



**HAL**  
open science

# Conception d'un simulateur pour l'apprentissage du geste de kinésithérapie respiratoire

Luc Maréchal

► **To cite this version:**

Luc Maréchal. Conception d'un simulateur pour l'apprentissage du geste de kinésithérapie respiratoire. Sciences de l'ingénieur [physics]. Université de Savoie, 2008. Français. NNT : . tel-00362765

**HAL Id: tel-00362765**

**<https://theses.hal.science/tel-00362765>**

Submitted on 19 Feb 2009

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

présentée à  
L'Université de Savoie

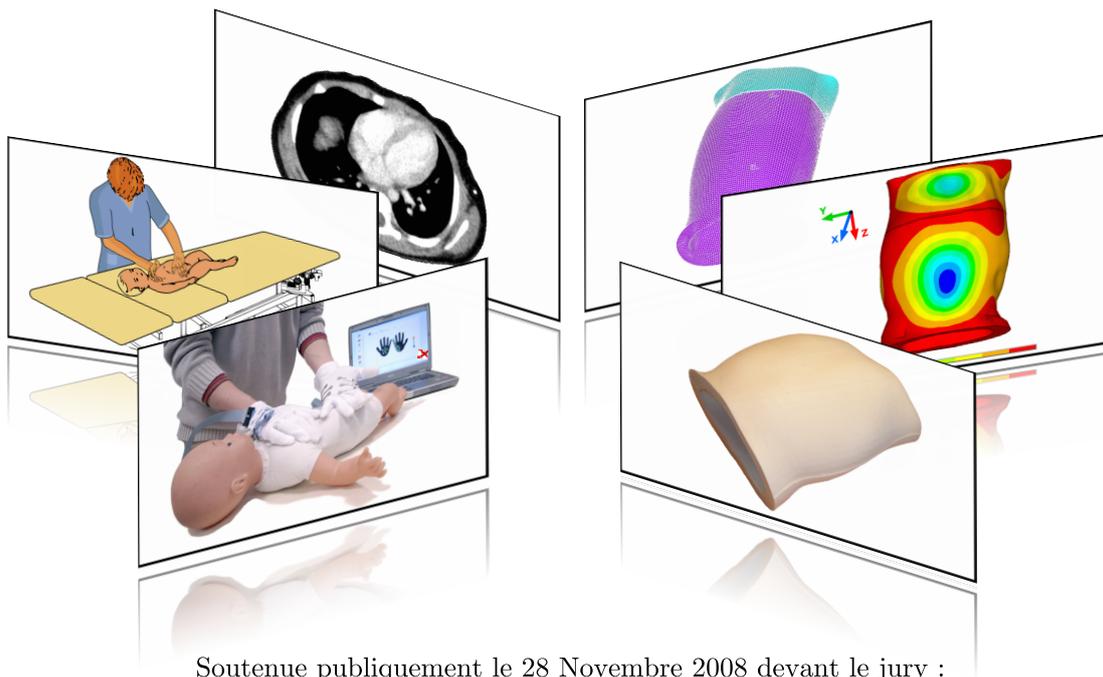
pour obtenir le grade de  
Docteur de l'Université de Savoie  
Spécialité : Électronique, Électrotechnique et Automatique

par  
Luc MARÉCHAL

---

## CONCEPTION D'UN SIMULATEUR POUR L'APPRENTISSAGE DU GESTE EN KINÉSITHÉRAPIE RESPIRATOIRE

---



Soutenue publiquement le 28 Novembre 2008 devant le jury :

C. BARTHOD	Maître de Conférences	SYMME - Université de Savoie	Directeur
B. LEMAIRE-SEMAIL	Professeur des Universités	L2EP - Université de Lille	Rapporteur
J. LOTTIN	Professeur des Universités	SYMME - Université de Savoie	Co-directeur
J. F. MARCEL	Professeur de l'Enseignement Supérieur	CREFI-T - Université de Toulouse	Examineur
N. NOURY	Professeur des Universités	INL - INSA de Lyon	Président
J. TROCCAZ	Directrice de Recherche CNRS	TIMC - Grenoble	Rapporteur



*À mes parents,*  
*(et aussi à Stella qui va sans doute bientôt connaître la bronchiolite)*



# Remerciements

Tout d'abord, je tiens à remercier Jocelyne Troccaz, directrice de Recherche CNRS au laboratoire TIMC et Betty Lemaire-Semail, Professeur des Universités au laboratoire L2EP qui ont accepté de juger ce travail et d'en être les rapporteurs. Ces remerciements s'adressent également à Norbert Noury, Professeur des Universités au laboratoire LPM pour avoir accepté de présider mon jury de thèse. Je suis très sensible à la présence dans ce jury de Jean-François Marcel, Professeur de l'Enseignement Supérieur Agricole à L'ENSA.

Ensuite, une thèse, c'est comme un bébé (même faux et bronchioliteux), ça ne se fait pas tout seul ! Alors, je profite des quelques lignes qui vont suivre pour remercier les personnes qui m'ont aidé (sous n'importe quelle formes) à mener à bien ce projet.

En premier lieu, je tiens à témoigner toute ma reconnaissance à Christine Barthod, Maître de Conférences au SYMME et directrice de thèse. La confiance que tu m'as accordée ainsi que nos nombreuses discussions m'ont permis de progresser et de mieux appréhender les différentes facettes du métier d'enseignant-chercheur. Tes qualités au niveau de l'encadrement ainsi que ta grande disponibilité (même en dehors du labo) ont rendu très agréable ces trois années de travail. J'ai énormément appris dans le domaine de la mécanique grâce à la formation que tu m'as donnée sur la méthode des éléments finis et sur ce logiciel si convivial (ironie) qu'est ANSYS. Sur le plan de la rédaction de ce manuscrit, je voudrais souligner l'importance de tes conseils et les nombreuses relectures.

Je te remercie d'avoir monté plusieurs dossiers et trouvé des solutions pour obtenir des moyens de financement en plein milieu de la thèse pour pouvoir continuer le travail jusqu'au bout.

Enfin, j'ai fortement apprécié d'avoir été considéré pendant ces trois ans non pas comme un simple doctorant mais comme un véritable collègue de travail.

Je suis également reconnaissant envers Philippe Galez, directeur du LAIMAN et Jacques Lottin, directeur du SYMME et co-directeur de thèse, pour m'avoir accueilli dans leur laboratoire.

Des remerciements particuliers s'adressent à Jean-Claude Jeulin, kinésithérapeute à Cran Gevrier, président du Réseau Bronchiolite 74 à l'origine du projet, pour notre travail en commun réalisé pendant cette thèse souvent jusque tard le soir après les séances de mesures. Avec passion, il a su me faire découvrir et apprécier une partie de la discipline de masso-kinésithérapie. D'autre part, nos discussions sur les sciences humaines et sociales ont grandement participé à m'ouvrir l'esprit à ce domaine.

Merci également aux kinésithérapeutes experts : Christian Fausser, Dominique Pelca, Eric Beauvois, Bernard Cossalter et Philippe Joud, pour leur participation active aux campagnes de mesure et l'intérêt qu'ils ont porté au projet du simulateur.

J'ai une pensée pour les p'tits bouts de chou qui ont collaboré (de plein gré?) lors des campagnes de mesures ainsi qu'à l'accueil toujours positif des parents pour notre démarche.

Je tiens à remercier Danièle Pariente, chef du service radiologie pour m'avoir fourni les images IRM du torse du nourrisson.

Merci à Serge Samper, Maître de Conférences au SYMME, non pas pour ses calembours et autres blagues capillotractées, mais pour l'intérêt qu'il a porté à mon travail et son implication spontanée au niveau de la conception du moule. Cela a permis de donner un coup de « boost » grâce à Alex Proulx, son stagiaire quebequois, en ce qui concerne la réalisation du premier prototype de la structure, et de rendre encore plus concret le travail réalisé.

Merci à Gérard Gautier, Professeur Agrégé et collègue au SYMME, de m'avoir fait partager sa grande expérience scientifique et pour ses conseils avisés en matière d'électronique.

Merci à Marc Lomello Tabin, Maître de Conférences au SYMME. Sans son soutien logistique, la première campagne de mesure n'aurait pas pu commencer à temps.

Je souhaite exprimer des remerciements appuyés à Nassika Laouici, secrétaire du SYMME pour sa gentillesse, sa disponibilité et son professionnalisme.

En direct de l'atelier, je remercie Blaise Girard, technicien mécanique au SYMME, pour sa bonne humeur et ses compétences qui ont été utiles à la réalisation du moule.

Chapeau à tous les doctorants du couloir du rez-de-chaussé du SYMME, et spécialement Hugues Favrelière (mini Serge), Ephraïm Goldschmidt (inischmitable), Pierre Antoine Adragna (padra), Rémi Rosset-Lanchet (Rémi Bricole-tout), Pierre Henriquet (snif p'tit bonhomme), Rachel Delorme (mon Padawan culturel) pour avoir supporté mes imitations pendant trois ans. Je n'oublie pas non plus de saluer les amis LAPPins devenus docteurs : Nans Baro et Grégory Sanguinetti pour les moments de détente.

Enfin, un grand merci aux proches, la famille, les copains bressans qui m'ont fait le plaisir de venir assister à la soutenance... et évidemment à Kiyoko pour tout le reste.

## Note

Certaines parties de ce manuscrit ont été retirées pour des raisons de confidentialité. Elles sont indiquées par la mention : « Données confidentielles ».



# Table des matières

Lexique médical . . . . .	i
Introduction générale . . . . .	v
<b>1 Kinésithérapie respiratoire et apprentissage</b>	<b>1</b>
1.1 Contexte médical . . . . .	2
1.1.1 La bronchiolite du nourrisson : épidémiologie et étiologie . . . . .	2
1.1.2 Problématique et enjeux de santé publique . . . . .	3
1.1.3 Prise en charge actuelle de la bronchiolite . . . . .	4
1.2 Pratique professionnelle de la technique de l'AFE . . . . .	5
1.2.1 Description d'une séance de kinésithérapie respiratoire . . . . .	6
1.2.2 Analyse technique de l'AFE . . . . .	6
1.3 Évaluation des besoins et apprentissage en kinésithérapie . . . . .	10
1.3.1 L'apprentissage professionnel . . . . .	10
1.3.2 Besoin d'outil d'objectivation de l'AFE . . . . .	12
1.3.3 Besoin de références basées sur des données scientifiques . . . . .	13
1.4 Les simulateurs pour l'apprentissage . . . . .	14
1.4.1 Intérêt et besoin de simulateurs spécifiques pour l'apprentissage pro- fessionnel . . . . .	14
1.4.2 Les simulateurs pédiatriques : état de l'art . . . . .	16
1.4.3 Adéquation des simulateurs d'apprentissage pédiatriques existants par rapport à la technique d'AFE . . . . .	23
1.5 Retombées potentielles au plan économique et en terme de santé publique .	24
<b>2 Conception et réalisation d'un outil de caractérisation et d'analyse du geste</b>	<b>27</b>
2.1 Objectif et cahier des charges du système de mesure . . . . .	28
2.1.1 Paramètres proprioceptifs . . . . .	28
2.1.2 Paramètres quantifiables par la mesure . . . . .	29
2.1.3 Définition du cahier des charges . . . . .	30
2.2 Gants instrumentés . . . . .	30
2.2.1 Éthique et contraintes liées à la pratique . . . . .	30
2.2.2 Choix des capteurs de déplacement et mise en œuvre . . . . .	32
2.2.3 Choix des capteurs de pression . . . . .	36
2.3 Intégration des capteurs de pression sur le gant . . . . .	40
2.3.1 Mise en œuvre des capteurs FSR . . . . .	40
2.3.2 Conditionnement des capteurs FSR . . . . .	44
2.3.3 Étalonnage du système de mesure de pression . . . . .	46
2.4 Acquisition et présentation des mesures . . . . .	49
2.5 Campagnes de mesure . . . . .	56
2.6 Analyse des résultats . . . . .	59
2.6.1 Prétraitement des données brutes . . . . .	60

2.6.2	Étude des pressions pendant le geste . . . . .	61
2.6.3	Étude sonore qualitative . . . . .	67
2.6.4	Étude temporelle du geste . . . . .	68
2.6.5	Étude spatiale du geste . . . . .	70
2.6.6	Relation Pression-Déplacement pendant le geste . . . . .	74
2.7	Conclusion . . . . .	76
<b>3</b>	<b>Étude du simulateur pour l'apprentissage</b>	<b>77</b>
3.1	De l'analyse de la pratique professionnelle au cahier des charges . . . . .	78
3.1.1	Démarche de la conception d'un simulateur spécifique pour l'appren- tissage . . . . .	78
3.1.2	Apports de l'analyse cognitive de la pratique professionnelle . . . . .	80
3.1.3	Objectifs d'apprentissage . . . . .	82
3.1.4	Approche mécatronique et transpositions . . . . .	84
3.1.5	Transposition des variables didactiques . . . . .	88
3.1.6	Transposition des fonctionnalités du simulateur . . . . .	91
3.1.7	Expression du cahier des charges . . . . .	95
3.2	Choix de conception . . . . .	97
3.2.1	Réalisation de l'anthropomorphisme . . . . .	97
3.2.2	Réalisation du comportement mécanique global . . . . .	97
3.2.3	Démarche de dimensionnement . . . . .	102
3.3	Simulation par éléments finis . . . . .	103
3.3.1	Méthode des éléments finis . . . . .	103
3.3.2	Modèle numérique du torse . . . . .	104
3.3.3	Conditions aux limites . . . . .	108
3.4	Réalisation du prototype de validation . . . . .	110
3.4.1	Conception et réalisation du moule . . . . .	110
3.4.2	Réalisation du prototype et validation du modèle numérique . . . . .	111
3.5	Dimensionnement de la structure . . . . .	113
3.6	Perspectives pour le simulateur final . . . . .	116
3.6.1	Choix de l'instrumentation embarquée . . . . .	116
3.6.2	Mise en œuvre de scénarios choisis . . . . .	116
3.7	Conclusion . . . . .	119
	Conclusion générale . . . . .	121
	Bibliographie . . . . .	123
<b>A</b>	<b>Mesure des surfaces de contacts des mains sur les nourrissons</b>	<b>141</b>
A.1	Méthode de calcul des aires des surfaces de contact . . . . .	142
<b>B</b>	<b>Caractéristiques techniques des capteurs FSR Interlink</b>	<b>143</b>
<b>C</b>	<b>Électronique de conditionnement de la mesure de pression</b>	<b>147</b>
C.1	Carte électronique . . . . .	148
C.1.1	Schéma électrique global (Figure C.1) . . . . .	148
C.1.2	Réalisation du typon . . . . .	148
C.2	Boîtier de conditionnement . . . . .	149
<b>D</b>	<b>Étalonnage des capteurs FSR Interlink</b>	<b>151</b>

<b>E</b>	<b>Programmation LabVIEW de fonctions du logiciel MIKROB_DAQ</b>	<b>153</b>
E.1	Programme Record_sound_micro.vi . . . . .	154
E.2	Interface RS232 Flock of Birds . . . . .	155
E.3	Programme Waiting_Flock_of_Birds.vi . . . . .	156
E.4	Interfaces du programme d'analyse de résultats : MIKROB_Analysis.vi . .	157
E.5	Interfaces utilisateur du logiciel MIKROB_DAQ . . . . .	158
<b>F</b>	<b>Fichier de résultats</b>	<b>161</b>
<b>G</b>	<b>Fiches médicales et consentements</b>	<b>163</b>
G.1	Fiche de consentement de participation à l'étude expérimentale . . . . .	164
G.2	Fiche de consentement de prise de photographies . . . . .	165
G.3	Fiche de soins . . . . .	166
<b>H</b>	<b>Analyse des données des campagnes de mesure</b>	<b>167</b>
H.1	Étude des pressions . . . . .	168
H.1.1	Étude des pressions maximales sur une séquence d'AFE . . . . .	168
H.1.2	Étude du rapport des pressions maximales entre la main thoracique et abdominale . . . . .	169
H.2	Étude temporelle du geste . . . . .	170
H.3	Analyse spectrale des sons du flux expiratoire . . . . .	172
H.4	Étude spatiale du geste . . . . .	172
H.4.1	Étude du déplacement dans la direction y . . . . .	172
H.4.2	Étude du déplacement dans les directions x et z . . . . .	173
H.5	Étude de la relation Pression-Déplacement pendant le geste . . . . .	176
<b>I</b>	<b>Reconstruction du modèle numérique du torse</b>	<b>177</b>
<b>J</b>	<b>Résultats des simulations réalisées sous ANSYS avec le modèle numé- rique éléments finis</b>	<b>185</b>



## Lexique médical

Le but de ce lexique est de présenter les termes médicaux utilisés dans le cadre de cette thèse et nécessaire à la bonne compréhension de ce mémoire. Nous l'avons jugé nécessaire car la terminologie et les techniques issues du domaine de la masso-kinésithérapie ne sont pas forcément connues de tous. Les mots présents dans le lexique sont marqués d'un astérisque (\*) dans ce manuscrit.

Nom	Définition.
AFE	Augmentation du Flux Expiratoire. Technique de kinésithérapie respiratoire consistant à effectuer des pressions manuelles thoraco-abdominales capable de mobiliser et d'éjecter les sécrétions hors de la trachée afin de désencombrer les bronches distales et à améliorer la ventilation alvéolaire.
Appendice xiphoïde	Appendice cartilagineux qui termine l'extrémité inférieure du sternum. Sur l'appendice xiphoïde, on trouve les insertions du muscle grand droit de l'abdomen, du muscle triangulaire du sternum et du diaphragme.
Collapsus bronchique	Affaissement des voies respiratoires.
Décubitus dorsal	Le terme décubitus décrit un corps allongé à l'horizontal.
Distal	Terme qualifiant la partie d'un organe qui est la plus éloignée du centre du corps, ou le segment d'un membre qui est le plus éloigné de la racine de ce membre.
Éminence hypothénar	Saillie musculaire arrondie située sur la partie interne de la paume de la main. Groupe musculaire de la main situé en dedans et annexé au petit doigt.
Gril costal	Ensemble des côtes qui forment la cage thoracique.
IRM	L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est une technique d'imagerie médicale. Grâce aux différentes séquences, les tissus mous peuvent être observés avec des contrastes plus élevés qu'avec la tomographie par ordinateur. En revanche elle ne permet pas l'étude des corticales osseuses (tissus « durs ») ni la recherche de fractures. L'appareil IRM est parfois désigné sous le nom de scanner ce qui porte à confusion avec le CT-scan. Cet examen n'est pas invasif et n'irradie pas.
Médial	Terme qualifiant la partie d'un organe qui est au milieu du corps.

Reflux œsophagien	gastro-	Trouble qui provoque la régurgitation du contenu de l'estomac (incluant les sucs gastriques) dans l'œsophage. Le revêtement intérieur de l'œsophage n'étant pas conçu pour résister à l'assaut des sucs gastriques, l'inflammation s'installe, suivie de brûlures et d'autres symptômes d'irritation de l'œsophage. Avec le temps, il peut en résulter des dommages à l'œsophage.
Plan frontal		Plan vertical transversal coupant le corps humain parallèlement au plan du front et le divisant en une partie antérieure et une partie postérieure.
Plan sagittal		Plan vertical parallèle à un axe antéro-postérieur de la tête et passant par un point situé à mi-distance entre les deux yeux.
Plan transversal		Plan horizontal séparant le corps en une partie supérieure (du côté de la tête) et une partie inférieure (du côté des pieds).
Parenchyme pulmonaire	pulmo-	Tissu des poumons situé entre les vaisseaux sanguins et les alvéoles pulmonaires constitué essentiellement par une variété de protéines
Plèvre		Membrane séreuse (revêtement lisse, brillante, translucide et contenant une fine couche de liquide) délimitant un espace virtuel (c'est-à-dire vide dans les situations normales) situé entre les poumons en dedans et la paroi thoracique en dehors.
Position décline		Allongé en pente.
Proclive		De façon générale ce terme désigne tout ce qui est dirigé ou projeté en avant. Un individu en position proclive est sur le ventre, la tête plus haute que les pieds.
Proximal		Le plus proche du centre du corps ou d'un organe, ou, pour un membre, de son point de fixation.
Spasticité		Augmentation de la réponse de contraction musculaire à l'étirement. La spasticité peut être uniforme sur tout le corps.
Subluxation		Déplacement partiel des deux extrémités d'un os au cours d'une articulation.
Technique de pulsion buccale	d'anté-pharyngo-buccale	Technique consistant à empêcher la déglutition et propulser les sécrétions vers les lèvres.

VRS

Le virus respiratoire syncytial (VRS, ou RSV pour Respiratory Syncytial Virus ; de syncytium) est la cause la plus fréquente, dans le monde, d'infections respiratoires des jeunes enfants. Très contagieux, ce virus infecte principalement les nourrissons âgés de moins de deux ans. Chez l'adulte, l'infection à VRS est rare, bénigne (sauf chez le sujet âgé), elle est responsable d'une rhinite ou d'un syndrome pseudogrippal.

### Rappel des plans anatomiques

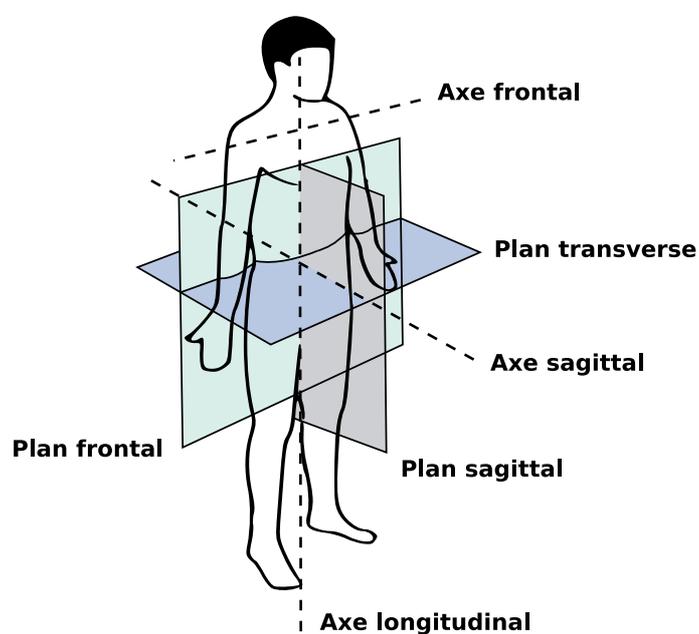


Figure 1: *Plans anatomiques.*



## Introduction générale

L'augmentation des affections respiratoires chez le nourrisson est un réel problème de santé publique en France avec une récurrence chaque hiver d'un afflux massif de patients dans les cabinets de kinésithérapie et aux urgences pédiatriques. Les soins qui doivent leur être apportés nécessitent une prise en charge spécifique et régulière. Dans le cadre de ces traitements en kinésithérapie respiratoire « de ville », les Réseaux Bronchiolite, qui rassemblent des kinésithérapeutes et médecins libéraux des différents départements engagés dans ce type d'action, assurent avec les Centres Hospitaliers, la permanence des soins en kinésithérapie respiratoire pédiatrique. Ces associations sont coordonnées par l'Association des Réseaux Bronchiolite (ARB), groupement à dimension nationale.

En outre, les Réseaux Bronchiolite organisent chaque année des stages de formation continue en direction des kinésithérapeutes. Mais l'absence de moyens de mesures adaptés, non contraignants, est ressentie par les praticiens de kinésithérapie, comme une gêne à l'enseignement des gestes nécessaires au désencombrement des voies respiratoires. En effet, les techniques pratiques de kinésithérapie respiratoire du nourrisson et particulièrement le geste AFE\* (Augmentation du Flux Expiratoire) s'enseignent, en formation initiale, dans le cadre de stages hospitaliers par compagnonnage. Cette possibilité d'apprentissage est très partielle puisque le praticien en formation apprend en situations de soins, lesquelles ne sont pas des situations didactiques et ne permettent donc pas d'isoler les schémas caractéristiques du geste.

D'autre part, l'apprenant se forme au contact d'un praticien expérimenté qui détient, a priori, les savoirs de la kinésithérapie : les savoirs savants et les savoirs experts. Ces savoirs experts sont des savoirs pratiques, réfléchis, analysés puis testés en situation, objets de consensus professionnels qui ne sont pas toujours officialisés par l'ensemble de la communauté scientifique des masso-kinésithérapeutes. Ce sont ces savoirs qu'il convient d'identifier afin de caractériser le geste effectivement réalisé et de mettre en évidence les paramètres pertinents de son efficacité.

A ce jour, il n'existe pas de matériel pédagogique dédié à la formation de kinésithérapie respiratoire pour le nourrisson et les simulateurs pédiatriques existants dans le domaine médical ne sont pas adaptés au geste spécifique réalisé pour l'AFE. Afin d'avoir une approche didactique des manœuvres d'AFE, il apparaît donc de plus en plus nécessaire, pour la communauté des masso-kinésithérapeutes, de disposer d'un dispositif d'apprentissage permettant : pour le formateur en kinésithérapie d'une part, de quantifier son geste et de contrôler quantitativement le geste de l'apprenant ; pour le praticien en formation d'autre part, d'acquérir les « gestes de base » et de s'entraîner dans un environnement exempt de risque, avant d'exercer ces techniques sur un nourrisson.

L'association Réseau Bronchiolite 74 (RB74), l'ARB et le groupe Instrumentation du laboratoire SYMME (Université de Savoie) ont initié un projet commun de recherche sur l'apprentissage du geste AFE en kinésithérapie respiratoire. Cette thèse s'inscrit à l'origine de la collaboration. Les compétences du laboratoire SYMME dans le domaine de la mécatronique, les savoir-faire multidisciplinaires des équipes de recherche et les équipements en instrumentation permettent de proposer une réponse adaptée à la demande des professionnels de santé.

Ce projet de recherche est soutenu par l'Assemblée des Pays de Savoie (APS) qui le

finance conjointement avec l'Université de Savoie.

Les objectifs du travail de recherche sont, d'une part, la réalisation d'un système de mesure pour caractériser qualitativement et quantitativement les paramètres pertinents du geste effectué afin de définir un geste de référence ainsi que ses limites ; d'autre part, la conception d'un simulateur physique de torse de nourrisson présentant des repères anatomiques et un comportement biomécanique adapté à l'apprentissage du geste de kinésithérapie respiratoire.

Ce manuscrit comporte trois parties.

Le premier chapitre s'ouvre sur la description du contexte de l'activité professionnelle précisant les contraintes liées à la pathologie et les techniques de soin. Les enjeux du projet sont expliqués et un état de l'art des différents systèmes d'apprentissage pédiatriques existants est proposé.

Le deuxième chapitre présente la conception et la réalisation d'un outil de caractérisation et d'analyse dédié au geste du kinésithérapeute. Ce système de mesure permet de quantifier les paramètres caractéristiques d'un geste référent et d'en définir les limites pour l'obtention d'un geste efficace. L'analyse des résultats est réalisée et constitue le point de départ du cahier des charges du simulateur.

Le troisième chapitre est consacré à l'étude du simulateur d'apprentissage et de son environnement, utilisant le large spectre d'une approche mécatronique depuis la présentation de la didactique professionnelle jusqu'à la représentation des fonctionnalités du paradigme d'apprentissage. Les spécifications techniques du futur simulateur sont décrites. La démarche de conception est détaillée ; la faisabilité technique est démontrée, amenant à la réalisation d'un prototype.

Enfin, des perspectives pour l'optimisation de la structure ainsi que pour son instrumentation sont proposées.

# Chapitre 1

## Kinésithérapie respiratoire et apprentissage

Dans ce chapitre, nous présenterons la pathologie qui est à l'origine de notre travail de recherche. Nous préciserons quels individus elle touche généralement afin de déterminer un patient dit « moyen ».

Nous spécifierons comment s'effectue la prise en charge de ce patient avec la technique de soin dite de l'Augmentation du Flux Expiratoire (AFE) spécifiquement adaptée au nourrisson.

L'importance de la maladie en terme de santé publique et au niveau économique permet de cerner les enjeux de l'étude et les besoins exprimés de la part des praticiens. Le mode de survenue de la bronchiolite dans le temps et l'organisation des kinésithérapeutes en France renseignent sur les contraintes rencontrées et la demande pour l'apprentissage de la technique développée. Ces besoins, ainsi que les problèmes rencontrés par les étudiants en kinésithérapie, doivent être analysés afin que nous puissions apporter une réponse appropriée à la problématique posée, aussi bien sur le plan de l'évaluation quantitative de la technique que sur le plan de la formation.

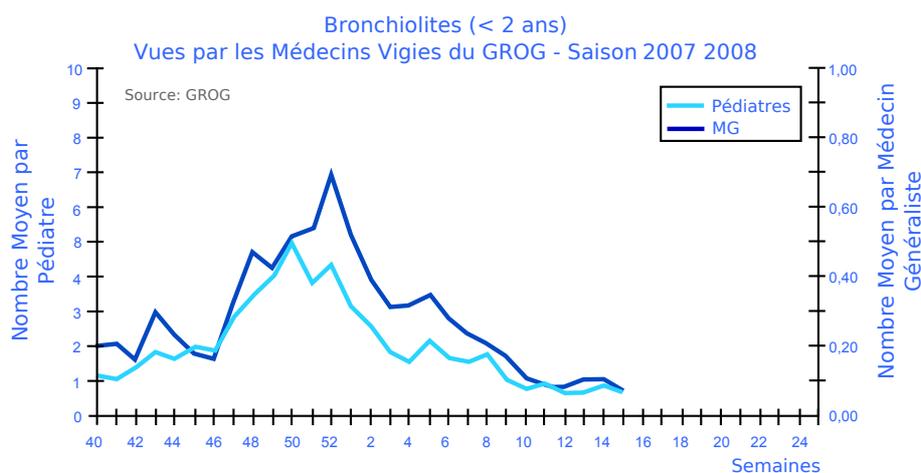
Nous aborderons la description de la technique dans son ensemble et plus précisément nous décrirons et analyserons les gestes effectués, tels qu'ils sont actuellement exécutés par des kinésithérapeutes experts et formateurs au cours de leur activité professionnelle dans son contexte. Cette analyse est importante car elle est le préalable au processus d'identification des compétences et ressources cognitives mobilisées, point de départ de la conception d'un simulateur pour l'apprentissage de la pratique professionnelle.

Enfin, un état de l'art des mannequins et simulateurs pédiatriques sera présenté pour mettre en évidence le manque de solutions potentielles pour l'apprentissage du geste AFE en kinésithérapie respiratoire.

## 1.1 Contexte médical

### 1.1.1 La bronchiolite du nourrisson : épidémiologie et étiologie

La bronchiolite est une maladie d'origine virale qui touche les nourrissons par épidémie entre octobre et mars avec un pic de « fréquentation » au milieu de l'hiver (cf. Figure 1.1). 30 % des nourrissons de moins de deux ans sont atteints, notamment ceux vivant dans les agglomérations de plus de 500 000 habitants. La maladie touche principalement les pays développés de l'hémisphère nord - nord américains et européens [Flores 04], [Renwick 07] - mais aussi en période de pluie, certains pays tropicaux dans une moindre mesure [Simoes 99], [Robertson 04].



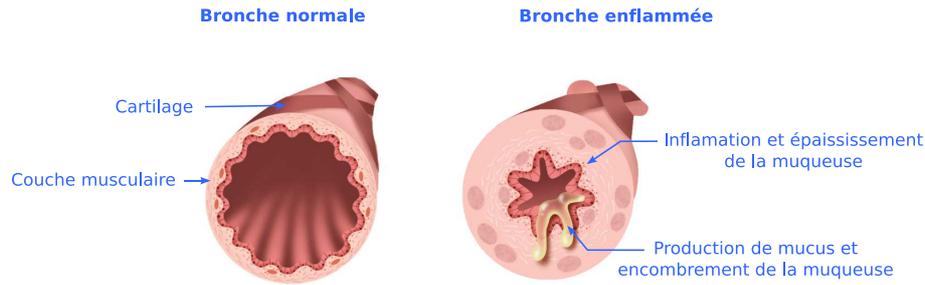
**Figure 1.1:** Le pic de l'épidémie se situe toujours aux mois de décembre et janvier et l'arrivée du virus est plus précoce (septembre) depuis les années 2000 par rapport aux années précédentes. Source : INVS<sup>1</sup>

Cette pathologie se manifeste par une infection respiratoire virale qui entraîne une obstruction des voies aériennes par l'inflammation des bronches du nourrisson et leurs extrémités : les bronchioles [Cordier 05]. Le virus respiratoire syncytial (VRS\*) est l'agent pathogène le plus fréquemment impliqué dans l'infection. On le retrouve dans 40 % à 90 % des cas des bronchiolites [Grimprel 00]. Ce virus est très contagieux. Il se transmet par la toux, les éternuements des adultes, ou indirectement par le linge, les objets souillés et surtout par les mains [Isaacs 91]. Les symptômes restent le plus souvent à caractère non létal (taux de mortalité imputé au virus < 3 % [Chevret 05]) mais dans les formes sévères de bronchiolite aiguë [Deschildre 00], la gravité de la détresse respiratoire justifie l'hospitalisation.

La durée médiane de la bronchiolite est de 12 jours, 18 % des nourrissons sont encore symptomatiques après 21 jours et 9 % après 28 jours [Swingler 00].

L'hypersécrétion de mucus est l'élément dominant de l'obstruction bronchique (cf. Figure 1.2). Chez les jeunes enfants, les bronches et bronchioles étant étroites, l'inflammation handicape l'écoulement de l'air. Le volume courant du nourrisson étant faible et celui-ci ne possédant pas assez de force pour tousser seul, le petit malade ne peut expectorer entraînant ainsi l'infection de son appareil respiratoire.

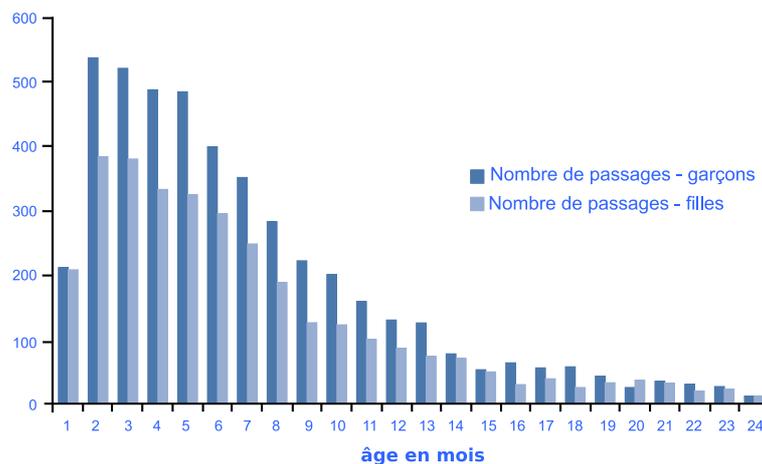
<sup>1</sup>INstitut de Veille Sanitaire : [www.invs.sante.fr](http://www.invs.sante.fr)



**Figure 1.2:** Bronches infectées. Le virus pénètre par les voies aériennes et se fixe sur les cellules de l'épithélium (muqueuse interne), en provoquant une inflammation. La paroi sous muqueuse s'épaissit et la production de mucus réduit le diamètre des bronches, empêchant l'enfant de respirer correctement.

L'âge moyen des nourrissons hospitalisés était de 7,1 mois en 1993 [Grimprel 93]. Cette moyenne est sensiblement en baisse. Pour l'hiver 2006 - 2007, 59 % avaient moins de 6 mois et 87 % avaient moins de 1 an [Che 08] (Figure 1.3).

Cette donnée est importante car elle nous permet de définir le profil type du patient pris en charge.



**Figure 1.3:** Nombre de passage dans les services d'urgence hospitaliers pour bronchiolite, selon l'âge en mois et le sexe, hiver 2006-2007, France métropolitaine (97 services participants en 2006-2007). Source : [Che 08]

### 1.1.2 Problématique et enjeux de santé publique

Evenou [Evenou 05b] décrit cette maladie comme « une pathologie émergente, urbaine, potentiellement grave, sans traitement curatif, motivant un recours fréquent aux professionnels de santé de ville, médecins, pédiatres, kinésithérapeutes et aux services d'urgence hospitalière ».

#### Évolution de la maladie

De part son ampleur et son mode de survenu épidémique, la bronchiolite du nourrisson est devenue un véritable problème de santé publique. Elle est l'une des principales causes d'admission infantile à l'hôpital. Le caractère épidémique de la maladie sature le système de santé.

Sur les dix dernières années, l'incidence de cette maladie a progressé annuellement de 9 % [Thélot 98]. Les réseaux de surveillance, tels les Groupes Régionaux d'Observation de la Grippe (GROG), ont étendu leurs observations à la bronchiolite. Ils font état chaque année de 460 000 cas environ en France [Grimprel 01]. L'exposition à la pollution de l'air serait un facteur qui contribue fortement à l'augmentation du nombre de bronchiolites [Ségala 07].

### Dépense de santé

Une première étude locale sur le site hospitalier Necker-Enfants-Malades à Paris en 2000 a permis une évaluation du coût moyen d'un premier épisode de bronchiolite vu aux urgences pédiatriques [Sannier 01]. Sur la base des tarifs conventionnels, les coûts directs induits par les différents actes de soin (actes radiologiques, kinésithérapie respiratoire, prescription médicamenteuse) s'élèvent à  $5671 \pm 335$  € pour un séjour hospitalier et de  $196 \pm 96$  € pour un traitement ambulatoire. Le coût d'un séjour hospitalier est donc 30 fois supérieur à celui d'une prise en charge ambulatoire. La part des enfants non hospitalisés est majoritaire dans la contribution des dépenses de santé. Le taux d'hospitalisation est alors un élément important des dépenses : il est de 1,3 à 3,2 % pour les nourrissons de moins de un an. L'organisation de la prise en charge en ambulatoire des nourrissons malades, ainsi que le respect des recommandations issues de la conférence de consensus contribueraient à réduire de 29 % les hospitalisations et les coûts directs correspondant [McFadden 95].

Sur l'année 2000, l'économie potentielle estimée grâce à l'existence et l'action des praticiens impliqués dans le Réseau Kinésithérapie Bronchiolite Essonne atteint 352 000 € pour ce département [Bellaïche 00].

### 1.1.3 Prise en charge actuelle de la bronchiolite

#### Pratiques médicales

A ce jour, il n'existe pas de vaccin susceptible de prévenir les infections dues au VRS. La prévention de la transmission repose principalement sur le respect des mesures d'hygiène et sur l'isolement des enfants malades [Claveirole 01], [INPES 07]. Ces mesures, bien que simples, sont mal connues des parents [Levaillant 08]. De plus, les résultats des études réalisées sur l'efficacité des thérapies médicamenteuses (épinéphrine administrée en aérosol [Wainwright 03], [Steiner 04], hélium [Gross 00], bronchodilatateurs [Modl 00], [Smith 08], corticostéroïdes [Bar-Yishay 05], [Patel 08]) alimentent la controverse sur la prescription systématique de médicaments.

Par conséquent, la prise en charge de la bronchiolite avec des séances de kinésithérapie respiratoire est actuellement la plus répandue.

#### Kinésithérapie respiratoire

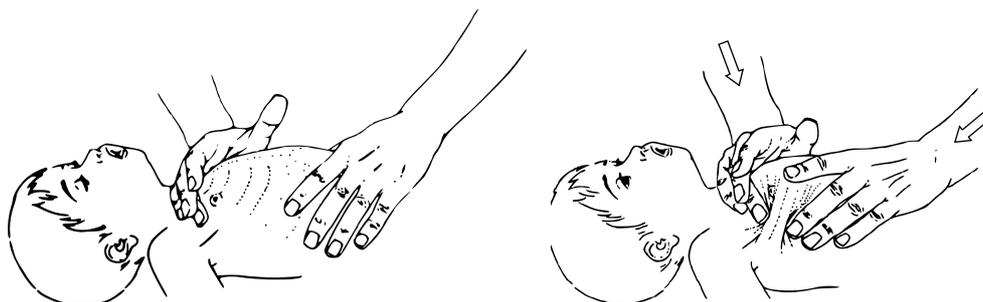
En 1964, Huault [Huault 64] évoque une technique de ventilation, basée sur la synchronisation d'un soufflet de trachéotomie avec une manœuvre manuelle sur le thorax provoquant une toux artificielle, issue de pratiques de réanimation néonatale en Afrique du Sud [Smythe 59], [Smythe 74]. Puis en 1973, en France, Barthe [Barthe 73] propose chez le petit enfant les prémices de la technique actuelle qu'il nomme « Accélération du Flux Expiratoire (AFE) ».

En France, les séances de kinésithérapie respiratoire sont prescrites par un médecin. En moyenne il suffit de 6 séances pour venir à bout de l'encombrement bronchique.

Les conférences de consensus francophones organisées en 1994 puis en 2000 ont permis d'émettre un ensemble de recommandations de grade C (avis d'experts) [ANAES 00] et de retenir une seule technique française : l'Augmentation du Flux Expiratoire. Les autres techniques sont aujourd'hui délaissées (drainage postural, clapping, vibrations) au profit de celle-ci, largement diffusée et utilisée dans les pays francophones. Néanmoins, il persiste encore de nombreuses confusions concernant cette technique et elle est ignorée des cultures anglo-saxonnes.

En outre, la kinésithérapie respiratoire, et notamment la technique d'AFE, ne se limite pas aux soins apportés à la bronchiolite. Aujourd'hui c'est la technique la plus utilisée en France pour le drainage bronchique dans le traitement de la mucoviscidose [Delaunay 05]. Ce fléau qui touchait environ 4500 malades en France en 2004 [la Mucoviscidose 06], reste incurable et seul des traitements de fond en kinésithérapie respiratoire soulagent le patient [Durieu 08].

Les techniques de kinésithérapie respiratoire ont sans cesse évolué depuis leur création ; de nombreux praticiens experts transmettent leur expérience au travers de publications sur l'AFE. Fausser [Fausser 02] et Demont [Demont 07] définissent la technique comme « un mouvement thoraco-abdominal synchronisé par les mains du kinésithérapeute au début du temps expiratoire » (Figure 1.4). Le geste dynamique résultant « aboutit à une compression plus ou moins forte du thorax et de l'abdomen [...] pour créer un flux capable de mobiliser les sécrétions, en évitant le collapsus bronchique, qui le rendrait inefficace ».



**Figure 1.4:** *Le geste d'AFE : compression du thorax et de l'abdomen. (source [Vinçon 93])*

La détresse respiratoire du nourrisson atteint de bronchiolite induit une résistance qui empêche le malade de vider seul ses poumons et de respirer normalement. La méthode employée consiste donc à aider la ventilation pour réduire l'obstruction bronchique. La déformation mécanique des poumons produit une augmentation de la pression à l'intérieur des alvéoles. Vinçon et Fausser [Vinçon 93], ainsi que Postiaux [Postiaux 98], suggèrent que le gradient de pression entre les alvéoles et la bouche ( $P_{atm}$ ) produit une circulation d'air avec un écoulement turbulent. Cet écoulement pourrait mobiliser les sécrétions de mucus et participer à la désobstruction des voies aériennes.

## 1.2 Pratique professionnelle de la technique de l'AFE

Nous présentons ici le déroulement d'une séance de kinésithérapie respiratoire pour le nourrisson avec la technique d'AFE car nous avons besoin d'analyser la technique pour

déterminer les paramètres pertinents nécessaires à une description quantitative du geste. La connaissance de ces paramètres est indispensable pour l'établissement du cahier des charges du futur simulateur.

### 1.2.1 Description d'une séance de kinésithérapie respiratoire

La prise en charge du patient commence par l'auscultation : le kinésithérapeute écoute et analyse les bruits caractéristiques de l'encombrement. Ceux-ci renseignent sur la nature de l'encombrement et sa localisation (viscoélasticité des sécrétions, voies respiratoires atteintes hautes ou basses).

Puis la séance se déroule en trois temps :

- 1<sup>er</sup> temps : la Désobstruction RhinoPharyngée (DRP). L'enfant est mis en position de décubitus\*, en appui de manière confortable. Puis sa tête est tournée sur le côté pour que le praticien instille quelques gouttes de sérum physiologique dans la narine située en position supérieure tandis qu'il cherche à acheminer les sécrétions dans l'arrière gorge en fermant la bouche puis à l'empêcher de déglutir avec une technique d'anté-pulsion pharyngo-buccale\*. Ces gestes permettent de dégager les voies respiratoires supérieures de l'enfant, et lui permettent de respirer normalement.
- 2<sup>e</sup> temps : l'Augmentation du Flux Expiratoire (AFE). Cette phase consiste en une succession de pressions synchrones de la main « thoracique » et de la main « abdominale » placées sur l'enfant. Ce temps fait principalement l'objet de notre étude et est détaillé au paragraphe 1.2.2 suivant.
- 3<sup>e</sup> temps : la toux provoquée. Ce dernier temps a pour but d'expulser les sécrétions bronchiques situées au niveau de la trachée par pression antérieure de celle-ci. Cette technique est détaillée plus loin au paragraphe 1.2.2.

A la fin de la séance de kinésithérapie respiratoire, le praticien place le nourrisson dans les bras du parent pour l'ausculter au stéthoscope afin de contrôler l'évolution du désencombrement.

Une séance de kinésithérapie comporte plusieurs manœuvres du geste d'AFE jusqu'à l'obtention de l'efficacité clinique recherchée. Il n'y a pas de durée fixe mais en moyenne une séance ne dépasse pas 10 minutes, hors examen du nourrisson.

### 1.2.2 Analyse technique de l'AFE

D'après Evenou [Évenou 07b] : « La clé de la mobilisation des sécrétions réside dans le rapport de force que le praticien établit entre le flux et la sécrétion [...] en utilisant deux variables indispensables : l'augmentation des débits pour jouer sur la qualité d'adhérence des sécrétions, l'amplitude expiratoire à différents niveaux du temps expiratoire pour solliciter la sécrétion en fonction de sa localisation ». Delplanque [Delplanque 04] souligne le fait que « l'utilisation du flux expiratoire pour mobiliser les sécrétions bronchiques et aboutir à l'expectoration ne peut pas s'intégrer dans une pratique standardisée. En effet, il existe différents contextes physiologiques [...] et physiopathologiques [...] qui imposent d'adapter cette technique de désencombrement bronchique ». Le praticien doit donc en permanence évaluer l'état des sécrétions et adapter la conduite de son geste en modulant

le flux et l'amplitude dynamique expiratoire, tout en prenant en compte le comportement physiologique du nourrisson en interprétant les signes cliniques et respiratoires comme le débit d'air expulsé.

### Position du kinésithérapeute et du patient

Le nourrisson étant mis en confiance par le praticien, celui-ci l'installe sur la table de kinésithérapie en décubitus dorsal\* et en proclive\* de 35° pour minimiser le risque de reflux gastro-œsophagien\* (RGO). Le matelas de la table doit être dur pour ne pas trop absorber le travail de pression dynamique de l'AFE. Dans la pratique, nous avons souvent observé que le nourrisson n'était pas « verticalisé » lors de traitements d'encombrement peu important. Le tronc du patient est dénudé pour contrôler visuellement la respiration.

Le kinésithérapeute est positionné en fente avant du côté de la main thoracique (Figure 1.5). Lors de l'exécution du geste d'AFE, la position du tronc doit rester constante.

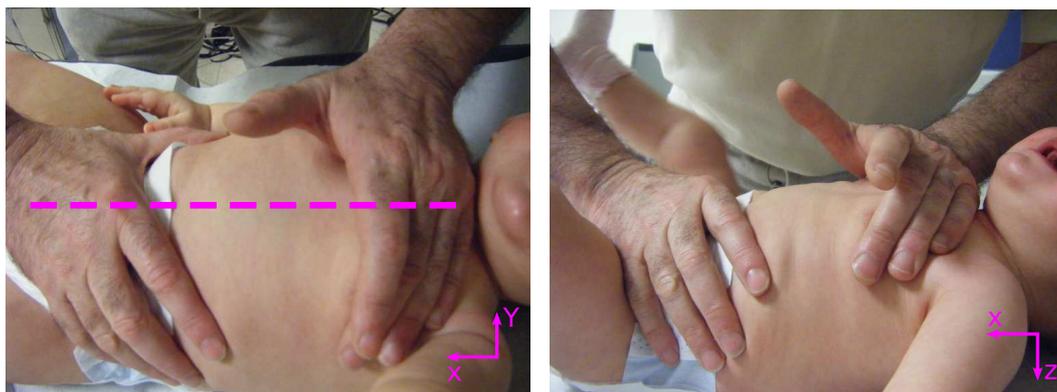


**Figure 1.5:** *Position du kinésithérapeute pendant l'AFE - Source : [Fausser 02] -*

### Position des mains

La main thoracique est placée sur un axe transversal entre la fourchette sternale et la ligne intermamelonnaire. L'appui se fait avec le bord cubital. L'équilibre de la main doit être trouvé pour que la pression appliquée soit uniforme depuis l'éminence hypothénar\* jusqu'aux doigts. La main abdominale, quant à elle, se positionne sur un axe transversal sur la face antérieure de l'abdomen, centrée sur l'ombilic. Elle opère en contrepoids un appui global par la préhension de la ceinture abdominale afin de refouler le diaphragme (Figure 1.6). Les mains restent fermes.

Pendant tout le geste, les mains ne doivent à aucun moment quitter le contact de la peau afin d'éviter le phénomène de percussion au moment de chaque mouvement de mise en pression. Elles ne doivent pas non plus glisser ou tirer la peau du nouveau-né. Celle-ci étant fragile, cela aurait pour conséquence d'engendrer des lésions ou des équimoses.



**Figure 1.6:** *Positionnement des mains sur le thorax et l'abdomen*

### La gestuelle

- Le test de précontrainte

Avant de commencer les compressions, ce test sert à valider sur le nourrisson pris en charge, la faisabilité de la technique de l'augmentation du flux expiratoire (douleur abdominale, intégrité du gril costal\*), et à apprécier la réponse de l'enfant aux pressions thoraco-abdominales. Il s'agit d'effectuer le geste de compression une seule fois mais jusqu'au blocage (collapsus bronchique\*) du bébé. Ce blocage est atteint lorsque le débit d'air expiré est nul, il n'y a alors aucun son émis à la bouche du bébé. La mise en pression est très lente et s'effectue souvent en deux temps, thoracique d'abord puis abdominal. Le test de précontrainte permet ainsi de connaître les limites de résistance de la paroi du thorax et des poumons propres à chaque nourrisson et qu'il ne faut pas dépasser pendant l'exécution du geste AFE.

- Le geste AFE

Les deux mains étant placées comme précisées précédemment, le praticien effectue des compressions sur le torse du patient. Les épaules et les avant bras demi-fléchis participent au mouvement. Les deux axes des trajectoires qui s'opposent forment un angle de  $90^\circ$  (Figure 1.7). Le mouvement thoraco-abdominal engendré par les mains doit rester dans le plan sagittal. Le non respect de cette contrainte pourrait provoquer une fracture des côtes.

Le mouvement peut être seulement thoracique (c'est à dire effectué avec la seule main thoracique) lors de circonstances particulières : nouveau-né prématuré, abdomen douloureux.

