

Titre: Détermination quantitative de la ventilation pulmonaire par tomographie d'impédance électrique
Title: [Détermination quantitative de la ventilation pulmonaire par tomographie d'impédance électrique](#)

Auteur: Nicolas Coulombe
Author: [Nicolas Coulombe](#)

Date: 2003

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Coulombe, N. (2003). Détermination quantitative de la ventilation pulmonaire par tomographie d'impédance électrique [Master's thesis, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/7117/>
Citation: [Coulombe, N. \(2003\). Détermination quantitative de la ventilation pulmonaire par tomographie d'impédance électrique \[Master's thesis, École Polytechnique de Montréal\]. PolyPublie. https://publications.polymtl.ca/7117/](#)

Document en libre accès dans PolyPublie

Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/7117/>
PolyPublie URL: [https://publications.polymtl.ca/7117/](#)

Directeurs de recherche: Robert Guardo, & Yoanna Skrobik
Advisors: [Robert Guardo](#), [Yoanna Skrobik](#)

Programme: Unspecified
Program: [Unspecified](#)

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

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

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

DÉTERMINATION QUANTITATIVE DE
LA VENTILATION PULMONAIRE PAR
TOMOGRAPHIE D'IMPÉDANCE ÉLECTRIQUE

NICOLAS COULOMBE
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

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

AOÛT 2003



National Library
of Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisitions et
services bibliographiques

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file *Votre référence*

ISBN: 0-612-86390-5

Our file *Notre référence*

ISBN: 0-612-86390-5

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

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

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

Canadä

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

DÉTERMINATION QUANTITATIVE DE
LA VENTILATION PULMONAIRE PAR
TOMOGRAPHIE D'IMPÉDANCE ÉLECTRIQUE

présenté par : COULOMBE Nicolas

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées
a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. SAVARD Pierre, Ph.D., président

M. GUARDO Robert, Ph.D., membre et directeur de recherche

Mme. SKROBIK Yoanna, M.D., membre et codirectrice de recherche

M. MATHIEU Pierre, Ph.D., membre

REMERCIEMENTS

J'aimerais premièrement remercier mon directeur de recherche, le professeur Robert Guardo, pour avoir consenti et réussi à diriger un étudiant qui n'avait que peu de connaissances en génie, et encore moins en imagerie et en instrumentation biomédicale. Sa disponibilité remarquable, ainsi que la patience et la générosité démontrées à mon égard ont été grandement appréciées. J'aimerais aussi remercier ma codirectrice de recherche, Dre. Yoanna Skrobik, pour son aide par rapport aux aspects cliniques de ce projet. Malgré son horaire chargé, elle nous a permis avec la collaboration du Dr. François Marquis de conduire une étude d'une envergure importante. Merci au professeur Pierre Savard pour ses conseils quant à l'analyse statistique effectuée. Un merci tout spécial à M. Hervé Gagnon, pour son appui considérable tout au long de cette maîtrise. Sans ses nombreuses interventions, ce projet ne serait pas ce qu'il est.

Merci aux vieux routiers du laboratoire, incluant ceux qui ont migré vers d'autres aventures, que j'ai eu le privilège de côtoyer. Leur amitié, ainsi que leurs connaissances dans les aspects du génie biomédical et de la vie en général, ont su rendre la tâche agréable et fort enrichissante. Merci aussi aux nouvelles recrues, que je suis très heureux d'avoir rencontrées, et qui ont su m'aider chacune et chacun à leur façon. Puisque vous êtes nombreux je me retiens de vous nommer, mais sachez que vous êtes très appréciés, et je n'ai que de bons souvenirs des moments passés ensemble.

J'aimerais enfin remercier mes parents pour leur support et leur compréhension, ainsi que mon frère et mes sœurs pour leurs encouragements et leurs pensées.

*I hear babies cryin'... I watch them grow
They'll learn much more... than I'll ever know
And I think to myself... What a Wonderful World...*

Interprétée par Louis Armstrong

RÉSUMÉ

Le projet décrit dans le présent mémoire s'inscrit dans un programme de recherche visant à développer des éléments matériels (systèmes d'acquisition et de traitement de données) et des applications médicales d'une technique d'imagerie appelée *Tomographie d'Impédance Électrique* (TIE). Elle permet d'observer des changements dans la distribution de conductivité électrique d'une partie du corps, à partir de mesures d'impédance effectuées avec des électrodes placées à la surface du corps. La sécurité, la sensibilité à certaines variables physiologiques, la rapidité avec laquelle sont obtenues les images, et le faible encombrement de l'appareillage requis sont des caractéristiques qui font de la TIE une technique prometteuse pour le monitoring.

Ce projet s'intéresse au monitoring respiratoire de patients ventilés artificiellement. Les appareils utilisés à cette fin (ventilateurs) comportent de nombreux automatismes, mais le réglage des paramètres (pression, volume, fréquence, ...) pour réaliser une ventilation efficace et sécuritaire exige une longue expérience clinique. La principale difficulté réside dans l'action complexe de ces paramètres sur la distribution du volume d'air dans les poumons. Des techniques d'imagerie courantes, comme la tomodensitométrie (CT-scan) ou la scintigraphie peuvent mesurer la distribution de l'air pulmonaire. Toutefois, ces techniques sont difficilement utilisables dans un contexte de monitoring. D'une part, l'exposition répétitive et prolongée à des radiations ionisantes ferait encourir des risques élevés au patient; d'autre part, les dimensions et les exigences environnementales de ces systèmes d'imagerie sont incompatibles avec la configuration habituelle d'une unité de soins intensifs.

Les caractéristiques de la TIE, mentionnées plus haut, (sécurité, sensibilité, rapidité d'exécution, faible encombrement, ...) suggèrent l'utilité de cette technique pour mesurer la distribution de l'air dans les poumons de patients ventilés artificiellement. L'objectif général de ce projet pilote vise à déterminer comment et avec quelle précision la TIE

pourrait remplir ce rôle. Ce projet comportait essentiellement quatre étapes : 1) l'acquisition, pour 21 sujets normaux, d'images de TIE avec un système utilisant un seul plan d'électrodes (i.e. 16 électrodes espacées uniformément autour du thorax), 2) le développement de méthodes de traitement de signaux et d'analyse statistique des données, 3) la réalisation d'un module électronique pour acquérir des images de TIE avec deux plans d'électrodes, et 4) l'acquisition d'images de TIE pour quatre sujets normaux en utilisant ces deux plans. La planification des étapes 3) et 4) découle d'observations faites à l'étape 2).

Dans la première étape, un enregistrement simultané de données de TIE et du signal de débit provenant d'un spiromètre est effectué pour chaque sujet (11 hommes et 10 femmes). En intégrant le débit l'on obtient un signal V_p , qui représente les variations de volume d'air mesurées à la bouche du sujet. Plus précisément, V_p est la différence entre le volume d'air mesuré à l'instant t et celui à l'instant t_0 , correspondant au début de l'acquisition. Une séquence de 300 images a été reconstruite avec les données de TIE. La somme des pixels de chaque image donne un échantillon d'un signal C_T qui représente la variation de conductivité thoracique entre les instants t et t_0 . Un *dossier* a été constitué pour chaque sujet, comprenant les données de TIE et de spirométrie pour 8 enregistrements de 60 s réalisés pour quatre positions (debout, assis, incliné, couché) et, deux amplitudes respiratoires (normales et grandes). Sept paramètres anthropométriques ont été portés au dossier du sujet: le sexe, l'âge, le poids, la taille, la circonférence thoracique au niveau de la vertèbre T10 et deux mesures de l'épaisseur des plis cutanés.

Le traitement de données a nécessité le développement de fonctions Matlab® pour réaliser trois types d'opération : 1) le prétraitement des signaux V_p et C_T , 2) la modélisation de la relation entre ces deux signaux, et 3) l'analyse de l'influence des paramètres anthropométriques sur les modèles de la relation entre les signaux V_p et C_T . Dans un premier temps, la fréquence d'échantillonnage des deux signaux a été uniformisée en interpolant C_T . En effet, la fréquence d'échantillonnage de V_p (150 Hz) est fixée par le

spiromètre alors que celle de C_T (~ 5 Hz) est égale au nombre d'images produites chaque seconde par le système de TIE. Une correction de premier ordre de la dérive du spiromètre a ensuite été appliquée en soustrayant une rampe du signal V_P . L'inspection visuelle et le calcul des coefficients de corrélation linéaire des changements du signal V_P versus ceux de C_T , soit ΔV_P versus ΔC_T respectivement ($0.930 < r < 0.997$), a suggéré que la relation entre ces signaux pouvait être modélisée par une équation linéaire $y = Mx + C$ dans la majorité des cas. Toutefois, une équation quadratique $y = Ax^2 + Bx + C$ permet de tenir compte d'un effet de saturation du signal C_T observé chez certains sujets, particulièrement pour de grandes amplitudes respiratoires. Les coefficients M et C de l'ajustement linéaire, et A , B et C de l'ajustement quadratique ont été calculés pour chaque enregistrement effectué sur chacun des sujets. Dans ces équations x représente le signal spirométrique V_P en litres (L) et y représente le signal C_T dérivé des images de TIE. Ce dernier est en unités arbitraires de conductivité (UAC). Des tests statistiques ont ensuite été appliqués pour déterminer quels paramètres anthropométriques avaient une influence sur les coefficients des ajustements. Enfin, l'on a modélisé la relation entre les paramètres anthropométriques les plus significatifs et les coefficients M , A et B . Cette modélisation n'a pas été faite pour les coefficients C des ajustements linéaires et quadratiques en raison d'une trop grande variabilité, que nous croyons être due à la dérive du signal spirométrique.

Très tôt dans la seconde étape du projet, une hypothèse a émergé quant à la cause de la saturation du signal C_T . Cette saturation proviendrait d'une perte de sensibilité de la TIE quand les changements de volume dus à la ventilation se produisent dans les régions des poumons les plus distantes du plan d'électrodes. Dans les enregistrements effectués sur les 21 sujets ce plan était situé au niveau de la vertèbre T10. Pour des amplitudes normales, la ventilation s'effectue principalement dans les régions inférieures des poumons, lesquelles sont situées autour de T10. Le tracé de ΔC_T versus ΔV_P est alors quasi linéaire. Par contre, lorsque le sujet respire avec de grandes amplitudes, les variations de volume d'air en fin d'inspiration se produisent dans les régions pulmonaires supérieures, loin du

plan des électrodes. Le tracé de ΔC_T versus ΔV_P en fin d'inspiration montre une saturation du signal de TIE, alors que le signal spirométrique continue à augmenter. Une vérification préliminaire de cette hypothèse a été faite en effectuant des enregistrements avec un sujet couché sur le côté. Un gradient de ventilation entre le poumon supérieur (le poumon gauche quand le sujet est couché sur le côté droit, et vice-versa) et le poumon inférieur s'établit alors par l'effet de la gravité. L'analyse des signaux C_T pour le poumon gauche et le poumon droit, obtenus en séparant en deux les images de TIE, a démontré des effets de saturation compatibles avec l'hypothèse avancée dans tous les cas examinés. Une preuve plus solide des causes de la saturation du signal C_T exigeait de pouvoir obtenir des images de TIE de deux plans transverses simultanément (32 électrodes en tout). Ceci a été accompli à l'étape 3 du projet par la conception et la construction d'un module électronique qui remplace un des trois modules constituant le système *TIE-4* développé à l'Institut de génie biomédical. Ce nouveau système a été utilisé dans l'étape 4 pour effectuer une étude limitée portant sur quatre des 21 sujets de l'étude principale.

Les résultats obtenus lors de ce projet permettent de tirer les conclusions suivantes : 1) Un plan d'électrodes situé au niveau de la vertèbre T10 ne capte pas les changements de conductivité des régions pulmonaires supérieures. Une meilleure représentation des C_T est obtenue en combinant des données provenant de deux plans d'électrodes situés aux niveaux des vertèbres T10 et T2. Un compromis acceptable (pour le confort du patient) serait d'utiliser un seul plan situé au niveau de la vertèbre T6. 2) Les coefficients des modèles de la relation entre les signaux C_T et V_P semblent être affectés de façon statistiquement significative par la circonférence thoracique et le pli sous-scapulaire. Un modèle linéaire à deux paramètres permettrait d'ajuster les coefficients \mathcal{M} et \mathcal{B} pour tenir compte de la morphologie du patient. Il serait ainsi possible d'estimer le volume pulmonaire en litres à partir des C_T obtenus par TIE. Il n'est toutefois pas possible à ce stade-ci d'évaluer la précision avec laquelle la TIE peut mesurer la distribution de la ventilation. Des expériences portant sur un plus grand nombre de sujets ainsi que l'adoption d'un protocole plus rigoureux seraient nécessaires.

ABSTRACT

This project is part of a research program aiming to develop hardware (data acquisition and processing systems) as well as medical applications of a technique referred to as *Electrical Impedance Tomography* (EIT). This technique permits the observation of changes in the conductivity distribution of a body section from impedance measurements obtained from surface electrodes. The characteristics of EIT in terms of safety, sensitivity to certain physiological variables, speed of image acquisition and reduced apparatus size make it a promising technique for patient monitoring.

Our application domain is the respiratory monitoring of artificially-ventilated patients. The devices used (ventilators) comprise numerous automatisms, but the setting of parameters (pressure, volume, frequency ...) needed for efficient and safe ventilation requires a long clinical experience. The main difficulty resides in the complex action of these parameters on the distribution of the volume of air in the lungs. Current imaging techniques such as CT-scanning and scintigraphy can measure the distribution of pulmonary volumes. However, these techniques cannot be easily used for patient monitoring. The repetitive and prolonged exposure to ionizing radiation poses serious risks to patients. Also, the physical dimensions and environmental needs of the imaging systems are incompatible with the usual configuration of an intensive-care unit.

The above mentioned characteristics of EIT (safety, sensitivity, speed of execution, reduced size ...) suggest its utility in measuring the volume distribution of artificially-ventilated patients. The general objective of this pilot project is to determine how and with what precision EIT is able to fulfill this role. The project essentially comprised four steps: 1) the acquisition, for 21 normal subjects, of EIT images with a system which uses a single electrode plane (i.e. 16 electrodes uniformly spaced around the thorax), 2) the development of signal processing as well as statistical analysis methods for the data, 3) the design and construction of an electronic module to acquire EIT images using two

electrode planes, and 4) the acquisition of EIT images for four normal subjects using those two planes. The planning of steps 3) and 4) resulted from observations made in 2).

In the first step, a simultaneous recording of EIT data and a flow signal from a spirometer was carried out for each subject (11 males and 10 females). Integrating the spirometric signal provides a V_P signal which represents the volumetric variations of air measured at the mouth of the subject. More precisely, V_P is the difference between the volume of air measured at an instant t and that of the instant t_0 , which corresponds to the beginning of the acquisition. A sequence of 300 images was reconstructed with the EIT data. The sum of pixels of each image provides a sample of a signal C_T which represents the variation of the thoracic conductivity between the instants t and t_0 . A *record* was constituted for each subject, containing the EIT and spirometry data for 8 recordings of 60 s made for four positions (standing, sitting, inclined, and supine) and two respiratory amplitudes (normal and large). Seven anthropometric parameters were added to the record of each subject: gender, age, weight, height, thoracic circumference at the level of the 10th thoracic vertebra (T10) and two skinfold thickness measurements.

Data processing required the development of Matlab® functions to accomplish three types of operations: 1) pre-processing of the V_P and C_T signals, 2) modelling of the relation between these two signals, and 3) analysis of the influence of anthropometric parameters on the models of the relation between V_P and C_T . First, the sampling frequency of both signals was made the same by interpolating C_T . The sampling frequency of V_P (150 Hz) is fixed by the spirometer whereas the sampling frequency of C_T (~5 Hz) is equal to the number of images produced every second by the EIT system. A first order correction of the spirometer drift was then applied by subtracting a ramp from the V_P signal. The visual inspection and calculation of the linear correlation coefficients for the changes of the signal V_P versus those of C_T , or ΔV_P versus ΔC_T respectively ($0.930 < r < 0.997$), suggest that the relation between these signals could be modeled with a linear equation $y = Mx + C$ in the majority of cases. However, a quadratic equation $y = Ax^2 +$

$Bx + C$ permits the consideration of the saturation effect of the C_T signal observed for certain subjects, particularly for large respiratory amplitudes. The coefficients M and C of the linear model, and A , B and C of the quadratic model were computed for each recording made on every subject. In these equations x represents the spirometric signal V_P in litres (L), and y represents the C_T signal derived from the EIT images. The latter is in arbitrary units of conductivity (AUC). Statistical tests were then applied to determine which anthropometric parameters had an influence on the model coefficients. Finally, the relation between the most significant anthropometric parameters and the M , A and B was modeled. This modelling was not made for the C coefficients of the linear and quadratic models because of a large variability, which is believed to be caused by the drift of the spirometer signal.

Early in the second step of the project, a hypothesis emerged relating to the cause of the saturation of the C_T signal. This saturation is presumed to stem from a loss of EIT sensitivity when the ventilation occurs in the pulmonary regions most distant from the electrode plane. In the recordings carried out on the 21 subjects this plane was placed at the level of the T10 vertebra. For normal amplitudes, ventilation is mostly present in the lower pulmonary regions, which are near T10; a graph of ΔC_T versus ΔV_P is then quasi linear. However, when the subject breathes with large amplitudes, the changes in air volume near the end of inspiration occur in the upper pulmonary regions, far from the electrode plane. In this case, graphs of ΔC_T versus ΔV_P show a saturation of the EIT signal, whereas the spirometric signal still shows a volume increase. A preliminary verification of this hypothesis was conducted by acquiring signals on a subject lying on his side. A gradient of ventilation between the upper lung (the left lung when the subject is lying on his right side and vice-versa) and the lower lung is established with the effect of gravity. The analysis of the C_T signal for the left and right lung, obtained by separating the EIT images in two, demonstrated a saturation effect compatible with the hypothesis in all cases examined. A more solid proof of the causes of the C_T signal saturation required the simultaneous acquisition of EIT images from two transverse planes (32 electrodes in to-

tal). This was accomplished in step 3 of the project with the design and construction of an electronic module that replaces one of the three modules of the TIE-4 system developed at the *Institut de génie biomédical*. The new system was used in step 4 to conduct a limited study on four of the 21 subjects from the principal study.

With the results presented in this project, the following conclusions can be set forth: 1) An electrode plane at the level of the T10 vertebra cannot record conductivity changes of the upper lung regions. A better representation of C_T is acquired when combining data from two electrodes planes placed at the T10 and T2 levels. An acceptable compromise (for patient comfort) would be to use a single plane at the level of the T6 vertebra. 2) The model coefficients of the relation between the C_T and V_P signals seem to be significantly affected by the thoracic circumference and the subscapular skinfold. A two-parameter linear model would permit to model the M and B coefficients to take into account patient morphology. It would then be possible to estimate the pulmonary volume in litres from the C_T recorded with EIT. It is however not possible at this stage to evaluate the precision with which EIT can measure the distribution of the ventilation. The study of a larger number of subjects as well as better control of certain variables in the experimental protocol would be necessary to accomplish this goal.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	iv
RÉSUMÉ	v
ABSTRACT	ix
LISTE DES TABLEAUX.....	xv
LISTE DES FIGURES	xvii
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	xx
CHAPITRE 1 : INTRODUCTION	1
1.1 Anatomie et ventilation pulmonaire.....	1
1.2 Détermination directe de la ventilation pulmonaire.....	3
1.3 Détermination indirecte de la ventilation pulmonaire	4
1.4 Distribution régionale de la ventilation pulmonaire	5
1.5 Tomographie d'impédance électrique (TIE).....	7
1.5.1 Principes de la TIE.....	9
1.5.2 Système TIE-4	10
1.5.2.1 Composantes matérielles	11
1.5.3 Facteurs anthropométriques pouvant affecter la mesure par TIE	12
1.5.4 La TIE pour la détermination de la ventilation pulmonaire.....	13
1.6 Objectifs du projet de maîtrise	15
CHAPITRE 2 : EXPÉRIENCES <i>IN VIVO</i>	16
2.1 Protocole expérimental	16
2.2 Acquisition des données	16

2.3 Traitement des données.....	20
2.3.1 Ajustement par moindres carrés linéaire.....	22
2.3.2 Ajustement par moindres carrés quadratique.....	23
CHAPITRE 3 : RÉSULTATS	26
3.1 Analyse de corrélation des paramètres anthropométriques	26
3.2 Groupement des données selon le sexe.....	28
3.3 Groupement des données selon la position.....	30
3.4 Groupement des données selon l'amplitude respiratoire.....	32
3.5 Modélisation multiparamétrique	33
3.5.1 Régression linéaire multiple	34
3.5.2 Régression non linéaire multiple	44
3.6 Comparaison des modèles linéaires et non linéaires multiples.....	46
3.7 Présentation des modèles multiparamétriques	51
CHAPITRE 4 : DISCUSSION.....	55
4.1 Dérive du spiromètre.....	56
4.2 Amplitude respiratoire des sujets.....	59
4.3 Étude de l'effet de courbure.....	61
4.4 Système TIE-4 Dual.....	70
4.4.1 Description et fonctionnement.....	71
4.4.2 Modifications logicielles.....	74
4.5 Résultats préliminaires obtenus avec le système TIE-4 Dual.....	75
CONCLUSION	86
RÉFÉRENCES.....	90
ANNEXES	93

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1	Conductivité électrique de différents tissus	8
Tableau 3.1	Coefficients de corrélation pour tous les paramètres anthropométriques mesurés chez chacun des sujets	27
Tableau 3.2	Résultats des tests d'hypothèse (valeurs <i>p</i>) comparant les groupes d'hommes et de femmes par rapport aux combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires pour les ensembles de pentes (\mathcal{M}), de coefficients linéaires (\mathcal{B}) et quadratiques (\mathcal{A})	29
Tableau 3.3	Résultats des tests d'hypothèse pairés (valeurs <i>p</i>) comparant les positions par rapport à chacun des deux niveaux d'amplitudes respiratoires pour les ensembles de pentes (\mathcal{M}), et de coefficients linéaires (\mathcal{B})	31
Tableau 3.4	Résultats des tests d'hypothèse pairés (valeurs <i>p</i>) comparant les positions par rapport à chacun des deux niveaux d'amplitudes respiratoires pour les ensembles de coefficients quadratiques (\mathcal{A})	32
Tableau 3.5	Résultats des tests d'hypothèse (valeurs <i>p</i>) comparant les amplitudes normales et grandes par rapport aux positions pour les ensembles de pentes (\mathcal{M}), de coefficients linéaires (\mathcal{B}) et quadratiques (\mathcal{A})	33
Tableau 3.6	Résultats de l'analyse linéaire multiple de modèles à deux paramètres par rapport à chacune des combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires pour les ensembles de pentes (\mathcal{M})	38
Tableau 3.7	Résultats de l'analyse linéaire multiple de modèles à deux paramètres par rapport à chacune des combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires pour les ensembles de coefficients linéaires (\mathcal{B})	38
Tableau 3.8	Résultats de l'analyse linéaire multiple de modèles à deux paramètres par rapport au sexe et à chacune des combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires pour les ensembles de coefficients quadratiques (\mathcal{A})	40

Tableau 3.9	Résultats de l'analyse linéaire multiple de modèles à un paramètre par rapport au sexe et à chacune des combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires pour les ensembles de coefficients quadratiques (\mathcal{A})	41
Tableau 3.10	Résultats de l'analyse linéaire multiple de modèles à un paramètre pour les hommes et les femmes regroupés à chacune des combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires pour les ensembles de coefficients quadratiques (\mathcal{A})	43
Tableau 3.11	Résultats de l'analyse linéaire multiple de modèles à deux paramètres pour les hommes et les femmes regroupés à chacune des combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires pour les ensembles de coefficients quadratiques (\mathcal{A})	43
Tableau 3.12	Analyse de performance des modèles bilinéaires pour toutes les combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires.....	48
Tableau 3.13	Analyse de performance des modèles linéaires à deux paramètres pour toutes les combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires.....	49
Tableau 3.14	Valeurs des termes A , B et D des modèles linéaires à deux paramètres des ensembles de pentes (\mathcal{M}), et intervalles de confiance des termes A et B à 95% avec correction de Bonferroni pour chacune des combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires.....	52
Tableau 3.15	Valeurs des termes A , B et D des modèles linéaires à deux paramètres des ensembles de coefficients linéaires (\mathcal{B}), et intervalles de confiance des termes A et B à 95% avec correction de Bonferroni pour chacune des combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires.....	53

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1	Poumons <i>in situ</i>	2
Figure 1.2	Volumes pulmonaires	3
Figure 1.3	Fonctionnement de la TIE pour l'étude d'une coupe thoracique.....	10
Figure 1.4	Présentation du système TIE-4	12
Figure 2.1	Représentation des poumons et des vertèbres.....	18
Figure 2.2	Placement des électrodes et de la carte d'électrodes actives sur un sujet. 18	
Figure 2.3	Sujet durant une acquisition en position assise.....	19
Figure 2.4	Ajustement d'ordre linéaire sur la relation entre ΔC_T (TIE) et ΔV_P (Spiro) au niveau de la vertèbre T10 pour un cycle respiratoire.....	23
Figure 2.5	Ajustement d'ordre quadratique sur la relation entre ΔC_T (TIE) et ΔV_P (Spiro) au niveau de la vertèbre T10 pour un cycle respiratoire.....	24
Figure 2.6	Exemple de la saturation du signal de C_T (TIE) lors de la comparaison temporelle avec le signal de V_P (Spiromètre)	25
Figure 3.1	Illustration d'un plan bilinéaire.....	46
Figure 4.1	Exemple d'un signal de V_P affecté par la dérive du spiromètre	57
Figure 4.2	Spiromètre avec ses trois axes de déplacement : (1) inclinaison, (2) rotation par rapport au corps cylindrique, (3) rotation par rapport à la poignée.....	58
Figure 4.3	Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de V_P (Spiromètre) et de C_T (TIE) obtenus chez un sujet respirant avec une amplitude normale	60
Figure 4.4	Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de V_P (Spiromètre) et de C_T (TIE) obtenus chez un sujet respirant avec de grandes amplitudes.....	60
Figure 4.5	Ajustement d'ordre linéaire sur la relation entre ΔC_T et ΔV_P (Spiro/TIE), et comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T	

	(TIE) et V_P (Spiromètre) obtenus chez un sujet debout respirant avec une amplitude normale	63
Figure 4.6	Ajustement d'ordre linéaire sur la relation entre ΔC_T et ΔV_P (Spiro/TIE), et comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T (TIE) et V_P (Spiromètre) obtenus chez un sujet debout respirant avec de très grandes amplitudes.....	64
Figure 4.7	Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T des cotés gauche, droit, de la moyenne pondérée (Combinaison G et D), et de V_P (Spiromètre) obtenus chez un sujet couché sur le côté gauche respirant avec une amplitude normale	67
Figure 4.8	Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T des cotés gauche, droit, de la moyenne pondérée (Combinaison G et D), et de V_P (Spiromètre) obtenus chez un sujet couché sur le côté droit respirant avec une amplitude normale	68
Figure 4.9	Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T (TIE) et V_P (Spiromètre) obtenus au niveau de la vertèbre T10 chez un sujet debout respirant avec de grandes amplitudes	69
Figure 4.10	Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T (TIE) et V_P (Spiromètre) obtenus au niveau de la vertèbre T6 chez un sujet debout respirant avec de grandes amplitudes.....	70
Figure 4.11	Présentation du système TIE-4 Dual.....	71
Figure 4.12	Représentation schématique du boîtier d'isolation du système TIE-4 Dual et de son interface sur un sujet ainsi que sur le PC du système TIE-4	73
Figure 4.13	Sujet durant une acquisition avec deux plans d'électrodes aux niveaux des vertèbres T10 et T2.	77
Figure 4.14	Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T au niveau des vertèbres T2 (Niveau supérieur), T10 (Niveau inférieur), de la moyenne pondérée (Combinaison Sup et Inf) et de V_P (Spiromètre)	

obtenus simultanément chez un sujet debout respirant avec de grandes amplitudes	78
Figure 4.15 Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T au niveau des vertèbres T6 (Niveau supérieur) et T10 (Niveau inférieur) et de V_P (Spiromètre) obtenus simultanément chez le premier sujet debout respirant avec de grandes amplitudes	80
Figure 4.16 Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T au niveau des vertèbres T6 (Niveau supérieur) et T10 (Niveau inférieur) et de V_P (Spiromètre) obtenus simultanément chez le deuxième sujet debout respirant avec de grandes amplitudes	81
Figure 4.17 Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T au niveau des vertèbres T6 (Niveau supérieur) et T10 (Niveau inférieur) et de V_P (Spiromètre) obtenus simultanément chez le troisième sujet debout respirant avec de grandes amplitudes	82
Figure 4.18 Image de TIE lors de l'inspiration totale au niveau T10	84
Figure 4.19 Images de TIE lors de l'inspiration totale au niveau T6	85

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

% biais	Pourcentage du biais par rapport à la moyenne d'un échantillon
% RMSE	Pourcentage de RMSE par rapport à la moyenne d'un échantillon
% var	Pourcentage de la variance expliquée
a	Paramètre estimé
A	Terme rattaché au premier paramètre des modèles multiparamétriques
\mathcal{A}	Coefficient quadratique
Ag/AgCl	Argent/Chlorure d'argent
B	Terme rattaché au deuxième paramètre des modèles multiparamétriques
\mathcal{B}	Coefficient linéaire
C	Terme rattaché à la combinaison des deux paramètres des modèles bilinéaires
C	Constante
CEA	Carte d'électrodes actives
CF	Capacité de fermeture
Circ Tho	Circonférence thoracique
CPT	Capacité pulmonaire totale
CRF	Capacité résiduelle fonctionnelle
C_T	Conductivité thoracique moyenne mesurée par TIE
C_{TD}	Conductivité thoracique moyenne de la moitié droite des images de TIE
C_{TG}	Conductivité thoracique moyenne de la moitié gauche des images de TIE
CV	Capacité vitale
ΔC_T	Changements de la conductivité thoracique moyenne par TIE
ΔV_P	Changements du volume pulmonaire spirométrique
D	Terme constant des modèles multiparamétriques
\bar{d}	Moyenne des différences des valeurs de deux échantillons
d_i	Différence des valeurs de deux échantillons
ε	Erreur aléatoire de moyenne nulle

ÉCG	Électrocardiogramme
Hz	Hertz
<i>I</i>	Courant
IGB	Institut de génie biomédical
<i>k</i>	Nombre de paramètres
kHz	Kilohertz
L	Litres
μ C	Microcontrôleur
<i>m</i>	Terme exponentiel d'une fonction de puissance
\mathcal{M}	Pente
MEMTA	Modular Expandable Multi-Threaded Architecture
mS/m	Millisiemens par mètre
<i>n</i>	Taille d'un échantillon
Non-signif	Statistiquement non significatif avec un intervalle de confiance de 95 % corrigé par Bonferroni
<i>p</i>	Valeur de probabilité
PC	Personal Computer
PEEP	Positive End-Expiratory Pressure
Pli SS	Pli sous-scapulaire
Pli Tri	Pli tricipital
<i>r</i>	Coefficient de corrélation
<i>R</i>	Résistance
R^2 (R-carré)	Carré de la corrélation entre les valeurs observées et les valeurs prédites
RMSE	Root Mean-Square Error
σ	Conductivité
s^2	Variance d'un échantillon
Signif	Statistiquement significatif avec un intervalle de confiance de 95 % corrigé par Bonferroni
<i>t</i>	Valeur de test de Student

TIE	Tomographie d'impédance électrique
TIE-4	Système de tomographie d'impédance électrique à 16 électrodes développé à l'IGB
TIE-4 Dual	Système de tomographie d'impédance électrique à deux niveaux de 16 électrodes développé à l'IGB
UAC	Unités arbitraires de conductivité
UAC/L	Unités arbitraires de conductivité par litres
UAC/L ²	Unités arbitraires de conductivité par litres carrés
<i>V</i>	Tension
VC	Volume courant
VF	Volume de fermeture
V _P	Volume pulmonaire mesuré par spirométrie
VR	Volume résiduel
\bar{x}	Moyenne d'un échantillon
x_i	Valeur d'un échantillon
\bar{y}	Moyenne d'un échantillon
y_i	Valeur d'un échantillon
\hat{y}_i	Valeur prédictive
Z	Impédance de transfert

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

1.1 Anatomie et ventilation pulmonaire

Les poumons ont une consistance spongieuse et sont très élastiques, ce qui permet d'importants changements de volume lors de la respiration. Tel qu'illustré à la figure 1.1, ils sont séparés par le médiastin et le péricarde, qui enveloppe le cœur, et contenus par la cage thoracique ainsi que par le diaphragme à leur base. Leur forme conique se termine par l'apex, qui est situé légèrement au-dessus de la clavicule. Leur base concave repose sur le diaphragme, qui est ancré sur les côtes inférieures et sépare le contenu thoracique du contenu abdominal. La surface costale est en contact direct avec la plèvre, et épouse les formes de la cage thoracique. La surface médiastinale est moulée à même le péricarde et autres structures médiastinales. Chacun des poumons est suspendu librement dans sa propre cavité pleurale en n'étant attaché au médiastin que par ses racines. Ces racines sont formées des bronches, vaisseaux sanguins et nerfs nécessaires au bon fonctionnement des poumons. Dans des conditions normales au repos, la pression intrapleurale qui règne entre la plèvre et le poumon est plus négative que la pression pulmonaire. Cette pression intrapleurale contrebalance les forces élastiques des poumons qui tendent à diminuer leur volume, et permet aux poumons de rester en contact avec la plèvre.

