.5 Surface du modèle du nourrisson

- Émissivité de la surface : $\varepsilon = 0.99$ (émissivité de la peau).
- Flux de chaleur convective : $C = 35 \text{ W.m}^{-2}$ (calculé à partir de l'équation (4.2)).

4.10 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons élaboré les hypothèses considérées dans notre travail. Nous avons ainsi, défini le rapport entre les variables d'écoulement et le confort thermique d'une part, et la qualité d'air d'autre part. De plus, nous avons calculé les conditions initiales aux limites en se basant sur des estimations et des approximations assez réalistes du problème.

Dans le chapitre suivant, nous allons présenter les dernières étapes de notre processus CFD, à savoir le calcul numérique de la solution, la visualisation des résultats et la validation.

CHAPITRE 5

RÉSULTATS DE SIMULATIONS

5.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons les résultats de simulation obtenus pour les deux modèles 2D et 3D. Une fois qu'une solution de l'écoulement est réalisée, le logiciel Fluent a été utilisé pour visualiser et analyser le champ obtenu. Des profils de vecteurs et de contours ont été créés pour des variables telles que la vitesse, la température et la concentration. Ces résultats confirment les attentes du comportement de l'écoulement dans la chambre pléthysmographique.

5.2 Critères de validation des simulations CFD

Pour pouvoir exploiter au mieux les simulations de notre modèle, une validation expérimentale serait nécessaire. Cette validation est essentielle pour que les résultats numériques soient utilisables et extensibles. En effet, la validation est définie comme le processus de détermination du degré auquel un modèle est une représentation précise du monde réel, à partir des utilisations prévues pour ce modèle [3]. Le niveau de précision exigé d'une analyse CFD dépend de l'utilisation désirée des résultats. Généralement, chaque quantité à déterminer a sa propre condition de précision. L'application du CFD pour la conception et l'analyse peut être classée en trois niveaux selon la précision exigée, à savoir : 1) informations qualitatives, 2) quantités incrémentales, et 3) quantités

absolues. Nous nous limiterons au premier niveau pour notre étude. Cette analyse nous assure une compréhension qualitative du champ d'écoulement, autrement, cette analyse ne serait possible en méthodes expérimentales. Le processus de la validation d'une simulation CFD peut être résumé en cinq étapes principales [3].

- **Convergence itérative**

La validation exige qu'une simulation démontre la convergence itérative. En effet, la solution mathématique est fortement itérative; chaque itération ayant pour résultat un ensemble d'erreurs. À la fin de chaque itération, les erreurs (ou résidus) pour chaque variable sont additionnées, normalisées avec une erreur acceptable et tracées selon le nombre d'itérations. Une solution est atteinte lorsque les erreurs pour chacune des variables atteignent des valeurs prédéterminés et acceptables. Les conditions de précision que nous avons fixées pour nos simulations sont de l'ordre de 10^{-5} pour toutes les variables à l'exception de l'énergie qui a une valeur par défaut de l'ordre de 10^{-6} .

- **Uniformité de solution**

On peut évaluer la convergence de la solution par la vérification de l'uniformité dans le domaine d'écoulement. L'uniformité consiste à maintenir les lois de la conservation dans toutes les équations. Dans Fluent, il est possible de vérifier l'uniformité avec l'option «Report/ Fluxes» [28]. Quand le bilan net total des flux entrant et sortant à travers les limites du domaine est inférieur à 1% du flux le plus faible, on peut dire que l'uniformité est vérifiée.

- **Convergence spatiale et temporelle**

Les résultats de simulation CFD devraient démontrer la convergence spatiale et temporelle. Au fur et à mesure que le maillage est raffiné (les cellules deviennent plus petites et leur nombre augmente) et le pas temporel est réduit, les erreurs de discrétisation spatiales et temporelles devraient s'approcher asymptotiquement de zéro, à l'exclusion de l'erreur approximative du calcul numérique. Pour obtenir une solution numérique la plus proche possible de la solution mathématique exacte, il est impératif alors d'effectuer un très grand nombre d'itérations vu que les équations régissantes sont non linéaires.

- **Comparaison avec les données expérimentales**

En comparant les résultats du CFD aux données expérimentales, une concordance appropriée serait suffisante. Cependant, vu l'impossibilité d'effectuer des expériences dans notre cas, l'observation contrôlée d'une certaine façon, pour se rapprocher du monde réel, représente le meilleur moyen. En effet, comme nous l'avons déjà mentionné au deuxième chapitre, les écoulements de ventilation sont généralement caractérisés par une turbulence à faible nombre de Reynolds, avec mélange et recirculation du mouvement d'air. De plus, dans une ventilation par déplacement, l'air extérieur est livré à faible quantité de mouvement au niveau inférieur de l'espace occupé, et s'élève ensuite grâce à une combinaison de forces de mouvements et de flottabilité. Cette dernière est provoquée par la présence de sources de chaleur internes. Une stratification de la température et de la concentration des polluants se développe ainsi; caractérisée par de l'air frais et propre à

des niveaux bas, et de l'air chaud et pollué à des niveaux plus élevés au-dessus des occupants [17].

5.3 Résolution numérique

Il est à noter que les équations de Navier-Stokes ont été, généralement, résolues pour le cas d'un écoulement stationnaire, incompressible et turbulent. Le solveur choisi est du type «Segregated», autrement dit, les équations sont résolues séquentiellement (isolées les unes des autres); et dans chaque itération le solveur calcule la solution pour une seule variable (par exemple la vitesse) en considérant toutes les cellules en même temps. Par ailleurs, la méthode des volumes finis requiert que les valeurs des variables d'écoulement, calculées aux centres des cellules, soient interpolées aux surfaces. Parmi les méthodes d'interpolation disponibles dans Fluent, nous avons choisi la méthode «Upwind first-order» pour l'interpolation des termes de convection et de la densité, car elle permet d'obtenir une convergence plus facile quand une précision de premier ordre est désirée. Dans cette méthode, les valeurs aux surfaces des cellules sont déterminées en supposant que la valeur au centre représente une valeur moyenne partout dans la cellule. Ainsi, la valeur à la surface est égale à la valeur au centre de la cellule qui se trouve en amont. De plus, pour le couplage pression-vitesse nous avons choisi la méthode «SIMPLE» (Semi-Implicit Method for Pressure-Linked Equations) pour le cas stationnaire, et la méthode «PISO» (Pressure-Implicit with Splitting of Operators) pour le cas non stationnaire lors du calcul de la constante de temps du système par rapport au transport du CO₂. Dans ces méthodes, les équations de mouvement sont d'abord résolues

en utilisant le champ de pression trouvé dans l'itération ou le pas de temps précédent. L'équation de continuité, réécrite en tant que divergence des équations de mouvement, est ensuite utilisée comme correcteur [30]. Les simulations de la turbulence, du rayonnement et du transport de CO_2 ont été effectuées en utilisant les modèles : $k-\epsilon$ / RNG, S2S, et Species Transport respectivement, comme expliqué dans les chapitres 2 et 4.

Les simulations 3D exigent beaucoup de ressources en temps et en espace mémoire malgré la géométrie assez simplifiée du modèle de notre étude. Approximativement, quelques heures sont nécessaires pour chacune des simulations typiques pour le modèle 2D, alors que plusieurs jours sont nécessaires pour chacune des simulations typiques du modèle 3D. Par conséquent, la tâche devient plus ardue quand il s'agit d'effectuer des changements sur les paramètres, ou sur les modèles numériques utilisés, afin de voir l'incidence sur les résultats, ou tout simplement pour effectuer l'indépendance de maillage. Pour ces raisons, nous avons choisi de commencer par l'étude du modèle 2D, représentant le plan de symétrie géométrique Z1 du modèle 3D (Figure 3.2). Ensuite, nous allons comparer avec quelques résultats 3D que nous avons obtenu sur le même plan de symétrie, ainsi que sur d'autres plans pour avoir une idée plus globale sur le comportement de l'écoulement.

Pour calculer les variables d'écoulement qui nous intéressent, nous avons procédé séquentiellement comme suit : tout d'abord, la simulation du champ de vitesse (résolution des équations de mouvement et de turbulence), ensuite, la simulation du champ de

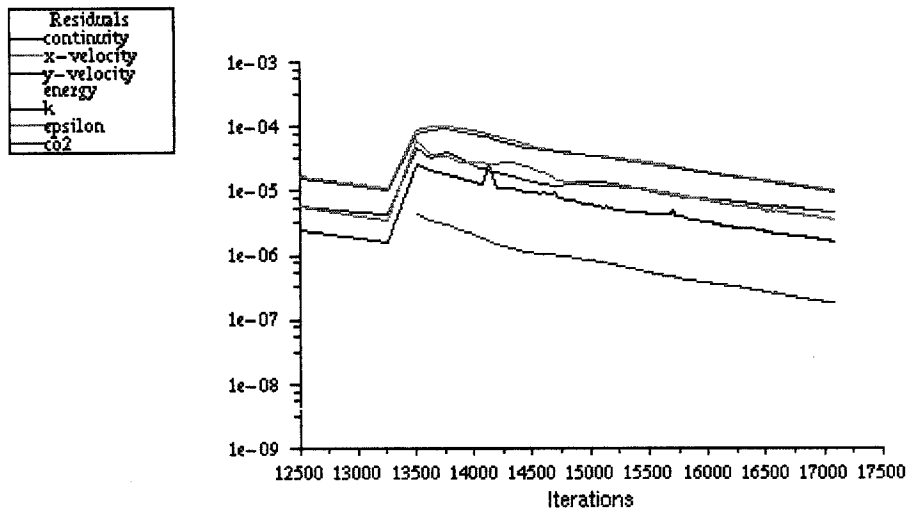
température (résolution des équations de l'énergie), et enfin, la simulation de la distribution du CO_2 (résolution de l'équation de transport d'espèces chimiques). De cette façon, nous assurons des conditions initiales assez réalistes au début de chaque phase de simulation. Une convergence itérative doit être vérifiée à la fin de chaque phase.

Pour les raisons discutées dans le chapitre précédent, nous avons effectué des simulations pour deux valeurs de vitesse de ventilation. Pour une raison pratique, nous allons regrouper les résultats obtenus pour les deux cas selon chaque variable d'écoulement et selon chaque modèle.

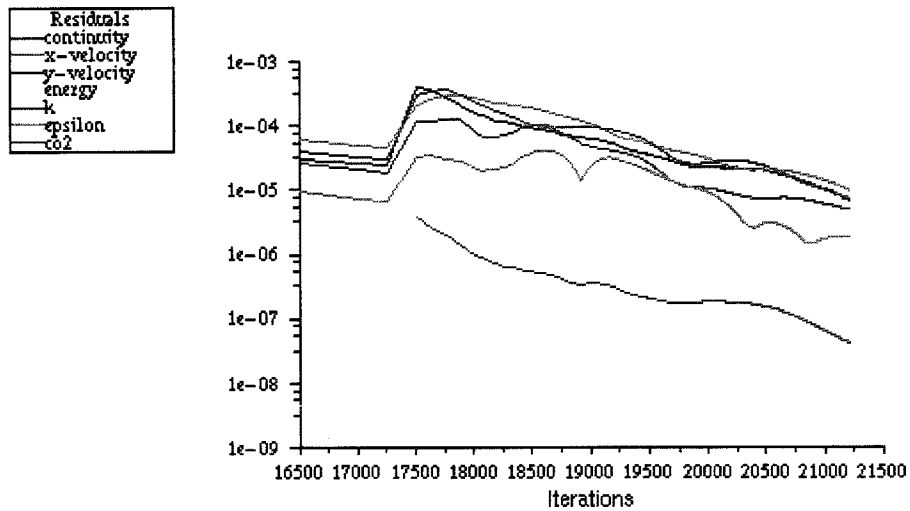
5.4 Résultats du modèle bidimensionnel

5.4.1 Convergence itérative

La figure 5.1 montre les courbes de résidus, tracées en fonction du nombre d'itérations, durant toutes les phases de simulations, en régime stationnaire. Il est à noter qu'au début de chaque phase, les valeurs des résidus augmentent d'une façon significative avant de commencer à décroître. La solution converge quand les résidus de toutes les variables calculées ont atteint leurs seuils de précision prédéfinis. La figure 5.1 a représente la convergence itérative pour le cas $U = 0.1 \text{ m/s}$ (les itérations inférieures à 12500 ne sont pas montrées). La figure 5.1 b représente la convergence itérative pour le cas $U = 0.5 \text{ m/s}$ (les itérations inférieures à 16500 ne sont pas montrées). Notons que le critère de l'uniformité de solutions a été vérifié aussi.