La manœuvre commence à la fin du temps du plateau inspiratoire de l'enfant et est poursuivie tout au long de l'expiration, jusqu'à atteindre les limites déterminées lors du test de précontrainte.

Massoullie [Massoullie 02] recommande de ne pas effectuer des AFE à chaque cycle respiratoire, car la fatigue musculaire, face à un effort prolongé, se manifeste rapidement. De plus, cela permet à l'enfant de reconstituer son volume courant.



**Figure 1.7:** *Axes dynamiques du geste.*

### La toux provoquée

Le nourrisson ne tousse pas comme l'adulte à la demande. L'expectoration des sécrétions bronchiques de la trachée dans la bouche de l'enfant est obtenue en déclenchant une toux forcée. Pour désencombrer les voies proximales\*, le réflexe de toux est induit par une pression sur la fourchette sternale à la base du cou qui étire les mécanorécepteurs (Figure 1.8). Une fois les sécrétions dans l'arrière gorge du nourrisson, le kinésithérapeute bloque la déglutition de l'enfant par une pression digitale et recueille les sécrétions avec un mouchoir à la bouche de l'enfant. Barthe [Barthe 02] attire notre attention sur le fait « qu'une main non experte ne sachant pas trouver la trachée ne pourra faire tousser le bébé ».



**Figure 1.8:** *Point de déclenchement de la toux provoquée.*  
(Autorisation de photographie cf. Annexe G.2)

## 1.3 Évaluation des besoins et apprentissage en kinésithérapie

### 1.3.1 L'apprentissage professionnel

Comme précisé précédemment (cf. paragraphe 1.1.1), les kinésithérapeutes sont fortement sollicités sur une période relativement courte. Le mode de survenue de la maladie ne leur permet pas une pratique des soins spécifiques à la bronchiolite tout au long de l'année et rend l'apprentissage initial tributaire de la période sur laquelle se déroule le stage de pédiatrie. Jeulin [Jeulin 08] souligne que : « Se posent alors les problèmes de disponibilité de l'enseignant, de ses capacités de formateur, et de la présence de « l'objet d'étude » (période épidémique). La création d'un environnement informatique pour l'apprentissage humain pourrait nous aider à créer une situation didactique modifiant la temporalité de l'enseignement, en supprimant le problème de la période épidémique et en évitant la traditionnelle alternance théorie-pratique. »

#### L'apprentissage actuel en kinésithérapie respiratoire du nourrisson

La formation initiale en masso-kinésithérapie se déroule sur trois années d'études. Elle comprend différents modules d'enseignement (cours magistraux, TD, TP). L'apprentissage se compose donc d'une partie théorique qui permet à l'étudiant d'acquérir des connaissances sur l'anatomie, les pathologies et la conduite des soins à tenir ; puis d'une partie pratique lors de stages en cabinet de kinésithérapie.

La kinésithérapie respiratoire pour le nourrisson, quant à sa partie pratique, s'enseigne dans le cadre de stages hospitaliers. Cet apprentissage pratique s'effectue par compagnonnage sous la guidance d'un praticien entraîné. Comme précisé par l'article 13 de l'arrêté du 5 septembre 1989, relatif aux études préparatoires et au diplôme d'état de masseur kinésithérapeute, des stages en dehors de l'hôpital dans un cabinet libéral sont prévus, mais ne donnent pas lieu à une validation [Evenou 05a].

En France, sur le plan médico-légal, le décret n°96-879 du 8 octobre 1996 fixe les actes que peut pratiquer le diplômé d'état en masso-kinésithérapie. Le professionnel peut de plus se spécialiser en validant un diplôme universitaire de kinésithérapie respiratoire néonatale et pédiatrique. Cependant, selon les dispositions légales, aucune évaluation pratique n'est prévue pour ce diplôme, et sa délivrance peut être obtenue après soutenance d'un mémoire de stage, même si l'étudiant n'a jamais pratiqué la technique d'AFE.

L'Institut National de la Kinésithérapie<sup>2</sup> (INK) organise des stages de formation continue, sous la direction de kinésithérapeutes formateurs, dans différentes spécialités. Le stage « Kinésithérapie respiratoire dans la bronchiolite et l'asthme du nourrisson » comporte une partie théorique qui rappelle les conditions de la prise en charge, les indications et contre-indications associées à la pathologie, ainsi que la théorie sur la méthode de l'AFE. Puis le formateur explique par la pratique, sur une poupée en mousse, chaque détail de la technique en effectuant le geste devant les étudiants. Enfin, les novices effectuent à leur tour le geste sur le mannequin sous le contrôle du formateur. Un débriefing collectif est réalisé pour expliquer les erreurs (mais aussi la bonne exécution) et corriger l'exécution du geste.

Nous avons assisté à un stage de formation continue intitulé : « Kinésithérapie respiratoire dans la bronchiolite et l'asthme du nourrisson » le 26 novembre 2005 à Paris à l'INK (cf. Figure 1.9), afin d'observer l'apprentissage avec un regard autre que celui d'un

---

<sup>2</sup>[www.ink-formation.com](http://www.ink-formation.com)

spécialiste dans le domaine de la masso-kinésithérapie.



**Figure 1.9:** *Christian Fausser (à gauche), kinésithérapeute à l'hôpital du Kremlin Bicêtre et formateur à l'INK, explique la gestuelle de l'AFE aux étudiants, un à un.*

La plupart des défauts observés sur les jeunes kinésithérapeutes sont de l'ordre postural avant d'être au niveau de l'exécution même du geste. Nous avons pu observer les points critiques suivants :

- Mauvaise position du thorax du kinésithérapeute.
- Main abdominale en dessous de l'os pubien
- Main thoracique non équilibrée.
- Verticalisation de l'appui.
- Décollement des mains.

Ces points, détaillés dans le chapitre 3, seront donc considérés comme points à vérifier lors de l'utilisation du futur outil d'apprentissage.

### **L'importance des Réseaux Bronchiolite pour la pratique et la formation**

Née en 2003, l'Association des Réseaux Bronchiolite<sup>3</sup> (ARB) s'est constituée pour fédérer les différents Réseaux Bronchiolite. Elle regroupe près de 1000 professionnels de santé, médecins et kinésithérapeutes. La loi du 4 mars 2002, relative aux droits des malades et à la qualité du système de santé, donne une définition de ces réseaux : « Art. L. 6321-1. Les réseaux de santé ont pour objet de favoriser l'accès aux soins, la coordination, la continuité ou l'interdisciplinarité des prises en charges sanitaires [...]. Ils assurent une prise en charge adaptée aux besoins de la personne tant sur le plan de l'éducation à la santé, de la prévention, du diagnostic que des soins. Ils peuvent participer à des actions de santé publique. Ils procèdent à des actions d'évaluation afin de garantir la qualité de leurs services et prestations. »

Notamment, leur rôle est d'organiser et d'assurer la continuité des soins en libéral les week-end et jours fériés. Les professionnels de santé faisant partie de l'ARB assurent la

---

<sup>3</sup>[www.reseau-bronchio.org](http://www.reseau-bronchio.org)

permanence des soins par l'intermédiaire de gardes organisées. Ils ont structuré l'organisation des soins de kinésithérapie ambulatoire, afin de fournir une prise en charge de ville en continu et en harmonie avec le système hospitalier.

D'autre part, Evenou [Evenou 05a] évoque l'intervention formative des Réseaux Bronchiolite qui contribuent à la diffusion des recommandations de l'ANAES : « le réseau assure à ces professionnels une formation spécifique et ceux-ci s'engagent à appliquer les recommandations récentes de bonne pratique pour la prise en charge de la bronchiolite ».

### 1.3.2 Besoin d'outil d'objectivation de l'AFE

#### Garantir l'innocuité du geste

Selon une étude réalisée à Paris [Chalumeau 02], la prévalence de fractures des côtes après des séances de kinésithérapie respiratoire a été estimée à 1 pour 1000 chez des enfants hospitalisés pour des bronchiolites ou pneumonies. Cette étude (dont le nombre de cas étudiés n'est pas précisé) met potentiellement en cause les techniques de compressions thoraco-abdominales en soulignant les conséquences de l'entraînement insuffisant à la technique de kinésithérapie respiratoire et le manque d'adaptation à l'état respiratoire du nourrisson [Chanelière 06]. Toutes les fractures de côtes ne peuvent être imputées à la seule utilisation de la kinésithérapie respiratoire. L'hypothèse de la fragilité osseuse, due au fait d'être prématuré, chez certains patients [Miller 03] doit être considérée.

Néanmoins, cela traduit le fait que la technique est « praticien dépendante » et pose l'hypothèse que les complications rencontrées pourraient être dues à une mauvaise maîtrise de la technique d'AFE. Il en ressort une nécessité d'améliorer la formation et l'entraînement des praticiens afin de réaliser un geste en toute innocuité.

#### Évaluer la technique d'AFE

Concernant la kinésithérapie respiratoire, il n'y a à ce jour aucune étude démontrant le bénéfice de la technique d'AFE pour la bronchiolite. En France, une étude clinique en double aveugle est actuellement en cours dans sept hôpitaux de la région parisienne (BRONKINOU [NCT ]). Les études disponibles dans la littérature sont en nombre restreint [Pelletier 06], [Postiaux 06] et portent sur des enfants hospitalisés, donc a priori plus gravement atteints, alors que la prise en charge s'effectue majoritairement en ambulatoire. D'après Beauvois [Beauvois 07], « les critères de décision d'une stratégie thérapeutique reposant sur la kinésithérapie « en ville » ne sont probablement pas ceux retenus par les études hospitalières ».

La kinésithérapie respiratoire anglo-saxonne « Conventional Chest Physiotherapy » (CCPT) telle qu'elle est pratiquée [Main 05], représente les techniques de percussions thoraciques, de drainage postural et vibration [Mohsenifar 85], et de Forced Expiratory Therapy (FET) [Pryor 79]. Ces techniques reposent sur une méthodologie empruntée aux soins pour l'adulte et transposée telle quelle au tout petit. De nombreux praticiens français ou francophones soulignent que cette transposition est inadaptée chez le jeune enfant [Postiaux 05].

S'appuyant sur des études menées en milieu hospitalier, concernant des enfants de 0 à 24 mois atteints de bronchiolite sévère [Nicholas 99], l'efficacité de la kinésithérapie respiratoire est globalement mise en doute [Perrotta 07], car les techniques utilisant les vibrations et les percussions ne réduisent pas la durée d'hospitalisation. Webb [Webb 85] insiste sur l'effet délétère potentiel sur la détresse respiratoire. Harding [Harding 98] a mené une étude sur des prématurés extrêmes recevant des traitements de kinésithérapie respiratoire avec la technique anglo-saxonne. Elle met en cause la contribution de la kinésithérapie respiratoire

lors de l'observation de lésions cérébrales survenues chez ces nouveau-nés dans les premiers mois de la vie. Les conclusions de cette étude préconisent un changement de méthode dans la prise en charge et la fréquence des séances de kinésithérapie respiratoire dans le temps. Le manque de preuves scientifiques font dire à Wallis [Wallis 99] que les prescriptions de kinésithérapie respiratoire comme thérapie de la bronchiolite du nourrisson sont inutiles et tiennent plus de l'ordre de l'anecdote que d'un raisonnement scientifique fondé.

Cependant, les conclusions de ces études ne sont pas transposables pour la technique française et ne permettent donc pas de statuer sur l'apport de l'AFE dans la prise en charge de la bronchiolite : elles font par contre état de la nécessité d'études cliniques plus importantes pour évaluer les techniques d'expiration forcée.

Le débat contradictoire au sujet de l'efficacité ou des effets délétères associés à la kinésithérapie respiratoire pour le traitement de la bronchiolite du nourrisson est récurrent. De plus, il y a souvent un amalgame [Précrire 06] entre une technique anglo-saxonne récusée par la conférence de consensus de 2000 et la technique AFE, proposition évaluée pertinente. Si dans majorité des débats, les affirmations ne respectant pas une rigueur scientifique sont logiquement réfutées [Evenou 07a], la polémique reste stérile faute de preuves scientifiques.

La controverse met en exergue le besoin criant d'un outil d'objectivation de la pratique et un système permettant des mesures scientifiques fiables sur lesquelles baser une analyse impartiale et méthodique pour étayer les différentes argumentations (qu'elles soient favorables ou non à la technique d'AFE).

#### 1.3.3 Besoin de références basées sur des données scientifiques

##### Besoin d'entraînement, formation continue

Jeulin [Jeulin 08] à travers son activité d'enseignement de la kinésithérapie respiratoire nous fait part de son expérience : « La remarque la plus fréquente des étudiants lors des sessions de formation continue concerne le manque de pratique, lié au manque de « matériel d'étude » ». Il a aussi pu constater, chez des praticiens déjà formés, certaines modifications par rapport aux savoirs enseignés par manque de références et d'entraînement.

##### Évaluation de la pratique professionnelle

« La loi du 13 Août 2004 de réforme de l'assurance maladie instaure pour les professionnels de santé une obligation d'évaluation de leur pratique professionnelle (EPP). L'EPP se traduit par un double engagement : le masseur kinésithérapeute s'engage à fonder son exercice clinique sur les recommandations de la Haute Autorité en Santé (HAS) et à mesurer et analyser sa pratique en référence à celles-ci.

Les modalités de mise en œuvre de l'EPP sont nombreuses et peuvent inclure des approches permettant d'évaluer les processus mis en œuvre dans une situation clinique de soin. Quelles que soient les modalités de mise en œuvre, l'EPP se fera par rapport à un référentiel. » [Jeulin 08]

##### Référentiel

Les savoirs experts sont des savoirs pratiques, réfléchis, analysés puis testés en situation, objets de consensus professionnels qui ne sont pas toujours reconnus par la communauté des kinésithérapeutes. La demande des kinésithérapeutes est croissante concernant ces savoirs qu'il convient d'identifier, afin de caractériser le geste effectivement réalisé et de mettre en évidence les paramètres pertinents de son efficacité.

La formalisation du geste, reposant sur des critères qualitatifs et surtout quantitatifs, devrait permettre la diffusion de protocoles de soins utilisés comme références et plus largement « des bonnes pratiques » auprès des professionnels.

Il n'est pas évident de définir « le bon geste », d'autant plus qu'il n'existe pas un seul geste. En effet, dans sa réalisation, il peut y avoir des variabilités sur certains paramètres qui n'ont a priori pas d'impact sur l'efficacité recherchée. En revanche, il est possible de définir un domaine de réalisation à l'intérieur duquel tout geste effectué correspondra aux critères d'efficacité.

### **Amélioration de l'enseignement**

D'autre part, l'enseignement de kinésithérapie en école devrait être amélioré. D'une part, parce que les kinésithérapeutes experts, par leur travail d'analyse sur les résultats des mesures, auront approfondi leurs connaissances didactiques pour être à même de révéler leurs savoirs tacites. D'autre part, parce que les situations générées par le simulateur seront des situations didactiques et non des situations de soins. La transmission simultanée des savoirs savants et de savoirs experts permettra une formation pratique plus accessible aux étudiants.

Il apparaît donc de plus en plus nécessaire de disposer d'un dispositif d'apprentissage permettant : pour le formateur en kinésithérapie d'une part, de quantifier son geste et de contrôler le geste de l'apprenant ; pour le praticien en formation d'autre part, d'acquérir les « gestes de base » et de s'entraîner avant d'exercer ces techniques sur un nourrisson.

## **1.4 Les simulateurs pour l'apprentissage**

### **1.4.1 Intérêt et besoin de simulateurs spécifiques pour l'apprentissage professionnel**

On ne peut pas imaginer un seul instant, un pilote d'avion de ligne effectuer un décollage pour la première fois sans avoir suivi un entraînement sur un simulateur au préalable. Dans le domaine de l'aéronautique, l'apprentissage et la validation des acquis des pilotes sur les simulateurs virtuels et physiques est une étape obligatoire avant tout vol en situation réelle et la reconnaissance de l'aptitude à exercer la profession.

De même, il est inconcevable, de nos jours, qu'un chirurgien, qui n'aurait appris que théoriquement des techniques d'intervention, opère un patient. L'enseignement dans le milieu médical se veut de plus en plus pragmatique. Pour cela, il nécessite de nouveaux outils et une adaptation de la pédagogie. La demande est croissante. Les simulateurs physiques réalistes commencent à se développer mais sont encore peu présents. Ils sont pratiquement tous conçus pour proposer des méthodes d'entraînement ou de formation spécifiques à une spécialité comme le simulateur d'accouchement BirthSIM [Moreau 07] par exemple.

La diffusion des simulateurs médicaux auprès des centres de santé est généralement freinée par leur prix élevé. Dans la littérature, les données commencent juste à s'étoffer. Un état de l'art des simulateurs médicaux a été publié en 2003 [Liu 03]. Seule l'anesthésie-réanimation utilise couramment des simulateurs physiques ou des mannequins spécifiques sophistiqués et très coûteux. Les récentes avancées technologiques et l'ingénierie dans le domaine biomédical permettent d'envisager le développement de simulateurs médicaux à

un prix abordable.

Pourtant, les avantages de l'utilisation de simulateurs médicaux pour l'apprentissage sont multiples :

- Pour le patient, ils évitent l'inconfort de servir de « cobaye » en ôtant à l'apprenant « le stress de la première fois ». L'innocuité des gestes est ainsi garantie.
- L'accès aux situations simulées est rendue possible toute l'année. Ce point est d'autant plus important lorsque les pathologies considérées sont saisonnières (ce qui est précisément le cas de la bronchiolite).
- De nombreuses situations cliniques peuvent être simulées et notamment les situations ou pathologies d'occurrence rare qu'un novice ne pourra que très rarement rencontrer lors de stages en milieu hospitalier et qui nécessitent une prise en charge spécifique et délicate.
- Dans le cadre de la formation initiale, ils permettent la prise en charge d'un patient en effectuant des exercices réalistes dans un environnement exempt de risques.
- Au niveau de la pédagogie, l'entraînement sur simulateur permet d'appréhender les situations hors du contexte en évitant l'urgence qui peut paralyser les ressources cognitives. L'étudiant est placé dans un contexte d'apprentissage exclusivement. La formation tutorée facilite le dialogue de l'apprenant avec l'enseignant-encadrant. La reproductibilité des scénarios et la possibilité de verbalisation et d'explication à haute voix du raisonnement et des prises de décisions enrichissent l'apprentissage. Cette situation didactique permet d'isoler des schémas caractéristiques du geste.
- Pour l'entraînement, les gestes peuvent être répétés autant de fois que nécessaire, sans contrainte temporelle, jusqu'à l'obtention de leur efficacité et d'une maîtrise considérée comme parfaite de la technique par les experts. Pour Trabold [Trabold 07], dans la réalité, cette « pédagogie de la répétition est inconcevable sur un même patient ; d'autant plus que la situation simulée est rare ». Pourtant, Forrest [Forrest 02] a montré le bénéfice de cette pathologie par l'observation de l'amélioration de la technique avec le nombre d'entraînements.
- D'un point de vue institutionnel, les simulateurs représentent des outils contribuant à l'homogénéisation des pratiques et de la formation pour éviter ce que Tonetti [Tonetti 08] appelle « les effets de chapelles ».
- A court terme, ces systèmes constituent potentiellement un outil d'évaluation en continu [Schwid 02] des connaissances des élèves et de validation de l'aptitude à exercer une spécialité [Lebuffe 05], [Forrest 02], ou d'obtention de diplôme.
- A plus long terme, le champ d'investigation au niveau de pratiques nouvelles pourrait être élargi par l'aide à la réflexion et l'amélioration de techniques professionnelles actuelles. Jourdain [Jourdain 06] a par ailleurs montré que les simulateurs médicaux permettaient l'amélioration de la formation théorique des internes.
- Enfin, un rôle d'expertise est envisageable. Aujourd'hui, dans le domaine de la masso-kinésithérapie, il n'y a pas d'obligation d'évaluation de la pratique professionnelle

mais dans l'avenir, des normes, notamment au niveau européen, pourraient être imposées. Ainsi, les sociétés d'assurance regardent avec un grand intérêt ces outils et pourraient les utiliser pour l'évaluation continue des professionnels de santé, ou comme certification en vue d'une autorisation à pratiquer.

#### 1.4.2 Les simulateurs pédiatriques : état de l'art

Il existe de nombreux mannequins pédiatriques commercialisés et conçus pour l'apprentissage de gestes spécifiques médicaux. Nous allons dresser un état de l'art des simulateurs qui nous semblent être en adéquation avec le besoin des kinésithérapeutes. D'après l'analyse du geste présenté au paragraphe 1.2.2, les points minimums que doivent présenter un système permettant la pratique de l'AFE sont les suivants :

1. Mannequin taille réelle d'un nourrisson. Représentation de repères anthropomorphes.
2. Compliances thoracique et abdominale réalistes.
3. Mesures effectuées pendant le geste.
4. Déformation du torse possible suivant les axes sagittal **et** longitudinal lors d'une compression.

Les brevets déposés concernant la conception ou la réalisation de mannequins de nourrisson sont peu nombreux [Sweeney 93], [Morris 06a]. Néanmoins, il existe des systèmes commerciaux qui ont été développés principalement pour une utilisation dans le domaine médical. Nous les avons étudiés en distinguant trois catégories :

- Les mannequins anatomiques non instrumentés qui reproduisent l'anatomie d'un nourrisson avec des repères anthropomorphes. Ils sont passifs mais peuvent comporter une représentation globale des poumons.
- Les mannequins anatomiques instrumentés qui présentent les mêmes fonctions que les premiers mannequins, mais intègrent une série de capteurs permettant la mesure de déplacements du thorax (dans une direction privilégiée)
- Les simulateurs anatomiques instrumentés et automatisés qui sont les plus complets et les plus réalistes anatomiquement. Ils permettent une interaction dynamique avec l'utilisateur via la génération de scénarios, et simulent des comportements spontanés spécifiques par le moyen d'actionneurs intégrés

#### Mannequins anatomiques non instrumentés

Les mannequins les plus répandus sur le marché sont ceux qui sont utilisés pour l'apprentissage de gestes de secourisme :

- Resusci<sup>®</sup> Baby (Figure 1.10). Ce mannequin développé par la société norvégienne Laerdal<sup>4</sup> - un des leaders dans le domaine des simulateurs médicaux - est mannequin de bébé corps entier pour la formation à la Réanimation Cardio Pulmonaire (RCP) pédiatrique et aux premiers secours.

---

<sup>4</sup>[www.laerdal.com](http://www.laerdal.com)

- Baby Anne™ (Figure 1.11). C'est un outil pour la formation à la RCP et la désobstruction des voies aériennes.
- Kim(TM) Infant CPR Manikin (Figure 1.12) commercialisé par Simulaids<sup>5</sup>.
- BabyBuddy™ (Figure 1.13), produit par la firme Nasco<sup>6</sup> est un demi mannequin coupé dans le plan frontal\* et composé de deux blocs : le torse et le reste du corps.



Figure 1.10: Resusci Baby de Laerdal



Figure 1.11: Baby Anne de Laerdal



Figure 1.12: Kim de Simulaids



Figure 1.13: BabyBuddy

Concernant les trois premiers mannequins, le corps est composé de mousse interne et d'une coque souple (mais non déformable) pour l'enveloppe ; une poche d'air sous le thorax reliée à un tube au niveau de la bouche et munie d'une valve unidirectionnelle représente le système respiratoire. Les mannequins peuvent basculer la tête avec une subluxation\* de la mâchoire nécessaire pour l'ouverture des voies respiratoires. Ils sont généralement

<sup>5</sup>[www.simulaids.com](http://www.simulaids.com)

<sup>6</sup>[www.enasco.com](http://www.enasco.com)

utilisés pour une pratique en salle de cours et notamment pour l'apprentissage du bouche à bouche.

Pour le Babybuddy, un bloc est moulé en matière plastique pour l'ensemble du corps, et une pièce en mousse à insérer entre la tête et le bassin représente le torse. Très abordable (79 \$), il ne propose cependant aucune autre fonctionnalité qu'un sac d'air placé entre le corps et le bloc représentant le torse.

D'autres mannequins comme le Neonatal Manikin de MedPicco<sup>®</sup> manquent de fidélité ou sont spécifiquement destinés à des pratiques médicales très ciblées (techniques d'enseignement associées à l'accès veineux, à la fixation de cathéters, au pansement, aux soins des abords veineux), comme le Neonatal Resuscitation Baby et le Nita Newborn<sup>™</sup> de Laerdal. Ils possèdent donc une représentation du système veineux réaliste mais leur corps est composé d'une coque rigide non déformable.

### Mannequins instrumentés

Ces mannequins ne sont pas initialement destinés au milieu médical mais à la réalisation de mesures lors de crash-tests automobiles.

- « **CRABI 6 Month Old Infant Dummy 910420-000** » Le CRABI 6 month old Infant Dummy (Child Restraint Air Bag Interaction), mannequin anthropomorphe représentant un enfant de 6 mois est développé par la société First Technology Safety Systems<sup>7</sup> (cf. Figure 1.14). Il est instrumenté et utilisé dans les programmes européens CHILD (Child Injury Led Design) et CREST (Child Restaint System for Cars) dédiés aux mesures d'impacts thoraciques lors de crash-tests automobiles. La structure de ce type de mannequin comporte des matériaux biofidèles [FTSS]. A partir d'une base anthropométrique de l'université du Michigan, sa conception a été réalisée en appliquant des facteurs d'échelle sur les caractéristiques biomécaniques de l'adulte par la méthode de « scaling » [Mertz 03] [Koizumi 04].

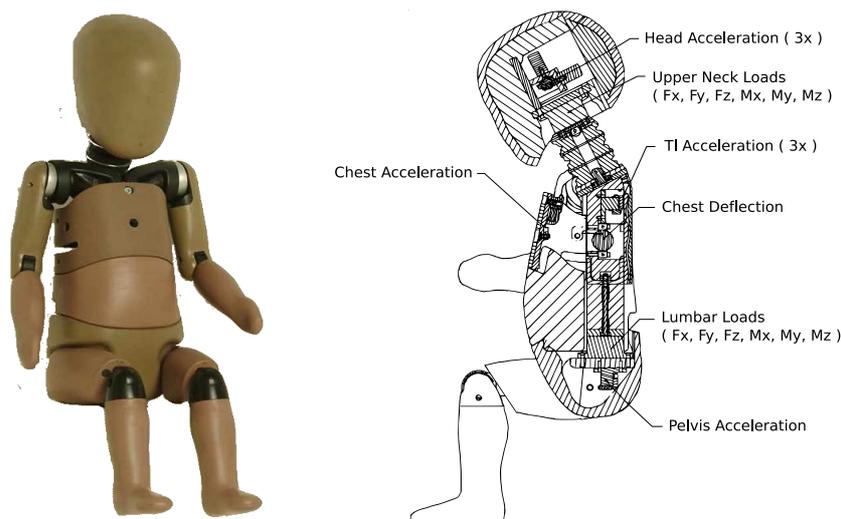


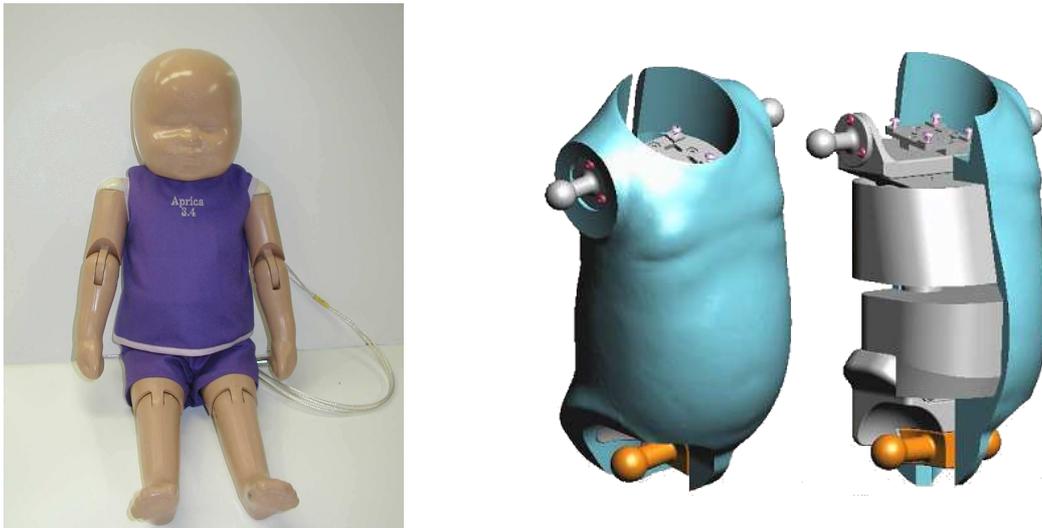
Figure 1.14: CRABI

---

<sup>7</sup>www.ftss.com

- **Mannequin biofidèle « 3,4 Kg Infant Dummy »** Ce mannequin (cf. Figure 1.15) a été développé par le constructeur japonais Aprica<sup>8</sup>. La peau et la chair du corps sont moulées en une seule pièce d'uréthane spécialement formulée. La cage thoracique est composée d'une coque en polycarbonate bordée de bandes amortissantes. Le sternum est simulé par une pièce en aluminium. L'abdomen est rempli d'une mousse avec une raideur supposée correspondre effectivement à celle de l'abdomen d'un nourrisson [Wang 05]. Cependant, les données biomécaniques ont été obtenues par l'application d'un facteur d'échelle du 50<sup>e</sup> percentile de l'homme.

La méthode de scaling utilisée pour obtenir les propriétés biomécaniques du nourrisson est considérée comme peu fiable. En effet, un nourrisson de 6 mois n'est pas un adulte à taille réduite, le développement du corps n'est évidemment pas encore terminé à cet âge.



**Figure 1.15:** *Aprica Biofidelic 3.4 kg Infant Dummy*

### Les simulateurs anatomiques instrumentés et automatisés

Ces simulateurs reproduisent fidèlement l'anatomie du patient. Ils ont été conçus pour le diagnostic et l'apprentissage des techniques de soins intensifs d'urgence en anesthésie-réanimation.

- **Mannequin de réanimation nourrisson 5x5j9**

Ce mannequin (Figure 1.16) commercialisé par Ylea<sup>9</sup> est le plus simple des simulateurs proposant une élévation naturelle de la poitrine représentative de la respiration libre. Il présente les repères anatomiques sur le torse. Il est principalement destiné à l'entraînement de la technique du bouche à bouche. N'ayant pas d'autres fonctionnalités, son prix est très abordable. Le thorax est composé d'une coque rigide qui non déformable.

<sup>8</sup>[www.gesacinc.com/aprica3\\_4.html](http://www.gesacinc.com/aprica3_4.html)

<sup>9</sup>[www.ylea.eu](http://www.ylea.eu)



**Figure 1.16:** *Mannequin de réanimation nourrisson 5x5j9*

- **Simulateur BabySim**

Le simulateur BabySim a été développé à l'université de Floride. Il est commercialisé par METI<sup>10</sup> (Medical Education Technologie Inc). Ce simulateur humain, très sophistiqué, est un mannequin de bébé d'environ 6 mois (Figure 1.17). Il pleure, cligne des yeux, et respire spontanément avec un mouvement de la cage thoracique. Il est capable de simuler avec réalisme des situations cliniques dans le domaine de la médecine d'urgence. Le BabySim reproduit physiquement différents signes cliniques permettant une auscultation cardiaque, la palpation du pouls mais aussi la pose de cathéter en intraveineuse.

Il intègre des modèles physiologiques réalistes tels que le système respiratoire composé des voies aériennes et des poumons, et le circuit sanguin. L'enveloppe externe est constituée d'un matériau polymère proche de la peau humaine et l'anthropomorphisme général est réaliste.

En outre, l'intérêt d'un tel simulateur réside dans la possibilité d'exécuter différents scénarios en modifiant les paramètres physiologiques du modèle. Il est livré avec le logiciel qui permet à l'instructeur de créer lui même les différents cas cliniques et scénarios.

D'un point de vue technique, la génération des phénomènes respiratoires est réalisée par une régulation d'air comprimée. Le déplacement du thorax est assuré par un système d'actionneurs et de ressorts unidirectionnels.

Son coût est d'environ 52000 \$.

---

<sup>10</sup>[www.meti.com/products\\_ps\\_baby.htm](http://www.meti.com/products_ps_baby.htm)



Figure 1.17: *BabySim*

- **Simulateur SimBaby**

SimBaby, développé par Laerdal, est également un simulateur anatomiquement réaliste, représentant un bébé de 6 mois (Figure 1.18). Ses fonctionnalités et caractéristiques techniques sont proches de celles de BabySim avec la reconnaissance de nombreux signes vitaux. Il a été conçu pour l'entraînement à la gestion des voies respiratoires et aux soins intensifs d'urgence. Il peut être fourni avec un système de vidéo pour réaliser un débriefing avec l'instructeur à la fin de la simulation.

Une interface élaborée affiche sur un écran de contrôle les différents paramètres cliniques à l'instar des instruments de mesures médicaux traditionnels. Un logiciel permet également de construire des scénarios.

Suivant les accessoires fournis (compresseur, régulateur d'air comprimé, périphériques ...) le prix de ce simulateur est compris entre 30 000 et 50 000 €.



Figure 1.18: *SimBaby*

Les deux simulateurs BabySim et SimBaby peuvent être utilisés, d'après leurs fabri-

cants, pour réaliser des compressions du thorax (CPR Chest Compression). Cependant, pour les deux modèles comme le montre la Figure 1.19, le thorax est réalisé grâce à une coque rigide actionnée, par conséquent non déformable. D'autre part, les compressions ne peuvent, du fait de la conception mécanique, être effectuées que dans le plan sagittal. Cette conception est cependant suffisante pour une utilisation dans le cadre de compressions pour la réalisation de massages cardiaques lors de simulations de réanimation [Howells 02].



Figure 1.19: Représentation de la cage thoracique.

Ces simulateurs très perfectionnés et réalistes résultent de nombreuses années de conception et intègrent des prouesses de technologie. Cependant ils ne sont pas adaptés au geste de kinésithérapie respiratoire car ils ne permettent pas une déformation de leur structure comme lors du geste d'AFE. Ils restent destinés au diagnostic et à la prise en charge lors de situations d'urgence en anesthésie réanimation.

### • SimNewB

En début de l'année 2008, Laerdal a présenté un nouveau simulateur médical, SimNewB (Figure 1.20). Il a été conçu avec l'American Academy of Pediatrics pour répondre aux besoins spécifiques de formation en réanimation néonatale. Ce mannequin est pourvu de voies aériennes réalistes et d'une respiration spontanée jusqu'à 100 battements par minute. La compliance pulmonaire peut être modifiée.

Le système global proposé comprend le mannequin, un compresseur, un boîtier de commande. Il est conçu pour l'apprentissage de la prise en charge du nouveau-né en salle d'accouchement dans les 10 premières minutes de vie. Ce simulateur représente donc un nourrisson dont l'âge est bien inférieur à 6 mois. De plus, sa structure thoracique n'est pas déformable et par conséquent, également non adaptée pour l'apprentissage du geste d'AFE.

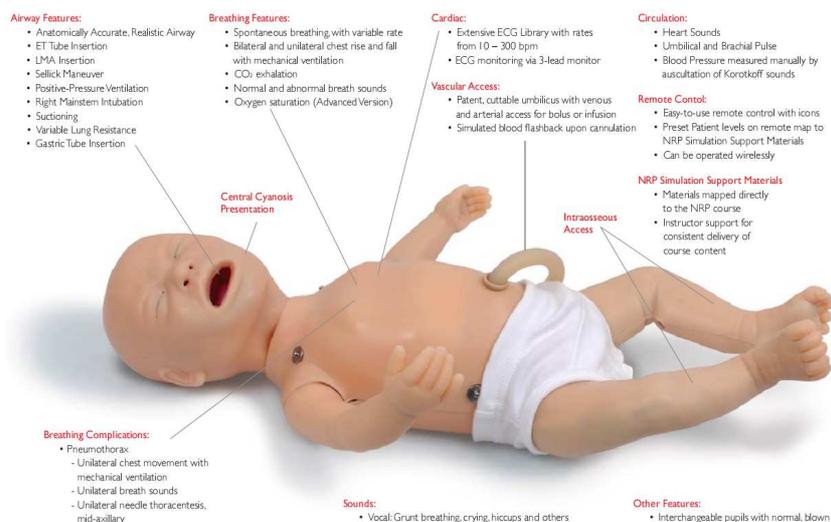


Figure 1.20: SimNewB

### 1.4.3 Adéquation des simulateurs d'apprentissage pédiatriques existants par rapport à la technique d'AFE

L'étude bibliographique réalisée sur les systèmes pédiatriques existants nous permet de conclure que ceux-ci ne possèdent pas un comportement mécanique global du torse autorisant la pratique de kinésithérapie respiratoire. En effet, les systèmes les plus simples sont passifs et comportent une poche d'air pour simuler les poumons. Les plus élaborés sont interactifs et intègrent des capteurs et des actionneurs pour représenter un comportement respiratoire libre. Cependant, aucun ne peut apporter une réponse au besoin des kinésithérapeutes.

Le Tableau 1.1 évalue les différents systèmes pédiatriques existants au regard de la spécificité du geste de l'AFE. Il en résulte qu'un des points les plus importants de l'analyse du geste concerne la déformation du torse du nourrisson suivant des directions non privilégiées et avec une amplitude donnée.

**Tableau 1.1:** Tableau comparatif des systèmes pédiatriques en fonction des points minimums nécessaires à la pratique de l'AFE.

- 1) Anthropomorphisme
- 2) Compliances réalistes
- 3) Instrumentation
- 4) Structure déformable du torse

	Type	Système	Points minimums nécessaires à la pratique de l'AFE				Prix	
			1	2	3	4		
Simulateurs pédiatriques	Anatomiques non instrumentés	BabyBuddy					79 \$	
		Baby Anne	✓				100 \$	
		Kim	✓				373 €	
		Neonatal Manikin	✓				525 \$	
		Resusci Baby	✓		✓		400 - 700 €	
		Nita Newborn	✓				2 271 \$	
		Neonatal Resuscitation	✓				2 665 \$	
	Anatomiques instrumentés et automatisés	5x5j9	✓				120 €	
		SimNewB	✓	✓	✓		21 995 \$	
		BabySim	✓	✓	✓		52 000 \$	
		SimBaby	✓	✓	✓		30 000 - 50 000 €	
	Anatomiques instrumentés	CRABI 6 Months		?	✓		?	
		3,4 kg Infant Dummy	✓	?	✓		?	

Les mannequins destinés à l'apprentissage des gestes du secourisme ne peuvent être utilisés car la compliance du torse est trop éloignée de la réalité pour que le praticien retrouve les mêmes sensations. Les mannequins instrumentés utilisés pour les crash-tests

ont été développés à partir des données biomécaniques de l'adulte et la méthode de transfert au nourrisson n'est pas appropriée pour obtenir un résultat réaliste. Les simulateurs réalistes sont très performants. Ils possèdent de nombreuses fonctions mais qui ne sont pas appropriées pour la pratique de la kinésithérapie respiratoire : le déplacement du torse est unidirectionnel et les coques utilisées pour simuler le gril costal ne sont pas déformables.

Il n'existe donc à ce jour aucun système adapté pour l'apprentissage du geste spécifique de l'AFE. Pour répondre favorablement à la demande des kinésithérapeutes, les organismes de santé RB74, ARB et le laboratoire SYMME ont regroupé leurs compétences pour caractériser le geste référent et concevoir un simulateur pédiatrique physique de torse dont les fonctionnalités seront développées pour proposer une formation complète aux gestes de prise en charge de la bronchiolite du nourrisson. Les chapitres suivants sont consacrés à la description de ces études.

## 1.5 Retombées potentielles au plan économique et en terme de santé publique

La notion de coût d'un simulateur médical, en valeur absolue n'a pas d'intérêt. Il faut regarder la valeur ajoutée clinique. L'amélioration de la formation des professionnels de santé et de la prise en charge des patients par une méthodologie fiable permet une réduction des coûts de santé et l'amortissement de l'investissement dans un tel outil.

### Maîtrise des coûts de santé

La réalisation de systèmes de mesures et d'apprentissage autorisera la mise en place de formations en kinésithérapie respiratoire à toutes périodes de l'année, et non plus uniquement en périodes épidémiques. L'augmentation du nombre de kinésithérapeutes formés à la technique de l'AFE devrait donc permettre une prise en charge plus rapide et de meilleure qualité des nourrissons. De plus, cette possibilité accrue de prise en charge, et permettant un traitement efficace en kinésithérapie de ville, conduira à diminuer la durée d'hospitalisation et le coût inhérent à celle-ci pour les enfants atteints de pathologies respiratoires. Il est à rappeler qu'un acte de kinésithérapie respiratoire doit être quotidien voire bi-quotidien, qu'il soit pratiqué dans ou hors de l'hôpital. De plus, le coût de la journée d'hospitalisation étant plus élevé que pour un acte en cabinet, ce système pourrait avoir une incidence forte sur la maîtrise des coûts de santé.

### Étude de marché

L'accès au soin se fait majoritairement en ambulatoire dans les cabinets de kinésithérapie. Les kinésithérapeutes libéraux n'ont pas un accès en continu aux systèmes de formation ou de contacts réguliers avec des kinésithérapeutes expérimentés comme il est parfois possible à l'hôpital.

Les centres de formation des apprentis sont les écoles de kinésithérapie, les centres hospitaliers et l'INK. Nous avons aussi évoqué l'importance des Réseaux Bronchiolite pour la diffusion de l'apprentissage des techniques de kinésithérapie respiratoire. Ces différents organismes, sont autant de demandeurs potentiels de systèmes d'aide à l'apprentissage et à l'évaluation de la pratique professionnelle.

## 1.5. Retombées potentielles au plan économique et en terme de santé publique

---

Une étude de marché a été lancée par le consortium d'acteurs de la recherche et de la valorisation GRAVIT (Grenoble Alpes Valorisation Innovation Technologies) dont les résultats devraient être disponibles au début de l'année 2009.



# Chapitre 2

## Conception et réalisation d'un outil de caractérisation et d'analyse du geste d'AFE

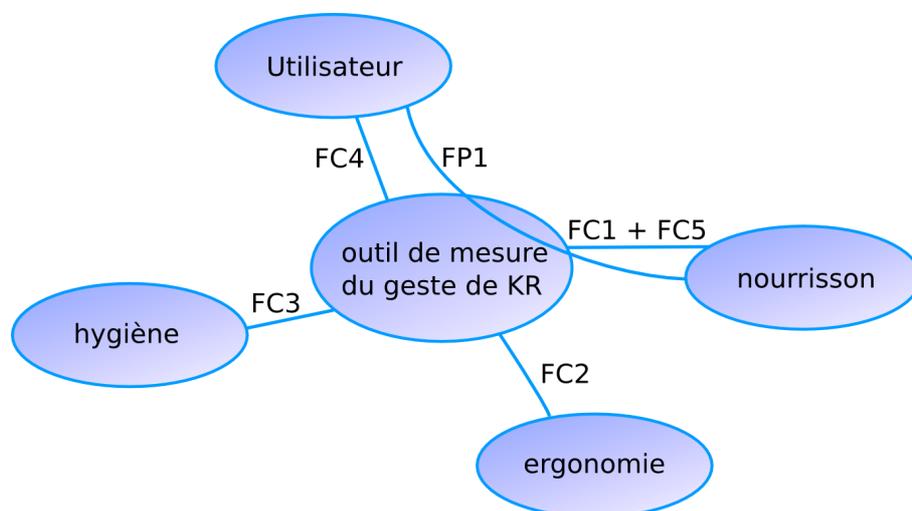
Dans ce chapitre, nous décrivons la conception du système de mesure spécifique pour la caractérisation du geste d'AFE réalisé en situation réelle. Dans un premier temps, le cahier des charges du système de mesure est établi en prenant en compte les contraintes liées au contexte médical, à l'activité professionnelle et au nourrisson. Le choix des capteurs est présenté. Le conditionnement et le logiciel d'acquisition spécifiquement réalisés sont décrits.

Des campagnes de mesures ont été réalisées sur des nourrissons en situations de soin avec de praticiens experts. Les résultats sont interprétés et l'analyse des mesures est présentée.

## 2.1 Objectif et cahier des charges du système de mesure

Notre premier objectif a été de concevoir et développer un outil permettant la mesure du geste de kinésithérapie respiratoire effectué sur un nourrisson pendant une séance, afin d'en déterminer les paramètres caractéristiques, les invariants, et d'en définir les limites. Une telle démarche est communément adoptée comme technique instrumentale dans le domaine de la biomécanique pour l'analyse de geste [Faivre 03]. Cet outil doit être fiable, abordable financièrement, de mise en œuvre facile et utilisable en milieu hospitalier avec les contraintes d'hygiène que cela implique.

Le diagramme pieuvre de la Figure 2.1 expose les besoins et les exigences généraux auxquels l'outil doit répondre. Le système de mesure doit de plus respecter un cahier des charges spécifique dont l'objet est de fournir les informations caractéristiques du geste effectué, notamment les paramètres dynamiques et spatio-temporels permettant l'étude du geste d'AFE dans ses conditions normales d'exécution pour en extraire les critères d'efficacité.



**Figure 2.1:** Diagramme pieuvre du système de mesure.

- Fonction principale (FP1) : permet de mesurer le geste effectué
- FC1 : doit être indolore pour le nourrisson
- FC2 : ne doit pas altérer l'exécution du geste
- FC3 : doit respecter les règles d'hygiène hospitalière
- FC4 : doit être facile d'utilisation et rapide à mettre en œuvre
- FC5 : doit être indépendant de la morphologie du nourrisson

### 2.1.1 Paramètres proprioceptifs

Dans le but de mobiliser au mieux les sécrétions, le kinésithérapeute adapte son geste en permanence en fonction de la situation clinique du patient, et surtout des signaux auxquels il est attentif et analyse instantanément.

Il tente d'appliquer une pression spatiale uniforme avec ses mains pendant toute la durée du geste. Mais ce paramètre reste à sa propre appréciation, à ses sensations haptiques et dépend de son expérience et de sa dextérité.

En même temps, il évalue le retour sonore à la sortie de la bouche du nourrisson. La vitesse d'exécution du geste et, par conséquent, l'amplitude expiratoire maximale recherchée est dictée par ce critère d'expiration sonore auquel il est attentif. En effet, en fonction du débit, le frottement de l'air lors de son passage dans les voies aériennes produit un son caractéristique que le praticien sait interpréter. Delplanque [Delplanque 02] souligne

que « c'est le facteur vitesse qui permet la mobilisation des sécrétions ». La recherche du meilleur débit repose donc sur les critères auditifs qui amènent le kinésithérapeute à modifier son geste pour obtenir une majoration sonore le long du temps expiratoire. Le débit est une résultante à la fois de la vitesse d'application des pressions, de l'amplitude du déplacement des mains et de l'état du nourrisson.

Cependant, la mesure du flux expiratoire à l'aide d'un masque débitmétrique, comme testé dans un premier temps [Barthod 06], n'a pas été retenue car c'est un paramètre physique qui n'est pas appréhendé par le praticien. Il ne fait pas partie des savoirs experts à l'inverse des sons perçus.

### 2.1.2 Paramètres quantifiables par la mesure

Notre travail consiste en premier lieu à établir les relations entre les paramètres proprioceptifs des kinésithérapeutes dans l'action, et ceux que l'on peut mesurer (Tableau 2.1). Nous nous sommes attachés à extraire les informations tactiles et sonores (les savoirs experts) perçues par le kinésithérapeute et qui permettent d'analyser le geste.

Les paramètres quantifiables par la mesure sont :

- le déplacement des mains sur le torse du nourrisson ;
- la pression exercée par les mains sur le torse ;
- le son émis par la bouche du nourrisson.

La mesure et l'analyse de ces grandeurs physiques nous permettra de discriminer différents types de gestes réalisés au cours d'une séance.

**Tableau 2.1:** Paramètres physiques mesurables du geste

Paramètres proprioceptifs	Grandeur physique en jeu	Moyen de mesure
Équilibre des mains	Pression	Capteurs de pression
Amplitude des pressions appliquées sur le torse	Pression	Capteurs de pression
Directions de la force globale appliquée sur le torse	Déplacement des mains	Capteur de déplacement
Fréquence du geste	Déplacement, pression	Capteur de déplacement, capteurs de pression
Flux expiratoire	Son, déplacement des mains, pression	Microphone, capteur de pression, capteur de déplacement

### 2.1.3 Définition du cahier des charges

Dans une étude préliminaire, pour une première évaluation du geste, nous avons demandé au kinésithérapeute référent d'exécuter son geste sur un volume de mousse pour définir l'ordre de grandeur des étendues de mesures des différents paramètres à mesurer. Cette mousse et ses dimensions ont été choisies afin d'obtenir des sensations proches d'un corps de nourrisson. Nous l'avons découpée pour avoir la morphologie globale d'un torse de nourrisson (Figure 2.2).

La mousse étant placée sur une balance, le kinésithérapeute effectue plusieurs séquences du geste normalement, puis recherche les limites en terme de déplacements et de pressions exercées et de vitesse d'exécution.

- En terme de force résultante, la gamme de mesure est de 0 - 60 N observée sur la balance et rapportée sur chaque main. Cette information permettra d'évaluer l'étendue de mesure en pression des capteurs à mettre en œuvre.
- En terme de déplacement des mains, l'évaluation, grâce à un capteur de déplacement optique, a montré que le déplacement est inférieur à 30 mm dans toutes les directions.
- La fréquence d'exécution du geste, quant à elle, a été évaluée à 1 Hz mais avec un temps de montée en pression de l'ordre de quelques centaines de millisecondes.

Ces mesures préliminaires constituent le point de départ du cahier des charges technique du système de mesure.



**Figure 2.2:** *Étude préliminaire. Évaluation des paramètres quantifiables.*

## 2.2 Gants instrumentés

### 2.2.1 Éthique et contraintes liées à la pratique

Pour répondre à la question : « Quels types de capteurs utiliser pour effectuer la mesure de pression et de déplacement sur un corps humain ? », les questions éthiques ont été soulevées lors de la conception du système de mesure. Nous avons tenté d'y répondre par une démarche avant tout scientifique et cohérente, et exigeant le respect du patient. Ce dernier point est particulièrement délicat s'agissant d'un nourrisson qui ne peut donc pas être personnellement coopératif et consentant dans l'appréciation de la démarche. Il a donc fallu, dès la phase de conception du système global de mesure, s'orienter vers une

instrumentation légère, rapide à installer, non contaminante et non contraignante pour le nourrisson.

Afin d'obtenir une information pertinente, nous devons proposer un système de mesure capable de transmettre les paramètres du contact directement entre la main et le corps du patient. Ainsi, le système de mesure doit être fin, flexible et indolore pour le nourrisson. Il ne doit ni modifier le geste du kinésithérapeute, ni être encombrant, ni déranger l'enfant.

En ce qui concerne la mesure de la pression appliquée par le praticien, l'instrumentation de la table de kinésithérapie, comme réalisée dans différents travaux [Chiradejnant 01], [Harms 99], [Snodgrass 08], ne nous a pas semblé pertinente car elle ne permet pas de connaître les différentes informations au cœur du geste. En revanche, il nous est apparu judicieux de considérer la main comme capable de nous donner les informations provenant du corps du nourrisson pendant le geste.