Le diaphragme a une forme bombée vers le haut lorsqu'au repos. Durant l'inspiration, la contraction du diaphragme tend à l'aplatir. La contraction des muscles intercostaux fait pivoter les côtes par rapport aux vertèbres, ce qui soulève les côtes telle la poignée d'un seau. Ces mouvements résultent en une augmentation de l'aire de la cage thoracique, et créent une diminution de la pression intrapleurale. Ce changement de pression agit directement sur les poumons, les forçant à prendre de l'expansion. Si la glotte est ouverte, cette expansion se traduit par une entrée de l'air ambiant dans les poumons. L'expiration

normale est de nature passive; l'élasticité des poumons cherche à diminuer leur volume et expulse l'air inspiré alors que les muscles intercostaux et du diaphragme se relâchent.

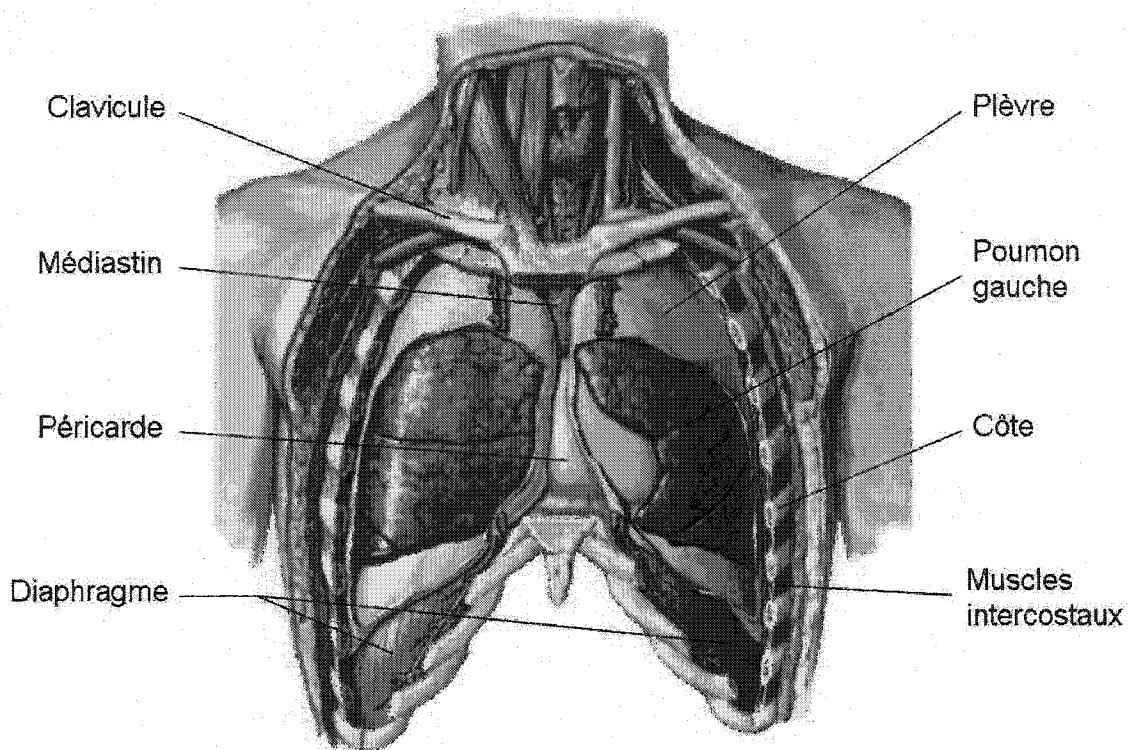


Figure 1.1 : Poumons *in situ* (adaptée de Netter, 1997)

Les différents volumes pulmonaires servant à quantifier la ventilation sont définis à la figure 1.2. Le volume courant (VC) est relié à la respiration normale. La capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) représente le volume d'air présent dans les poumons à la fin d'une expiration normale. La capacité vitale (CV) correspond à la différence de volume entre l'inspiration maximale et l'expiration maximale. Par contre, même après une expiration maximale forcée, un volume d'air, soit le volume résiduel (VR), est toujours présent dans les poumons. La somme du volume résiduel et de la capacité vitale détermine la capacité pulmonaire totale (CPT). Durant l'expiration chez certains sujets, les voies respiratoires ont tendance à se refermer avant que le volume résiduel ne soit atteint; le volume qui correspond à ce phénomène est le volume de fermeture (VF). La capacité

de fermeture (CF) est égale à la somme du volume de fermeture et du volume résiduel, et représente le volume d'air emprisonné dans les poumons. Cette capacité de fermeture n'est pas constante et dépend de l'âge, de la condition pulmonaire et de la position des sujets.

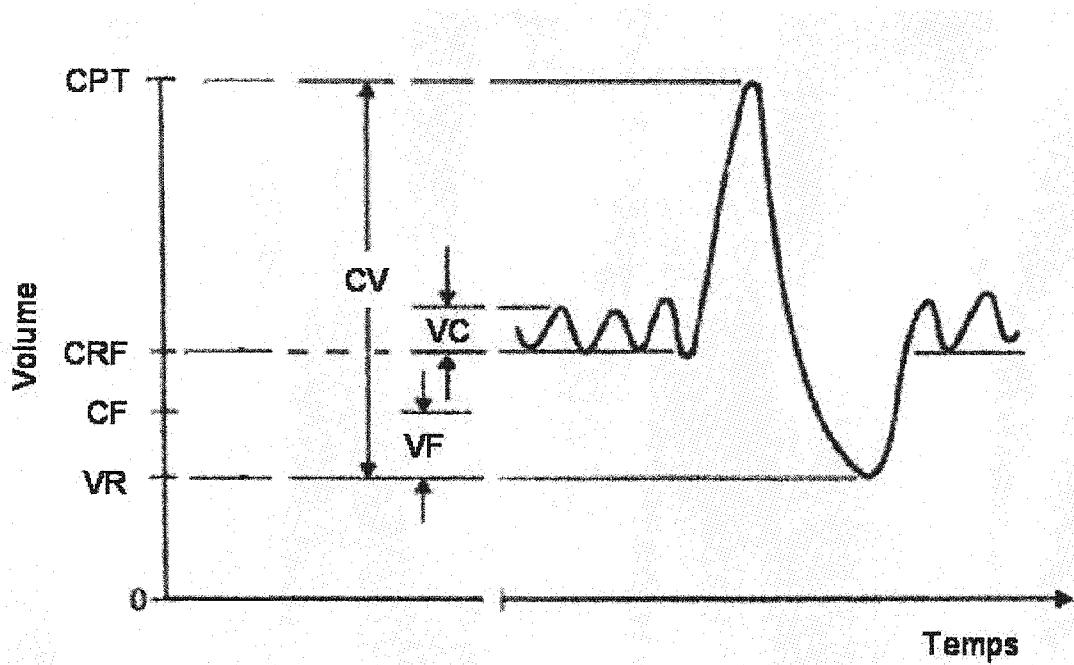


Figure 1.2 : Volumes pulmonaires (Légende : CF = capacité de fermeture, CRF = capacité résiduelle fonctionnelle, CPT = capacité pulmonaire totale, CV = capacité vitale, VC = volume courant, VF = volume de fermeture, VR = volume résiduel) (Adaptée de Webster, 1992).

1.2 Détermination directe de la ventilation pulmonaire

La spirométrie est une procédure permettant de mesurer directement des changements de volumes pulmonaires. Ces mesures s'effectuent soit par intégration physique du débit à la bouche à l'aide d'un spiromètre, ou par intégration électronique du signal provenant d'un débitmètre. Le spiromètre permet la collecte continue de l'air qui passe par la bouche d'un sujet et de mesurer le volume qu'il occupait dans les poumons. L'appareil comprend une cloche qui peut se déplacer verticalement dans un cylindre et un joint d'étanchéité

dynamique. Quand le sujet respire dans le spiromètre, les changements du volume internes de l'appareil sont proportionnels au déplacement de la cloche, et sont mesurés soit sur un tambour rotatif (kymographe) ou à l'aide d'un capteur de déplacement.

Un autre type d'instrument, appelé débitmètre, permet de mesurer le débit gazeux et d'estimer les changements de volume en intégrant temporellement cette mesure. Plusieurs types de débitmètres existent, et leurs différences sont reliées principalement au type de capteur utilisé. Un type de débitmètre bien adapté à la mesure bidirectionnelle du débit est le pneumotachomètre à pression différentielle (Webster, 1992). Cet appareil utilise une résistance composée de deux grilles percées de petits orifices et placées dans un tube cylindrique. L'air inspiré ou expiré par le sujet passe à travers cette résistance et produit une différence de pression proportionnelle au débit. La chute de pression entre deux points de cette résistance est mesurée par un capteur de pression différentiel.

1.3 Détermination indirecte de la ventilation pulmonaire

Certaines techniques d'imagerie médicale permettent la mesure indirecte des changements de volumes pulmonaires, notamment la scintigraphie et la tomodensitométrie. La scintigraphie produit des images des poumons et permet d'estimer des volumes régionaux en se basant sur le principe de dilution des gaz. Après l'inhalation d'un gaz radioactif par le sujet, le taux de désintégration dans chaque région des poumons est mesuré par des capteurs de scintillation situés autour du thorax. Pour obtenir une mesure de la concentration régionale de gaz, une conversion des taux de désintégration est nécessaire pour chacun des compteurs. Pour ce faire, un facteur de calibration pour chaque compteur est obtenu pour chacun des sujets. Deux facteurs sont considérés lors de la mesure au niveau du thorax, soit la complexité de la géométrie thoracique, et les taux d'absorption des différents tissus. Ainsi, la relation entre la concentration de gaz radioactif intra pulmonaire et le taux de comptage externe est différent pour chaque sujet, à chacune des positions des compteurs, ainsi qu'à chaque degré d'inflation des poumons. Les mesures

de scintigraphie représentent des tranches de tissus pulmonaires dont les dimensions dépendent du degré de collimation (Milic-Emili, 1986).

La tomodensitométrie permet aussi la mesure de volumes pulmonaires régionaux, à l'aide de rayons X. Les images obtenues par tomodensitométrie représentent la distribution du taux d'atténuation des rayons X par les tissus d'une tranche du thorax. Les méthodes de tomodensitométrie utilisent un seuillage pour différentier les poumons et les tissus adjacents des côtes, du diaphragme et du cœur. Cette opération permet de définir les frontières de la cage thoracique. Les volumes pulmonaires sont ensuite calculés en additionnant les produits de l'aire pertinente de chaque tranche par l'épaisseur de la tranche (Clausen, 1997). Pour la mesure de volumes pulmonaires dynamiques, on utilise la tomodensitométrie hélicoïdale qui permet d'obtenir une image des poumons complets.

1.4 Distribution régionale de la ventilation pulmonaire

Lors de l'étude par scintigraphie alors que les sujets sont en position verticale, un gradient vertical de la ventilation est noté (Engel, 1986; West, 1992). Ainsi, les régions dépendantes, soit les poumons inférieurs en position debout, reçoivent jusqu'à deux fois la ventilation des sommets pulmonaires. Par contre, aucun gradient horizontal n'est remarqué dans cette position (Engel, 1986). En position de décubitus dorsal, c'est-à-dire couché sur le dos, il existe aussi chez les sujets normaux un gradient vertical qui favorise la ventilation des poumons dépendants (Kaneko et al., 1966). Ainsi, la ventilation de la partie inférieure, soit le poumon postérieur, est plus importante que celle de la partie supérieure. Engel et Prefaut (1981) mentionnent par contre que chez les sujets âgés ou obèses, ce gradient peut être inversé. Dans cette position, Kaneko et al. (1966) notent qu'il n'existe pas de gradient horizontal; ainsi, la différence de la ventilation entre les sommets et les bases pulmonaires disparaît. Ces résultats ne concordent pas avec ceux de Bynum et al. (1976), qui remarquent la présence d'un gradient favorisant la ventilation des sommets. Par contre, lorsque le volume pulmonaire atteint une valeur correspondant à la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF), la ventilation est plutôt distribuée vers les

bases pulmonaires (Engel et Prefaut, 1981). Ces auteurs expliquent que les sujets peuvent être divisés selon la capacité de fermeture (CF) par rapport à la CRF. Les sujets possédant une CF plus grande que la CRF en position horizontale démontrent une distribution de ventilation vers les sommets pulmonaires, et ceux qui possèdent une CF moins grande que la CRF démontrent une distribution uniforme.

Les différences de distribution régionale de volumes pulmonaire durant la ventilation de repos dans les positions verticale et de décubitus dorsal peuvent être principalement expliquées par la compliance pulmonaire régionale. La compliance mesure la force nécessaire à l'expansion des poumons ; ainsi, une région pulmonaire ayant une compliance élevée prend facilement de l'expansion, tandis qu'une région avec une compliance basse est plutôt rigide. La compliance est affectée en partie par le gradient vertical d'expansion pulmonaire causé par la gravité (Engel, 1986). La gravité produit un gradient d'expansion du volume des alvéoles supérieures par rapport à celles au niveau inférieur (Kaneko et al., 1966). Les alvéoles supérieures sont étirées par la masse pulmonaire située en dessous, et les alvéoles inférieures comprimées par la masse pulmonaire située au-dessus. Les alvéoles supérieures contiennent ainsi un volume d'air au repos plus important et une pression d'expansion alvéolaire plus élevée que celles du niveau inférieur. Elles sont donc moins compliantes que les alvéoles inférieures, ce qui les rend moins aptes à la ventilation. Ainsi, lors de la respiration normale, les régions pulmonaires inférieures possèdent une ventilation plus importante que les régions supérieures (West, 1992). Par contre, alors que l'amplitude respiratoire augmente, les régions inférieures se remplissent d'air et deviennent de moins en moins compliantes. L'effet de la gravité agissant sur les régions supérieures est contrebalancé par la réduction de la compliance des régions inférieures, éliminant ainsi le gradient vertical d'expansion (Engel, 1986). Les régions pulmonaires supérieures sont ainsi graduellement ventilées.

Demedts (1980) indique que la différence de la distribution d'un bolus inhalé au VR entre les régions inférieures et supérieures augmente avec l'âge. Il est suggéré que ce phéno-

mène est causé en partie par l'effet de la perte d'élasticité des tissus pulmonaires dans les régions supérieures. (Demedts, 1980; Prefaut et al., 1977). Puisque les régions supérieures sont sujettes à un stress gravitationnel plus grand, une perte de l'élasticité est surtout présente dans les régions pulmonaires supérieures. La perte d'élasticité des régions supérieures se traduit par un volume au repos plus important, ce qui diminue la ventilation de ces régions pulmonaires. Les différences de la ventilation régionale entre les sommets et les bases pulmonaires sont plus importantes en présence d'obésité abdominale, et ce surtout pour des volumes pulmonaires moins grands (Demedts, 1980). Il est mentionné que la fermeture des voies respiratoires des régions pulmonaires basales pourrait être responsable de cet effet. En position de décubitus dorsal, cette fermeture engendre une redistribution de l'air inspiré vers les sommets pulmonaires (Engel et Prefaut, 1981). Pour la position verticale, Demedts (1980) fait l'hypothèse que ces différences pourraient aussi être dues à la pression appliquée sur les bases pulmonaires par le contenu abdominal. Chez les sujets obèses, le contenu de la cavité abdominale a tendance à remonter vers la cavité thoracique. Une pression est ainsi appliquée sur les poumons et limite l'excursion du diaphragme, ce qui nuit à l'expansion des régions basales et les empêchent de bien ventiler. Selon Cook et Hamann (1961) et Hepper et al., (1960), il existe une corrélation entre les différences individuelles des volumes pulmonaires et la taille. Ces auteurs ont découvert que les valeurs de VC, RV et TLC varient proportionnellement au cube de la taille.

1.5 Tomographie d'impédance électrique (TIE)

La tomographie d'impédance électrique (TIE) est une technique d'imagerie qui permet de mesurer des changements dans la distribution de conductivité électrique du thorax. La conductivité électrique des tissus biologiques couvre une plage assez large de valeurs, comme le démontre le tableau 1.1. La distribution de conductivité d'une partie du corps, comme le thorax, est modifiée par des changements de position et de volume des tissus et des fluides qui s'y trouvent. Par exemple, la ventilation provoque des changements de

volume d'air dans les poumons. Puisque l'air a une faible conductivité, la conductivité apparente des poumons dépend du volume qu'ils contiennent. Durant l'inspiration, les poumons se remplissent d'air, ce qui entraîne une diminution de la conductivité apparente. L'inverse se produit à l'expiration. En plus du changement de conductivité, la ventilation entraîne de légers déplacements des poumons, de la cage thoracique et d'autres organes abdominaux, ce qui affecte la distribution de conductivité dans l'ensemble du thorax. Pour observer ces modifications dans la distribution de conductivité, on utilise une technique différentielle (aussi appelée *imagerie dynamique*) où un premier ensemble de données est acquis à la fin de l'expiration pour constituer une *trame de référence*. Les données acquises subséquemment sont utilisées conjointement avec celles de la trame de référence pour reconstruire des images qui représentent le changement de conductivité relativement à la fin de l'expiration.

Tableau 1.1 : Conductivité électrique de différents tissus (Webster, 1990, adapté par Robitaille, 2000).

Tissu	Conductivité (mS/m)
Plasma	1515
Muscle (longitudinal)	800
Sang	667
Muscle cardiaque	130-240
Muscle (transverse)	56
Poumon	42-138
Graisse	40
Os	6

1.5.1 Principes de la TIE

La TIE repose essentiellement sur la loi d'Ohm, soit $V = ZI$. Des courants (I) de faible amplitude et de fréquence élevée sont appliqués au corps par des électrodes de surface. Ces courants génèrent une distribution de potentiel (V) qui est mesurée en divers points de la surface du corps avec d'autres électrodes. Cette distribution de potentiel est fonction de la conductivité (σ) des différents constituants du corps. Le rapport des potentiels (V) mesurés sur l'amplitude du courant appliqué (I) fournit une valeur Z pour chaque combinaison de 4 électrodes, soit les deux électrodes servant à la mesure des potentiels et les deux électrodes servant à l'application du courant. Cette valeur de Z , appelée *impédance de transfert*, est fonction de la position des 4 électrodes, de la géométrie du corps, de la fréquence du courant appliqué et de la distribution des conductivités (σ) des tissus dans cette région du corps. En effectuant un grand nombre de mesures de Z par l'intermédiaire d'un ensemble d'électrodes (par exemple, 16 ou 32) et en faisant des hypothèses sur les autres paramètres expérimentaux, il est possible de calculer des images qui présentent la variation de la distribution des conductivités (σ) dans le temps. C'est ce qu'on appelle en TIE *l'imagerie dynamique*.

La figure 1.3 illustre le fonctionnement d'un système de TIE typique. Un générateur de signal sinusoïdal produit une *porteuse de référence* de fréquence élevée (1). Ce signal passe par des circuits spéciaux contenus dans ce qu'on appelle couramment un *module d'isolation* (2). Cette étape est essentielle afin d'assurer un usage sécuritaire du système. La porteuse de référence contrôle des circuits qui agissent de source et puits de courant (3). Ces circuits sont reliés à des électrodes disposées à la périphérie de la section du corps étudiée. Un courant sinusoïdal de faible amplitude est ainsi appliqué au corps. Les autres électrodes sont reliées à des préamplificateurs et servent à mesurer des différences de potentiel entre paires adjacentes (4). Le signal représentant la différence de potentiel est une porteuse modulée en amplitude et en phase (5). Ce signal passe par les circuits

d'isolation et est ensuite démodulé (6). Un algorithme de reconstruction traite les données pour produire des images de la distribution de conductivité du corps (7).

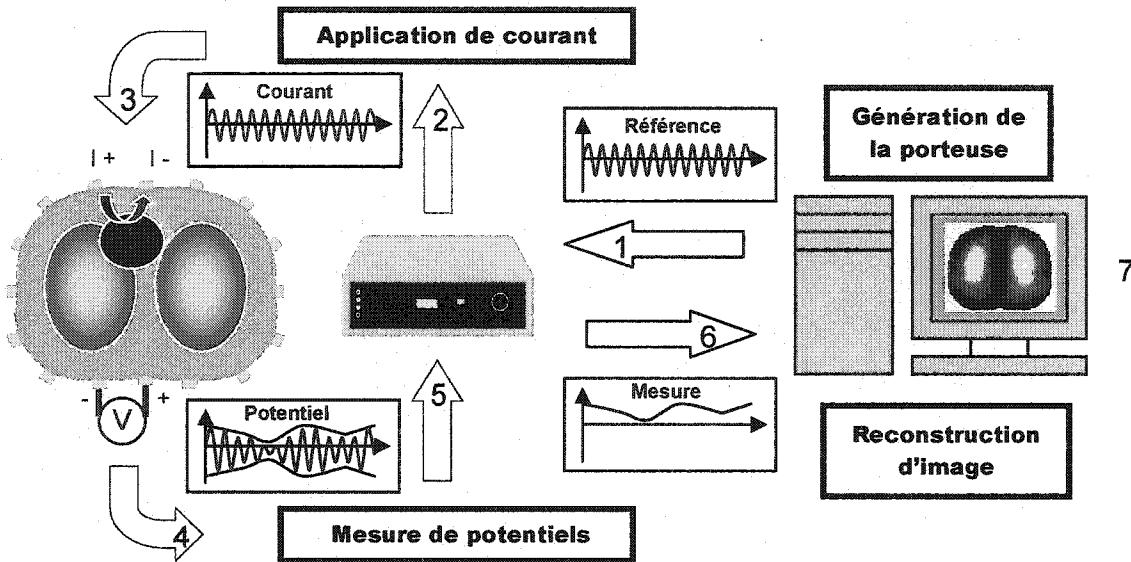


Figure 1.3 : Fonctionnement de la TIE pour l'étude d'une coupe thoracique.

1.5.2 Système TIE-4

Le système de Tomographie d'Impédance Électrique (TIE-4) développé à l'Institut de génie biomédical (IGB) de l'École Polytechnique de Montréal a été utilisé pour l'étude *in vivo* décrite dans ce mémoire. Ce système permet d'obtenir des images de conductivité avec une cadence maximale de 25 trames/s. Toutefois, étant donné que le rapport signal sur bruit des mesures diminue quand la cadence des trames est augmentée, une cadence bien inférieure à ce maximum est utilisée, soit 4.71 trames/s. Cette fréquence est adéquate pour étudier la ventilation pulmonaire puisque, d'après le théorème de Nyquist, un signal échantillonné à un taux égal ou supérieur à deux fois la fréquence la plus élevée de son spectre peut être reconstruit sans erreurs à partir des échantillons. Un sujet normal au repos respire 16 à 20 fois par minute (Snell, 1995), ce qui équivaut à une fréquence

maximale de 0.33 Hz. D'autre part, le spectre du signal respiratoire est relativement restreint. Par conséquent un ratio de fréquence d'échantillonnage versus fondamentale de ~14:1 (c'est-à-dire 4.71 trames/s sur 0.33 Hz) est jugé suffisant pour étudier la ventilation.

1.5.2.1 Composantes matérielles

Le système TIE-4 comporte trois composantes matérielles majeures. La première est une carte de contrôle et d'acquisition qui est insérée dans un ordinateur personnel (*personal computer* ou PC). Cette carte permet au PC de contrôler tous les modules du système de TIE et de faire l'acquisition des données. La deuxième composante est le module d'isolation, dont le rôle principal est de protéger le patient en cas de défectuosité majeure dans le système. La troisième composante est une carte d'électrodes actives (CEA), qui contient 16 canaux configurables pour l'injection de courant ou la mesure de potentiels. La figure 1.4 présente le système TIE-4 actuel. La carte de contrôle et d'acquisition est branchée au module d'isolation, qui lui est relié à la CEA. La CEA, habituellement branchée aux électrodes placées sur un patient, est montrée ici branchée à un *fantôme*. Ce fantôme, composé de résistances, simule un milieu de conductivité homogène et permet de tester et de faire la mise au point du système. Une description détaillée du système TIE-4 se trouve dans Robitaille (2000).

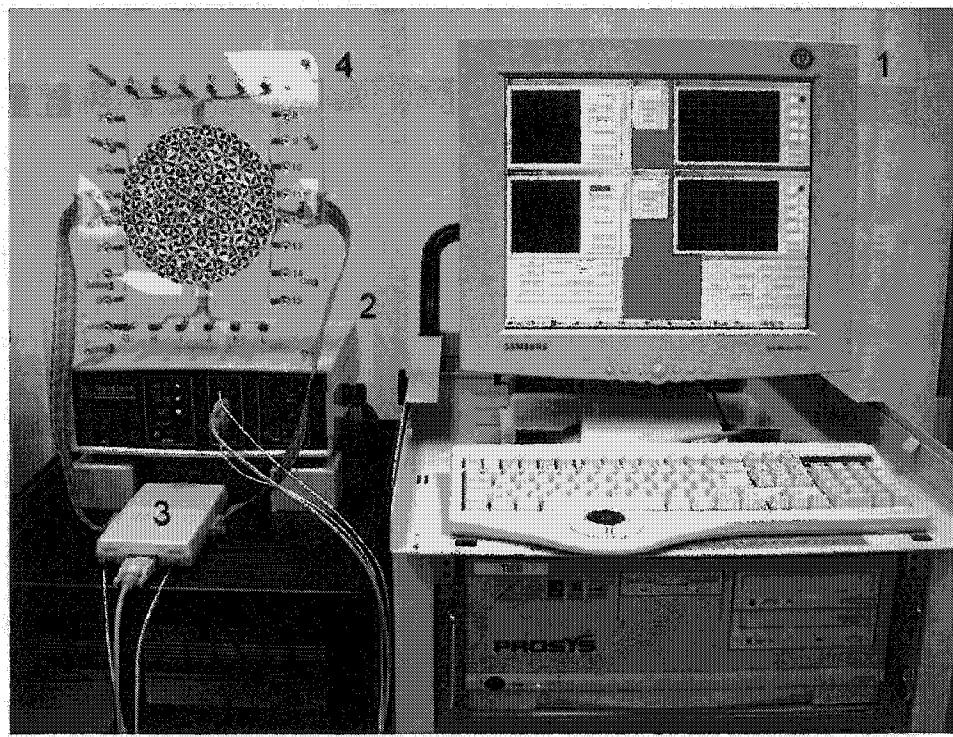


Figure 1.4 : Présentation du système TIE-4 (Légende : 1 = PC avec carte de contrôle et d'acquisition, 2 = boîtier d'isolation, 3 = carte d'électrodes actives, 4 = fantôme résistif).

1.5.3 Facteurs anthropométriques pouvant affecter la mesure par TIE

Pour l'étude des changements de conductivité reliés à la ventilation de sujets normaux, les différences inter individuelles de la composition ainsi que de la forme et des dimensions du torse peuvent influencer les mesures. La propagation des courants utilisés pour la mesure de ventilation par TIE est affectée par l'épaisseur des tissus adipeux. Les différences du poids et de l'épaisseur des plis cutanés sont deux mesures reliées à la masse adipeuse des sujets. Une étude menée par Kerber et al. (1981) traitant de l'effet de la résistance transthoracique sur la propagation des courants de défibrillation indique une corrélation positive entre le poids et cette résistance ($r = 0.45$). Une meilleure corrélation positive est notée en comparant cette résistance avec la largeur thoracique ($r = 0.80$). Toutefois, il est important de souligner que la densité des courants de défibrillation est beaucoup plus grande que celle utilisée en TIE. Les conclusions de l'étude de Kerber et

al. (1981) ne sont donc pas nécessairement applicables à la TIE. Le courant appliqué au thorax en TIE n'est pas confiné au plan délimité par les électrodes (Rabbani et Kabir, 1991). La TIE est donc affectée par les structures anatomiques situées au dessus et sous ce plan (Adler et al., 1996; Harris et al., 1987; Holder et Temple, 1993). De plus, il a été observé que le contenu abdominal peut avoir un effet sur les mesures de conductivité thoracique (Holder et Temple, 1993).

1.5.4 La TIE pour la détermination de la ventilation pulmonaire

Contrairement aux techniques de scintigraphie et de tomodensitométrie, il est possible d'utiliser la TIE sur de longues périodes et en continu pour l'étude ou le monitoring de la ventilation pulmonaire. Les courants utilisés en TIE n'ont pas d'effets néfastes connus, comme c'est le cas des substances radioactives et rayons X utilisés dans les deux autres techniques. Les systèmes de TIE sont compacts et peu coûteux. Ils peuvent être facilement utilisés au chevet d'un patient. De plus, les images peuvent être reconstruites et affichées en temps réel. Le principal inconvénient de la TIE est sa faible résolution spatiale, qui se situe entre 15% à 20% du diamètre du plan défini par les électrodes (Holder et Temple, 1993).

Certaines études comparent la TIE à d'autres techniques de mesure directe et indirecte de la ventilation pulmonaire. Dans une étude préliminaire sur six sujets, Harris et al. (1987) ont trouvé une relation linéaire de corrélation élevée entre le changement de l'impédance mesurée par TIE et le volume d'air mesuré par spirométrie. D'autres études par Harris et al. (1988) sur un seul sujet et par Holder et Temple (1993) sur 30 sujets confirment ces observations. Alors que le volume pulmonaire semble être le facteur dominant de cette relation, Harris et al. (1987) remarquent que cette relation peut être plus complexe. Par exemple, ils suggèrent que l'augmentation du diamètre thoracique lors de l'inspiration peut avoir un effet sur les mesures de TIE. Toutefois, à l'aide de simulations Adler et al. (1996) démontrent que l'effet de l'expansion du thorax peut être négligé, puisqu'il varie

linéairement avec les changements de conductivité causés par la ventilation. Harris et al. (1987) remarquent aussi que les mesures de TIE sont influencées par la position verticale (*niveau*) du plan d'électrodes choisi. Lorsque le plan est au niveau des lobes inférieurs, on observe une réduction de l'aire des images qui correspond aux poumons.

Harris et al. (1988) rapportent que le changement de posture du sujet a peu d'effet sur la relation entre la conductivité et le volume pulmonaire des cinq sujets testés. Ils mentionnent que ces changements peuvent être reliés aux différences de la ventilation régionale ainsi que de la perfusion lors du changement de la position verticale à celle de décubitus dorsal. Puisque les changements de ventilation et de perfusion ne sont pas nécessairement correspondants et que leur effet sur la conductivité est opposé, les auteurs notent que la variation entre les individus pourrait être expliquée par ce phénomène. Holder et Temple (1993) ont étudié l'influence de certains paramètres anthropométriques sur la relation entre la conductivité des régions d'images associées à la ventilation et la spirométrie. Cette étude sur 30 sujets sains démontre qu'il existe des variations importantes dans les images de conductivité entre chacun des sujets. Leur méthode ne semble pas démontrer de différence significative pouvant être attribuée à l'âge ou au poids. Les auteurs suggèrent cependant que sur inspection visuelle, les images obtenues d'un sujet obèse semblent très différentes de celle des autres sujets. Dans les images de TIE, l'aire des régions qui correspondent à la ventilation normale varie selon le sexe du sujet ($p = 0.003$).