(a)



(b)

Figure 5.1 : Courbes de convergence itérative (Modèle 2D). (a) $U = 0.1$ m/s (b) $U = 0.5$ m/s

5.4.2 Profil du champ de vitesse ($U = 0.1 \text{ m/s}$)

La figure 5.2 représente le profil du champ de vitesse à l'intérieur du modèle. Les vecteurs sont tracés de sorte que la queue de chaque flèche soit au point où la valeur a été calculée et se dirige dans la direction du mouvement d'air, alors que la couleur indique l'importance globale (l'amplitude) de la vitesse d'air.

On remarque que les vecteurs de vitesse sont dominés par une grande zone de recirculation d'air, dans le sens des aiguilles d'une montre, qui occupe presque tout l'espace interne du modèle. Le parcours du flux d'air commence à partir des entrées du domaine, se dirige vers le haut en direction de la sortie, effectue une rotation, et redescend ensuite en formant une zone de grande recirculation qui force à refouler plus d'air vers l'intérieur du pléthysmographe (Figure 5.2 a). Une meilleure vue de cette zone de recirculation est représentée dans la figure 5.2 b. L'air emprisonné dans la zone de recirculation perdra ainsi rapidement ses caractéristiques de fraîcheur; par exemple son contenu en CO_2 risque d'augmenter.

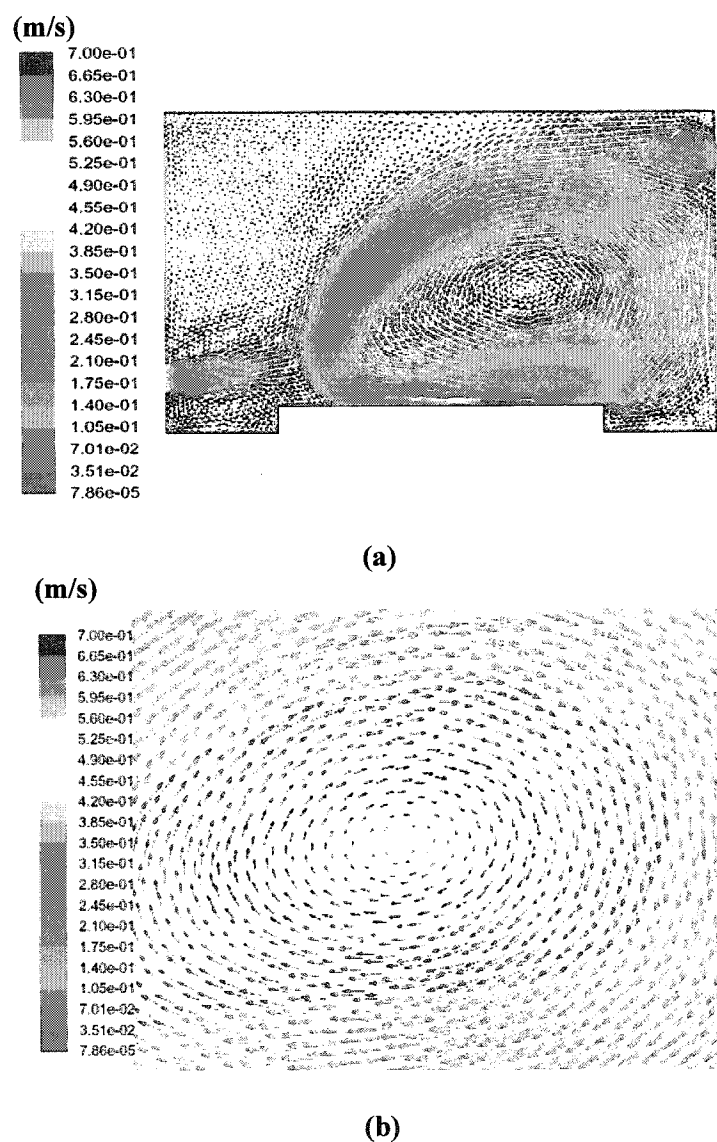


Figure 5.2 : Modèle 2D : Profil du champ de vitesse pour $U = 0.1$ m/s: (a) Vue globale (b) Vue de près de la zone de recirculation. Note: Les vitesses $> 0,7$ m/s (près de l'ouverture d'expiration) sont omises.

5.4.3 Profil du champ de vitesse ($U = 0.5$ m/s)

La figure 5.3 représente le profil du champ de vitesse à l'intérieur du modèle pour le cas $U = 0.5$ m/s. Cette fois, on remarque que les vecteurs de vitesse sont dominés par deux

principales zones de recirculation d'air, avec des valeurs de vitesse plus importantes que celles du cas $U = 0.1$ m/s.

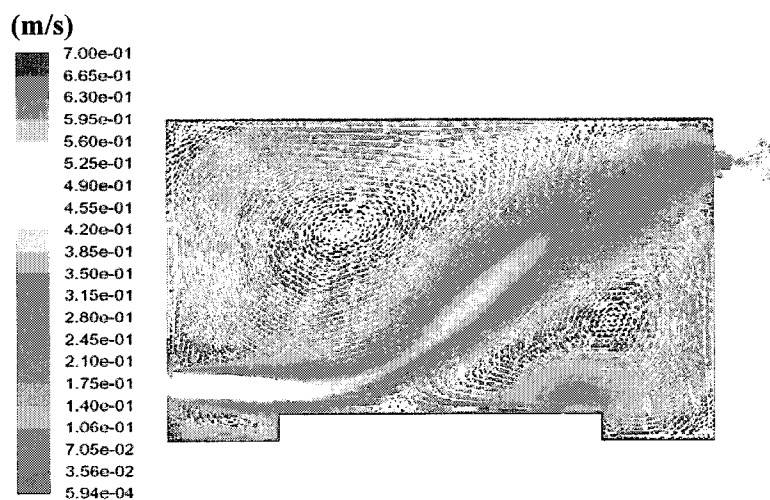


Figure 5.3 : Modèle 2D : Profil du champ de vitesse pour $U = 0.5$ m/s.

Note: Les vitesses $> 0,7$ m/s (près de l'ouverture d'expiration) sont omises.

5.4.4 Profil du champ de température ($U = 0.1$ m/s)

La distribution de la température, représentée dans la figure 5.4, montre des signes de stratification, avec des températures plus élevées que 22 °C (295 K) dans presque tout le domaine de calcul. La température moyenne est égale à $26,5\text{ °C}$ ($299,5\text{ K}$).

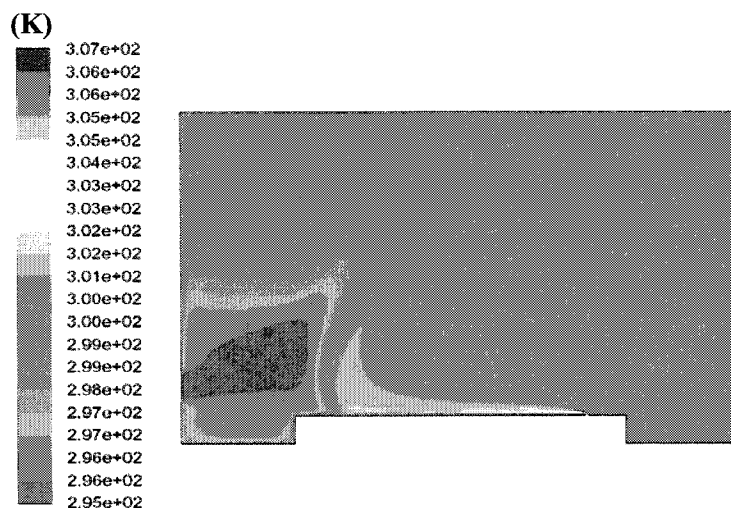


Figure 5.4 : Modèle 2D : Profil du champ de température pour $U = 0.1$ m/s.

5.4.5 Profil du champ de température ($U = 0.5$ m/s)

La distribution de la température pour le cas $U = 0.5$ m/s, représentée dans la figure 5.5, montre également des signes de stratification, mais avec des températures inférieures à celles que pour le cas $U = 0.1$ m/s, dans la majeure partie du domaine de calcul. La température moyenne est égale à 23°C (296 K).

Il est à noter qu'en l'absence de mouvement d'air, l'air frais est chauffé par le corps et devient ainsi flottant. En effet, comme sa densité diminue, il a tendance à s'élever vers le haut puis se disperser. Cependant, en présence de mouvement d'air, l'air chauffé est éloigné du corps, augmentant ainsi son refroidissement. Ce refroidissement est proportionnel à la vitesse de ventilation ainsi que l'intensité de la turbulence, entre autres.

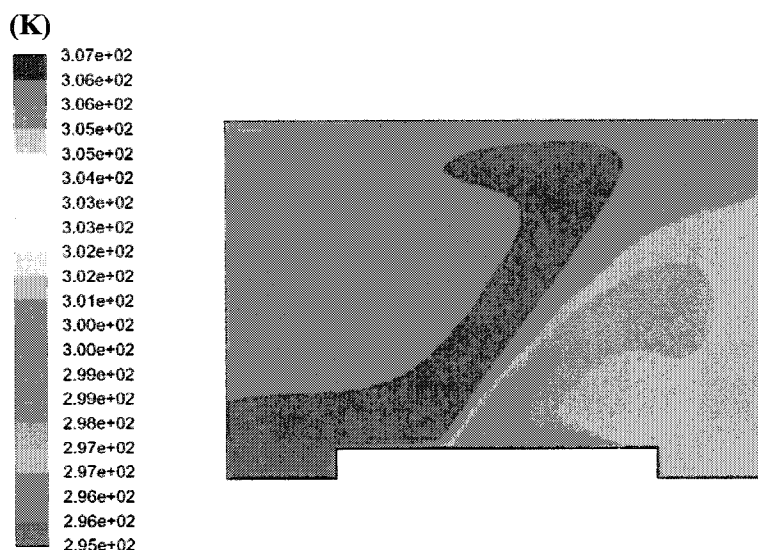


Figure 5.5 : Modèle 2D : Profil du champ de température pour $U = 0.5$ m/s.

Les mesures de champ de vitesse et de température dans le domaine de calcul, outre la base de données qu'elles constituent pour la validation des modèles numériques, nous permettent de caractériser l'ambiance thermique intérieure à l'aide de l'indice de confort thermique PMV. En effet, le niveau de confort thermique déterminé théoriquement dans le chapitre précédent, a été calculé pour une vitesse d'air relative égale à 0.1 m/s. Cependant, les résultats de simulation pour le cas $U = 0.1$ m/s, montrent des vitesses d'air relatives inférieures à 0.1 m/s et une température moyenne égale à $26,5$ °C. Le calcul de l'indice PMV donne ainsi un niveau de confort thermique relativement neutre sur l'échelle PMV ($PMV = -0.35$), ce qui est acceptable. Par ailleurs, les résultats de simulation pour le cas $U = 0.5$ m/s, montrent des vitesses d'air relatives inférieures à 0.15 m/s, et une température moyenne égale à 23 °C. Le calcul de l'indice PMV donne ainsi un niveau de confort thermique relativement froid sur l'échelle PMV ($PMV = -1.25$).