Plusieurs techniques ont été utilisées pour évaluer la dextérité de la main ou la force développée par celle-ci lorsque qu'elle agrippe des objets. La plupart sont focalisées sur l'instrumentation de l'objet et non de la main [Welcome 04], [Budney 79], [Aldien 05], en intégrant le capteur à l'intérieur du matériau ou en le fixant directement sur la surface externe de l'objet en contact avec la main.

Dans le domaine médical, Kirstuka [Kirstukas 99] pose directement des capteurs de pression sur le dos de patients adultes lors de manipulations thoraciques. Gregson [Gregson 07] effectue des mesures sur le ventre d'enfants pendant une séance de kinésithérapie anglo-saxonne en plaçant un tapis de pression [Blazey 98], [McCarren 06] directement sur le patient. Cependant, le geste francophone n'étant pas unidirectionnel, le tapis devrait être fixé sur l'enfant car sinon il glisserait. D'autre part, du fait de sa taille, ce tapis gênerait le kinésithérapeute pendant l'exécution de son geste car il perdrait les repères sur le corps du nourrisson.

Au regard des contraintes d'hygiène et comme le petit patient est souvent agité et susceptible d'agripper le système de mesure, les solutions proposant la pose des capteurs sur le corps du sujet de l'étude nous ont semblé difficiles à mettre en œuvre rapidement pendant une séance et n'ont donc pas été adoptées.

Nous avons donc décidé d'équiper les mains du kinésithérapeute et non le torse du nourrisson : d'abord, afin éviter de faire une mesure coercitive sur des nourrissons qui peuvent être non-coopérants ; en second lieu, afin de réaliser la mesure indépendamment de la morphologie du nourrisson. Notre démarche est innovante car nous ne mesurons pas la pression appliquée sur le thorax par l'intermédiaire de capteurs placés sur la table ou sur le nourrisson mais directement au niveau des mains.

D'autre part, le système ne doit perturber ni la prise en charge médicale du nourrisson, ni l'exécution technique du geste à réaliser. Par conséquent, la fixation de capteurs directement sur la main avec un maintien par un film Tagaderm™ [3M 06], comme utilisé par Nikonovas [Nikonovas 04] n'a pas été choisie, car la mise en place des capteurs sur la main prendrait un temps trop long entre l'auscultation et le début des compressions thoraco-abdominales.

Castro [Castro 97], Vecchi [Vecchi 01] et Carpaneto [Carpaneto 03] ont réalisé des gants sur lesquels ils ont positionné des capteurs souples de type piézoresistif sur l'extrémité des doigts. D'autres gants instrumentés comme le DataGlove [Quam 89], CyberGlove™ [Kessler 95], TouchGlove™ [InfusionSystems 99], parmi d'autres [Williams 00] ne sont pas adaptés au geste du kinésithérapeute car ils sont soit trop épais, ce qui réduirait les sensations haptiques de l'utilisateur, soit trop rigides avec des capteurs encombrants ou pouvant

blessier le patient.

Les solutions existantes en terme de mesure de pression n'étant pas adaptées au geste de kinésithérapie respiratoire ou au petit patient, nous avons choisi de concevoir des gants instrumentés à l'aide de capteurs de pression souples et très fins. Nous avons sélectionné des gants en coton Sekuroka<sup>®</sup> disponibles dans le commerce non extensibles, fins et avec des coutures situées à des endroits non susceptibles d'être en contact avec la peau du nourrisson.

Pour respecter les contraintes d'hygiène et l'environnement médical, il est prévu de porter un gant médical mince en latex par dessus le gant instrumenté afin que les capteurs ne soient pas directement en contact avec la peau du nourrisson.

En ce qui concerne la mesure de déplacement, une instrumentation au niveau du contact entre la surface de la main et la surface du corps du nourrisson est très délicate à mettre en œuvre. En considérant l'hypothèse que la main est non déformable devant le corps du nourrisson, la mesure peut être réalisée sur le dessus de la main. Nous devons choisir un capteur multidirectionnel, non encombrant pour ne pas perturber le geste, et qui pourra être fixé sur le gant.

Ce système de mesure est adapté pour une utilisation dans n'importe quel lieu, aussi bien à l'hôpital que dans un cabinet de kinésithérapie.

### 2.2.2 Choix des capteurs de déplacement et mise en œuvre

L'objectif de ce paragraphe est le choix d'un outil pour mesurer le déplacement des mains du kinésithérapeute au contact avec le torse du patient, sachant qu'une étendue de mesure de 30 mm est suffisante pour notre application.

#### État de l'art

Les capteurs de déplacement optiques (lasers, capacitifs, magnétorésistifs) ne sont pas adaptés car ils sont unidirectionnels et car leur mise œuvre gênerait le kinésithérapeute dans sa pratique.

Les accéléromètres tri-axes nécessitent de créer une électronique de conditionnement adaptée et un travail conséquent sur l'extraction des mesures et l'analyse des données pour obtenir le déplacement à partir de l'accélération. De plus, il faudrait ajouter des gyroscopes sur les gants pour obtenir la mesure des angles car les accéléromètres ne sont pas capables de donner ces informations.

Un système de capture de mouvement miniature innovant intégrant des Mems : le Motion Pod développé par la start up Movea<sup>1</sup> (issue du centre de recherche CEA-Léti) pourrait convenir, mais il n'était pas commercialisé au début de notre travail de recherche.

Dans la littérature, des capteurs de type magnétomètre sont utilisés pour des applications avec un cahier des charges similaire au nôtre [Dupuis 05], [Moreau 07] et sont adaptés au geste manuel car permettent la mesure des déplacements dans toutes les directions. Ils sont peu encombrants et possèdent une électronique de conditionnement dédiée.

---

<sup>1</sup>[www.movea-tech.com](http://www.movea-tech.com)

Nous avons donc choisi d'effectuer les mesures de trajectoires des mains avec le système « Flock of Bird » (FoB), qui nous a été prêté par le laboratoire de recherche Ampère<sup>2</sup> à Lyon. Un deuxième capteur, a été acheté par le laboratoire SYMME pour permettre la mesure simultanée des trajectoires des deux mains.

### Caractéristiques du capteur de déplacement choisi

Le « Flock of Birds » (Figure 2.3), fabriqué par Ascension Technology<sup>3</sup>, est un système de localisation électromagnétique (magnétomètre) à six degrés de liberté.



Figure 2.3: Le système Flock of Birds

Le dispositif se compose d'un émetteur et d'un ou plusieurs récepteurs. Le principe de la mesure est le suivant : la base, qui possède en son centre l'origine des coordonnées, émet un champ magnétique ; chaque récepteur capte ce champ et mesure sa position et son orientation par rapport à la base (Figure 2.4). Le système effectue les mesures de positions cartésiennes et angulaires simultanément : il fournit sept valeurs numériques à chaque instant d'acquisition : les positions relatives linéiques  $x$ ,  $y$ ,  $z$ , les positions angulaires  $\psi$ ,  $\theta$ ,  $\phi$ , ainsi que le temps  $t$ .

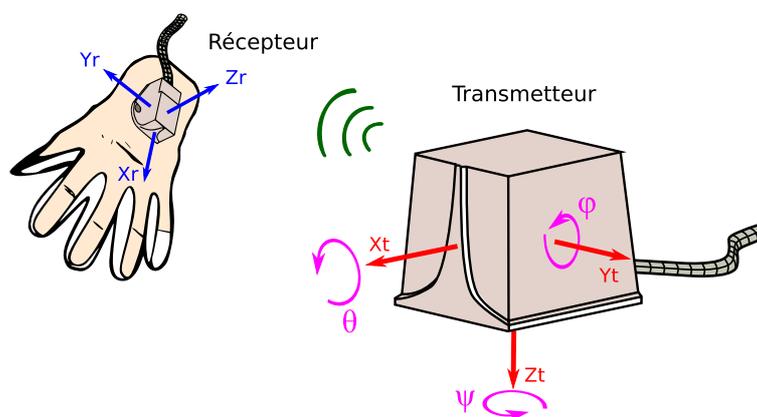


Figure 2.4: Systèmes de coordonnées du transmetteur et du récepteur FoB

<sup>2</sup>[www.ampere-lab.fr](http://www.ampere-lab.fr)

<sup>3</sup>[www.ascension-tech.com](http://www.ascension-tech.com)

La mesure est effectuée à une fréquence d'échantillonnage de 103 Hz, fixée par le fabricant [Technology 02]. Cette fréquence est convenable par rapport à la précision recherchée. Le traitement des signaux est réalisé par une unité dédiée au capteur, elle même reliée à un PC par une interface RS232. L'acquisition des mesures est assurée par le logiciel spécifique « winbird ».

Les spécifications techniques du constructeur (cf. Tableau 2.2) donnent une précision de 1,8 mm et 0,5° RMS pour les mesures de position et d'angle respectivement dans une gamme d'utilisation de  $\pm 1,2$  m dans toutes les directions de l'espace.

**Tableau 2.2:** *Spécifications techniques du capteur.*  
*Limite de captation : 1,2 m de la base.*

Paramètre	Translation	Rotation
Précision	1,8 mm	0,5 °
Résolution	0,76 mm	0,1° à 30,5 cm de la base

L'inconvénient majeur de ce système est sa sensibilité aux grandeurs d'influence de l'environnement. Les objets métalliques ne doivent pas être présents dans le champ de travail pour ne pas interférer avec le champ magnétique et induire des erreurs de mesures significatives [LaScalza 03], [Meskers 99] mais ce n'est pas rédhibitoire pour notre application.

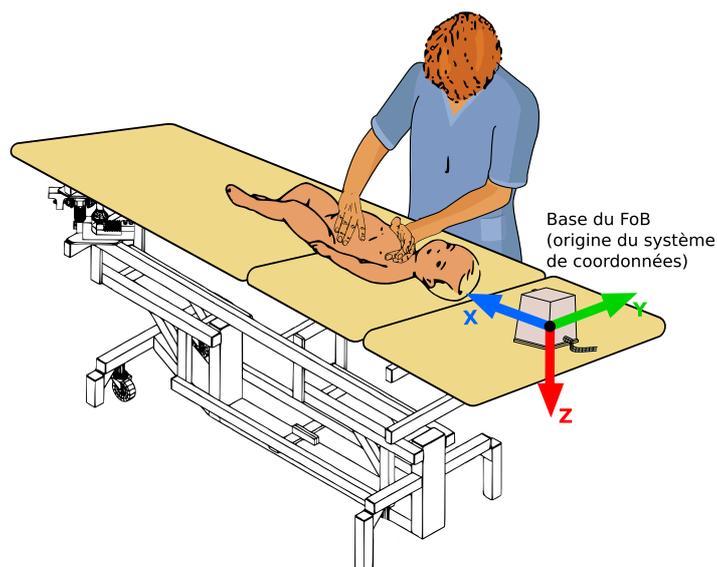
Le récepteur reste relativement peu encombrant (2,54 cm x 2,54 cm x 2 cm) et ne gêne pas les mouvements du praticien.

### Système de coordonnées utilisé

Pour notre application nous avons été attentifs à la contrainte imposée par la présence d'objets non métalliques dans l'environnement d'utilisation du FoB. La base est positionnée sur la table de kinésithérapie loin de toute source métallique, à 30 cm de la tête du bébé. Le déplacement des mains pendant l'exécution du geste n'excède pas 5 cm dans toutes les directions.

Les représentations suivantes sont utilisées pour notre étude (Figure 2.5). Par la suite, on se référera à ces définitions :

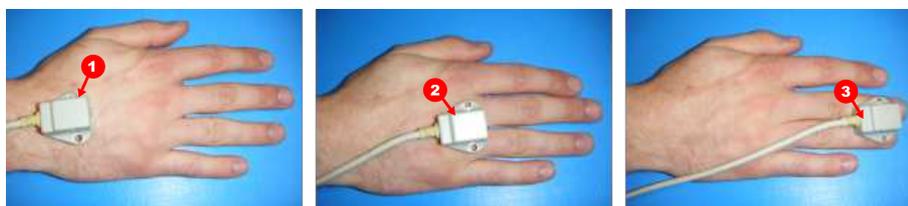
- L'axe x est confondu avec l'axe médian du nourrisson ; par convention cet axe est positif lorsqu'on se déplace de la tête vers les pieds du nourrisson.
- L'axe y représente l'axe transversal ; par convention il est positif pour un déplacement d'un point médian vers le kinésithérapeute.
- L'axe z correspond à l'axe sagittal ; par convention il est positif quand on se déplace de haut en bas.



**Figure 2.5:** Position de la base du système FoB pendant la séance d'AFE. Système de coordonnées utilisé dans l'étude.

### Mise en œuvre du FoB sur le gant

D'après la description technique de la gestuelle (cf. paragraphe 1.2.2), les mains restent fermes et ne se décollent pas du torse du nourrisson lors de la compression. On considérera la main, comme Goubel [Goubel 04] pour une situation similaire, a priori comme un solide indéformable par rapport au corps du nourrisson. Nous avons choisi de positionner le FoB au centre de la main (cf. Figure 2.8). Cependant, nous avons mené une étude expérimentale pour connaître l'influence de la position du capteur FoB sur la main afin de déterminer sa position optimale. En particulier, il s'agit de déterminer si les doigts et la main forment une courbure importante dont on devra tenir compte lors de l'exploitation des résultats. Pendant une séance d'AFE, le capteur a été placé sur le dos de la main successivement à la base, au centre (position de référence) et à l'extrémité sur les doigts (cf. Figure 2.6). Les positions angulaires  $\theta$  et  $\phi$  ont été enregistrées pendant le geste (cf. Figure 2.7).



**Figure 2.6:** Position du FoB. (1) : à la base; (2) : au centre; (3) : à l'extrémité sur le dos de la main du kinésithérapeute.

Les valeurs moyennes des angles  $\theta$  et  $\phi$  ont été enregistrées lors d'une série d'AFE sur un nourrisson. Les résultats sont présentés dans le tableau 2.3. Les écarts maximaux mesurés entre les différentes positions du capteur par rapport à la position de référence sont respectivement de  $1,9^\circ$  et  $6,5^\circ$ . Ces écarts observés ne sont pas significatifs pour les valeurs de déplacement de la main lors du geste.

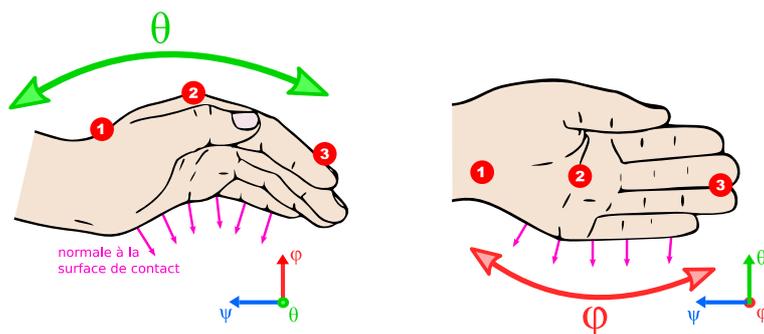


Figure 2.7: Courbures de la main.

Tableau 2.3: Mesure de l'inclinaison de la main. Valeurs moyennes des mesures des angles  $\theta$  et  $\phi$  à trois positions différentes sur la main lors de cinq AFE successives.

Position du FoB	$\bar{\theta}$ ( $\sigma$ ) [°]	$\bar{\phi}$ ( $\sigma$ ) [°]
1	-1,4 (1,2)	-1,9 (0,5)
2	0 (1,3)	0 (0,9)
3	1,9 (0,5)	-6,5 (1,2)

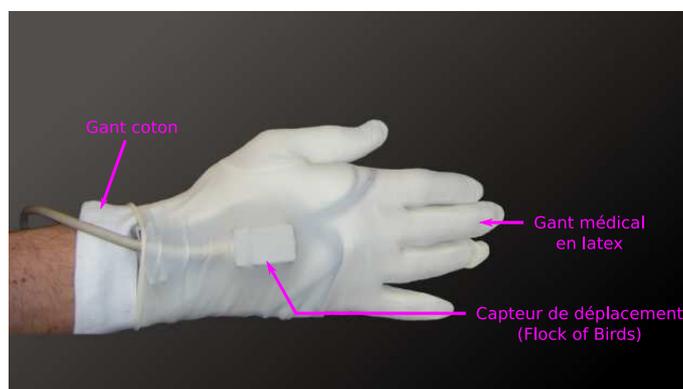


Figure 2.8: Le capteur FoB est fixé sur le dos des gants avec un film adhésif double face 3M<sup>®</sup> de fixation forte. Le gant en latex garantit l'hygiène du système.

### 2.2.3 Choix des capteurs de pression

Il s'agit dans ce paragraphe de choisir un système de adapté à la mesure de pression au niveau du contact des surfaces des mains et du torse du nourrisson. Ce système devra, d'une part donner des informations sur l'homogénéité de la répartition de la pression appliquée (équilibre de la main) ; d'autre part renseigner sur la valeur de la résultante des forces sur les mains.

#### État de l'art

Nous avons effectué un état de l'art des capteurs existants sur le marché. Plusieurs technologies sont disponibles pour effectuer une mesure de pression. On s'intéressera aux

capteurs souples et très fins. Les différents types de capteurs envisagés et correspondant à ces critères sont détaillés ci après.

- **Les films tactiles de pression**

Le Pressurex-Micro<sup>®</sup> de Sensor Product Inc<sup>4</sup> ou le Prescale<sup>™</sup> de Fujifilm<sup>5</sup> sont des films qui permettent d'obtenir le profil de répartition de pression. L'intensité de couleur des films indique le niveau de pression appliquée. Plus la pression est grande, plus la couleur est foncée. L'exploitation des films se fait a posteriori par analyse d'image.

Ils ne répondent pas à notre besoin car ils fourniraient uniquement la valeur maximale des pressions appliquées pendant le geste.

- **Les capteurs piézoélectriques**

Ils sont basés sur la propriété intrinsèque de ce type de matériau, produisant une polarisation électrique dans le matériau lorsqu'il est soumis à une contrainte mécanique. Des films polymères piézoélectriques PVDF (Polyfluorure de Vinylidène) pourraient convenir à notre application, car il existe des modèles souples et très fins (jusqu'à 25  $\mu\text{m}$ ) fabriqués par MSI Sensors<sup>6</sup> [MSI 99].

Nous avons réalisé une étude de la mise en œuvre de tels films [Maréchal 05], comme capteurs de pression, mais leur exploitation est limitée aux applications dynamiques (fréquence  $> 5$  Hz). Pour une contrainte statique, le signal de leur réponse est inexploitable.

- **Les capteurs capacitifs**

Leur technologie est simple. Elle repose sur la mesure de la capacité électrique du capteur obtenue par déplacement du corps d'épreuve en regard de deux surfaces métalliques. Pressure Profile Systems<sup>7</sup> commercialise un tel capteur. Il s'agit d'un textile dont les deux surfaces, métallisées et connectées électriquement, sont séparées par un diélectrique. D'autres capteurs ont été réalisés sous forme d'une fine mousse métallisée [Dunne 06], [Brady 05].

Les avantages de ce type de capteur au niveau de la souplesse, l'épaisseur (1,1 mm) avec des dimensions adaptées à la main, font qu'ils pourraient convenir, mais leur prix est élevé (15000 € environ).

- **Les capteurs électropneumatiques**

Ces capteurs sont composés de cellules hermétiques gonflées par un gaz. La mesure de pression est une mesure différentielle entre la pression intra-cellulaire et la pression d'interface. Un état de l'art a déjà été effectué dans la thèse de Dupuis [Dupuis 05]. Les cellules ont une épaisseur d'environ 2 mm. Elles nécessitent une alimentation par un système d'air comprimé. Ce type de capteur a été spécifiquement conçu pour l'instrumentation de forceps [Schmitt 06] au Laboratoire de Physique de la Matière à Lyon<sup>8</sup>, et utilisé pour être intégré dans un siège ergonomique [Meffre 07].

L'alimentation de ce système peut s'avérer lourde pour une utilisation en ambulatoire. De plus, l'épaisseur des chambres sous pression pourrait engendrer une perte de sensation au niveau des mains du kinésithérapeute.

---

<sup>4</sup>[www.sensorprod.com](http://www.sensorprod.com)

<sup>5</sup>[www.fujifilm-prescale.eu](http://www.fujifilm-prescale.eu)

<sup>6</sup>[www.meas-spec.com](http://www.meas-spec.com)

<sup>7</sup>[www.pressureprofile.com](http://www.pressureprofile.com)

<sup>8</sup>[lpmcn.univ-lyon1.fr](http://lpmcn.univ-lyon1.fr)

- **Les capteurs piézorésistifs**

Nous nous sommes intéressés aux films polymères piézorésistifs car leurs caractéristiques mécaniques sont adaptées en terme de souplesse. Ces capteurs, fréquemment utilisés pour des applications biomédicales, peuvent être insérés dans des chaussures par exemple [Morris 06b] pour des mesures podologiques. Il existe deux technologies différentes.

**Les capteurs QTC Force Sensors** Ces capteurs de forces qui reposent sur la technologie QTC (Quantum Tunneling Composite), sont fabriqués par Peratech<sup>9</sup>. Ils possèdent une épaisseur de 5 mm et existent en plusieurs tailles pour une gamme de [0-100N]. Ils sont peu présents sur le marché et l'on trouve peu d'information sur ce produit.

**Les capteurs FSR (Force Sensing Resistor)** Les FSR sont des capteurs fins, d'encombrement réduit, à résistance électrique variable en fonction de la pression appliquée sur leur surface active.

L'entreprise Tekscan<sup>10</sup> commercialise des capteurs FSR nommés Flexiforces (Figure 2.9). Ils sont fins (0,127 mm) et le diamètre de leur surface active est de 10 mm. Il existe trois étendues de mesure possibles : [0-5 N], [0-110 N] et [0-450 N]. Leur prix est abordable : 18 € pièce.

Interlink Electronics<sup>11</sup> est un autre fabricant de capteurs FSR. Ceux-ci ont le même principe de fonctionnement que les Flexiforces. Leur épaisseur va de 0,3 mm à 0,46 mm. Suivant les modèles, ils ont une forme circulaire ou carrée avec un diamètre de 5 mm (Model400) ou 1,27 mm (Model402) et 3,8 mm x 3,8 mm pour le modèle carré (Model406). Il n'y a qu'une gamme de mesure disponible [0-100N]. Le prix est le plus bas du marché pour ce type de capteur : 8 € pièce.



**Figure 2.9:** FSR Flexi-force

- **Les systèmes matriciels**

Des systèmes plus sophistiqués de capteurs FSR comme les tapis matriciels [Maalej 89] permettent la mesure de la pression et en donnent aussi la répartition (Figure 2.10). De même, les systèmes Gait Rite™ de CIR Sytems Inc<sup>12</sup>. et Emed de Novel<sup>13</sup> sont communément utilisés pour l'analyse de la marche [Tognetti 06]. D'autres moyens de mesure comme le système Pliance hand sensor et Pliance hand mat sensor (capacitifs) de Novel sont destinés à la mesure de pression lors de la préhension d'objets. Ils existent sous forme de tapis de pression comme le tapis Tactilus<sup>®</sup> de SPI (Sensor Products Inc)<sup>14</sup>, le Fmat de Tekscan, le système Xsensor de Xsensor Technology Corp.<sup>15</sup>, ou encore le système FSA

---

<sup>9</sup> [www.peratech.co.uk](http://www.peratech.co.uk)

<sup>10</sup> [www.tekscan.com](http://www.tekscan.com)

<sup>11</sup> [www.interlinkelectronics.com](http://www.interlinkelectronics.com)

<sup>12</sup> [www.gaitrite.com](http://www.gaitrite.com)

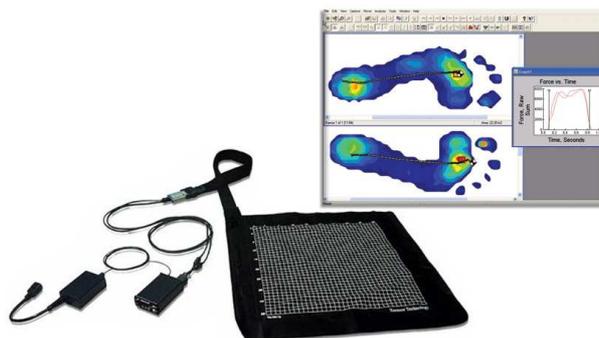
<sup>13</sup> [www.novel.de](http://www.novel.de)

<sup>14</sup> [www.sensorprod.com](http://www.sensorprod.com)

<sup>15</sup> [www.xsensor.com](http://www.xsensor.com)

de Vista Medical Ltd<sup>16</sup>. Ces systèmes sont flexibles et fins. Ils ont l'avantage de présenter une bonne résolution spatiale car leur structure en quadrillage permet d'avoir jusqu'à 248 capteurs miniatures par cm<sup>2</sup>. De plus, ils permettent d'obtenir la résultante des forces.

Cependant, comme expliqué précédemment, ils ne sont pas exploitables tels quels, mais il serait possible de les adapter sur une dimension correspondant aux surfaces de contacts des mains. Il existe en effet des possibilités de fabrication sur mesure. Cependant cela augmenterait fortement le prix du système. Un tapis simple coûte entre 6000 et 10000 € et un système complet comprenant le système d'étalonnage des capteurs et le logiciel d'acquisition des mesures entre 8000 et 15000 €.



**Figure 2.10:** Tapis de mesure de pression. Système Xsensor

## Récapitulatif

Le Tableau 2.4 récapitule les différents capteurs qui pourraient être utilisés avec leurs avantages et inconvénients.

Les films tactiles ont été écartés car non instrumentables. Les capteurs piézoélectriques ne sont pas appropriés car le geste du kinésithérapeute comporte des phases statiques. Les capteurs capacitifs n'ont pas été retenus car ils sont trop onéreux.

Notre choix s'est donc porté sur les films polymères piézorésistifs. Les systèmes matriciels, compte tenu de leur encombrement et de leur prix prohibitif, ont été éliminés. En revanche nous avons choisi d'utiliser les FSR très abordables sous la forme de capteur unitaire malgré le fait que nous ne pourrions pas calculer la valeur de la résultante des forces. En effet, la répartition des pressions n'est pas homogène sur la surface de la main. L'intégration de ces capteurs par simple collage sur un gant est facilement envisageable.

Une étude expérimentale, disponible dans la littérature [Vecchi 00] a été effectuée pour comparer les caractéristiques des capteurs Flexiforces et des FSR Interlink pour des applications biomécaniques. Les capteurs Flexiforces montrent de meilleures performances en terme de répétabilité et linéarité mais sont moins robustes que les FSR Interlink et sont plus encombrants. La valeur de leur résistance intrinsèque est plus élevée de 1000 % par rapport à celles des Interlink, ce qui peut amener un bruit lors de leur conditionnement électronique. Kirtley a d'ailleurs relevé un bruit et un hystérésis plus important sur les Flexiforces [Kirtley 00]

<sup>16</sup>[www.pressuremapping.com](http://www.pressuremapping.com)

Tableau 2.4: Comparatif des capteurs de pression envisagés

Système	Adapté au geste	Indolore	Avantages	Inconvénients	Prix
Piézorésistif FSR 	✓	✓	Souple, fin Prix	Force normale uniquement	8 - 18 €
Film tactiles 	✗	✓	Souple Découpage spécifique	Force normale uniquement Non instrumentable Analyse optique	~ 50 €
Piézoélectrique PVDF 	✗	✓	Souple, très fin Découpage spécifique	Uniquement en dynamique	25 - 100 €
Capacitif 	✓	✓	Souple, très fin Découpage spécifique	Force normale uniquement Prix	~ 15000 €
Matriciel Piézoresistif Capacitif 	✓ ✗ (tapis)	✓	Souple Répartition de pression Résultante des forces accessible	Force normale uniquement Prix	6000 - 15000 €
Électropneumatique 	✓	✓	Souple Découpage spécifique	Non commercialisé Épaisseur Alimentation	?

Nous avons donc choisi de mettre en œuvre les capteurs FSR Interlink avec une surface active de 5 mm de diamètre et ayant une gamme de mesure de [0-100N].

### Caractéristiques des capteurs FSR Interlink

Le FSR (Figure 2.11), capteur de force à résistance variable est un épais film de polymère piézorésistif (PTF : Polymer Thick Film) dont la résistance ohmique intrinsèque décroît avec une augmentation de la force normale appliquée sur sa surface active, de 10 M $\Omega$  sans charge, à 1 k $\Omega$  à pleine charge (100 N). Les caractéristiques techniques sont détaillées en Annexe B

Le terme le mieux approprié pour un tel capteur serait « capteur de pression » car leur réponse dépend de la surface active sollicitée.

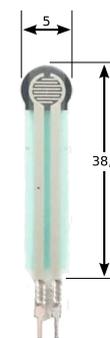


Figure 2.11: FSR Interlink

## 2.3 Intégration des capteurs de pression sur le gant

### 2.3.1 Mise en œuvre des capteurs FSR

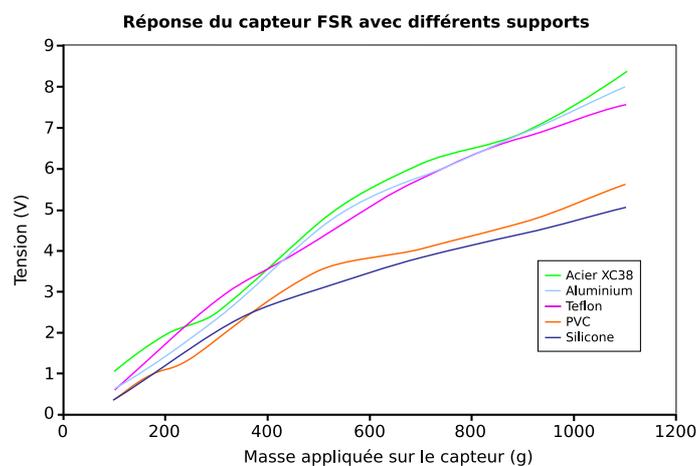
Les capteurs FSR ont déjà fait l'objet de plusieurs études de caractérisation. Burdea [Burdea 96] montre qu'ils sont sensibles à la déformation. Pour une configuration de montage optimale, une surface d'appui lisse,

rigide et plane est préférable. Dans le cas de notre application, la surface d'appui n'est ni rigide, ni plane. L'influence de ces paramètres doit donc être étudiée.

Nous avons réalisé une étude expérimentale sur la réponse des FSR par rapport à la compliance du contact. Pour un même capteur FSR nous avons effectué plusieurs séries d'essais en utilisant des contacts différents (cf. Tableau 2.5). Des masses sont appliquées successivement par charges croissantes directement sur la surface active du capteur. La réponse du signal de sortie du capteur a été comparée pour les différents supports utilisés. La Figure 2.12 montre l'influence du matériau du support sur la réponse du capteur.

**Tableau 2.5:** *Propriétés des matériaux testés comme support.*

Matériau	E [MPa]	Dureté Shore
Acier XC38	206 000	-
Aluminium	69 000	-
Téflon	400	55D
PVC	0,16	85A
Silicone	0,4	70A



**Figure 2.12:** *Réponse du capteur en fonction du support*

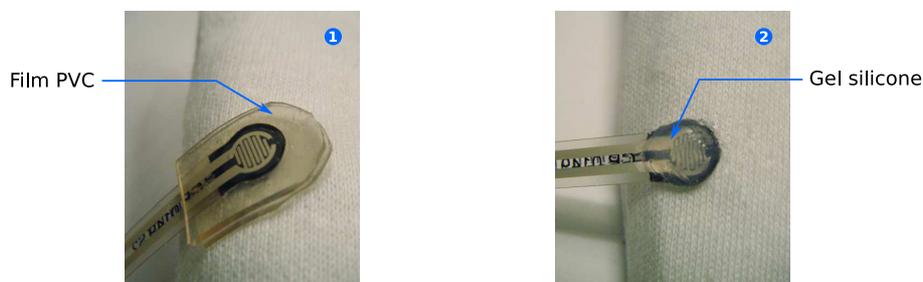
Sans avoir pu établir une relation, nous avons constaté que la réponse du capteur varie avec le module d'Young ou la dureté Shore des matériaux élastiques.

Pour s'affranchir de cette variation, Fernandes [Fernandes 03] insère le capteur entre deux fines plaques métalliques; de même pour Castro [Castro 97] qui utilise des disques rigides de 1 mm d'épaisseur. D'autres auteurs [Vecchi 00] cherchent à créer un capteur qui réponde à la force plutôt qu'à la pression en insérant le capteur entre un dôme et un disque en époxy pour diriger toute la force appliquée sur la surface active.

Dans les études citées ci dessus, le capteur est utilisé pour connaître la force développée par la main humaine lors de la préhension d'objets. Le contact se fait donc entre une surface rigide (l'objet) et des tissus humains (la main). De plus, ces méthodes ne sont pas utilisables dans notre cas, car les deux surfaces de contact (la main du kinésithérapeute et le corps du nourrisson) ne sont pas rigides et l'addition de support rigide sur les deux

surfaces du FSR blesserait indéniablement le nourrisson lors du geste d'AFE.

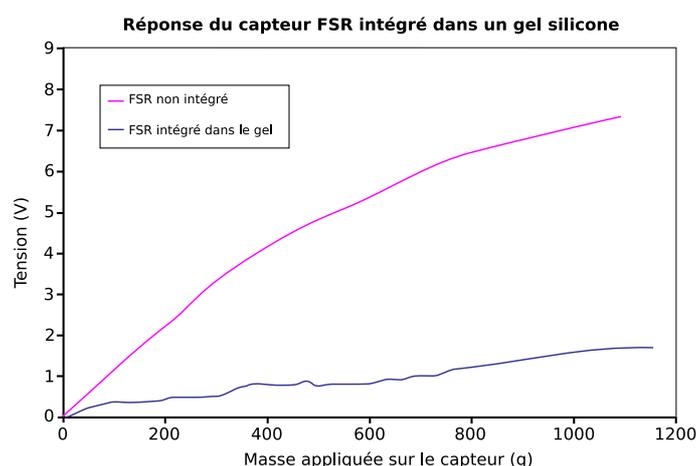
Nous avons alors testé plusieurs configurations de fixation de FSR sur le gant afin d'obtenir un réponse d'amplitude exploitable et reproductible : en insérant le capteur entre deux couches de supports souples, ou en le noyant dans un gel en silicone comme réalisé par Beebe [Beebe 95], [Beebe 98] (cf. Figure 2.13).



**Figure 2.13:** 1) Les deux supports de PVC sont collés avec un adhésif silicone souple Loctite Silicomet AS 310. 2) deux gels ont été testés : le Loctite Silicomet AS 310 et le Pattex Hot Sticks.

Dans le premier cas, la réponse du capteur est modifiée car les plaques de PVC gardent une courbure trop importante sur le bord cubital de la main, induisant une précontrainte élevée sur le capteur. Ce phénomène avait déjà été observé par Fergusson-Pell [Fergusson-Pell 00]. De plus, le kinésithérapeute a une perte de sensation tactile pendant l'exécution du geste.

Dans le deuxième cas, la réponse du capteur est trop faible (Figure 2.14) pour être exploitable. Par ailleurs, il est difficile de réaliser une couche de gel d'épaisseur uniforme et identique pour chaque capteur.



**Figure 2.14:** Réponse du capteur après intégration dans un gel silicone.

Nous avons donc décidé de fixer les capteurs uniquement à l'aide d'un collage sur le tissu en coton. Plusieurs types de collage ont été testés :

- Les colles cyanoacrylates (du type cyanolit<sup>®</sup>) sont à proscrire car elles durcissent et provoquent une rigidité au niveau du capteur, ce qui le casse lors de son utilisation et pourrait blesser le patient.

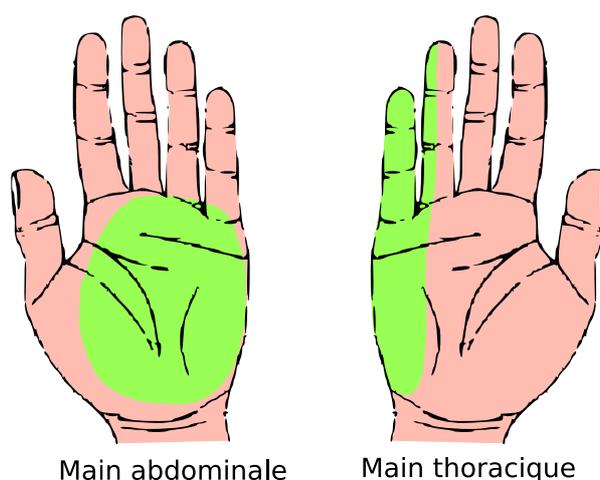
- Des films adhésifs double face de 3M<sup>®</sup> [3M 00] ont été testés. Ils sont fins (entre 0,005 et 0,13 mm) et faciles à mettre en œuvre. Cependant, la fixation à long terme sur le coton n'est pas convenable.
- Les colles contacts à base de Néoprene (Pattex<sup>®</sup>) permettent une excellente tenue sur les deux matériaux (couche polymère du capteur et coton). Elles existent sous forme liquide mais leur mise en œuvre reste difficile à effectuer car il faut appliquer une couche uniforme d'épaisseur fine et constante.
- Un adhésif Polyuréthane applicable sous forme d'aérosol (3M Scotch-weld<sup>®</sup>) permet de réaliser un collage uniforme et précis avec une excellente tenue mécanique. Nous avons retenu cette solution. En outre, nous avons vérifié que le collage ne modifie pas la réponse des capteurs.

Les positions des capteurs sur les gants ont été choisies de telle sorte que les niveaux des pressions caractéristiques du geste puissent être mesurées au mieux pendant la séance de soins.

Pour connaître la surface d'application des pressions des mains du kinésithérapeute sur le torse du nourrisson pendant l'exécution du geste, nous avons mesuré la surface de contact de la main thoracique sur le thorax du bébé et la surface de contact de la main abdominale sur l'abdomen. Lors d'une séance habituelle de kinésithérapie respiratoire concernant une patiente représentative de la moyenne des nourrissons pris en charge au cabinet de kinésithérapie, les mains du praticien ont été encrées. Une feuille de tissu ayant été placée sur le torse du nourrisson, les surfaces de contact ont été imprimées sur la feuille.

La méthode de calcul des surfaces de contact est présentée en annexe (Annexe A). Les surfaces de contact sont de 83,8 et 81,6 cm<sup>2</sup> respectivement pour la main abdominale et la main thoracique.

Les capteurs ont été collés sur les gants à des positions judicieusement déterminées sur les zones de pression des mains (Figure 2.15) déterminées précédemment, et en accord avec le kinésithérapeute référent, d'après l'observation de la pratique.

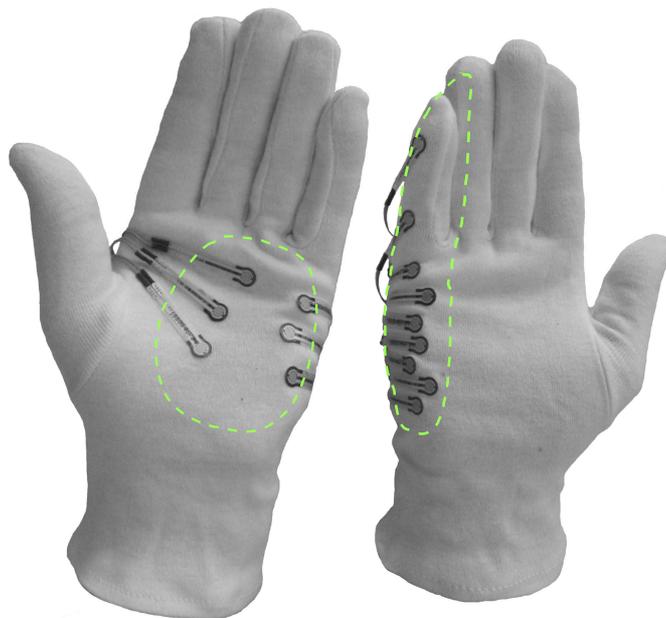


**Figure 2.15:** Zones de pression sur les mains du praticien.

Par conséquent, les positions des capteurs sont différentes et adaptées pour les deux gants instrumentés. Neuf FSR sont placés sur la partie cubitale de la main pour le « gant

thoracique », et six sont répartis uniformément sur la paume de la main pour le « gant abdominal » (cf. Figure 2.16). Nous avons cherché à éviter au mieux les « points durs » des mains pour avoir une bonne reproductibilité entre les différentes zones servant de support aux capteurs.

La courbure de la main n'est pas non plus un facteur qui influe significativement sur la mesure des pressions. En effet, les capteurs FSR mesurent la pression c'est à dire en tenant compte de la surface active la composante normale de la force (rapportée sur la surface) à la surface de contact, or un angle d'environ  $6^\circ$  avec la normale (cf. paragraphe 2.2.2) n'induit pas une erreur significative sur la mesure de la valeur réelle de la force.



**Figure 2.16:** *Intégration des capteurs FSR sur les gants. En pointillé : les zones de pression définies auparavant.*

### 2.3.2 Conditionnement des capteurs FSR

#### Électronique

L'élément piézorésistif peut être considéré électroniquement comme une résistance variable. Le circuit de conditionnement permet d'exprimer la pression exercée par le praticien sous forme d'un signal électrique exploitable sur l'ensemble de la gamme des pressions. La résistance du capteur, image de la pression appliquée sur la surface active, est transformée en une tension afin d'être acquise par une carte d'acquisition. L'objectif du conditionnement est d'amplifier au mieux et au plus près du capteur les signaux de réponse de celui-ci avant l'entrée de la carte d'acquisition.

Plusieurs montages ont été simulés et testés avec le logiciel PSpice<sup>®</sup> de Cadence<sup>®</sup><sup>17</sup> pour la mise en œuvre de l'instrumentation des FSR :

- Un montage « diviseur de tension ».

---

<sup>17</sup>[www.cadence.com](http://www.cadence.com)

- Un montage « convertisseur tension-fréquence », réalisé avec un trigger de Schmitt en plaçant l'élément résistif FSR dans la boucle de retour de l'oscillateur.
- Un montage « convertisseur courant-tension » (Figure 2.17).

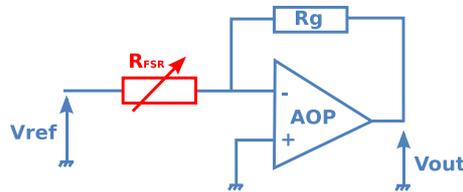


Figure 2.17: Circuit « convertisseur courant-tension ».

C'est ce dernier montage qui a été choisi. Il fournit en sortie une tension inversement proportionnelle à la valeur de la résistance du FSR en entrée de l'amplificateur inverseur. Il possède une meilleure résolution à faible force que le « diviseur de tension ». Il évite la problématique de la réalisation d'une mesure précise de la fréquence du signal de sortie rencontrée lors de l'utilisation du montage « convertisseur tension-fréquence ».

De plus il a l'avantage d'être simple à mettre en œuvre, fiable et très peu onéreux. La relation qui lie la valeur de la résistance à la tension de sortie est donnée par l'équation suivante :

$$V_{out} = -\frac{R_g}{R_{FSR}} \times V_{ref} \quad (2.1)$$

La résistance  $R_g$  placée dans la boucle de contre réaction permet d'ajuster le gain du montage. Il faut donc la choisir judicieusement.

### Choix des composants et conception du circuit électronique

Afin d'avoir une tension de référence stable, le composant AD584 (Analog Devices) a été choisi car il permet d'obtenir une source de tension de 5 V avec une précision de 0,005 %.

La documentation technique du FSR nous alerte sur le fait que le courant traversant le capteur ne doit pas excéder  $1 \text{ mA.cm}^{-2}$  de force appliquée. Dans le cas contraire, cela pourrait endommager le capteur. La résistance  $R_{FSR}$  variant de  $1 \text{ M}\Omega$  à  $10 \text{ k}\Omega$ , la limitation du courant peut s'effectuer avec la valeur de la résistance de gain. Pour avoir une bonne résolution, il faut avoir une utilisation optimum de la pleine échelle d'entrée en tension de la carte d'acquisition qui est de  $[0 - 10 \text{ V}]$ . Nous avons donc fait correspondre l'étendue de mesure du capteur à cette dynamique d'entrée grâce au choix de la valeur de  $R_g$ . Grâce à l'étude préliminaire (cf. paragraphe 2.2) la valeur de cette résistance a été fixée à  $20 \text{ k}\Omega$ . Ainsi la contrainte de limitation du courant est respectée :

En effet,

$$i_{max} = \frac{V_{ref} - V_{out}}{R_{FSR} + R_g} \quad (2.2)$$

Le courant maximum  $i_{max}$  est alors de  $0,16 \text{ mA}$ . Ramené à la surface active du capteur qui est de  $0,19 \text{ cm}^2$ , on a donc bien  $i_{max} \leq 1 \text{ mA.cm}^{-2}$ .

La conception de la carte électronique est présentée en annexe (Annexe C.1).

### 2.3.3 Étalonnage du système de mesure de pression

Le système de mesure, que nous avons baptisé MIKROB (Mesure et Instrumentation en Kinésithérapie Respiratoire pour les Obstructions Bronchiolitiques), doit être validé techniquement en terme de mesure et d'enregistrement de la force dynamique appliquée par le kinésithérapeute d'une part, et du déplacement induit sur le torse du nourrisson d'autre part, ainsi qu'en terme de répétabilité des mesures. Concernant la mesure du déplacement, les FoB sont étalonnés par le constructeur. Pour la mesure de pression, nous ne pouvons utiliser la courbe d'étalonnage donnée par le constructeur car les conditions de mise en œuvre du capteur ne sont pas les mêmes que les nôtres. Il est nécessaire d'étalonner les capteurs un à un dans leur environnement avant utilisation. Ci-après, nous décrivons la procédure spécifique d'étalonnage que nous avons utilisée.

Comme mentionné précédemment, la compliance du matériau servant de support au capteur peut influencer la réponse de celui-ci. Par conséquent il faut étalonner le capteur en situation fixé sur le gant dans ses conditions d'utilisation. Dans notre cas, cela reviendrait à étalonner les capteurs entre la main gantée de l'utilisateur et le torse du bébé. Cette situation est évidemment impossible à réaliser. Nous nous sommes alors approchés le plus possible de ces conditions. Une couche de matériau polymère, de dureté Shore 25A (correspondant aux propriétés mécaniques globales des tissus mous humains<sup>18</sup>), est placée de chaque côté du capteur, sous le gant et sur l'applicateur de la pression (cf. Figure 2.18).

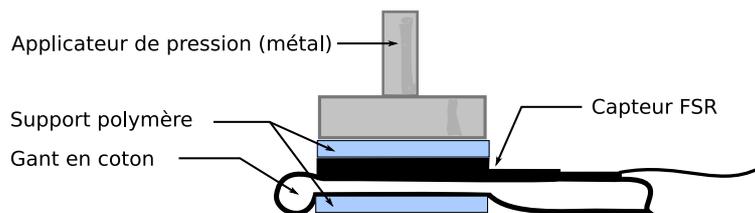


Figure 2.18: Configuration de l'étalonnage du capteur.

#### Conception du système d'étalonnage de FSR

Dans la littérature, les problèmes liés à l'étalonnage de tels capteurs sont peu abordés par les utilisateurs. Seul Buis [Buis 97] fait état de difficultés à ce propos. Les conclusions de son étude suggèrent de bien définir les limites d'utilisation du capteur et d'utiliser strictement le même protocole de calibration pour tous les FSR. Buis attire aussi notre attention sur le fait que les niveaux de pression obtenus ne sont pas absolus. Nous pourrions comparer les niveaux de pressions entre les différents capteurs sur les gants mais nous ne pourrions pas fournir de valeur de pression absolue. Notre apport dans l'objectif de la caractérisation du geste ne sera pas totalement satisfaisante dans un premier temps. Cependant cette solution est suffisante pour la conception du simulateur dont la démarche est présentée au chapitre 3.

D'une façon générale, les FSR sont calibrés à l'aide de masses. Castro [Castro 97] utilise des masses différentes qui sont successivement appliquées sur la surface active du FSR par l'intermédiaire d'une sphère de 20 mm de diamètre. Nikonovas [Nikonovas 04] procède en plaçant plusieurs capteurs FSR en série empilés les uns sur les autres. La force, appliquée

<sup>18</sup>Donnée issue de [www.axson.com](http://www.axson.com). Confirmation avec une mesure effectuée avec un shoremètre sur la main.

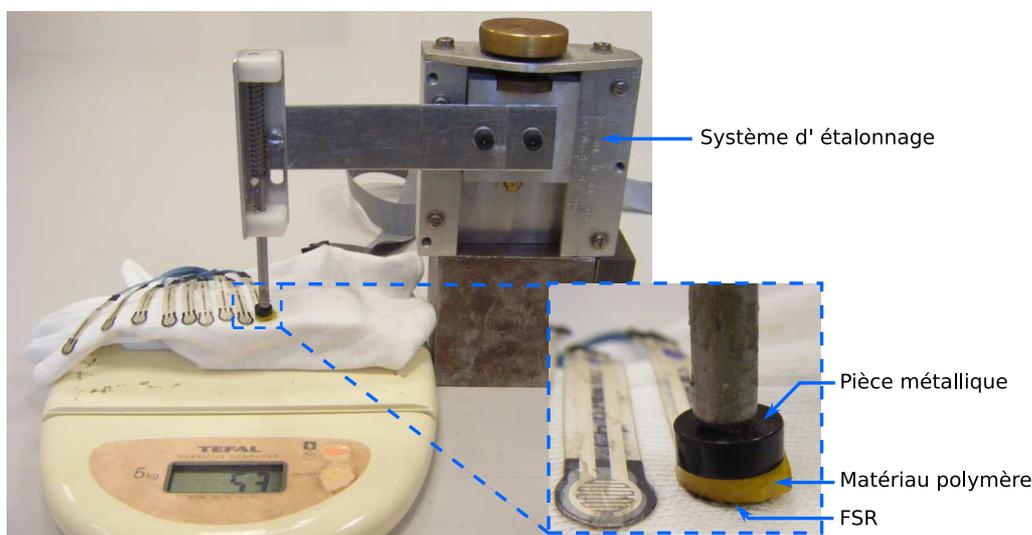
grâce à un piston contrôlé par une vis micrométrique, est mesurée par une cellule de force. Vecchi [Vecchi 00] utilise un dynamomètre de force de pincement, alors que Buis insère le capteur dans une enceinte pressurisée, ou procède à l'étalonnage avec une machine de traction en mode compression.

Solution simple, économique et largement utilisée pour l'étalonnage de capteur de force, le système de balancelle avec des masses suspendues, testé dans un premier temps, a fait apparaître un problème de mauvaise reproductibilité du test lors de l'accroche des différentes masses successives.

Afin d'améliorer la reproductibilité de la méthode d'étalonnage, nous avons conçu un autre système (cf. Figure 2.19). Le mécanisme est composé d'une vis sans fin et d'une glissière qui permet de piloter en translation une tige déportée qui applique un effort sur la surface active du capteur via un disque métallique. Un ressort de  $0,34 \text{ N.mm}^{-1}$  permet de maîtriser la résolution de la force appliquée. Sous le dispositif, une balance préalablement étalonnée, est placée pour mesurer la pression exercée par le système mécanique sur le capteur.