Les mesures indirectes de volumes pulmonaires régionaux obtenues par des techniques d'imagerie établies ont été comparées à celle de TIE dans deux études différentes. La comparaison entre la TIE et la scintigraphie pour la mesure de la ventilation des sections gauche et droite de l'image correspondant à chacun des poumons, permet d'obtenir une corrélation élevée ($r = 0.98$) (Kunst et al., 1998). Une étude menée par Frerichs et al. (1998) sur des porcs ventilés mécaniquement en position de décubitus dorsal permet de souligner qu'une bonne corrélation de la mesure des changements de volume pour trois régions pulmonaires distinctes existe aussi entre la TIE et la tomodensitométrie. Les

valeurs moyennes de la corrélation pour les régions ventrale, centrale, et dorsale sont de 0.81, 0.87 et 0.93 respectivement.

1.6 Objectifs du projet de maîtrise

L'objectif général de ce projet de maîtrise cherche à déterminer la relation entre les changements de conductivité thoracique moyenne mesurés par TIE et les changements de volume pulmonaire mesurés par spirométrie chez 21 sujets normaux. Plusieurs auteurs suggèrent que la relation entre les deux mesures est de nature linéaire (Harris et al., 1986, 1987 ; Holder et Temple, 1993), mais peut être influencée par certains facteurs ; notamment la position, l'amplitude respiratoire, et les paramètres anthropométriques. Ainsi, une analyse statistique des données est établie afin de spécifier les facteurs considérés qui influencent significativement la relation entre ces deux mesures. La modélisation multi-paramétrique permet de tenir compte de l'influence des paramètres anthropométriques sur la relation. Elle considère deux approches, soit la régression linéaire multiple et la régression non linéaire multiple. Une analyse comparative permet de déterminer le type de modèle le plus approprié à la représentation de la relation selon les paramètres considérés. Une saturation du signal de TIE, alors que la mesure spirométrique enregistre toujours un changement de volume, est présente chez certains sujets. Les causes de ce phénomène sont étudiées en profondeur avec la réalisation d'un système de TIE permettant l'acquisition de mesures sur deux plans d'électrodes simultanément.

Ces modèles pourront permettre la détermination de la ventilation pulmonaire à partir des mesures de conductivité thoracique moyenne obtenues par TIE. Puisque la TIE semble permettre l'imagerie de la ventilation régionale (Frerichs et al., 1998), l'établissement de modèles reliant le volume pulmonaire et la conductivité pourrait quantifier en mesures volumétriques le changement de conductivité régional. Ainsi, la TIE pourrait éventuellement être utilisée pour le monitoring de la distribution de volumes pulmonaires chez les patients, notamment ceux ventilés artificiellement (Frerichs et al., 1996).

CHAPITRE 2

EXPÉRIENCES *IN VIVO*

2.1 Protocole expérimental

La comparaison de mesures obtenues simultanément par spirométrie et par TIE permet d'étudier la relation entre la ventilation pulmonaire et les changements de conductivité thoracique. Tel que mentionné, certaines caractéristiques anthropométriques peuvent affecter différemment les changements perçus par chaque technique de mesure. Ainsi, le sexe, l'âge, la taille, le poids, les plis cutanés et la circonférence thoracique sont considérés dans ce protocole expérimental. Le protocole suit les recommandations de la politique d'éthique de la recherche avec des êtres humains des trois Conseils¹. Le protocole comporte trois volets : la signature du formulaire de consentement reproduit à l'Annexe I, la collecte de données anthropométriques, et l'acquisition de données spirométriques et de TIE. Un groupe de 21 sujets normaux, soit 11 hommes et 10 femmes a été recruté. Un effort particulier a été fourni afin de couvrir une plage étendue de valeurs pour les paramètres anthropométriques considérés.

2.2 Acquisition des données

Le poids de chaque sujet a été obtenu avec une balance (*pèse personne*) de marque Thinner, modèle HW118 (Measurement Specialities Inc., Fairfield, New Jersey). Cette balance affiche le poids en livres, un facteur de 2.205 lbs/kg a été utilisé pour convertir le poids en kilogrammes. La taille de chacun des sujets a été obtenue avec un ruban à mesurer. Les mesures du pli tricipital, situé sur le bras, ainsi que du pli sous-scapulaire qui est situé sous l'omoplate, ont été obtenues à l'aide d'un adipomètre (*Skinfold Caliper*)

¹ Conseil de recherches médicales du Canada, Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada et Conseil de recherches en sciences humaines du Canada.

de marque Lange (Beta Technology Inc., Cambridge, Maryland). Les directives pour la mesure des plis cutanés sont reproduites à l'Annexe II. La circonférence thoracique au niveau de la vertèbre T10, a été obtenue à l'aide d'un ruban à mesurer flexible. Le sujet était debout pour cette mesure afin de garder un volume d'air variant très peu de la CRF. Toutes ces informations, de même que l'âge et le sexe des sujets ont été inscrites sur un formulaire spécialement conçu pour la collecte des données anthropométriques. Un exemple de ce formulaire est inclus à l'Annexe III. Les données anthropométriques des 21 sujets qui ont participé à l'étude sont reproduites à l'Annexe IV.

Le système TIE-4 permet d'obtenir des images de la conductivité régionale thoracique. Pour cette étude, l'acquisition a été faite avec 16 électrodes Ag/AgCl jetables placées au niveau de la vertèbre T10. La position des poumons relativement aux vertèbres est illustrée à la figure 2.1. Les électrodes étaient espacées également sur le thorax, et formaient un plan transverse, comme illustré à la figure 2.2. Pour obtenir un signal de la conductivité thoracique moyenne mesurée par TIE (C_T) pouvant être comparé au signal du volume pulmonaire mesuré par spirométrie (V_P), les images de conductivité ont été converties en un signal temporel exprimant la conductivité moyenne des images. Ce signal est en unités arbitraires de conductivité, ou UAC. Le volume pulmonaire (en litres, L) est obtenu en intégrant le signal provenant d'un pneumotachomètre à pression différentielle de marque PC-Flow, modèle 3350 (Spirometrics, Gray, Maine) qui est interfacé à l'appareil de TIE. Ainsi, les deux signaux sont acquis simultanément et sauvegardés dans le même fichier. Puisque le pneumotachomètre est utilisé pour mesurer les changements du volume à la bouche lors de la respiration, et que la littérature comparant la spirométrie à la TIE ne fait habituellement pas de distinction entre le spiromètre et le pneumotachomètre, il sera question de spiromètre dans ce mémoire.

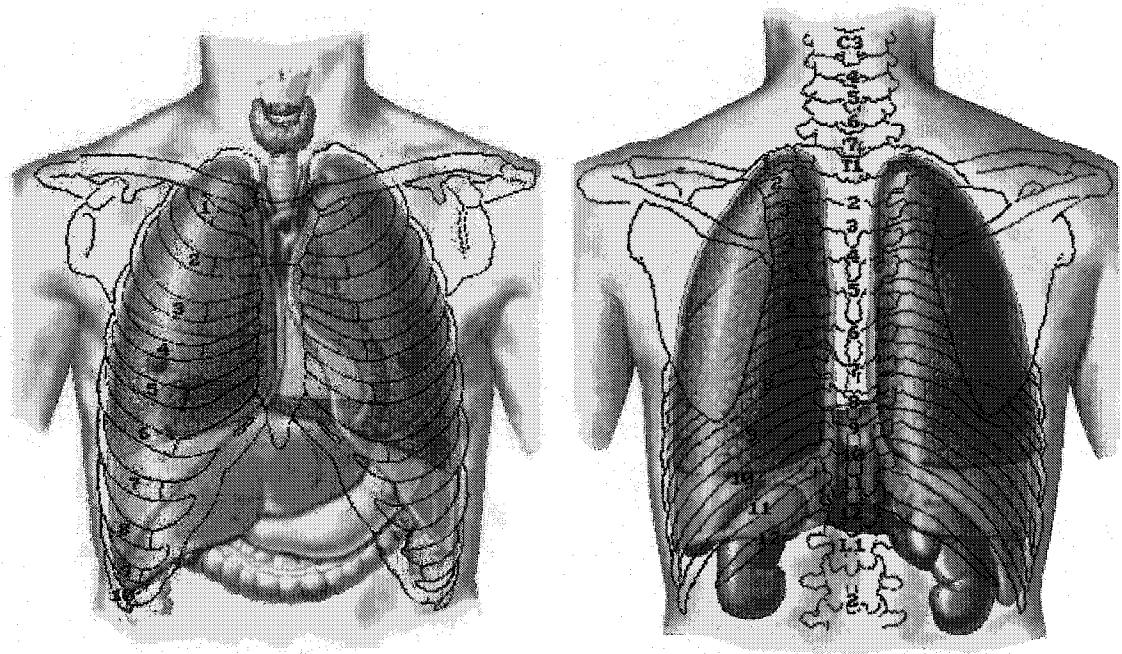


Figure 2.1 : Représentation des poumons et des vertèbres (Netter, 1997).

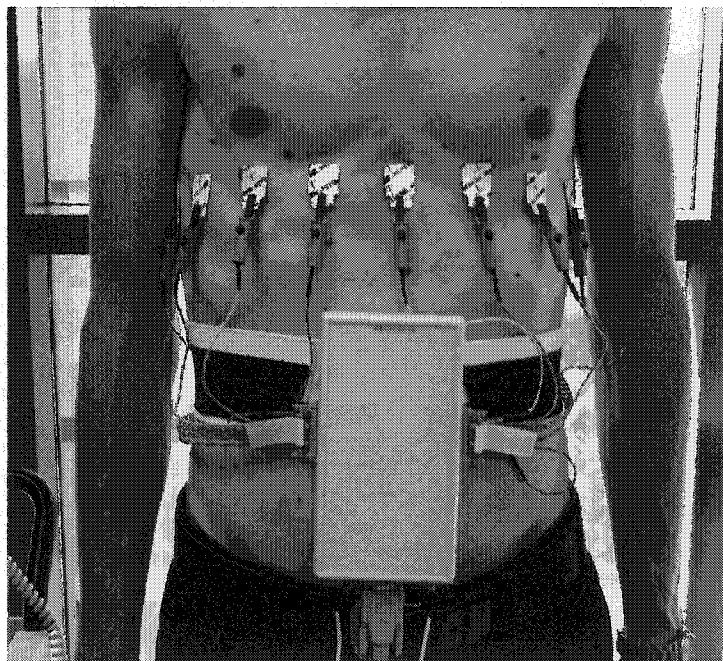


Figure 2.2 : Placement des électrodes et de la carte d'électrodes actives sur un sujet.

La procédure adoptée pour les acquisitions indique aux sujets de se pincer le nez avec une main et tenir le spiromètre avec l'autre, comme démontré à la figure 2.3. Pour débuter l'acquisition, le sujet doit expirer complètement et retenir son souffle pour que le système de TIE et le spiromètre puissent être synchronisés et réinitialisés. L'acquisition débute lorsque le sujet respire à un rythme et une amplitude constants, et dure 300 trames de TIE, ce qui correspond à 64 secondes lorsque la cadence du système est de 4.71 trames/s. La collecte de données à l'aide du spiromètre et du système de TIE est réalisée dans quatre positions différentes : debout, assise, inclinée à un angle de 45 degrés et couchée. Pour la position debout, le sujet doit maintenir une position stable afin d'éviter les artefacts dans les images de TIE causés par le mouvement (Webster, 1990). Les mouvements du torse produisent des modifications de l'impédance de contact des électrodes et causent des artefacts dans le signal de TIE. Pour les trois autres positions, une chaise à dossier inclinable est utilisée. Le dossier de la chaise permet de stabiliser le torse.

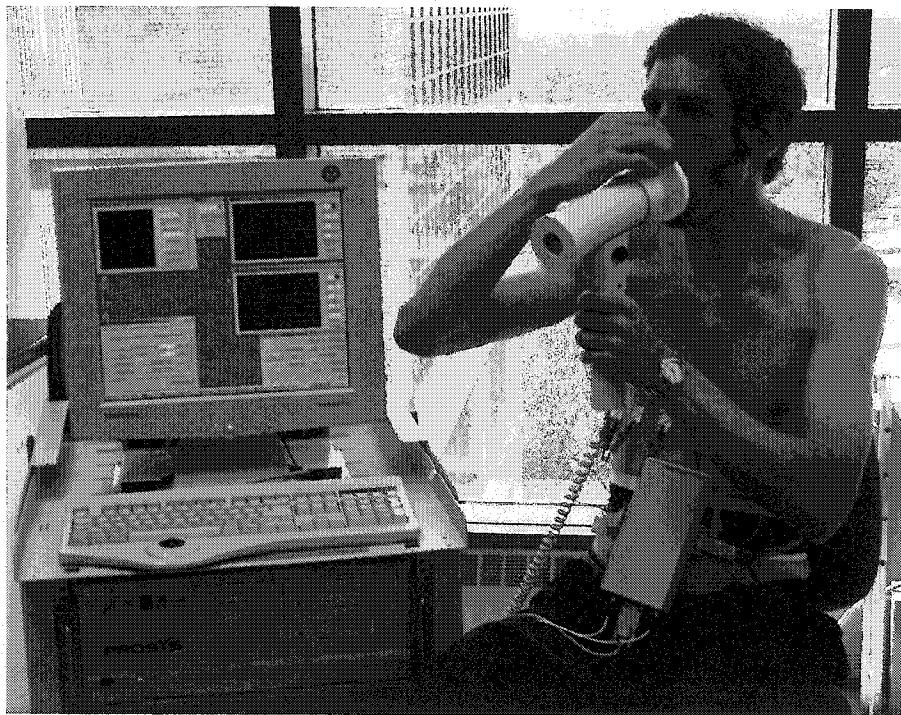


Figure 2.3 : Sujet durant une acquisition en position assise

Comme mentionné dans l'introduction, la distribution de la ventilation est affectée par le changement de posture du sujet. Pour chacune des quatre positions, deux acquisitions ont été réalisées; la première avec une amplitude de respiration normale et l'autre avec une grande amplitude. L'amplitude normale se rapproche du volume courant, ou VC, tandis que les grandes amplitudes s'apparentent plutôt à la capacité vitale, CV. La distribution de ventilation régionale pulmonaire est aussi influencée par l'amplitude respiratoire. Pour une respiration d'amplitude normale en position assise, un gradient existe entre les régions inférieures et supérieures, et les régions inférieures sont plus ventilées que les régions supérieures (Engel, 1986). Par contre, pour de grandes amplitudes respiratoires le gradient disparaît. Ceci suggère que la distribution de la ventilation est la même pour toutes les régions (Engel, 1986). Afin d'étudier si le phénomène de recrutement des régions supérieures affecte les mesures de TIE, il est nécessaire de faire une acquisition pour les deux cas. Ainsi, huit combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires sont considérées lors de cette étude. Il est à noter qu'aucune tentative n'a été faite pour normaliser l'amplitude respiratoire à part de demander aux sujets de respirer avec une amplitude *normale* et *grande*.

2.3 Traitement des données

Les signaux bruts recueillis pour chacun des sujets doivent être traités pour extraire l'information nécessaire à l'analyse statistique. Chaque image de TIE représente les différences régionales de conductivité mesurées par rapport à une trame de référence. Cette trame a été prise à la fin d'une expiration forcée. La première étape du traitement consiste à calculer la conductivité moyenne de chacune des 300 images de TIE. Les 300 valeurs de conductivité moyenne deviennent les échantillons d'un signal temporel. La fréquence d'échantillonnage de ce signal est la même que la cadence d'acquisition d'images, soit 4.71 Hz. Pour que ce signal puisse être comparé directement à celui du spiromètre, échantillonné à 150 Hz, le signal de TIE est interpolé linéairement et ajusté sur le signal du spiromètre. Les signaux sont par la suite traités par des fonctions écrites

en Matlab® (The MathWorks Inc., Natick, Massachussets). Ce traitement a pour but de soustraire la valeur moyenne de chacun des signaux, de s'assurer qu'ils soient alignés temporellement et de corriger partiellement la dérive du signal spirométrique. Les segments de signaux au début et à la fin d'un enregistrement qui ne forment pas de cycles respiratoires complets sont éliminés.

Certains auteurs notent que la relation linéaire entre la spirométrie et la TIE possède une corrélation élevée (Harris et al., 1986, 1987; Holder and Temple, 1993). Ainsi, une approximation de la relation entre les changements de la conductivité thoracique moyenne mesurés par TIE (ΔC_T) et les changements du volume pulmonaire mesurés par spirométrie (ΔV_P) à l'aide d'une fonction linéaire semble appropriée. La régression par moindres carrés consiste à déterminer, dans le cas le plus simple, la meilleure fonction linéaire qui représente un ensemble contenant n données. Afin de trouver les paramètres M et C de la fonction linéaire $y = Mx + C$, l'on doit minimiser la somme des carrés des n différences entre les valeurs prédites par cette fonction (droite de régression), et les valeurs (y_i) mesurées.

$$\sum_{i=1}^n [y_i - (Mx_i + C)]^2$$

Dans ces équations, x représente le signal spirométrique V_P et y représente le signal C_T dérivé des images de TIE. L'approche par moindres carrés peut être généralisée pour une fonction polynomiale d'ordre supérieur, ce qui permet de modéliser un ensemble de données possédant des caractéristiques non linéaires. Afin de comparer statistiquement la relation entre ΔC_T et ΔV_P , deux types de régressions, ou d'ajustements, ont été calculés. L'ajustement d'ordre linéaire est considéré puisqu'il est suggéré dans la littérature que la relation à déterminer est linéaire. En effet une corrélation linéaire importante existe pour chacun des sujets de l'étude ($0.930 < r < 0.997$). Par contre, la relation observée entre ces

deux signaux chez certains sujets suggère davantage d'effectuer un ajustement d'ordre quadratique.

2.3.1 Ajustement par moindres carrés linéaire

Puisque la relation entre ΔC_T et ΔV_P est supposée linéaire, un ajustement de premier ordre de forme $y = Mx + C$ a été premièrement considéré. Pour ce modèle, M représente la pente exprimée en unités arbitraires de conductivité par litres, ou UAC/L et C représente le point où la droite de l'ajustement croise l'ordonnée. Une valeur de pente est calculée pour chaque combinaison de position et d'amplitude de chacun des sujets. Ainsi, pour 21 sujets placés dans quatre positions différentes et respirant à deux niveaux d'amplitude différents, l'on obtient un ensemble de 168 valeurs de M . La compensation incomplète de la dérive du signal spirométrique ne permet pas de considérer les valeurs de C dans les modèles multiparamétriques qui seront développés au chapitre suivant.

La figure 2.4 représente l'ajustement linéaire sur la relation entre la TIE et le spiromètre pour un seul cycle respiratoire d'un sujet dans une position et une amplitude respiratoire donnée. Un algorithme a été développé pour diviser les signaux en cycles respiratoires. Cet algorithme détecte les passages par zéro du signal de débit provenant du spiromètre, et indique une frontière entre deux cycles si la pente dans la région de la détection est positive. Cette frontière correspond à une valeur maximale de volume. Chaque cycle débute donc à la pleine inspiration, comprend l'expiration totale et se termine à la pleine inspiration suivante. En réalité, l'ajustement linéaire est fait sur une séquence complète composée de plusieurs cycles respiratoires (entre 3 et 20 cycles, selon l'enregistrement).

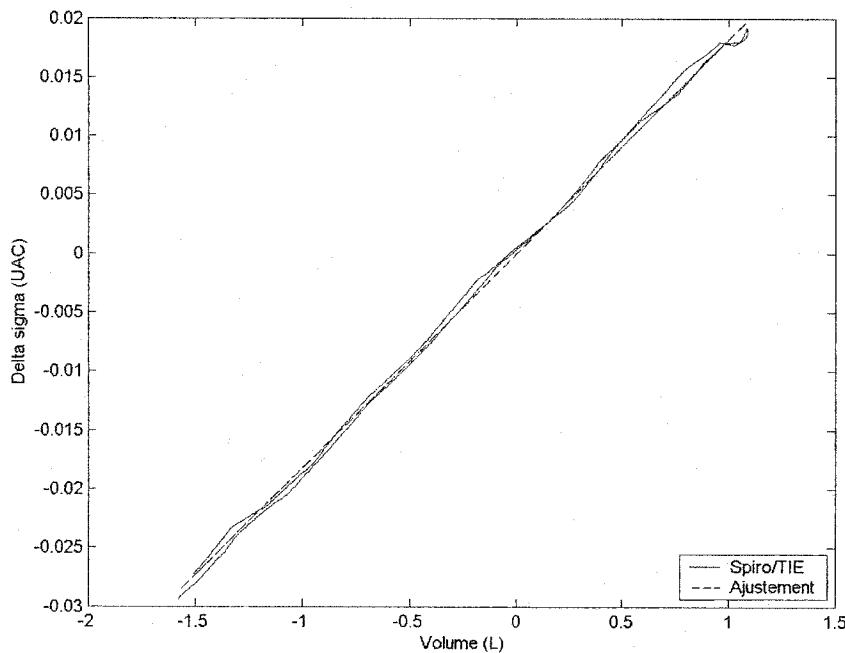


Figure 2.4 : Ajustement d'ordre linéaire sur la relation entre ΔC_T (TIE) et ΔV_P (Spiro) au niveau de la vertèbre T10 pour un cycle respiratoire. (Légende : Delta sigma = changements de conductivité)

2.3.2 Ajustement par moindres carrés quadratique

L'ajustement quadratique basé sur l'équation $y = Ax^2 + Bx + C$, permet de représenter la relation entre ΔC_T et ΔV_P à l'aide du coefficient quadratique (A), en unités arbitraires de conductivité par litres carrés (UAC/L^2), ainsi qu'avec le coefficient linéaire (B) en UAC/L . Pour chaque combinaison de position et d'amplitude de chacun des sujets, une valeur du coefficient A et du coefficient B est calculée. Des ensembles de 168 valeurs de A et de B sont aussi obtenus dans ce cas. Les coefficients C sont très sensibles à la dérive du signal spirométrique et n'ont pas été considérés dans l'analyse statistique qui suit.

Une illustration de l'ajustement quadratique sur la relation entre ΔC_T et ΔV_P est présentée à la figure 2.5. Cette figure représente un seul cycle respiratoire d'un sujet dans une position et une amplitude respiratoire donnée. L'ajustement quadratique représente la

relation lorsque celle-ci n'est pas linéaire, mais plutôt de nature courbe. Cet effet n'est pas présent chez tous les sujets, et se manifeste surtout lors des grandes amplitudes respiratoires. L'effet provient vraisemblablement de la saturation du signal de TIE alors que le signal spiométrique continue à enregistrer une variation de volume. Le coefficient \mathcal{A} de l'ajustement quadratique permet de quantifier l'effet de courbure, dans le but de déterminer si certains paramètres anthropométriques parviennent à expliquer la saturation du signal de C_T . Un exemple de la saturation du signal de C_T est donné à la figure 2.6.

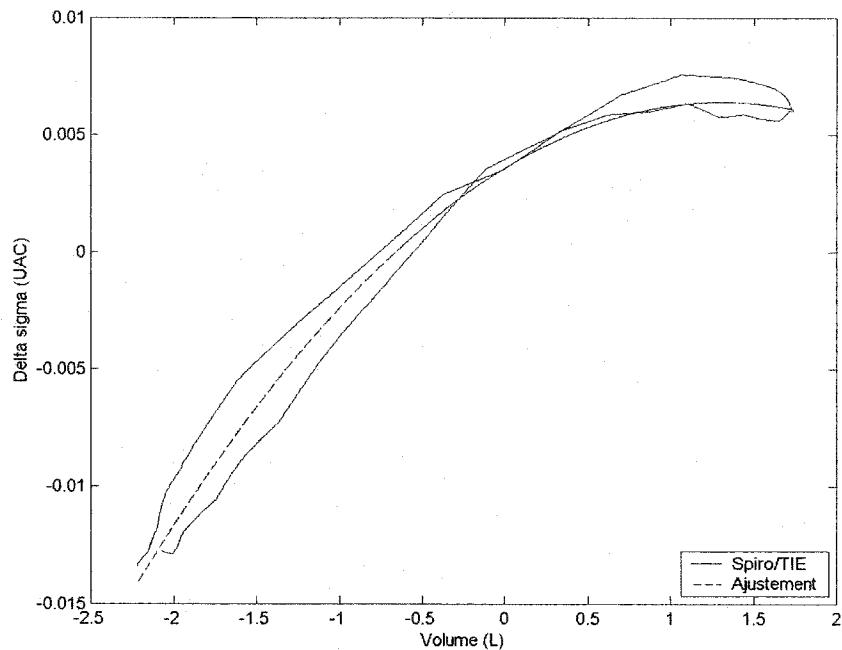


Figure 2.5 : Ajustement d'ordre quadratique sur la relation entre ΔC_T (TIE) et ΔV_p (Spiro) au niveau de la vertèbre T10 pour un cycle respiratoire. (Légende : Delta sigma = changements de conductivité)

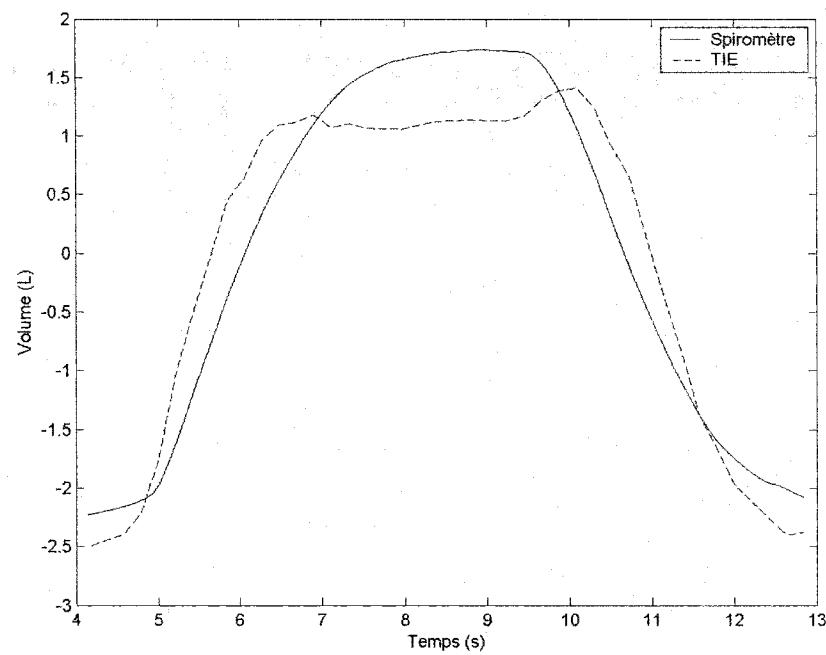


Figure 2.6 : Exemple de la saturation du signal de C_T (TIE) lors de la comparaison temporelle avec le signal de V_P (Spiromètre).

CHAPITRE 3

RÉSULTATS

3.1 Analyse de corrélation des paramètres anthropométriques

Comme mentionné au chapitre précédent, les valeurs des coefficients \mathcal{M} , \mathcal{A} et \mathcal{B} des ajustements linéaire et quadratique sont utilisées pour trouver un modèle mathématique reliant les changements de la conductivité thoracique moyenne mesurés par TIE (ΔC_T) aux changements du volume pulmonaire mesurés par spirométrie (ΔV_P). Une hypothèse que l'on retrouve dans la littérature suggère que les différences entre individus peuvent influencer les mesures de TIE, du spiromètre, ou des deux. Ces différences sont représentées par des paramètres anthropométriques tels que la taille, le poids, l'âge, etc. Une première étape dans cette étude consiste à déterminer s'il existe un lien entre les paires des paramètres anthropométriques considérés. À cette fin, une analyse de corrélation est utilisée.

Le coefficient de corrélation (r) est une mesure qui évalue la relation linéaire entre deux variables, ce qui permet d'estimer le degré de représentation d'un ensemble de données par un modèle linéaire. Le coefficient r est calculé avec la formule suivante :

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\left(\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \right) \left(\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2 \right)}}$$

où x_i et y_i dénotent les données des deux paramètres anthropométriques comparés, et \bar{x} et \bar{y} indiquent les moyennes de ces données. Une valeur de r nulle indique qu'il n'y a pas de corrélation entre les paramètres, tandis qu'une valeur absolue de r qui tend vers 1 indique

une forte corrélation. Une valeur de r positive dénote une pente de la droite de régression positive, et une valeur négative révèle une pente négative (Savard, 2001). Puisque deux paramètres fortement corrélés véhiculent sensiblement la même information, il est habituellement possible d'éliminer un de ceux-ci, simplifiant ainsi les modèles multiparamétriques. De ce fait, l'exclusion d'un des deux paramètres peut être accomplie selon certains critères. Le tableau 3.1 présente les coefficients de corrélation de toutes les paires de paramètres anthropométriques. Dans ce tableau, le pli sous-scapulaire est dénoté par Pli SS, le pli tricipital par Pli Tri, et la circonférence thoracique par Circ Tho.

Tableau 3.1 : Coefficients de corrélation pour toutes les paires des paramètres anthropométriques mesurés chez chacun des sujets.

	Âge	Taille	Pli SS	Pli Tri	Circ Tho	Poids
Âge	1.0000					
Taille	-0.1887	1.0000				
Pli SS	0.4049	-0.3035	1.0000			
Pli Tri	0.2941	-0.3359	0.9371	1.0000		
Circ Tho	0.0102	0.2556	0.3593	0.4694	1.0000	
Poids	-0.0247	0.3164	0.4616	0.5553	0.9477	1.0000

D'après le tableau 3.1, les mesures du pli cutané tricipital et sous-scapulaire sont très corrélées ($r = 0.9371$) chez les sujets de cette étude. Ceci suggère que l'une de ces mesures peut être éliminée. La mesure de l'un ou l'autre des plis se fait de manière identique, à l'aide d'un adipomètre. Par contre, pour les acquisitions de TIE le courant est appliqué au niveau du thorax, et il est plausible que la couche de tissus adipeux dans cette région affecte directement la mesure. Ainsi, il semble pertinent de considérer le pli cutané sous-scapulaire, qui est situé directement au niveau des électrodes, plutôt que le pli tricipital situé sur le bras. Dans une même veine, et en considérant les résultats de Kerber et al. (1981), nous pouvons présumer que la circonférence thoracique est plus pertinente que le poids du sujet, malgré leur corrélation élevée ($r = 0.9477$). Ainsi, l'analyse de corrélation des paramètres anthropométriques a permis d'éliminer deux des six paramètres originalement considérés. Les paramètres restants, soit l'âge, la taille, le pli sous-

scapulaire et la circonférence thoracique sont considérés pour la modélisation multiparamétrique.

3.2 Groupement des données selon le sexe

Afin de détecter si une différence des valeurs de \mathcal{M} , \mathcal{A} et \mathcal{B} existe par rapport au sexe, un test d'hypothèse de Student peut être appliqué aux données des hommes et des femmes. Un test d'hypothèse permet de déterminer s'il existe une différence statistiquement significative entre les moyennes de deux groupes. Puisque les échantillons utilisés contiennent un nombre de valeurs réduit, une distribution de Student doit être considérée. L'hypothèse nulle posée lors de la comparaison est qu'il n'existe pas de différence significative entre les groupes. La valeur de test t obtenue par la formule suivante permet d'obtenir une valeur de probabilité p correspondante, et en comparant cette valeur avec le seuil de probabilité choisi, l'hypothèse nulle peut être acceptée ou rejetée :

$$t = \frac{(\bar{x}_1 - \bar{x}_2)}{\sqrt{\frac{s^2}{n_1} + \frac{s^2}{n_2}}},$$

où $s^2 = \frac{\sum_{i=1}^{n_1} (x_{1i} - \bar{x}_1)^2 + \sum_{i=1}^{n_2} (x_{2i} - \bar{x}_2)^2}{n_1 + n_2 - 2}$ représente la variance totale, x_i équivaut aux valeurs d'un groupe, \bar{x} est la moyenne d'un groupe, et n correspond au nombre de sujets dans un groupe.