5.4.6 Profil de distribution du CO₂

Le CO₂ produit métaboliquement se comporte comme n'importe quel autre polluant, dans le sens que sa concentration monte asymptotiquement vers une valeur C_s à l'état stationnaire. La distribution des polluants dans un espace dépend des propriétés de la source et de la ventilation. Un des objectifs de notre étude est de pouvoir déterminer la concentration de CO₂ à l'état stationnaire. La distribution spatiale des niveaux de CO₂ permet de déterminer les variations locales de qualité d'air à l'intérieur du domaine de calcul. Rappelons que la concentration de CO₂ introduite par le jet expiratoire constitue 4% du flux total de l'air expiré, et que la concentration de CO₂ introduite par l'air extérieur est négligeable.

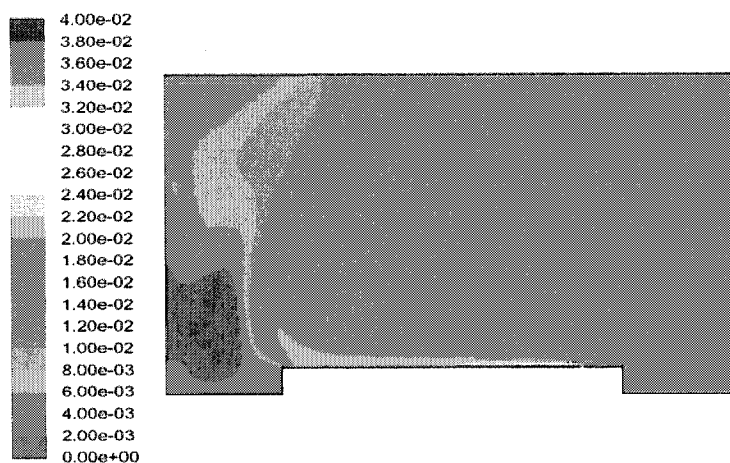
a) Simulations de l'écoulement stationnaire

➤ Résultats pour $U = 0.1$ m/s

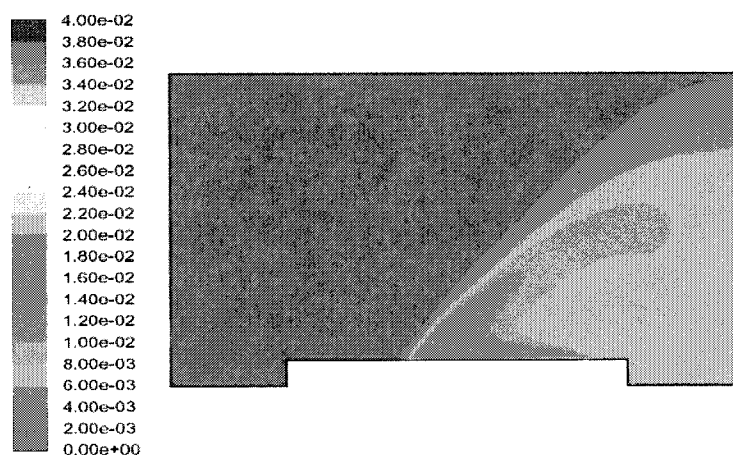
La figure 5.6 a représente la variation spatiale des niveaux de CO₂ à l'intérieur du domaine de calcul. Une variation locale assez grande, s'étendant de la concentration ambiante, dans la région à proximité de l'entrée de ventilation, jusqu'à environ 20000 ppm au milieu de la zone de recirculation.

➤ Résultats pour $U = 0.5$ m/s

La figure 5.6 b représente une variation spatiale des niveaux de CO₂ moins importante que celle du cas $U = 0.1$ m/s, s'étendant de la concentration ambiante dans plus que la moitié du domaine, jusqu'à environ 8000 ppm, dans la région du jet expiratoire.



(a)



(b)

Figure 5.6 : Modèle 2D : Distribution des fractions massiques de CO_2 à l'état stationnaire.

(a) $U = 0.1$ m/s. (b) $U = 0.5$ m/s

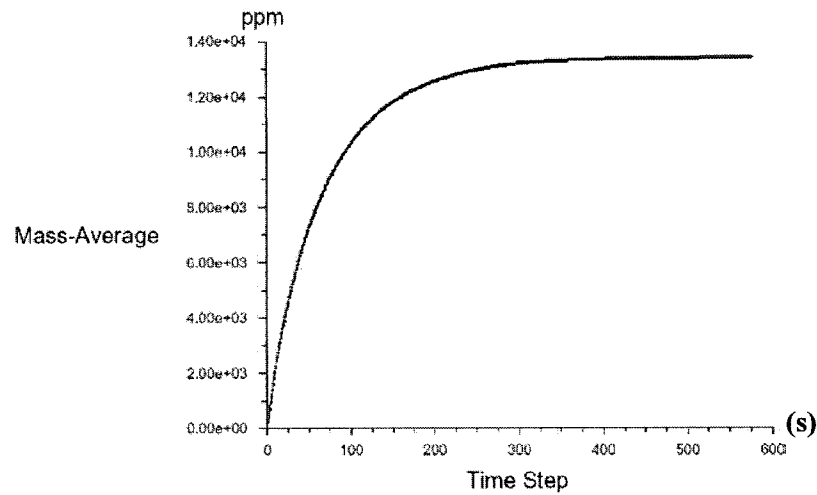
Il est à noter que les résultats de simulation montrent l'effet de la vitesse de ventilation sur la distribution spatiale du CO_2 . En effet, on voit bien que le CO_2 est mieux transporté vers la sortie dans le cas $U = 0.5$ m/s, avec des niveaux de concentration moins

importants que pour le cas $U = 0.1$ m/s. En outre, comme on a pu remarquer dans la figure 5.2, l'écoulement à l'intérieur du domaine de calcul est à faible vitesse, excepté localement autour des ouvertures. La vitesse d'air dans les coins et au milieu de la zone de recirculation est généralement en dessous de 0,1 m/s. Ainsi, il y a un délai dans le transport convectif du CO_2 . Ce délai est le temps requis pour atteindre l'état stationnaire. Pour identifier cette constante de temps, des simulations transitoires ont été effectuées.

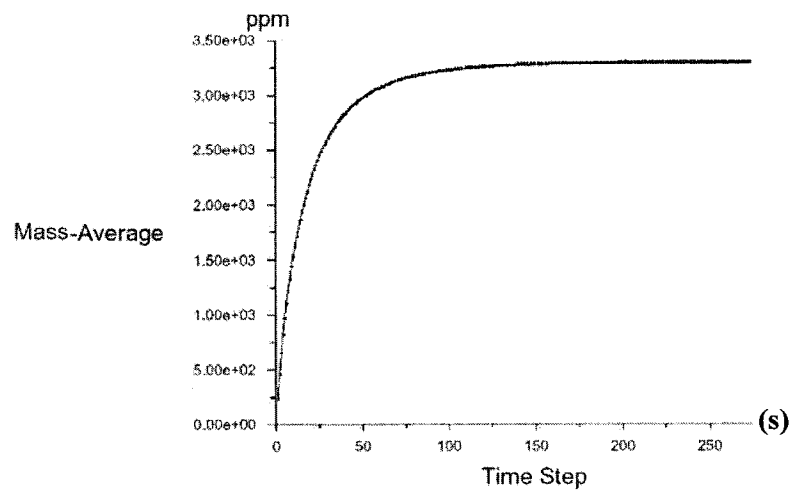
b) Simulations transitoires

Un tracé de la concentration moyenne de CO_2 pour $U = 0.1$ m/s, sur la période simulée, est représenté sur la figure 5.7 a. L'état stationnaire est atteint après approximativement 425 secondes. La concentration moyenne de CO_2 en ce point est de 13390 ppm. La figure 5.7 b montre le même tracé pour $U = 0.5$ m/s. Dans ce dernier cas, l'état stationnaire est atteint après approximativement 150 secondes. La concentration moyenne de CO_2 en ce point est de 3274 ppm.

Comme déjà prévu dans le chapitre précédent, il est à noter que lorsque le pas de temps t tend vers l'infini, la concentration C approche la valeur C_s du régime permanent. Quand au temps requis pour atteindre le régime permanent, il dépend de la valeur de Q , soit du taux de changement d'air. Des valeurs élevées de Q (le cas $U = 0.5$ m/s) correspondent à moins de temps requis pour approcher ce régime, ainsi qu'à une qualité d'air meilleure en terme de concentration de CO_2 .



(a)



(b)

Figure 5.7 : Simulation transitoire de la concentration moyenne de CO_2 à l'intérieur du domaine de calcul : (a) $U = 0.1$ m/s; (b) $U = 0.5$ m/s.

5.5 Résultats du modèle tridimensionnel

Les deux types de maillage que nous avons choisi de tester (tétraédrique et hybride) ont démontré des résultats presque similaires pour les premières simulations. Nous présentons dans ce qui suit les résultats du maillage tétraédrique, car il présente

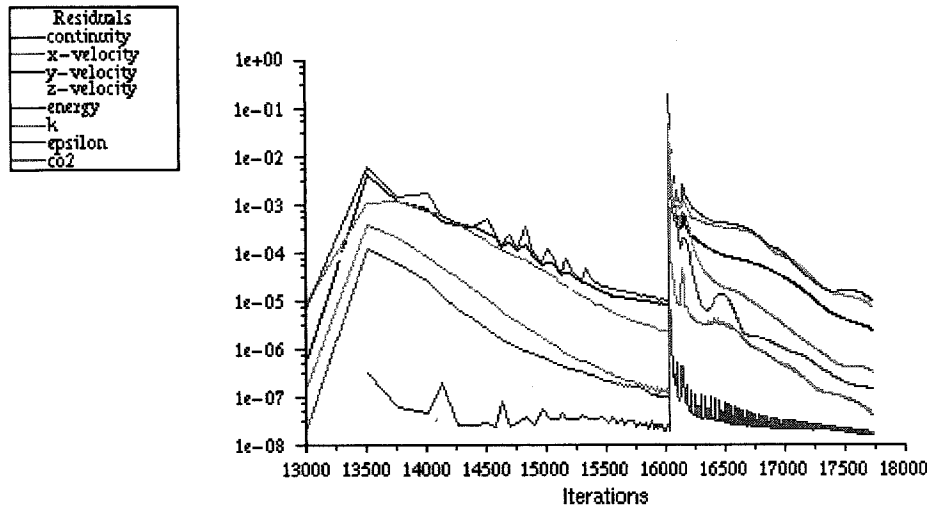
l'avantage d'être moins dense, et par conséquent, requiert moins de temps et moins d'espace mémoire.

5.5.1 Convergence itérative

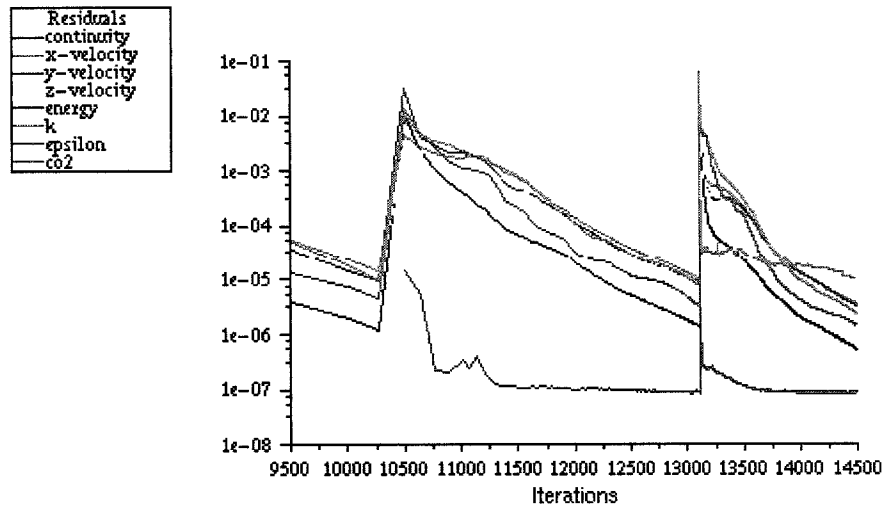
La figure 5.8 montre les courbes de résidus, tracées en fonction du nombre d'itérations, durant toutes les phases de simulations, en régime stationnaire. La figure 5.8 a représente la convergence itérative pour le cas $U = 0.1$ m/s (les itérations inférieures à 13000 ne sont pas montrées). La figure 5.8 b représente la convergence itérative pour le cas $U = 0.5$ m/s (les itérations inférieures à 9500 ne sont pas montrées). Notons que le critère de l'uniformité de solutions a été vérifié aussi.