### Courbes d'étalonnage

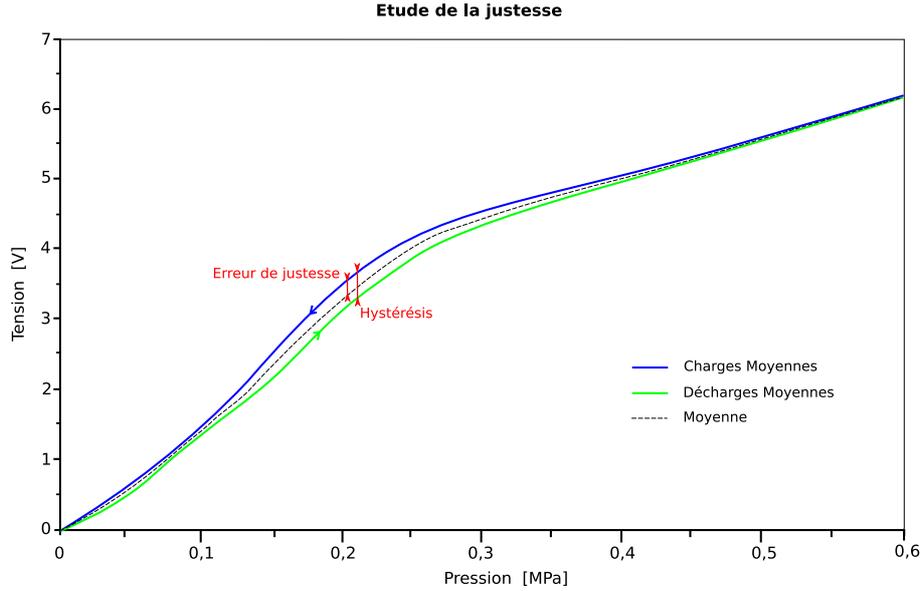
L'étalonnage de tous les capteurs (fixés sur le gant) a été réalisé afin d'étudier le phénomène d'hystérésis et la dérive du retour à zéro avec le système d'étalonnage présenté précédemment (cf. Figure 2.19). Puis, nous avons établi la courbe d'étalonnage statique de la chaîne instrumentale de mesure de pression de chacun des capteurs.



**Figure 2.19:** *Étalonnage des capteurs FSR sur le gant.*

Pour réaliser l'étalonnage de chaque FSR monté sur le gant, on doit appliquer au moins cinq charges d'essai connues (préférentiellement dix charges). Nous avons procédé à dix séries de charge successives croissantes et décroissantes de 0,05 à 0,6 MPa. Les essais ont été réalisés dans des conditions de répétabilité (même opérateur, même protocole,...) à température ambiante (23 °C).

Aucune dérive du zéro n'a été observée. Par contre, le système présente une erreur de justesse estimée à 2,8 % de l'étendue de mesure [ISO 94]. L'hystérésis est de 4,8 % de l'étendue de mesure (Figure 2.20).



**Figure 2.20:** Réponse d'un capteur FSR : étude de la justesse et de l'hystérésis

En annexe, la Figure D.1 présente les courbes des séries constituant l'étalonnage statique effectué sur un capteur. Intrinsèquement, la réponse des capteurs n'est pas linéaire, on ne peut donc pas effectuer de calcul d'écart à la linéarité. D'autre part, il y a beaucoup de paramètres qui peuvent intervenir sur la réponse du capteur et on ne peut pas identifier l'influence des uns par rapport aux autres. En revanche, en suivant l'approche statistique GUM [GUM 95], reprise comme norme française NF ENV 13005, l'incertitude-type de répétabilité de chaque point de mesure est un paramètre qui permet de caractériser l'erreur sur l'étalonnage des capteurs.

Pour chaque point de mesure, nous avons calculé la moyenne sur les dix valeurs pour obtenir la courbe moyenne de l'étalonnage. La valeur maximale de l'écart type sur la moyenne de cette population  $\sigma(x_N)$  est la meilleure évaluation de l'incertitude de répétabilité à l'aide d'une méthode statistique de type A [Barchiesi 03].  $\sigma(x_N)$  est estimé par :

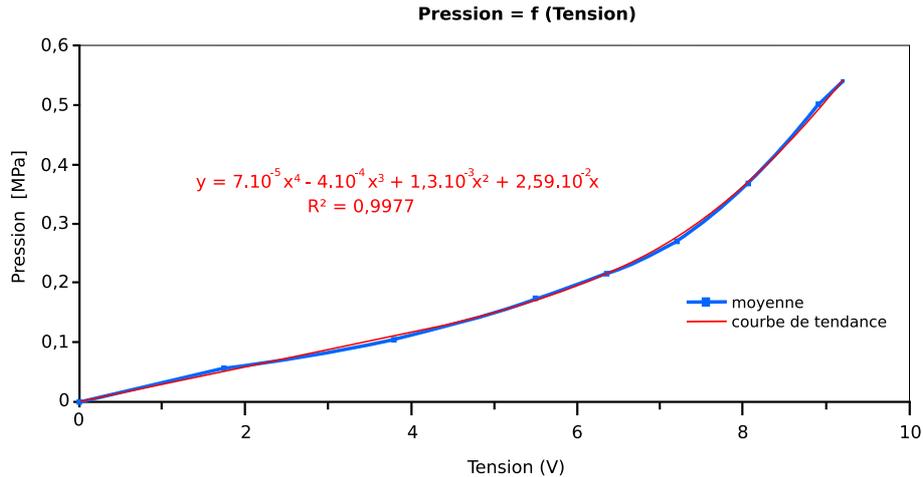
$$\sigma(x_N) = \frac{\sigma_{N-1}}{\sqrt{N}}; \quad (2.3)$$

avec  $N$  le nombre de mesures effectuées,  $x_i$  le résultat du  $i$ ème mesurage, et  $\sigma_{N-1}$  la valeur estimée de l'écart type qui indique la dispersion des résultats :

$$\sigma_{N-1} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{N - 1}} \quad (2.4)$$

et  $\bar{x}_N$ , la moyenne arithmétique des  $N$  résultats considérés.

Pour chaque capteur, la moyenne des courbes des dix essais a été calculée. Puis la relation :  $Pression = f(Tension)$  a été établie à l'aide de courbes de tendances de type polynomiale (Figure 2.21). Ces facteurs sont ensuite affectés à chaque réponse de capteur.



**Figure 2.21:** Relation Tension - Pression

## Conclusion

L'analyse statistique de l'étalonnage montre une variabilité significative entre les différents capteurs. Les différences observées entre chaque capteur peuvent s'expliquer par le processus de fabrication et les propriétés intrinsèques du matériaux semi-conducteur des capteurs.

Nos expériences évaluent l'erreur de répétabilité de 7,7 % à 13,8 % selon le capteur. Cette erreur de répétabilité est élevée. Néanmoins la courbe d'étalonnage fait apparaître deux zones, et pour les pressions plus élevées (la gamme de pression [0,25 - 0,55 MPa] correspondant à notre application) l'erreur de répétabilité est meilleure.

## 2.4 Acquisition et présentation des mesures

L'acquisition des signaux des capteurs FSR à la sortie de la carte électronique de conditionnement est effectuée par une carte d'acquisition NI-9205 DAQ de National Instruments. Ce module est connecté au PC par un châssis NI CompactDAQ cDAQ-9172 avec une liaison USB. Le module d'acquisition possède 32 entrées analogiques asymétriques (16 différentielles), dans les gammes de  $\pm 0,2$  V à  $\pm 10$  V, avec une fréquence d'échantillonnage maximale de 250 kéch./s. Chaque entrée analogique comprend un convertisseur Analogique/Numérique avec une résolution de 16 bits. La Figure 2.22 présente un schéma bloc de la chaîne d'acquisition concernant la mesure de pression.

Simultanément à la mesure de pression, la mesure du son par un microphone unidirectionnel TCM160 de Av-Jefe connecté à la carte son du PC, et la mesure de trajectoire des mains sont réalisées. Les deux capteurs Flock of Birds sont reliés à deux unités d'acquisition et de traitement, elles mêmes reliées entre elles et synchronisées par une connexion de type « maître/esclave ».

La Figure 2.23 présente la chaîne d'acquisition complète du système de mesure du geste d'AFE.

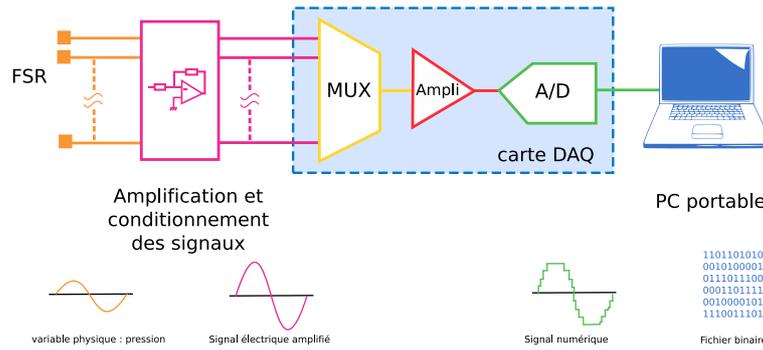


Figure 2.22: Schéma bloc de la chaîne d'acquisition pour la mesure de pression.

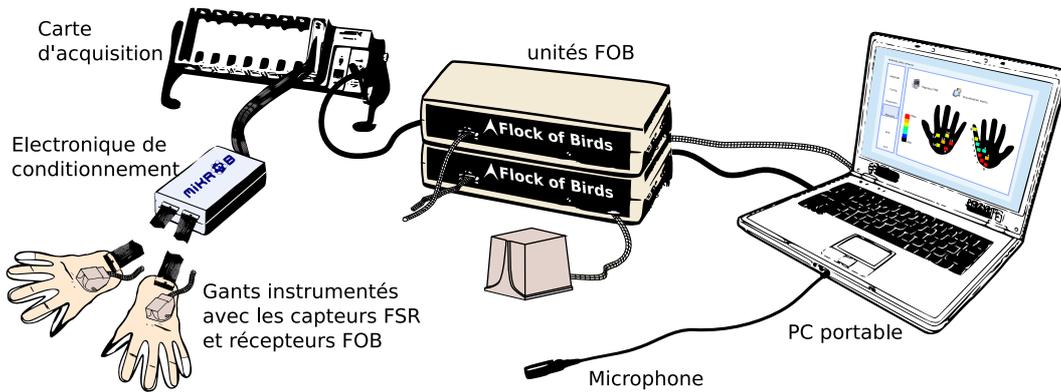


Figure 2.23: Système de mesure complet

## Développement du logiciel d'acquisition des mesures : MIKROB\_DAQ

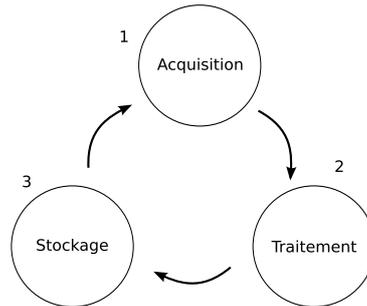
Le logiciel MIKROB\_DAQ qui réalise l'acquisition, l'affichage des mesures, et le stockage des données a été spécifiquement développé pour notre étude en langage G sous LabVIEW 7.2 de National Instrument. LabVIEW permet un traitement de flots de données en parallèle (« multithreading »), ce qui est particulièrement intéressant pour notre application car nous souhaitons afficher les mesures sur un écran en temps réel.

### Acquisition et affichage en continu

Dans ce but, nous avons choisi de réaliser le traitement des données « à la volée » au cours de leur acquisition [Maréchal 08] (Figure 2.24).

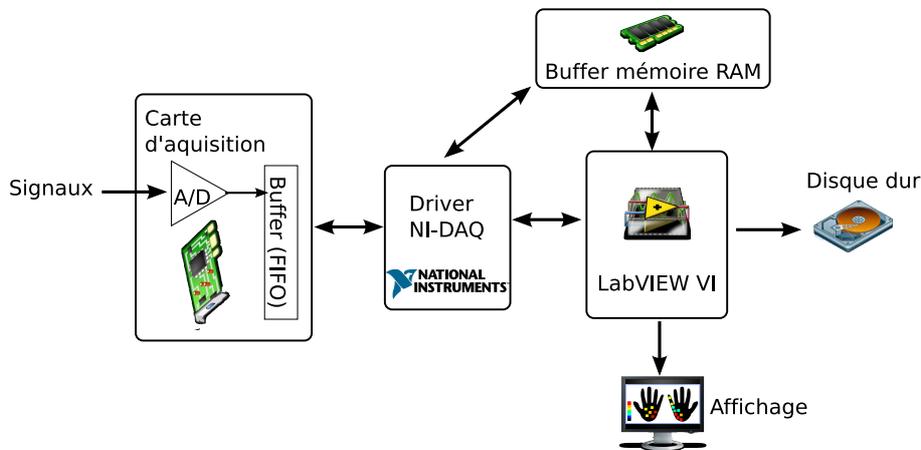
Mais la durée d'acquisition des mesures pouvant atteindre jusqu'à plusieurs minutes ainsi que le nombre important de signaux différents (quinze) augmentent rapidement la quantité de données à collecter, et nous imposent une optimisation des ressources du PC.

Comme le montre la Figure 2.25, la carte d'acquisition effectuant les mesures, stocke les échantillons dans sa mémoire circulaire (FIFO). Le driver NI DAQmx assure le transfert en continu des données numérisées à la mémoire du PC. La mémoire d'acquisition (buffer) se comporte comme une réserve de blocs qui peut tenir en stock le signal collecté d'avance par la tâche de numérisation temps réel, lorsque la ressource de traitement est détournée ou ralentie par d'autres tâches.



**Figure 2.24:** Acquisition et traitement en continu.

Les données sont échantillonnées de manière continue ce qui impose de réaliser leur traitement sans perte de données due à la charge du processeur, dans un temps imparti correspondant à la durée de remplissage de la mémoire.



**Figure 2.25:** Architecture du système d'acquisition.

La durée de remplissage de ce buffer dépend de deux paramètres : la période d'échantillonnage  $Tech$  et la taille des blocs (nombre d'échantillons)  $Nech$  suivant la relation :

$$Tremplissage = Tech \times Nech \quad (2.5)$$

Le défi est alors de lire et traiter ces données dans ce temps imparti. En effet, il faut trouver le bon compromis entre une vitesse de lecture trop basse qui provoquerait un débordement du buffer et une vitesse trop élevée qui ne laisserait pas le temps au remplissage de la mémoire.

La lecture des échantillons est réalisée bloc par bloc de taille constante dans le programme LabVIEW par la routine « AI Read » qui retourne les données du buffer (Figure 2.26). Cette routine qui s'exécute avec un haut niveau de priorité est extrêmement coûteuse en terme de performance pour le PC.

Châlons [Chalons 01] attire notre attention sur une observation troublante à première vue : « plus on diminue la charge d'acquisition en baissant la fréquence d'échantillonnage, plus la charge du calculateur semble augmenter ! ». Selon lui, lorsque la routine « AI Read » est appelée, les échantillons ne sont sans doute pas encore physiquement disponibles ; elle doit donc attendre la fin de la durée de remplissage d'un bloc pour livrer ce bloc. Or ce temps d'attente d'une tâche prioritaire laisse peu de ressources (voire aucune dans certains cas) pour activer d'autres tâches asynchrones.

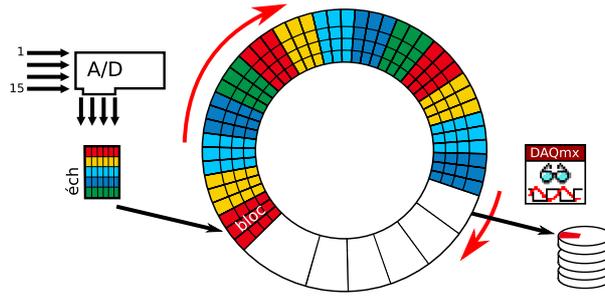


Figure 2.26: Lecture des échantillons bloc par bloc.

Afin d'optimiser les ressources, la parade consiste à faire appel à la routine « AI Read » seulement lorsque c'est nécessaire, c'est à dire quand un bloc est déjà disponible. Pour ce faire, la variable « Available Samples » est utilisée pour indiquer le nombre de données entrantes restant dans le buffer et ainsi surveiller le remplissage. La nouvelle version du driver NI-DAQmx 8.3 (et les suivantes) facilite la programmation de cette surveillance. Le code du programme est simplifié grâce à l'utilisation d'un simple nœud de propriété (figure 2.27), qui retourne l'état du buffer. Cette opération est rapide et peu coûteuse en terme de performance. Cela libère suffisamment de ressources pour effectuer la fonction d'enregistrement du son du microphone et pour activer d'autres tâches asynchrones qui mobilisent moins de ressources comme l'affichage et l'écriture des données dans un fichier, permettant un affichage en continu des mesures.

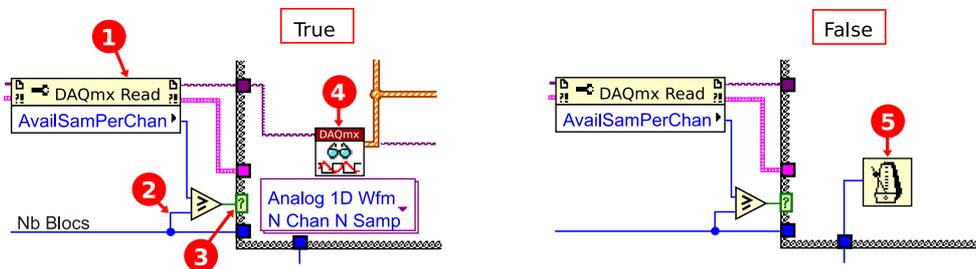
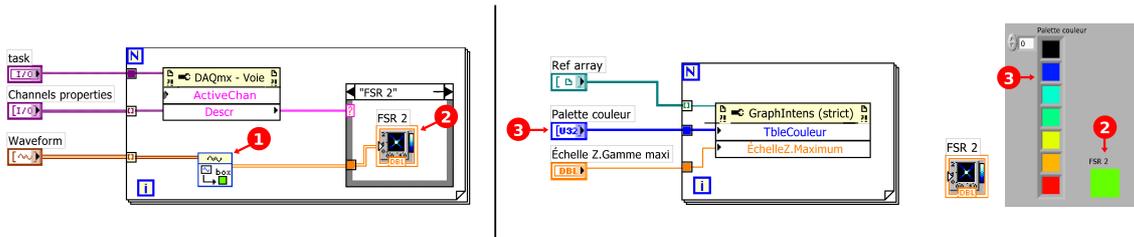


Figure 2.27: Méthode de surveillance de l'état du buffer.

- 1) Le nœud de propriété associé aux voies d'acquisition retourne la variable « Available Sample » indiquant le nombre d'échantillons présents dans le buffer.
- 2) Comparaison du nombre d'échantillons disponibles avec le minimum d'échantillons requis pour la lecture.
- 3) Si la condition de lecture des échantillons est respectée, 4) ils sont lus par la routine « AI Read », sinon 5) le programme ne fait rien et attend que le remplissage du buffer s'effectue.

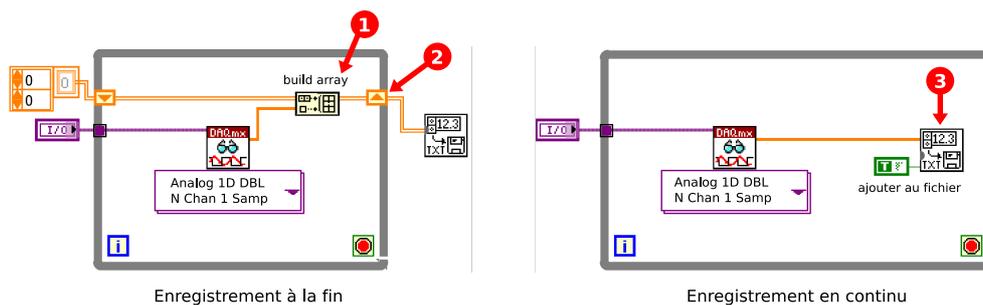
L'affichage des mesures de pression se fait par l'intermédiaire d'un graphe déroulant de type « waveform » qui affiche les 15 voies d'acquisition en fonction du temps. Il est possible de sélectionner dynamiquement sur la face avant seulement une partie des voies. Un indicateur de type « glissière à niveau » est aussi affiché pour chaque voie. Une représentation spatiale des points de pressions mesurés est obtenue en liant un indicateur de type « intensity boxgraph ». Le VI « Color\_Table » a été créé pour faire correspondre une palette à gradient de couleurs à la pleine échelle de la pression mesurée. Cette échelle de couleurs est arbitrairement composée de sept intervalles de même longueur (Figure 2.28).



**Figure 2.28:** 1) VI Color\_Table.vi 2) intensity boxgraph 3) Palette de couleur définissant l'échelle de pression.

D'autre part, dans la majorité des programmes d'acquisition codés sous LabVIEW, l'enregistrement des données se fait à la fin des mesures, en sortie de boucle. Étant donné la quantité de données à chaque point de mesure, la mémoire ne peut supporter une telle méthode car il y a un risque de débordement. De plus, la fonction « build array » (« construire un tableau ») permettant de stocker temporairement les données à chaque itération provoque des réallocations de mémoire qui peuvent ralentir le système.

Nous avons choisi plus judicieusement de faire appel à la fonction « écrire dans un fichier tableur » à chaque itération pour enregistrer les blocs de données au fur et à mesure en activant l'entrée du VI « ajouter à la suite du fichier existant » (Figure 2.29).



**Figure 2.29:** Diagrammes simplifiés de deux choix de structures de programmation d'enregistrement de données dans un fichier.

1) fonction « construire un tableau », 2) indexation automatique des données par les registres à décalages, 3) Fonction « écrire dans un fichier tableur »

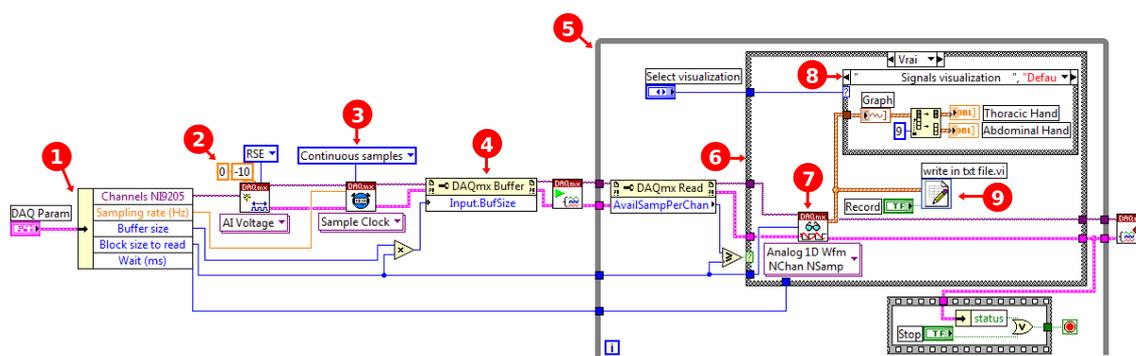
D'autres optimisations du code ont été réalisées pour économiser la mémoire en suivant des règles spécifiques pour LabVIEW :

- Décomposition du programme en sous-VIs.
- Recours minimum aux nœuds de propriétés sur les indicateurs car LabVIEW charge leur face avant en mémoire.
- Usage limité de variables locales et globales.
- Désactivation de la mise à l'échelle automatique des graphes en face avant.

La recherche du compromis entre performance d'acquisition et gestion du remplissage du buffer ne suit pas de règle établie. Il faut tester les limites du système et sa charge de calcul en ayant comme paramètres de manœuvre la taille de bloc, la taille du buffer, et la fréquence d'acquisition. Pour notre application, nous avons choisi comme paramètres une taille de bloc de 6 échantillons, une taille de buffer de 200 échantillons et une temporisation

de 1 ms.

Nous avons fixé la fréquence d'acquisition à 200 Hz sur chaque voie analogique. Ce paramètre a été défini d'après l'étude préliminaire de l'acte d'AFE. L'observation de l'exécution du geste a montré que d'importantes variations de pression apparaissent dans un temps de l'ordre de 100 ms environ. Il est raisonnable de choisir 20 points de mesures pour restituer convenablement la forme de ces variations. Afin d'avoir un nombre suffisant d'échantillons pour réaliser simultanément l'acquisition et l'affichage des signaux, nous avons choisi une résolution temporelle de 5 ms, ce qui est cohérent par rapport à la réponse temporelle des FSR (cf. paragraphe B).



**Figure 2.30:** Diagramme LabVIEW simplifié, structure du programme d'acquisition et de traitement des mesures : « MIKROB\_Measure\_DAQ.vi »

- 1) Configuration des paramètres de l'acquisition.
- 2), 3) Paramétrage des voies d'acquisition en continu.
- 4) Configuration de la taille du buffer.
- 5) Boucle de lecture et de traitement des données.
- 6) Structure conditionnelle : les blocs sont traités séquentiellement dès qu'ils sont lus (7). Si ils ne sont pas disponibles, la boucle attend.
- 8) Affichage des résultats.
- 9) Enregistrement des données dans un fichier.

Cette démarche de traitement des mesures en continu, axée sur l'optimisation du code informatique, est très économique dans le but de réaliser une acquisition et un affichage en « temps réel » en comparaison à des modules « hardware » Real-Time, composants spécifiques pour le développement d'applications temps réel.

Le programme a été testé sur un PC portable Pentium M avec un processeur de 1,6 GHz et 512 Mo de mémoire RAM sous Windows 2000, et s'est montré fiable.

### Programme d'enregistrement du son : « Record\_sound\_micro.vi » (Annexe E.1)

Également créé sous LabVIEW, il fonctionne en parallèle de la boucle réalisant la mesure de pression, à l'intérieur du VI « MIKROB\_Measures\_DAQ.vi ». L'enregistrement du son se fait au taux d'échantillonnage de 44,1 kHz en mono-16-bit, le fichier résultant est un fichier \*.wav de 10 Mo en moyenne.

### Synchronisation de la mesure de pression avec la mesure de déplacement

Pour synchroniser le départ de la mesure de pression réalisée avec MIKROB\_DAQ et la mesure de déplacement effectuée par le logiciel WinBird, le VI « Waiting Flock of Birds.vi »

a été programmé. Il est placé temporellement juste avant le lancement de l'acquisition des voies analogiques associées aux capteurs de pression. Le VI « Mesures.vi » ne peut démarrer que lorsque ce VI d'attente du démarrage des mesures du FoB retourne le signal de départ.

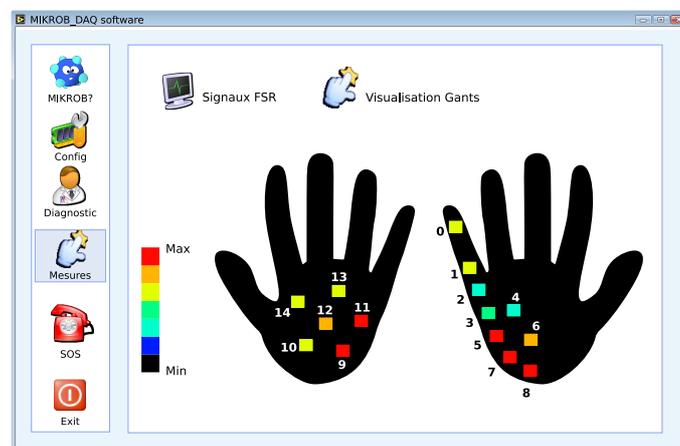
Lorsque le FoB effectue une mesure, les données sont transmises par la liaison RS232 sur la ligne « Receive Data » (la description du signal est donnée en Annexe E.2). Nous analysons l'activité du signal sur cette ligne du câble RS232, référencée par rapport à la ligne « Signal Ground » pour connaître le départ de la première mesure effectuée.

La structure du VI (Annexe E.3) est une boucle qui scrute en permanence la voie analogique sur laquelle est connecté le signal de données. En face avant pour l'utilisateur, une fenêtre avec un message d'attente et une barre de défilement sont générées. Lorsque le FoB est prêt à effectuer les mesures, la boucle est stoppée, le VI s'arrête et la mesure des pressions commence avec la première mesure de déplacement du FoB.

### Interface utilisateur

Nous avons apporté un soin tout particulier à la présentation d'une Interface Homme-Machine simple et intuitive. Les différentes fonctionnalités du logiciel sont organisées en menus (Configuration, Diagnostic, Mesures).

Le menu « Mesures » déclenche l'acquisition et affiche les courbes de pressions en temps réel pendant que le kinésithérapeute effectue les manœuvres. Une autre visualisation, plus conviviale montre la répartition de pression au niveau des deux mains (figure 2.31). Les gants sont affichés par une représentation schématique et chaque capteur est représenté par un indicateur carré. Une échelle de couleur exprime l'intensité de la pression sur chaque capteur.



**Figure 2.31:** Menu des mesures - Interface avec représentation de la répartition de pression sur les gants

Pour chaque séance de mesure réalisée, le programme sauvegarde les données dans un fichier texte \*.txt. Le format tableur qui est exploitable par des logiciels communs comme Microsoft Excel ou OpenOffice Calc n'a pas été choisi car ces logiciels possèdent une limitation de 65536 lignes. Le fichier, dont un exemple est donné en annexe (Annexe F), contient 16 valeurs numériques à chaque instant d'acquisition : les valeurs des signaux de sortie des 15 capteurs (exprimés en volt) et le temps (exprimé en seconde). Le préambule du fichier fournit aussi les paramètres d'acquisition suivants : la fréquence d'échantillonnage, le temps de début et de fin du test. La taille moyenne du fichier de données est d'environ

10 Mo pour une séance de 10 minutes, ce qui est acceptable en tenant compte des capacités actuelles des espaces disques de stockage.

Les autres menus du logiciel sont présentés en Annexe E.5.

## 2.5 Campagnes de mesure

Une première campagne de mesure s'est déroulée entre janvier et mars 2007 à Cran Gevrier au cabinet du praticien référent de l'étude, Jean Claude Jeulin. Les gestes qui ont été enregistrés ont été exécutés par le praticien référent pour l'ensemble des mesures de cette campagne. Les patients présentant à la fois et uniquement les caractéristiques choisies en terme d'âge et de pathologie, ont été impliqués dans le projet dans le cadre strict du soin. Ils faisaient partie de la clientèle du kinésithérapeute impliqué dans l'étude.

Dans l'objectif de mesurer des gestes issus des praticiens différents, une deuxième campagne de mesure a été menée avec cinq autres kinésithérapeutes experts, entre mars et avril 2008, à Lyon aux cabinets de Philippe Joud et Eric Beauvois, à Saint-Égrève au cabinet de Bernard Cossalter et à Cran Gevrier avec Christian Fausser, Dominique Pelca et Jean-Claude Jeulin.

### Méthode et population

#### Choix des praticiens

Les praticiens impliqués dans l'étude sont des kinésithérapeutes experts. Par kinésithérapeute expert, nous entendons un praticien qui a construit l'approche professionnelle, c'est-à-dire qu'il maîtrise la dimension technique et la dimension conceptuelle de son geste. A l'aide de cette définition, nous avons choisi six praticiens experts faisant référence en kinésithérapie respiratoire, notamment par leurs écrits dans les revues professionnelles. Chaque praticien est reconnu comme expert par ses pairs. Ils exercent dans trois régions différentes. De plus, ils ont tous une expérience de 20 années minimum de la pratique de la kinésithérapie respiratoire pédiatrique et spécialement avec la technique de l'AFE. Les gestes qu'ils effectuent peuvent donc être considérés comme gestes référents car ils sont efficaces. Cependant, de par leur morphologie et comme ils ont été formés dans différentes écoles, nous présumons que le style de leur pratique peut légèrement différer.

#### Critères d'inclusion des patients

Ont été inclus tous les nourrissons âgés de 3 mois à 1 an ayant fait état d'un diagnostic de bronchiolite avec prescription médicale par un médecin de séances de kinésithérapie respiratoire, le kinésithérapeute prenant en charge le patient s'étant assuré que celui ci ne présentait pas les critères d'hospitalisation. D'autre part, le patient ne devait pas avoir eu son repas moins de 2 heures avant la séance.

Les critères suivants ont été choisis comme critères de non inclusion pour l'étude :

- Age du nourrisson inférieur à 3 mois ou supérieur à 1 an.
- Diagnostic différent d'une bronchiolite.

- Enfant sous ventilation.
- Patient atteints de cardiopathie.
- Critère d'hospitalisation repéré en début de séance.
- Non validation du test de précontrainte (test défini au Chapitre 1, paragraphe 1.2.2).

Les patients ayant une contre-indication à la séance d'AFE, ou présentant un signe de détresse respiratoire au cours de la séance sont automatiquement exclus. Nous respectons aussi la volonté des parents de se retirer de l'étude.

### Protocole expérimental

Les essais qui sont réalisés au cours du projet peuvent être qualifiés d'essais observationnels et ne rentrent pas dans le cadre de la loi de Santé Publique (anciennement Loi Huriet). En effet, sont classés, en particulier, dans les essais observationnels toute étude visant à : trouver de meilleurs tests ou procédures diagnostics pour une maladie ou une condition pathologique particulière ; explorer les moyens d'améliorer le confort et la qualité de vie des personnes atteintes de maladies chroniques évolutives.

Dans le cadre de notre étude, l'affectation du patient à la stratégie thérapeutique donnée (acte de kinésithérapie respiratoire) n'est pas fixée à l'avance par un protocole d'essai et relève de la pratique courante. La décision de prescrire la séance de kinésithérapie respiratoire est clairement dissociée de celle d'inclure le patient dans l'étude. Donc, tous les actes sont pratiqués de manière habituelle, sans aucune procédure supplémentaire ou inhabituelle de diagnostic ou de surveillance.

Notre étude est donc non-interventionnelle, et il n'est par conséquent pas nécessaire de la soumettre aux procédures de la loi sur la recherche biomédicale. Nous avons néanmoins respecté la loi en ce qui concerne les consentements de participation ainsi que le secret médical. Nous avons suivi la procédure décrite conformément au code de déontologie de Masso-Kinésithérapie [CNO]. De façon plus concrète, le protocole suivant a été appliqué :

- Les parents des patients concernés étaient contactés par le kinésithérapeute quelques jours avant le rendez-vous. Une explication de l'étude en cours et le déroulement des mesures leur était expliqué. Chaque parent était informé de son droit de ne pas participer.
- Les parents accompagnant ont été systématiquement soumis à une demande d'autorisation écrite, en salle d'attente avant la séance, pour cette implication. La fiche de consentement comportait une section présentant les objectifs et le déroulement de l'étude. Les parents ont également été informés des mesures prises pour assurer la confidentialité des enregistrements en vertu de la loi informatique et liberté (CNIL). Des exemples de fiches de consentement de participation sont joints en Annexe G.1 et G.2. Toutes les personnes sollicitées ont accepté notre invitation à participer au projet.

Au final, 25 enfants ont été inclus dans l'étude, 3 ont été non-inclus. Pour chaque enfant, une fiche standardisée (Annexe G.3) comporte la date de naissance, le sexe, le poids, le tour de poitrine, la pathologie et des commentaires éventuels du professionnel de santé.

Lors d'une séance donnant lieu à des enregistrements, le patient et le parent sont accueillis comme pour une séance habituelle. La prise en charge du nourrisson se déroule

normalement. Juste après l'auscultation et la prise de décision d'actes d'AFE, le kinésithérapeute s'équipe des gants et commence les compressions thoraciques. Le système de mesure étant non invasif et n'étant pas en contact direct avec la peau de l'enfant, l'instrumentation a été ressentie comme légère (Figure 2.32).



**Figure 2.32:** Réalisation des mesures dans le cabinet de Jean Claude Jeulin.  
*Les gants ont été réalisés spécifiquement pour chaque praticien expert (taille et préférence de la pratique avec main thoracique à droite ou à gauche).*

## 2.6 Analyse des résultats

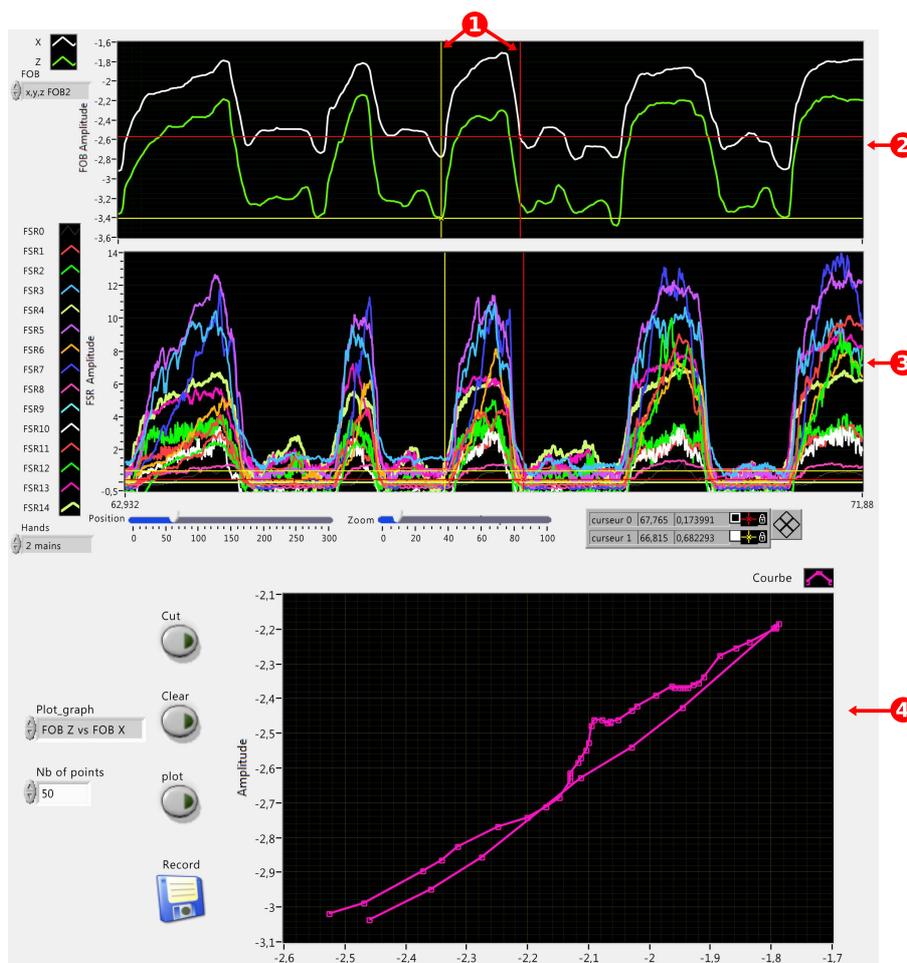
Les données collectées lors de la campagne de mesure à l'aide des gants instrumentés, du kinésithérapeute référent et des kinésithérapeutes experts permettent de renseigner une base de données. Sur l'ensemble des nourrissons, nous avons choisi d'analyser les résultats de ceux dont l'âge et le tour de poitrine sont les plus proches.

L'analyse des résultats est orientée avec l'objectif de la conception du simulateur. Par conséquent, nous nous intéresserons uniquement aux paramètres du geste qui nous permettront de définir le cahier des charges en terme de fonctionnalités du système. Nous analyserons donc dans le cas d'un geste efficace :

- la pression maximale exercée ;
- les paramètres temporels ;
- les déplacements des mains du praticien qui permettront de déduire les déplacements des zones de contact à la surface du corps du nourrisson.

### 2.6.1 Prétraitement des données brutes

Des programmes de traitement des données et de caractérisation du geste ont été spécifiquement développés sous LabVIEW (MIKROB\_Processing.vi et MIKROB\_Analysis.vi (cf. Annexe E.4). Les enregistrements des pressions, des déplacements et du son, sont synchronisés. Les fréquences d'échantillonnage n'étant pas les mêmes, le recalage des échelles temporelles est rendu possible car pour chaque point de mesure du FoB, des capteurs de pression et du microphone, le temps est connu. Des séquences de gestes caractéristiques peuvent être sélectionnées afin d'en extraire les paramètres souhaités. (Figure 2.33). Chaque séquence sélectionnée peut être sauvegardée dans un fichier.



**Figure 2.33:** Interface du programme de traitement des données (MIKROB\_Processing.vi), développé sous LabVIEW.

- 1) Sélection d'une séquence du geste avec des curseurs.
- 2) Déplacement suivant les directions  $x$  et  $z$  du capteur FoB (thoracique ou abdominal au choix) en fonction du temps.
- 3) Pressions sur les gants en fonction du temps.
- 4) Choix de représentation des paramètres de la séquence sélectionnée. (ici : déplacement  $z$  en fonction du déplacement  $x$  du FoB thoracique)

## 2.6.2 Étude des pressions pendant le geste

### Étude qualitative du geste

On appellera :

- Une AFE : une montée en pression suivie d'une descente en pression lors de la manœuvre effectuée sur le nourrisson.
- Une séquence : une série de plusieurs AFE successives lors d'une séance.

Au cours d'une séance de soin, les paramètres pression et déplacement lors des gestes effectués par l'opérateur ont été enregistrés. Des motifs qui correspondent aux différentes séquences d'AFE qui sont effectuées pendant la prise en charge ont été repérés. Nous avons discriminé majoritairement quatre gestes différents (Figure 2.34) dans leurs caractéristiques spatiales et temporelles que nous avons nommés pour plus de compréhension :

- AFE lente
- AFE rapide
- AFE avec plateau
- AFE doublée

Ces termes ne correspondent cependant pas à des appellations utilisées par les kinésithérapeutes référents mais ces 4 types de geste sont globalement conformes à leur ressenti.

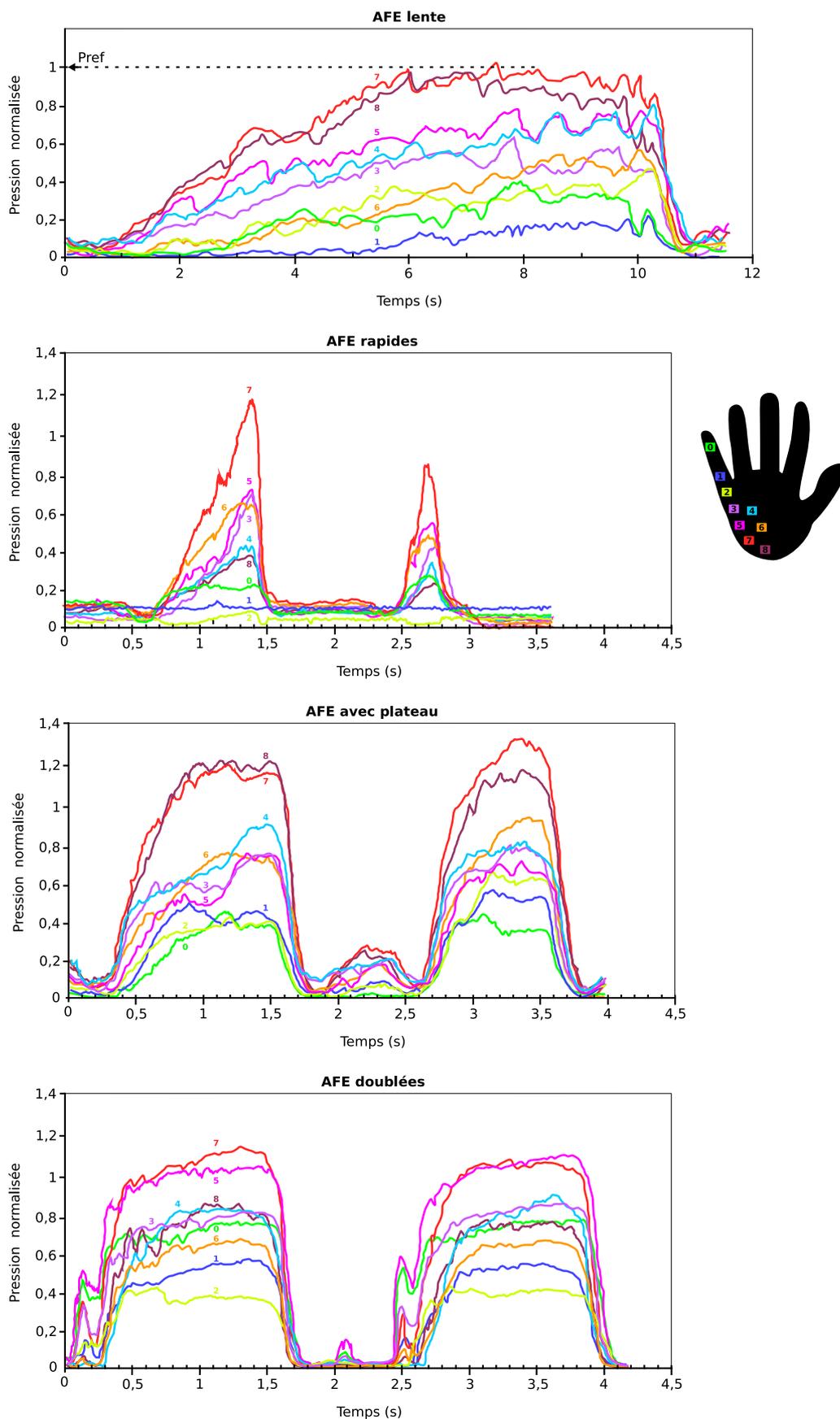
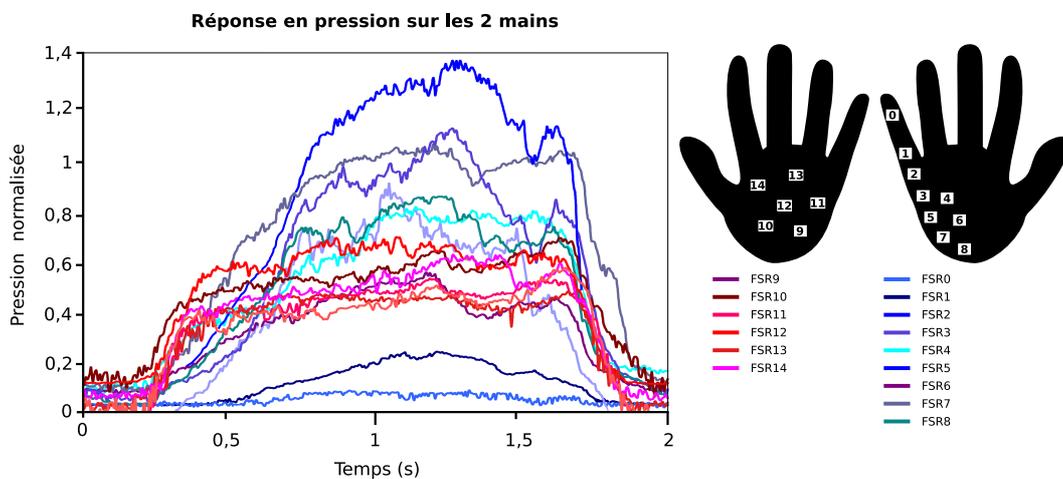


Figure 2.34: Les différents types de gestes d'AFE observés. Exemples pour la main thoracique.

Les valeurs des pressions mesurées n'étant pas absolues, nous avons choisi de les représenter sur une échelle relative normalisée. Pour le kinésithérapeute, la référence en terme de pression qu'il applique sur le nourrisson est celle qu'il perçoit lors du test de précontrainte. Nous normalisons donc les mesures par rapport à la pression maximale exercée lors de la précontrainte.

On remarque que la valeur maximale de pression atteinte lors de la précontrainte est dépassée lors des AFE suivantes lors de la séance. Ce phénomène est observé aussi bien sur la main thoracique que sur la main abdominale. La référence de pression n'a donc pas à être considérée comme la limite de pression maximale.

En considérant les deux mains, les réponses des quinze capteurs de pression évoluent de façon synchrone (cf. Figure 2.35). Le praticien applique donc des pressions précisément couplées avec la main thoracique et la main abdominale.



**Figure 2.35:** Réponse des capteurs FSR des deux gants lors d'une AFE.  
En bleu : main thoracique ; en rouge : main abdominale.

L'AFE lente correspond au test de précontrainte, qui est la première compression effectuée lors de la séance. L'amplitude des pressions augmente linéairement jusqu'à atteindre une valeur maximale puis diminue rapidement. La durée de la compression est de l'ordre de plusieurs secondes. Les gestes dit « lents » sont utilisés pour les faire remonter les sécrétions le long de l'arbre bronchique, lorsqu'elles sont localisées au niveau des voies aériennes distales.

Les AFE rapides et AFE avec plateau ont la même allure sur les variations temporelles et en amplitude de pression. Elles permettent la remontée des sécrétions jusqu'aux voies aériennes proximales\*. La différence se fait sur le maintien à un niveau constant de la pression pendant une ou plusieurs secondes. D'après les kinésithérapeutes référents, ce plateau est nécessaire jusqu'à l'obtention d'un débit d'air nul en sortie de la bouche du patient (cf. paragraphe 2.6.3). Ce sont les gestes les plus fréquemment effectués. Les gestes dit « rapides » sont utilisés lorsque les sécrétions sont localisées au niveaux des voies aériennes proximales.

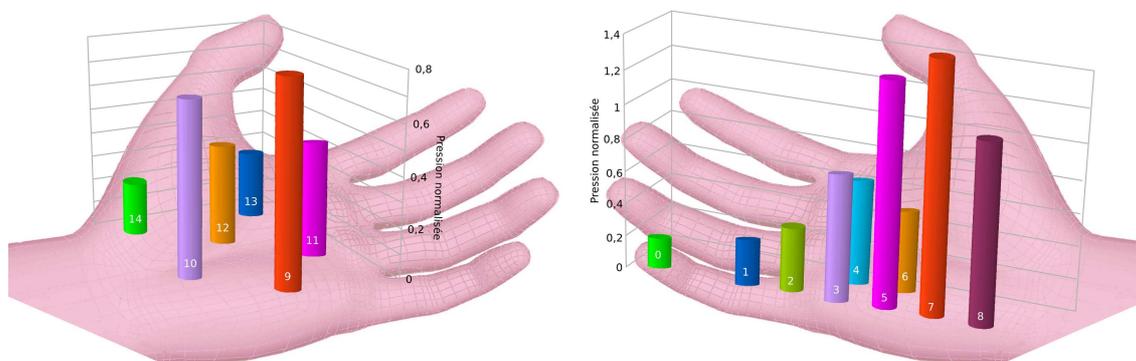
L'AFE doublée correspond à une compression en deux temps, clairement identifiable par la forme des signaux avec la présence d'un pic lors de la montée. D'après les experts, elle est utilisée lorsque les sécrétions sont plus épaisses et en cas de remontées difficiles le long des voies aériennes.

### Définitions des paramètres et résultats

Pour analyser les équilibres des mains ainsi que les pressions exercées pendant les compressions, nous avons étudié :

- La répartition de la pression sur les mains.
- La pression maximale appliquée par les mains.

Nous avons étudié la réponse de chaque capteur par l'observation simultanée de leur niveau de pression au moment où la pression exercée pendant la compression est maximale sur la zone de mesure afin de définir la répartition des pressions qu'applique le kinésithérapeute. La Figure 2.36 montre un exemple de répartition de pression pour les deux mains lors d'une série d'AFE (cf. Tableau 2.6 et Figure 2.37). Les données complètes sont présentées en Annexe H.1 dans le Tableau H.1).