Par exemple, dans le cas où la valeur p obtenue à partir de la valeur t est sous le seuil de probabilité, qui pour un intervalle de confiance de plus de 95% équivaut à $p < 0.05$, l'hypothèse nulle est rejetée. Ceci suggère qu'il existe, avec une certitude de plus de 95%, une différence entre les deux groupes. Si par contre la valeur p obtenue est plus

grande que celle du seuil, l'hypothèse nulle est acceptée, ce qui suggère qu'on ne peut pas conclure qu'il existe une différence statistiquement significative entre les deux groupes. Un test d'hypothèse comparant les groupes d'hommes et de femmes a été appliqué pour chacune des combinaisons des quatre positions et deux niveaux d'amplitudes respiratoires. Le tableau 3.2 présente la valeur p obtenue lors de ces comparaisons pour les ensembles de \mathcal{M} , \mathcal{A} et \mathcal{B} . Les valeurs statistiquement significatives ($p < 0.05$) sont rapportées en caractères gras. Le manque de données pour certains sujets explique les échantillons inégaux pour les différentes positions.

Tableau 3.2 : Résultats des tests d'hypothèse (valeurs p) comparant les groupes d'hommes et de femmes par rapport aux combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires pour les ensembles de pentes (\mathcal{M}), de coefficients linéaires (\mathcal{B}) et quadratiques (\mathcal{A}).

Ajustement linéaire – Pente (\mathcal{M})				
	Debout	Assis	Incliné	Couché
p (amplitudes normales)	0.7013	0.6310	0.4767	0.2324
p (grandes amplitudes)	0.8006	0.2914	0.2727	0.0479
n	18	21	17	21
Ajustement quadratique – Coefficient linéaire (\mathcal{B})				
	Debout	Assis	Incliné	Couché
p (amplitudes normales)	0.6125	0.6616	0.5228	0.2861
p (grandes amplitudes)	0.8686	0.3892	0.3302	0.0797
n	18	21	17	21
Ajustement quadratique – Coefficient quadratique (\mathcal{A})				
	Debout	Assis	Incliné	Couché
p (amplitudes normales)	0.0404	0.0071	0.0401	0.0031
p (grandes amplitudes)	0.0078	6.2929×10^{-5}	3.8711×10^{-4}	0.0044
n	18	21	17	21

Les résultats pour les ensembles de pentes et de coefficients linéaires indiquent qu'on ne peut pas conclure que les groupes d'hommes et de femmes peuvent être séparés. À la lumière de ces résultats, les données pour les hommes et les femmes ne seront pas traitées séparément, permettant ainsi d'obtenir un modèle basé sur un échantillon de sujets plus important. Pour le coefficient quadratique, les valeurs p obtenues démontrent qu'il semble exister une différence entre les groupes d'hommes et de femmes pour toutes les combinaisons de positions et d'amplitudes. Puisque toutes les valeurs sont inférieures à

0.05, nous pouvons être sûr à au moins 95% de ces résultats. Ainsi, les valeurs du coefficient quadratique devraient être séparées et traitées selon le sexe afin de définir un modèle de la relation entre ΔC_T et ΔV_P pour les hommes et pour les femmes.

3.3 Groupement des données selon la position

Un test de Student pairé est adopté pour la détection d'une différence statistiquement significative entre les données selon chacune des positions. Pour ce faire, le test d'hypothèse de Student pairé est utilisé et le principe de base est le même que celui expliqué plus haut. La seule différence est que l'application d'un test pairé nécessite de faire le calcul de la valeur test t sur la différence entre chacune des valeurs pairees des deux groupes. Pour deux groupes composés des valeurs x_i et y_i , cette différence correspond à :

$$d_i = x_i - y_i$$

La valeur du test t pairé est calculée comme suit :

$$t = \frac{\bar{d}}{\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (d_i - \bar{d})^2}{n-1}}}$$

où \bar{d} est la moyenne des d_i valeurs, et n correspond au nombre de valeurs dans chacun des groupes.

Le test d'hypothèse de Student pairé avec un $p < 0.05$ est utilisé afin de savoir si des différences significatives existent entre les valeurs de \mathcal{M} , \mathcal{A} et \mathcal{B} dans chacune des positions. Puisque chaque sujet subit le même traitement d'une position à l'autre, le test pairé permet d'éliminer l'effet de la variation entre les individus. Pour pouvoir paire les

données, les échantillons doivent idéalement ne différer que pour le paramètre testé. Toutes les variables qui peuvent différer d'une acquisition à l'autre, notamment l'amplitude respiratoire, la fréquence de la ventilation et les mouvements d'un individu, sont gardées aussi constantes que possible.

Tableau 3.3 : Résultats des tests d'hypothèse pairés (valeurs p) comparant les positions par rapport à chacun des deux niveaux d'amplitudes respiratoires pour les ensembles de pentes (\mathcal{M}), et de coefficients linéaires (\mathcal{B}).

Ajustement linéaire – Pente (\mathcal{M})						
Amplitudes normales						
	Debout vs. assis	Assis vs. Incliné	Incliné vs. couché	Debout vs. incliné	Assis vs. couché	Debout vs. couché
p	0.9261	0.0079	0.0198	0.0774	0.0003	0.0175
n	18	17	17	14	21	18
Grandes amplitudes						
p	0.0538	0.0148	0.0030	0.0006	0.0009	0.0007
n	18	17	17	14	21	18
Ajustement quadratique – Coefficient linéaire (\mathcal{B})						
Amplitudes normales						
p	0.9969	0.0135	0.0433	0.0862	0.0008	0.0399
n	18	17	17	14	21	18
Grandes amplitudes						
p	0.0821	0.0160	0.0028	0.0011	0.0012	0.0008
n	18	17	17	14	21	18

D'après le tableau 3.3, les résultats des tests d'hypothèse pairés pour les ensembles de \mathcal{M} ainsi que de \mathcal{B} indiquent que les données de chacune des positions sont statistiquement différentes avec celles d'au moins une autre position. Cette observation suggère que les positions devraient être considérées séparément pour la définition des modèles multiparamétriques. Pour les ensembles de coefficients quadratiques \mathcal{A} du tableau 3.4, une différence statistiquement significative est décelée pour deux combinaisons de positions (debout vs. couché et assis vs. couché) pour un cas particulier (femmes, amplitudes respiratoires normales). Ainsi, les valeurs p obtenues pour les ensembles de \mathcal{A} ne permettent pas de conclure qu'une différence significative existe entre toutes les combinaisons de positions.

Tableau 3.4 : Résultats des tests d'hypothèse pairés (valeurs p) comparant les positions par rapport à chacun des deux niveaux d'amplitudes respiratoires pour les ensembles de coefficients quadratiques (\mathcal{A}).

Ajustement quadratique – Coefficient quadratique (\mathcal{A})						
Amplitudes normales – Hommes						
	Debout vs. assis	Assis vs. incliné	Incliné vs. couché	Debout vs. incliné	Assis vs. couché	Debout vs. couché
p	0.2721	0.3199	0.5588	0.3556	0.2733	0.0587
n	11	7	7	7	11	11
Amplitudes normales – Femmes						
p	0.1714	0.2851	0.5555	0.1079	0.0476	0.0383
n	7	10	10	7	10	7
Grandes amplitudes – Hommes						
p	0.5135	0.7254	0.1674	0.5516	0.9583	0.7991
n	11	7	7	7	11	11
Grandes Amplitudes – Femmes						
p	0.4674	0.3795	0.1373	0.1188	0.3474	0.9940
n	7	10	10	7	10	7

3.4 Groupement des données selon l'amplitude respiratoire

Pour déterminer si l'amplitude respiratoire exerce un effet significatif sur les valeurs de \mathcal{M} , \mathcal{A} et \mathcal{B} et ce peu importe la position, un test de Student pairé avec une correction de Bonferroni est appliqué. Une description du test pairé a été donnée à la section précédente. Lorsque le nombre de tests d'hypothèse est bas, la correction de Bonferroni permet de maintenir un niveau de signification global fixe (Savard, 2001). Si l'on souhaite un intervalle de confiance de plus de 95% pour un ensemble de quatre tests, la correction de Bonferroni suggère de fixer un seuil à $0.05 / 4 = 0.0125$. Cette correction permet de poser une conclusion générale sur un ensemble à partir d'une observation dont l'hypothèse nulle est rejetée. Ainsi, une valeur p sous le seuil choisi suggère qu'une différence significative existe entre les niveaux d'amplitude pour toutes les positions.

Tableau 3.5 : Résultats des tests d'hypothèse (valeurs p) comparant les amplitudes normales et grandes par rapport aux positions pour les ensembles de pentes (\mathcal{M}), de coefficients linéaires (\mathcal{B}) et quadratiques (\mathcal{A}).

Ajustement linéaire – Pente (\mathcal{M})				
	Debout	Assis	Incliné	Couché
p	0.0930	0.5802	0.4017	0.3453
n	18	21	17	21
Ajustement quadratique – Coefficient linéaire (\mathcal{B})				
p	0.0873	0.4144	0.3757	0.3824
n	18	21	17	21
Ajustement quadratique – Coefficient quadratique (\mathcal{A})				
Hommes				
p	0.8951	0.1227	0.0081	0.0208
n	11	11	7	11
Ajustement quadratique – Coefficient quadratique (\mathcal{A})				
Femmes				
p	0.0286	0.0841	0.0468	0.0010
n	8	11	11	11

Le tableau 3.5 présente la comparaison entre les amplitudes respiratoires normales et grandes des ensembles de \mathcal{M} et de \mathcal{B} . Les résultats de ce test ne permettent pas de conclure qu'il existe une différence significative entre les amplitudes normales et grandes pour ces ensembles. Toutefois, les résultats des tests d'hypothèse comparant les coefficients quadratiques (\mathcal{A}) suggèrent qu'une différence significative de ces valeurs existe entre les amplitudes normales et grandes pour les deux sexes. Dans ce cas-ci, un modèle multiparamétrique devrait être établi pour les groupes de sujets respirant avec une amplitude normale, ainsi que pour les groupes respirant avec de grandes amplitudes.

3.5 Modélisation multiparamétrique

La modélisation multiparamétrique consiste à modéliser les ensembles de \mathcal{M} , \mathcal{A} et \mathcal{B} groupés selon le sexe et la combinaison des positions et des amplitudes respiratoires lorsque jugé pertinent. Cette modélisation considère les paramètres anthropométriques qui ont une influence significative. Plusieurs approches peuvent être utilisées pour la

détermination des modèles. La régression linéaire multiple permet de déterminer des modèles de premier ordre. La régression non linéaire multiple basée sur l'algorithme de Levenberg-Marquardt permet de déterminer des modèles non linéaires plus complexes.

3.5.1 Régression linéaire multiple

Cette approche consiste à représenter l'ensemble des variables prédictes, soit les \mathcal{M} , \mathcal{A} et \mathcal{B} , par un modèle linéaire. Ce modèle est composé d'une ou plusieurs variables prédictives, soit les paramètres anthropométriques, qui fournissent l'information nécessaire à la modélisation adéquate des ensembles des variables prédictes. En effet, il est possible que plus d'un paramètre anthropométrique ait une influence sur la relation entre ΔC_T et ΔV_p . Pour pouvoir vérifier cette hypothèse, un modèle contenant plus d'une variable prédictive peut être utilisé :

$$y = a_0 + a_1x_1 + a_2x_2 + \dots + a_kx_k + \varepsilon$$

où y représente l'ensemble des \mathcal{M} , \mathcal{A} et \mathcal{B} , a représente chacun des k paramètres estimés par moindres carrés, x représente chacun des k paramètres anthropométriques et ε représente une erreur aléatoire de moyenne nulle. La régression linéaire multiple est attrayante de par son efficacité et sa complétude. Elle fournit de bonnes approximations avec un ensemble de données restreint, ce qui est le cas pour les ensembles traités dans le cadre de ce projet. Puisque la théorie associée à la régression linéaire multiple est bien comprise, il est possible de construire plusieurs types d'intervalles facilement interprétables. Ces intervalles de confiance peuvent par la suite être utilisés pour obtenir des réponses claires sur la validité des modèles prédictifs.

Afin de déterminer les paramètres anthropométriques, ou les variables prédictives, qui fournissent une contribution indépendante aux différents modèles, la régression pas-à-pas est appliquée. L'application de cette technique est faite avec l'aide de la fonction *stepwise*

de Matlab®. Cette fonction interactive permet de débuter avec un sous-ensemble des variables prédictives, puis d'inclure les variables significatives ou d'exclure les variables non significatives du modèle. Ceci diffère de l'application usuelle de la régression pas-à-pas qui consiste à débuter avec un modèle n'ayant qu'une seule variable, et d'ajouter successivement les variables statistiquement significatives expliquant le maximum de variance. La variance est une mesure de la dispersion d'un ensemble de données par rapport à sa moyenne. Une autre variante de cette méthode consiste à débuter avec un modèle contenant toutes les variables prédictives, et d'éliminer successivement les variables qui expliquent le minimum de variance et qui ne sont pas statistiquement significatives. Une hypothèse importante pour la régression pas-à-pas suppose que certaines variables prédictives dans une régression multiple n'ont pas un effet causal sur la variable prédictive. Si cette hypothèse est vraie, il est possible de simplifier le modèle en ne conservant que les termes statistiquement significatifs.

Un problème commun rencontré dans l'analyse de régression multiple est la multicorrélinéarité des variables. Ces variables peuvent être autant corrélées entre elles qu'avec la variable prédictive. Ainsi, la présence d'une certaine variable prédictive dans le modèle peut masquer l'effet d'une autre variable prédictive. Les méthodes habituelles de régression pas-à-pas sont sensibles au choix du modèle de départ et à la stratégie d'inclusion ou d'exclusion des variables prédictives, et les modèles résultants peuvent ainsi différer. Avec la méthode interactive, chaque variable peut être ajoutée ou enlevée indépendamment des autres variables contenues dans le modèle, permettant de détecter la multicorrélinéarité lorsque présente.

Les résultats des tests d'hypothèse concernant les ensembles des pentes \mathcal{M} et des coefficients linéaires \mathcal{B} , présentés au tableau 3.3, suggèrent que la modélisation devrait être faite pour toutes les positions. Par contre, les tests pairés par rapport aux amplitudes normales et grandes du tableau 3.5 ne permettent pas de conclure qu'il existe une différence statistiquement significative entre les niveaux d'amplitudes respiratoires. L'étude

qualitative des signaux (qui n'est pas présentée dans ce mémoire) démontre toutefois que la saturation du signal de C_T est plus fréquente dans les acquisitions avec de grandes amplitudes respiratoires. Le regroupement des acquisitions faites avec des amplitudes respiratoires normales et grandes ne permet pas d'obtenir un échantillon de sujets plus important et n'apporte pas d'information indépendante supplémentaire. Ainsi, les groupes sont considérés séparément avec une certaine réserve. Pour les ensembles de coefficients quadratiques \mathcal{A} , les tests statistiques du tableau 3.2 démontrent que les sujets devraient être divisés selon le sexe, et suggèrent que les données soient considérées selon les amplitudes. Deux cas chez les femmes indiquent que les positions devraient être considérées séparément. Comme cité plus haut, le regroupement des positions ne permet pas d'élargir l'échantillon de données indépendantes pour la modélisation. Ainsi, toutes les combinaisons pour les hommes et les femmes sont considérées séparément. Les résultats des modèles multiparamétriques pourront par la suite nous aider à juger de la pertinence de considérer les groupes séparément afin de représenter les ensembles de \mathcal{M} , \mathcal{A} et \mathcal{B} .

Pour la modélisation, toutes les combinaisons des quatre paramètres anthropométriques considérés ont été testées pour chacune des combinaisons de positions et d'amplitudes. Les critères utilisés pour le choix de chacun des modèles considèrent la valeur de R-carré, le pourcentage de la variance relative expliquée par chacun des modèles et la complexité des modèles obtenus quant au nombre de paramètres inclus. La valeur du R-carré (ou R^2), qui est utilisée pour juger de la qualité de l'ajustement (*goodness-of-fit*), est calculée comme suit :

$$R^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - \bar{y})^2}{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}$$

où \hat{y}_i correspond aux valeurs prédites par le modèle, y_i équivaut aux valeurs observées, et \bar{y} est la moyenne des valeurs observées. La mesure de R-carré est le carré de la corrélation entre les valeurs observées et les valeurs prédites par un modèle quelconque, et se situe entre 0 et 1. Cette mesure décrit la proportion de la variance totale expliquée par la modélisation. Un modèle décrivant parfaitement les données expérimentales permet d'obtenir un R-carré de 1, mais ceci est plutôt rare en pratique.

Les tableaux 3.6 et 3.7 présentent les modèles linéaires contenant les paramètres les plus appropriés pour représenter les ensembles de \mathcal{M} et \mathcal{B} respectivement. Dans ces tableaux, les paramètres considérés sont les suivants; 1 = âge, 2 = taille, 3 = pli sous-scapulaire, 4 = circonférence thoracique. L'abréviation *signif* indique les paramètres statistiquement significatifs avec un intervalle de confiance de 95 % corrigé par Bonferroni, tandis que *non-signif* indique les paramètres non significatifs. Le *% de variance* dénote le pourcentage de la variance relative expliquée par rapport au modèle contenant les quatre paramètres anthropométriques considérés. Les résultats de l'analyse pas-à-pas des ensembles de \mathcal{M} et \mathcal{B} indiquent que deux paramètres, soit le pli sous-scapulaire et la circonférence thoracique, sont statistiquement significatifs pour toutes les combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires. Ces résultats permettent aussi d'expliquer un pourcentage de la variance relative équivalent ou supérieur à 95 % pour toutes les combinaisons. Ce pourcentage élevé de la variance relative permet difficilement de justifier l'ajout des autres paramètres. Ceux-ci complexifient les modèles et apportent peu d'information supplémentaire. Les valeurs de R-carré suggèrent que les modèles choisis correspondent bien à leurs ensembles de données respectifs.

Tableau 3.6 : Résultats de l'analyse linéaire multiple de modèles à deux paramètres par rapport à chacune des combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires pour les ensembles de pentes (\mathcal{M}).

Modèle à deux paramètres ($\mathcal{M} = A(\text{Paramètre1}) + B(\text{Paramètre2}) + D$)				
Amplitudes normales				
	Debout	Assis	Incliné	Couché
Paramètre1	3 (signif)	3 (signif)	3 (non-signif)	3 (non-signif)
Paramètre2	4 (signif)	4 (signif)	4 (signif)	4 (signif)
R-carré	0.7897	0.7957	0.7133	0.7264
% de variance	99.3%	98.5%	94.3%	96.5%
<i>n</i>	18	21	17	21
Grandes amplitudes				
Paramètre1	3 (signif)	3 (signif)	3 (non-signif)	3 (non-signif)
Paramètre2	4 (signif)	4 (signif)	4 (signif)	4 (signif)
R-carré	0.7736	0.7668	0.7491	0.7668
% de variance	99.3%	98.9%	97.7%	99.7%
<i>n</i>	18	21	17	21

Tableau 3.7 : Résultats de l'analyse linéaire multiple de modèles à deux paramètres par rapport à chacune des combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires pour les ensembles de coefficients linéaires (\mathcal{B}).

Modèle à deux paramètres ($\mathcal{B} = A(\text{Paramètre1}) + B(\text{Paramètre2}) + D$)				
Amplitudes normales				
	Debout	Assis	Incliné	Couché
Paramètre1	3 (signif)	3 (signif)	3 (non-signif)	3 (non-signif)
Paramètre2	4 (signif)	4 (signif)	4 (signif)	4 (signif)
R-carré	0.796	0.79	0.7222	0.7215
% de variance	99.2%	98.6%	94.7%	96.0%
<i>n</i>	18	21	17	21
Grandes amplitudes				
Paramètre1	3 (signif)	3 (signif)	3 (non-signif)	3 (non-signif)
Paramètre2	4 (signif)	4 (signif)	4 (signif)	4 (non-signif)
R-carré	0.7477	0.7544	0.7452	0.7289
% de variance	99.4%	99.0%	97.8%	97.0%
<i>n</i>	18	21	17	21

Les résultats obtenus pour les ensembles des coefficients quadratiques \mathcal{A} divisés selon le sexe, la position et l'amplitude respiratoire sont présentés au tableau 3.8. Ces résultats suggèrent qu'aucune combinaison systématique de paramètres ne réussit à déterminer un modèle acceptable pour décrire les ensembles de données. Malgré le pourcentage élevé de la variance relative expliquée (*% de variance*) pour la majorité des cas, la tendance générale des valeurs de R-carré démontre que les modèles ne correspondent pas fortement avec les données. Comme mentionné plus haut, les résultats des tests d'hypothèse des \mathcal{A} suggèrent que les données doivent être divisées selon le sexe, ce qui réduit le nombre d'individus dans chacun des groupes. Puisque les échantillons disponibles pour déterminer chacun des modèles sont restreints, il est plus judicieux d'opter pour un modèle contenant moins de paramètres, afin d'éviter une surmodélisation (*overfit*) des données. Le phénomène de surmodélisation survient lorsqu'un modèle est si bien adapté à son échantillon que les variations aléatoires sont considérées significatives par le modèle. Puisque les variations aléatoires ne représentent pas la vraie distribution des échantillons, le modèle ne sera pas adapté pour expliquer les tendances observées chez une population d'individus. Une modélisation des ensembles de \mathcal{A} ne comportant qu'un paramètre anthropométrique est ainsi réalisée. Pour chaque modèle correspondant à une position et une amplitude respiratoire donnée, le paramètre expliquant le pourcentage de variance relative le plus élevé est conservé. Le tableau 3.9 résume les résultats de l'analyse de ces modèles. D'après l'analyse, aucun paramètre n'a une influence statistiquement significative sur la modélisation des ensembles de données. Aussi, aucun paramètre ne permet de représenter systématiquement les ensembles de \mathcal{A} selon les différentes positions et amplitudes respiratoires. La majorité des valeurs du R-carré ainsi que celles du pourcentage de la variance relative sont plutôt basses. Ceci suggère que ces modèles linéaires ne réussissent pas à bien représenter les ensembles de \mathcal{A} .

Tableau 3.8 : Résultats de l'analyse linéaire multiple de modèles à deux paramètres par rapport au sexe et à chacune des combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires pour les ensembles de coefficients quadratiques (\mathcal{A}).

Modèle à deux paramètres ($\mathcal{A} = A(\text{Paramètre1}) + B(\text{Paramètre2}) + D$)				
Hommes – Amplitudes normales				
	Debout	Assis	Incliné	Couché
Paramètre1	2 (non-signif)	2 (non-signif)	1 (non-signif)	2 (non-signif)
Paramètre2	3 (non-signif)	4 (non-signif)	4 (non-signif)	4 (non-signif)
R-carré	0.3749	0.2808	0.7102	0.4884
% de variance	97.0%	83.7%	95.4%	96.4%
<i>n</i>	11	11	7	11
Hommes - Grandes amplitudes				
Paramètre1	1 (non-signif)	1 (non-signif)	1 (non-signif)	2 (non-signif)
Paramètre2	2 (non-signif)	2 (non-signif)	4 (non-signif)	4 (non-signif)
R-carré	0.6403	0.6315	0.3908	0.5148
% de variance	95.4%	95.9%	82.7%	95.5%
<i>n</i>	11	11	7	11
Femmes - Amplitudes normales				
Paramètre1	3 (non-signif)	2 (non-signif)	2 (non-signif)	2 (non-signif)
Paramètre2	4 (non-signif)	3 (non-signif)	3 (non-signif)	3 (non-signif)
R-carré	0.6138	0.3737	0.4222	0.5215
% de variance	88.0%	93.8%	96.7%	88.5%
<i>n</i>	7	10	10	10
Femmes – Grandes amplitudes				
Paramètre1	3 (non-signif)	3 (non-signif)	2 (signif)	1 (non-signif)
Paramètre2	4 (non-signif)	4 (non-signif)	4 (non-signif)	3 (non-signif)
R-carré	0.3241	0.2509	0.777	0.6056
% de variance	39.8%	79.2%	98.1%	95.1%
<i>n</i>	7	10	10	10

Tableau 3.9 : Résultats de l'analyse linéaire multiple de modèles à un paramètre par rapport au sexe et à chacune des combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires pour les ensembles de coefficients quadratiques (\mathcal{A}).

Modèle à un paramètre ($\mathcal{A} = A(\text{Paramètre1}) + D$)				
Hommes – Amplitudes normales				
	Debout	Assis	Incliné	Couché
Paramètre1	2 (non-signif)	3 (non-signif)	4 (non-signif)	2 (non-signif)
R-carré	0.2529	0.2271	0.6064	0.3939
% de variance	65.4%	67.7%	81.5%	77.8%
<i>n</i>	11	11	7	11
Hommes – Grandes amplitudes				
	2 (non-signif)	1 (non-signif)	4 (non-signif)	4 (non-signif)
Paramètre1	0.3395	0.3194	0.3537	0.4175
% de variance	50.6%	48.5%	74.8%	77.5%
<i>n</i>	11	11	7	11
Femmes – Amplitudes normales				
	4 (non-signif)	3 (non-signif)	3 (non-signif)	3 (non-signif)
Paramètre1	0.4706	0.2435	0.3953	0.3301
% de variance	67.5%	55.7%	67.1%	63.3%
<i>n</i>	7	10	10	10
Femmes – Grandes amplitudes				
	2 (non-signif)	3 (non-signif)	2 (signif)	1 (non-signif)
Paramètre1	0.1185	0.0741	0.6503	0.4783
% de variance	14.5%	23.4%	82.1%	75.1%
<i>n</i>	7	10	10	10

Les tests d'hypothèse présentés au tableau 3.2 comparant les groupes d'hommes et de femmes suggèrent qu'il existe une différence significative entre ces deux groupes pour les ensembles de \mathcal{A} . Puisque les tests d'hypothèse suggèrent de séparer les données selon le sexe, ces ensembles contiennent un nombre d'individus réduit, qui ne semblent pas permettre la modélisation multiparamétrique adéquate de l'effet de courbure. Afin de déterminer s'il est possible d'expliquer la provenance de l'effet de courbure avec les données recueillies, les coefficients quadratiques ont été modélisés en considérant que ces ensembles ne sont pas statistiquement différents selon le sexe. Ceci va à l'encontre des résultats des tests d'hypothèse, mais permet de fonder des modèles sur une base de données plus vaste. Ces modèles sont présentés dans les tableaux 3.10 et 3.11.

Même si les résultats du tableau 3.10 doivent être interprétés avec prudence, la modélisation démontre que la taille du sujet (paramètre numéro 2) explique systématiquement le plus grand pourcentage de la variance relative. Aussi, ce paramètre anthropométrique possède une influence statistiquement significative dans la majorité des cas. La modélisation à deux paramètres du tableau 3.11 indique que l'ajout d'un deuxième paramètre ne semble pas apporter une nette amélioration de la variance expliquée par les modèles. Ceci suggère qu'il pourrait exister une relation, quoique faible, entre les coefficients quadratiques \mathcal{A} qui quantifient l'effet de courbure et la taille.

Tableau 3.10 : Résultats de l'analyse linéaire multiple de modèles à un paramètre pour les hommes et les femmes regroupés à chacune des combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires pour les ensembles de coefficients quadratiques (A).

Modèle à un paramètre ($A = A(\text{Paramètre1}) + D$)				
Amplitudes normales				
	Debout	Assis	Incliné	Couché
Paramètre1	2 (signif)	2 (non-signif)	2 (non-signif)	2 (signif)
R-carré	0.4651	0.2659	0.2913	0.569
% de variance	82.2%	76.5%	62.7%	84.3%
<i>n</i>	18	21	17	21
Grandes amplitudes				
Paramètre1	2 (signif)	2 (signif)	2 (signif)	2 (signif)
R-carré	0.501	0.5214	0.6511	0.3876
% de variance	79.1%	69.6%	87.5%	71.8%
<i>n</i>	18	21	17	21

Tableau 3.11 : Résultats de l'analyse linéaire multiple de modèles à deux paramètres pour les hommes et les femmes regroupés à chacune des combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires pour les ensembles de coefficients quadratiques (A).

Modèle à deux paramètres ($A = A(\text{Paramètre1}) + B(\text{Paramètre2}) + D$)				
Amplitudes normales				
	Debout	Assis	Incliné	Couché
Paramètre1	1 (non-signif)	2 (non-signif)	2 (signif)	2 (signif)
Paramètre2	2 (signif)	4 (non-signif)	3 (non-signif)	4 (non-signif)
R-carré	0.5015	0.3096	0.3992	0.6403
% de variance	88.7%	89.1%	85.9%	94.9%
<i>n</i>	18	21	17	21
Grandes amplitudes				
Paramètre1	1 (non-signif)	1 (signif)	2 (signif)	2 (signif)
Paramètre2	2 (signif)	2 (signif)	4 (non-signif)	3 (non-signif)
R-carré	0.5784	0.6744	0.7082	0.4565
% de variance	91.3%	90.0%	95.2%	84.6%
<i>n</i>	18	21	17	21

3.5.2 Régression non linéaire multiple

La régression non linéaire multiple permet d'étendre la portée de la régression afin de l'utiliser avec une classe de modèles plus large et générale. Contrairement à la régression linéaire, il existe peu de restrictions sur l'utilisation des paramètres dans la partie fonctionnelle d'un modèle non linéaire. Par contre, l'estimation des paramètres inconnus du modèle est conceptuellement la même que pour la régression linéaire. Afin de pouvoir déterminer un modèle par régression non linéaire multiple, il est nécessaire d'utiliser une procédure itérative d'optimisation pour l'estimation des paramètres inconnus. L'une de ces procédures est celle de Levenberg-Marquardt, qui a été conçue pour minimiser itérativement la fonction d'erreur de la somme des carrés. Cet algorithme fait l'hypothèse que la fonction à modéliser est linéaire. Le minimum calculé lors de chaque itération est testé, et si l'erreur est plus faible qu'au point original, l'algorithme change les paramètres du modèle pour refléter ce nouveau minimum. Parce que l'hypothèse linéaire est mal fondée, l'algorithme peut facilement être amené à tester un point inférieur à celui considéré. La particularité de cet algorithme est que la détermination du nouveau point est en fait un compromis entre le saut mentionné ci haut, et un pas dans la direction de la pente négative maximale. La pente négative maximale est calculée en fonction des sommes des carrés par rapport à chacun des paramètres du modèle. Les pas fructueux trouvés par l'algorithme sont acceptés et renforcent l'hypothèse de linéarité du modèle, qui est approximativement vraie près d'un minimum. Les pas qui ne sont pas avantageux sont rejettés et mènent à une descente plus prudente. Ainsi, l'algorithme de Levenberg-Marquardt change continuellement d'approche, ce qui le rend robuste et très efficace. L'article de Marquardt (1963) est suggéré pour une exploration détaillée de cette méthode.

Afin de modéliser les ensembles de \mathcal{M} , \mathcal{A} et \mathcal{B} , une fonction de puissance est premièrement considérée. Pour prendre confiance dans l'algorithme et s'assurer que celui-ci converge vers un résultat stable, un premier modèle simple qui ne considère qu'un seul paramètre anthropométrique est testé. Ainsi, la fonction utilisée est de la forme :

$$y = ax^m + \varepsilon$$

où y représente \mathcal{M} , \mathcal{A} ou \mathcal{B} , a représente un des paramètres estimés, x représente un des paramètres anthropométriques, et ε représente l'erreur. La puissance m du modèle, qui permet d'adapter la fonction si une tendance non linéaire est présente dans les données, est difficile à évaluer. En effet, malgré la robustesse de Levenberg-Marquardt, les échantillons ne semblent pas assez importants pour que l'algorithme puisse converger vers une solution stable. L'étalement relativement important des échantillons, ainsi que le nombre élevé de degrés de liberté du modèle, pourraient en être la cause. Ce modèle, ainsi que sa version multilinéaire qui est encore plus complexe, sont donc jugés inadéquats pour représenter les ensembles de données expérimentales et sont abandonnés.