5.5.2 Profil du champ de vitesse ($U = 0.1$ m/s)

La figure 5.9 représente des contours de champ de vitesse sur le plan de symétrie Z1 (figure 5.9 a), ainsi que sur le plan X1 ($x = 0.42$ m) qui coupe le modèle au milieu (figure 5.9 b). Sur les deux plans, on remarque, la formation des zones de recirculation d'air vers le haut du domaine, dans les deux sens des aiguilles d'une montre. Ceci rejoint l'aspect de recirculation dû à la convection mixte (naturelle et forcée), vu pour le même cas du modèle 2D.



(a)



(b)

Figure 5.8 : Courbes de convergence itérative (Modèle 3D). (a) $U = 0.1$ m/s (b) $U = 0.5$ m/s.

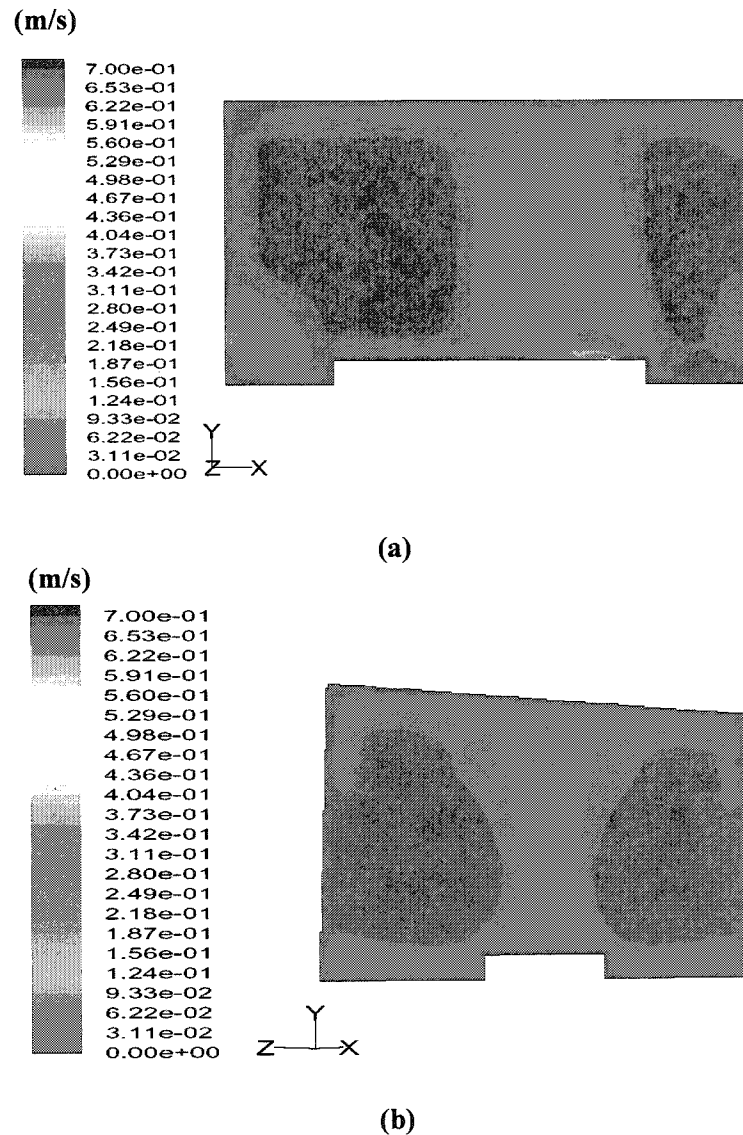


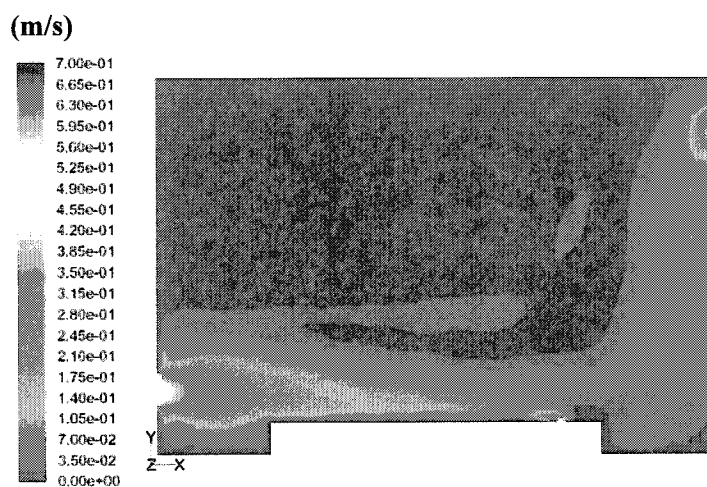
Figure 5.9 : Modèle 3D : Contours du champ de vitesse pour $U = 0.1$ m/s.
 (a) Plan Z1 ($z = -0.35$ m), (b) Plan X1 ($x = 0.42$ m). Note: Les vitesses $> 0,7$ m/s (près de l'ouverture d'expiration) sont omises.

5.5.3 Profil du champ de vitesse ($U = 0.5$ m/s)

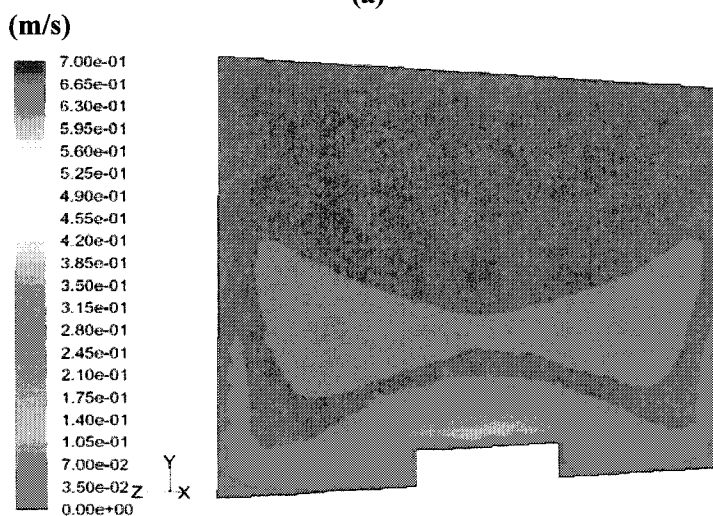
La figure 5.10 représente des contours de champ de vitesse sur les plans Z1 (figure 5.10 a) et X1 (figure 5.10 b). Comme dans les simulations 2D, on remarque que les vitesses

d'écoulement les plus grandes se produisent dans les régions à proximité des ouvertures. Cependant, il y a peu d'évidence de formation de zones de recirculation d'air, et les profils d'écoulement semblent présenter moins d'aspects de turbulence pour le même nombre de Reynolds d'entrée. Nous essayons d'expliquer la différence entre les résultats 2D et 3D, obtenus pour le cas $U = 0.5 \text{ m/s}$, comme suit: Dans le modèle 2D, la surface d'entrée d'air est plus grande que celle du modèle 3D. En effet, pour le modèle 2D, le logiciel Fluent calcule la surface de l'entrée comme égale au produit du diamètre d_e (figure 3.2) et de l'unité (m) ; Alors que pour le modèle 3D, la surface de l'entrée est égale à la surface d'un cercle (figure 3.1). Ainsi, pour le même état d'écoulement en entrée, le débit d'air du modèle 2D augmente par rapport à celui du modèle 3D. Cette différence accentue ainsi la difficulté d'utiliser une approche 2D à un écoulement 3D au dessus d'une certaine valeur de vitesse. En effet, dans un système de ventilation par déplacement, c'est une faible vitesse ($0.1 \text{ m/s} - 0.4 \text{ m/s}$) qui doit être fournie en entrée, idéalement [17].

Pour des raisons d'économie de temps et d'espace mémoire, nous avons choisi de continuer les calculs tridimensionnels uniquement pour le cas $U = 0.5 \text{ m/s}$. En effet, malgré le niveau de confort thermique relativement froid prévu pour ce cas ci, selon le modèle 2D, nous pensons qu'il peut être amélioré en pratique, en augmentant légèrement le coefficient d'isolation vestimentaire par exemple. Par contre, il est moins évident d'améliorer la qualité d'air pour le cas $U = 0.1 \text{ m/s}$, vu qu'elle dépend directement de la vitesse d'air fournie en entrée.



(a)



(b)

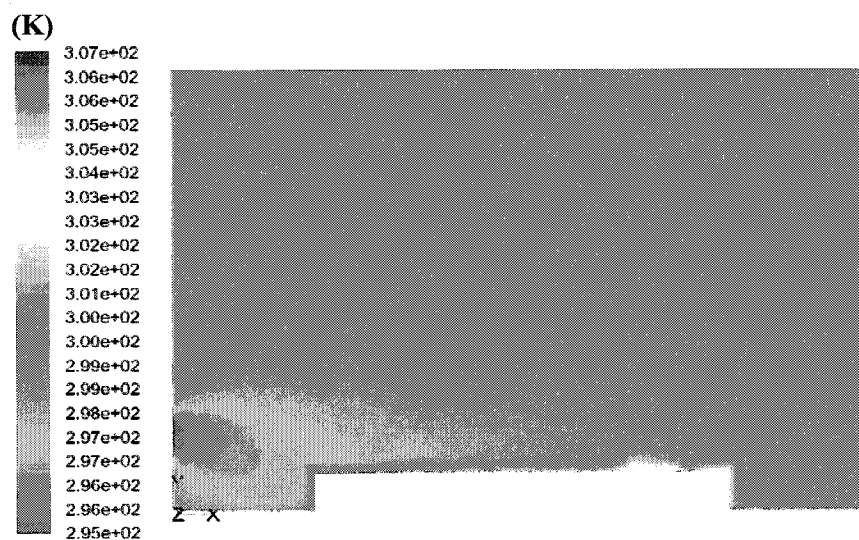
Figure 5.10 : Modèle 3D : Contours du champ de vitesse pour $U = 0.5$ m/s.

(a) Plan Z1; (b) Plan X1. Note: Les vitesses $> 0,7$ m/s (près de l'ouverture d'expiration) sont omises.

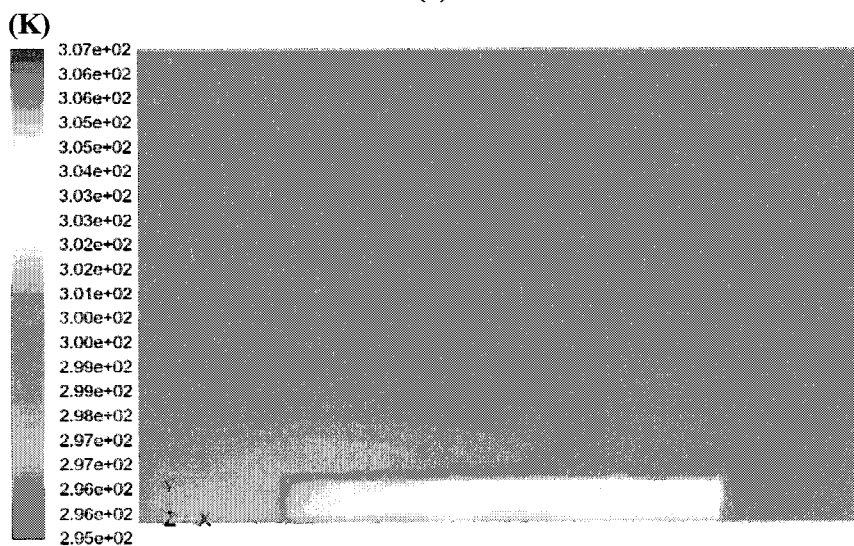
5.5.4 Profil du champ de température ($U = 0.5$ m/s)

La figure 5.11 représente la distribution de la température au niveau du plan Z1 (figure 5.11 a) et du plan Z2 ($z = -0.25$ m) (figure 5.11 b). On remarque de légers signes de

stratification, avec une température dominante autour de 26°C (299 K). La température moyenne de la surface du nourrisson est égale à environ 303 K (5.11 b).