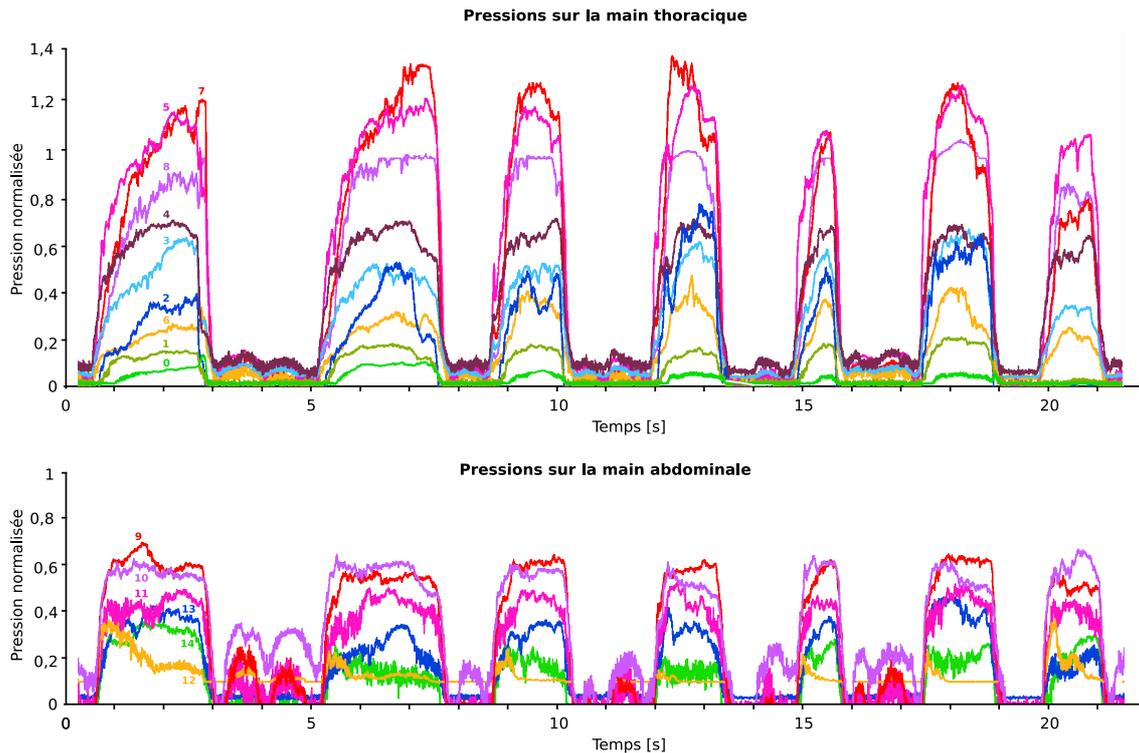
**Figure 2.36:** Répartition globale des pressions la plus observée sur les mains.  
Représentation de l'intensité maximale des pressions mesurées pour chaque FSR.

Cette répartition a été observée le plus fréquemment. Cependant, on peut observer des répartitions différentes car le kinésithérapeute adapte la position de ses mains à la morphologie du patient. Les capteurs présentant les plus forts niveaux de pressions sont généralement les n°4, n°5, n°7 et n°8 pour la main thoracique et n°9, n°10 et n°11 pour la main abdominale. Cette observation est cohérente avec le choix de la position des capteurs sur les zones de pression (cf. Figure 2.15 et Figure 2.16).

Pour un enregistrement donné (c.-à-d., pour un même nourrisson et même praticien), les niveaux de pressions maximaux atteints sont globalement constants au cours des AFE successives (les écarts types sont très faibles).

**Tableau 2.6:** Pressions mesurées sur les deux mains lors de sept AFE successives - Le kinésithérapeute référent avec un nourrisson de 6 mois.

FSR n°	Pression normalisée main thoracique									Pression normalisée main abdominale					
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Moyenne :	0,06	0,09	0,23	0,58	0,48	1,19	0,26	1,41	0,88	0,65	0,56	0,36	0,3	0,21	0,16
Écart type :	0,01	0,02	0,05	0,07	0,11	0,11	0,05	0,1	0,04	0,04	0,03	0,03	0,02	0,02	0,03



**Figure 2.37:** Pressions sur les deux mains en fonction du temps.

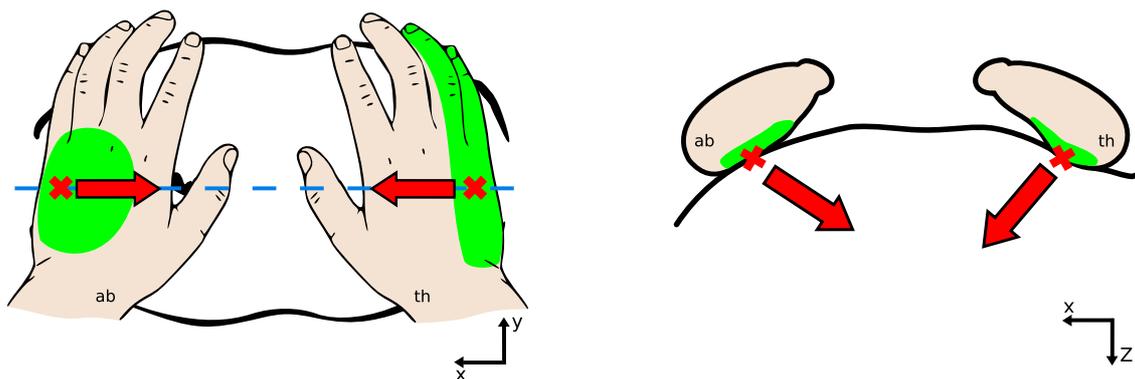
Comme nous n'avons pas la capacité d'intégrer les pressions sur l'ensemble de la surface de contact de la main, nous nous intéressons au niveau de pression maximale. Nous avons défini ce niveau comme étant la moyenne des réponses sur les deux plus forts niveaux de pression mesurés car deux capteurs, situés l'un à côté de l'autre, délivrent généralement une réponse supérieure aux autres.

### Interprétation

D'après la définition des kinésithérapeutes, l'équilibre de la main thoracique doit s'effectuer avec une pression ressentie uniforme depuis l'éminence hypothénar jusqu'aux doigts. Or nous avons observé que si pour la main abdominale, la répartition est globalement homogène sur la surface d'appui correspondant à la paume, le bord cubital est légèrement plus sollicité. En ce qui concerne la main thoracique, la zone la plus sollicitée est située au niveau de la partie médiale\* de l'éminence hypothénar. Les pressions relevées sur la partie distale\* sont significativement plus faibles.

En considérant l'équilibre des forces résultantes appliquées par les deux mains simultanément sur le torse du nourrisson, et comme la direction des trajectoires des mains restent dans le plan sagittal, les « centres des pressions » sont situés au niveau de l'axe longitudinal (cf. Figure 2.38). Cela explique que les zones de pression aux extrémités de la main thoracique soient moins sollicitées même si les experts ont le ressenti d'une pression uniforme sur toute la surface d'appui.

Les informations concernant les répartitions de pression sur les deux mains nous seront nécessaires pour définir les efforts à appliquer sur le modèle numérique du simulateur lors de la phase de dimensionnement de la structure.



**Figure 2.38:** Équilibre des forces et centre de pression pour les deux mains pendant le geste.  
A gauche : vue de dessus ; à droite : vue de côté.

### Comparaison du comportement global de l'abdomen et du thorax

La réponse des capteurs de pression dépend du comportement mécanique des matériaux en contact avec celui-ci. En considérant les deux mains comme identiques, la comparaison des réponses maximales des pressions entre la main abdominale et la main thoracique nous donnera des informations sur le comportement mécanique global de l'abdomen et du thorax.

Nous avons calculé le rapport des pressions maximales entre la main thoracique et la main abdominale pour les cas suivants (Tableau 2.7) :

- Lors de séries d'AFE sur un même bébé avec le praticien référent (données complètes présentées en annexe H.1.2 dans le Tableau H.2).
- Sur plusieurs bébés avec le même praticien référent (données complètes présentées en annexe H.1.2) dans le Tableau H.3).

**Tableau 2.7:** Études du rapport des pressions maximales

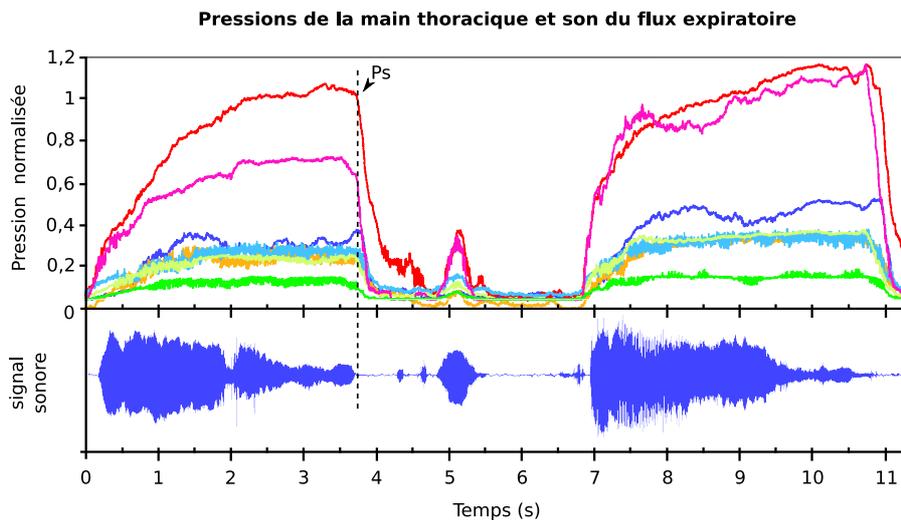
Étude		$\frac{P_{th_{maxi}}}{P_{ab_{maxi}}}$	
Praticien	Patient	Moyenne	Écart type
Kinésithérapeute référent	1 nourrisson sur 1 séance	Données	
Kinésithérapeute référent	7 nourrissons différents	confidentielles	

Pour un nourrisson donné, le rapport des pressions maximales peut être considéré comme constant sur une séance. Il est probable que le comportement mécanique global est intrinsèque à chaque nourrisson et dépend de ses paramètres physiologiques. Cependant, le rapport moyen calculé pour plusieurs nourrissons est de X entre le thorax et l'abdomen. Cette information sera prise en compte pour le dimensionnement de la structure du simulateur.

### 2.6.3 Étude sonore qualitative

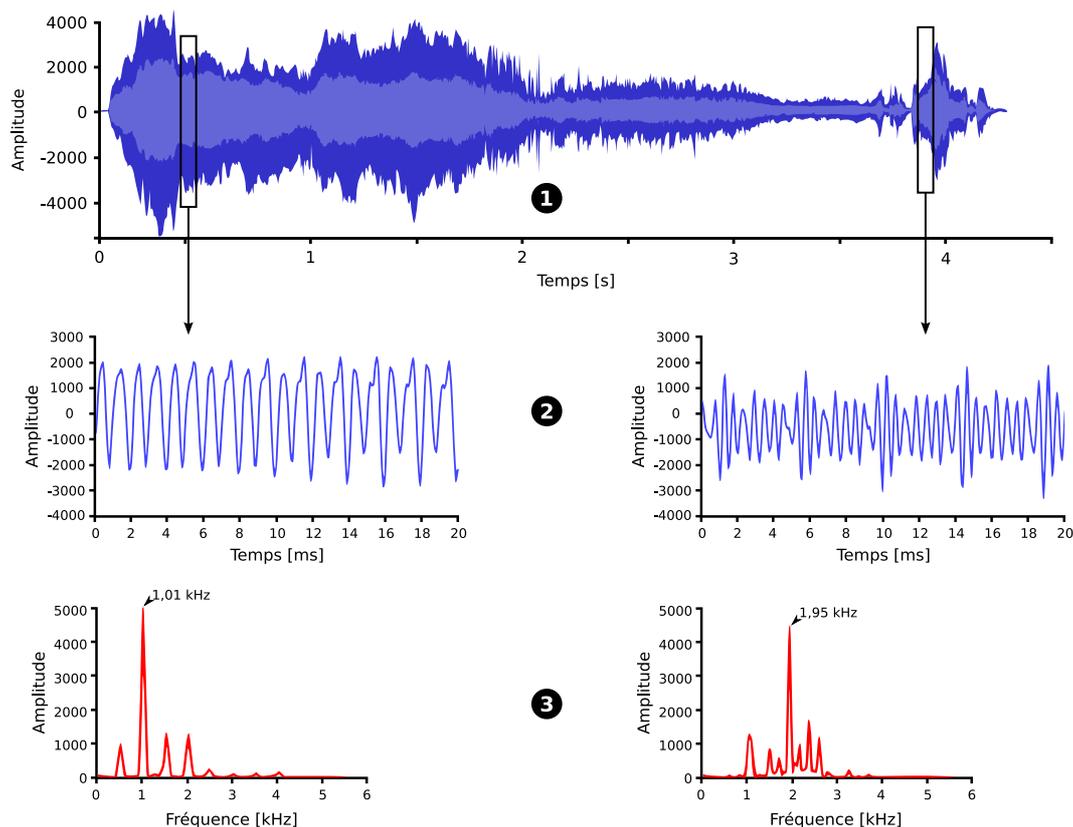
Pour des raisons techniques nous avons pu effectuer l'enregistrement du son avec seulement quelques nourrissons. L'analyse des sons enregistrés avec le microphone durant la séance restera qualitative. Le son n'est pas un paramètre du geste. C'est un élément cognitif qui permet au praticien d'obtenir un repère pour la dynamique de son geste et d'apprécier sa pratique. Néanmoins, son observation en parallèle des pressions appliquées ainsi que la caractérisation de son évolution au cours de l'AFE nous permettent de confirmer ses caractéristiques décrites par les kinésithérapeutes experts. Nous exploiterons les paramètres du son lors de la conception du simulateur en tant que paramètre définissant le critère auditif d'efficacité du geste.

La Figure 2.39, représente les pressions de la main thoracique et les sons du flux expiratoire en fonction du temps. Lorsque le signal sonore émis à la bouche du nourrisson est nul, le niveau des pressions chute. Le kinésithérapeute arrête donc la compression. On définit le point  $P_s$  comme un paramètre qui sera utilisé lors de la définition des critères auditifs d'efficacité du geste. Il correspond au moment où le kinésithérapeute relâche les pressions.



**Figure 2.39:** Pressions de la main thoracique avec le son du flux expiratoire lors de 2 AFE.

D'après Fausser, les sons du flux expiratoire émis à la bouche du patient vont du grave à l'aigu tout au long de l'AFE. Nous avons pu observer ce phénomène en analysant le spectre fréquentiel du signal sonore au début et à la fin de l'AFE (cf. Figure 2.40). Nous avons réalisé des mesures sur plusieurs AFE d'un nourrisson (cf. Annexe H.3) mais une étude plus complète mériterait d'être effectuée. Néanmoins sur ces gestes nous avons effectivement observé que la fréquence dominante du signal sonore à la fin de l'AFE est supérieure à celle du signal du début de l'AFE.



**Figure 2.40:** Analyse spectrale du son émis à la bouche du patient pendant une AFE avec plateau.  
 1), 2) Signal temporel.  
 3) Spectre fréquentiel.

## 2.6.4 Étude temporelle du geste

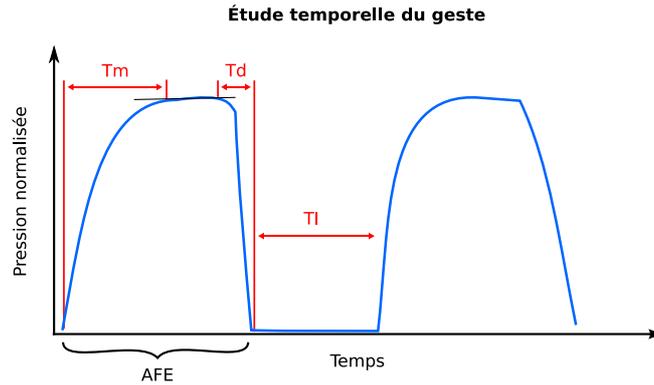
### Définitions des paramètres et résultats

La fréquence de réalisation des AFE est un paramètre important qui influe sur la fatigue du nourrisson et la dangerosité de l'action (cf. paragraphe 1.2). Le flux respiratoire obtenu est lié, en particulier à la vitesse d'exécution du geste. Nous avons défini puis mesuré différents intervalles de temps permettant de caractériser le geste (Figure 2.41) :

- Le temps de montée lors de la mise en pression :  $T_m$ .
- La durée du relâchement de pression :  $T_d$ .
- L'intervalle temporel entre la fin du relâchement d'une AFE et le début de la montée en pression de l'AFE suivante :  $T_l$ . Pour ce paramètre, seule la valeur minimale sera relevée.

Ces paramètres sont pertinents en ce qui concerne l'analyse de l'efficacité du geste car l'objectif du praticien est de décoller les sécrétions grâce au mouvement des mains : nous étudions donc les paramètres dynamiques du geste.

Ces paramètres ont été analysés sur des enregistrements d'AFE rapide et avec plateau sur plusieurs séries de compressions correspondant aux différents cas suivants (Tableau 2.8) :



**Figure 2.41:** Paramètres temporels du geste.

$T_m$  : temps de montée lors de la compression jusqu'au plateau.

$T_d$  : durée du relâchement de pression.

$T_l$  : temps libre entre deux AFE.

- Le praticien référent pour un même bébé (données complètes présentées en annexe H.2 dans le Tableau H.4).
- Le praticien référent sur plusieurs bébés (données complètes présentées en annexe H.2 dans le Tableau H.5).
- Six kinésithérapeutes experts différents sur plusieurs bébés (données complètes présentées en annexe H.2 dans le Tableau H.6). Les résultats pour chaque patient correspondent à une moyenne des valeurs sur un nombre minimal de 13 AFE.

Remarque : les temps de montée et de descente en pression sont de l'ordre de la demie seconde. L'instrumentation que nous avons choisie lors de l'étude préliminaire du geste a donc des temps de réponse adaptées à la dynamique du geste.

**Tableau 2.8:** Études des paramètres temporels

Étude		Paramètres temporels [ms]		
Praticien	Patient	$\bar{T}_m (\sigma)$	$\bar{T}_d (\sigma)$	$T_{l_{mini}}$
Kinésithérapeute référent	1 nourrisson sur 1 séance			
Kinésithérapeute référent	7 nourrissons différents	<i>Données confidentielles</i>		
6 kinésithérapeutes experts	6 nourrissons différents			

## Interprétation

Pour un nourrisson donné, les valeurs de mesures des paramètres temporels  $T_m$  et  $T_d$  sont très proches d'une AFE à l'autre et l'écart type sur l'ensemble des AFE est faible. De part leur caractéristiques géométriques, les signaux enregistrés montrent que les gestes du praticien sont reproductibles. Les valeurs de la mesure du temps libre,  $T_l$  sont en revanche assez différentes entre les différentes AFE successives. Cela s'explique par l'adaptation du praticien au rythme respiratoire du nourrisson et la recherche du moment adéquat pour

commencer la compression. Seule la valeur minimale de ce paramètre est une donnée intéressante à comparer avec la valeur de la fréquence respiratoire, car c'est un facteur qui influe sur la fatigue du nourrisson.

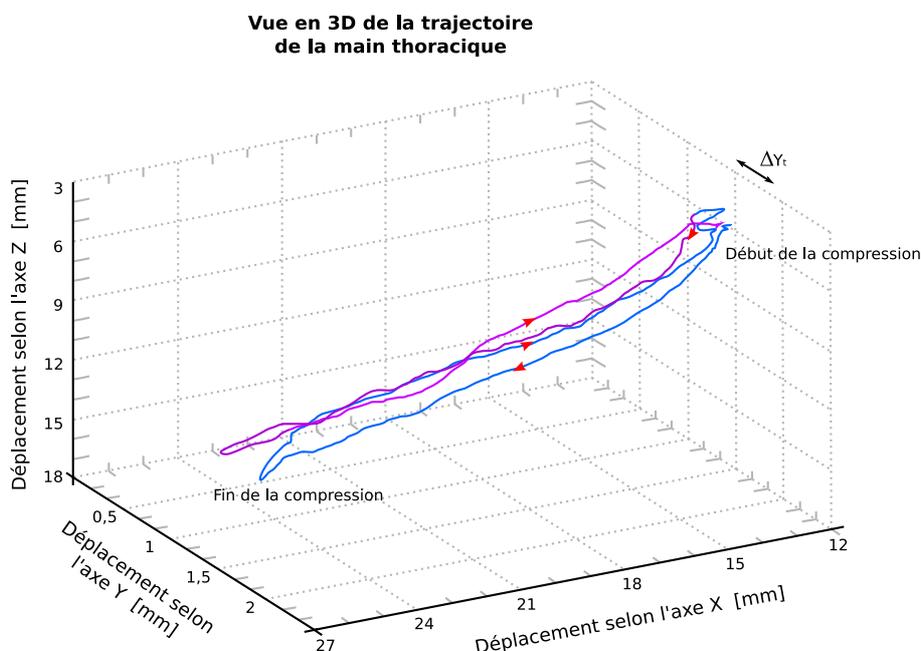
Pour plusieurs nourrissons, l'analyse des résultats pour un même kinésithérapeute montre une variabilité du geste, mais les valeurs des paramètres observés restent proches de la valeur moyenne. Ces différences peuvent s'expliquer par les caractéristiques physiques et l'état pathologique de chaque patient.

Lorsque l'on compare les gestes effectués par différents praticiens experts sur différents nourrissons, on constate qu'il existe une variabilité du geste inter-opérateur. Cependant, il faut tenir compte du faible échantillon de patients. Les contraintes temporelles, la disponibilité des experts et des patients n'ont pas permis de faire des mesures sur plusieurs nourrissons pour chaque praticien. De plus, la comparaison des gestes experts est impossible en considérant le même nourrisson. Néanmoins, nous pouvons définir une valeur moyenne des temps de montée et de descente en pression ainsi que les écarts maximaux à cette moyenne. Les différences observées tendent à montrer qu'il n'existe pas un unique geste efficace. Les valeurs extrêmes des paramètres nous permettront ensuite de définir les limites en terme d'exécution du geste à réaliser sur le simulateur.

### 2.6.5 Étude spatiale du geste

#### Définitions des paramètres et résultats

À l'aide des FoB placés sur les mains, nous avons enregistré les positions : x, y, z, d'un point situé au centre des deux mains lors des compressions thoraciques et abdominales. Les trajectoires des mains dans l'espace ont été reconstruites à partir de ces mesures (Figure 2.42).



**Figure 2.42:** Exemple de trajectoires de la main thoracique lors de 2 AFE successives.

D'après la description technique donnée par les kinésithérapeutes, les mouvements des mains lors des compressions doivent rester dans l'axe longitudinal. La trajectoire du geste

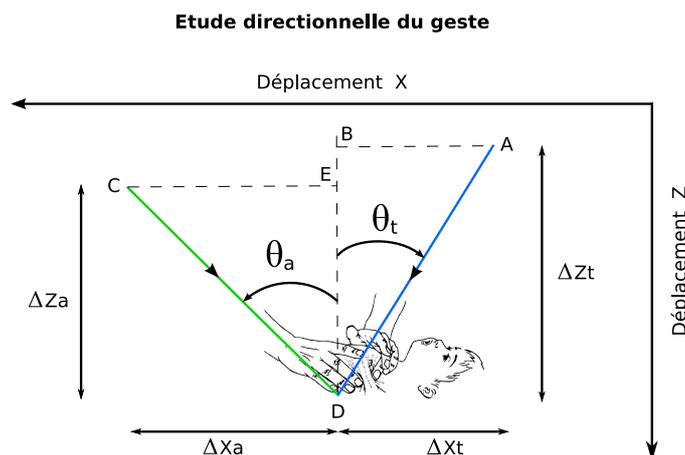
dans la direction  $y$  a été analysée (Tableau 2.9, les données complètes sont présentées en annexe H.4 dans le Tableau H.8) pour connaître l'écart type de la position des mains rapport au plan médian. L'écart type maximum observé est de 1,3 mm. Il montre une bonne reproductibilité du geste suivant l'axe longitudinal. Cette déviation, qui est faible comparée aux déplacements mesurés dans les deux autres directions pendant l'AFE, justifie que nous étudierons par la suite les trajectoires dans le plan sagittal uniquement.

**Tableau 2.9:** *Étude du déplacement dans la direction  $y$*

Étude		Écart type du déplacement $y$ au plan médian [mm]	
Praticien	Patient	Main thoracique	Main abdominale
Référent	1 nourrisson sur 1 séance	<i>Données confidentielles</i>	

Comme paramètres spatiaux nous avons défini :

- Les angles des directions des trajectoires des deux mains déterminés par les angles que forment les trajectoires par rapport à la normale pendant le geste (Figure 2.43) :  $\theta_t$  pour la main thoracique et  $\theta_a$  pour la main abdominale.
- Les amplitudes des déplacements maximaux dans les directions  $x$  :  $\Delta_{Xt}$  et  $\Delta_{Xa}$ .
- Les amplitudes des déplacements maximaux dans les directions  $z$  :  $\Delta_{Zt}$  et  $\Delta_{Za}$ .



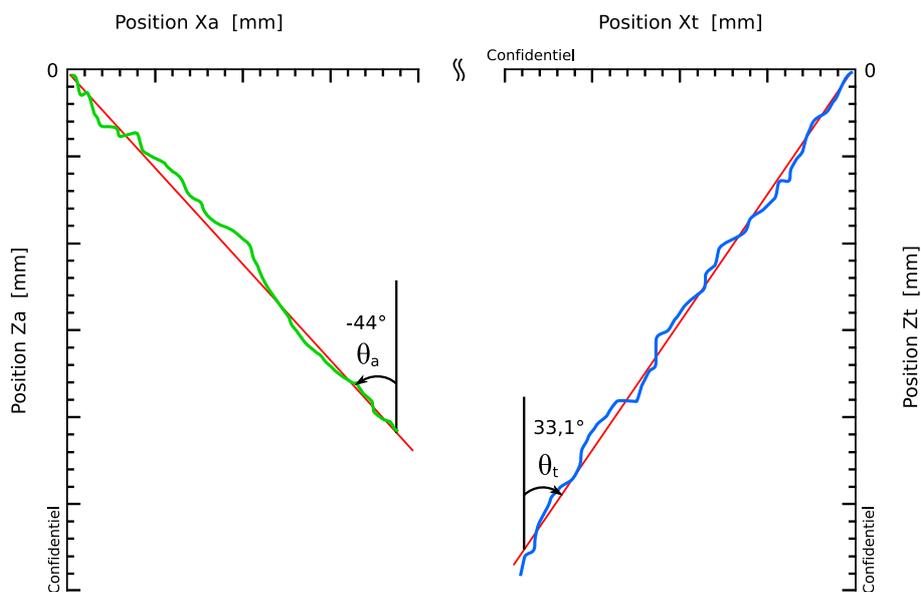
**Figure 2.43:** *Paramètres directionnels du geste.*

$\theta_t$  : angle entre la normale et la trajectoire de la main thoracique.

$\theta_a$  : angle entre la normale et la trajectoire de la main abdominale.

Sur l'enregistrement d'une séance de kinésithérapie respiratoire les paramètres spatiaux sont mesurés sur chaque séquence exploitable d'AFE extraite par découpage manuel. Le calcul des angles est déterminé grâce au calcul des pentes issues des régressions linéaires de ces trajectoires (Figure 2.44).

Trajectoires des mains de le plan XZ



**Figure 2.44:** Exemple de trajectoires des mains dans le plan sagittal pour une compression du torse.  
 À gauche : main abdominale ; à droite : main thoracique.

Les angles  $\theta_t$  et  $\theta_a$  sont calculés par les relations de trigonométrie classiques :

$$\theta_t = \arctan \frac{AB}{BD} \quad (2.6)$$

$$\theta_a = \arctan \frac{CE}{ED} \quad (2.7)$$

Ces paramètres ont été analysés sur des séries d'une dizaine de compressions (AFE rapide et AFE avec plateau) pour les cas suivants (Tableau 2.10) :

- Avec le kinésithérapeute référent pour un même bébé (données complètes présentées en annexe H.4 dans le Tableau H.9).
- Avec le kinésithérapeute référent sur plusieurs bébés (données complètes présentées en annexe H.4 dans le Tableau H.10).
- Avec six praticiens experts sur six nourrissons différents (données complètes présentées en annexe H.4 dans le Tableau H.11).

**Tableau 2.10:** *Études des directions des trajectoires et des déplacements dans les directions x et z*

Étude		Main thoracique			Main abdominale		
		Angle [°]	Déplacement [mm]		Angle [°]	Déplacement [mm]	
Praticien	Patient	$\bar{\theta}_t (\sigma)$	$\bar{\Delta}_{Zt} (\sigma)$	$\bar{\Delta}_{Xt} (\sigma)$	$\bar{\theta}_a (\sigma)$	$\bar{\Delta}_{Za} (\sigma)$	$\bar{\Delta}_{Xa} (\sigma)$
Kinésithérapeute référent	1 nourrisson sur 1 séance						
Kinésithérapeute référent	7 nourrissons différents		<i>Données confidentielles</i>				
6 kinésithérapeutes experts	6 nourrissons différents						

### Interprétation

Les mesures sur plusieurs séquences effectuées par un kinésithérapeute pour un nourrisson mettent en avant une bonne reproductibilité du geste intra-opérateur en terme d'amplitude de déplacement selon les axes x et z. En ce qui concerne les angles des trajectoires, on considère que le geste est répété avec une reproductibilité acceptable, l'écart type sur la moyenne des AFE de plusieurs séquences étant inférieur à 10 ° sur les deux mains.

D'après la description de la technique par les kinésithérapeutes (cf. paragraphe 1.2.2) les axes dynamiques forment un angle de 90 °. Globalement les mesures sont en accord avec cette définition. Mais des différences significatives de valeur d'angles des trajectoires entre la main thoracique et la main abdominale ont été observées. L'appui est plus verticalisé pour la main thoracique que pour la main abdominale. Les amplitudes de déplacement de la main thoracique sont significativement supérieures aux amplitudes de déplacement de la main abdominale. Cette observation est conforme à la description du geste faite par les kinésithérapeute car la main thoracique est la main qui mène le geste ; la main abdominale étant en contre pression.

Nous avons remarqué que les valeurs des amplitudes des déplacements enregistrées lors de la précontrainte sont supérieures à celles mesurées par la suite lors des différentes AFE. Ce paramètre est important car il permet de définir les limites des amplitudes des déplacements des mains afin d'éviter le collapsus bronchique ou les gestes potentiellement dangereux. On utilisera cette observation pour la création de scénarios pour le futur simulateur. Pour la caractérisation du geste réalisé par les experts, cette donnée est importante car elle permet de définir les limites du geste en amplitude de déplacement comme étant celles atteintes pour le geste de référence (la précontrainte).

Nous avons également proposé une analyse des mesures du déplacement des mains afin de connaître l'évolution de ces paramètres en fonction du temps lors d'une série d'AFE pour un bébé donné, dans le cadre du mémoire de « Diplôme d'État de Masseuse-kinésithérapeute » d'Elise Chanvillard [Chanvillard 08]. Nous n'avons pas pu statuer sur une évolution du geste en terme de déplacement des mains entre les premières AFE et les dernières AFE d'une même séance car les différences observées ne sont pas significatives.

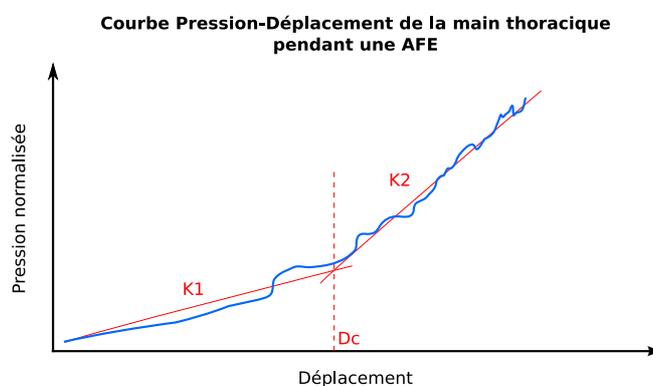
### 2.6.6 Relation Pression-Déplacement pendant le geste

#### Définitions des paramètres et résultats

Le déplacement des mains a été couplé avec les pressions exercées par celles-ci. Nous avons analysé les paramètres de pression (donnée par les deux capteurs les plus sollicités sur la main) et déplacement de la main simultanément pendant la compression de l'AFE, en traçant les courbes de pression en fonction du déplacement. Le couplage de ses deux paramètres pourra nous donner des informations sur le comportement mécanique global du torse du nourrisson. Cette analyse permettra de nous guider dans le choix des valeurs initiales des rigidités des matériaux à utiliser pour le dimensionnement de la future maquette thoracique de nourrisson.

Nous avons remarqué que les courbes Pression-Déplacement de la main thoracique présentent la caractéristique d'être globalement bilinéaire (cf. Figure 2.45). Pour la main abdominale, ce phénomène n'a pu être observé.

- Les paramètres  $K_1$  et  $K_2$  ont été définis comme les pentes des deux parties linéaires. Ces paramètres sont directement liés au comportement mécanique global du thorax du nourrisson au niveau du contact avec la main appliquant la pression.
- Le paramètre  $D_c$  représente le déplacement pour lequel le changement intervient.



**Figure 2.45**

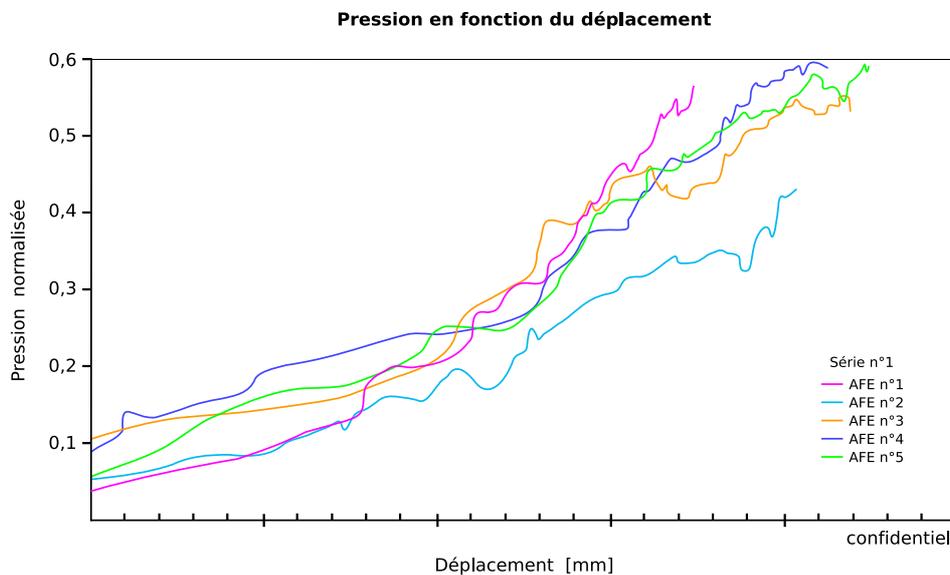
Ces paramètres ont été analysés sur des enregistrements d'AFE sur plusieurs séries de compressions correspondant aux différents cas suivants (Tableau 2.11) :

- Le praticien référent pour un même bébé (données complètes présentées en annexe H.5 dans le Tableau H.12).
- Le praticien référent sur plusieurs bébés (données complètes présentées en annexe H.5 dans le Tableau H.13).

**Tableau 2.11:** *Études des paramètres Pression-Déplacement*

Étude		Paramètres	
Praticien	Patient	$\frac{\bar{K}_2}{\bar{K}_1} (\sigma)$	$\bar{D}_c (\sigma)$ [mm]
Kinésithérapeute référent	1 nourrisson sur 1 séance	<i>Données</i>	
Kinésithérapeute référent	6 nourrissons différents	<i>confidentielles</i>	

La Figure 2.46 donne un exemple de ces courbes pour la main thoracique lors d'une série d'AFE sur un nourrisson.



**Figure 2.46:** *Courbes Pression-Déplacement sur une séquence de 5 AFE réalisée pour un nourrisson.*

### Interprétation

Pour un même nourrisson, le rapport  $\frac{K_1}{K_2}$  calculé à partir des données des courbes Pression-Déplacement sur plusieurs AFE peut être considéré comme constant car l'écart type sur la moyenne est faible pour un geste répété manuellement. Le déplacement mesuré pour lequel intervient le changement de pente est lui aussi constant.

L'analyse de ces paramètres sur différents nourrissons montre qu'ils sont spécifiques à chaque patient. Plusieurs hypothèses peuvent être mises en avant pour expliquer ces différences : l'âge du patient, sa morphologie, l'état clinique, le type et la localisation de l'encombrement ...

Nous en avons déduit qu'il est pertinent de considérer le thorax du nourrisson lors de la conception du simulateur comme ayant un comportement globalement bilinéaire pendant la compression. Cette observation est en accord avec le ressenti des kinésithérapeutes qui décrivent le comportement du thorax du nourrisson comme étant : « mou au début et se durcissant en fin d'expiration » ; « l'impression de résistance augmente au fur et à mesure de la manœuvre ».

## 2.7 Conclusion

Un nouvel outil de caractérisation des gestes de kinésithérapie respiratoire du nourrisson a été conçu et réalisé. L'intégration de capteurs sur des gants a été spécifiquement adaptée au patient, à l'utilisateur, au geste effectué et à l'environnement. Pendant une séance d'AFE, le système permet de mesurer et d'enregistrer le déplacement des deux mains du praticien ainsi que les pressions exercées par celles-ci sur le torse du patient. L'outil développé assure l'acquisition et l'enregistrement de l'ensemble des gestes effectués. Il satisfait à l'objectif initialement défini. Les signaux résultants sont exploitables grâce à des programmes dédiés. Le travail effectué sur le choix des paramètres observables par la mesure et leur analyse, nous a permis d'extraire des gestes caractéristiques à partir des enregistrements. Les limites du geste en termes de déplacements, pressions mais aussi les limites des paramètres temporels ont été calculés. Grâce à deux campagnes de mesure, nous avons obtenu une base de données de plusieurs types de gestes référents pour le kinésithérapeute référent d'une part, mais aussi pour cinq autres praticiens experts. Ces données nous permettent d'établir le cahier des charges du futur simulateur physique.

Ce travail est la première étude qui apporte des données quantitatives au niveau de l'exécution du geste et qui montre la bonne reproductibilité intra-opérateur pour un praticien expert. Nous avons choisi uniquement certains paramètres que nous avons définis et considérés comme pertinents pour la conception du simulateur d'apprentissage du geste. L'exploitation des mesures en considérant d'autres paramètres permettrait certainement de définir plus finement les caractéristiques du geste.

Ce système de mesures est ouvert à la communauté des kinésithérapeutes. Nous l'avons utilisé lors des travaux de Jeulin [Jeulin 08] dont la finalité est d'effectuer des entretiens d'autoconfrontation, avec différents kinésithérapeutes experts, prenant en compte les mesures effectuées, pour accéder au sens du comportement. La possibilité de définir des paramètres supplémentaires sur les données pour caractériser le geste pourrait permettre aux experts d'élaborer de nouvelles connaissances procédurales et de valider scientifiquement la pratique.

Le respect du cahier des charges, l'adaptabilité des gants instrumentés permettent au système de mesure moyennant de très légères modifications d'être utilisable par n'importe quel praticien. La recherche de solutions technologiques peu onéreuses et le faible encombrement font du système MIKROB un outil abordable et exploitable aussi bien à l'hôpital qu'en ambulatoire.

Au cours de l'étude, ce qui ne devait être qu'un instrument de mesure à usage limité (nous permettant de connaître les informations pour générer une maquette physique de torse de nourrisson), s'est révélé un outil pouvant s'adapter à la formation des kinésithérapeutes. En effet, l'affichage en « temps réel » et la visualisation par couleur de l'intensité des pressions sont considérés comme pouvant être une première aide à l'acquisition du « bon geste » (équilibre des pressions, gestes dangereux...).

# Chapitre 3

## Étude du simulateur pour l'apprentissage

Dans ce chapitre, nous présentons la démarche mécatronique de conception et de réalisation d'un premier prototype du simulateur dédié à l'apprentissage du geste d'AFE. Elle s'appuie sur la didactique professionnelle et deux étapes successives de transposition.

Nous précisons les grands axes de la méthodologie d'apprentissage choisie sur le simulateur, en définissant les objectifs de formation et la place de l'enseignant dans le paradigme d'apprentissage. Cela impose au préalable d'identifier les savoirs utiles et d'exploiter les paramètres proprioceptifs utilisés lors de l'activité professionnelle.

Nous établissons le cahier des charges pour la conception d'un modèle physique de représentation du torse de nourrisson. Nous expliquerons comment nous avons effectué la restitution de certaines caractéristiques anatomiques et comportementales d'un vrai nourrisson et nous justifierons le choix des fonctionnalités à réaliser sur le simulateur.

Enfin, nous détaillerons la démarche essai-erreur du dimensionnement de la structure du simulateur à l'aide d'un modèle numérique et de simulations par éléments finis, jusqu'à la réalisation d'un prototype physique.

## 3.1 De l'analyse de la pratique professionnelle au cahier des charges

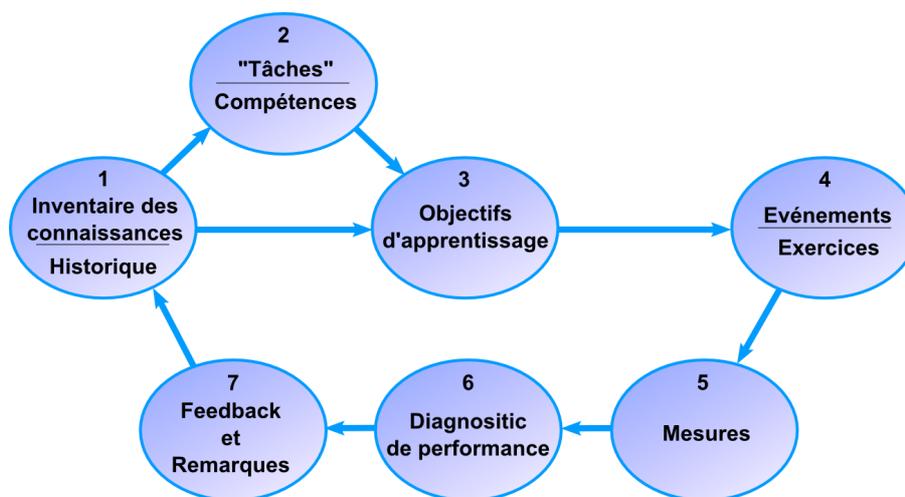
### 3.1.1 Démarche de la conception d'un simulateur spécifique pour l'apprentissage

La grande majorité des travaux de recherche en simulation pour l'apprentissage suivent la même démarche méthodologique résumée par Pastré [Pastré 05b] :

- Analyser le travail qui demande de construire la simulation.
- Analyser les apprentissages attachés à ce travail.
- Concevoir la situation simulée grâce à un travail de transposition.

L'auteur nous alerte sur les conséquences de la conception du simulateur comme substitut du réel. « L'accent [est alors] mis sur l'objet, et non sur l'activité d'apprentissage » [Pastré 05b]. Il préconise une rupture sur la question de la simulation en privilégiant « la dimension d'élaboration didactique des situations sur celle d'imitation ou de reproduction du réel », tout en ayant conscience des choix qui sont faits au détriment d'autres solutions.

Pour être efficace, l'apprentissage sur simulateur doit respecter le schéma établi par Oser [Oser 99] (cf. Figure 3.1) qui en définit les étapes clefs.



**Figure 3.1:** Étapes pour la réalisation d'un entraînement efficace sur simulateur. (D'après [Oser 99])

Le cycle d'Oser commence par la détermination des compétences initiales des novices. Cette étape conduit à la définition des compétences à acquérir grâce à l'utilisation du simulateur, ce qui constitue la deuxième étape. Les objectifs de formation (geste global ou spécifique) peuvent alors être définis (étape 3). Les résultats des étapes 2 et 3 amènent à la création des scénarios qui seront intégrés au simulateur. Les scénarios vont créer une partie de l'environnement et permettre à l'étudiant d'avoir des repères pour la situation d'apprentissage (étape 4). L'étape 5 sert à l'évaluation des performances de l'utilisateur pendant la pratique sur le simulateur, par rapport à une référence définie au préalable, notamment grâce aux étapes 1 et 2. Il faut donc intégrer des moyens de mesure et d'analyse sur le simulateur afin de valider ou non si les objectifs d'apprentissage sont atteints (étape 6). L'observation et l'évaluation systématique du comportement du novice, soit par

les mesures intégrées au simulateur, soit par l'enregistrement vidéo de la séance est obligatoire pour que l'enseignant et l'étudiant fassent le diagnostic et la correction de la pratique professionnelle. Les données collectées pendant la simulation fournissent les éléments d'un « feed back » pour l'apprenti (étape 7). L'historique des simulations effectuées, les compétences nouvelles à acquérir et l'expérience de l'utilisateur modifient le programme de simulation et imposent l'adaptation des scénarios pour obtenir une progression efficace de l'apprentissage sur le simulateur. Les scénarios doivent être développés pour obtenir différents niveaux de difficultés permettant ainsi à l'apprenant de s'adapter à de nouvelles situations. Dans le cas contraire, le risque serait de concevoir un simple simulateur au lieu d'un simulateur pour l'apprentissage.

Plus particulièrement, nous suivons les recommandations suivantes définies par Salas [Salas 05] :

- Avant tout, comprendre les besoins en déterminant à quelles personnes s'adresse le simulateur et quels savoirs sont en jeu.
- Définir l'environnement et guider l'apprentissage sur le simulateur.
- Tenir compte des paramètres cognitifs de l'activité professionnelle lors de la situation simulée.
- Évaluer les performances de l'apprenant sur le simulateur.

La prise en compte de la globalité de l'activité est nécessaire pour dégager les éléments du processus constitutif de l'analyse de l'action [Maubant 07]. Puis il convient d'identifier les traits caractéristiques de la situation professionnelle.

Le but final de cette démarche est la mise en place de la didactique professionnelle avec l'utilisation du simulateur d'apprentissage. D'après Pastré [Pastré 97] elle s'appuie sur l'analyse cognitive des situations professionnelles de référence.

L'analyse du travail, permettant d'identifier les situations problématiques de l'activité, est un préalable à la conception de ce que Pastré appelle les simulateurs de résolution de problème [Pastré 05a]. Samurçay [Samurçay 98] souligne que « l'analyse du travail intervient comme un des moyens pour l'analyse dans l'étude des compétences, de leur développement, et dans la conception et l'analyse des situations de formation en vue de leur transformation ».

D'autre part, la situation didactique peut ne pas toujours représenter la réalité mais une situation d'apprentissage spécifique. Cette approche est souvent adoptée pour l'apprentissage de gestes médicaux. Mellet d'Huart image d'ailleurs cette situation par l'expression suivante : « [a simulator] may be not so realistic, but so real » [dHuart 02]. Par exemple pour le diagnostic du lavage péritonéal, des étudiants en médecine préfèrent s'entraîner sur un simulateur de réalité virtuelle représenté par un mannequin physique plutôt que sur des porcs malgré le fait que les propriétés biomécaniques de ces animaux sont beaucoup plus proches des tissus humains [Bowyer 05].

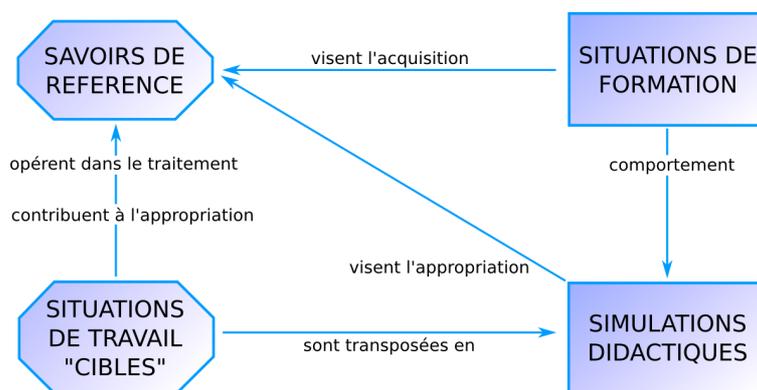
Dans notre cas, nous devons nous concentrer sur l'apprentissage pour la technique d'un geste d'AFE en kinésithérapie respiratoire pour les nourrissons.

Dans l'optique de concevoir le système d'apprentissage des gestes d'AFE, nous allons donc présenter une analyse cognitive de la pratique professionnelle effectuée conjointement avec le praticien référent, afin de préciser les objectifs de la formation sur le simulateur, puis réaliser les transpositions nécessaires à la rédaction du cahier des charges.

### 3.1.2 Apports de l'analyse cognitive de la pratique professionnelle

#### Savoirs professionnels

Au cours des formations pratiques, l'acquisition de connaissances auprès de professionnels de santé experts est un exercice relativement difficile car beaucoup d'heuristiques utilisées par le novice sont souvent court-circuitées dans les faits par le praticien expérimenté [Benner 84] ; soit parce qu'il se sert de connaissances implicites, soit par ce qu'il opère une légère divergence avec la théorie à cause de ses habitudes ou préférences, tout en ayant une pratique efficace. D'ailleurs, Epstein [Epstein 02] affirme que les compétences sont davantage définies par des connaissances tacites qu'explicites. La place et le rôle de ces savoirs de référence dans les relations entre les différentes composantes de formation sont présentés Figure 3.2 [Rogalski 05].



**Figure 3.2:** Schéma de relations entre les situations de travail « cibles » d'une formation, les savoirs de référence en jeu, les simulations didactiques, composantes des formations (d'après [Rogalski 05]).

Les savoirs de références sont une base nécessaire à la qualité de l'action. Ils sont contextualisés, liés à une expérience et à des formes d'action. Nous avons donc cherché à identifier ces savoirs en relation étroite avec les praticiens experts. Nous avons invité le kinésithérapeute référent à rendre aussi explicites que possible ses connaissances tacites ; le but étant de formaliser de façon qualitative les connaissances et les compétences mobilisées lors de la réalisation du geste afin de définir les paramètres utiles pour la conception du simulateur.

L'identification des compétences s'effectue donc à partir des pratiques [Perrenoud 98] et de l'observation de l'expérience, et des débats entre experts. Le moyen le plus direct et le plus employé des méthodes d'élicitation reste l'interview [Cullen 88]. Dans un premier temps, nous avons réalisé une interview ouverte avec notre kinésithérapeute référent puis avec un second praticien expert. Ils nous ont chacun expliqué le déroulement d'une séance d'AFE par une approche systémique. Puis après observations de plusieurs séances de kinésithérapie respiratoire, nous les avons questionnés plus précisément sur les détails techniques du geste, avec toujours pour objectif la collecte d'informations pour l'élaboration du cahier des charges du simulateur. Dans cette optique, le 25 novembre 2005, nous avons suivi Christian Fausser kinésithérapeute très impliqué dans la définition de l'AFE, au CHU du Kremlin Bicêtre à Paris, dans le service pédiatrique de prise en charge des nourrissons atteints de bronchiolite et dans le service de réanimation pédiatrique. Nous avons ainsi pu faire une observation systémique de la prise en charge du nourrisson, tant sur la technique d'AFE que sur l'organisation d'une séance.