Un modèle bilinéaire est par la suite considéré. Ce type de modèle comporte un terme qui permet une torsion du plan de régression afin de mieux épouser les données ayant une tendance non linéaire. Un exemple graphique est démontré à la figure 3.1. Ce modèle, qui considère l'interaction entre deux paramètres anthropométriques, a la forme suivante:

$$y = a_1x_1 + a_2x_2 + a_3x_1x_2 + \varepsilon$$

où y représente les ensembles de pentes et de coefficients linéaires ou quadratiques, les a représentent chacune des valeurs estimées, x_1 et x_2 représentent une paire de paramètres anthropométriques et ε représente l'erreur. Les paramètres du pli sous-scapulaire et de la circonférence thoracique permettent une modélisation linéaire adéquate des ensembles de \mathcal{M} et \mathcal{B} , et sont utilisés dans la détermination du modèle bilinéaire. Les ensembles des \mathcal{A} ne semblent pas permettre la détermination de modèles avec plus d'un seul paramètre significatif. Ces données ne peuvent donc pas être utilisées pour la modélisation bilinéaire.

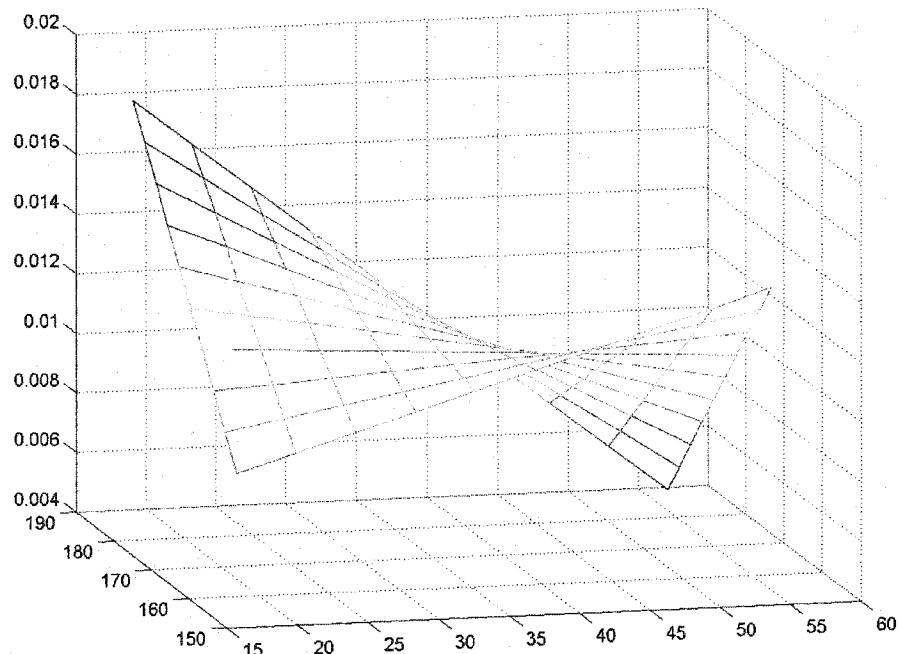


Figure 3.1 : Illustration d'un plan bilinéaire

Avec les ensembles de pentes \mathcal{M} et de coefficients linéaires \mathcal{B} , l'algorithme de Leveberg-Marquardt converge vers un résultat stable et permet ainsi la modélisation selon les paramètres anthropométriques significatifs déterminés préalablement.

3.6 Comparaison des modèles linéaires et non linéaires multiples

La comparaison des performances des modèles linéaires multiples et bilinéaires permet de s'assurer que la complexité apportée par le modèle bilinéaire est justifiée. Cette comparaison nécessite l'analyse des valeurs du R-carré, présentée plus haut, de la racine de l'erreur quadratique moyenne, ou *Root Mean-Square Error* (RMSE), et du biais. La RMSE, ou la variation résiduelle, est une mesure basée sur l'étude des résidus. Elle est définie comme suit :

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2}{n}}$$

où y_i correspond aux données observées, soit chacune des pentes \mathcal{M} ou des coefficients linéaires \mathcal{B} , \hat{y}_i dénote les données prédites par les modèles, et n représente le nombre de données dans l'ensemble étudié. Le RMSE permet d'estimer la déviation des prédictions du modèle à partir des observations. Lors de la comparaison de modèles différents, cette mesure indique l'ordre de grandeur prévu de l'erreur correspondant à chacun des modèles.

Le biais, ou l'erreur moyenne, est une autre mesure basée sur l'étude résiduelle, et elle fait foi de la distorsion systématique d'un ensemble de données :

$$Biais = \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)}{n}$$

Cette mesure démontre la tendance d'un modèle à surestimer ou sous-estimer l'ensemble des données. Les valeurs de biais se rapprochant de 0 sont souhaitées ; une valeur positive suggère une surestimation du modèle, alors qu'une valeur négative indique une sous-estimation.

Tableau 3.12 : Analyse de performance des modèles bilinéaires pour toutes les combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires.

Modèle : $\mathcal{M} = A(\text{Pli SS}) + B(\text{Circ Tho}) + C(\text{Pli SS} * \text{Circ Tho}) + D$				
Amplitudes normales				
	Debout	Assis	Incliné	Couché
R-carré	0.8399	0.8098	0.7316	0.7671
RMSE	0.0025	0.0024	0.0034	0.0032
% RMSE	20.8%	19.2%	24.1%	22.2%
Biais	1.6865×10^{-17}	8.1780×10^{-18}	1.1077×10^{-14}	1.4456×10^{-17}
% biais	$1.405 \times 10^{-13}\%$	$6.542 \times 10^{-14}\%$	$7.856 \times 10^{-11}\%$	$1.004 \times 10^{-13}\%$
Moyenne	0.0120	0.0125	0.0141	0.0144
Grandes amplitudes				
R-carré	0.8465	0.7948	0.7870	0.7828
RMSE	0.0020	0.0021	0.0022	0.0025
% RMSE	18.0%	17.2%	16.3%	18.0%
Biais	1.2666×10^{-14}	4.0064×10^{-18}	1.2043×10^{-15}	2.8086×10^{-18}
% biais	$1.141 \times 10^{-10}\%$	$3.284 \times 10^{-14}\%$	$8.921 \times 10^{-12}\%$	$2.021 \times 10^{-14}\%$
Moyenne	0.0111	0.0122	0.0135	0.0139
Modèle : $\mathcal{B} = A(\text{Pli SS}) + B(\text{Circ Tho}) + C(\text{Pli SS} * \text{Circ Tho}) + D$				
Amplitudes normales				
	Debout	Assis	Incliné	Couché
R-carré	0.8447	0.8045	0.7379	0.7561
RMSE	0.0025	0.0025	0.0034	0.0033
% RMSE	21.2%	20.3%	24.6%	23.7%
Biais	1.4022×10^{-17}	-5.7824×10^{-19}	1.3725×10^{-17}	3.7799×10^{-13}
% biais	$1.188 \times 10^{-13}\%$	$4.701 \times 10^{-15}\%$	$9.946 \times 10^{-14}\%$	$2.719 \times 10^{-9}\%$
Moyenne	0.0118	0.0123	0.0138	0.0139
Grandes amplitudes				
	Debout	Assis	Incliné	Couché
R-carré	0.8267	0.7854	0.7830	0.7673
RMSE	0.0022	0.0022	0.0023	0.0026
% RMSE	20.2%	18.5%	17.6%	19.1%
Biais	8.1917×10^{-18}	2.4892×10^{-13}	1.2166×10^{-15}	1.0243×10^{-17}
% biais	$7.515 \times 10^{-14}\%$	$2.092 \times 10^{-9}\%$	$9.287 \times 10^{-12}\%$	$7.532 \times 10^{-14}\%$
Moyenne	0.0109	0.0119	0.0131	0.0136
<i>n</i>	18	21	17	21

Tableau 3.13 : Analyse de performance des modèles linéaires à deux paramètres pour toutes les combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires.

Modèle : $\mathcal{M} = A(\text{Pli SS}) + B(\text{Circ Tho}) + D$				
Amplitudes normales				
R-carré (% var)	0.7897 (94.0%)	0.7957 (98.3%)	0.7133 (97.5%)	0.7264 (94.7%)
RMSE	0.0029	0.0025	0.0035	0.0034
% RMSE	24.2%	20.0%	24.8%	23.6%
Biais	3.2285×10^{-18}	3.2216×10^{-18}	-1.5306×10^{-18}	-4.3781×10^{-18}
% biais	$2.690 \times 10^{-14}\%$	$2.577 \times 10^{-14}\%$	$1.086 \times 10^{-14}\%$	$3.040 \times 10^{-14}\%$
Moyenne	0.0120	0.0125	0.0141	0.0144
Grandes amplitudes				
R-carré (% var)	0.7736 (91.4%)	0.7668 (96.5%)	0.7491 (95.2%)	0.7517 (96.0%)
RMSE	0.0024	0.0022	0.0024	0.0026
% RMSE	21.6%	18.0%	17.8%	18.7%
Biais	1.0601×10^{-18}	-1.6108×10^{-18}	-5.7654×10^{-18}	2.8086×10^{-18}
% biais	$9.551 \times 10^{-15}\%$	$1.320 \times 10^{-14}\%$	$4.271 \times 10^{-14}\%$	$2.021 \times 10^{-14}\%$
Moyenne	0.0111	0.0122	0.0135	0.0139
Modèle : $\mathcal{B} = A(\text{Pli SS}) + B(\text{Circ Tho}) + D$				
Amplitudes normales				
R-carré (% var)	0.7960 (94.2%)	0.7900 (98.2%)	0.7222 (97.9%)	0.7215 (95.4%)
RMSE	0.0029	0.0026	0.0035	0.0035
% RMSE	24.6%	21.1%	25.4%	25.2%
Biais	-1.3974×10^{-18}	3.2216×10^{-18}	1.0714×10^{-18}	6.9389×10^{-18}
% biais	$1.184 \times 10^{-14}\%$	$2.619 \times 10^{-14}\%$	$7.764 \times 10^{-14}\%$	$4.992 \times 10^{-14}\%$
Moyenne	0.0118	0.0123	0.0138	0.0139
Grandes amplitudes				
R-carré (% var)	0.7477 (90.4%)	0.7544 (96.1%)	0.7452 (95.2%)	0.7289 (95.0%)
RMSE	0.0026	0.0023	0.0025	0.0028
% RMSE	23.9%	19.3%	19.1%	20.6%
Biais	-2.9876×10^{-18}	3.2629×10^{-18}	-9.6940×10^{-19}	-2.4782×10^{-19}
% biais	$2.741 \times 10^{-14}\%$	$2.742 \times 10^{-14}\%$	$7.400 \times 10^{-15}\%$	$1.822 \times 10^{-15}\%$
Moyenne	0.0109	0.0119	0.0131	0.0136
<i>n</i>	18	21	17	21

Les tendances des valeurs de R-carré suggèrent que les modèles bilinéaires (tableau 3.12) expliquent en général une proportion de la variance totale légèrement plus grande que les modèles linéaires multiples correspondants (tableau 3.13). Les valeurs inférieures du RMSE pour les modèles bilinéaires confirment cette tendance, en suggérant que ces modèles possèdent une déviation par rapport aux observations légèrement moins importante. Par contre, le calcul du pourcentage de la variance relative expliquée par les modèles linéaires (% var) démontre que tous ces modèles expliquent au moins 90% de la variance expliquée par les modèles bilinéaires correspondants. Dans la majorité des cas, ce pourcentage s'élève à plus de 95%. La comparaison des valeurs du pourcentage de RMSE par rapport à la moyenne de chaque échantillon (% RMSE) indique quant à elle que la différence de l'erreur typique entre les modèles linéaires et bilinéaires est minime. Ces résultats démontrent que les modèles linéaires possèdent des performances semblables aux modèles bilinéaires par rapport au pourcentage de la variance relative expliquée et aux différences de RMSE. Les valeurs du biais semblent avantager légèrement les modèles linéaires mais le biais pour chacun des modèles est négligeable. D'après les valeurs du pourcentage de biais par rapport à la moyenne respective de chaque échantillon (% biais), la différence de biais entre les deux types de modèles est minime. Ces observations suggèrent que le biais ne semble pas avoir une influence importante, et est sensiblement le même pour les modèles linéaires et bilinéaires.

Puisque les performances des deux types de modèles sont similaires, il est important d'examiner si l'ajout du terme d'interaction du modèle bilinéaire fournit une meilleure modélisation des données. Comme mentionné plus haut, la quantité restreinte de données disponibles pour la modélisation favorise le choix des modèles contenant un nombre réduit de paramètres, afin d'éviter le phénomène de surmodélisation. D'après ce critère, les modèles linéaires semblent plus appropriés et sont considérés pour exprimer la relation linéaire entre ΔC_T et ΔV_P selon le pli sous-scapulaire et la circonférence thoracique.

3.7 Présentation des modèles multiparamétriques

Les tableaux 3.14 et 3.15 présentent les termes A , B et D des modèles linéaires à deux paramètres fondés sur les ensembles de pentes \mathcal{M} et de coefficients linéaires \mathcal{B} , respectivement. Puisque la modélisation ne semble pas en mesure de déterminer l'existence d'une dépendance entre les ensembles de coefficients quadratiques \mathcal{A} et les paramètres considérés, les modèles de ces coefficients ne sont pas présentés. Les coefficients quadratiques quantifient l'effet de courbure causé par la saturation du signal de C_T . Les causes de la saturation du signal de C_T seront traitées dans le chapitre suivant. Les valeurs des paramètres A et B qui sont reliées au pli-sous scapulaire et à la circonférence thoracique respectivement, sont négatives pour les modèles de toutes les combinaisons. Ceci suggère qu'une augmentation du pli sous-scapulaire, qui est reliée à la couche des tissus adipeux enveloppant le thorax, a un effet négatif sur la relation entre ΔC_T et ΔV_p . Ces résultats suggèrent que l'augmentation de l'épaisseur de la couche adipeuse semble diminuer la valeur moyenne de conductivité thoracique pour un même changement causé par la ventilation. Les résultats obtenus suggèrent aussi que l'augmentation de la circonférence thoracique diminue la valeur de conductivité moyenne thoracique. Cette observation semble correspondre à celles de Kerber et al. (1981). Ces auteurs mentionnent que la résistance transthoracique est positivement corrélée avec la largeur du torse, qui s'apparente à la circonférence thoracique.

Tableau 3.14 : Valeurs des termes A , B et D des modèles linéaires à deux paramètres des ensembles de pentes (\mathcal{M}), et intervalles de confiance des termes A et B à 95% avec correction de Bonferroni pour chacune des combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires.

Modèle à deux paramètres ($\mathcal{M} = A(\text{Pli SS}) + B(\text{Circ Tho}) + D$)				
Amplitudes normales				
	Debout	Assis	Incliné	Couché
A	-3.725×10^{-4}	-2.131×10^{-4}	-1.613×10^{-4}	-1.325×10^{-4}
Intervalle de confiance (95%)	-6.173×10^{-4} -1.276×10^{-4}	-3.67×10^{-4} -5.915×10^{-5}	-4.047×10^{-4} $+8.213 \times 10^{-5}$	-3.414×10^{-4} $+7.683 \times 10^{-5}$
B	-2.633×10^{-4}	-3.238×10^{-4}	-4.084×10^{-4}	-4.366×10^{-4}
Intervalle de confiance (95%)	-4.884×10^{-4} -3.825×10^{-5}	-4.791×10^{-4} -1.685×10^{-4}	-6.709×10^{-4} -1.458×10^{-4}	-6.473×10^{-4} -2.26×10^{-4}
D	0.0436	0.0465	0.0544	0.0572
n	18	21	17	21
Grandes amplitudes				
A	-2.245×10^{-4}	-1.486×10^{-4}	-9.364×10^{-5}	-6.073×10^{-5}
Intervalle de confiance (95%)	-4.257×10^{-4} -2.322×10^{-5}	-2.816×10^{-4} -1.553×10^{-5}	-2.617×10^{-4} $+7.44 \times 10^{-5}$	-2.217×10^{-4} $+1.003 \times 10^{-4}$
B	-2.685×10^{-4}	-2.734×10^{-4}	-3.288×10^{-4}	-3.848×10^{-4}
Intervalle de confiance (95%)	-4.535×10^{-4} -8.352×10^{-5}	-4.077×10^{-4} -1.392×10^{-4}	-5.101×10^{-4} -1.475×10^{-4}	-5.472×10^{-4} -2.223×10^{-4}
D	0.0405	0.0404	0.0452	0.0506
n	18	21	17	21

Tableau 3.15 : Valeurs des termes A , B et D des modèles linéaires à deux paramètres des ensembles de coefficients linéaires (\mathcal{B}), et intervalles de confiance des termes A et B à 95% avec correction de Bonferroni pour chacune des combinaisons de positions et d'amplitudes respiratoires.

Modèle à deux paramètres ($\mathcal{B} = A(\text{Pli SS}) + B(\text{Circ tho}) + D$)				
Amplitudes normales				
	Debout	Assis	Incliné	Couché
A	-4.012×10^{-4}	-2.226×10^{-4}	-1.742×10^{-4}	-1.514×10^{-4}
Intervalle de confiance (95%)	-6.466×10^{-4} -1.558×10^{-4}	-3.823×10^{-4} -6.281×10^{-5}	-4.164×10^{-4} $+6.812 \times 10^{-5}$	-3.641×10^{-4} $+6.135 \times 10^{-5}$
B	-2.477×10^{-4}	-3.259×10^{-4}	-4.078×10^{-4}	-4.285×10^{-4}
Intervalle de confiance (95%)	-4.732×10^{-4} -2.211×10^{-5}	-4.871×10^{-4} -1.648×10^{-4}	-6.692×10^{-4} -1.465×10^{-4}	-6.432×10^{-4} -2.139×10^{-4}
D	0.0424	0.0467	0.0543	0.0564
n	18	21	17	21
Grandes amplitudes				
A	-2.463×10^{-4}	-1.674×10^{-4}	-1.082×10^{-4}	-7.928×10^{-5}
Intervalle de confiance (95%)	-4.676×10^{-4} -2.507×10^{-5}	-3.08×10^{-4} -2.678×10^{-5}	-2.802×10^{-4} $+6.372 \times 10^{-5}$	-2.493×10^{-4} $+9.073 \times 10^{-5}$
B	-2.608×10^{-4}	-2.671×10^{-4}	-3.238×10^{-4}	-3.737×10^{-4}
Intervalle de confiance (95%)	-4.616×10^{-4} -5.741×10^{-5}	-4.09×10^{-4} -1.253×10^{-4}	-5.093×10^{-4} -1.384×10^{-4}	-5.453×10^{-4} -2.022×10^{-4}
D	0.0399	0.0398	0.0447	0.0496
n	18	21	17	21

La comparaison des paramètres A , B et D de chacun des modèles présente certaines tendances par rapport à la position. Ces tendances sont retrouvées autant pour les ensembles de pentes du tableau 3.14 que de coefficients linéaires du tableau 3.15. Les valeurs des termes A qui sont reliées au pli sous-scapulaire augmentent lors du passage de la position debout à la position assise, inclinée et couchée, et celles du terme B reliées à la circonférence thoracique diminuent. Les valeurs des termes D augmentent sauf pour le passage de la position debout à assise pour les grandes amplitudes respiratoires, où la valeur diminue légèrement. La comparaison entre les niveaux d'amplitudes respiratoires démontre aussi une tendance générale voulant que les termes A et B augmentent lors du passage des amplitudes normales à grandes, et les termes D diminuent. Une exception est notée pour la position debout, où le passage des amplitudes normales à grandes fait augmenter légèrement le terme B relié à la circonférence thoracique. Ces observations suggèrent que le changement de position et d'amplitude a un effet systématique sur la relation. Par contre, il est remarqué que les intervalles de confiance de tous les modèles sont plutôt larges. Ils indiquent même que l'influence du pli sous-scapulaire peut, dans certains cas, être aussi bien négative que positive. Aussi, le chevauchement des intervalles de confiance des paramètres A et B selon la position et l'amplitude suggère qu'il n'y a pas de différence statistiquement significative entre chacun des modèles. Cette observation confirme les résultats des tests statistiques du tableau 3.5 qui n'indiquent pas de différence statistiquement significative entre les amplitudes normales et grandes pour toutes les positions. En contrepartie, le chevauchement des intervalles de confiance ne concorde pas nécessairement avec les résultats des tests d'hypothèse par rapport aux positions présentés au tableau 3.3. Ces tests d'hypothèse indiquent qu'une différence statistiquement significative existe entre plusieurs paires de positions.

CHAPITRE 4

DISCUSSION

La modélisation de la relation linéaire entre les ΔC_T et ΔV_P mesurés démontre une dépendance statistiquement significative avec le pli sous-scapulaire et la circonférence thoracique des individus. Les tendances retrouvées dans les modèles linéaires retenus suggèrent aussi que les changements de position et d'amplitude respiratoire ont un effet systématique sur la relation. Par contre, les intervalles de confiance plutôt larges de ces modèles ne permettent pas de tirer de fortes conclusions. Ces intervalles indiquent plutôt que les modèles ne sont pas statistiquement différents selon les positions et les amplitudes respiratoires. Les intervalles proposent aussi que l'influence du pli sous-scapulaire et de la circonférence thoracique est très variable, et peut dans certains cas être aussi bien positive que négative; l'inclusion de la valeur nulle suggère que l'influence du pli sous-scapulaire dans certains modèles n'est pas significatif. Puisque les intervalles de confiance sont reliés à la précision des modèles quant à l'estimation des valeurs volumétriques pulmonaires à partir des valeurs de conductivité thoracique, il est souhaitable que ces intervalles soient réduits. La largeur importante est vraisemblablement reliée à la taille restreinte des échantillons considérés. La variance élevée d'un échantillon peut aussi avoir un effet sur la largeur des intervalles de confiance. Cette variance peut être causée par un manque de contrôle de certaines variables expérimentales. Afin de réduire la largeur des intervalles de confiance dans des expériences ultérieures, l'adoption d'un échantillon plus important ainsi que d'un protocole plus rigoureux permettant un contrôle accru de ces variables expérimentales pourrait s'avérer nécessaire. Parmi ces variables l'on retrouve la dérive du spiromètre, ainsi que l'amplitude respiratoire des sujets. Une discussion portant sur chacune de ces variables est retrouvée dans les sections 4.1 et 4.2 respectivement.

Les coefficients quadratiques obtenus cherchant à quantifier l'effet de courbure dans la relation entre ΔC_T et ΔV_P ne semblent pas permettre une modélisation appropriée. Il est suggéré que les paramètres anthropométriques considérés ne réussissent pas à bien expliquer cet effet de courbure rattaché à la saturation du signal de C_T . Une autre hypothèse voudrait que la grande variabilité de l'apparition de cette saturation dans les données considérées soit en cause. Comme mentionné plus haut, cette variabilité pourrait provenir d'un échantillon de sujets trop petit, ou de l'incapacité de contrôler adéquatement certaines variables expérimentales. Afin de caractériser l'effet de courbure, un échantillon plus large pourrait être considéré. Il est toutefois remarqué que l'amplitude respiratoire semble avoir une influence importante sur l'effet de courbure. Ainsi, il est raisonnable de croire que l'étude plus approfondie de l'amplitude respiratoire et de son effet sur la C_T puisse clarifier certaines questions. Cette étude est retrouvée à partir de la section 4.3.

4.1 Dérive du spiromètre

Lors de l'acquisition de données spirométriques pour certains sujets, il a été remarqué que le signal de V_P dérive sensiblement. Cette dérive affecte la fiabilité des mesures volumétriques, et de ce fait la relation entre la spirométrie et la TIE. Comme expliqué dans l'introduction, le spiromètre utilisé pour cette étude est basé sur un pneumotachomètre à pression différentielle qui, en fait, mesure un débit d'air. Le signal de débit est amplifié puis numérisé avant d'être transmis au PC. L'intégrale du débit fournit une mesure du volume d'air respiré. Des imperfections dans le capteur de pression ou dans la chaîne de traitement de signal introduisent un décalage (c'est-à-dire une composante continue ou de très basse fréquence) qui, une fois intégré, produit une dérive semblable à celle illustrée à la figure 4.1.

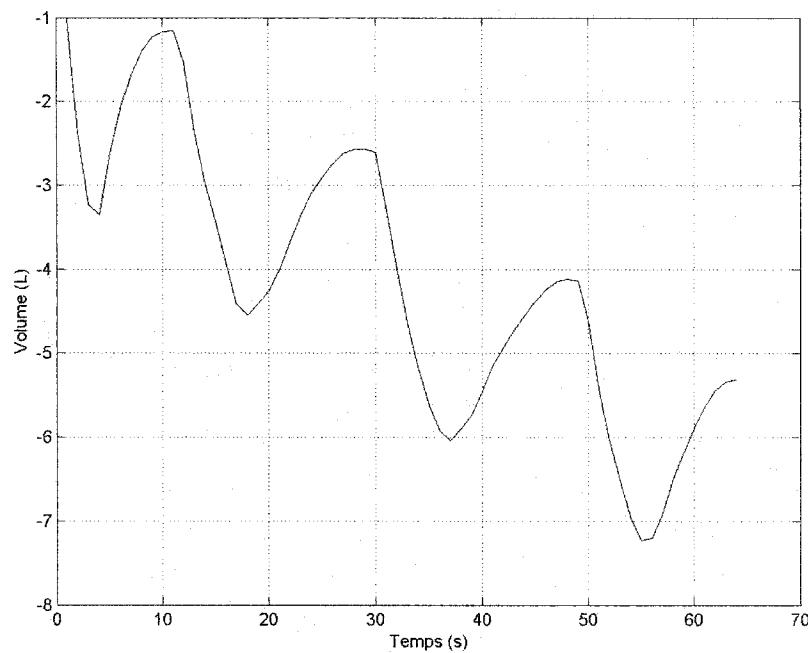


Figure 4.1 : Exemple d'un signal de V_p affecté par la dérive du spiromètre.

Il a été constaté dans les expériences que le changement de position du spiromètre affecte la dérive du signal V_p . Une illustration du spiromètre et des trois axes de déplacement est donnée à la figure 4.2. Des tests étudiant l'effet de l'inclinaison (1), de la rotation par rapport au corps cylindrique de l'appareil (2), et de la rotation par rapport à la poignée (3) ont été menés. Il a été remarqué que l'inclinaison du spiromètre d'un angle de $\sim +/- 10^\circ$ par rapport à sa position initiale produit une dérive dans le signal. Une rotation du corps cylindrique du spiromètre cause aussi une dérive. Par contre, une rotation de la poignée du spiromètre ne cause pas de dérive. Des tests visant à quantifier l'ampleur de la dérive par rapport à l'angle d'inclinaison et de rotation du corps cylindrique ont démontré que son ampleur est influencée par l'importance de l'angle choisi, mais n'est pas toujours la même pour un angle donné.

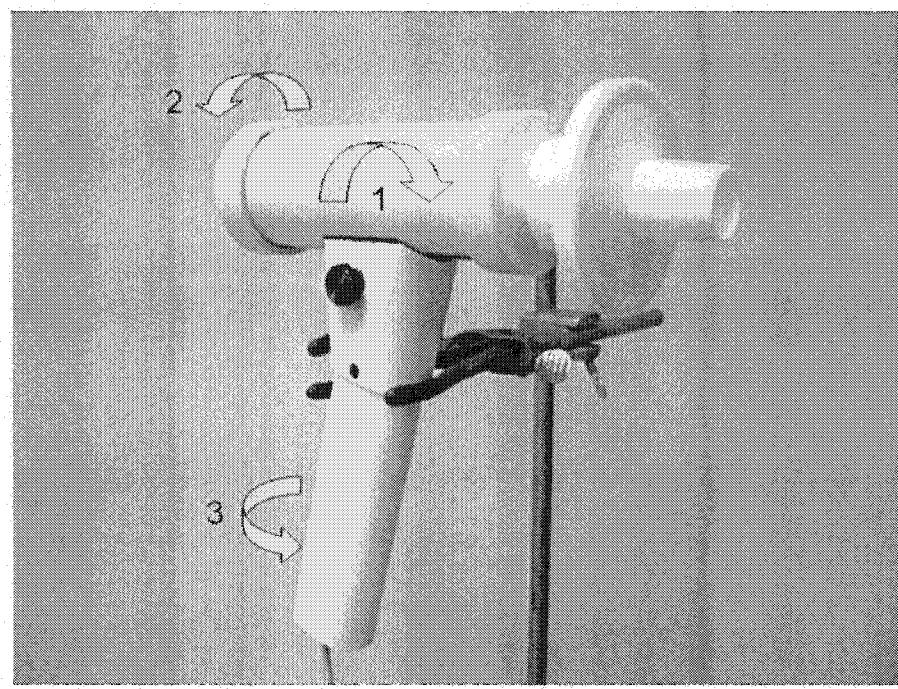


Figure 4.2 : Spiromètre avec ses trois axes de déplacement : (1) inclinaison, (2) rotation par rapport au corps cylindrique et (3) rotation par rapport à la poignée.

Ces observations démontrent que la dérive dépend du changement de l'inclinaison et de la rotation du corps cylindrique du spiromètre après sa réinitialisation. Lorsque l'inclinaison ou la rotation du spiromètre est modifiée par rapport à sa position initiale, le signal de volume dérive. Soulignons que pendant un enregistrement le spiromètre n'est pas toujours maintenu en position horizontale. Si le spiromètre est réinitialisé après le changement de position, le signal de volume ne dérive pas. Ainsi, il est possible d'obtenir une mesure sans dérive même si le corps du spiromètre n'est pas à l'horizontale. Ces résultats permettent d'expliquer certaines observations faites lors des acquisitions. Chez certains sujets, l'expiration complète avant le début de l'acquisition les amènent à se pencher vers l'avant, et à se redresser après la réinitialisation du spiromètre. La dérive constante du signal V_P présente lors de ces acquisitions peut être reliée à cette inclinaison du spiromètre. Une dérive qui varie temporellement est aussi remarquée chez certains sujets. L'ampleur de cette dérive est influencée par l'importance de l'inclinaison du spiromètre, et une variation de la dérive est remarquée lors du changement de

l'inclinaison. Ce phénomène se présente chez les sujets qui balancent le haut du corps durant une acquisition, surtout lors de grandes excursions respiratoires. Une correction est apportée au signal de volume permettant d'éliminer la dérive de nature constante. Par contre, il est presque impossible d'éliminer une dérive variable. Pour réduire l'effet de la dérive, l'immobilisation du spiromètre lors des acquisitions doit être considérée. Alternativement, l'utilisation d'un autre type de spiromètre pourrait éliminer complètement cet effet.

4.2 Amplitude respiratoire des sujets

Comme mentionné dans le deuxième chapitre, aucune méthode systématique fiable n'a été utilisée pour normaliser l'amplitude respiratoire. L'utilisation des termes *amplitudes normales* et *grandes amplitudes* dans le cadre de cette étude est plutôt subjective. Même s'il est conseillé aux sujets de respirer dans une étendue prédéterminée, chaque sujet respire avec une amplitude qui lui est propre car chacun doit juger de la profondeur de sa respiration. Ainsi, il est difficile d'étudier l'effet des paramètres anthropométriques mesurés sur la relation entre la TIE et la spirométrie si l'on doute de la régularité d'un paramètre que l'on suppose fixe. Puisque l'amplitude respiratoire est directement reliée à l'intensité des changements de conductivité des images de TIE, ce paramètre devrait être mieux contrôlé afin d'obtenir une modélisation adéquate de la relation entre ΔC_T et ΔV_p . Les figures 4.3 et 4.4 permettent de constater l'effet de l'amplitude respiratoire chez un sujet dont le poids, le pli sous-scapulaire et la circonférence thoracique sont supérieurs à la moyenne. La figure 4.3 montre une absence de saturation du signal C_T pour des amplitudes respiratoires normales, alors qu'une saturation est visible à la figure 4.4 pour de grandes amplitudes. Ainsi, l'amplitude respiratoire semble agir directement sur la saturation du signal C_T , mais l'ampleur de cet effet n'est pas déterminée.