(a)



(b)

Figure 5.11 : Modèle 3D : Profil du champ de température pour $U = 0.5$ m/s.

(a) Plan Z1 (z = -0.35 m), (b) Plan Z2 (z = -0.25 m).

Les résultats montrent des vitesses d'air relatives inférieures à 0.2 m/s, et une température moyenne égale à 26°C (299 K). Le calcul de l'indice PMV donne ainsi un niveau de confort thermique relativement froid sur l'échelle PMV ($PMV = -0.95$). Ce qui rejoint approximativement le même niveau obtenu pour le modèle 2D, pour le même cas.

5.5.5 Profil de distribution du CO_2 à l'état stationnaire ($U = 0.5$ m/s)

La figure 5.12 représente la variation spatiale des niveaux de CO_2 au niveau du plan Z1. On remarque une variation locale négligeable dans presque tout le domaine, à l'exception de la région à proximité du jet expiratoire où la concentration varie légèrement.

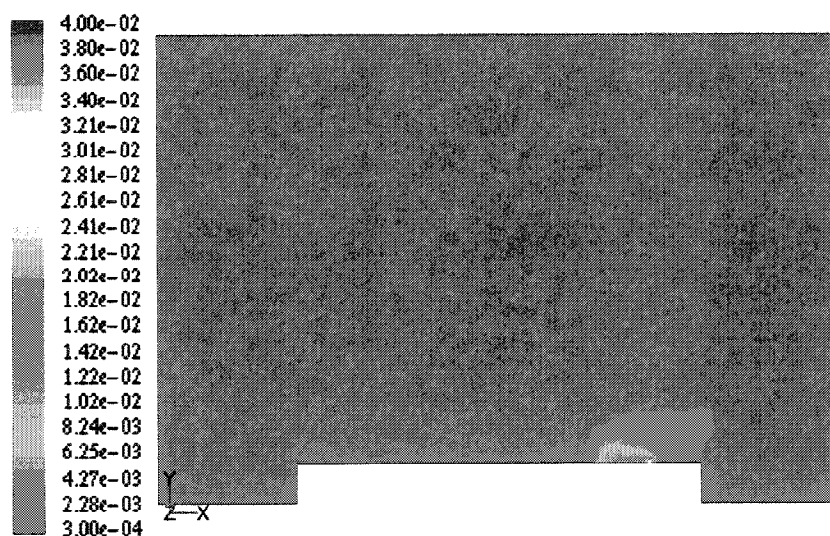


Figure 5.12 : Modèle 3D : Distribution des fractions massiques de CO_2 à l'état stationnaire sur le plan Z1 pour $U = 0.5$ m/s.

La concentration moyenne de CO_2 dans le domaine de calcul à l'état stationnaire est égale à 330 ppm.

Nous avons calculé, dans le chapitre précédent, la valeur de la vitesse U_n en supposant que sa direction est normale à la surface d'expiration (équation 4.8). Comme le jet expiratoire a une direction inclinée de 30 degrés par rapport à l'axe x, la vraie valeur du débit expiratoire est calculée comme suit :

$$Q_n = \sin 30 \cdot U_{ny} \cdot S. \quad (5.1)$$

Avec U_{ny} est la composante verticale de la vitesse et S la surface de l'ouverture d'expiration. Q_n se trouve ainsi réduite de moitié par rapport à la valeur calculée initialement, car $\sin 30 = 0.5$. Par conséquent, le taux G de production de CO_2 est réduit de moitié. Ainsi, la valeur C_s de la concentration à l'état stationnaire se retrouve aussi réduite de moitié, selon l'équation (4.12). Autrement dit, C_s est égale à 350 ppm. Par ailleurs, la valeur de la concentration obtenue par simulation est égale à 330 ppm. Nous pouvons déduire ainsi que l'erreur de calcul numérique est de l'ordre de 6 %. En outre, d'après la littérature, le mélange efficace de l'air dans un volume occupé dépend fortement de l'emplacement de l'entrée d'air [17]. Nous pouvons aussi déduire dans ce cas, que l'emplacement que nous avons choisi pour l'entrée d'air est convenable.

5.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons visualisé les résultats de simulation pour le modèle 2D, ainsi que pour le modèle 3D. Nous avons pu voir ainsi, l'incidence du changement du nombre de Reynolds en entrée sur les niveaux de confort thermique et de qualité d'air à l'intérieur du domaine de calcul. Ces résultats ont été validés en respectant les critères de validation du processus CFD. Les simulations ont été, généralement, effectuées en régime

stationnaire, sauf pour le calcul de la constante de temps du système par rapport au transport du CO₂. Les simulations 2D présentent l'avantage d'être moins gourmandes en temps de calcul et en espace mémoire. Toutefois, elles ne peuvent refléter exactement les mêmes aspects obtenus pour le modèle 3D, car notre modèle 2D représente un plan de symétrie géométrique, mais que l'écoulement au sein du domaine 3D n'est pas symétrique.

Finalement, nous avons trouvé que la valeur de la vitesse de ventilation ($U = 0.5 \text{ m/s}$) offre le meilleur compromis confort thermique et qualité d'air.

CONCLUSION

Le travail présenté dans ce mémoire avait comme objectif d'étudier la faisabilité de la technique de pléthysmographie corporelle totale pour la détection d'apnée du sommeil chez les nourrissons.

Nous avons d'abord exploré les différentes techniques indirectes de détection d'apnée. Ceci a permis de connaître les avantages et les inconvénients des systèmes existants. Il est apparu clair que la pléthysmographie corporelle totale, testée principalement sur les animaux pour des fins de recherche médicale, peut représenter la meilleure option pour une surveillance respiratoire non invasive, sur des durées prolongées et sans contact avec le corps du nourrisson. Cette option a servi de base pour l'élaboration d'un modèle numérique afin d'éviter les risques pouvant être reliés à l'expérimentation.

En effet, afin d'éviter que le nourrisson respire dans un air qui a un contenu en CO_2 au dessus des normes requises, nous avons pensé initialement à la configuration suivante: l'air frais entre à l'intérieur de la chambre pléthysmographique via un pneumotachographe, et l'air usé sort vers l'extérieur via un port relié à un réservoir de pression négative. Le pneumotachographe présente ainsi une résistance à la circulation d'air pendant la respiration, en créant de ce fait une petite chute de pression. Cependant, un problème s'est posé, celui du surchauffement du nourrisson pendant une surveillance de longue durée, ce qui pourrait constituer un risque non négligeable si une ventilation

adéquate n'est pas fournie. Pour ces raisons, nous avons entamé dans le présent travail une étude qualitative des conditions de confort thermique et de qualité d'air au sein de la chambre pléthysmographique.

La simulation numérique en dynamique des fluides peut, en effet, fournir des résultats très précis sans exposer les sujets à des risques inutiles qui sont toujours évidents dans la recherche médicale. Elle peut également économiser le temps et l'argent, pendant le processus de développement du nouvel équipement, grâce à la réduction du nombre de prototypes testés expérimentalement. Par contre, la solution numérique fait appel à plusieurs hypothèses que nous avons étudiées. Ces études ont permis de simuler et de caractériser les niveaux de confort thermique et de qualité d'air, pour deux nombres de Reynolds (324 et 1620) et pour des modèles 2D et 3D.

Les simulations ont été effectuées à l'aide du logiciel Fluent, basé sur la méthode des volumes finis et la résolution des équations de la dynamique des fluides. Les champs de turbulence entourant le corps du nourrisson sont calculés à l'aide du modèle $k-\varepsilon$ /RNG particulièrement adapté aux écoulements à faible nombre de Reynolds.

Comme prévu, les résultats obtenus montrent que l'écoulement est caractérisé, localement ou globalement, par des aspects de faible turbulence, des mouvements de mélange et de recirculation d'air, ainsi que par des stratifications thermiques. L'indice PMV est utilisé

pour vérifier si le niveau de confort thermique est acceptable. Il peut être calculé à chaque point du domaine de calcul.

Du côté du modèle 2D, il s'avère que l'augmentation du nombre de Reynolds fait augmenter la circulation d'air dans la chambre. Cependant, pour une ventilation par déplacement, c'est un faible nombre de Reynolds qui doit être utilisé. Pour $Re = 324$, les résultats montrent un niveau de confort thermique acceptable, mais une qualité d'air au dessous du niveau requis par la norme.

Du côté du modèle 3D, les profils d'écoulement diffèrent sensiblement de ceux obtenus pour les simulations 2D. En effet, l'écoulement tridimensionnel ajoute de la perspicacité au problème. Comme prévu, les résultats montrent que pour $Re = 1620$, la qualité d'air respecte le niveau requis par la norme, par contre le niveau de confort thermique est relativement froid. Ceci peut être corrigé en pratique, en augmentant le coefficient d'isolation vestimentaire par exemple.

Notons que le modèle numérique présenté dans cette étude, peut fournir un outil beaucoup plus efficace et plus flexible comparé aux techniques expérimentales utilisées jusqu'à date. En effet, comme l'écoulement dépend de plusieurs paramètres (la taille de l'entrée/sortie d'air, la différence de température, la vitesse de ventilation, la taille du sujet et son poids, la taille de la chambre), chacun de ces paramètres pourra être modélisé séparément, afin d'essayer de comprendre comment il affecte les conditions de confort

thermique, de qualité d'air ainsi que le comportement du signal respiratoire. La paramétrisation du modèle (annexe B) est de ce fait très recommandée pour analyser différents cas.

Dans un travail futur, la simulation du cycle respiratoire (inspiration/expiration) en fonction du temps devra être effectuée. Une analyse quantitative des variations du débit d'air au niveau des orifices de la chambre pléthysmographique, considérant une ventilation constante, permettra de déterminer la sensibilité du capteur de pression qui doit être utilisé.

RÉFÉRENCES

- [1] ADAMS A.K, NELSON R.A, EDWARD F.B, EGOAVIL C.A. (2000). «Use of infrared thermographic calorimetry to determine energy expenditure in preterm infants». American Journal of Clinical Nutrition. 71: 969-77.
- [2] ALFONSO, I. (2005). «Apnea». <http://pediatricneuro.com/alfonso/pg13.htm>. (Page consultée le 30 janvier 2005).
- [3] AMERICAN INSTITUTE OF AERONAUTICS AND ASTRONAUTICS. (1998). «AIAA G-077-1998: Guide for the Verification and Validation of Computational Fluid Dynamics Simulations». <http://www.grc.nasa.gov/WWW/wind/valid/tutorial/tutorial.html>. (Page consultée le 01 mars 2005).
- [4] AMERICAN SOCIETY OF HEATING REFRIGERATING AND AIR CONDITIONING ENGINEERS. (2001). «Thermal Comfort». ASHRAE Fundamentals Handbook CD.
- [5] AMERICAN SOCIETY OF HEATING REFRIGERATING AND AIR CONDITIONING ENGINEERS. (1992). ANSI/ASHRAE 55-1992: Thermal Environmental Conditions for Human Occupancy.
- [6] AMERICAN SOCIETY OF HEATING REFRIGERATING AND AIR CONDITIONING ENGINEERS. (2001). ASHRAE 62-2001 - Ventilation for Acceptable Indoor Air Quality.