Ce travail d'analyse est complexe car la verbalisation des sensations haptiques qui motivent l'action du kinésithérapeute est délicate. De plus, il faut « traduire » les termes

employés par les professionnels de santé. Par exemple : « ce bébé est un peu spastique\* » traduit une rigidité élevée au niveau du thorax.

#### **Savoirs experts pour l'AFE**

Suite à ces interviews et observations, ont été recensées les compétences techniques et comportementales problématiques pour les novices et requises pour une pratique efficace et non dangereuse de l'AFE (Tableau 3.1).

On pourra également s'appuyer sur les travaux de Pelca [Pelca 06] qui ont dressé un état des savoirs expérientiels à travers une étude sous forme de questionnaire proposé à 260 kinésithérapeutes de ville, les interrogeant sur leur pratique et la prise en charge du nourrisson atteint de bronchiolite. En particulier, il en ressort que près d'un sur 2 commencent systématiquement leur séance par des manœuvres stéréotypées, et seulement 50,2 % déclarent adapter leur gestuelle à l'enfant.

En outre, le principe de la réalisation du geste expliqué par Fausser [Fausser 02] et décrit au paragraphe 1.2, ainsi que les critères de dynamisation du flux et des sécrétions formalisés par l'expert, nous donnent de nombreuses informations qualitatives sur les actions et les limites de la pratique.

Une analyse plus fine au niveau de l'exécution technique du geste, s'appuyant sur les travaux de Jeulin [Jeulin 06], [Jeulin 08], va nous être utile à la création de l'environnement d'apprentissage et du comportement du simulateur en fonction des actions effectuées par l'apprenti (les scénarios). Jeulin s'est focalisé sur l'explication et la verbalisation des gestes, à travers des entretiens d'auto-confrontation sur des enregistrements vidéos des kinésithérapeutes experts que nous avons réalisés pendant la deuxième campagne de mesure. Ses observations ont permis d'analyser le raisonnement hypothético-déductif clinique que les experts utilisent, et qui permet l'organisation du soin. Cela contribue au processus d'élaboration des savoirs de référence et à la procéduralisation de l'action. Cette formalisation nous renseigne sur le contrôle des paramètres qui permettent l'évaluation du geste.

**Tableau 3.1:** *Compétences techniques et comportementales requises pour la pratique de l'AFE - Principaux concepts problématiques pour les étudiants*

---

Compétences techniques
Auscultation, reconnaissance des bruits adventices, localisation des sécrétions avant le démarrage des compressions
Nettoyage des voies aériennes supérieures
Position posturale du praticien face au nourrisson
Placement des mains sur le torse
Équilibre des mains sur le torse
Synchronisation des compressions avec la respiration du nourrisson
Direction du mouvement des mains dans le plan frontal
Direction du mouvement dans le plan sagittal (90°)
Vitesse d'exécution du geste, pour obtenir un débit optimal
Intensité des pressions pendant les compressions
Reconnaissance de majoration sonore pendant la séance
Localisation du point de déclenchement de la toux provoquée
Adaptation du geste en fonction des sons de débit d'air perçus
Adaptation du geste en fonction des sensations tactiles perçues
Arrêt du geste en cas de collapsus
Gestes d'urgence

---

Compétences comportementales
Maîtriser le raisonnement clinique qui permet d'organiser le soin : organisation générale de la séance, choix technique, organisation temporelle
Communiquer avec le nourrisson : rassurer, donner des signes clairs de début et fin de séance, reconforter
Communiquer avec les parents : rassurer, écouter, connaître les techniques qui facilitent l'éducation en santé

---

### 3.1.3 Objectifs d'apprentissage

L'analyse de la pratique seule n'est pas suffisante pour définir le cahier des charges. Il faut y associer les objectifs de formation. L'apprentissage doit donc être contrôlé pour s'assurer que l'étudiant apprend le (ou plutôt un) « bon geste ».

L'élaboration de la méthodologie d'apprentissage va nous orienter pour privilégier certains choix pour la rédaction des spécifications du simulateur. Pour ce faire, deux questions se posent :

- Le geste en lui même doit il être guidé ?
- L'étudiant doit-il être assisté par un formateur ?

Comme pour les systèmes d'aide à la réalisation de gestes médico-chirurgicaux assistés

par ordinateur [Dubois 97], [Troccaz 02], la réponse à la première question impose de choisir entre trois types de guidage :

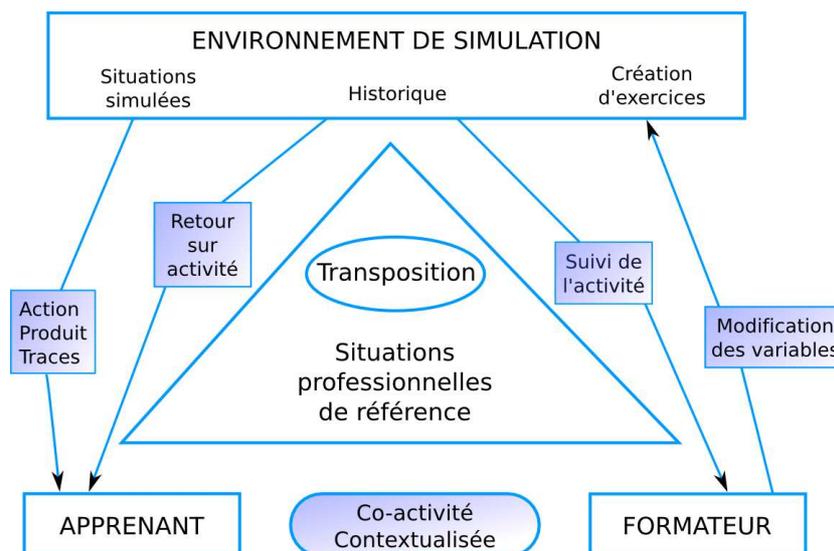
- Les systèmes passifs qui ne participent pas directement à la réalisation du geste, mais sont utilisés pour fournir des informations à l'utilisateur.
- Les systèmes semi-actifs qui contraignent mécaniquement l'exécution du geste, mais dont le guidage dans la direction optimale définie est borné par des limites à l'intérieur duquel tous les gestes sont possibles.
- Les systèmes actifs qui réalisent une tâche autonome. L'utilisateur suit alors un seul geste, le geste optimal.

Les kinésithérapeutes impliqués dans la définition de l'environnement de la formation tutorée, se sont exprimés sur une « philosophie » générale d'apprentissage sur le simulateur. Ils nous ont fait part de leurs souhaits afin que nous puissions choisir le type de système le mieux approprié à notre objectif. Le point crucial mis en avant concerne le comportement mécanique du simulateur sous les mains de l'apprenant. Une liberté complète de mouvements devra être autorisée lors de la réalisation des gestes, mais des alarmes devront être générées pour alerter le novice en cas de geste mauvais ou dangereux pour le nourrisson. Par conséquent, un système de type passif sera privilégié.

En ce qui concerne la deuxième question, comme l'explique Bruner [Bruner 83], le choix du processus de tutelle pendant l'apprentissage est important. C'est déjà lors de la conception d'un simulateur que la place du formateur doit être définie [Caens-Martin 05]. L'enseignant doit être considéré comme l'acteur essentiel du système de transmission des savoirs et des compétences, et plus encore des savoirs pragmatiques à dimensions professionnelles. En effet, le rapport de l'apprenant aux situations de référence est régi par une « double médiation » : par l'interaction directe avec le simulateur d'une part, et par l'activité du formateur d'autre part. Le formateur tient une place importante, il convient donc de concevoir le simulateur en faisant des choix concernant les fonctions simulées, en fonction du champ d'intervention de l'instructeur.

Caens-Martin et Samurçay proposent la même schématisation d'une modélisation de la médiation apprenant/situation de simulation via l'instructeur (cf. Figure 3.3). Un tel schéma d'apprentissage est performant car il permet d'amener à la faute et à la prise de conscience pour sensibiliser au danger. L'étudiant doit pouvoir apprendre de ses erreurs mais pour cela, les erreurs doivent être expliquées et corrigées par l'enseignant. Ce schéma est adapté à notre situation et aux souhaits des kinésithérapeutes formateurs avec lesquels nous avons travaillé. Dans ce cas, l'instructeur doit avoir une activité de médiation et d'étayage de la pratique. Il devra pouvoir intervenir tout au long de l'activité apprenante sur le simulateur. L'étudiant n'est donc pas en immersion totale lors de la simulation. Le kinésithérapeute formateur est toujours à ses côtés afin de superviser les paramètres du geste qui ne peuvent pas être détectés par le simulateur et de fournir des explications.

Le Tableau 3.2 récapitule les variables didactiques du geste qui ont été définies par les kinésithérapeutes experts et les critères de vérification de leur bonne exécution sur la future maquette. Certains paramètres comme le placement des mains ou la direction du mouvement doivent être détectés par le kinésithérapeute expert étant donné qu'ils peuvent être visuellement vérifiables mais aussi par le simulateur qui doit produire un signal d'alerte. D'autres paramètres, comme l'équilibre des mains ou l'intensité des pressions, ne peuvent être détectés que par la maquette instrumentée. A l'inverse, seul le professeur est capable de corriger la position posturale devant la table de kinésithérapie.



**Figure 3.3:** Schéma de la médiation apprenant/situation de simulation via le formateur. D'après [Caens-Martin 05] et [Samurçay 05].

**Tableau 3.2:** Contrôle des variables didactiques  
 ✓ : réalisé ; ✗ : non réalisé ; ≈ : partiellement réalisé

VARIABLES DIDACTIQUES	ENSEIGNANT	SIMULATEUR
Pathologies, localisation des sécrétions	✓	✓
Position posturale du praticien	✓	✗
Placement des mains sur le torse	✓	✓
Synchronisation du geste avec la respiration	✓	✓
Décollement des mains avec la peau du nourrisson	✓	✓
Équilibre des mains (répartition des pressions)	✗	✓
Intensité maximale des pressions appliquées	✗	✓
Amplitudes maximales des déplacements du torse	✗	✓
Direction des trajectoires des mains	≈	✓
Dynamique du geste	≈	✓
Adaptation du geste au son du flux expiratoire	✓	✓
Localisation du point de déclenchement de la toux provoquée	✓	✓

### 3.1.4 Approche mécatronique et transpositions

L'impact des nouvelles technologies sur les processus d'apprentissage nous amène à choisir comment réaliser technologiquement l'environnement d'apprentissage. Nous avons défini en étroite coopération avec les praticiens experts et à partir du Tableau 3.1, les variables didactiques qui sont utiles à l'apprentissage du geste pour l'AFE (Tableau 3.2).

Ensuite, nous devons traduire en choix technologiques sur la maquette la représentation de ces variables.

Du point de vue de la connaissance, comme le souligne Luengo [Luengo 06] « il ne suffit pas de modéliser une connaissance pour l'enseigner ». Du point de vue des systèmes de simulation, « cela se traduit par le fait qu'il ne suffit pas de représenter la connaissance sous forme d'un système expert pour proposer un système d'apprentissage ».

La transposition didactique, concept développé par Chevallard [Chevallard 85] est communément acquise pour la conception d'interfaces pour l'apprentissage humain. Samurçay [Samurçay 98] désigne la transposition didactique comme « le processus par lequel les situations de référence sont transposées pour devenir des situations à visée didactique en conservant plus ou moins certaines fonctionnalités de celles-là ». Rogalski [Rogalski 94] propose d'étendre la notion de transposition aux savoirs professionnels. Selon elle, la transposition consiste en « la transformation d'une situation de travail en situation didactique » [Rogalski 06]. Pour cela la conservation ou la modification de tâches dans l'optique de l'entraînement par simulation est une étape essentielle [Rogalski 95].

D'autre part, les solutions génériques ne peuvent être construites en faisant abstraction du contexte. Plus que d'utiliser une simulation hautement fidèle à la réalité, l'important est d'utiliser une simulation dont la fidélité correspond aux besoins d'entraînement. Cette fidélité peut être d'ordre environnemental, ou bien d'ordre physique (comment le simulateur mime la réalité), ou encore psychologique avec l'implémentation du stress. Le simulateur ne restitue pas forcément une forme ou un comportement identique mais une fonction. Dans tous les cas, il faudra que les fonctions simulées soient en accord avec les ressources cognitives mobilisées dans la pratique professionnelle réelle. D'ailleurs, Joab [Joab 03] ainsi que Glavin [Glavin 03] insistent sur l'importance de la construction d'un modèle de simulation en adéquation avec les besoins des utilisateurs. Cet effort est nécessaire à l'appropriation des ressources. Les seules fonctionnalités pertinentes qui devront être représentées sur le simulateur sont celles qui proviennent des paramètres proprioceptifs auxquels les kinésithérapeutes sont attentifs lors de la prise en charge du patient et de l'exécution de l'AFE, et des gestes potentiellement dangereux pour le bébé. En effet, comme le souligne Perrenoud [Perrenoud 98] : « A supposer qu'on sache les identifier [les savoirs pratiques] et les mettre en forme, il reste à se demander s'ils peuvent et doivent être l'objet d'un enseignement ou plus globalement d'une information, donc d'une transposition didactique ».

Cette idée est aussi soutenue par Vidal-Gomet [Vidal-Gomet 05] : « Concernant les simulateurs à visée didactique, ce n'est pas tant la fidélité qui est au cœur du questionnement que la création de conditions suffisantes pour que le formé acquière les compétences nécessaires à la maîtrise des situations qui sont la cible de la formation, et qu'il soit ensuite en mesure de mobiliser ce qu'il a acquis pour réaliser son travail ».

Nous nous appuyerons sur cette réflexion pour définir le cahier des charges du simulateur ; en choisissant quelles fonctionnalités sont conservées pour les objectifs d'apprentissage ; en traduisant les objectifs de transmission du savoir du praticien en terme de limites des paramètres technologiques définis ou en terme d'environnement actif informatique.

#### **Niveau de représentation**

Un modèle est une représentation de la réalité. Il ne doit pas tenter de résoudre un concept mais être une réponse à un problème. Par exemple, un simulateur dédié à la formation peut ne représenter qu'une fonction comme le simulateur pour injection péridurale

commercialisé par France 3b Scientific <sup>1</sup> qui ne représente qu'une seule partie de la région lombarde.

Le futur simulateur doit être une réponse qui permet de vérifier les points critiques du geste correspondant aux compétences techniques mises en avant par les kinésithérapeutes experts. Par conséquent, l'objectif de notre travail n'est en aucun cas de créer un nourrisson réel mais de fournir un nouvel outil spécifique efficace pour l'apprentissage pragmatique de concepts et de gestes techniques d'AFE.

La question que nous devons nous poser est donc : quel niveau de représentation devons nous proposer ? En effet, le corps du nourrisson est composé de différents organes (cœur, poumons, foie, viscères...) qui apportent tous une contribution au comportement du torse lors de sa compression. Mais la représentation de ces organes est-elle nécessaire dans l'optique de l'apprentissage du geste de kinésithérapie ?

Lorsque nous roulons à vélo, nous respectons diverses lois de la physique, sans quoi nous ne pourrions pas tenir dessus et avancer. Mais la plupart d'entre nous ne connaissons pas ces lois ou n'y faisons pas référence lorsque nous pédalons. Et pourtant nous avançons et nos gestes sont efficaces. Tout se passe comme si nous mettions en pratique des connaissances physiques et des théorèmes. Il en est de même pour le kinésithérapeute lorsqu'il comprime le torse du nourrisson. L'obtention du débit d'air expiré fait intervenir des lois issues de la physique, de la mécanique des fluides et de la physiologie extrêmement complexes et qui n'ont à ce jour pas fait l'objet de formulation théorique. Pour autant, ils savent que pour obtenir tel ou tel débit (imaginé par le son émis) il faut appliquer une pression plus ou moins forte avec une vitesse d'exécution plus ou moins élevée.

Nous ne tenterons donc pas de représenter le système respiratoire du nourrisson (modélisé par Frey [Frey 01] ou Fodil [Fodil 05]) avec toutes les interactions fluides/voies respiratoires qui existent réellement mais qui ne font pas partie des savoirs que le kinésithérapeute utilise directement pour sa pratique. Nous avons choisi de représenter un comportement global du thorax et de l'abdomen du nourrisson, sans recréer la constitution interne du torse. Cependant ce comportement devra permettre au novice de mettre en pratique ses connaissances en s'appropriant une représentation du réel. Aussi, afin d'obtenir une adhésion au paradigme d'enseignement de la part de l'apprenant, nous devons assurer le réalisme morphologique pour qu'il entre pleinement dans le processus d'apprentissage.

Une étude évaluant un simulateur physique comme outil de formation en anesthésie-réanimation a été réalisée [Lebuffe 05]. Il en résulte que l'intérêt accordé au simulateur et le degré d'adhésion des internes dépend principalement du niveau de réalisme des paramètres simulés par rapport aux situations réelles et de la proximité de l'environnement aux conditions observées en pratique clinique. Par conséquent, un effort sur l'anthropomorphisme du torse devra être apporté pour que l'étudiant retrouve ses repères de façon identique par rapport à un vrai nourrisson.

### Démarche mécatronique

D'autre part, d'un point de vue purement technologique, la conception du simulateur doit intégrer :

---

<sup>1</sup>[www.3bscientific.fr](http://www.3bscientific.fr)

- des fonctionnalités structurales : le praticien doit ressentir le comportement biomécanique global approché de celui d'un corps de nourrisson sous les sollicitations d'un geste d'AFE ;
- des fonctionnalités instrumentales : les paramètres critiques, soulignés par les experts, définis par l'analyse du travail et la transposition didactique, doivent être contrôlés pendant la réalisation du geste.

Les fonctionnalités finales de la maquette mécatronique seront conjointement obtenues par les propriétés mécaniques intrinsèques (choix de la structure et des matériaux) et l'instrumentation spécifique (capteurs, actionneurs, ...). La démarche mécatronique consiste, dès le cahier des charges, à intégrer ces deux types de fonctionnalités.

L'environnement d'apprentissage et les compétences à atteindre avec l'entraînement ont été spécifiés à travers l'approche didactique. La transposition permettra de relier les variables professionnelles aux variables didactiques pertinentes qui définissent l'environnement d'apprentissage et dont les limites de variation pour une bonne exécution du geste ont été établies. Parallèlement, la recherche des propriétés biomécaniques a été menée pour la conception de la structure et son comportement. Cette approche schématisée Figure 3.4 amène à la définition du cahier des charges avec les fonctionnalités qui doivent être représentées sur le simulateur.

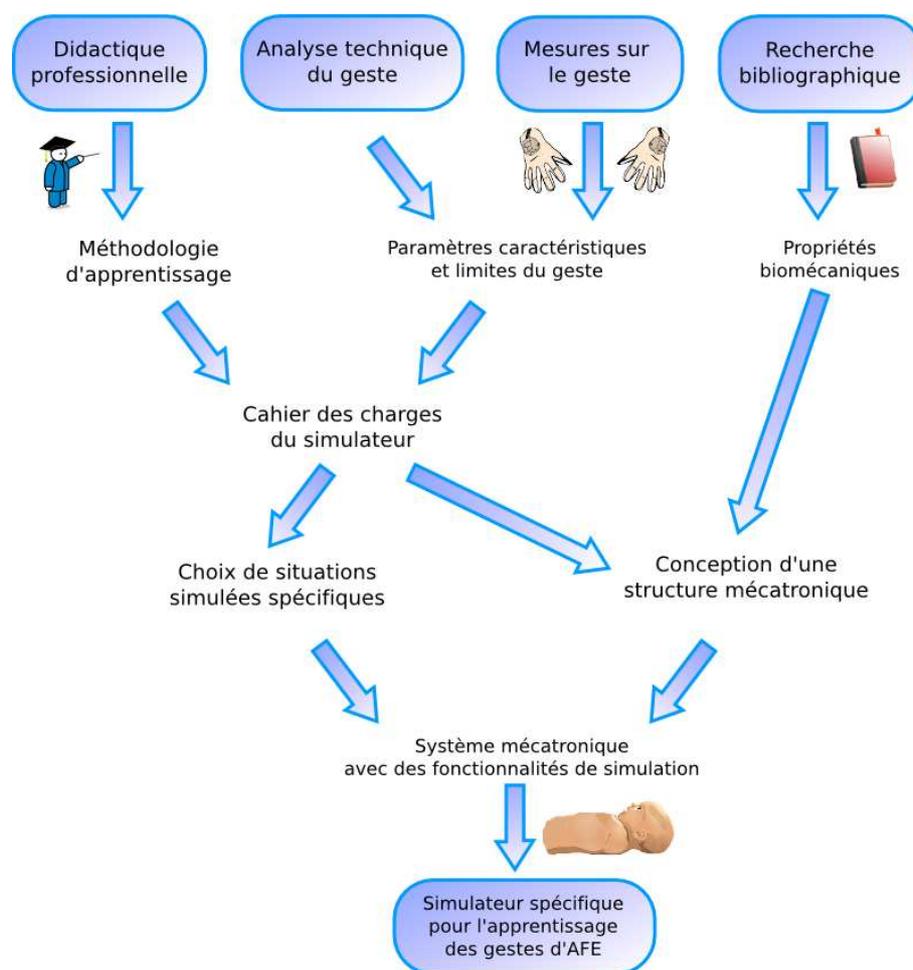


Figure 3.4: Représentation schématique de l'approche de conception suivie.

Le cahier des charges est donc issu de deux analyses : l'une didactique et l'autre technique (cf. Figure 3.4). Les deux sont liées et définissent d'une part la représentation du modèle physique et son anthropomorphisme, d'autre part les fonctionnalités intrinsèques au geste AFE en kinésithérapie respiratoire.

Dans une première étape, nous avons décidé en concertation étroite avec les praticiens, des moyens de traduire ou d'évaluer les variables didactiques - recensées dans le Tableau 3.2 - en paramètres physiques. Cette transposition, qui s'appuie sur l'étude des paramètres pertinents de définition du geste d'AFE, a pour but de définir les fonctions et l'instrumentation à intégrer.

Dans un deuxième temps, la transposition des objectifs d'apprentissage et de leur environnement en fonctionnalités du simulateur se fait à partir des variables didactiques et de la transposition de celles-ci. En effet, les étendues de mesures et limites des paramètres physiques exprimés étant déterminées, les fonctionnalités, qui ont été exprimées dans le but de faire apprendre un geste non dangereux et efficace sur le simulateur, et les moyens de contrôle et de génération de ces fonctionnalités peuvent être choisis.

Ces deux transpositions successives sont nécessaires à la rédaction d'un cahier des charges complet qui pourra répondre aux objectifs techniques et didactiques.

### 3.1.5 Transposition des variables didactiques

Dans ce paragraphe, on s'attache à appliquer la transposition de chacune des variables didactiques.

#### Pathologies, localisation des sécrétions

A l'auscultation du début de séance, les bruits caractéristiques de la bronchiolite renseignent sur la localisation des sécrétions et orientent le type de geste à effectuer. Ces bruits entendus sont l'expression du passage et du frottement de l'air sur la paroi des voies aériennes. Les bruits sont d'intensités et de fréquences différentes en fonction du diamètre des voies aériennes. Ces sons devront être produits comme entraînement au diagnostic avant que le novice ne commence les manœuvres de la séance d'AFE.

Issus des travaux de Postiaux [Postiaux 97], [Postiaux 98] nous possédons une base de données de plages sonores des différents sons correspondant aux différents types d'encombrement bronchique :

- Les craquements ou crépitants sont des bruits discontinus d'une durée inférieure à 30 ms. Ces râles possèdent un son sec et fin comme le frottement de cheveux entre les doigts et témoignent d'une atteinte bronchio-alvéolaire.
- Les sous crépitants sont « humides » et « bulbeux » et traduisent la présence de liquide dans les voies aériennes distales.
- Les sibilants sont plutôt des sifflements audibles aux deux temps respiratoires. Ils sont caractéristique de l'encombrement des voies aériennes intra-thoraciques proximales (obstruction broncho-pulmonaire). Ils possèdent une durée supérieure à 30 ms.
- Les ronchi sont des bruits continus de basse fréquence (tonalité grave) est traduisent un encombrement des voies aériennes supérieures ou moyennes.
- Les frottements traduisent un épaissement de la plèvre\*.

En début de séance, ces sons pourront être générés sur le simulateur par un haut parleur pour exprimer différentes pathologies et niveaux d'encombrements.

#### **Détection du bon placement des mains et du décollement**

Aucune zone de placement des mains ne doit être explicitement visible sur le simulateur afin de ne pas guider l'apprenant. Par contre, le simulateur doit pouvoir détecter si la main thoracique et la main abdominale sont correctement positionnées sur le torse du nourrisson. De même lorsqu'une succession d'AFE est en cours, il faut détecter si il n'y a pas de décollement des mains avec le torse entre deux compressions.



**Figure 3.5:** Zones « totales » de placements des mains définies par les kinésithérapeutes experts.

Sur le simulateur, des capteurs de pression intégrés à la structure au niveau des zones de placement des mains définies par les kinésithérapeutes experts permettront d'obtenir en temps réel l'intensité des pressions. Des capteurs supplémentaires doivent être placés à la périphérie de ces zones pour détecter le mauvais placement des mains. D'autre part, on vérifiera que la pression appliquée sur les zones de placement des mains (cf. Figure 3.5) n'est pas totalement nulle avant chaque AFE. En cas de mauvais placement ou de décollement, un signal doit être produit.

#### **Synchronisation du geste avec la respiration libre du nourrisson**

Le kinésithérapeute est attentif à la respiration libre du nourrisson. Il observe le déplacement du torse et prend la mesure du rythme respiratoire en percevant la respiration l'enfant sous ses mains pour commencer la compression thoraco-abdominale au moment où le nourrisson est en fin d'inspiration. Par contre, dès qu'il a déclenché la compression, la respiration n'est plus un repère dans l'exécution de son geste car il ne la ressent plus ni ne la visualise. En effet, l'activité respiratoire n'est alors plus gérée par le nourrisson mais par l'action manuelle du kinésithérapeute.

Si le geste débute trop tôt (avant la fin de l'inspiration libre), le nourrisson déclenche un blocage réflexe thoracique. Commencée trop tard, l'accélération mobilise trop peu de volume et est inefficace [Fausser 02]. La représentation de la respiration libre de la maquette est donc une fonctionnalité utile à l'appréciation de la bonne synchronisation du début des compressions. De plus, cette représentation est nécessaire à la gestion d'une fonctionnalité liée au blocage du simulateur (présentée au paragraphe 3.1.6). On observera donc simultanément, la détection du début du geste par l'intermédiaire de la mesure des pressions exercées par les mains et la respiration libre générée sur le simulateur, pour produire le blocage de la structure en cas de démarrage du geste alors que le nourrisson n'est pas en fin d'inspiration.

### **Amplitudes maximales des pressions et équilibre des mains**

La mesure de l'amplitude des pressions exercées par l'utilisateur sur les zones de placement définies précédemment permet de connaître la dynamique du geste et en particulier les pressions maximales. La valeur de l'amplitude maximale des pressions doit être comparée en temps réel avec la valeur obtenue lors de la précontrainte pour juger de l'innocuité du geste.

La mesure de l'amplitude des pressions au niveau des zones d'appui des mains permet également d'évaluer la qualité du geste réalisé en particulier sur l'équilibre des mains. Si la préhension du torse n'est pas correctement respectée, un avertissement doit être créé.

### **Amplitudes maximales des déplacements et directions des trajectoires des mains**

La mesure de l'amplitude des déplacements est nécessaire à la détection des gestes dangereux. Si les amplitudes des déplacements relevées sur le torse sont supérieures aux amplitudes limites déterminées lors de la précontrainte, le blocage de la structure doit intervenir. D'autre part, les directions des trajectoires sont calculées à partir de ces mesures. Il faut donc prévoir un système de mesure des déplacements sur le simulateur au niveau des zones d'appui des mains.

### **Dynamique du geste**

Le blocage de la structure devra également intervenir lorsque la dynamique du geste est trop éloignée de la dynamique du geste référent établi au chapitre 2. Une mesure des paramètres  $T_m$ ,  $T_d$ , et  $T_l$  qui caractérisent la dynamique, doit être effectuée en temps réel par le simulateur à partir de la mesure des pressions. Ces paramètres devront rester dans les limites de ceux qui proviennent des gestes experts : cette comparaison permettra de juger de l'efficacité de la dynamique et donc de celle du flux provoqué. En effet, si la vitesse ou la fréquence d'exécution est trop élevée, l'air n'a pas le temps d'être expulsé hors des voies respiratoires et les bronches du nourrisson collabent.

### **Adaptation du geste aux sons du flux expiratoire**

Si les compressions sont exercées au-delà du volume expiré, les contraintes mécaniques entraînées sur le nourrisson peuvent être dangereuses. Pour prévenir de ce phénomène, le geste doit être en grande partie adapté par le praticien en fonction de son évaluation sonore. A l'écoute de l'expiration sonore et quand il ne perçoit plus de son, il arrête son geste.

Nous devons générer les sons du flux expiratoire, et seulement ceux-ci, lorsque les compressions sont effectuées. En effet, il n'est pas nécessaire de représenter les sons adventices pendant l'exécution du geste ; d'une part parce que le praticien ne peut les déceler puisqu'il ne travaille pas avec un stéthoscope ; d'autre part parce que les sons pulmonaires sont le plus souvent masqués par les pleurs du nourrisson. La génération des sons devra être interrompue lorsque le praticien atteint les limites du geste en déplacement. D'autre part, on mesurera le paramètre  $P_s$  (défini au chapitre 2) grâce à la mesure des pressions en fonction du temps pour valider la bonne exécution du geste.

### **Déclenchement de la toux provoquée**

Le réflexe de toux provoquée est obtenu en appuyant avec le pouce à un endroit précis à la base du cou (cf. chapitre 1, paragraphe 1.2.2), point que le praticien doit savoir déterminer sur le nourrisson. Sur le simulateur, une pression du pouce sur le point de déclenchement de la toux provoquée doit être détecté. Cette zone ne devra pas être visible

sur le simulateur mais un capteur placé dans la structure devra détecter si une pression est appliquée ou non. Lorsque le point est trouvé, des sons de toux doivent être générés.

### 3.1.6 Transposition des fonctionnalités du simulateur

Dans ce paragraphe, on s'attache à appliquer la transposition des fonctionnalités du simulateur à partir de la transposition des variables didactiques le cas échéant (Figure 3.6).

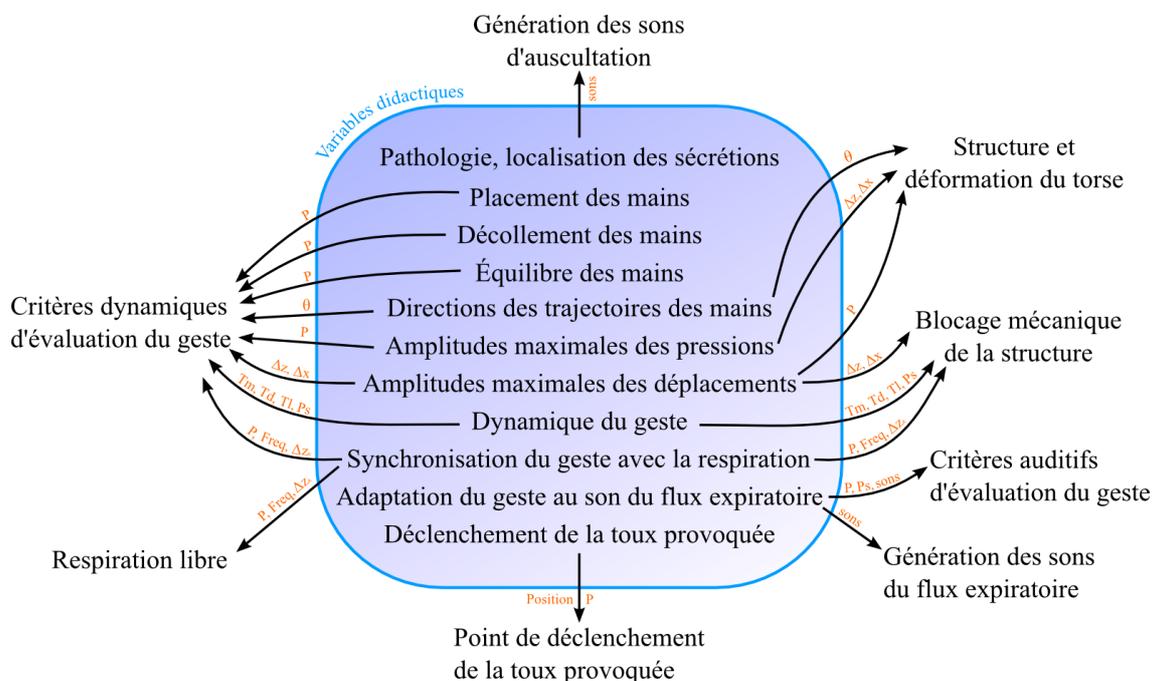


Figure 3.6: Transposition des variables didactiques en fonctionnalités

### Anthropomorphisme du simulateur

Comme précisé au chapitre 1 (paragraphe 1.1.1), les patients qui sont pris en charge par les kinésithérapeutes, sont âgés en moyenne de 6 mois. Nous avons donc choisi de concevoir le simulateur sous la forme d'un mannequin physique pleine échelle représentant l'aspect extérieur d'un torse de nourrisson de cet âge. La morphologie et les repères d'un véritable nourrisson doivent être respectés. Le sternum, l'appendice xiphoïde\*, l'ombilic ainsi que les mamelons doivent être visibles. Pour ce faire, nous avons décidé de créer la structure du torse à partir de scanners de nourrisson existants. Cette réalisation est présentée en détail en Annexe I.

### Structure et déformation du torse

Le torse doit avoir un comportement mécanique global le plus proche possible de la réalité lors de la compression. Il faut qu'il puisse se déformer dans le plan sagittal suivant les deux directions  $x$  et  $z$ , afin de proposer un système adapté aux spécificités du geste d'AFE. Cette fonctionnalité est innovante par rapport aux simulateurs de réanimation existants. En effet, les modèles dédiés au massage cardiaque pédiatrique ne possèdent qu'un degré de liberté (souvent réalisé à l'aide d'un ressort positionné dans la direction  $z$  sous le thorax) (cf. chapitre 1).

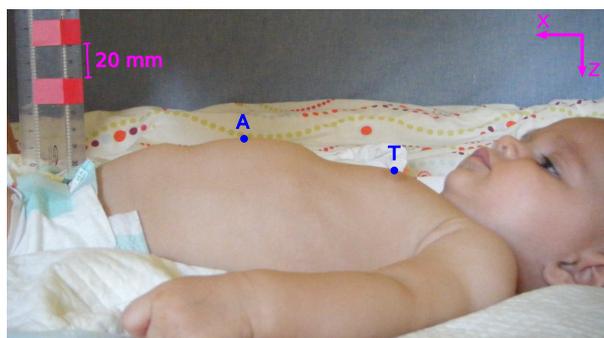
D'autre part, les déplacements induits par les compressions thoraco-abdominales réalisées par un kinésithérapeute référent sur le mannequin doivent être cohérents avec les

déplacements mesurés sur le geste effectué sur les nourrissons pendant les campagnes de mesure. Les valeurs des déplacements enregistrés sur le thorax et la partie abdominale suivant les directions  $x$  et  $z$  pendant ces campagnes ont été présentées précédemment au paragraphe 2.6.5. La structure interne et les matériaux du simulateur doivent être choisis pour obtenir des déplacements globaux du même ordre de grandeur.

### Respiration libre

La fonctionnalité de respiration libre sur le torse du nourrisson doit être réalisée. L'intérêt de cette fonctionnalité réside dans la visualisation de la fin du plateau inspiratoire pour le déclenchement des pressions. Nous devons connaître l'amplitude des déplacements correspondant à la surface du torse du nourrisson ainsi que sa fréquence respiratoire. Par contre, il n'est pas nécessaire de créer une déformation isotrope du thorax (comme dans la réalité) pour représenter cette fonctionnalité. Le déplacement du thorax dans la direction  $z$  est une représentation suffisante.

La mesure de l'amplitude du déplacement du torse lors de la respiration libre a été effectuée par analyse vidéo pour éviter la gêne occasionnée par la pose d'un capteur de déplacement FoB sur le corps. Les torses de nourrisson en position allongée sur la table de kinésithérapie ont été filmés de profil (Figure 3.7).



**Figure 3.7:** *A et T, les deux points choisis pour la mesure du déplacement du thorax et de l'abdomen suivant la direction  $z$  lors du mouvement respiratoire. Un objet de taille connue a été placé dans le plan du point de mesure afin d'établir la relation entre la taille d'un pixel de l'image et sa taille réelle en millimètres*

Les amplitudes des déplacements verticaux  $\Delta Z_{Rab}$  et  $\Delta Z_{Rth}$  de deux points dans le plan sagittal, l'un situé au centre de l'abdomen au niveau du nombril (A) et l'autre sur le thorax (T) au niveau des mamelons, sont mesurés à l'aide d'une caméra CCD (30 images/seconde, 680 x 680 pixels). Les images choisies sont extraites avec le logiciel VirtualDub<sup>2</sup> et analysées avec ImageJ. Étant donnée la résolution de l'appareil vidéo et l'objet de référence, nous avons une précision sur la mesure de  $\pm 0,5$  mm. Les résultats sont donnés dans le Tableau 3.3.

---

<sup>2</sup>[www.virtualdub.org](http://www.virtualdub.org)

**Tableau 3.3:** *Mesure du déplacement du thorax et de l'abdomen lors de la respiration libre sur cinq nourrissons malades.*

Nourrisson		Déplacement moyen ( $\sigma$ ) [mm]	
Nom	Age [mois]	Abdomen : $\Delta\bar{Z}_{Rab}$	Thorax : $\Delta\bar{Z}_{Rth}$
N.D	6	5,5 (1,9)	–
N.U	6	6,5 (9.0)	5,2 (1.6)
N.S	4	5,6 (1.6)	1,6 (0.6)
N.T	5	4,9 (4.5)	1,5 (0.8)
N.P	8	6,2 (2.3)	2,6 (0.7)

Les déplacements maximaux observés concernent le nourrisson N.U avec :  $\Delta Z_{Rab}=19,1\text{mm}$  et  $\Delta Z_{Rth}=5,3\text{mm}$ .

La fréquence respiratoire au repos chez le nourrisson quant à elle, est largement disponible à partir de la littérature [Vinçon 93], [Warren 97], [Postiaux 98], [Bourillon 05]. Elle est en moyenne de 40 cycles par minute. Il faut cependant noter que, l'enfant est en danger si cette fréquence est inférieure à 25 cycles par minute ou supérieure à 55 cycles par minute.

Nous devons donc générer sur le simulateur, une élévation du thorax et de l'abdomen avec les amplitudes et la fréquence déterminées par la mesure et la recherche bibliographique. L'intégration dans le torse d'un actionneur réalisant cette fonction est a priori une solution possible. Enfin, la possibilité de faire varier la fréquence respiratoire sur le simulateur pour proposer des scénarios représentatifs de différents cas cliniques doit être envisagée.

### Blocage mécanique de la structure

Cette fonctionnalité concerne la gestion du collapsus du nourrisson. Le collapsus bronchique induit le blocage mécanique du torse du nourrisson : le kinésithérapeute perçoit une sensation importante de dureté sous les mains. Plus aucun déplacement du torse ne doit alors être possible. Nous représenterons donc le collapsus par un blocage mécanique de la structure qui doit intervenir si les déplacements continuent d'augmenter lorsque le son de flux d'air n'est plus généré.

### Critères dynamiques d'évaluation du geste

À l'aide des gestes effectués par le praticien référent sur plusieurs nourrissons et des gestes de plusieurs praticiens experts, nous avons établi les limites des différents paramètres du geste à l'intérieur desquelles le geste est considéré comme efficace. Le geste effectué sur le simulateur sera comparé à ces références.

Le test de précontrainte que le praticien réalise au début de séance, lui permet d'apprécier les réactions de l'enfant aux contraintes appliquées lors de la réalisation du geste. Le praticien peut alors évaluer les limites du nourrisson en terme de déplacement juste avant que le collapsus apparaisse. L'utilisateur du simulateur devra donc réaliser le test de précontrainte sur le simulateur afin d'atteindre ses limites. Lors des AFE suivantes, il ne devra pas les dépasser mais s'en approcher le plus proche possible pour atteindre le geste

réfèrent. Dans le cas contraire, la gestion du collapsus devra intervenir. En terme d'amplitude maximale des pressions, la référence est aussi obtenue lors de la précontrainte ; si le geste est effectué en dehors des limites, une alarme doit avertir le praticien.

Aussi, le réglage de ces limites sur le simulateur devra être réalisé. Afin que les valeurs soient pertinentes par rapport à la structure et contrôlable par rapport au geste référent, le kinésithérapeute référent devra effectuer le geste sur le simulateur à l'aide des gants instrumentés. Les limites en terme de trajectoires et d'amplitudes maximales de pression du simulateur seront ainsi enregistrées. Une autre phase consistera à mesurer les gestes des kinésithérapeutes experts sur le simulateur pour définir l'ensemble des limites des différents paramètres. Celles-ci constitueront les limites de référence du simulateur qui devront être comparées avec les gestes des novices. Cette démarche a été adoptée lors de la conception du simulateur d'accouchement BirthSIM [Moreau 07], [Dupuis 06].

Il faut donc évaluer en temps réel et à partir de mesures réalisées directement sur la structure du simulateur les variables suivantes :

- Les amplitudes des pressions appliquées sur le torse par les deux mains pour connaître l'équilibre, le décollement éventuel des mains, l'adaptation du geste au son du flux expiratoire et les intensités maximales.
- Les amplitudes des déplacements du thorax :  $\Delta_{Zt}$ ,  $\Delta_{Xt}$  et de l'abdomen :  $\Delta_{Za}$ ,  $\Delta_{Xa}$  dans les directions x et z.
- Les directions des trajectoires des mains par le calcul des paramètres  $\theta_t$  et  $\theta_a$
- Les paramètres temporels  $T_m$ ,  $T_d$ ,  $T_l$  et  $P_s$  (définis au chapitre 2) calculés à partir de la mesure des intensités des pressions.

Un système de mesure de déplacement devra être positionné dans la structure au niveau du thorax et au niveau de l'abdomen. Les directions des trajectoires pourront être calculées en temps réel à partir de la mesure des déplacements de la structure. Les paramètres  $T_m$ ,  $T_d$  et  $T_l$  pourront être obtenus grâce à la mesure des pressions en fonction du temps.

Enfin, lorsque les principaux critères de mobilisation des sécrétions et de bonne exécution du geste sont validés, il faudra prévoir l'apparition de légères vibrations sous la main thoracique et d'une toux après 4 à 6 AFE efficaces [Fausser 05]. Un système générant des vibrations au niveau de la partie thoracique du modèle sous la zone de position de la main devra assurer cette fonction. De plus, le scénario de génération de ces vibrations devra être exécuté exclusivement lorsque 4 à 6 AFE correspondant aux critères de bonne exécution seront successivement réalisés. Si les critères ne sont pas validés au niveau de la direction des trajectoires et si les limites des critères définissant un collapsus ne sont pas dépassées, la structure doit se déformer sans blocage mais une alarme sonore ou visuelle doit être générée. Sur tous les critères, des scores pourront être calculés en fonction de la comparaison du geste effectué avec le geste expert. Pour cela une étude devra être menée avec les experts pour quantifier les écarts acceptables sur les différents paramètres.

### Critères auditifs d'évaluation du geste

Le critère auditif de bonne réalisation du geste est la production d'une majoration sonore sur tout le temps expiratoire avec une variation de la tonalité du grave vers l'aigu. L'apparition de bruits de sécrétions dits « mouillés » peut accompagner la majoration sonore. Au seuil de l'expiration maximale, qui est signifié par l'arrêt du souffle, les sons

doivent être arrêtés.

Le simulateur devra générer ces sons lorsque le début de la compression est détecté. Ils peuvent être produits grâce à une banque de sons et un haut-parleur.

#### **3.1.7 Expression du cahier des charges**

Du point de vue de la conception de la structure, le cahier des charges nous permettra de définir un modèle numérique du système qui respectera les contraintes et les objectifs de représentation des fonctionnalités souhaitées. Du point de vue de l'instrumentation, le choix des capteurs et des actionneurs à intégrer s'effectuera en tenant compte des étendues de mesure fixées.

D'autre part, les situations didactiques d'apprentissage professionnel seront définies à partir des analyses des variables et des limites des paramètres physiques correspondants.

Le Tableau 3.4 présente le bilan de la conception de l'ensemble des fonctionnalités du simulateur. Pour chaque fonctionnalité identifiée et décrite précédemment, sont associées les variables didactiques qui définissent les paramètres physiques ainsi que leurs limites permettant la représentation.

Tableau 3.4: Transposition des variables didactiques et des fonctionnalités du simulateur

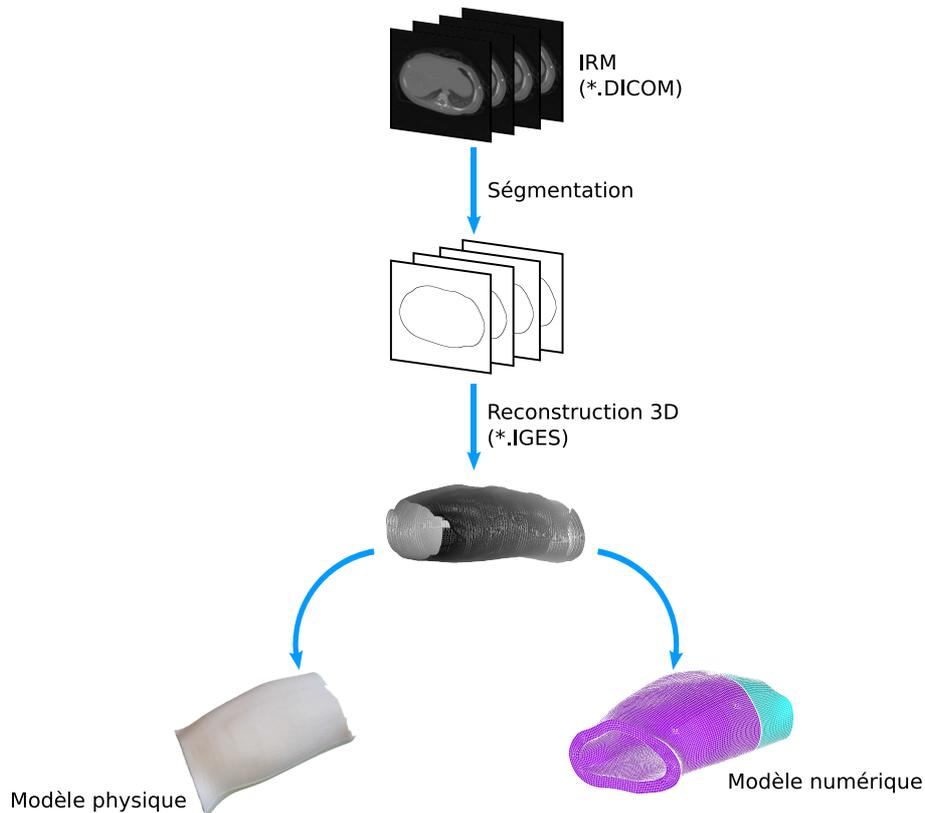
Environnement cognitif et didactique	Fonctionnalité souhaitée	Variable didactique	Paramètre physique à représenter	Caractéristiques et \ ou limites du paramètre
Repères sur le nourrisson	Anthropomorphisme	—	Dimensions du torse Repères anatomiques	—
Compliance	Structure et déformation du torse	Amplitudes maximales des déplacements Amplitudes maximales des pressions Directions des trajectoires des mains	Loi de comportement mécanique global du torse Structure spécifique adominale et thoracique	Pth maxi et Pab maxi $\Delta X_{th}$ maxi et $\Delta Z_{th}$ maxi $\Delta X_{ab}$ maxi et $\Delta Z_{ab}$ maxi $\theta_{th}$ référent $\theta_{ab}$ référent
Repères visuels	Respiration libre	Synchronisation du geste avec la respiration	Déplacement du thorax Déplacement de l'abdomen Fréquence des déplacements	Amplitudes : $\Delta Z_{Rth}$ et $\Delta Z_{Rab}$ Fréquence respiratoire
Réactions du nourrisson	Blocage mécanique de la structure	Amplitudes maximales des déplacements Synchronisation du geste avec la respiration Dynamique du geste Adaptation du geste au son du flux expiratoire	Blocage des déplacements	$\Delta X_{th}$ maxi et $\Delta Z_{th}$ maxi $\Delta X_{ab}$ maxi et $\Delta Z_{ab}$ maxi $T_m$ référent $T_I$ référent $P_s$
Efficacité du geste	Critères dynamiques d'évaluation du geste	Placement des mains Équilibre des mains Décollement des mains Synchronisation du geste avec la respiration Amplitudes maximales des déplacements Amplitudes maximales des pressions Directions des trajectoires des mains Dynamique du geste	Vibrations sous la main thoracique après 4 à 6 AFE	Pth maxi et Pab maxi $\Delta X_{th}$ maxi et $\Delta Z_{th}$ maxi $\Delta X_{ab}$ maxi et $\Delta Z_{ab}$ maxi $\theta_{th}$ référent $\theta_{ab}$ référent $T_m$ , $T_d$ , $T_I$ référents
	Critères auditifs d'évaluation du geste	Adaptation du geste au son du flux expiratoire	Génération des sons du flux expiratoire Sons du flux du grave vers l'aigu	$P_s$
Prise en charge	Génération des sons du flux expiratoire	Adaptation du geste au son du flux expiratoire	Sons du flux expiratoire	Base de données de sons
Repères auditifs	Génération des sons d'auscultation	Pathologie, localisation des sécrétions	Sons adventices	Base de données de sons
Éfficacité de l'expectoration Repère sur le nourrisson	Point de déclenchement de la toux provoquée	Déclenchement de la toux provoquée	Détection de pression	Anatomie, P

## 3.2 Choix de conception

### 3.2.1 Réalisation de l'anthropomorphisme

Nous avons pu nous procurer auprès de Danièle Pariente, chef service de radiologie pédiatrique de l'Hôpital Bicêtre à Paris, des images IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) angio-thoraciques d'un nourrisson de 7 mois. Il ne nous a pas été possible d'obtenir une séquence du corps entier de nourrisson car ce type de patient n'est pas commun dans les services de radiologie et les pathologies rencontrées imposent généralement des séquences d'IRM très ciblées (pulmonaire, cardio ...). Cependant, ces images nous permettent de visualiser le corps du nourrisson depuis les clavicules jusqu'au bassin, sans tête ni bras ni membres inférieurs, par coupes successives. À partir de la série de ces images 2D et avec des traitements d'images et une segmentation appropriés, nous avons reconstruit le torse du nourrisson en 3D (Figure 3.8).

La construction du modèle numérique est détaillée en Annexe I. Nous nous appuyons sur ce modèle pour réaliser des simulations numériques en éléments finis et pour la conception du moule du modèle physique.