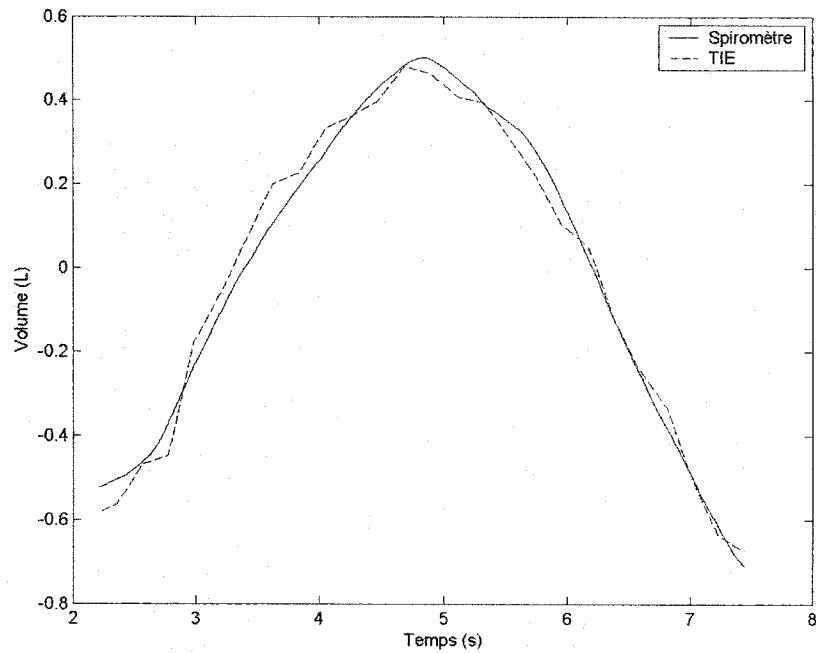


Figure 4.3 : Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de V_P (Spiromètre) et de C_T (TIE) obtenus chez un sujet respirant avec une amplitude normale.

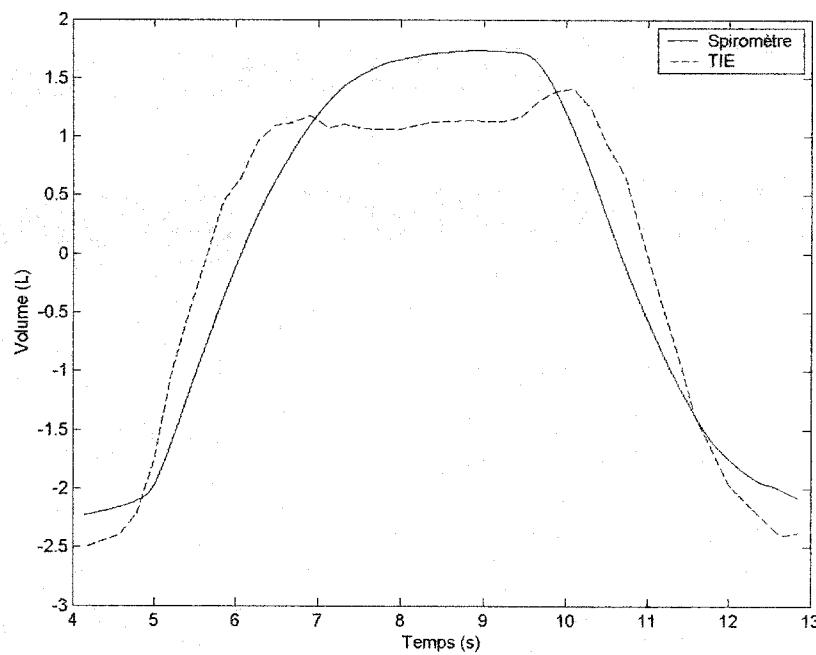


Figure 4.4 : Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de V_P (Spiromètre) et de C_T (TIE) obtenus chez un sujet respirant avec de grandes amplitudes.

Les données spirométriques acquises pour chacun des sujets permettent de calculer la variation moyenne du volume d'air pulmonaire lors de leur respiration. Ces données volumétriques pourraient être utilisées pour déterminer si une corrélation significative existe avec les coefficients quadratiques \mathcal{A} . Il est suggéré qu'une perte de sensibilité hors du plan des électrodes (Adler et al., 1996; Harris et al., 1987; Holder et Temple 1993) ne permet pas à la TIE de capter les différences de ventilation des extrémités pulmonaires (Engel, 1986), ce qui pourrait être à l'origine de la saturation du signal de C_T . Par contre, la littérature traitant de la distribution de ventilation régionale décrit les changements de volume en pourcentage de la capacité vitale (%CV) ou de la capacité pulmonaire totale (%CPT), et non en termes de la variation du volume (Harris et al., 1988 ; Milic-Emili, 1986). Les valeurs de CV et de CPT sont de références commodes et hautement reproductibles pour un sujet donné (Agostini et Hyatt, 1986). Puisque les sujets n'ont pas tous la même capacité pulmonaire, il est impossible d'obtenir une valeur du %CV ou %CPT pour chaque acquisition sans effectuer de nouvelles mesures spirométriques pour chacun des sujets. La mesure de la CPT nécessite la mesure du volume résiduel (VR), qui ne peut être obtenue avec le type de spiromètre utilisé dans cette étude. Cet appareil permet par contre la mesure de la CV. Afin de mesurer la CV, chaque sujet doit passer de l'inspiration forcée à l'expiration forcée. Pour contrôler l'amplitude de chacun des sujets, un seuil défini comme un pourcentage de la valeur de CV (%CV) pourrait être appliqué. Le signal de V_P affiché sur l'écran du système TIE-4, permet déjà aux sujets de visualiser leur respiration en temps réel. En indiquant sur cet écran les seuils inférieur et supérieur du %CV pré-déterminés, chaque sujet pourrait ajuster l'intensité de sa propre respiration afin de respecter la plage prescrite du %CV.

4.3 Étude de l'effet de courbure

La modélisation des ensembles de coefficients quadratiques divisés selon le sexe, la position et l'amplitude respiratoire, démontre que l'effet de courbure ne semble pas être représenté adéquatement par des modèles multiparamétriques. Une certaine variabilité

dans la manifestation de cet effet, ainsi qu'un nombre réduit de données dans chacun des ensembles, pourraient en être la cause. Parce qu'il est difficile de quantifier l'effet de la saturation du signal de C_T avec les données disponibles, des expériences visant à mieux comprendre sa provenance exacte ont été conduites. Un premier volet expérimental a cherché à déterminer si l'effet de saturation pouvait être reproduit chez un sujet de poids, pli sous-scapulaire et circonférence thoracique inférieurs à la moyenne, mais de taille supérieure à la moyenne. Les données acquises chez ce sujet lors de l'étude portant sur les 21 sujets ne démontrent aucune saturation du signal de C_T , et donnent de ce fait une relation quasi linéaire entre les ΔC_T et ΔV_P . Un exemple d'une des acquisitions faites sur ce sujet est présenté à la figure 4.5. Afin de comparer les résultats de cette expérience à ceux de l'étude principale sur 21 sujets, l'enregistrement simultané de données par TIE et par spirométrie a été réalisé exactement de la même façon. Puisque l'amplitude respiratoire semble jouer un rôle important dans la présence de l'effet de courbure, l'expérience a été réalisée avec le sujet en position debout et respirant avec de très grandes amplitudes. Les résultats sont présentés à la figure 4.6. Ils démontrent que la saturation du signal de C_T , qui n'apparaissait pas lors des expériences antérieures, est présente quand la ventilation est plus importante.

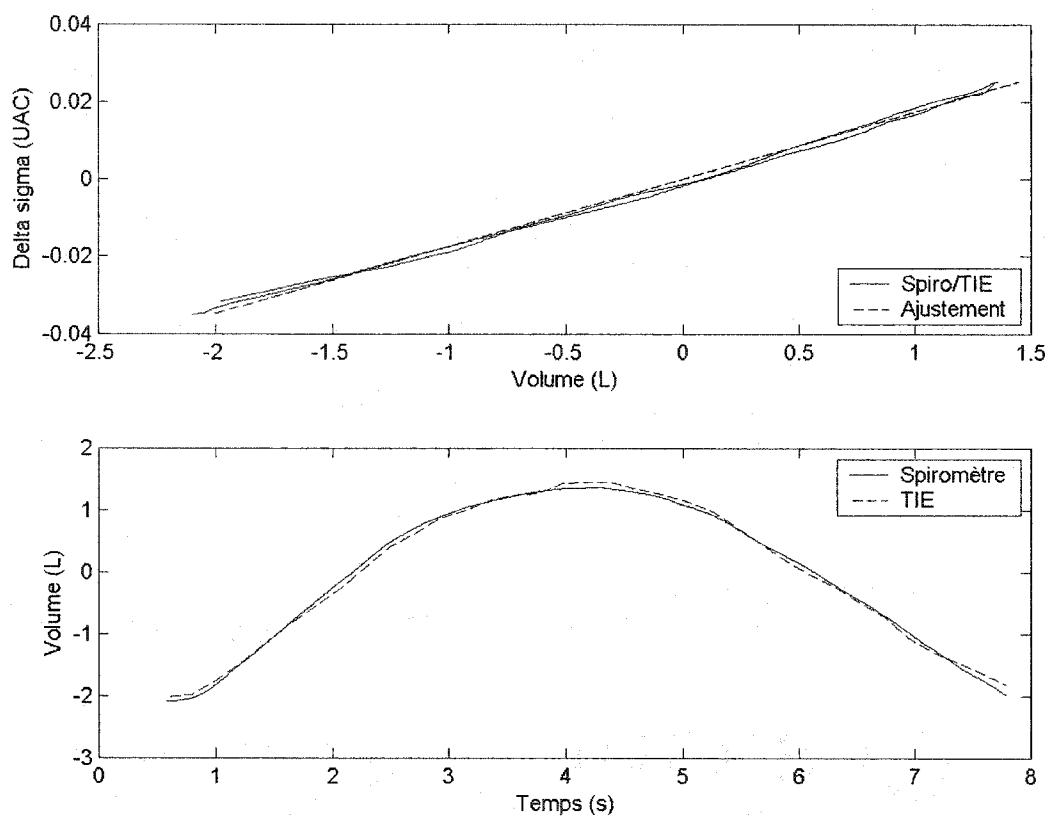


Figure 4.5 : Ajustement d'ordre linéaire sur la relation entre ΔC_T et ΔV_P (Spiro/TIE), et comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T (TIE) et V_P (Spiromètre) obtenus chez un sujet debout respirant avec une amplitude normale (Légende : Delta sigma = changements de conductivité).

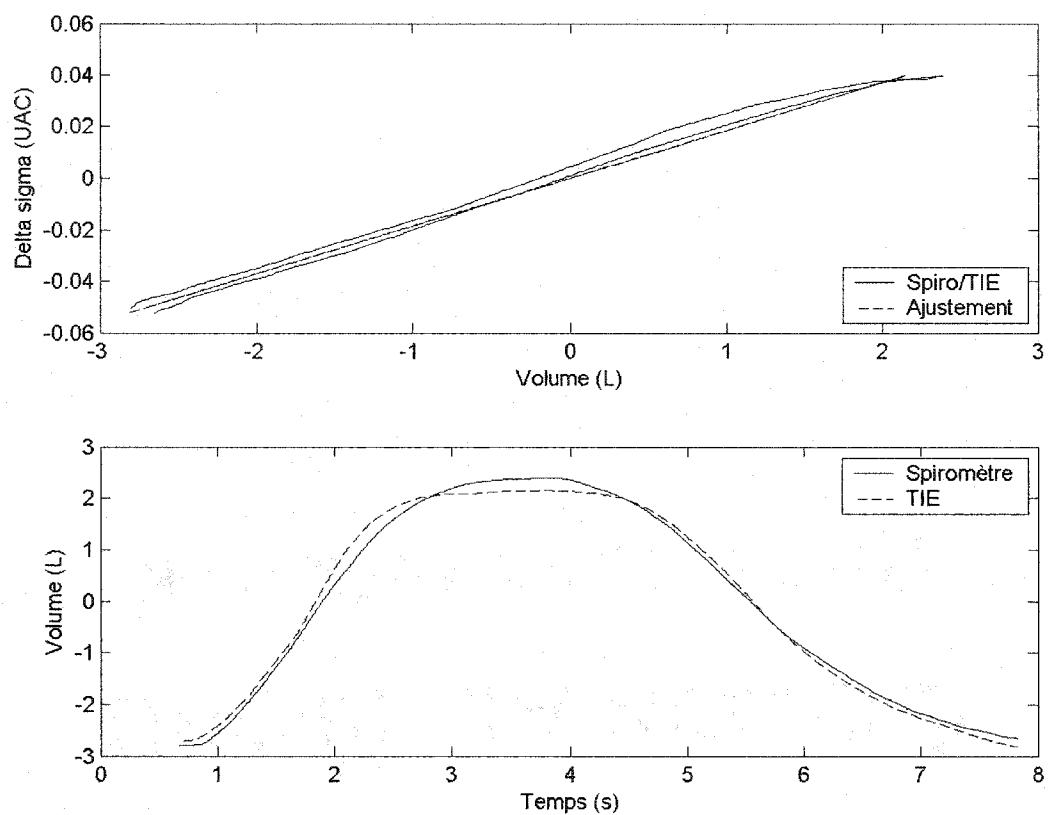


Figure 4.6 : Ajustement d'ordre linéaire sur la relation entre ΔC_T et ΔV_P (Spiro/TIE), et comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T (TIE) et V_P (Spiromètre) obtenus chez le même sujet qu'à la figure 4.5 mais respirant avec de très grandes amplitudes (Légende : Delta sigma = changements de conductivité).

En examinant ces résultats, une hypothèse a été émise suggérant que le plan d'électrodes placé au niveau T10 ne peut pas capter les changements de conductivité dus à la ventilation dans les régions supérieures des poumons. Ces régions ne sont habituellement recrutées que lors d'excursions respiratoires importantes (Engel, 1986). La TIE serait alors insensible aux changements de conductivité qui se produisent loin du plan des électrodes, comme indiqué par Adler et al. (1996), Harris et al. (1987) et Holder et Temple (1993). En augmentant le volume d'air contenu dans les poumons, la ventilation des régions supérieures serait faiblement captée par la TIE, ce qui résulterait en une saturation du signal de C_T alors qu'un ΔV_P est toujours enregistré. Pour vérifier cette hypothèse, un deuxième volet expérimental consistait à étudier la ventilation d'un sujet couché sur le côté afin de visualiser l'effet de la gravité sur la ventilation. L'effet de la gravité chez un sujet en position de décubitus latéral agit sur le médiastin et le cœur, en plus de produire un gradient de volume. La masse du médiastin exerce une pression sur le poumon inférieur et étire le poumon supérieur, ce qui ajoute au gradient vertical de l'expansion pulmonaire régionale (Engel, 1986). Lors de la respiration normale, la pression sur le poumon inférieur occasionne une diminution du volume d'air contenu dans celui-ci, mais une ventilation importante. Par contre, le poumon supérieur qui est maintenant étiré contient un volume d'air plus important, mais la ventilation de celui-ci est moins importante (Engel, 1986; Milic-Emili, 1986). En effet, lorsqu'un sujet est couché sur le côté, le poumon supérieur se comporte de façon comparable aux sommets des poumons d'une personne debout (Milic-Emili, 1986). Ainsi, alors que l'amplitude respiratoire augmente, le recrutement graduel du poumon supérieur est remarqué. Le système TIE-4 ne comporte qu'un seul niveau d'électrodes, mais lorsque le sujet est couché sur le côté, le plan des électrodes devient parallèle à la force exercée par la gravité et au gradient d'expansion, permettant ainsi d'étudier le phénomène (Frerichs et al., 1996; Harris et al., 1987).

Deux enregistrements simultanés de TIE et de spirométrie ont été faits alors que le sujet respirait profondément, en position couchée sur le côté gauche puis sur le côté droit. Ces

données ont par la suite été traitées pour que la conductivité thoracique moyenne de la moitié gauche (C_{TG}) et droite (C_{TD}) des images de TIE soient calculées séparément afin d'obtenir deux signaux temporels. Ces deux signaux sont dessinés sur un même graphique, comme présenté aux figures 4.7 et 4.8. On constate que l'effet de saturation est présent si la conductivité moyenne de la moitié inférieure des images est considérée. Par exemple, pour un sujet couché sur le côté gauche (figure 4.7), la moitié inférieure du torse correspond au côté gauche des images, et le signal de C_{TG} correspondant est représenté avec des points. Cette moitié correspondrait au plan d'électrodes à un niveau relativement bas sur une personne debout (par exemple, le niveau T10). Le signal de C_{TD} , obtenu à partir de la moitié droite des images, est représenté avec des traits. Cette courbe correspond à la moitié supérieure du torse, et semble illustrer le *complément* de la courbe du niveau inférieur. Un surdépassement est présent lorsque comparé à la courbe du spiromètre (trait plein), et coïncide temporellement au plateau de saturation de la courbe du niveau inférieur. En calculant une moyenne pondérée des signaux du niveau supérieur et inférieur, qui est représentée par une combinaison de points et de traits, on arrive à estimer adéquatement le signal du spiromètre. Le même phénomène est noté lorsque le sujet est couché sur le côté droit (figure 4.8). Ces résultats suggèrent que l'utilisation d'un deuxième plan d'électrodes à un niveau plus élevé que T10 pourrait améliorer la corrélation entre C_T et V_P .

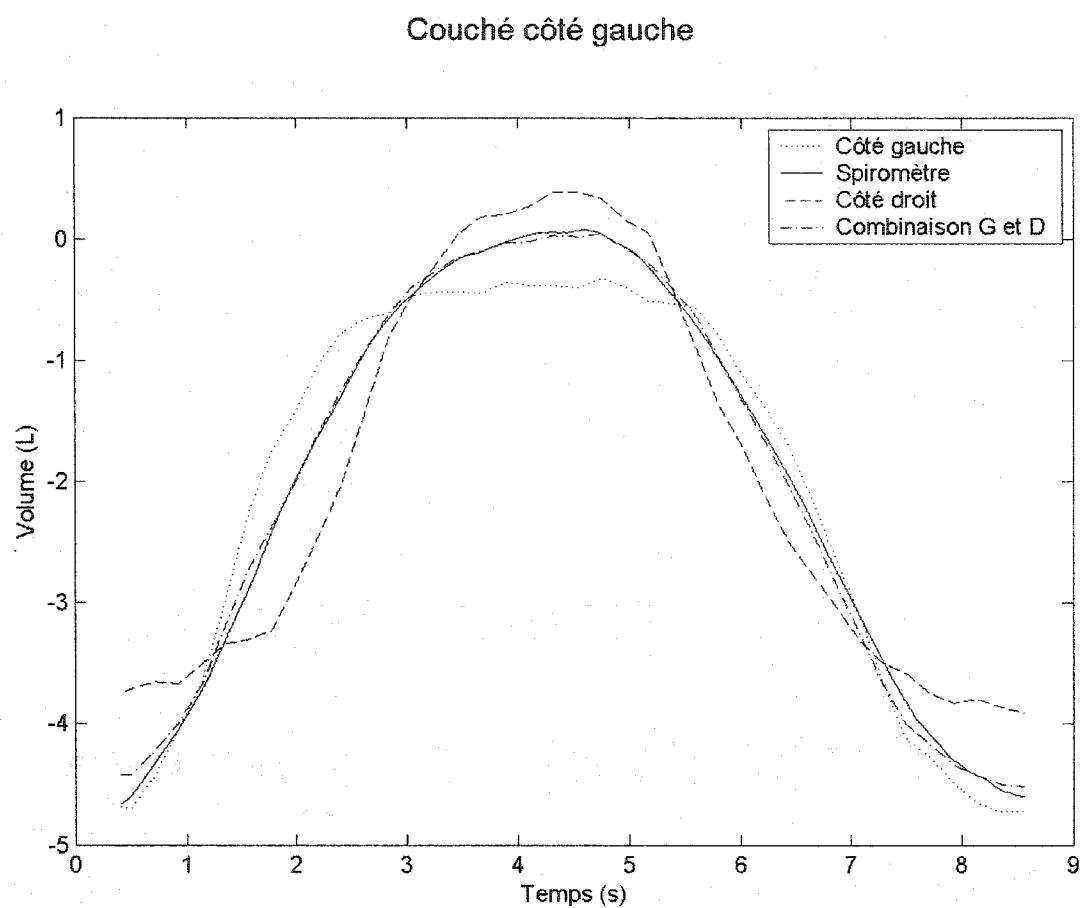


Figure 4.7 : Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T des cotés gauche, droit, de la moyenne pondérée (Combinaison G et D), et de V_P (Spiromètre) obtenus chez un sujet couché sur le côté gauche respirant avec une amplitude normale.

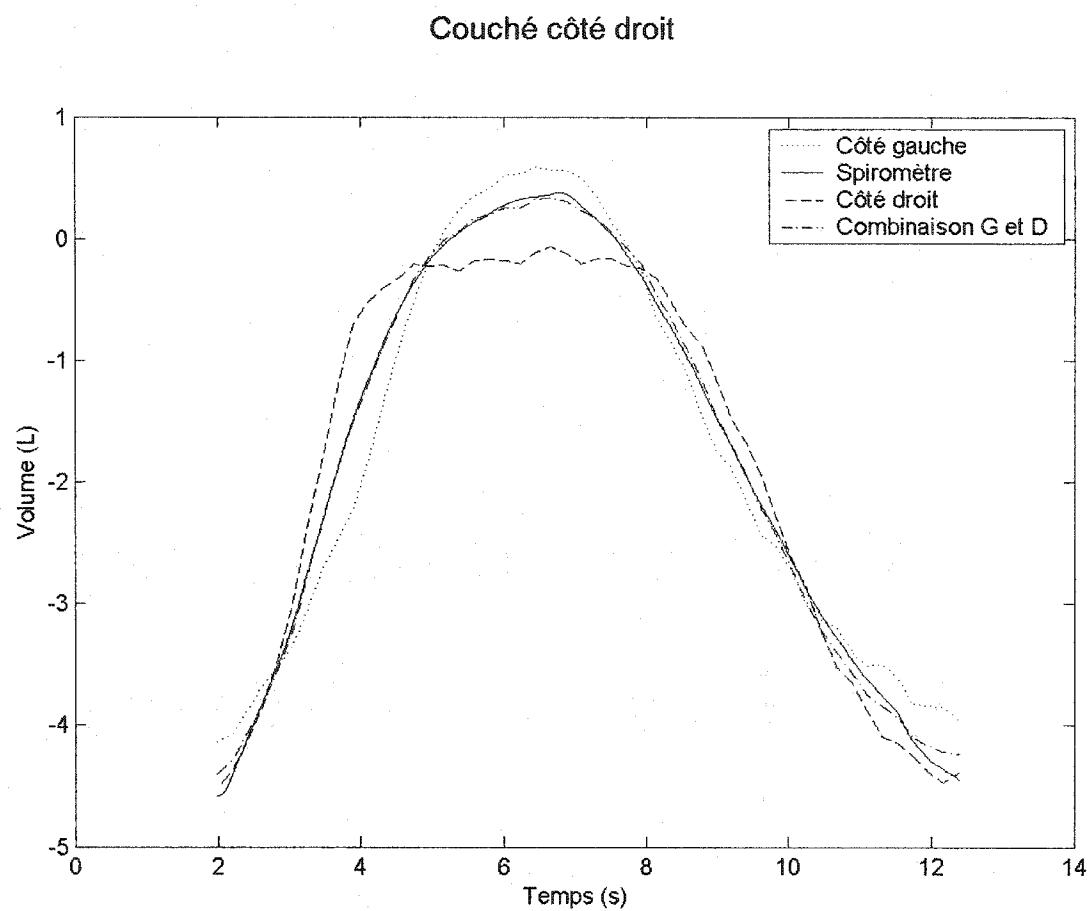


Figure 4.8 : Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T des côtés gauche, droit, de la moyenne pondérée (Combinaison G et D), et de V_P (Spiromètre) obtenus chez un sujet couché sur le côté droit respirant avec une amplitude normale.

Un troisième volet de cette expérience cherchait à valider l'hypothèse que les résultats obtenus sur un sujet couché peuvent être aussi reproduits en position debout. Ceci a été fait en utilisant deux plans d'électrodes. Toutefois, le système TIE-4 ne supportant qu'un seul plan d'électrodes, les mesures n'ont pu être obtenues simultanément. Les niveaux choisis pour les deux plans d'électrodes correspondent aux vertèbres T10 et T4. Les résultats de cette expérience sont présentés aux figures 4.9 et 4.10. Ils démontrent que lorsque le plan inférieur est considéré, l'effet de saturation du signal de TIE est perceptible. La courbe du plan supérieur quant à elle complémente l'effet de saturation. Ces résultats suggèrent que l'utilisation simultanée de deux plans d'électrodes permettrait d'obtenir une meilleure approximation de volume pulmonaire par TIE. Pour cela, des modifications ont dû être apportées au système TIE-4 actuel.

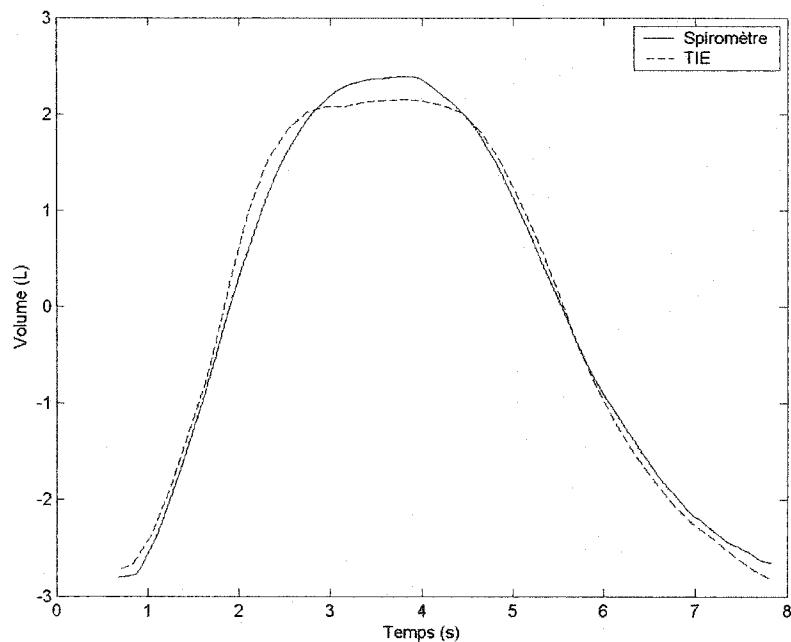


Figure 4.9 : Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T (TIE) et V_p (Spiromètre) obtenus au niveau de la vertèbre T10 chez un sujet debout respirant avec de grandes amplitudes.

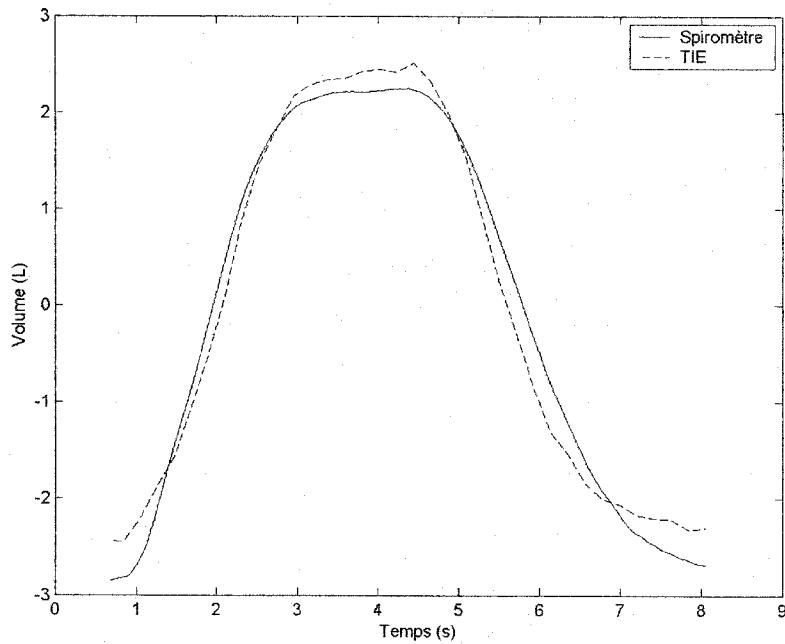


Figure 4.10 : Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T (TIE) et V_P (Spiromètre) obtenus au niveau de la vertèbre T4 chez un sujet debout respirant avec de grandes amplitudes.

4.4 Système TIE-4 Dual

Le système TIE-4 Dual (figure 4.11) est une version améliorée du système TIE-4 utilisé pour réaliser l'étude sur 21 sujets normaux décrite dans ce mémoire. La principale amélioration réside dans la possibilité d'effectuer l'acquisition de données de deux plans de 16 électrodes, alors que le système original n'en supportait qu'un seul. Le dédoublement du nombre de canaux a été obtenu par *multiplexage temporel*, c'est-à-dire en attribuant des tranches de temps égales à l'acquisition de données de chaque plan. Cette approche a permis de réaliser le système TIE-4 Dual en un temps relativement court, puisque la plupart des modules du système original ont pu être réutilisés. En fait, seul le boîtier d'isolation (2 dans la figure 4.11) a été entièrement redessiné. L'unité centrale (1), comprenant le PC et la carte de contrôle et d'acquisition, de même que les cartes d'électrodes actives (3) n'ont requis que des modifications au niveau du logiciel.

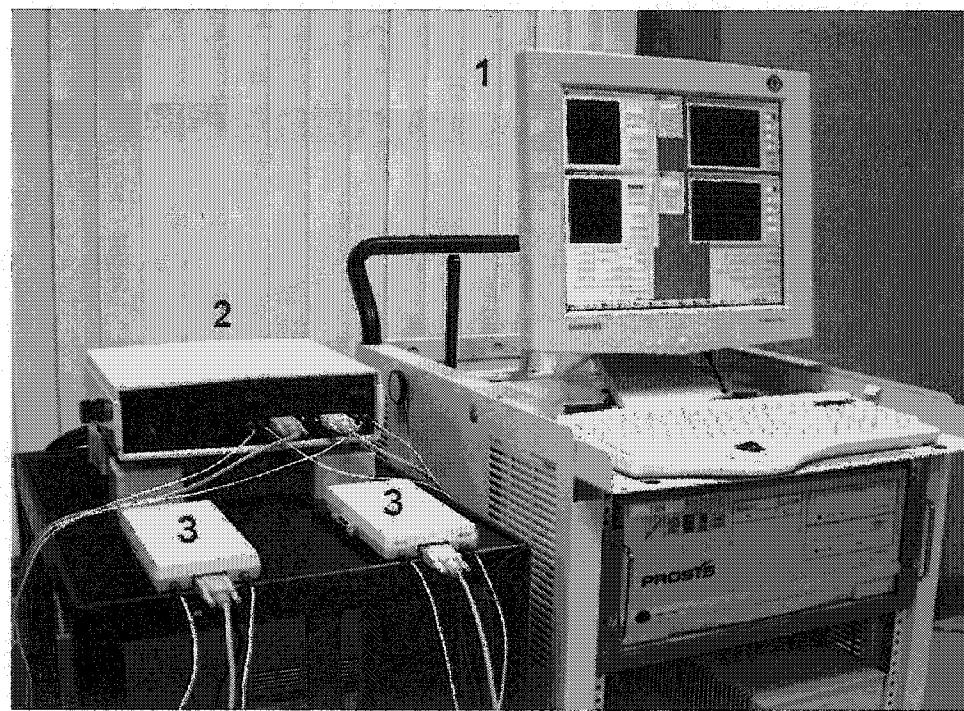


Figure 4.11 : Présentation du système TIE-4 Dual (Légende : 1 = PC avec carte de contrôle et d'acquisition, 2 = boîtier d'isolation, 3 = cartes d'électrodes actives)

4.4.1 Description et fonctionnement

Le fonctionnement du système TIE-4 Dual est pratiquement le même que celui du système TIE-4. Le schéma de la figure 4.12 permet de décrire les différences entre les deux systèmes en focalisant sur la carte électronique contenue dans le boîtier d'isolation. Cette carte a été entièrement conçue et réalisée dans le cadre de ce projet de maîtrise. Comme pour le système TIE-4 (voir section 1.5.2), l'élément central de cette carte est une frontière virtuelle, appelée *barrière d'isolation*. Cette barrière sépare électriquement les circuits qui viennent en contact avec le patient par l'intermédiaire d'électrodes, des circuits du PC qui sont alimentés par le secteur. Le rôle de la barrière d'isolation est d'assurer que la sécurité du patient n'est pas compromise advenant un défaut majeur dans l'alimentation des équipements auquel le patient est branché (par exemple, un moniteur d'electrocardiogramme (ECG) qui serait utilisé en même temps que le système de TIE).