- [7] AUVARD, A. (1999). «De la couveuse pour enfants». Neonatology on the Web. <http://www.neonatology.org/classics/auvard/auvard1.html>. (Page consultée le 01 mars 2005).
- [8] BARTLETT D Jr, TENNEY SM. (1970). «Control of breathing in experimental anemia». Respiratory Physiology. 10: 384-395.
- [9] BLUNT, JY. (1992). «Impedance pneumography». Spacelabs Biophysical Measurement Series, Respiration. Redmond, Washington: Spacelabs Inc.107-126.
- [10] BOURBEAU R, BRUNEL-GUITTON C, CÔTÉ A, OUELLET G. (2000). «Le syndrome de mort subite du nourrisson au Québec : qualité de l'enregistrement des décès et nouvelles estimations». Cahiers québécois de démographie. 29:2. 307-333. <http://www.erudit.org/revue/cqd/2000/v29/n2/010290ar.pdf>. (Page consultée le 01 mars 2005).
- [11] CARLEY DW, TRBOVIC S, RADULOVACKI M. (1996). «Sleep apnea in normal and REM sleep-deprived normotensive Wistar-Kyoto and spontaneously hypertensive (SHR) rats». Physiology and Behavior. 59: 827-831.
- [12] CHAPIN, JL. (1954). «Ventilatory response of the unrestrained and unanesthetized hamster to CO₂ ». American Journal of Physiology. 179: 146-148.
- [13] CHAUI-BERLINCK JG, BICUDO JEPW. (1998). «The signal in total-body plethysmography: errors due to adiabatic-isothermic difference». Respiratory Physiology. 113: 259-270.

- [14] CÔTÉ, A. (2002). «Séance nationale de Formation: du 14 au 16 Juin 2002». Organisation Nationale des Représentants Indiens et Inuits en Santé Communautaire. http://www.niichro.com/FHealing%20Hearts/fheal_1.html. (Page consultée le 01 mars 2005).
- [15] DOUGAN D.S. (2004). «CO₂ Based Demand Controlled Ventilation». Ebtron Thermal Dispersion Airflow Measurement. http://www.ebtron.com/pdf/white_papers/CO2DCV_020504.pdf. (Page consultée le 01 mars 2005).
- [16] DRORBAUGH JE, FENN WO. (1955). «A barometric method for measuring ventilation in newborn infants». Pediatrics. 16: 81-89.
- [17] EL HADIDI, B.M.N. (1998). A Computational Study of Flow in Mechanically Ventilated space. Mémoire de maîtrise, University of Cairo.
- [18] ENHORNING G, VAN SCHAIK S, LUNDGREN C, VARGAS I. (1998). «Whole-body plethysmography, does it measure tidal volume of small animals? ». Canadian Journal of Physiology and Pharmacology. 76: 945-951.
- [19] EPSTEIN MA, EPSTEIN RA. (1978). «A theoretical analysis of the barometric method for measurement of tidal volume». Respiratory Physiology. 32: 105-120.
- [20] EPSTEIN RA, EPSTEIN MAF, HADDAD GG, MELLINS RB. (1980). «Practical implementation of the barometric method for measurement of tidal volume». Journal of Applied Physiology. 49: 1107-1115.

- [21] FACULTÉ DE MÉDECINE MC GILL. «Appendix 1. Measuring devices and techniques of common use in respiratory physiology». <http://www.medicine.mcgill.ca/physio/resp-web/appx1.htm>. (Page consultée le 01 mars 2005).
- [22] FANGER, PO. (1970). Thermal comfort analysis and applications in environmental engineering. McGraw-Hill, New York.
- [23] FLEMMING PJ, LEVINE MR, GONCALVES AL, WOOLARD S. (1983). «Barometric plethysmograph: advantages and limitations in recording infant respiration». Journal of Applied Physiology. 55: 1924-1931.
- [24] FLUENT INC. (2001). «Boundary Conditions». FLUENT 6.1 User's Guide.
- [25] FLUENT INC. (2001). «Modeling Heat Transfer». FLUENT 6.1 User's Guide.
- [26] FLUENT INC. (2001). «Modeling Species Transport and Finite Rate Chemistry». FLUENT 6.1 User's Guide.
- [27] FLUENT INC. (2001). «Modeling Turbulence». FLUENT 6.1 User's Guide.
- [28] FLUENT INC. (2001). «Reference Guide». FLUENT 6.1 User's Guide.
- [29] FLUENT INC. (2001). «Using the Global Control Toolpad». GAMBIT 2.2 User's Guide.
- [30] FLUENT INC. (2001). «Using the Solver». FLUENT 6.1 User's Guide.
- [31] INTERNATIONAL STANDARDIZATION ORGANIZATION. (1993). ISO 7730: Moderate Thermal Environments – Determination of the PMV and PPD indices and specification of the conditions for thermal comfort.

- [32] JACKY JP. (1980). «Barometric measurement of tidal volume: effects of pattern and nasal temperature». Journal of Applied Physiology. 49: 319-325.
- [33] JACKY, JP. (1978). «A plethysmograph for long-term measurements of ventilation in unrestrained animals». Journal of Applied Physiology. 45: 644-647.
- [34] KUEHBACHER-LUZ, G. (2000). «Volatile anaesthetics in paediatric anaesthesia». European Society of Anaesthesiologists. http://euroanesthesia.org/education/rc_vienna/10rc4.htm. (Page consultée le 01 mars 2005).
- [35] LOMASK, M. (1995). «Whole body plethysmograph for non invasive pulmonary measurements of unrestrained small animals». United States Patent and Trademark Office. Int. Cl. A61B 005/08. USA patent 5 379 777. <http://patft.uspto.gov/> (Page consultée le 01 mars 2005).
- [36] MALAN A. (1973). «Ventilation measured by body plethysmography in hibernating mammals and in poikilotherms». Respiratory Physiology. 17: 32-44.
- [37] MARSH, A. (2001). The Psycho Tool. Version 1.10. [Logiciel]. Fichier exécutable (439 KB).
- [38] MEMARZADEH, F. (1998). «Ventilation Design Handbook on Animal Research Facilities Using Static Microisolators». Maryland : Ann Cochran. Volume I. http://orf.od.nih.gov/FacilityStudies/toc_vent.htm. (Page consultée le 01 mars 2005).
- [39] MICROSOFT CORPORATION. (2005). «Lung». Microsoft Encarta Online Encyclopedia. http://encarta.msn.com/text_761570316__0/Lung.html. (Page consultée le 01 mars 2005).

- [40] MILLEDGE JS, STOTT D. (1977). «Inductive plethysmography, a new respiratory transducer». Journal of Physiology. 4: 267.
- [41] NEUMAN, M.R. (1988). «Neonatal Monitoring». Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. New York: Wiley. 3: 2015-2025.
- [42] NEWBURGH, L.H. (1949). Physiology of Heat Regulation and the Science of Clothing. Philadelphia, Pa: W.B. Saunders Company. p. 457.
- [43] ONAN, S.H. (1991). «Syndrome d'apnée du sommeil de l'adulte». Journal du jeune praticien. <http://sommeil.univ-on1.fr/articles/onen/apnee/paracliniques.html>. (Page consultée le 01 mars 2005).
- [44] ONODERA M, KUWAKI T, KUMADA M, MASUDA Y. (1997). «Determination of ventilatory volume in mice by whole-body plethysmography». Japanese Journal of Physiology. 47: 317-326.
- [45] PAPPENHEIMER, JR. (1977). «Sleep and respiration of rats during hypoxia». Journal of Physiology. London. 266: 191-207.
- [46] POLGAR, G. (1965). «Comparison of methods for recording respiration in newborn infants». Pediatrics. 36: 861-868.
- [47] SANTÉ CANADA. (2003). «La mort subite du nourrisson». <http://www.hc-sc.gc.ca/francais/marketing-social/revue99/8Enfants.html>. (Page consultée le 01 mars 2005).
- [48] SEIFERT EL, KNOWLES J, MORTOLA JP. (2000). «Continuous circadian measurements of ventilation in behaving adult rats». Respiratory Physiology. 120:179-183.

- [49] SOBEL N, KHAN RM, HARTLEY CA, SULLIVAN EV, GABRIELI J. (2000). «Sniffing longer rather than stronger to maintain olfactory detection threshold». Chemical Senses. 25(1): 1-8.
- [50] STAHEL CD, NICOL SC. (1988). «Comparison of barometric and pneumotachographic measurements of resting ventilation in the little penguin (*Eudyptula minor*) ». Comparative Biochemistry and Physiology. 89A: 387-390.
- [51] STEPHENSON R, GUCCIARDI E.J. (2002). «Theoretical and practical considerations in the application of whole body plethysmography to sleep research». European Journal of Applied Physiology. 87: 207-219.
- [52] WELLS JCK, HINDS A, DAVIES PSW. (1997). «Free-living energy expenditure and behaviour in late infancy». Archives of Disease in Childhood. 76: 490-494.
<http://adc.bmjjournals.com/cgi/content/full/76/6/490>. (Page consultée le 01 mars 2005).

ANNEXE A
PRINCIPES DE MESURE DU PNEUMOTACHOMÈTRE

Les pneumotachomètres sont des capteurs de débit d'air utilisés pour la mesure des échanges gazeux en respiration. La qualité principale recherchée pour ces dispositifs a longtemps été la linéarité, qui n'a été atteinte de manière satisfaisante que par Fleisch¹, dont le pneumotachomètre avait un grand volume mort et une résistance à l'écoulement importante. Pour pallier à ce dernier inconvénient, Lilly² a proposé le premier pneumotachomètre à grille, dont diverses évolutions ont été utilisées. D'autres principes de pneumotachomètre ont été proposés tels que ceux à fils chauds ou à effet Doppler par ultrasons³.

Le principe de mesure du débit par un pneumotachomètre consiste à opposer une résistance au flux d'air par interposition d'une grille. Les frottements qui se produisent à l'écoulement entraînent une perte d'énergie qui se traduit par une perte de pression P . Cette perte de charge varie en fonction de la vitesse du fluide, c'est à dire en fonction de son débit volumique D . Pour des faibles valeurs de débit, l'écoulement est laminaire. Les lois de la mécanique des fluides montrent que, dans ce cas :

¹ Fleisch, A. 1925. «Der Pneumotachograph; ein Apparat zur Geschwindigkeits- registrierung der Atemluft ». Pflugers Arch. Ges. Physiol. 209: 713-722.

² Lilly, J.C. 1950. «Flowmeter for recording respiratory flow of human subjects». Methods in Medical Research. 11:113-121.

³ Buess C, Pietsch P, Guggenbuhl W, Koller E.A. 1986. «Design and construction of a pulsed ultrasonic air flowmeter». IEEE Trans. Bio-Med. Eng. BME-33. 8 : 768-774

$$P = R.D \quad (\text{Équation de Poiseuille})$$

Avec R est la résistance.

Pour des valeurs de débit plus importantes, l'écoulement devient turbulent. La perte de charge P est alors proportionnelle au carré du débit:

$$P = R. D^2 \quad (\text{Loi de Venturi})$$

De façon générale, la relation entre ces grandeurs se formalise par : $P = R. D^n$

La connaissance précise de la relation entre P et D permet de ramener la mesure de débit à une mesure de pression différentielle, opération techniquement facile à réaliser. En effet, la grandeur P peut être facilement mesurée par des capteurs de pression différentielle. Ceux-ci délivrent une tension V proportionnelle à P. Si le dispositif est réglé de façon à donner une tension V_{calib} pour un débit calibré D_{calib} , la mesure du débit sera finalement égale à :

$$D = G \sqrt[n]{V} \quad \text{où} \quad G = \frac{D_{\text{calib}}}{\sqrt[n]{V_{\text{calib}}}}$$

En appliquant une transformation logarithmique, nous obtenons :

$$\text{Log}(D) = \text{Log}(G) + \frac{1}{n} \text{Log}(V)$$

qui traduit une relation linéaire : $y = a.x + b$

avec : $y = \text{Log}(D)$, $x = \text{Log}(V)$, $a = 1/n$, $b = \text{Log}(G)$

Par intégration en fonction du temps, le débit mesuré par le pneumotachomètre permet d'accéder au volume.

Pour mesurer le débit d'air par un pneumotachomètre, un certain nombre de conditions doit être réuni:

- 1- le débitmètre doit être bidirectionnel.
- 2- les conditions thermodynamiques de l'air (température, composition, humidité) ne doivent pas avoir d'effets sur la mesure.
- 3- les turbulences ne doivent pas perturber la mesure du débit d'air.
- 4- le volume mort du capteur doit être le plus faible possible pour avoir une bonne réponse à des variations rapides de débit.
- 5- le débitmètre ne doit pas présenter une résistance à l'écoulement de l'air susceptible de perturber la respiration.
- 6- la conception du dispositif doit lui permettre de répondre à toutes les conditions d'hygiène des normes hospitalières.