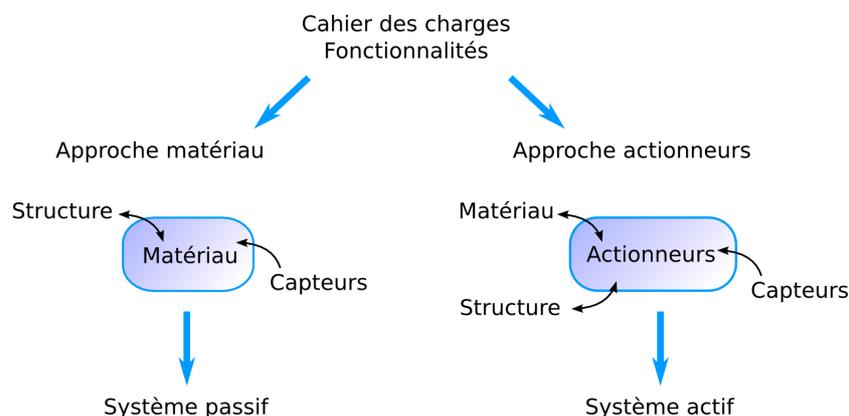


**Figure 3.8:** *Méthode de construction du modèle numérique et physique*

### 3.2.2 Réalisation du comportement mécanique global

A ce stade de l'étude, deux types d'approche ont été envisagés, correspondant à la conception d'un système actif ou d'un système passif (cf. Figure 3.9). Dans les deux cas, la structure du modèle doit être déformable sous une contrainte manuelle et devra intégrer une instrumentation. Le système passif est a priori le plus simple à réaliser ; il propose la représentation des fonctionnalités souhaitées en travaillant en terme de réponse mécanique

sur la géométrie de la structure physique, le choix des matériaux ; en terme d'instrumentation sur le choix des capteurs. Le système actif, quant à lui, est plus complexe à mettre en œuvre ; les paramètres de la conception du comportement mécanique sont des éléments actionneurs réalisant les raideurs des différentes parties et supportant l'enveloppe externe ; l'instrumentation pouvant être couplée aux actionneurs. La modification des raideurs de ces actionneurs permettrait de simuler un changement de pathologie.



**Figure 3.9:** *Choix de conception du simulateur.*

Dans un premier temps, dans un souci de simplicité de réalisation et de coût, nous avons choisi de travailler sur un système passif.

L'approche matériaux consiste, à partir des propriétés mécaniques des matériaux choisis pour la fabrication du modèle, à adapter la structure interne pour obtenir le comportement mécanique souhaité. Nous faisons l'hypothèse que l'instrumentation sera non contraignante pour la structure et ne modifiera pas le comportement mécanique du modèle.

Tout d'abord, un modèle numérique éléments finis est construit avec la géométrie externe d'un vrai nourrisson. La géométrie interne est, dans un premier temps, volontairement simple pour pouvoir valider le choix de conception. Des simulations avec des cas de charges simples sont réalisées pour prévoir le comportement du modèle. La construction d'un prototype de validation permet de comparer les résultats obtenus par la simulation avec le modèle physique. Si le modèle éléments finis se révèle fiable, et si la méthode de réalisation est validée, le dimensionnement final de la structure, notamment en affinant la géométrie interne, permettra d'obtenir à l'aide de simulations par éléments finis et avec la démarche essai-erreur, un comportement de la structure proche du réel.

Nous avons privilégié une structure creuse du modèle du torse afin de prévoir assez de place au cœur du système pour embarquer l'instrumentation.

Nous avons choisi de réaliser une structure moulée permettant d'intégrer des capteurs sur sa surface. Nous avons fait un choix de conception du moule en deux parties : un noyau interne permettant de choisir la forme interne et l'épaisseur de la structure moulée finale et un contre moule externe réalisant la forme externe du nourrisson et son anthropomorphisme.

Les avantages d'un tel choix de conception sont les suivants :

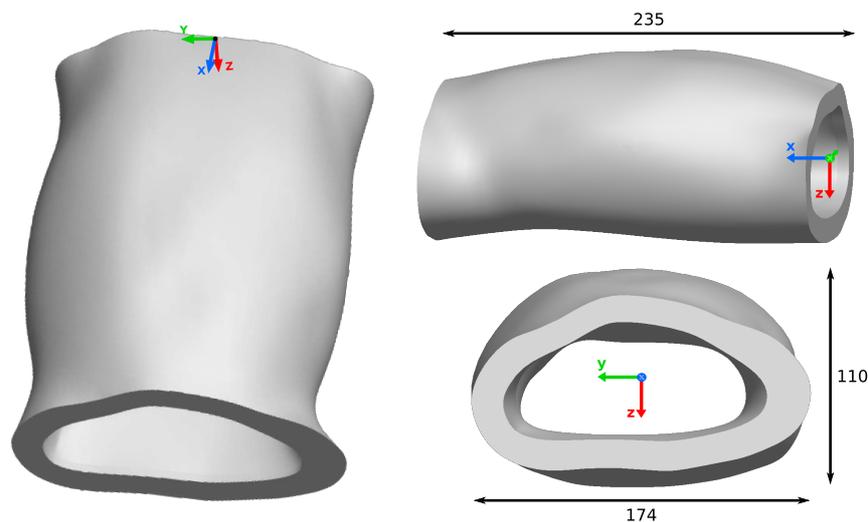
- le moule de la structure est réalisable par usinage à partir du volume CAO ce qui permet l'obtention d'un anthropomorphisme réaliste ;

- la fabrication du moule en prototypage rapide permet un délai et un coût de fabrication réduits, si les matériaux utilisés n'induisent pas des contraintes fortes.
- la réalisation d'un moule réutilisable facilite la mise en œuvre de plusieurs types de structures, étant donné que la géométrie extérieure de la structure reste figée,
- la mise en œuvre de noyaux différents rend possible la réalisation de structures multicouches par moulages successifs.

En contrepartie, nous sommes contraints de trouver un matériau coulable dans le moule. Le choix du matériau est alors un paramètre crucial pour parvenir aux objectifs de conception.

### Géométrie interne

Nous avons choisi de créer un modèle avec une épaisseur constante en volumique dans un premier temps. La géométrie interne est créée en CAO sous le logiciel ProEngineer afin d'obtenir un modèle avec une épaisseur constante (Figure 3.10).



**Figure 3.10:** *Modèle 3D du torse du nourrisson modifié avec ProEngineer. Vues de dessus, côté et face.*

### Choix des matériaux et des lois de comportement

Étant donné que les mesures de pressions relevées sur les nourrissons à l'aide des gants instrumentés ne sont pas absolues, nous ne pouvons pas, dans un premier temps, nous appuyer sur ces résultats pour choisir les matériaux à mettre en œuvre sur le simulateur. Une étude bibliographique est donc nécessaire pour déterminer les caractéristiques biomécaniques des matériaux qui seront initialement utilisés pour le dimensionnement par simulations numériques. Par contre, dans un deuxième temps, l'utilisation de ces mesures permettra la validation de la structure.

#### - Thorax

Nous cherchons à modéliser le comportement mécanique global du thorax du nourrisson. Or dans la littérature, la seule donnée caractérisant le comportement mécanique du

système respiratoire est la compliance. Nous devons trouver les paramètres mécaniques - module d'Young et coefficient de Poisson - correspondant aux propriétés biomécaniques de la compliance pour les intégrer au modèle.

La compliance représente la modification de volume produite par un changement de pression d'une unité [Comroe 78]. Elle est définie comme le rapport de la variation de volume à la variation de pression :

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (3.1)$$

Chez le nourrisson, le système respiratoire n'est pas encore mature (jusqu'à l'âge de huit ans). Sa caractéristique intrinsèque est d'avoir une compliance de la cage thoracique ( $C_w$ ) très grande par rapport à la compliance pulmonaire ( $C_l$ ) [Gaultier 95]. Les côtes ne sont pas encore formées car elles sont d'avantage composées de cartilage que d'os [Aehlert 07]. La paroi thoracique est mince et les côtes sont horizontales [Jacopo 01], ce qui les rend très flexibles. La contribution de la compliance de la cage thoracique à la compliance thoracique globale  $C_{rs}$  est souvent négligée chez les nouveaux-nés [Davis 88], [Gerhardt 80], [Voyer 98], ainsi, la  $C_{rs}$  représente principalement la compliance pulmonaire. Ainsi, on assimilera donc la compliance pulmonaire à la compliance thoracique globale et on choisira de ne pas tenir modéliser la cage thoracique dans la représentation du thorax du nourrisson.

Une étude bibliographique a été menée pour trouver la valeur de compliance du système respiratoire dédiée au nourrisson (cf. Tableau 3.5).

**Tableau 3.5:** Valeur de compliance du système respiratoire des nourrissons

Age des sujets	$C_{rs}$ [mL.kPa <sup>-1</sup> ] <sup>1</sup>	Source
1,5 - 12 mois	73,5 (17,2)	[Stocks 96]
5,2 mois <sup>2</sup>	26,1 (1,8)	[Hammer 97]
37 - 42 semaines	55 (14,3)	[Hjalmarson 02]
5,9 mois	31,3	[Hammer 03]
1 - 28 jours	31,7 (7,1)	[Migdal 87]
nourrisson	42 - 47	[Postiaux 98]

<sup>1</sup> Lorsque les valeurs de  $C_{rs}$  sont données en [mL.kPa<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>] ou en fonction de la taille de l'individu, nous avons considéré la valeur du poids des nourrissons d'après [Cance-Rouzaud 99] et [Remontet 99].

<sup>2</sup> Enfants atteints de bronchiolite.

D'après Hammer [Hammer 97], la valeur de la  $C_{rs}$  des nourrissons atteints de bronchiolite est plus faible que pour celle des enfants en bonne santé. Nous considérons que la valeur de la  $C_{rs}$  de notre nourrisson est comprise entre 30 et 45 mL.kPa<sup>-1</sup>.

Nous modéliserons donc le thorax à l'aide d'un matériau homogène isotrope suivant une loi de comportement linéaire. Les caractéristiques élastiques  $E$  et  $\nu$  proviennent de la définition du module de compressibilité pour un solide déformable [Gerthsen 93] :

$$K = \frac{3}{E}(1 - 2\nu) \quad (3.2)$$

et dans le cas d'une compression isostatique :

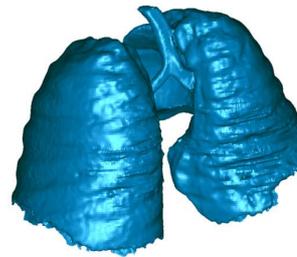
$$K = \frac{\Delta P}{\Delta V} V_i = \frac{V_i}{C} \quad (3.3)$$

Avec  $V_i$  : le volume initial des poumons, d'où. La relation liant le module d'Young à la compliance et déjà utilisée pour caractériser le comportement mécanique du poumon avec  $\nu = 0,3$  [Baudet 03], [Villard 05], s'écrit :

$$E = \frac{3(1 - 2\nu)V_i}{C} \quad (3.4)$$

On choisit donc de modéliser le thorax avec un matériau ayant un comportement linéaire, élastique, isotrope et en dont les propriétés sont reportées dans le Tableau 3.2.2 :

Paramètre	Valeur
$C$	30 - 45 mL.kPa <sup>-1</sup>
$\nu$	0,3
$V_i$	200 mL †
$E$	6 - 8 kPa



†  $V_i$  est calculé grâce aux images IRM du nourrisson à partir de la reconstruction 3D des poumons.

## - Abdomen

Nous n'avons trouvé aucune donnée dans la littérature concernant la compliance abdominale de l'enfant. Cependant l'abdomen peut être considéré comme un système déformable incompressible [Promayon 97], [Promayon 01]. Le coefficient de Poisson est donc très proche de 0,5.

D'après les kinésithérapeutes, le comportement de l'abdomen sous la main est proche de celui du thorax avec une plus grande souplesse. Pour notre modèle initial, nous choisissons un matériau possédant le même module d'Young que pour le thorax.

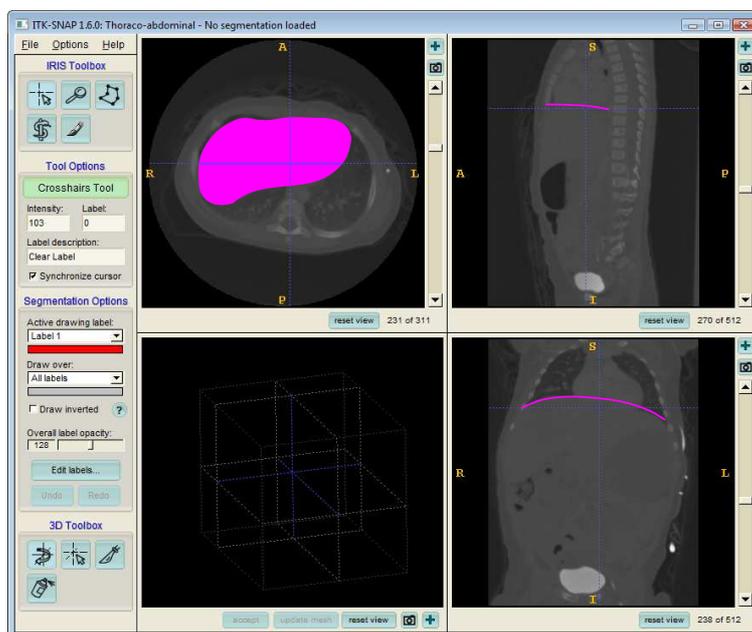
## Rôle du diaphragme

Le diaphragme est un élément primordial du transfert des pressions entre l'abdomen et le thorax. Il a un rôle mécanique effectif et devra être structurellement représenté. Chez le nourrisson, le diaphragme est presque plat [Postiaux 98] avec un angle d'insertion très large au niveau de la cage thoracique [Devlieger 91]. L'épaisseur du diaphragme est lié à l'âge, le poids et la taille de l'individu [Rehan 03]. En s'inspirant du modèle utilisé par Promayon [Promayon 97]) et Boriek [Boriek 97], nous considérons le diaphragme comme une membrane élastique d'épaisseur uniforme. D'autre part, on trouve peu de données dans la littérature sur les propriétés du diaphragme des nourrissons. Cependant, deux études

utilisant des mesures non invasives par ultrason permettent d'obtenir les dimensions du diaphragme pour le nouveau-né. L'épaisseur  $e_{di}$  a été mesurée pour le nouveau-né entre 1,74 mm [Rehan 01] et 1,97 mm ou 2,36 mm en fonction du temps respiratoire [Rehan 98] contre 2,3 à 3,3 mm chez l'adulte [Arora 87], [Cohn 97].

Le diaphragme devant être intégré dans la structure entre les parties thoracique et abdominale, nous avons choisi de le modéliser par un anneau d'épaisseur 2 mm afin que les efforts puissent être correctement transmis.

La position du diaphragme le long de l'axe médian sur le modèle thoracique a été déterminé d'après les images de l'IRM. Il est localisé juste au dessus des lobes du foie (cf. Figure 3.11).



**Figure 3.11:** Détermination de la position du diaphragme avec ITK Snap

Les paramètres utilisés pour le modèle numérique du diaphragme sont les suivants :

$$\left\{ \begin{array}{l} e_{di} = 2 \text{ mm} \\ \text{Géométrie : anneau} \\ \text{Position (par rapport à la base du cou)} = 56 \text{ mm} \end{array} \right.$$

### 3.2.3 Démarche de dimensionnement

Le dimensionnement de la géométrie interne et le choix final des matériaux s'effectuent par la démarche essai-erreur (cf. Figure 3.12). La méthode consiste, à partir des conditions aux limites réelles et des cas de charges maximaux réalistes issus du geste AFE, à réaliser des simulations sur le modèle éléments finis afin d'atteindre des valeurs de déplacements maximales identiques à la réalité; les paramètres modifiables étant les propriétés mécaniques des matériaux et la géométrie interne. Le modèle sera ensuite affiné en le recalant par rapport aux mesures effectuées sur le prototype et en tenant compte du ressenti des kinésithérapeutes sur celui-ci. Dans une phase suivante d'optimisation, le comportement mécanique global de la structure sera validé en considérant les résultats de la simulation des déplacements continus pour des cas de charges quasi-statiques.

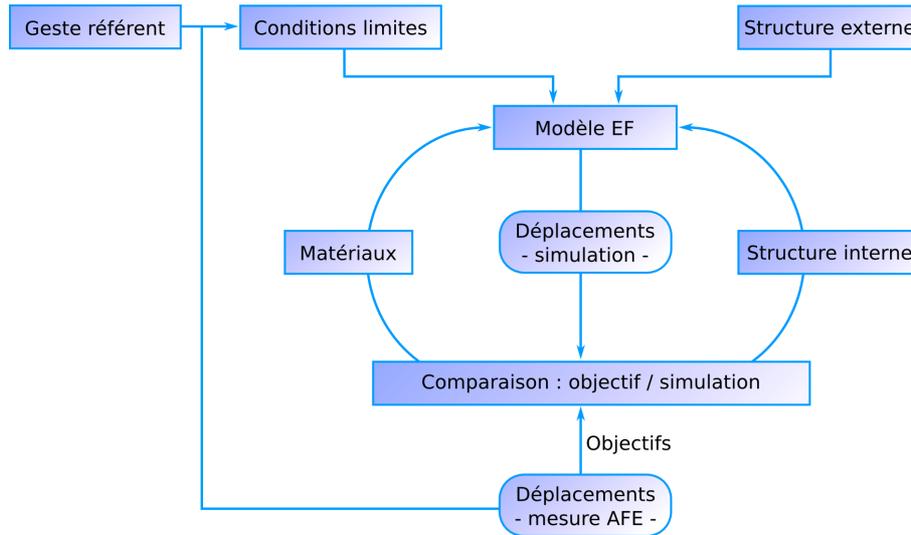


Figure 3.12: Démarche essai-erreur

### 3.3 Simulation par éléments finis

#### 3.3.1 Méthode des éléments finis

La méthode des éléments finis (M.E.F) est largement utilisée en conception, y compris dans le domaine biomédical pour simuler le comportement d'organes spécifiques mais aussi de corps entiers humains. Le comportement des systèmes physiques peut être décrit par des équations aux dérivées partielles. Pour des structures complexes, les calculs analytiques des quantités mécaniques (déplacement, déformation, contrainte) deviennent trop fastidieux. La méthode consiste en la discrétisation d'une structure continue en un nombre fini de sous-ensembles appelés éléments finis. Ces cellules élémentaires sont constituées d'un ensemble de nœuds et possèdent une géométrie simple (triangle, quadrangle en deux dimensions ; tétraèdres, hexaèdre en trois dimensions par exemple) sur laquelle les équations décrivant les lois de comportement restent simples. Les calculs sont effectués uniquement aux nœuds ce qui simplifie la résolution par la recherche d'une solution approchée aux équations aux dérivées partielles par des fonctions affines. Les éléments sont interconnectés aux nœuds, formant ainsi le maillage du modèle. Les outils de résolution numérique permettent de réduire le temps de calcul.

L'outil de calcul utilisé pour notre travail est le logiciel ANSYS<sup>3</sup> version 10.0. Il permet l'importation de modèles géométriques au format IGES, la réalisation du maillage et l'exécution de simulations numériques sur le modèle. Pour des efforts appliqués, en définissant des conditions aux limites et en renseignant les propriétés mécaniques des matériaux utilisés, la méthode des éléments finis permet de simuler le comportement mécanique de la structure (cf. Figure 3.13).

<sup>3</sup>[www.ansys.com](http://www.ansys.com)

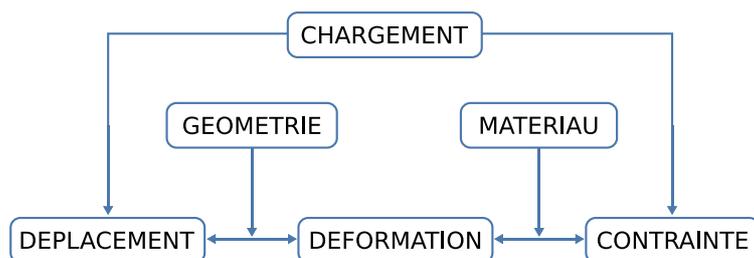


Figure 3.13: Méthode des éléments finis.

### 3.3.2 Modèle numérique du torse

#### Type d'élément

La géométrie du modèle, les conditions aux limites et les cas de charges sont des facteurs clés pour obtenir une analyse efficace. Mais le type d'élément utilisé et la qualité du maillage du modèle jouent un rôle primordial pour la précision des calculs.

Ramos [Ramos 06] a montré que les éléments hexaèdres sont plus stables et moins influencés par le degré de raffinement du maillage. Benzley [Benzley 95] a démontré que les résultats obtenus avec des hexaèdres linéaires sont plus fiables (produisent moins d'erreurs) qu'avec des tétraèdres linéaires dans de nombreuses situations pour des analyses dans le domaine élastique et élasto-plastique.

Pour toutes les parties du modèle, nous avons donc choisi des éléments de type Solid45 dans sa forme hexaédrale, aussi recommandée par ANSYS [ANSYS 04] par rapport à la forme tétraédrale car ils possèdent des nœuds supplémentaires, ce qui améliore la précision des calculs. Ces éléments possèdent 8 nœuds. Chaque nœud possède trois degrés de liberté : les translations dans les directions x, y et z.

« Les mailles doivent être « bien proportionnées », c'est à dire que le rapport de leur plus grande dimension sur leur plus petite dimension doit être aussi voisin de 1 que possible. Dans la pratique, on ne devrait pas dépasser 5 » [Garrigues 01]. Le plus petit angle entre deux arêtes ayant un sommet commun doit être supérieur à 30 °.

Le maillage est réalisé par extrusion. Notre modèle (cf. Figure 3.14) possède 75 469 éléments et 96 115 nœuds.

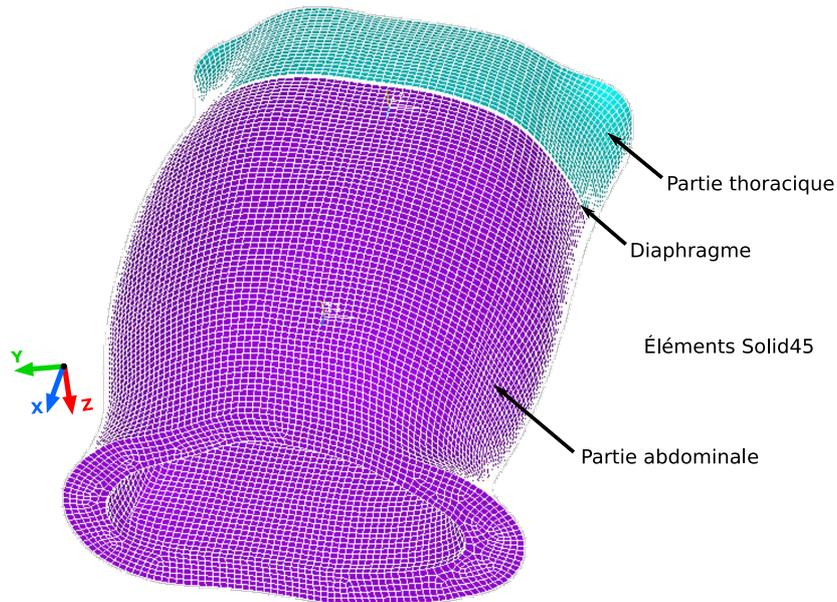


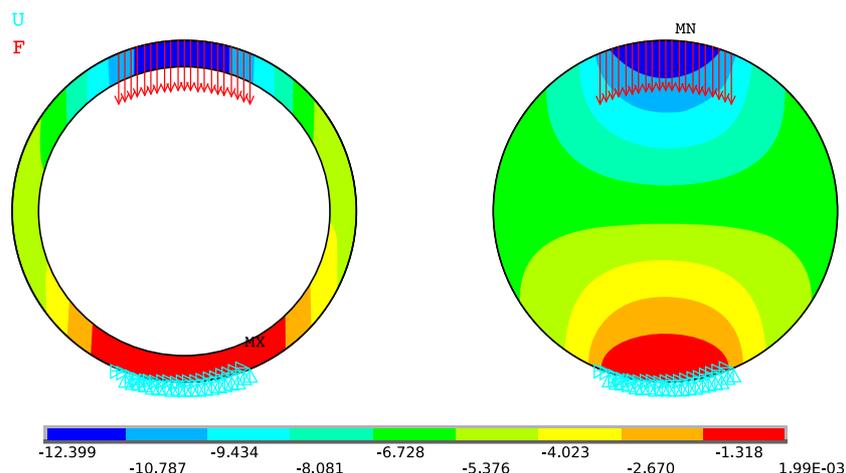
Figure 3.14: Modèle éléments finis du torse de nourrisson.

## Matériaux

Comme nous avons choisi de réaliser une structure creuse, nous devons adapter les caractéristiques des matériaux, donnés au paragraphe 3.2.2, à cette géométrie de structure. Nous devons donc, en particulier, déterminer le module d'Young équivalent à celui calculé sur un système plein pour une structure creuse.

Pour deux types de structures de géométrie cylindrique possédant globalement les mêmes dimensions que la cage thoracique du nourrisson, l'une creuse (épaisseur 15 mm) et l'autre pleine, nous avons cherché le rapport des modules d'Young des matériaux pour obtenir les mêmes déplacements des structures sous une charge identique. Plusieurs simulations ont été effectuées (cf. Figure 3.15) afin d'optimiser la valeur du module d'Young du matériau de la structure creuse jusqu'à l'obtention de déplacements identiques. Dans ces conditions précises (géométrie, matériaux, gamme de force et déplacement), la relation présentée Figure 3.16 montre que le rapport cherché est :  $\frac{E_{structure\ creuse}}{E_{structure\ pleine}} = 146$ .

Étant donnés nos choix de conception et la méthode de fabrication, il faut un matériau souple, élastique, et assez visqueux pour être coulable par gravitation dans le moule réalisé. Généralement, les latex réticulent à l'air libre uniquement et s'appliquent par estampage et application manuelles de fines couches successives. Les silicones RTV (résines vulcanisables à froids) en revanche conviennent parfaitement. Il s'agit de matériaux polymères bicomposants constitués d'une résine et d'un durcisseur. La réticulation du matériau peut se faire dans un moule hermétique.



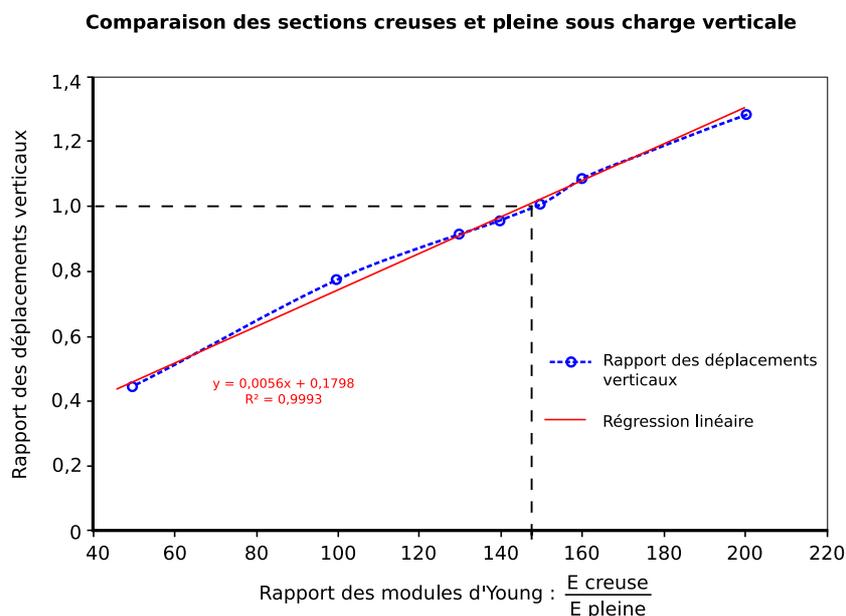
**Figure 3.15:** Résultats en terme de déplacement des simulations ANSYS pour les deux types de structure, creuse et pleine.

La force verticale totale répartie est choisie égale à 50 N, de façon à obtenir des déplacements du même ordre de grandeur que les déplacements mesurés sur les nourrissons.

$E_{\text{structure pleine}} = 8 \text{ kPa}$ .  $E_{\text{structure creuse}} = 1168 \text{ kPa}$ .

$\nu_{\text{structure pleine}} = \nu_{\text{structure creuse}} = 0,3$

Les simulations sont réalisées en 2D dans le plan transverse d'après la condition de symétrie.



**Figure 3.16:** Rapport des déplacements verticaux des deux types de structure en fonction du rapport de leur module d'Young.

Le module d'Young n'est pas un paramètre utilisé pour caractériser les élastomères. En effet, pour une même dureté, le module d'Young peut varier entre deux matériaux élastomères [Harper 02]. Dans les fiches techniques, sont généralement données dureté Shore, allongement à la rupture et résistance en traction. La difficulté réside alors dans l'expression des propriétés en caractéristiques classiques d'élasticité linéaire telles que le module d'Young et le coefficient de Poisson.

Une étude bibliographique a été menée pour rechercher des matériaux élastomères cor-

respondant globalement à notre cahier des charges. Dans la littérature, les élastomères sont considérés comme quasiment incompressibles. Leur coefficient de Poisson est très proche de 0,5. Comme Luboz [Luboz 03], nous considérons ces matériaux comme homogènes, isotropes, élastiques et linéaires pour de petites déformations et nous leur attribuons un coefficient de Poisson  $\nu = 0,49$ . Cette hypothèse sera vérifiée a posteriori.

En outre, nous avons réalisé des essais de caractérisation des silicones de Soloplast et Glorex of Switzerland ainsi que l'élastomère polyuréthane UR 585 que nous avons obtenus auprès de fabricants. Les tests ont été réalisés à l'aide d'une machine de traction Instron 6569 sur des éprouvettes de traction simples fabriquées spécialement pour les essais de manière à avoir des déformations les plus homogènes possibles dans la zone étudiée. La zone utile de l'éprouvette mesure 60 mm de long et 15,5 mm de large, l'épaisseur étant de l'ordre de 3 mm. Pour les matériaux étudiés, la courbe Contrainte-Déformation est linéaire pour des déformations inférieures à 20 %. La loi de Hooke peut être appliquée; donc il est possible de définir le module d'Young.

Le Tableau 3.6 présente les matériaux élastomères coulables dont les propriétés mécaniques sont connues soit à partir de la littérature, soit à partir des essais de traction réalisés au laboratoire.

**Tableau 3.6:** *Propriétés mécaniques des élastomères coulables dont le module d'Young a été déterminé*

Matériau	Fabricant	E [MPa]	Sources
RTV Epusil 186	Polymer G'vulot Ltd	0,8	[Frogley 03]
RTV 141	Rhodia Silicones	0,68	[Meunier 07]
RTV 3428	Rhodia Silicones	0,37	[Meunier 07]
RTV 566	GE Bayer silicones	4,2	
RTV 615	GE Bayer silicones	0,75	[Thorsen 03]
		1,91	[Schneider 08]
		0,6 à 2,1 <sup>†</sup>	[Carre 97]
Sylgard 184	Dow Corning	2,6	[Schneider 08]
		2,5	[Thorsen 03]
Caoutchouc Silicone	Glorex of Switzerland	0,9	essai de traction
Caoutchouc Silicone SICOVOSS NL	Soloplast	0,3	essai de traction
UR 5825 Élastomère polyuréthane	Axson	0,4	essai de traction

<sup>†</sup> suivant le taux de durcisseur

D'autre part, d'après les travaux de Shanahan et Carré [Shanahan 00], [Shanahan 02] il est possible d'obtenir des élastomères silicones avec des modules d'Young différents à partir du RTV 615 ce qui permettrait d'affiner les caractéristiques finales de la structure.

Dans un premier temps, afin de valider le modèle éléments finis et le procédé de fabrication, nous avons choisi de réaliser un prototype utilisant comme matériau le caoutchouc

silicone SICOVOS NL pour l'ensemble de la structure, en raison de sa disponibilité immédiate (en quantité réduite).

Les paramètres utilisés pour le modèle numérique de validation sont les suivants :

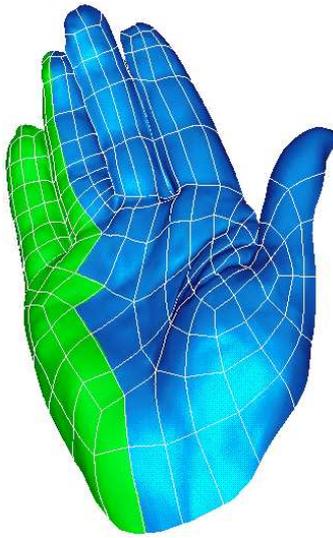
$$\begin{cases} E = 0,3 \text{ MPa} & (\text{cf. Tableau 3.6}) \\ \nu = 0,49 \end{cases}$$

### 3.3.3 Conditions aux limites

#### Charges

Nous avons choisi d'appliquer les charges en tant que force plutôt qu'en tant que pression, car cela nous permet de maîtriser les directions des efforts à la surface du torse qui sont effectivement imposées par le praticien.

Un modèle numérique des mains (Figure 3.17) du kinésithérapeute référent dans la position du geste AFE a été créé à partir d'un moulage en plâtre puis numérisation avec un système de stéréoscopie et traitement sous Geomagic. Les modèles numériques de mains ont été exportés dans Ansys dans le modèle du torse du nourrisson. La forme et la surface des zones d'application des forces ont été définies à partir des zones de pressions des mains du kinésithérapeute. Sur le modèle, la position de ces zones sur le torse ont été définies en positionnant les mains aux placements donnés par le praticien référent.

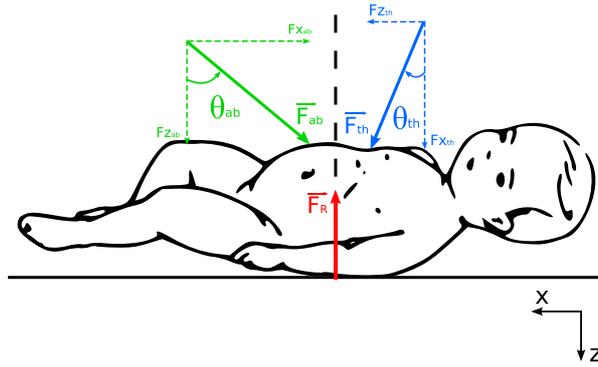


**Figure 3.17:** Modélisation de la main thoracique du kinésithérapeute référent.

Les forces sont appliquées de façon uniforme sur les nœuds des éléments correspondant aux surfaces des zones d'appui. Étant donné que le nourrisson ne glisse pas sur la table lors de la compression de son torse, et d'après le principe fondamental de la statique, la résultante des forces appliquées sur le système mécanique {Torse} est nulle (Figure 3.18).

$$\begin{cases} \text{Suivant } x : & F_{th} \sin(\theta_{th}) = F_{ab} \sin(\theta_{ab}) \\ \text{Suivant } z : & F_{th} \cos(\theta_{th}) + F_{ab} \cos(\theta_{th}) = F_{Reaction} \end{cases} \quad (3.5)$$

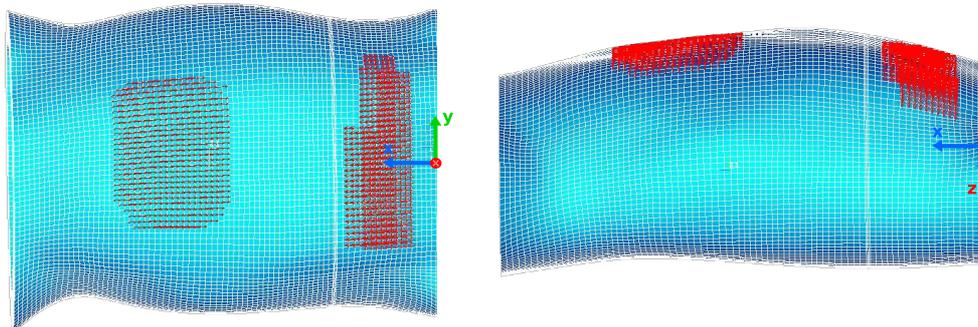
Avec  $\vec{F}_{th}$  et  $\vec{F}_{ab}$  les résultantes des forces appliquées par chacune des mains et  $\vec{F}_{Reaction}$ , la réaction de la table de kinésithérapie.



**Figure 3.18:** Forces extérieures appliquées au torse

Les valeurs des angles  $\theta_{ab}$  et  $\theta_{th}$  ayant été déterminé par les mesures avec les gants instrumentés, les rapports des forces  $\frac{F_{th}}{F_{ab}}$ ,  $\frac{F_{x_{ab}}}{F_{z_{ab}}}$  et  $\frac{F_{x_{th}}}{F_{z_{th}}}$  sont indépendants de la valeur de la réaction de la table. Une valeur approchée de la norme de la force de réaction de la table de kinésithérapie est donc, dans un premier temps, suffisante. Elle a été déterminée lors des essais préliminaires au chapitre 2. D'après l'analyse du geste référent moyen, et d'après le résultat de la résolution du système d'équation 3.5, les paramètres qui seront utilisés pour le modèle sont les suivants :

Paramètres	Valeur
$\theta_{th}$	35 °
$\theta_{ab}$	-50 °
$F_{Reaction}$	-80 N
$F_{z_{th}}$	50,4 N
$F_{x_{th}}$	35,3 N
$F_{z_{ab}}$	29,6 N
$F_{x_{ab}}$	-35,2 N



**Figure 3.19:** Conditions aux limites des charges.

Dans un deuxième temps, des cas de charges plus réalistes tenant compte de la répartition non homogène des pressions sur les zones de contacts devront être simulés. Enfin, une optimisation du modèle pourra inclure le modèle numérique des mains. L'application des charges des mains sur le torse pourra être effectué via des éléments Contact existants sur le logiciel ANSYS. La difficulté cependant est de quantifier les propriétés de rigidité

mécanique de ces éléments correspondant au contact « main-torse ».

### Déplacements

Les conditions aux limites du modèle en terme de déplacement correspondent au contact du corps du nourrisson avec la table de kinésithérapie. Nous imposons donc les déplacements nuls des nœuds situés en surface sur le dos du nourrisson dans les directions  $x$ ,  $y$  et  $z$ .

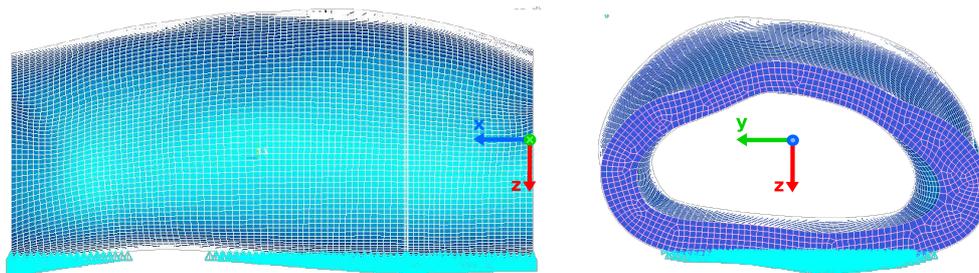


Figure 3.20: Conditions aux limites des déplacements.

## 3.4 Réalisation du prototype de validation

### 3.4.1 Conception et réalisation du moule

La conception du noyau et du contre moule a été réalisée en CAO sous ProEngineer [Proulx 08] à partir du modèle 3D reconstruit du torse de nourrisson. La fabrication utilisée, par prototypage rapide avec la technique de stéréolithographie, nous permet d'obtenir un modèle plus économique, et plus rapidement qu'en utilisant des procédés d'usinage.

Le noyau est réalisé à l'aide d'un assemblage de trois parties (abdominale, diaphragme, thoracique) afin de permettre de choisir une épaisseur spécifique et différente pour chaque partie du modèle final moulé.

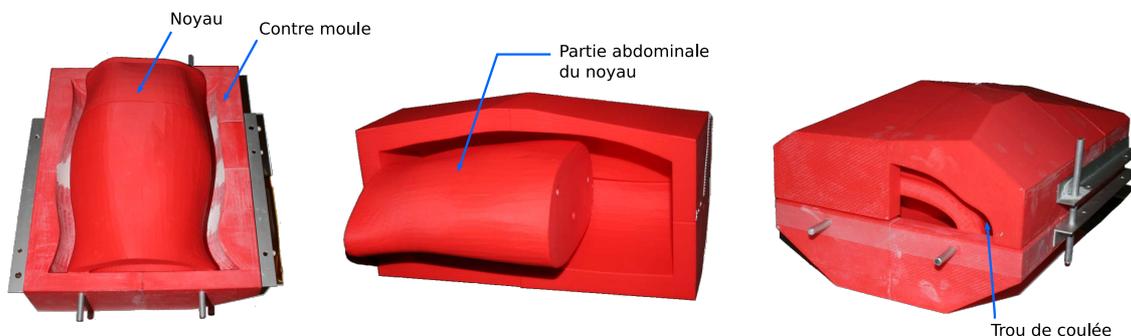


Figure 3.21: Noyau et moule du modèle

Le prototype a été coulé sur une épaisseur constante en une seule partie avec le caoutchouc silicone.



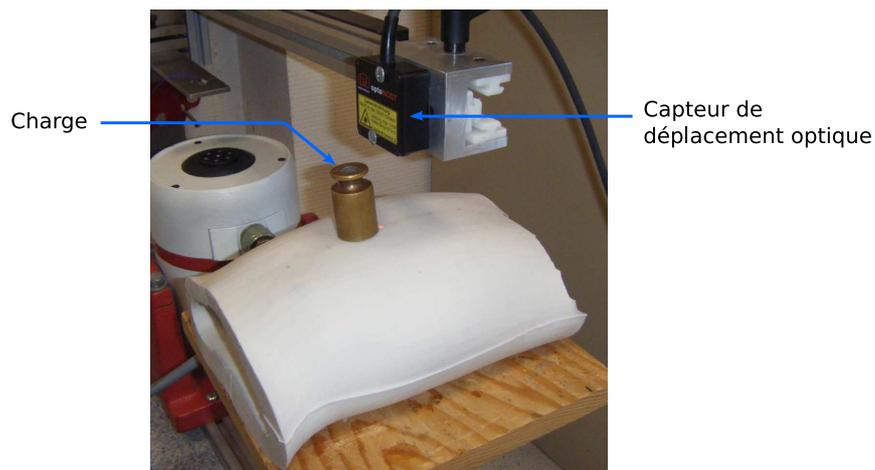
**Figure 3.22:** *Prototype de validation coulé avec le caoutchouc silicone SICOVOSS NL de Soloplast*

### 3.4.2 Réalisation du prototype et validation du modèle numérique

Pour valider le modèle éléments finis, il convient de comparer précisément essai et simulation. Pour cela, il faut maîtriser les conditions aux limites, en terme de force et de déplacement. Nous avons donc choisi des cas de charges unidirectionnels pour leur simplicité de mise en œuvre et parce qu'il n'est pas possible de réaliser un cas de charge quantifié et représentatif du geste du kinésithérapeute. La mise en œuvre serait trop compliquée et source de multiples erreurs. En terme de déplacement, les conditions aux limites sont identiques aux conditions réelles décrites précédemment.

#### Cas de charge de validation

Une masse de 200 g est successivement appliquée en 5 points différents de la structure dans le plan médian (cf. Figure 3.23). La mesure du déplacement engendré à chaque point de la surface de la structure par la charge est effectuée à l'aide d'un capteur optique.



**Figure 3.23:** *Exemple d'un cas de charge sur le modèle physique*

#### Résultats

Pour chaque cas de charge, les simulations numériques correspondantes sont réalisées. La validation du modèle se fait par comparaison des déplacements mesurés sur le modèle

physique et des résultats des simulations numériques. La Figure 3.24 présente la comparaison des résultats de la simulation en terme de déplacements verticaux le long du profil AB avec les valeurs des déplacements mesurés.

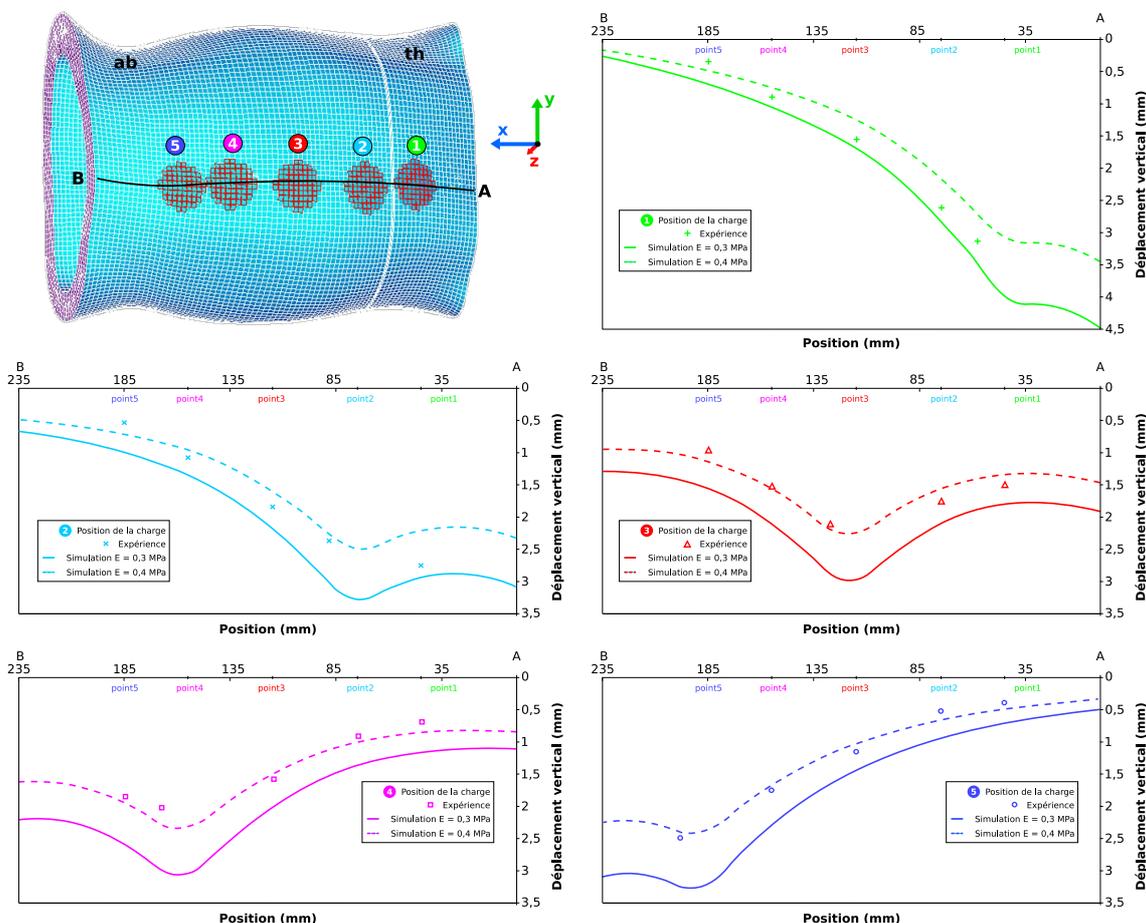


Figure 3.24: Comparaison de la simulation numérique avec le modèle physique.

Le comportement du modèle numérique est cohérent avec celui du modèle physique. Cependant, une deuxième simulation, en modifiant le module d'Young du matériaux de 0,3 à 0,4 MPa, permet de recalibrer plus précisément le modèle numérique par rapport au modèle physique. Le module d'Young du caoutchouc Silicone SICOVOSS a été déterminé à l'aide d'essais de traction sur une éprouvette d'épaisseur 3 mm. Le modèle réalisé ayant une épaisseur de 15 mm, la comparaison des résultats des deux simulations nous fait donc mettre en doute la pertinence de l'éprouvette de caractérisation.

D'autre part, nous avons vérifié que les déformations étaient inférieures à 20 %, donc les hypothèses sur les lois de comportement des matériaux choisies sont acceptables.

En outre, à l'extrémité thoracique, l'allure de la déformée pour un effort appliqué au point 1 montre que le modèle, issu de la reconstruction IRM, est un peu court. En effet, les conditions aux limites ne sont pas fidèles aux conditions réelles sur le nourrisson. Nous devons donc rallonger le modèle pour éviter les effets de bords. Nous avons choisi de rallonger l'extrémité par une section droite de 20 mm, ce qui est cohérent avec la morphologie du cou du nourrisson.

Le modèle numérique du torse de nourrisson étant validé, il nous permet de réaliser

le dimensionnement de la structure finale pour des cas de charges réalistes. Nous devons modifier la géométrie interne d'une part, et les matériaux des trois parties du torse d'autre part, pour obtenir un comportement mécanique proche du comportement réel lors du geste d'AFE.

### 3.5 Dimensionnement de la structure

L'objectif de ce modèle est d'atteindre pour des efforts maximaux que le kinésithérapeute applique, les déplacements maximaux mesurés au niveau de l'abdomen et du thorax. Le rapport du déplacement du thorax au déplacement de l'abdomen est aussi un paramètre qui doit guider le dimensionnement de la structure.

Pour que le ressenti des kinésithérapeutes soit respecté, le dimensionnement de la structure doit aboutir aux objectifs de valeurs de déplacements et surtout à l'obtention de rapports des déplacements longitudinaux sur les déplacements verticaux cohérents avec les mesures sur le thorax et sur l'abdomen (Tableau 3.7). En effet, ces rapports sont indépendants de la valeur algébrique de la réaction de la table. De plus, ils sont représentatifs du ressenti du praticien.

**Tableau 3.7:** Objectifs en terme de déplacements

$\Delta_{x_{th}}$ [mm]	$\Delta_{z_{th}}$ [mm]	$\left(\frac{\Delta x}{\Delta z}\right)_{th}$	$\Delta_{x_{ab}}$ [mm]	$\Delta_{z_{ab}}$ [mm]	$\left(\frac{\Delta x}{\Delta z}\right)_{ab}$	$\frac{\Delta_{x_{th}}}{\Delta_{x_{ab}}}$	$\frac{\Delta_{z_{th}}}{\Delta_{z_{ab}}}$
<i>Données confidentielles</i>							

La géométrie de la structure externe est définie. On peut modifier le comportement mécanique global en modifiant la géométrie interne. La géométrie du diaphragme est aussi fixée mais le choix de son matériau permet une modification du comportement global du torse.