Naturellement, des signaux analogiques et numériques doivent être transmis d'un côté et de l'autre de cette barrière pour que le système de TIE puisse fonctionner. La transmission des signaux est assurée par des dispositifs qui maintiennent l'intégrité de la barrière d'isolation: transformateurs large bande pour les signaux analogiques (porteuses) et opto-isolateurs pour les signaux numériques. Les circuits électroniques qui se trouvent du *côté patient* de la barrière d'isolation sont alimentés par des blocs d'alimentation spécialement conçus pour les appareils médicaux. Pour simplifier la description du système, ces blocs, les dispositifs de transmission de signaux connexes à la barrière d'isolation, et les circuits qui se trouvent sur les cartes d'électrodes actives ne sont pas représentés à la figure 4.11.

Une onde sinusoïdale d'amplitude constante, appelée *porteuse de référence* est générée par la carte de contrôle et d'acquisition située à l'intérieur du PC (1). La fréquence de cette porteuse est habituellement 50 kHz, mais ce paramètre, de même que l'amplitude est programmable. Après avoir passé la barrière d'isolation, la porteuse de référence est appliquée aux entrées de deux filtres passe-bas programmables (2a) et (2b). Le gain et la fréquence de coupure de ces filtres sont déterminés par le microcontrôleur (μ C) (3). Ce μ C contrôle également le mode *sourdine* des filtres. Le mode sourdine met le gain du filtre à zéro. Chaque filtre est relié à l'entrée, appelée *REF_IN*, d'une carte d'électrodes actives (CEA). Le filtre (2a) est relié à la CEA qui dessert les 16 électrodes du plan supérieur du thorax et le filtre (2b) à la CEA qui dessert les 16 électrodes du plan inférieur. Les sources de courant d'une CEA sont contrôlées par l'amplitude de *REF_IN*. Lorsqu'un filtre est en mode sourdine, un courant nul est injecté par les électrodes desservies par la CEA reliée à ce filtre.

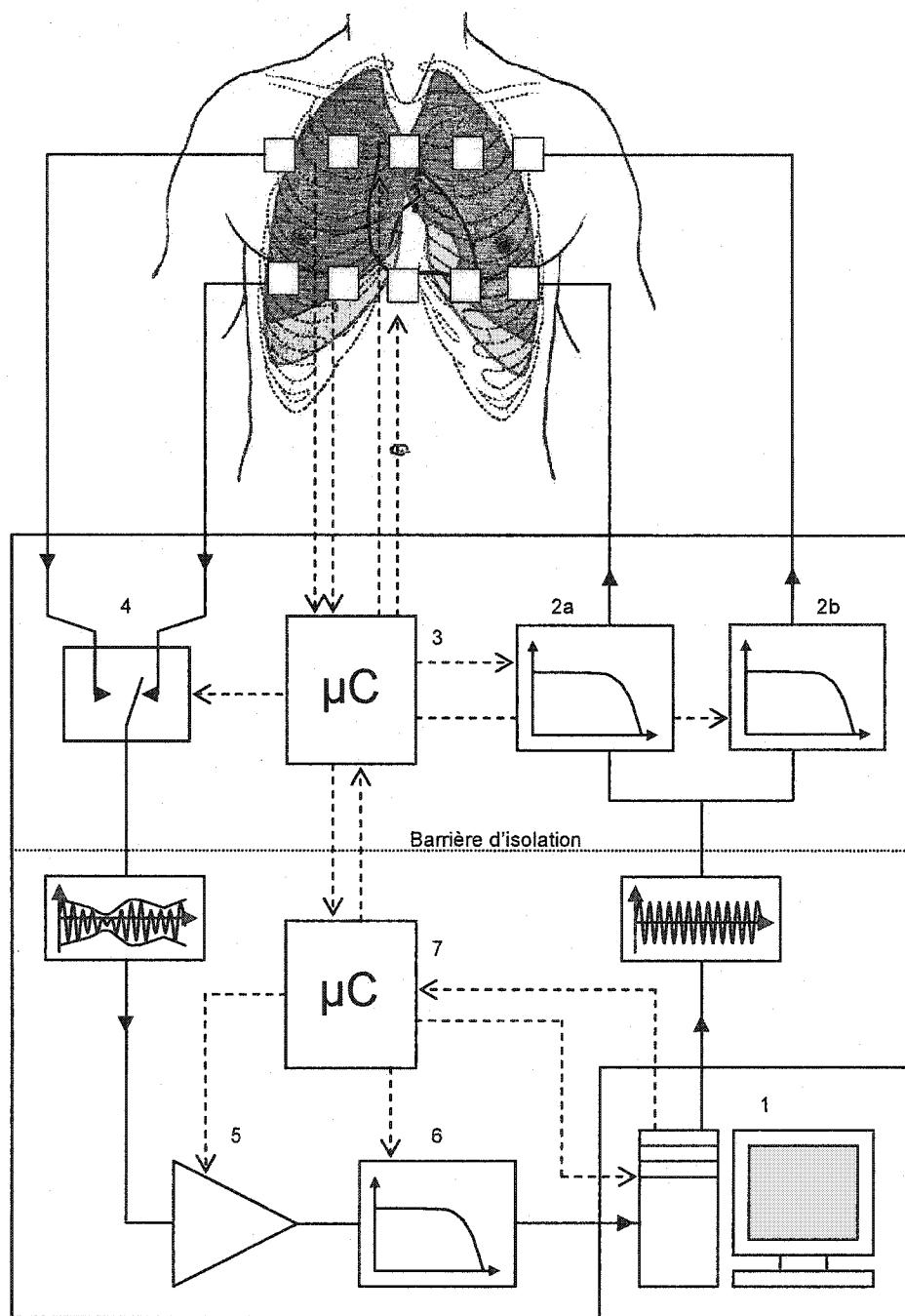


Figure 4.12 : Représentation schématique du boîtier d'isolation du système TIE-4 Dual et de son interface sur un sujet ainsi que sur le PC du système TIE-4. (Légende : traits pleins = signaux analogiques, traits pointillés = signaux numériques)

Dans le système TIE-4 Dual, l'acquisition de données s'effectue en alternance, un plan à la fois. Supposons initialement que le filtre (2a) est actif alors que le filtre (2b) est en mode sourdine. Une distribution de potentiel est générée dans tout le thorax par le courant appliqué par une paire d'électrodes du plan supérieur. Une paire d'électrodes du plan inférieur est également sélectionnée comme source et puits de courant mais l'amplitude de ce courant est nulle et ne contribue donc pas à la distribution de potentiel thoracique. Une différence de potentiel est mesurée par une paire d'électrodes du plan supérieur et apparaît comme un signal modulé en amplitude et en phase par les propriétés électriques des tissus du thorax. Ce signal, appelé *porteuse AM*, est présent aux sorties AM_OUT des CEA. Le multiplexeur (4), sélectionne la sortie AM_OUT de la CEA qui dessert le plan supérieur. Ce signal est amplifié par (5), filtré passe-bas par (6) et acheminé à la carte de contrôle et d'acquisition située dans le PC pour être démodulé. Le microcontrôleur (7) contrôle le gain de l'amplificateur (5) et la fréquence de coupure du filtre (6). Un total de 208 mesures d'impédance sont faites par des combinaisons prédéfinies de 4 électrodes du plan supérieur (2 électrodes qui appliquent le courant et 2 électrodes qui mesurent une différence de potentiel). Une fois réalisées ces 208 mesures, le rôle des plans d'électrodes est inversé; le filtre (2a) est mis en mode sourdine et le filtre (2b) est activé. Les 208 prochaines mesures représentent alors les impédances « vues » par les électrodes du plan inférieur. Le processus est ensuite répété. Le système TIE-4 Dual actuel permet d'obtenir des images des deux plans thoraciques à une cadence de ~2.5 Hz, soit la moitié de la cadence utilisée avec le système TIE-4 dans l'étude principale.

4.4.2 Modifications logicielles

La fonctionnalité accrue du système TIE-4 Dual a nécessité des modifications aux programmes qui contrôlent diverses parties du système. Premièrement, un nouveau protocole a été défini pour la communication entre le PC et la carte d'électrodes actives. En effet, chaque CEA comporte 16 microcontrôleurs qui déterminent le rôle que joue

chaque électrode au cours de l'acquisition de données. Dans le système TIE-4, le PC communique directement avec les microcontrôleurs de la CEA et un protocole simple suffit à définir les paramètres de la séquence d'acquisition. Dans le système TIE-4 Dual il n'y a pas de lien direct entre le PC et les CEA ; toute communication doit passer par les microcontrôleurs du boîtier d'isolation (μ C (3) et (7) de la figure 4.12). Pour faciliter le développement du système TIE-4 Dual, le protocole de communication avec les CEA a été élaboré pour s'appliquer intégralement aux μ C (3) et (7) du boîtier d'isolation. La structure du nouveau protocole permet aux divers microcontrôleurs de reconnaître les commandes en provenance du PC qui leur sont destinées et d'agir en conséquence, soit en modifiant l'état des composants (filtres, multiplexeur, amplificateur à gain programmable ...) qui sont directement sous leur contrôle ou bien en relayant la commande aux microcontrôleurs qui sont plus en amont de la chaîne. Plusieurs nouvelles fonctions ont été ajoutées, principalement pour aider au déboguage et à l'expansion des systèmes.

L'interface graphique MEMTA (Modular Expendable Multi-Threaded Architecture) développée à l'IGB par Hervé Gagnon, permet à l'usager de contrôler le système de TIE, ainsi qu'à reconstruire, afficher et sauvegarder les images. Des modifications ont été apportées pour contrôler le système TIE-4 Dual et traiter des données provenant des deux CEA. Essentiellement, l'interface graphique du système TIE-4 Dual comporte les mêmes éléments que l'interface du TIE-4, mais en double ; soit des fenêtres montrant les signaux acquis par chaque CEA, des fenêtres pour les images reconstruites de chaque plan et des panneaux de contrôle pour régler les paramètres spécifiques à chaque plan. Un autre panneau regroupe les ajustements communs aux deux plans.

4.5 Résultats préliminaires obtenus avec le système TIE-4 Dual

Une première expérience réalisée avec le système TIE-4 Dual visait à déterminer s'il est possible d'éliminer la saturation du signal de C_T présente chez certains sujets lors de l'acquisition au niveau de la vertèbre T10. L'hypothèse posée suggère que

l'enregistrement de la conductivité moyenne thoracique à l'aide d'un deuxième niveau plus élevé pourrait permettre d'acquérir l'information manquante du niveau T10. La moyenne pondérée des deux signaux obtenus pourrait ainsi compenser l'effet de saturation du signal de C_T au niveau T10, et de ce fait éliminer l'effet de courbure présent dans la relation entre ΔC_T et ΔV_P . Une acquisition a ainsi été faite avec deux plans de 16 électrodes chacun aux niveaux des vertèbres T10 et T2, tel qu'illustré à la figure 4.13. Afin de placer les électrodes au niveau le plus élevé, le sujet en position debout devait garder les avant-bras sur la tête, et les électrodes étaient apposées sous les aisselles. Puisque le sujet ne peut pas tenir le spiromètre, ce dernier était retenu près de la bouche à l'aide d'un support; un pince-nez a aussi été utilisé. Une acquisition de 300 trames de TIE pour chacun des niveaux a été faite. Un signal de la conductivité moyenne pour chacun des plans d'électrodes a été calculé à partir de ces données. Pour les fins de cette étude, chaque cycle respiratoire fut considéré séparément. Le rapport signal sur bruit des systèmes TIE-4 et TIE-4 Dual dépend en partie de la cadence d'images (*Frame Rate*) choisie pour effectuer l'acquisition. Afin de garder un rapport signal sur bruit similaire à celui de l'étude sur les 21 sujets, la même cadence de 4.71 trames/s a été conservée. Par contre, puisque l'acquisition s'effectue en alternance sur deux plans, la cadence effective est de $4.71 / 2 = 2.36$ Hz. A noter que la cadence d'images correspond à la fréquence des signaux C_T obtenus des images de chaque plan. D'après le critère de Nyquist, cette fréquence d'échantillonnage (2.36 Hz) est suffisante pour reproduire les changements de conductivité causés par la ventilation pulmonaire, qui lors de ces expériences ne dépassait guère 0.1 Hz.

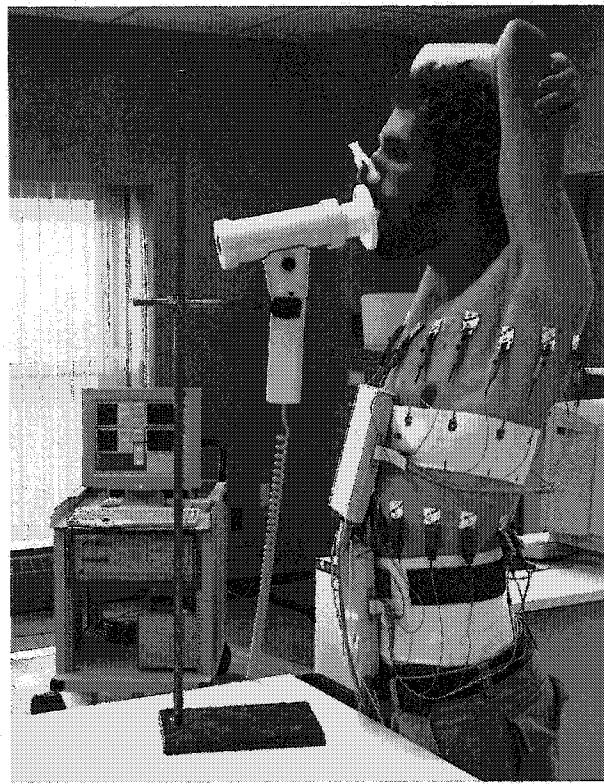


Figure 4.13 : Sujet durant une acquisition avec deux plans d'électrodes aux niveaux des vertèbres T10 et T2.

La figure 4.14 illustre les signaux de C_T d'un cycle respiratoire enregistrés sur deux niveaux d'électrodes ainsi que le signal de V_P du spiromètre. La moyenne pondérée des signaux de C_T obtenus aux deux niveaux d'électrodes est aussi présentée. Ces résultats montrent qu'un effet de saturation est présent lorsque seul le niveau inférieur (T10) d'électrodes est considéré. Le signal du niveau supérieur (T2) quant à lui présente un surdépassement qui complémente la saturation du niveau inférieur. La combinaison de ces deux signaux a une forme qui correspond bien au signal de V_P . Cette observation suggère que la combinaison des mesures sur les deux niveaux choisis pourrait permettre d'éliminer la saturation du signal de C_T présente lorsqu'on considère uniquement le niveau inférieur. Les résultats obtenus renforcent aussi l'hypothèse que le plan d'électrodes placé au niveau T10 est peu sensible aux changements de conductivité dans les régions pulmonaires supérieures.

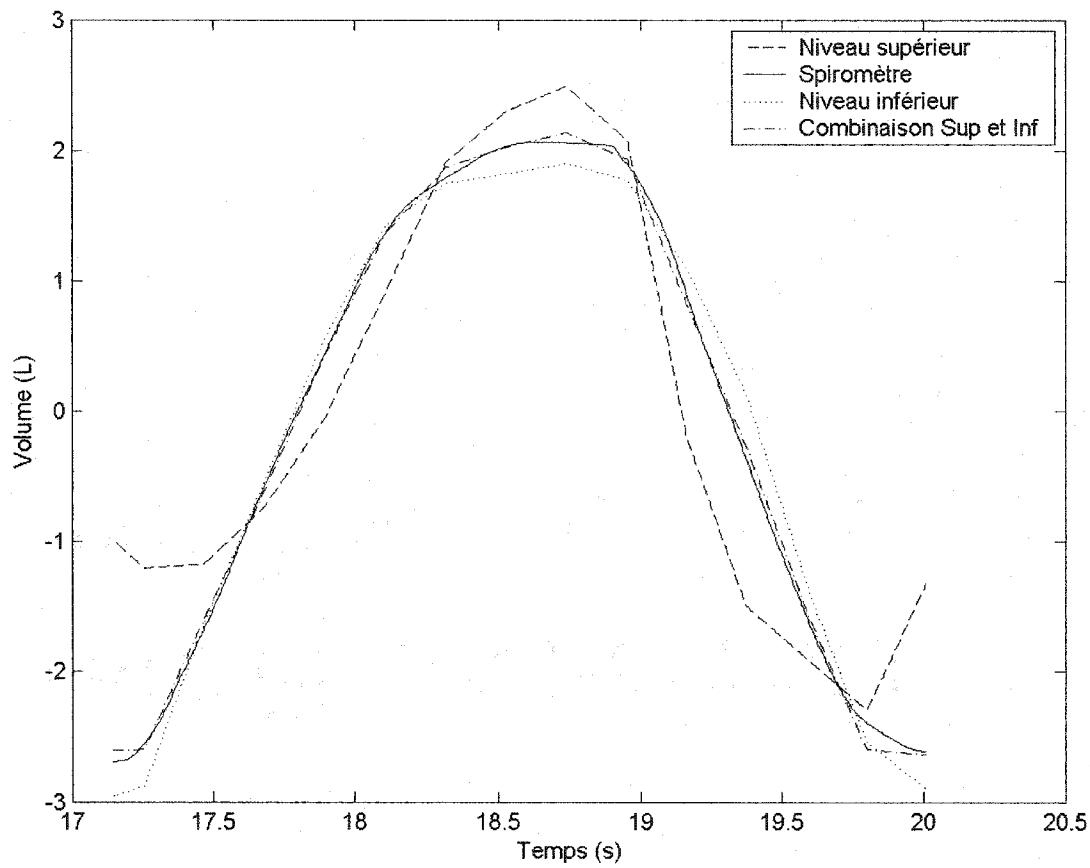


Figure 4.14 : Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T au niveau des vertèbres T2 (Niveau supérieur), T10 (Niveau inférieur), de la moyenne pondérée (Combinaison Sup et Inf) et de V_P (Spiromètre) obtenus simultanément chez un sujet debout respirant avec de grandes amplitudes.

À partir de ces observations, un deuxième volet d'expériences cherchait à déterminer si un seul niveau d'électrodes placé entre les niveaux T2 et T10 pourrait mesurer les changements de conductivité reliés à la ventilation de toutes les régions pulmonaires. Pour les fins de ces expériences, le niveau d'électrodes choisi était situé approximativement à mi-distance entre les sommets et les bases pulmonaires. Le choix de ce niveau s'appuie sur certains repères anatomiques, soit les clavicules et la base de la cage thoracique, qui donnent la taille approximative des poumons (Snell, 1995). L'emplacement du plan d'électrodes chez les trois sujets étudiés correspondait au niveau T6. Un deuxième niveau d'électrodes situé à T10 a permis de vérifier si le niveau considéré originellement produisait toujours une saturation du signal de C_T . Les trois sujets qui ont participé à cette expérience faisaient partie des 21 sujets de la première étude. Il a été observé dans les trois cas une saturation du signal de C_T en utilisant le plan d'électrodes situé à T10. Lors de l'acquisition des signaux, chacun des sujets était placé en position debout et respirait dans le spiromètre avec une amplitude importante, afin de s'assurer que toutes les régions pulmonaires étaient recrutées. L'acquisition pour chacun des niveaux était de 300 images de TIE, mais comme mentionné plus haut, chaque cycle respiratoire fut considéré séparément.

Les résultats présentés aux figures 4.15, 4.16 et 4.17 démontrent que pour tous les sujets, une saturation est présente dans le signal de C_T à T10 lorsque comparé avec le signal de V_P . Par contre, la comparaison qualitative du signal de C_T à T6 et du V_P démontre que les signaux ont sensiblement la même forme. Aucun indice quant à la saturation ou le surdépassement du signal de C_T à T6 ne semble être présent. La corrélation des signaux de C_T et de V_P pour les trois sujets est plus importante au niveau T6 ($0.996 < r < 0.998$) qu'à T10 ($0.852 < r < 0.954$). Ces résultats préliminaires suggèrent que le niveau T6 permettait de mesurer les changements de conductivité de toutes les régions pulmonaires lors de la ventilation chez des sujets normaux.

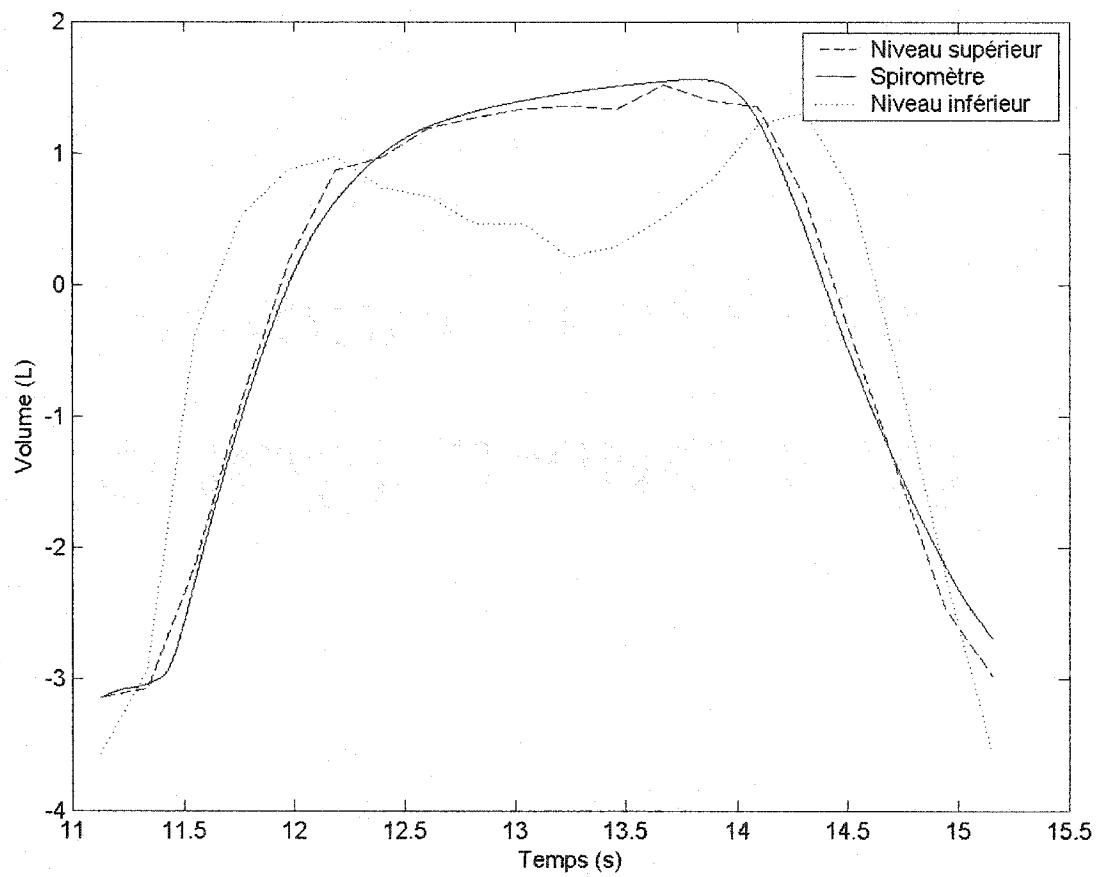


Figure 4.15 : Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T au niveau des vertèbres T6 (Niveau supérieur) et T10 (Niveau inférieur) et de V_P (Spiromètre) obtenus simultanément chez le premier sujet debout respirant avec de grandes amplitudes.

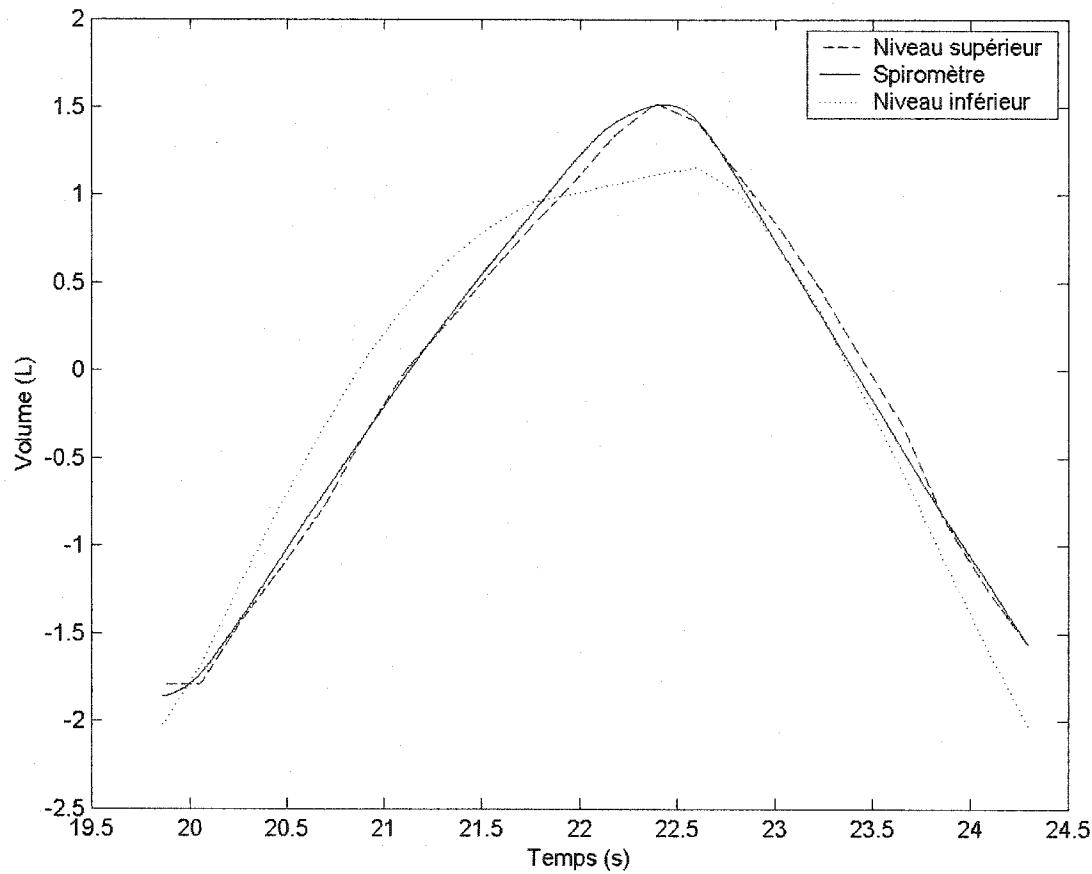


Figure 4.16 : Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T au niveau des vertèbres T6 (Niveau supérieur) et T10 (Niveau inférieur) et de V_P (Spiromètre) obtenus simultanément chez le deuxième sujet debout respirant avec de grandes amplitudes.

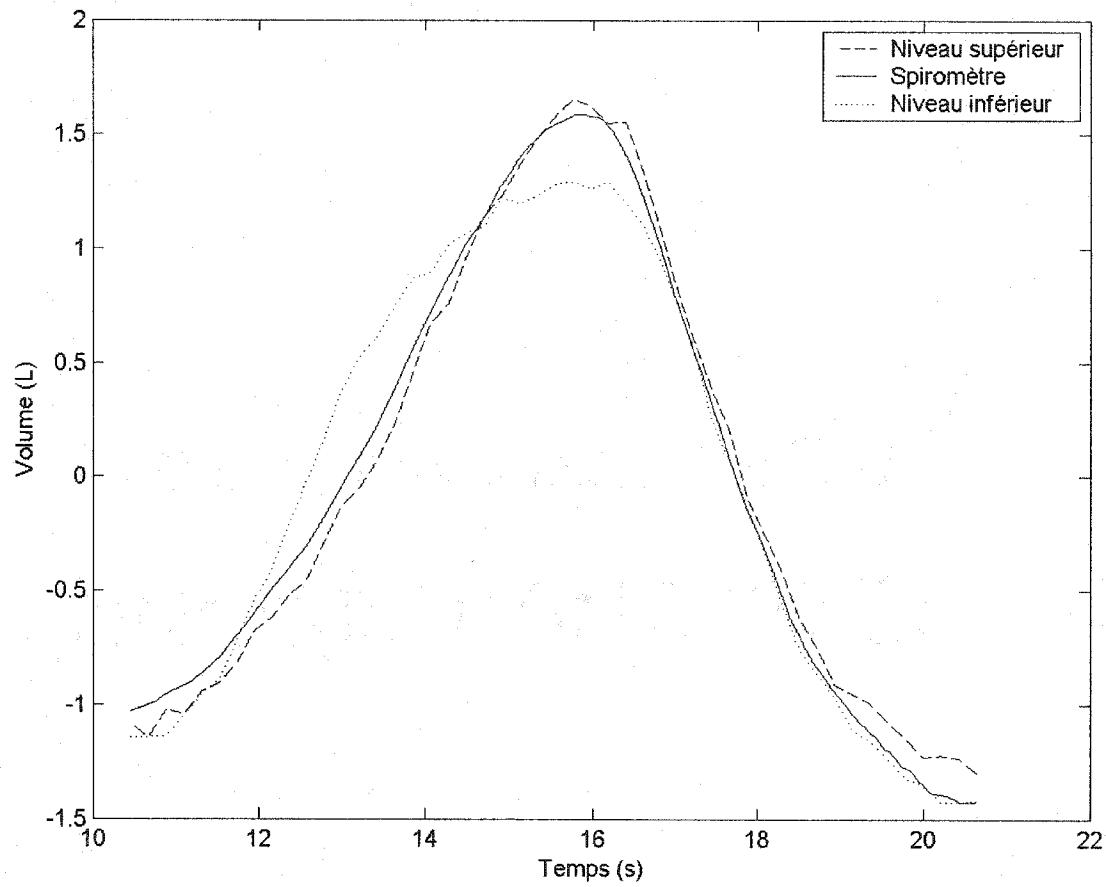


Figure 4.17 : Comparaison temporelle pour un cycle respiratoire des signaux de C_T au niveau des vertèbres T6 (Niveau supérieur) et T10 (Niveau inférieur) et de V_P (Spiromètre) obtenus simultanément chez le troisième sujet debout respirant avec de grandes amplitudes.

Il n'existe pas de consensus dans la littérature sur la position optimale du plan d'électrodes pour comparer les changements de conductivité du thorax à ceux du volume pulmonaire. Harris et al. (1987) suggèrent l'utilisation de plans d'électrodes situés entre les 2^{ème} et 6^{ème} espaces intercostaux, ce qui correspond aux vertèbres T4 à T8, afin de mesurer l'effet des changements du volume pulmonaire sur la distribution de la conductivité thoracique. Une autre étude menée par Harris et al. (1988) traitant de la relation entre le volume spirométrique et la conductivité par TIE considère le placement d'électrodes entre les 3^{ème} et 4^{ème} espaces intercostaux, correspondant au niveau de la vertèbre T6. Les auteurs notent qu'une relation forte ($r > 0.95$) existe entre les changements de conductivité obtenus et la mesure de la ventilation pulmonaire du sujet étudié. Holder et Temple (1993) suggèrent plutôt l'utilisation de deux niveaux d'électrodes placés à la 2^{ème} et 7^{ème} côte, ce qui correspond aux vertèbres T4 et T10. Une relation linéaire significative existe entre le volume courant (VC) et les mesures de chacun des niveaux ($0.86 < r < 0.96$) pour un échantillon de 30 sujets. Les auteurs notent toutefois que des changements de conductivité plus consistants avec ceux de la ventilation sont obtenus en considérant le plan situé à T10. La plupart des tests conduits à l'aide du système TIE-4 sur des sujets humains considèrent le placement du plan d'électrodes au niveau de la base des poumons, ce qui correspond à la vertèbre T10. Visuellement, ce niveau est le plus intéressant puisque les images obtenues présentent généralement deux taches distinctes, donnant l'impression que deux poumons sont bien étudiés, tel qu'illustré à la figure 4.18. Les images obtenues du plan d'électrodes situé à T6 (figure 4.19) montrent généralement une tache centrale qui ne permet pas de distinguer les deux poumons. Ces observations ont aussi été rapportées par Holder et Temple (1993).