ANNEXE B
CODE DU MODÈLE GÉOMETRIQUE PARAMETRÉ

/Sélection du solveur

solver select "FLUENT 5/6"

/Dimensions du modèle de la chambre pléthysmographique (m)

\$w_c=0.84

\$l_c=0.58

\$h_c=0.7

/Création du volume

volume **create** width \$w_c depth \$l_c height \$h_c offset (\$w_c/2) (\$l_c/2) (-\$h_c/2)

brick

/Nomenclature

\$box=**RETLABEL**(t_vo,1)

/Diamètre de l'ouverture d'entrée d'air (m)

\$r_i= 0.025

/Création sur le plan yz

face **create** radius \$r_i yzplane circle

/Nomenclature

\$inlet=**RETLABEL**(t_fa,1)

/Emplacement

\$offset_xi=0

\$offset_yi= 0.1

\$offset_zi= -0.35

face **move** \$inlet offset \$offset_xi \$offset_yi \$offset_zi

/Nomenclature de la paroi correspondante

\$inlet_side=**LOC2ENT**(t_fa, \$offset_xi, \$l_c/2, \$offset_zi)

/Creation de l'ouverture

face **split** \$inlet_side connected face \$inlet

/Nomenclature

\$inlet=**RETLABEL**(t_fa,1)

/Diamètre de l'ouverture de sortie d'air de ventilation (m)

```

$ r_o=0.025
/ Création sur le plan yz
face create radius $ r_o yzplane circle
/ Nomenclature
$ outlet=RETLABEL(t_fa,1)
/ Emplacement
$ offset_xo=0.84
$ offset_yo= 0.5
$ offset_zo= -0.35
face move $outlet offset $offset_xo $offset_yo $offset_zo
/ Nomenclature de la paroi
$ outlet_side=LOC2ENT(t_fa, $offset_xo, $l_c/2, $offset_zo)
/ Creation de l'ouverture
face split $outlet_side connected face $outlet
/ Nomenclature
$ outlet=RETLABEL(t_fa,1)
/ Dimensions du modèle du nourrisson
$ w_b=0.5
$ l_b=0.05
$ h_b=0.2
/ Possibilité de créer différentes formes, par exemple, le modèle elliptique suivant
face create radius1 ($h_b/2) radius2 ($w_b/2) zxplane ellipse
$ ellipse=RETLABEL(t_fa,1)
face move $ellipse offset 0 (-$l_b/2) 0
sweep face
volume create translate $ellipse vector 0 $l_b 0
/ Nomenclature
$ baby=RETLABEL(t_vo,1)
/ Diamètre de l'ouverture de respiration

```

```

$r_n=0.002
/Création sur le plan xz
face create radius $r_n zxplane circle
/Nomenclature
$nostril=RETLABEL(t_fa,1)
/Emplacement
face move $nostril offset ($w_b*(6.5/17)) ($l_b/2) 0
/Nomenclature de la paroi supérieure du modèle du nourrisson
$nostril_side=RETLABEL(t_fa,3)
/Création de l'ouverture
face split $nostril_side connected face $nostril
/Nomenclature
$nostril=RETLABEL(t_fa,1)
/Déplacement du modèle du nourrisson au centre de la chambre pléthysmographique
volume move $baby offset ($w_c/2) ($l_b/2) (-$h_c/2)
/Soustraction du volume du nourrisson du volume de la chambre pléthysmographique
volume subtract $box volumes $baby
/Nomenclature du domaine de calcul résultant
$model=RETLABEL(t_vo,1)
/Maillage des ouvertures de ventilation
$sed_inlet=LISTENTITY(t_ed, t_fa, $inlet)
$sed_outlet=LISTENTITY(t_ed, t_fa, $outlet)
edge mesh $sed_inlet[1] $sed_outlet[1] successive ratio1 1 intervals 10
/Maillage de l'ouverture de respiration
$N2=8
$B1=ENT2LOC($nostril)
$sed_nostril=LOC2ENT(t_ed, $B1[1], $B1[2], $B1[3])
edge mesh $sed_nostril successive ratio1 1 intervals $N2

```

/Maillage du modèle du nourrisson

\$N1=60

\$B2=ENT2LOC(\$nostril_side)

\$ed_nostrilside=LOC2ENT(t_ed, \$B2[1], \$B2[2], \$B2[3])

\$ed_ellipse=LOC2ENT(t_ed, \$w_c/2, 0, -\$h_c/2)

edge mesh \$ed_nostrilside \$ed_ellipse successive ratio1 1 intervals \$N1

/Maillage du modèle de la chambre pléthysmographique

\$N3=50

\$N4=35

\$N5=40

\$Y=LISTENTITY(t_ed, t_vo, \$model)

\$p=1

DO PARA "\$p" COND (\$p .LE.17)

if cond (ARCLen(\$Y[\$p]) .EQ. \$w_c)

edge mesh \$Y[\$p] successive ratio1 1 intervals \$N3

else

if cond (ARCLen(\$Y[\$p]) .EQ. \$l_c)

edge mesh \$Y[\$p] successive ratio1 1 intervals \$N4

else

if cond (ARCLen(\$Y[\$p]) .EQ. \$h_c)

edge mesh \$Y[\$p] successive ratio1 1 intervals \$N5

endif

endif

endif

ENDDO

/Maillage tétraédrique volumique de tout le domaine de calcul

volume mesh \$model tetrahedral

/Examen de la qualité des mailles

check quality

/Identification des conditions aux limites

physics **create** "inlet" btype "VELOCITY_INLET" face \$inlet

physics **create** "outlet" btype "PRESSURE_OUTLET" face \$outlet

physics **create** "nostril" btype " VELOCITY_INLET " face \$nostril

/Identification de type continuum

physics **create** "DOMAIN" ctype "FLUID" volume \$model

ANNEXE C
ARTICLE CMBEC 2004

Canadian Medical and Biological Engineering Society Conference
Quebec, Canada, Septembre 9-11-2004

A CFD QUALITATIVE STUDY OF AN INFANT'S PLETHYSMOGRAPH

¹Ilham Amezzane, ¹Mohamad Sawan, ²François Bellemare, ³Stéphane Hallé

¹PolySTIM Neurotechnologies Laboratory, Département de génie électrique, École Polytechnique de Montréal.

²Research Centre, Centre Hospitalier de l'Université de Montréal, Hôtel-Dieu, Montréal, Canada.

³Département de génie mécanique, École de Technologie Supérieure, Montréal

ilham.amezzane@polymtl.ca

Abstract— In this paper, Computational Fluid Dynamics (CFD) is used to simulate the effects of respiration in displacement ventilated whole body plethysmograph for infants. It is found that CFD allows to simulate the effects seen in experimental results in a satisfactory manner. Grid density, especially in the exhalation zone, is paramount. The choice of flow rate is more important for the flow pattern, the thermal comfort and the air quality inside the plethysmograph.

Calculations are carried out in the case of an infant model, in sleep position inside the apparatus, during an exhalation phase with a constant flow rate. Airflow is predicted using a commercial computational fluids dynamic software called Fluent (FLUENT Inc.). Turbulent modeling is accomplished with the low-Reynolds number k-ε model.

Keywords— Plethysmograph, Respiration, Ventilation, Modeling, Simulation, CFD.

1 INTRODUCTION

Whole-body plethysmography has proven very useful in the study of breathing and metabolism in sleeping rodents. It has also been used occasionally to study larger species, and is well suited to studies of sleeping human subjects but has been under-utilized in this regard [1]. The main advantage of the technique is that it is non-invasive and therefore enables long-term recordings from unanaesthetised and unrestrained subjects without causing instrument-induced artifacts in breathing patterns or sleep [2].

Our main objective in the current work is to study the feasibility of using an open flow chamber - of almost the same material and size as an infant incubator - as an infant whole body plethysmograph, through studying the effects of ventilation on the air quality, thermal comfort and infant respiratory signal. Air quality within enclosure environments is essential for the health and welfare of the infant, and the integrity of the measurements being conducted. It is well known that biological responses are influenced by both genetic heritage and the environment. Information on the influence of the physical environment on the infant's biological responses is needed to improve the infant plethysmograph design and management. The infant size, metabolic rate, behavior, thermal properties of the plethysmograph walls, air temperature, air humidity and air

velocity, all influence the heat exchanges between the infant and the surroundings. Consequently, it is difficult to obtain and maintain a comfort thermoneutral environment. However, ventilation air is required to maintain good indoor air quality in the space.

In this study, Computational Fluid Dynamics (CFD) is used to characterize airflow patterns, temperature field and the CO₂ mass fraction distributions within an open flow infant plethysmograph for a qualitative approach. In order to generate a CFD solution, two processes must be accomplished, namely: (1) geometry definition and grid generation; (2) numerical simulation. Both processes will be discussed, respectively, in section III and section IV of the present paper. In the following section, we will review the main physical assumptions considered in this study.

II. BASIC ASSUMPTIONS

A. Exhalation flow rate

The behavior of the exhalation jet depends on its own temperature and momentum, on the temperature conditions in the room, and of interaction with other main flows. The momentum depends on the pulmonary ventilation and the cross-sectional area of the nostrils and of course on fluid properties. The pulmonary ventilation rate is approximately 1-2 liter/minute for an infant at rest and the respiration frequency is 35-40 breaths/minute. In the present study, a constant expiratory mass flow rate of 2×10^{-5} kg/s is used, and it is obtained at a pulmonary ventilation of 1 liter/minute and a frequency of 40 breaths/minute.

B. Heat output

The infant compartment airflow velocity and distribution is of paramount importance for heat exchange rates between the infant body and the enclosed environment. The infant body discharges heat to the surrounding environment mainly by the following two methods: (1) heat loss by convection, (2) heat loss by radiation. The heat conduction is neglected [5]. The following equations are used in this study:

- Convective heat loss from the skin

$$Q_{\text{skin}} = h_c (A_D - A_{\text{fraz}}) (T_i - T_a) \quad (1)$$

where

$h_c = 4 \text{ W.m}^{-2}.\text{C}^{-1}$, is the convective heat transfer coefficient.

$A_D = 0.195 \text{ m}^2$, is the Dubois surface area of total body [4].
 $A_{\text{fac}} = 0.805$, is the percentage of body surface area available for convective heat exchange [5] (all surfaces not contacting the bed).
 $T_s = 33^\circ\text{C}$, is the mean skin temperature.
 $T_a = 22^\circ\text{C}$, is the ambient air temperature.
 - Radiant heat loss

$$R = \sigma \epsilon A_D f_r f_{\text{aci}} (T_s^4 - T_{\text{rad}}^4) \quad (2)$$

where

$\sigma = 5.673 \cdot 10^{-8} \text{ W K}^{-4} \text{ m}^{-2}$, is the Stefan-Boltzmann constant.

$\epsilon = 0.99$, is the emissivity for human skin.

$f_r = 0.530$, is the radiating fraction of surface area [5].

$f_{\text{aci}} = 1$ for the nude state, is the factor by which clothing changes the radiating fraction of the surface area [5].

T_{rad} is the mean temperature of the plethysmograph walls, converted to Kelvin. We considered $T_{\text{rad}} = T_a$ in the present study for a simplification reason.

C. Density of expired air

The temperature of the expired air is assumed to be 34°C , and the supply air temperature is assumed to be 22°C . Density variation with temperature, which cannot be neglected in free convection, are accounted for in the body force in the momentum equations using the Boussinesq approximation.