Comme mentionné, le niveau d'électrodes à T10 semble trop bas pour enregistrer les changements de conductivité reliés à la ventilation des régions pulmonaires supérieures. Si l'on compare ces résultats à ceux de la modélisation multiparamétrique des coefficients quadratiques alors que les hommes et les femmes sont groupés (Tableau 3.10), il semble pertinent de croire que la taille du sujet semble avoir une influence statistique-

ment significative sur la saturation du signal de C_T . Ce paramètre explique aussi le plus grand pourcentage de la variance relative des modèles obtenus. D'après Cook et Hamann (1961) et Hepper et al. (1960), une corrélation existe entre la taille au cube et le volume pulmonaire, et la longueur des poumons dépend de la longueur de la cage thoracique (Snell, 1995), qui est elle-même dépendante de la taille d'un individu. Lorsque le niveau d'électrodes est trop bas ou que les poumons sont trop longs pour la sensibilité hors plan du système de TIE, les variations de la conductivité thoracique régionale causées par la ventilation des régions pulmonaires supérieures pourraient ne pas être captées. Il aurait été intéressant de pouvoir comparer deux sujets possédant les même caractéristiques anthropométriques relatives sauf la taille. Cette comparaison pourrait permettre de confirmer que la taille joue bien un rôle important dans la saturation du signal de conductivité moyenne. Puisqu'aucun sujet de l'étude ne se prête à ce type de comparaison, il est malheureusement impossible de valider cette observation avec les données disponibles.

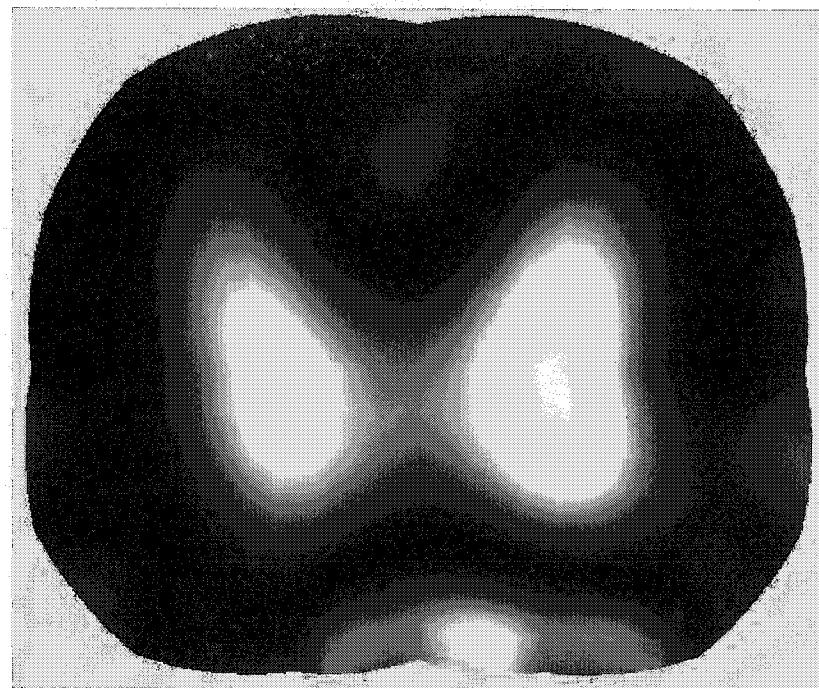


Figure 4.18 : Image de TIE lors de l'inspiration totale au niveau T10.

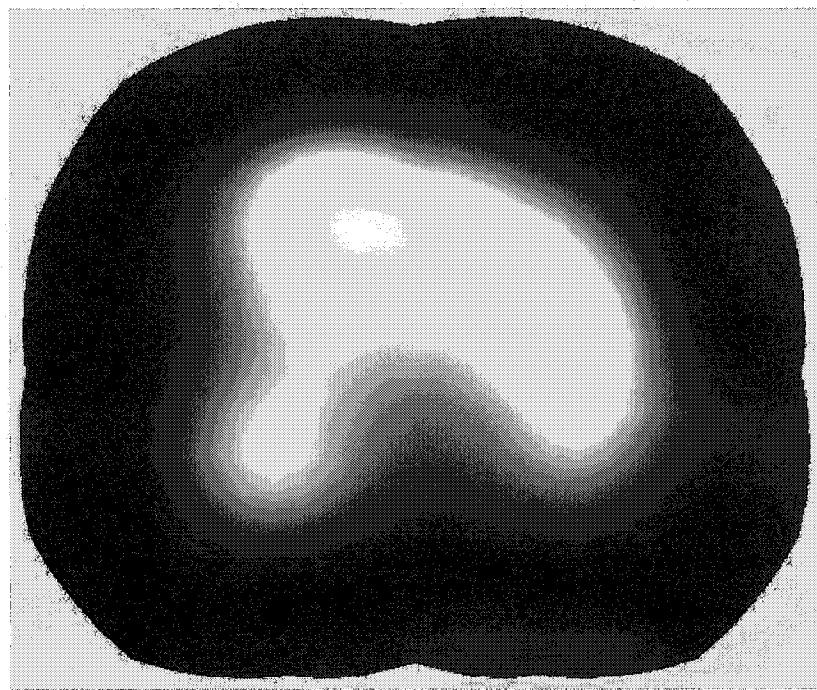


Figure 4.19 : Images de TIE lors de l'inspiration totale au niveau T6.

CONCLUSION

La ventilation artificielle, très utilisée aux soins intensifs et au bloc opératoire, est difficile à maîtriser vu les nombreux facteurs à considérer. Elle peut être utilisée dans plusieurs modes (contrôle de la pression, contrôle du volume ...) et comporte de nombreux ajustements (pression, volume, fréquence ...). Le réglage d'un ventilateur est un processus itératif basé sur la réponse physiologique du patient traité. Ainsi, il est important de surveiller tout changement des paramètres physiologiques pouvant être affectés par la ventilation artificielle, tels que l'échange gazeux d'oxygène et de dioxyde de carbone, le pH sanguin, la pression des voies respiratoires, le patron des cycles respiratoires et les fonctions héodynamiques. Un réglage incorrect du ventilateur peut causer de sérieuses complications au patient. Un pneumothorax ou un pneumomédiastin sont des complications relativement fréquentes (Tobin, 1994), qui surviennent lorsque de l'air pénètre dans la cavité pleurale et dans le médiastin, respectivement. Cette entrée d'air provoque une augmentation de la pression intrapleurale et nuit à l'interaction de celle-ci avec les forces élastiques pulmonaires qui cherchent à diminuer le volume des poumons. L'augmentation de pression intrapleurale peut ainsi causer une diminution ou une perte totale de la ventilation lors de l'affaissement du poumon. Les radiographies du thorax aident à la détection de problèmes liés à la ventilation artificielle, mais leur usage est restreint par les doses admissibles de radiation. Il a été suggéré dans la littérature que la TIE puisse servir au monitoring respiratoire de patients ventilés artificiellement, puisque cette technique produit des images en temps réel qui reflètent la distribution d'air dans les poumons et qu'elle ne comporte aucune contre-indication pour un usage continu.

Une étude sur 21 sujets normaux a été réalisée au cours de ce projet pour modéliser la relation entre les variations de conductivité thoracique ΔC_T évaluées par TIE, et les variations de volume d'air dans les poumons ΔV_P mesurées à la bouche avec un spiromètre. Pour chacun des sujets, une corrélation linéaire élevée ($0.930 < r < 0.997$) a été trouvée entre les ΔC_T obtenus au niveau de la vertèbre T10 et les ΔV_P . Cette observation

suggère que la relation pour chaque acquisition effectuée sur chacun des sujets peut être représentée par une pente \mathcal{M} d'un ajustement linéaire et par le coefficient linéaire \mathcal{B} d'un ajustement quadratique. Les coefficients \mathcal{M} et \mathcal{B} sont affectés de façon statistiquement significative par deux des sept paramètres anthropométriques considérés dans l'étude. Ces paramètres sont la circonférence thoracique et le pli sous-scapulaire. Une modélisation linéaire à deux paramètres permettrait d'ajuster les coefficients \mathcal{M} et \mathcal{B} pour tenir compte de la morphologie d'un individu.

Chez certains sujets, la relation entre les ΔC_T et les ΔV_P est mieux représentée par l'ajustement d'ordre quadratique puisqu'il tient compte d'une courbure observée en fin d'inspiration dans les graphiques de ΔC_T versus ΔV_P . Cette courbure reflète la saturation du signal de TIE alors que le spiromètre continue à enregistrer un changement de volume. Pour chercher les causes de cette saturation, des expériences supplémentaires ont été faites avec le système TIE-4, conçu pour l'acquisition de données avec un seul plan d'électrodes. Les résultats de ces expériences ont suggéré que la saturation proviendrait d'une perte de sensibilité de la TIE quand les changements de volume dus à la ventilation se produisent dans les régions pulmonaires les plus distantes des électrodes. Pour valider cette hypothèse, un système permettant l'acquisition quasi simultanée de données avec deux plans d'électrodes a été construit. Ce système, nommé TIE-4 Dual, a permis de vérifier que la combinaison de signaux enregistrés sur deux plans d'électrodes situés aux extrémités supérieure et inférieure des poumons fournit une meilleure approximation du volume pulmonaire.

Les expériences réalisées avec le système TIE-4 Dual montrent que la moyenne pondérée de signaux C_T obtenus aux plans T2 et T10 chez un sujet représente mieux le signal de V_P que le signal C_T obtenu uniquement à T10. Il est aussi remarqué chez trois sujets que la mesure à l'aide d'un plan situé approximativement à mi-distance entre les sommets et les bases pulmonaires (vertèbre T6) donne une corrélation plus élevée entre les signaux de C_T et V_P ($0.996 < r < 0.998$) que ceux obtenus à T10 ($0.852 < r < 0.954$). Ce plan unique

représenterait un compromis intéressant, en regard du confort des patients, à l'utilisation de deux plans. Ces résultats indiquent aussi que les modèles dérivés des données du plan à T10 seraient inadéquats pour représenter les ΔC_T reliés à la ventilation des poumons complets chez des sujets normaux. En effet, les résultats suggèrent que ce plan ne capte pas les changements de conductivité des régions pulmonaires supérieures.

Afin de confirmer que la combinaison des plans d'électrodes au niveau des vertèbres T2 et T10, ainsi que le plan unique à T6 sont adaptés pour la mesure des ΔC_T reliés à la ventilation pulmonaire, les résultats obtenus nécessitent une validation sur un échantillon de sujets plus important. Cet échantillon devrait inclure des sujets présentant une plus grande étendue des valeurs anthropométriques jugées pertinentes, afin d'étudier leur effet sur les mesures. L'expérience utilisant un seul plan d'électrodes à T6, portait sur trois hommes. Il est important de vérifier que les mêmes résultats peuvent être obtenus chez des femmes. Certaines différences anatomiques, notamment les seins qui chez certaines femmes se retrouvent au niveau du plan à T6, pourraient affecter la mesure des ΔC_T .

Il a été suggéré par Frerichs (1996) que la TIE permet l'estimation de la ventilation régionale, mais que l'utilisation d'un seul plan semble limité lorsque certaines anomalies localisées sont présentes. L'utilisation d'un deuxième plan d'électrodes pourrait aussi s'avérer avantageux pour le monitoring de patients ventilés artificiellement avec une pression positive à la fin de l'expiration. L'application d'une telle pression, appelée PEEP (*Positive End-Expiratory Pressure*), permet de recruter des régions pulmonaires qui ne ventilent pas en temps normal, améliorant ainsi les échanges gazeux d'un patient. Un PEEP adéquat améliore habituellement la ventilation, mais une valeur trop importante peut causer un barotraumatisme aux régions saines, soit des dommages aux structures pulmonaires qui peuvent provoquer des complications graves. Alors que l'utilisation du PEEP est gérée par la surveillance des paramètres physiologiques mentionnés plus haut, aucun d'entre eux ne fournit une information régionale dynamique *in situ*. Puisque certaines anomalies peuvent se manifester dans une région pulmonaire particulière,

l'utilisation de deux plans d'électrodes pourrait améliorer la détection et le monitoring des régions qui ne sont pas ventilées. Un ajustement précis du PEEP permettrait la ventilation de régions qui ne sont pas recrutées sans risquer d'endommager les autres régions pulmonaires.

La modélisation de la relation entre la spirométrie et la TIE permettra éventuellement de déterminer le volume pulmonaire en litres (L) d'un individu à partir des mesures de C_T , de la circonférence thoracique et du pli sous-scapulaire. La précision de cette approximation pourra être caractérisée avec un intervalle de confiance connu. Une étude avec un plus grand nombre de sujets devra être réalisée pour réduire les intervalles de confiance des modèles. Un soin particulier devra être apporté au protocole expérimental, afin de mieux contrôler les variables dont l'on suppose un effet sur la relation entre la TIE et la spirométrie. L'utilisation d'un type de spiromètre peu sujet à la dérive, de même que d'un dispositif permettant au sujet de mieux contrôler l'amplitude respiratoire sera requise.

RÉFÉRENCES

- ADLER, A., GUARDO, R. et BERTHIAUME, Y. (1996). Impedance Imaging of Lung Ventilation: Do We Need to Account for Chest Expansion? *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 43, 414-420.
- AGOSTINI, E. et HYATT, R.E. (1986). Static Behavior of the Respiratory System. *Handbook of Physiology, Section 3: The Respiratory System, Volume III, Part 2*, American Physiological Society, Maryland, 113-130.
- BYNUM, L.J., WILSON, J.E. et PIERCE, A.K. (1976). Comparison of Spontaneous and Positive-Pressure Breathing in Supine Normal Subjects. *J. Appl. Physiol.*, 41, 341-347.
- CLAUSEN, J.L. (1997). Measurement of Absolute Lung Volumes by Imaging Techniques. *Eur. Respir. J.*, 10, 2427-2431.
- COOK, C.D. et HAMANN, J.F. (1961). Relation of Lung Volumes to Height in Healthy Persons Between the Ages of 5 and 38 Years. *J. Pediatr.*, 59, 710-714.
- DEMEDTS, M. (1980). Regional Distribution of Lung Volumes and of Gas Inspired at Residual Volume: Influence of Age, Body Weight and Posture. *Bull. Eur. Physiopathol. Respir.*, 16, 271-285.
- DRAPER, N.R. et SMITH, H. (1981). *Applied Regression Analysis. Second Edition*, John Wiley & Sons, Toronto.
- ENGEL, L.A. (1986). Dynamic distribution of gas flow. *Handbook of Physiology, Section 3: The Respiratory System, Volume III, Part 2*, American Physiological Society, Maryland, 575-594.
- ENGEL, L.A., PREFAUT, C. (1981). Cranio-caudal Distribution of Inspired Gas and Perfusion in Supine Man. *Respir. Physiol.*, 45, 43-53.
- FRERICHS, I., HAHN, G. et HELLIGE, G. (1996). Gravity-dependant Phenomena in Lung Ventilation Determined by Functional EIT. *Physiol. Meas.*, 17, A149-A157.
- FRERICHS, I., HINZ, J., HERMANN, P., WEISSE, G., HAHN, G., DUDYKEVYCH, T., QUINTEL, M. et HELLIGE, G. (2002). Detection of Local Lung Air Content by Electrical Impedance Tomography Compared with Electron Beam CT. *J. Appl. Physiol.*, 93, 660-666.

- GAGNON, H. (1997). Application de la tomographie d'impédance électrique à la résolution du problème inverse en électrocardiographie. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal.
- HARRIS, N.D., SUGGETT, A.A., BARBER, D.C. et BROWN, B.H. (1987). Applications of Applied Potential Tomography (APT) in Respiratory Medicine. *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, 8, A155-A165.
- HARRIS, N.D., SUGGETT, A.J., BARBER, D.C. et BROWN, B.H. (1988). Applied Potential Tomography: A New Technique for Monitoring Pulmonary Function. *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, 9, A79-A85.
- HEPPER, N.G.G., FOWLER, W.S. et HELMHOLZ, H.F. (1960). Relationship of Height to Lung Volume in Healthy Men. *Dis. Chest.*, 37, 314-320.
- HOLDER, D.S. et TEMPLE, A.J. (1993). Effectiveness of the Sheffield EIT System in Distinguishing Patients with Pulmonary Pathology from a Series of Normal Subjects. *Clinical and Physiological Applications of Electrical Impedance Tomography*, D.S. Holder, UCL Press, London, 277-298.
- KANEKO, K., MILIC-EMILI, J., DOLOVICH, M.B., DAWSON, A. et BATES, D.V. (1966). Regional Distribution of Ventilation and Perfusion as a Function of Body Position. *J. Appl. Physiol.*, 21, 767-777.
- KERBER, R.E., GRAYZEL, J., HOYT, R., MARCUS, M. et KENNEDY, J. (1981). Transthoracic Resistance in Human Defibrillation. Influence of Body Weight, Chest Size, Serial Shocks, Paddle Size and Paddle Contact Pressure. *Circulation*, 63, 676-682.
- KUNST, P.W. A., VONK NOORDEGRAAF, A., HOEKSTRA, O.S., POSTMUS, P.E. et DE VRIES, P.M.J.M. (1998). Ventilation and Perfusion Imaging by Electrical Impedance Tomography: A Comparison with Radionuclide Scanning. *Physiol. Meas.*, 19, 481-490.
- MARQUARDT, D.W. (1963). An Algorithm for Least Squares Estimation of Nonlinear Parameters. *J. Soc. Industr. Appl. Math.*, 2, 431-441.
- MILIC-EMILI, J. (1986). Static Distribution of Lung Volumes. *Handbook of Physiology, Section 3: The Respiratory System, Volume III, Part 2*, American Physiological Society, Maryland, 561-574.
- NETTER, F.H. (1997). *Interactive Atlas of Clinical Anatomy*, Novartis, New Jersey.
- OPDQ. (2000). *Manuel de nutrition clinique*, Ordre Professionnel des Diététistes du Québec, Montréal.

- PREFAUT, C., RAMONATXO, M., MOULIADE, B. et CHARDON, G. (1977). Influence of Body Position on Human Gas Exchanges. Role of Age. *Pathol. Biol.*, 25, 375-382.
- RABBANI, K.S. et KABIR, A.M.B.H. (1991). Studies on the Effect of the Third Dimension on a Two-Dimensional Electrical Impedance Tomography System. *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, 12, 393-402.
- ROBITAILLE, N. (2000). Optimisation de l'instrumentation pour le monitoring respiratoire par tomographie d'impédance électrique. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal.
- SAVARD, P. (2001). *Bases du génie biomédical*, École Polytechnique de Montréal, Montréal.
- SNELL, R.S. (1995). *Clinical Anatomy for Medical Students, Fifth Edition*, Little, Brown and Company, Toronto.
- TOBIN, M.J. (1994). Mechanical Ventilation. *N. Engl. J. Med.*, 330, 1056-1061.
- THE MATHWORKS. (2002). *Statistics Toolbox User's Guide, Version 4*, The MathWorks Inc., Massachusetts.
- WEBSTER, J.G. (1990). *Electrical Impedance Tomography*, Adam Hilger, New York.
- WEBSTER, J.G. (1992). *Medical Instrumentation Application and Design, Second Edition*, Houghton Mifflin, Toronto.
- WEST, J.B. (1990). *Respiratory Physiology – The Essentials 4th Edition*, Wiliams & Wilkins, Baltimore.

ANNEXE I

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

1. Introduction.

Vous êtes invités à participer à l'évaluation d'une nouvelle technique d'imagerie médicale appelée *Tomographie d'impédance électrique* (TIE). Cette technique utilise un très faible courant électrique à haute fréquence pour produire des images qui permettent de visualiser les variations de volume d'air dans les poumons. Étant donné que cette technique d'imagerie ne présente aucun danger, qu'elle n'utilise pas d'embout buccal et qu'elle peut être utilisée de façon continue sur de longues périodes de temps, elle pourrait servir éventuellement dans les unités de soins intensifs pour le *monitorage* de patients souffrant de troubles respiratoires graves. Pour valider notre technique, nous comparerons les variations de volume d'air obtenues par TIE aux variations de volume d'air que l'on mesure directement à la bouche à l'aide d'un appareil appelé *Spiromètre*.

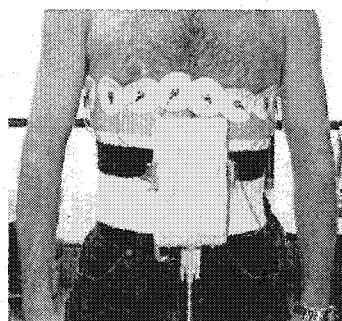
2. Consentement éclairé.

Le présent document vise à vous informer du déroulement de l'expérience afin que votre décision de participer à ce projet de recherche soit prise de manière éclairée. Il est important de lire attentivement tout le document et d'exiger du responsable de l'expérience tous les éclaircissements que vous jugez nécessaires.

Même après avoir signé ce document vous pourrez en tout moment, et pour quelque raison que ce soit, vous retirer du protocole expérimental.

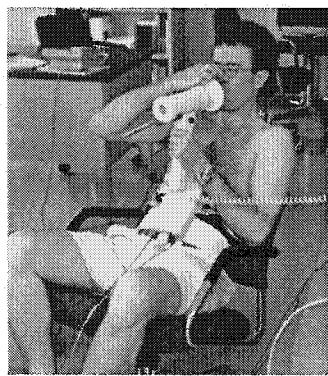
3. Protocole expérimental.

1. **Collecte de renseignements personnels.** Le responsable vous demandera votre nom, prénom ainsi que votre âge. Ces informations, comme toutes les autres, resteront confidentielles.



2. **Mesures corporelles.** L'ordinateur utilise certaines mesures corporelles pour créer un *modèle* mathématique de votre thorax. Le responsable devra donc obtenir votre poids, votre taille, et les dimensions de votre thorax.
3. **Pose des électrodes.** Les images de TIE sont obtenues au moyen de 17 électrodes jetables espacées uniformément comme sur la photo ci-contre. Le

responsable utilisera un ruban pour déterminer l'emplacement de chaque électrode. Il marquera les emplacements d'électrodes d'un trait d'encre soluble à l'eau.



4. ***Essais du Spiromètre.*** La photo ci-contre montre à quoi ressemble le Spiromètre. L'appareil est muni d'un embout buccal jetable au travers duquel le patient doit respirer et qui contient un filtre qui empêche la contamination du reste de l'appareil. Le sujet doit placer l'embout dans la bouche et un pince-nez doit être utilisé pour s'assurer que tout l'air passe par cet embout. Certaines personnes préfèrent se pincer le nez avec les doigts plutôt que d'utiliser un pince-nez.
5. ***Enregistrement des données.*** On enregistre simultanément les images de TIE et les données provenant du Spiromètre. Trois enregistrements d'environ 3 minutes chacun sont faits avec le sujet debout, assis et couché. Quelques ajustements du système peuvent être requis chaque fois que le sujet change de position, de sorte que l'enregistrement des données dure habituellement une quinzaine de minutes.
6. ***Dépose des électrodes.*** La dépose des électrodes se fait de manière simple et ne cause habituellement qu'un léger désagrément attribué à la traction exercée par l'adhésif, surtout chez les personnes possédant une pilosité plus importante. Il peut se produire chez certains une légère rougeur de la peau à l'emplacement des électrodes qui disparaît habituellement en moins de 24 heures. Le trait d'encre servant à marquer l'emplacement des électrodes est enlevé en nettoyant la peau avec de l'alcool à friction.

4. Responsables du projet de recherche.

Ce projet de recherche a été élaboré par les personnes identifiées ci-dessous. Au moins deux de ces personnes seront présentes lors des expériences. N'hésitez pas à communiquer avec elles pour obtenir des renseignements sur ce projet.

De l'Institut de génie biomédical, École Polytechnique de Montréal :

Tél : (514) 340-4711 ext. 4368

1. Robert Guardo, ing. Ph.D. - professeur titulaire, département de génie électrique et Institut de génie biomédical -
Courriel :
2. Hervé Gagnon, M.Sc.A., étudiant au doctorat
Courriel :
3. Nicolas Robitaille, M.Sc.A., étudiant au doctorat
Courriel :
4. Nicolas Coulombe, B.Sc., étudiant à la maîtrise
Courriel :

De l'hôpital Maisonneuve-Rosemont :

Tél :

5. Yoanna Skrobik, M.D. -
Courriel :
6. François Marquis, M.D. -
Courriel :

5. Formulaire de consentement.

J'ai pris connaissance de ce document
et consens librement à participer à cette expérience.

Nom : (lettres moulées)

Prénom : (lettres moulées)

Signature :

Date :

ANNEXE II

MESURE DES PLIS CUTANÉS

Plusieurs sources d'erreur peuvent compromettre la validité de la technique de mesure des plis cutanés : adipomètre inadéquat (pression standard : 10 g/mm²), manque de connaissances et d'habiletés. Voici les points à retenir pour maximiser la prise de mesure des plis cutanés :

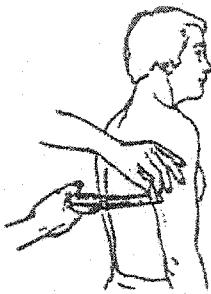
1. Mesure du côté droit : systématiquement, sauf en cas d'anomalie (ex. : cicatrice). Mesurer alors le côté gauche¹.
2. Localisation exacte du site : s'efforcer de repérer l'emplacement exact du site selon ce qui est préconisé par la méthode utilisée ou les normes usuelles. Se servir de repères anatomiques.
3. Sens du pli : former un pli naturel.
4. Forme du pli minimal : le pli est constitué de deux épaisseurs de peau et de graisse. Prendre un pli trop profondément risque de compresser la graisse placée longitudinalement à la surface du corps et d'augmenter ainsi artificiellement l'épaisseur du pli. Il en serait de même si la prise n'était pas assez profonde. Les sujets obèses présentent un problème à cet égard.
5. Maintien de la prise des doigts et pression minimale des doigts durant la mesure : la pression exercée par les doigts doit être suffisante pour contrer la rétraction du pli et éviter d'ajouter à la pression de l'adipomètre.
6. Distance entre les doigts et les mâchoires de l'adipomètre : placer les doigts à une distance équivalente à l'épaisseur du pli.
7. Emplacement de la prise des doigts : ce ne sont pas les doigts qui doivent être placés sur le site exact prévu, mais les mâchoires de l'adipomètre.
8. Emplacement des mâchoires dans le creux du pli.
9. Mâchoires parallèles au pli.
10. Adipomètre perpendiculaire à la surface du corps.
11. Temps de lecture : laisser le temps nécessaire à l'équilibre des pressions ; compter de 2 à 4 secondes.
12. Prendre les mesures des sites en rotation plutôt que des lectures consécutives à chaque site.
13. Prendre les mesures lorsque la peau est sèche et exempte de lotion.
14. Ne pas prendre de mesures immédiatement après une activité physique parce que les mesures seront erronées à cause du déplacement des liquides corporels.
15. Nombre de lectures et lectures retenues : prendre un minimum de trois lectures sur un même site ; lorsque les lectures sont constantes (+/- 0.2 mm), en faire la moyenne.

Pli cutané tricipital

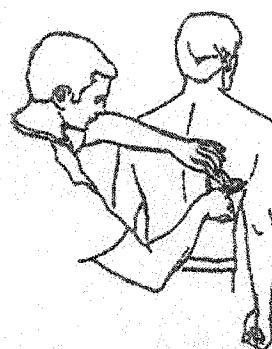
Le pli cutané tricipital est mesuré sur le côté postérieur du bras dénudé¹. On demande au sujet de plier le bras à angle droit, puis, à l'aide d'un crayon feutre, on trace un point à mi-distance de l'acromion et de l'extrémité de l'olécrâne. Le sujet laisse ensuite pendre son bras, et le mesureur saisit un pli de peau avec le tissu adipeux sous-jacent entre le pouce et l'index, un centimètre au-dessus du point. Les deux mâchoires du compas sont appliquées à angle droit, exactement au niveau du point. Le mesureur relâche complètement les manches à ressort et, en tenant le pli entre ses doigts, il prend la mesure à 0.2 mm près, deux ou trois secondes après l'application de la pression maximale des mâchoires de l'adipomètre sur le pli cutané. La mesure doit être répétée et, s'il existe un écart de plus de 0.4 mm entre les résultats, il faut prendre une troisième mesure et enregistrer la moyenne des deux lectures les plus rapprochées.

Pli cutané sous-scapulaire

Le pli cutané est pris à côté de l'angle inférieur de l'omoplate droite¹ et il est orienté en diagonale, dans la même direction que le bord interne de l'omoplate. On emploie la même technique de mesure que pour le pli cutané tricipital.



Pli cutané tricipital



Pli cutané sous-scapulaire

Source: OPDQ, 2000.

¹ Dans l'enquête de Nutrition Canada, on a mesuré les plis cutanés du côté gauche du corps. On s'accorde cependant sur le fait qu'il n'existe aucune différence statistique entre les mesures prises du côté gauche et du côté droit du corps.

ANNEXE III

FORMULAIRE POUR LA COLLECTE DES DONNÉES ANTHROPOMÉTRIQUES

Identification du candidat :	
Date de l'expérience : AAAA/MM/JJ	Sexe : H: <input type="checkbox"/> F: <input type="checkbox"/>
Nom : _____	Prénom : _____
Date de naissance : AAAA/MM/JJ	# Identification : _____

Données anthropométriques :				
Grandeur :	Tricipital			
Poids :	Scapulaire			
Circonf. :	% Gras :			

Nom des fichiers	I	d	/	—	m	Commentaires
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d	/	—	m	
	I	d				

ANNEXE IV

**TABLEAU DES DONNÉES ANTHROPOMÉTRIQUES
POUR LES SUJETS DE L'ÉTUDE**

# ID	Date de l'expérience (jj/mm/aaaa)	Date de naissance (jj/mm/aaaa)	Sexe	Taille (cm)	Poids (kg)	Circ Tho (cm)	Pli Tri (mm)	Pli SS (mm)
001	12/11/2001	11/03/1946	H	170.5	82.78	103	16	14
002	12/11/2001	26/05/1971	H	173	99.79	110	21	20
003	12/11/2001	16/10/1974	H	171	67.81	86	11	12
004	01/11/2001	06/01/1976	H	185	73.03	86	7	8
005	08/01/2002	17/06/1956	F	162	71.21	89.5	43	50
006	08/01/2002	12/08/1959	F	152	58.29	77	13	18
007	08/01/2002	14/01/1960	F	171.5	62.82	73.5	13	17
008	08/01/2002	01/03/1955	F	163	103.65	111	40	32
009	08/01/2002	29/08/1952	F	169	98.20	97	39.5	40.5
010	10/01/2002	20/04/1945	F	165.5	71.21	86	15	25
011	10/01/2002	15/03/1983	F	160	69.63	85	24	24
012	10/01/2002	07/09/1962	H	170	106.37	109	29	35
013	11/01/2002	18/05/1962	H	177	71.67	89	13	13
014	11/01/2002	01/09/1976	H	182	77.79	89	6	10
015	24/01/2002	10/07/1957	F	162.5	71.21	88.5	24	25

# ID	Date de l'expérience (jj/mm/aaaa)	Date de naissance (jj/mm/aaaa)	Sexe	Taille (cm)	Poids (kg)	Circ Tho (cm)	Pli Tri (mm)	Pli SS (mm)
016	24/01/2002	21/04/1960	F	158.5	51.03	76	10	11
017	24/01/2002	21/02/1961	F	164	53.75	75	7	7
018	25/01/2002	30/07/1950	H	186	78.93	93	9	17
019	20/03/2002	16/11/1975	H	178	88.45	104	9	10
020	20/03/2002	25/10/1977	H	167	74.84	90	5	6
021	23/03/2002	20/02/1974	H	167	90.49	102	20	19