D. Thermal comfort

Several works were conducted in order to quantify and qualify the variables that affect thermal comfort (Fanger [6], ISO Standard 7730 and ASHRAE Standard 55). They showed that comfort could be evaluated from three different classes of variables: ambient variables (mean radiant temperature, humidity, air temperature and velocity), physical activity and clothing. Fanger correlated the body thermal load to an index, PMV (Predicted Mean Vote). We have used this index to estimate, theoretically, some thermal comfort parameters which needed to be defined before starting simulations, like ambient air temperature, mean radiant temperature, relative humidity, metabolic rate, clothing coefficient and air velocity. We chose a combination that allows a thermal comfort nearly neutral regarding PMV index.

III. GEOMETRY DEFINITION AND GRID GENERATION

The physical geometry is modeled relatively simple, as represented in Fig.1, since the geometry is well defined and composed mainly of geometrical primitives. Gambit (Fluent Inc) is the software used for the construction of the geometrical model as well as for grid generation. The size of the plethysmograph considered for this study is the same as for an infant incubator. The infant is modeled as a rectangular box.

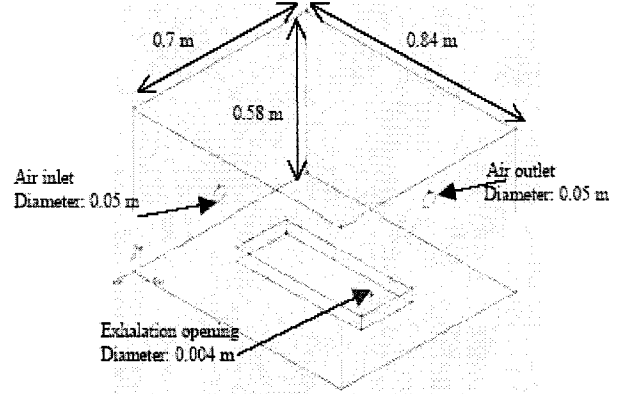


Fig.1: The plethysmograph geometrical model.

Note: the rectangular infant box is not part of the computational domain.

Infants are known to breathe mainly from the nose, thus the infant model has an opening, which is used, as an inlet to simulate exclusively the exhalation, in the present work.

An unstructured grid with tetrahedral elements was used. Initially, a grid of approximately 350,000 cells for the three-dimensional model was created with high concentration of cells close to the infant model, especially at the "nose", and also close to the air inlet and outlet. Furthermore, after the initial analysis had been run, the mesh was refined to increase its density in areas where the flow was poorly resolved and, more importantly, to achieve grid independence.

For a first complete qualitative approach and in order to save memory and CPU time, the symmetry longitudinal plane Z1, that cuts through the middle of both the infant body and the plethysmograph, is considered as a two-dimensional model. A grid of 9819 triangle elements is used.

IV. NUMERICAL SIMULATION

Turbulent convection inside the plethysmograph can be described mathematically by assuming that the fluid is Newtonian, that compressibility effects and viscous dissipation can be neglected, and that fluid properties can be taken as constant except in the buoyancy term. The differential equations describing the conservation of energy, momentum, concentration and mass can be written in the following generic form:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho\phi) + \nabla \cdot (\rho\mathbf{u}\phi - \Gamma_\phi \nabla \phi) = S_\phi \quad (3)$$

The variable phi (ϕ) represents any of the predicted quantities such as air velocity, temperature, or concentration at any grid point in the three dimensional model. This equation is discretized on a small, or finite, volume of fluid. The left-hand side of the equation refers to the change in time of a variable within this volume added to that advected

into it, minus the amount diffused out. This is in turn equal to the amount of the variable flux (i.e., momentum, mass, thermal energy) that is added or subtracted within the finite volume.

Our numerical simulation is based on the control-volume finite-element technique as implemented in Fluent release 6.1 (Fluent Inc).

The low-Reynolds-number $k-\epsilon$ model is often used in the analysis of turbulence fields surrounding the human body, thus, the airflow is modeled using the $k-\epsilon$ /RNG turbulence model of Fluent, with inclusion of first-order discretisation scheme.

With the assumption of a non-participating media, radiation heat transfer is coupled only to the convection heat transfer through the boundary conditions. Each surface is considered grey and diffuse. The walls of the plethysmograph are considered adiabatic and having a material emissivity of a Plexiglas, $\epsilon = 0.9$.

The boundary conditions used are velocity inlet for both air inlet and "nose" opening, pressure outlet for air exhaust, and wall functions at all surfaces. The exhalation is forced to leave the "nose" opening with a 30° upward inclination.

The introduction of CO_2 into the room space is modeled by the Species Transport model of Fluent.

The model development proceeded as follows. First, the basic room airflow field was simulated. Once a solution is converged and the conservation laws verified, the energy equations were added and solved. Once a solution is converged and conserved again, the species equation for CO_2 is added and a solution is calculated until convergence.

One of the major advantages of using CFD for such research is the confidence to simulate different configurations knowing that all conditions, except those being varied, remain constant. This makes comparison of CFD simulations much more reliable than comparison of experimental studies, where there is always uncertainty that all conditions are kept the same. However, it is important that all conditions are understood and correctly specified in the CFD model so the results it produces are as accurate as possible. In this study, turbulence quantities k and ϵ at boundary conditions; needed to be defined. As these data were not available from previous experiments, we considered the worst case.

V. SIMULATION RESULTS

Initially, this section will look at the flow patterns and the qualitative results generated, as this will give a basic understanding of the infant room airflow. The vectors are plotted so that the tail of the arrow is at the point where the value was calculated and points in the direction of air movement, while the color indicates the overall magnitude of air speed at the tail. Fig.2 (a) shows velocity field in the longitudinal symmetry plane Z1. The plane Z1 velocity

vectors are dominated by a large clockwise air re-circulation, which occupies almost the entire plethysmograph. Air discharged from the air inlets, moves upward towards the upper air outlet by turning and sweeping along the inside of the plethysmograph ceiling. Air turns again and moves downward. The airflow journey, starts from the inlets (supply and exhalation air inlets) and ends at the outlet, forms a large clockwise re-circulation fluid zone, which forces most of the air to move as a back-flow. Air trapped in the re-circulation zone will rapidly lose its freshness characteristics; for example CO_2 content will rise. A better sight of this re-circulation zone is shown in Fig.2 (b).

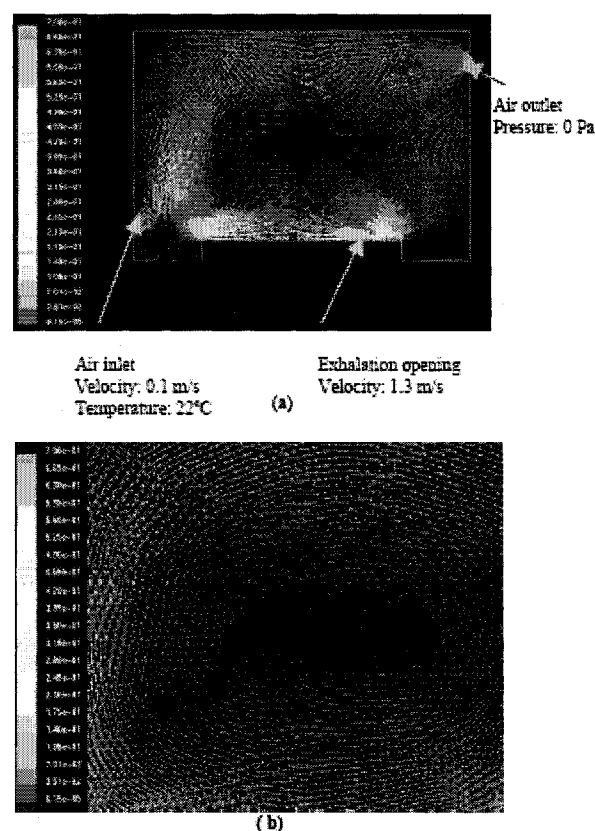


Fig.2: Velocity vectors plot predictions on longitudinal plane Z1: (a) The entire velocity field, (b) An increased sight of the velocity airflow re-circulation zone.

Note: Velocities > 0.7 m/s (close to the exhalation opening) are omitted.

The temperature distribution predictions show signs of stratification with significantly higher temperatures than 22°C . This is illustrated in Fig.3 with a plot of the temperature contours in the model, which shows the temperature stratification, the boundary layer, and exhalation flow close to the infant.

As seen in Fig.2, the flow inside the plethysmograph is at low velocity except in the local areas around inlets, as would be expected. Air velocity in the corners and in the middle of the re-circulation zone is typically below 0.1 m/s. Thus, there is a time lag in the convective transport of CO_2 within the chamber. The determination of this "time constant", in a future work, for the plethysmograph is important information to accurately evaluate the air quality.

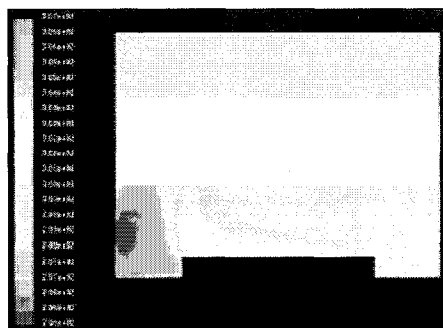


Fig.3: Predicted temperature contours in the symmetry plane Z1.
(Air temperature in K)

As shown in Fig.4, the intent of the CFD model was also to help determine the steady state mass fraction of CO_2 reached assuming steady supply airflow and steady occupancy. The flow rate introduced to represent the introduction of CO_2 via respiration of the infant is 5% of the total exhaled flow. It is known from the literature [7] that infants should breathe air with CO_2 under 500 ppm.

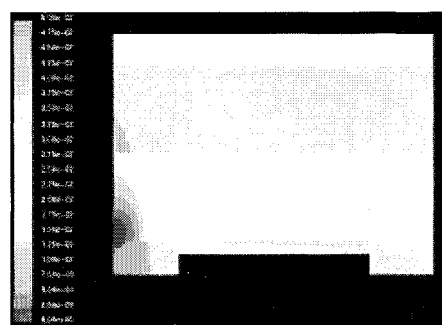


Fig.4: Steady state predicted contours of mass fraction of CO_2 in the symmetry plane-Z1.

It is attempted here to simulate an inherently unsteady flow-the respiration - with a constant flow rate. This is of course not likely to produce entirely accurate results. However, we find that it is possible to reproduce typical features of the flow by such a simplified approach [7].

VI. CONCLUSION

In this paper, CFD is used to characterize airflow patterns,

temperature distribution and air quality within a two dimensional model of an infant's plethysmograph as a first qualitative approach.

In general, the simulations were carried out with steady state conditions, but to identify time dependency in the simulation results of CO_2 concentration, transient simulations are currently being made. The simulation will be run until a steady-state point is reached. These unsteady simulations will allow the determination of the time required to achieve a constant CO_2 concentration inside the plethysmograph. Comparisons will be done, at the end of this project, between the simulation results of both two and three-dimensional models for a validation approach.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to acknowledge the financial support for the National Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) and the Canadian Foundation for Innovation (CFI) for the CAD tools.

REFERENCES

- [1] Fleming PJ, Levine MR, Goucalves AL, Woolard S (1983): Barometric plethysmograph: advantages and limitations in recording infant respiration. *J Appl Physiol* 55:1924-1931
- [2] Askanazi J, Silverberg PA, Foster RJ, Hyman AI, Milic-Emili J, Kinney JM (1980) "Effects of respiratory apparatus on breathing Pattern". *J Appl Physiol* 48:577-580
- [3] E. Bjorn and P.M. Nielsen, 2002: "Dispersal of Exhaled Air in Displacement Ventilated Rooms", *Indoor Air journal*, Blackwell-Munksgaard 2002. (In Press)
- [4] 2001 ASHRAE (American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers) Fundamentals Handbook.
- [5] Adams et al. "Use of infrared thermographic calorimetry to determine energy expenditure in preterm infants", *Am J Clin Nutr* 2000; 71:969-77.
- [6] Fanger, P.O. 1970. Thermal comfort analysis and applications in environmental engineering. McGraw-Hill, New York.
- [7] A. Aroussi and S. Abdul Ghani, "A numerical study of thermal comfort in infant incubators", 9th International Symposium on Flow Visualization, 2000.