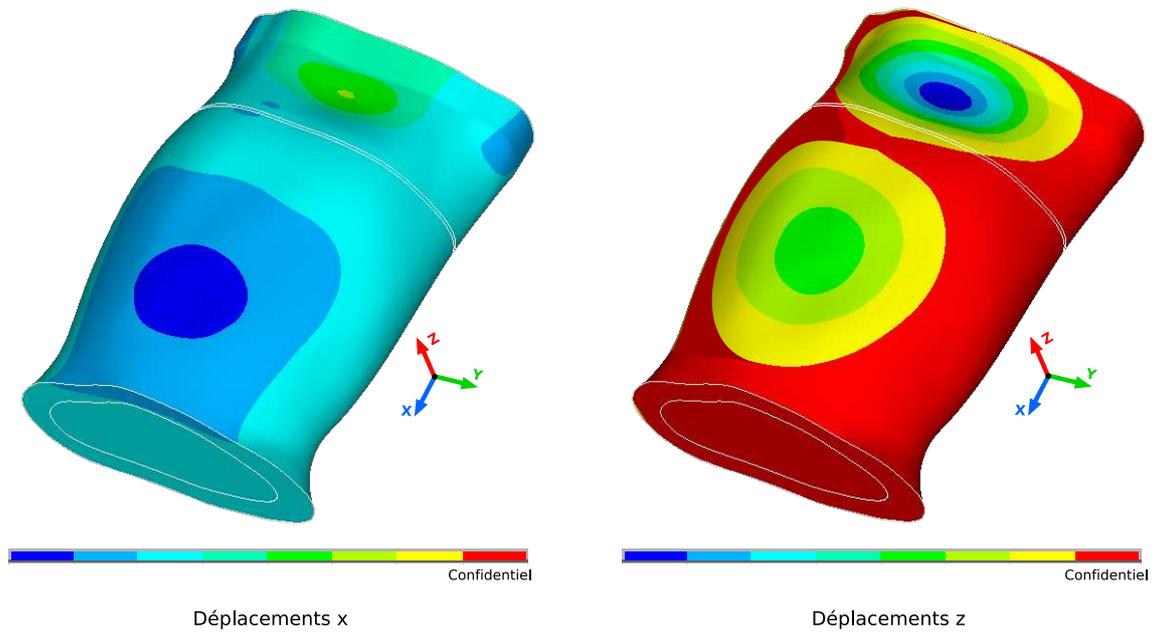
*Texte supprimé pour des raisons de confidentialité.*

Nous avons donc réalisé une succession de simulations en modifiant la structure et/ou les matériaux, suivant les résultats des simulations précédentes (cf. Annexe J). Le modèle présenté est issu d'une première optimisation privilégiant la réalisation d'une structure monocouche ne nécessitant qu'un seul noyau. La Figure 3.25 présente les résultats de la simulation numérique pour ce modèle. Les objectifs sont globalement atteints (cf. Tableau 3.8),

*Texte supprimé pour des raisons de confidentialité.*

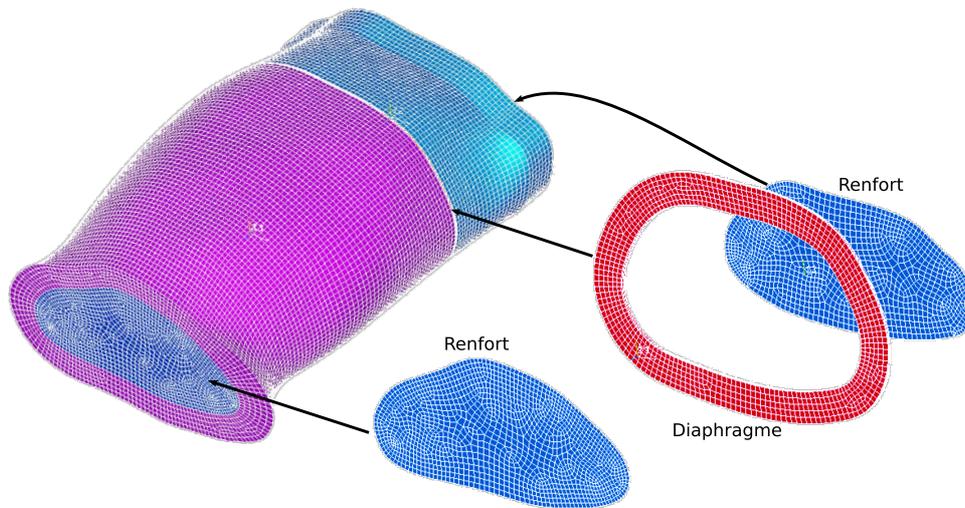
**Tableau 3.8:** Résultats de la simulation du modèle final

$\Delta_{x_{th}}$ [mm]	$\Delta_{z_{th}}$ [mm]	$\left(\frac{\Delta x}{\Delta z}\right)_{th}$	$\Delta_{x_{ab}}$ [mm]	$\Delta_{z_{ab}}$ [mm]	$\left(\frac{\Delta x}{\Delta z}\right)_{ab}$	$\frac{\Delta_{x_{th}}}{\Delta_{x_{ab}}}$	$\frac{\Delta_{z_{th}}}{\Delta_{z_{ab}}}$
Objectifs			Données				
Modèle			confidentielles				

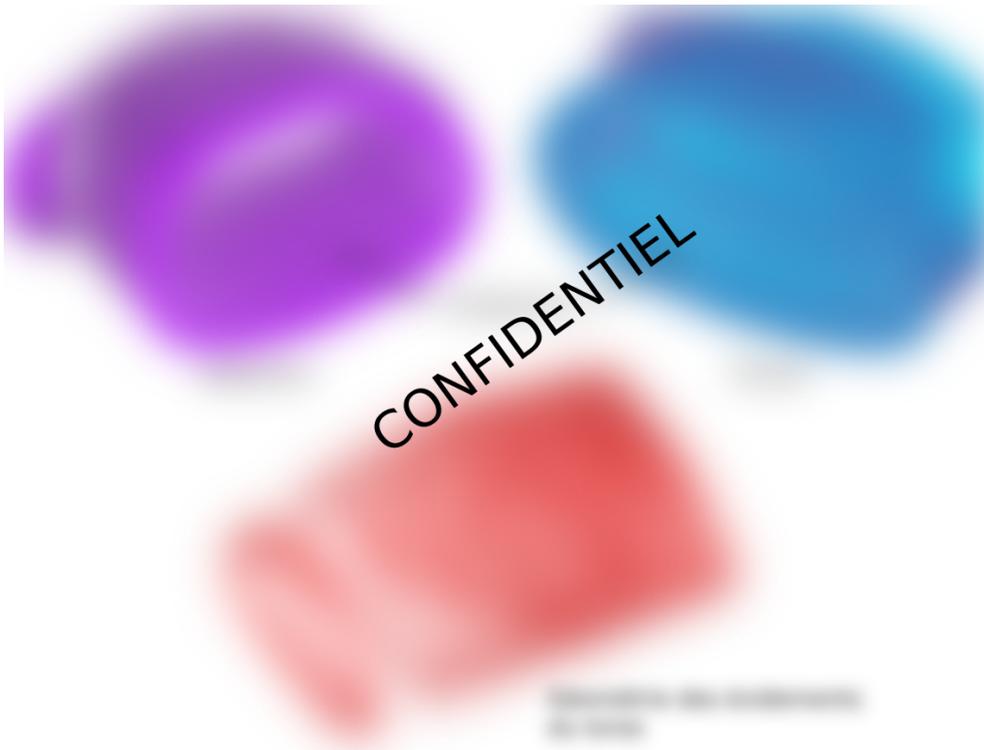


**Figure 3.25:** Résultats d'une simulation ANSYS

*Texte supprimé pour des raisons de confidentialité.*



**Figure 3.26:** *Structure du modèle*



**Figure 3.27:** *Géométrie interne du modèle*

*Texte supprimé pour des raisons de confidentialité.*

**Tableau 3.9:** *Matériaux et propriétés mécaniques utilisés pour le modèle*

Partie du modèle	E [MPa]	$\nu$
Thorax		
Abdomen	<i>Données</i>	
Diaphragme	<i>confidentielles</i>	
Renfort thorax		
Renfort abdomen		

## 3.6 Perspectives pour le simulateur final

L'instrumentation doit être choisie afin de réaliser les fonctionnalités en tenant compte de l'encombrement disponible dans la structure et des étendues de mesure des différents paramètres précisés dans le cahier des charges. L'organisation des fonctionnalités permettant la représentation du comportement du simulateur devra s'appuyer sur cette instrumentation. Puis, les différents scénarios possibles devront être conçus conjointement avec les kinésithérapeutes experts.

### 3.6.1 Choix de l'instrumentation embarquée

Les capteurs seront choisis pour réaliser la mesure des variables didactiques et des paramètres du geste réalisé sur le simulateur. Les systèmes actifs permettront le contrôle du geste par rapport aux limites du geste référent et la génération d'alarmes. Le Tableau 3.6.2 présente des propositions de mise en œuvre de l'instrumentation embarquée en précisant des types de capteurs ou de systèmes actifs envisageables pour la représentation de chaque fonctionnalité. La liste des solutions présentée n'est pas exhaustive.

### 3.6.2 Mise en œuvre de scénarios choisis

Les kinésithérapeutes nous fourniront des scénarios didactiques représentant des situations d'apprentissage. Nous devons transposer ceux-ci construire des organigrammes liés aux fonctionnalités techniques du simulateur. La Figure 3.28 présente une ébauche d'organigramme construit sur un scénario possible à réaliser sur le simulateur. Les critères d'efficacité et de dangerosité du geste sont utilisés pour activer certaines fonctionnalités. Le contrôle des variables didactiques par rapport aux limites des variables des gestes experts est utilisé pour la génération d'alarmes. La réalisation des organigrammes techniques devra être discutée avec les experts kinésithérapeutes concernés et des didacticiens.

**Tableau 3.10:** Proposition de l'instrumentation embarquée dans le simulateur

Fonctionnalité souhaitée	Variable didactique	Capteur	Paramètre physique à représenter	Système actif
Respiration libre	Synchronisation du geste avec la respiration	<i>Confidentiel</i>	Déplacement du thorax Déplacement de l'abdomen Fréquence des déplacements	
Blocage mécanique de la structure	Amplitudes maximales des déplacements Synchronisation du geste avec la respiration Dynamique du geste Adaptation du geste au son du flux expiratoire		Blocage des déplacements	<i>Confidentiel</i>
Critères dynamiques d'efficacité du geste	Placement des mains Équilibre des mains Décollement des mains Synchronisation du geste avec la respiration Amplitudes maximales des déplacements Amplitudes maximales des pressions Directions des trajectoires des mains Dynamique du geste	<i>Confidentiel</i>	Vibrations sous la main thoracique après 4 à 6 AFE	<i>Confidentiel</i>
Critères auditifs d'efficacité du geste	Adaptation du geste au son du flux expiratoire		Génération des sons du flux expiratoire Sons du flux du grave vers l'aigu	
Génération des sons du flux expiratoire	Adaptation du geste au son du flux expiratoire		Sons du flux expiratoire	
Génération des sons d'auscultation	Pathologie, localisation des sécrétions		Sons adventices	<i>Confidentiel</i>
Point de déclenchement de la toux provoquée	Déclenchement de la toux provoquée	<i>Confidentiel</i>	Détection de pression	

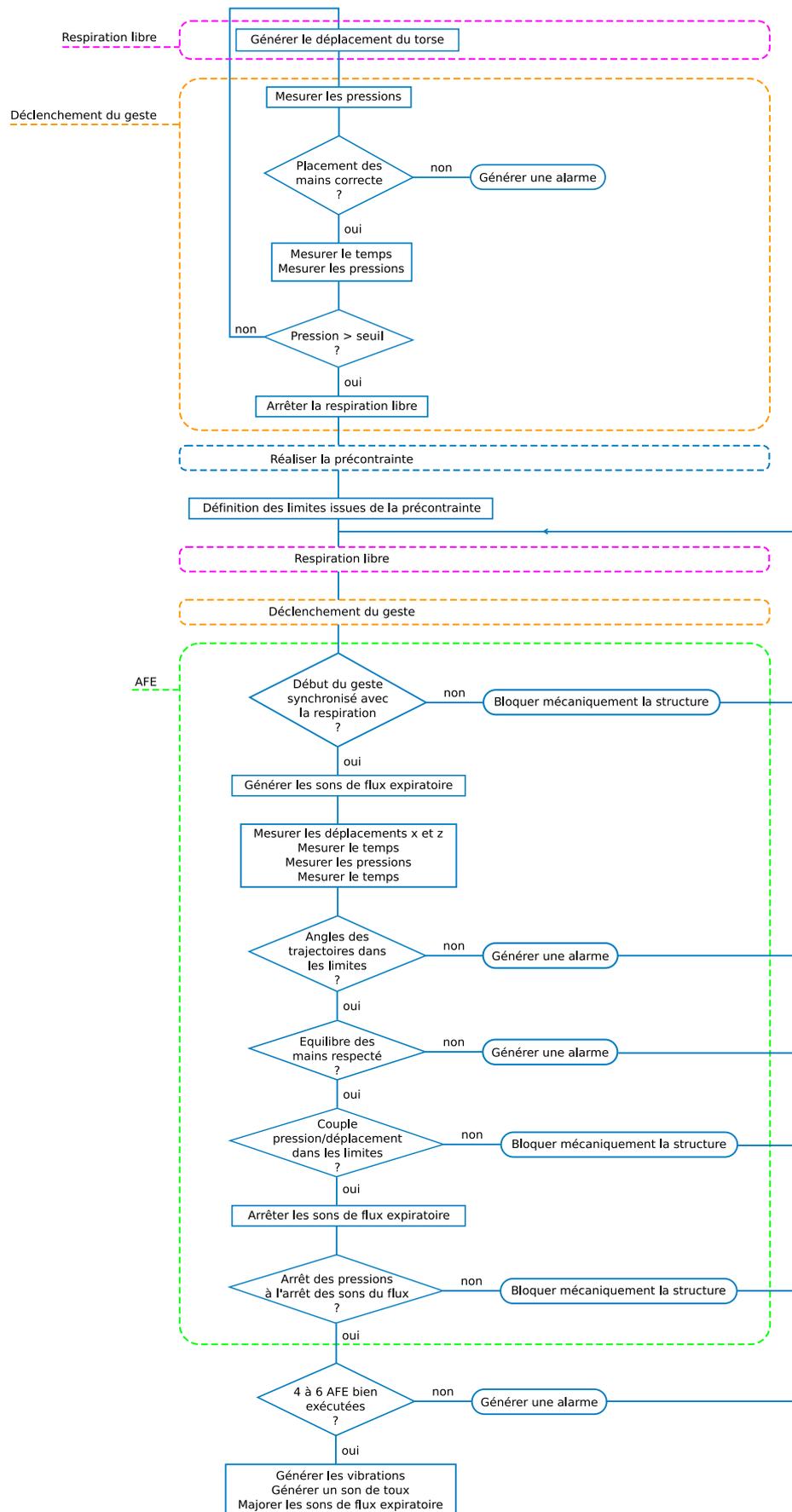


Figure 3.28: Diagramme de décisions des fonctionnalités.

## 3.7 Conclusion

A partir d'une approche mécatronique, l'identification des objectifs d'apprentissage de l'activité professionnelle et la définition d'un environnement d'apprentissage, nous ont permis d'établir le cahier des charges des fonctionnalités du simulateur. Le niveau de représentation du paradigme d'apprentissage a été défini en étroite collaboration avec les kinésithérapeutes experts.

Le modèle physique de torse de nourrisson conçu est issu d'une démarche matériaux\structure aboutissant à la conception d'une structure passive. Un prototype d'une structure initiale non instrumentée a été fabriqué et validé. Suite à une démarche essai-erreur sur des simulations, la géométrie et les matériaux d'une structure ont pu être déterminés afin que son comportement simulé soit proche de celui d'un nourrisson sous les sollicitations du geste d'AFE. Un nouveau prototype physique devra être réalisé. Le kinésithérapeute référent, équipé des gants instrumentés, devra effectuer des gestes d'AFE sur le prototype. Les déplacements et les pressions mesurés devront être comparés aux résultats obtenus sur les nourrissons lors des campagnes de mesure afin de valider le dimensionnement.

D'autre part, nous avons rédigé l'ensemble du cahier des charges permettant de finaliser l'instrumentation du simulateur. Des solutions techniques ont été proposées.

Enfin, un travail avec les kinésithérapeutes experts et les enseignants de la technique devra être mené pour construire les scénarios didactiques et analyser les niveaux de raisonnement pour l'action.



## Conclusion générale

Cette thèse s'inscrit dans le cadre d'une collaboration entre le Laboratoire SYMME et des kinésithérapeutes experts des Réseaux Bronchiolite.

Ce travail de recherche avait pour objectif la conception d'un simulateur physique de torse de nourrisson pour l'apprentissage du geste d'AFE. En réponse à la demande des praticiens experts, il s'agissait précisément de proposer un outil à visée didactique permettant au novice de s'entraîner à la pratique et d'évaluer celle-ci par rapport à des gestes référents. L'absence de tout outil pédagogique dédié à la kinésithérapie respiratoire souligne le caractère innovant et différenciateur du travail présenté.

Nous avons tout d'abord observé la pratique professionnelle d'un kinésithérapeute expert en situation réelle, afin de cerner l'environnement et les contraintes liées au patient et au milieu médical. Cette phase nous a permis d'identifier les savoirs experts et les paramètres indispensables à la description du geste référent et non quantifiables sans moyen de mesure par les praticiens experts.

Nous avons donc conçu et réalisé un nouveau système de mesure spécifique respectant les questions éthiques et les contraintes médicales. Le choix d'une instrumentation des mains du kinésithérapeute, légère, non contraignante et rapide à installer dans le cadre du protocole médical a été effectuée, permettant de réaliser des mesures non coercitives pour le patient et indépendante de sa morphologie. Des capteurs de déplacement et de pression ont été intégrés sur des gants en tenant compte de la spécificité du geste. Le système MIKROB permet de mesurer la répartition des pressions appliquées par les main du praticien sur le torse du nourrisson ainsi que les déplacements de celles-ci. Un logiciel d'acquisition et de traitement a été spécifiquement développé pour visualiser les mesures en temps réel et analyser les données.

L'aboutissement de cette deuxième phase a été la mise en œuvre de deux campagnes de mesure impliquant le kinésithérapeute référent et cinq autres kinésithérapeutes experts munis des gants instrumentés, en cabinet de kinésithérapie, sur des patients atteints de bronchiolite.

Ce travail est la première étude qui apporte des données quantitatives au niveau de l'exécution du geste d'AFE.

L'exploitation des mesures a amené à la construction d'une base de données des paramètres caractéristiques du geste expert. Nous avons analysé uniquement certains paramètres, que nous avons définis et considérés comme pertinents, en vue de la conception d'un simulateur pour l'apprentissage du geste. Ils ont été quantifiés en terme de limites pour le geste référent.

Dans l'objectif de la conception de ce simulateur, nous avons dû inclure, en étroite collaboration avec les kinésithérapeutes, la dimension didactique dès la rédaction du cahier des charges. A ce stade, des choix ont été opérés par les praticiens experts pour définir le paradigme d'apprentissage global et plus précisément, le niveau de représentation des fonctionnalités de la maquette. Nous avons alors réalisé des transpositions, pour traduire ces objectifs d'apprentissage et les variables didactiques utiles, en fonctionnalités technologiques pour le simulateur.

Nous avons adopté une démarche mécatronique pour obtenir les fonctionnalités finales de la maquette en faisant des choix au niveau de la structure mécanique, et conjointement au niveau de son instrumentation.

Nous avons fait le choix de concevoir un système dit « passif » en privilégiant une approche matériaux/structure. Un modèle numérique de torse de nourrisson a été reconstruit à partir d'images IRM d'un nourrisson physiquement représentatif des patients, afin de conserver l'anthropomorphisme sur le simulateur. Nous avons opté pour une structure creuse du torse pleine échelle, afin de prévoir l'intégration de l'instrumentation et des systèmes actifs au cœur de la maquette. Dans une démarche essai-erreur, plusieurs simulations par éléments finis ont été effectuées, en considérant les conditions aux limites et les valeurs de déplacements obtenues pendant les campagnes de mesures, pour choisir les matériaux à utiliser et dimensionner la structure du torse.

La réalisation d'un premier prototype physique a permis, après recalage des conditions expérimentales, de valider le modèle éléments finis, le choix de conception et la méthode de fabrication. Issu des différentes simulations, le modèle de torse proposé présente une structure de géométrie interne spécifiquement dimensionnée, composée de trois parties : le thorax et l'abdomen, moulés en élastomère, et le diaphragme représenté par une pièce avec la forme globale d'un anneau et des caractéristiques mécaniques différentes. Son comportement simulé est proche de celui d'un nourrisson sous les sollicitations maximales du geste d'AFE.

Les perspectives de ce projet à court terme concernent l'optimisation du dimensionnement de la structure. Un travail d'intégration des différents capteurs et systèmes actifs dans la maquette reste aussi à effectuer. Le cahier des charges présenté dans le manuscrit permet de finaliser les choix technologiques.

A moyen terme, un deuxième prototype pourra être réalisé, sur lequel le kinésithérapeute référent devra effectuer des gestes d'AFE avec les gants instrumentés, afin de recalibrer les résultats de ces mesures expérimentales avec les mesures issues des campagnes sur nourrissons.

A plus long terme, la collaboration avec les kinésithérapeutes experts et des didacticiens doit être pérennisée pour définir les séquences didactiques d'apprentissage sur le simulateur.

Enfin, une perspective intéressante serait la conception d'un système à « propriétés variables ». Il serait possible, sur ce simulateur, de modifier les propriétés de la structure notamment en terme de compliances pour la partie thoracique, afin que la réponse du simulateur soit représentative de celle d'un nourrisson dans une situation pathologique spécifique.

D'autre part, le système de gants instrumentés MIKROB, et le logiciel d'acquisition et d'analyse des paramètres caractéristiques du geste enregistré, pourraient constituer un premier outil pédagogique pour l'apprentissage de différents soins de massage kinésithérapique. En effet, en positionnant les capteurs à des points stratégiques des mains, choisis en fonction de la pratique concernée, la visualisation en temps réel de la répartition des pressions appliquées par le praticien est rendue possible grâce à cet outil. De plus, la réalisation d'une liaison sans fil, pour le conditionnement et l'acquisition des mesures issues des capteurs de pression, constituerait une amélioration intéressante pour apporter une valeur ajoutée en vue d'une éventuelle commercialisation.

# Bibliographie

- [3M 00] 3M. *Schotch ATG Tapes, Technical Data*. Rapport technique, Engineered Adhesives Division, August 2000.
- [3M 06] 3M. *Schotch-Weld, Polyurethane Reactive Adhesive, Technical Data*. Rapport technique, Industrial Adhesives and Tapes Division, May 2006.
- [Abramoff 04] M.D. Abramoff, P.J. Magelhaes & S.J. Ram. *Image Processing with ImageJ*. Biophotonics International, vol. 11, no. 7, pages 36–42, 2004.
- [Aehlert 07] B. Aehlert & G. Chéron. *Manuel de soins en urgence pédiatrique*. Elsevier Masson, 2007.
- [Aldien 05] Y. Aldien, D. Welcome, S. Rakheja, R. Dong & P.-E. Boileau. *Contact pressure distribution at hand-handle interface : role of hand forces and handle size*. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 35, pages 267–286, March 2005.
- [ANAES 00] ANAES. *Consensus conference of management of bronchiolitis in infant*. Arch.Ped2001, September 2000.
- [ANSYS 04] ANSYS. *ANSYS Modeling and Meshing Guide, ANSYS release 9.0*, November 2004.
- [Arora 87] N. S. Arora & D. F. Rochester. *COPD and human diaphragm muscle dimensions*. Chest, vol. 91, pages 719–724, 1987.
- [Bar-Yishay 05] E. Bar-Yishay, K. Uwayyed, A. Avital, D. Vilozni & S. Godfrey. *Corticosteroids do not affect the clinical or physiological status of infants with bronchiolitis*. Pediatric Pulmonology, vol. 9, no. 3, October 2005.
- [Barchiesi 03] D. Barchiesi. *Mesure physique et instrumentation - analyse statistique et spectrale des mesures, capteurs*. Ellipses Marketing, February 2003.
- [Barthe 73] J. Barthe & J. Beaudoin. *Place de la kinésithérapie respiratoire dans la réanimation du nourrisson*. Le Journal de la Kinésithérapie, no. 210, June 1973.
- [Barthe 02] J. Barthe. *Désencombrement du nourrisson. La bronchiolite, la mucoviscidose*. Kinésithérapie, les cahiers, no. 8-9, pages 50–52, September 2002.
- [Barthod 06] C. Barthod, G. Gautier, L. Goujon & J.C. Jeulin. *L'apport de l'instrumentation dans la formation et la pratique de la kinésithérapie respiratoire du nourrisson*. ReK, no. 4, pages 49–56, June 2006.

- [Baudet 03] V. Baudet, P. F. Villard, F. Jaillet, M. Beuve & B. Shariat. *Towards accurate tumour tracking in lungs*. In Seventh International Conference on Information Visualization, pages 338–343, July 2003.
- [Beauvois 07] E. Beauvois, H. Fouré, P. Gouilly & G. Reychler. *Kinésithérapie dans la bronchiolite : doute raisonné ou raison de douter ?* Kinesither. Rev., vol. 63, pages 51–52, 2007.
- [Beebe 95] D. J. Beebe, A. S. Hsieh, R. G. Radwin & D. D. Denton. *A silicon force sensor for robotics and medicine*. Sensors and Actuators A : Physical, vol. 50, pages 55–65, August 1995.
- [Beebe 98] D. J. Beebe, D. D. Denton, R. G. Radwin & J. G. Webster. *A silicon-based tactile sensor for finger-mounted applications*. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol. 45, no. 2, pages 151–159, February 1998.
- [Bellaïche 00] S. Bellaïche, T. Carme, L. Julien, J. André-Vert & M. Fraigneau. *Huit ans d'expérience d'un réseau départemental ville-hopital : réseau kinésithérapie bronchiolite Essonne (RKBE)*. Kinésithérapie Scientifique, vol. 403, pages 20–29, September 2000.
- [Benner 84] P. Benner. *From novice to expert : Excellence and power in clinical nursing practice*. Menlo Park : Addison-Wesley, 1984.
- [Benzley 95] S. E. Benzley, E. Perry, K. Merkle & B. Clarck. *A Comparison of All Hexagonal and All Tetrahedral Finite Element Meshes for Elastic and Elasto-plastic Analysis*. In proceedings 4th international meshing roundtable, October 1995.
- [Blazey 98] S. Blazey, S. Jenkins & R. Smith. *Rate and force of application of manual chest percussion by physiotherapists*. Aust. J. Physiother., vol. 44, pages 257–64, 1998.
- [Boriek 97] A. M. Boriek & J. R. Rodarte. *Effect of transverse fiber stiffness and central tendon on displacement and shape of a simple diaphragm model*. Journal of Applied Physiology, vol. 82, pages 1626–1636, 1997.
- [Bourillon 05] A. Bourillon & Collectif. *Pédiatrie*. Masson, 3ème edition, 2005.
- [Bowyer 05] CM. Bowyer, AV. Liu & JP. Bonar. *Validation of SimPL – a simulator for diagnostic peritoneal lavage training*. Stud Health Technol Inform., vol. 111, no. 4, pages 64–71, 2005.
- [Brady 05] Sarah Brady, Dermot Diamond & King-Tong Lau. *Inherently conducting polymer modified polyurethane smart foam for pressure sensing*. Sensors and Actuators A : Physical, vol. 119, pages 398–404, April 2005.
- [Bruner 83] J. Bruner. *Le rôle de l'interaction de tutelle dans la résolution de problème*, chapitre 10. PUF, Paris, 1983.
- [Budney 79] D. R. Budney. *Measuring Grip Pressure during the Golf Swing*. Research Quarterly, vol. 50, no. 2, pages 272–77, May 1979.

- 
- [Buis 97] A. W. Buis & P. Convery. *Calibration problems encountered while monitoring stump/socket interface pressures with force sensing resistors : techniques adopted to minimise inaccuracies*. Prosthetics and orthotics international, vol. 21, no. 3, pages 179–182, December 1997.
- [Burdea 96] G. Burdea. Force and touch feedback for virtual reality. John Wiley & Sons, 1996.
- [Caens-Martin 05] S. Caens-Martin. Concevoir un simulateur pour apprendre à gérer un système vivant à des fins de production : la taille de la vigne, chapitre 4, pages 81–106. Octarès Edition, 2005.
- [Cance-Rouzaud 99] A. Cance-Rouzaud, C. Arnaud, I. Oliver, C. Barbeau, M. T. Tauber & H. Grandjean. *Modélisation de la croissance staturale entre 0 et 3 ans d'enfants nés à Toulouse entre 1993 et 1994 et comparaison avec les courbes de Sempé*. Archives de Pédiatrie, vol. 6, pages 145–150, 1999.
- [Carpaneto 03] J. Carpaneto, S. Micera, F. Zaccone, F. Vecchi & P. Dario. *A sensorized thumb for force closed-loop control of hand neuroprostheses*. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, vol. 11, no. 4, pages 346–353, December 2003.
- [Carre 97] A. Carre & M. E. R. Shanahan. *Effect of Cross-Linking on the Dewetting of an Elastomeric Surface*. Journal of Colloid and Interface Science, vol. 191, pages 141–147, 1997.
- [Cascio 06] D. Cascio, F. Fauci, R. Magro, G. Rasoet al. *Mammogram Segmentation by Contour Searching and Massive Lesion Classification with Neural Network*. IEEE Transactions on Nuclear Science, vol. 53, no. 5, pages 2827–2833, October 2006.
- [Castro 97] M.C.F. Castro & A. CliquetJr. *A low-cost instrumented glove for monitoring forces during object manipulation*. IEEE Trans. Rehab. Eng., vol. 5, no. 2, pages 140–147, June 1997.
- [Chalons 01] J.M. Chalons. *Acquisition and processing, Daq-SC-01-JMC-A40119*. SAPHIR, 2001. [www.saphir.fr](http://www.saphir.fr).
- [Chalumeau 02] M. Chalumeau, L. Foix-L'Helias, P. Scheinmann, P. Zuani, D. Gendrel & H. Ducou le Pointe. *Rib fractures after chest physiotherapy for bronchiolitis or pneumonia in infants*. Pediatr. Radiol., vol. 32, pages 644–647, September 2002.
- [Chanelière 06] C. Chanelière, N. Moreux, J-P. Pracos, G. Bellon & P. Reix. *Fractures costales au cours des bronchiolites aiguës virales : à propos de 2 cas*. Archives de Pédiatrie, vol. 13, pages 1410–1412, 2006.
- [Chanvillard 08] E. Chanvillard. Analyse métrologique du geste en kinésithérapie respiratoire du nourrisson. valeurs de pressions et de déplacements des mains. etude préliminaire. Mémoire de Master, Ecole de kinésithérapie. Université Joseph Fourier, 2008.
-

- [Che 08] D. Che, N. Caillère & L. Josseran. *Surveillance et épidémiologie de la bronchiolite du nourrisson en France*. Archives de Pédiatrie, vol. 15, no. 3, pages 327–328, March 2008.
- [Chevallard 85] Y. Chevallard. La transposition didactique du savoir savant au savoir enseigné. Grenoble, La Pensée sauvage Éditions, 1985.
- [Chevret 05] L. Chevret, B. Mbieleu, S. Essouri, P. Durand, S. Chevret & D. Devictor. *Bronchiolites en unité de réanimation pédiatrique : facteurs pronostiques et devenir respiratoire des nourrissons ventilés*. Archives de Pédiatrie, vol. 12, no. 4, pages 385–390, April 2005.
- [Chiradejnant 01] A. Chiradejnant, C. G. Maher & J. Latimer. *Development of an instrumented couch to measure forces during manual physiotherapy treatment*. Manual Therapy, vol. 6, pages 229–234, November 2001.
- [Claveirole 01] P. Claveirole. *Bronchiolite du nourrisson : prévention de la transmission et de la morbidité respiratoire à long terme*. Archives de Pédiatrie 2001, vol. 8 Suppl., 2001.
- [CNO ] CNO & Conseil National de l'Ordre des Masseurs Kinésithérapeutes. Code de déontologie des masseurs-kinésithérapeutes, à paraître. à paraître.
- [Cocquerez 95] J-P. Cocquerez & S. Philipp. Analyse d'image : filtrage et segmentation. Masson, 1995.
- [Cohn 97] D. Cohn, J. O. Benditt, S. Eveloff & F. D. McCool. *Diaphragm thickening during inspiration*. Journal of Applied Physiology, vol. 83, pages 291–296, 1997.
- [Comroe 78] J. H. Comroe. Physiologie de la respiration. Masson, 2ème édition, 1978.
- [Cordier 05] J-F. Cordier. *Bronchiolites*. EMC-Pneumologie, vol. 2, no. 4, pages 204–218, November 2005.
- [Cullen 88] J. Cullen & A. Bryman. *The knowledge acquisition bottleneck : A time for reassessment ?* Expert Systems, no. 5, pages 216–225, 1988.
- [Davis 88] G. M. Davis, A. L. Coates, A. Papageorgiou & M. A. Bureau. *Direct measurement of static chest wall compliance in animal and human neonates*. Journal of Applied Physiology, vol. 65, no. 3, pages 1093–1098, 1988.
- [Delaunay 05] J-P. Delaunay. *Kinésithérapie respiratoire chez l'enfant atteint de mucoviscidose*. mt pédiatrie, vol. 8, no. 3, June 2005.
- [Delplanque 02] D. Delplanque. *Bases théoriques de la modulation de l'augmentation du flux expiratoire (2e partie)*. Kinésithérapie Scientifique, vol. 419, pages 45–48, February 2002.
- [Delplanque 04] D. Delplanque. *Modulation de l'AFE et contextes physiologiques. Interactions avec l'élastance et la compliance thoracopulmonaire*. Kinésithérapie Scientifique, no. 441, pages 51–52, 2004.

- 
- [Demont 07] B. Demont, C. Vincon, S. Bailleux, C-H. Cambas, M. Dehan & T. Lacaze-Masmonteil. *Chest physiotherapy using the expiratory flow increase procedure in ventilated newborns : a pilot study*. Physiotherapy, vol. 93, pages 12–16, 2007.
- [Deschildre 00] A. Deschildre, C. Thumerelle, B. Bruno, F. Dubos, C. Santos & A. Dumonceaux. *Bronchiolite aiguë du nourrisson*. Arch.Pediatr. 2000, no. 7 Suppl 1, pages 21–26, 2000.
- [Devlieger 91] H. Devlieger, H. Daniels, G. Marchal, NewAuthor3, P. Casaer & E. Eggermont. *The diaphragm of the newborn infant : anatomical and ultrasonographic studies*. J Dev Physiol., vol. 16, no. 6, pages 321–330, 1991.
- [dHuart 02] D. Mellet dHuart. *Virtual Environment for Training : An Art of Enhancing Reality*. In In 6<sup>th</sup> International Conference, ITS 2002 Biarritz, France and San Sebastain, Spain, June 2002., June 2002.
- [Dubois 97] E. Dubois, L. Nigay & J. Troccaz. *Interactivité dans les Systèmes pour Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO)*. In Conférence IHM'97, September 1997.
- [Dunne 06] L. E. Dunne, S. Brady, R. Tynan, K. Lau, B. Smyth, D. Diamond & G. M. P. O'Hare. *Garment-based body sensing using foam sensors*. In AUIC '06 : Proceedings of the 7th Australasian User interface conference, pages 165–171, Darlinghurst, Australia, Australia, 2006. Australian Computer Society, Inc.
- [Dupuis 05] O. Dupuis. *Apport du forceps instrumenté dans la sécurité de l'extraction instrumentale*. Thèse de Doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, March 2005.
- [Dupuis 06] O. Dupuis, R. Moreau, R. Silveira, M. T. Pham, A. Zentner, M. Caucherat, R. C. Rudigoz & T. Redarce. *A new obstetric forceps for the training of junior doctors. A comparison of the spatial dispersion of forceps blades trajectories between junior and senior obstetricians*. The American Journal of Obstetrics and Gynecology, vol. 194, pages 1524–1531, 2006.
- [Durieu 08] I. Durieu & R. Nove Josserand. *La mucoviscidose en 2008*. La revue de la médecine interne, 2008.
- [Epstein 02] R. M. Epstein & E. M. Hundert. *Defining and Assessing Professional Competence*. Journal of American Medical Association, vol. 287, no. 2, pages 226–235, January 2002.
- [Evenou 05a] D. Evenou. *Masseurs-kinésithérapeutes et réseaux de santé. l'exercice au sein du réseau bronchiolite ile de france contribue au développement d'une nouvelle identité professionnelle au bénéfice de la santé des patients*. Mémoire de Master, Master2 Science de l'éducation : Option ingénierie des systèmes de formation, Université de Corse, 2005.
- [Evenou 05b] D. Evenou & D. Pelca. *Le Réseau bronchiolite Ile-de-France : une dynamique en constant renouvellement*. Sociologies Pratiques, no. 11, pages 73–85, February 2005.
-

- [Evenou 07a] D. Evenou, D. Pelca, C. Fausser & kinésithérapeutes Association de réseaux bronchiolite ARB. *Bronchiolite, kinésithérapie et fracture de cotes (suite)*. La Revue Prescrire, vol. 27, no. 288, pages 794–796, October 2007.
- [Évenou 07b] D. Évenou, D. Pelca, C. Fausser & S. Sebban. *Prise en charge kinésithérapique de la bronchiolite*. Medecine, January 2007.
- [Faivre 03] A. Faivre. *Conception et validation d'un nouvel outil d'analyse de la marche*. Thèse de Doctorat, Université de Franche-Comté, UFR Sciences et Techniques des activités physiques et sportives, December 2003.
- [Fausser 02] C. Fausser, V. Breheret & D. Lopes. *Augmentation du flux expiratoire (AFE) et tolérance*. Kinésithérapie Scientifique, no. 428, pages 21–27, December 2002.
- [Fausser 05] C. Fausser, C. Barthod & L. Maréchal. Entretien au chu du kremlin bicetre. November 2005.
- [Fergusson-Pell 00] M. Fergusson-Pell, S. Hagsisawa & D. Bain. *Evaluation of a sensor for low interface pressure applications*. Medical Engineering & Physics, pages 657–663, December 2000.
- [Fernandes 03] Cláudio P. Fernandes, Per-Olof J. Glantz, Stig A. Svensson & Anders Bergmark. *A novel sensor for bite force determinations*. Dental Materials, vol. 19, pages 118–126, March 2003.
- [Flores 04] P. Flores, H. Rebelo de Andrade, P. Goncalves, R. Guiomar, C. Carvalho, E. N. Sousa, F. T. Noranha & J. M. Palminha. *Bronchiolitis caused by respiratory syncytial virus in an area of Portugal : Epidemiology, clinical features, and risk factors*. Eur J Clin Microbiol Infect Dis, vol. 23, pages 39–45, 2004.
- [Fodil 05] R. Fodil, C. Crose, B. Louis, A. Coste, J. R. Blondeau, D. Isabey, D. Perchet, C. Feita, F. Preteux, P. Grenier, L. Vial, G. Caillibotte, M. Till, Y. Maday, M. Thiriet & L. de Rochefort. *Simulateur morphofonctionnel des voies aériennes supérieures et proximales*. ITBM-RBM, no. 26, pages 72–77, 2005.
- [Forrest 02] F. C. Forrest, M. A. Taylor, K. Postlethwaite & R. Aspinall. *Use of a high-fidelity simulator to develop testing of the technical performance of novice anaesthetists*. British Journal of Anaesthesia, vol. 88, no. 3, pages 338–44, 2002.
- [Frey 01] U. Frey, B. Reinmann & J. Stocks. *The infant lung fonction model : a mechanical analogue to test infant lung function equipment*. European Respiratory Journal, vol. 17, pages 755–764, 2001.
- [Frogley 03] M. D. Frogley, D. Ravich & H. D. Wagner. *Mechanical properties of carbon nanoparticle-reinforced elastomers*. Composites Science and Technology, vol. 63, pages 1647–1654, 2003.
- [FTSS ] FTSS. Ftss product catalog : Crabi 6 month older infant dummy 910420-000.

- 
- [Garrigues 01] J. Garrigues. *La méthode des éléments finis*. cours de l'École Supérieure de Mécanique de Marseille, 2001.
- [Gaultier 95] C. Gaultier. *Respiratory muscle function in infants*. European Respiratory Journal, no. 8, pages 150–153, 1995.
- [Gerhardt 80] T. Gerhardt & E. Bancalari. *Chestwall compliance in full-term and premature infants*. Acta Paediatr Scand., vol. 69, no. 3, pages 359–64, May 1980.
- [Gerthsen 93] G. Gerthsen & H. Vogel. Physik, volume 17. Springer-Lehrbuch, 1993.
- [Glavin 03] R. Glavin & D. Greaves. *The problem of coordinating simulator-based instruction with experience in the real workplace*. British Journal of Anaesthesia, vol. 91, no. 3, pages 309–311, 2003.
- [Gonzalez 02] RC. Gonzalez & RE. Woods. Digital image processing, 2nd edidtion. Prentice Hall, January 2002.
- [Goubel 04] C. Goubel & F. Alonzo. *Enhanced method and tools for child thoracic compliance assessment by clinical treatments observation*. In Workshop on Biomechanical Experiments, 2004.
- [Gregson 07] R.K. Gregson, J. Stocks, G.W. Petley, H. Shannon, J.O. Warner, R. Jagannathan & E. Main. *Simultaneous measurement of force and respiratory profiles during chest physiotherapy in ventiled children*. Physiological Measurement, vol. 28, pages 1017–1028, August 2007.
- [Grimprel 93] E. Grimprel, P. Francois, C. Olivier, G. Fortier, D. Theveneau, J. C. Pautard, J. Boulesteix, P. Delmas & C. Marguet. *Épidémiologie clinique et virologique de la bronchiolite du nourrisson. Enquete nationale multicentrique*. Médecine et maladie infectieuse, vol. 23, pages 844–850, 1993.
- [Grimprel 00] E. Grimprel, B. Quinet & N. Parez. Pathologies hivernales épidémiques du nourrisson. Masson, 2000.
- [Grimprel 01] E. Grimprel. *Épidémiologie de la bronchiolite du nourrisson en France*. Archives de Pédiatrie 2001, no. 8 Suppl., pages 83–92, 2001.
- [Gross 00] M. F. Gross, R. M. Spear & B. M. Peterson. *Helium-oxygen mixture does not improve gas exchange in mechanically ventilated children with bronchiolitis*. Critical Care, vol. 4, no. 3, pages 188–192, April 2000.
- [GUM 95] GUM. Guide to the expression of uncertainty in measurement. BIPM, IEC, IFCC, ISO, IUPAC, OIML, international organisation for standardization edition, 1995.
- [Hammer 97] J. Hammer, A. Numa & C. J. L. Newth. *Acute Respiratory Distress Syndrome Caused by Respiratory Syncytial Virus*. Pediatric Pulmonology, vol. 23, pages 176–183, 1997.
-

- [Hammer 03] J. Hammer, N. Patel & C. J. L. Newth. *Effect of forced deflation maneuvers upon measurements of respiratory mechanics in ventilated infants*. Intensive Care Medecine, vol. 29, pages 2004–2008, June 2003.
- [Harding 98] J.E Harding, F.K. Miles, D.M. Bedcroft, B.C. Allen & D.B. Knight. *Chest physiotherapy may be associated with brain damage in extremely premature infants*. The Journal of Pediatrics, vol. 132, no. 3, 1998.
- [Harms 99] M. C. Harms, S. M. Innes & D. L. Bader. *Forces measured during spinal manipulative procedures in two age groups*. Rheumatology, vol. 38, pages 267–274, 1999.
- [Harper 02] C. A. Harper. Handbook of plastics, elastomers, and composites, fourth edition. McGraw-Hill, 4th edition, July 2002.
- [Hjalmarson 02] O. Hjalmarson & K. Sandberg. *Abnormal Lung Function in Healthy Preterm Infant*. American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, vol. 165, pages 83–87, 2002.
- [Howells 02] Rachel Howells & John Madar. *Newborn resuscitation training— which manikin*. Resuscitation, vol. 54, no. 2, pages 175–181, August 2002.
- [Huault 64] G. Huault. *Tétanos du nouveau-né : Traitement par la ventilation artificielle et la curarisation prolongées*. Thèse de Doctorat, Paris, 1964.
- [InfusionSystems 99] InfusionSystems. Company brochure. 1999.
- [INPES 07] INPES & de la Jeunesse et des sports Ministère de la Santé. *Bronchiolite : quelles précautions prendre ?* Journal de Pédiatrie et de Puericulture, vol. 20, no. 8, page 345, December 2007.
- [Isaacs 91] D. Isaacs, H. Dickson, C. O’Callaghan, R. Sheaves, A. Winter & E. R. Moxon. *Handwashing and cohorting in prevention of hospital acquired infections with respiratory syncytial virus*. Archives Disease in Child, vol. 66, no. 2, pages 227–231, 1991.
- [ISO 94] ISO. *Vocabulaire International des termes fondamentaux et généraux de Métrologie*. Rapport technique, 1994.
- [Jacopo 01] P. Jacopo & P. Motorola. Respiratory physiology of newborn mammals. JHU Press, 2001.
- [Jeulin 06] J.C. Jeulin. *Épistémologie de la construction des savoirs en masso-kinésithérapie. a propos de la kinésithérapie respiratoire du nourrisson*. Mémoire de Master, Master en Sciences de l’Éducation “Ingénierie des systèmes de formation”, Université de Corse Pasquale-Paoli, December 2006.
- [Jeulin 08] J.C. Jeulin. *Contribution des sciences de l’éducation à la conception d’un environnement informatique humain dans le domaine de la santé*. Mémoire de Master, U.F.R. de psychologie, Sciences de l’Éducation, Université de Provence, 2008.

- 
- [Joab 03] M. Joab, D. Guin & L. Trouche. *Conception et réalisation de ressources pédagogiques vivantes : des ressources intégrant les TICE en mathématiques*. pages 259–271, April 2003.
- [Jourdain 06] M. Jourdain. Évaluation des performances professionnelles grâce à l'utilisation d'un simulateur médical. Mémoire de Master, Diplôme Inter Universitaire de Pédagogie Médicale, UFR Médicale de Paris VI, October 2006.
- [Kessler 95] G. D. Kessler, L. F. Hodges & N. Walker. *Evaluation of the CyberGlove as a whole-hand input device*. ACM Transactions on Computer-Human Interaction (TOCHI), vol. 2, no. 4, pages 263–283, December 1995.
- [Kirstukas 99] S. J. Kirstukas & J. A. Backman. *Physician-applied contact pressure and table force response during unilateral thoracic manipulation*. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, vol. 22, pages 269–279, June 1999.
- [Kirtley 00] C. Kirtley. *Teach-in 2000 : Time-dependant behavior of inshoe force sensors*, 2000. <http://guardian.curtin.edu.au/cga/teach-in/hysteresis/>.
- [Klinger 03] T. Klinger. Image processing with labview and imaq vision. Prentice Hall PTR, June 2003.
- [Koizumi 04] T. Koizumi, N. Tsujiuchi, Y. Uchida, M. Okamura, R. de Lange & M. Verver. *Scaling Methods for the Development of a 3-Year-Old Child FE Human Model*. In Proceedings : D16 -WG4.2 Workshop on Biomechanical Experiments, September 2004.
- [Krsek 03] Premysl Krsek & Petr Krupa. *Human tissue geometrical modelling*. In Applied Simulation and Modeling, pages 357–362. The International Association of Science and Technology for Development, 2003.
- [la Mucoviscidose 06] Vaincre la Mucoviscidose. *Bilan des données 2004*. Observatoire National de la Mucoviscidose, 2006.
- [LaScalza 03] S. LaScalza, J. Arico & R. Hughes. *Effect of metal and sampling rate on accuracy of Flock of Birds electromagnetic tracking system*. Journal of Biomechanics, vol. 36, no. 1, pages 141–144, January 2003.
- [Lebuffe 05] G. Lebuffe, S. Plateau, H. Tytgat, B. Vallet & P. Scherpereel. *Intéret du simulateur d'anesthésie pour l'évaluation des internes d'anesthésie-réanimation*. Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation, vol. 24, no. 3, pages 260–269, March 2005.
- [Levaillant 08] B. Levaillant, B. Guillois, J.-B. Bonte, J. Brouard & M. Herlicoviez. *Enquete d'opinion auprès de parents sur l'intéret de la distribution, à la sortie de maternité, d'une brochure d'informations sur la bronchiolite*. Archives de Pédiatrie, vol. 15, no. 3, pages 324–325, March 2008.
- [Liu 03] A. Liu, F. Tendick, K. Cleary & C. Kaufmann. *A survey of surgical simulation : Application, Technology, and Education*. Presence, vol. 12, no. 6, December 2003.
-

- [Luboz 03] V. Luboz. *Chirurgie de l'exophtalmie dysthyroïdienne : simulation du planning et assistance au geste*. Thèse de Doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble, December 2003.
- [Luengo 06] V. Luengo, L. Vadcard, M. Dubois & M. Mufti-alchawafa. *TELEOS : De l'analyse de l'activité professionnelle à la formalisation des connaissances pour un environnement d'apprentissage*. In Actes de conférence "Ingénierie de Connaissance", June 2006.
- [Maalej 89] N. Maalej, J. G. Webster, W. J. Tompkins & J. J. Wertsch. *A conductive polymer pressure sensor array*. In Engineering in Medicine and Biology Society, 1989. Images of the Twenty-First Century., Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering, volume 4, pages 1116–1117, November 1989.
- [Main 05] E. Main, A. Prasard & C. Schans. *Conventional Chest Physiotherapy Compared to Other Airway Clearance Techniques for Cystic Fibrosis*. Chochrane Datadase Syst Rev., vol. 1, no. 25, January 2005.
- [Maitre 02] H. Maitre. *Le traitement des images*. Hermès Science Publ. : Lavaisier, 2002.
- [Maréchal 05] L. Maréchal. *Mikrob engineer report*. Mémoire de Master, University of Savoie, February 2005.
- [Maréchal 08] L. Maréchal, C. Barthod, G. Gautier, J-C. Jeulin & J. Lottin. *Instrumentation and LabVIEW based continuous processing for chest physiotherapy*. In BIOSEC International Conference on Biomedical Electronics and Devices, pages 41–46, January 2008.
- [Massoullie 02] A. Massoullie & M. Hamon. *Conséquence de l'évolution de la mécanique respiratoire sur le geste kinésithérapique*. Kinésithérapie Scientifique, no. 428, pages 15–21, January 2002.
- [Maubant 07] P. Maubant, R. Lucie, J. Dhahbi & I. Chouinard. *La didactique professionnelle, un nouveau regard pour analyser les pratiques d'enseignement*. In Colloque "Qu'est ce qu'une formation professionnelle universitaire des enseignants ?", February 2007.
- [McCarren 06] B. McCarren, J. A. Alison & R. D. Herbert. *Vibration and its effect on the respiration system*. Aust. J. Physiother., 2006.
- [McFadden 95] E. R. McFadden, N. Elsanadi, L. Dixon, M. Takacs, E. C. Deal, K. K. Boydet *al*. *Protocol therapy for acute asthma : therapeutic benefits and cost savings*. American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, vol. 99, pages 651–661, 1995.
- [Meffre 07] R. Meffre, C. Gehin & A. Dittmar. *MAPI : Active interface pressure sensor integrated into a seat*. In Proceedings of the 29th IEEE EMBS, August 2007.
- [Mertz 03] H. Mertz, AL. Irwin & P. Prasard. *Biomechanical and scaling bases for frontal and slide impact injury assessment reference values*. Stapp Car Crash Journal, vol. 47, pages 155–188, October 2003.

- 
- [Meskers 99] C.G.M. Meskers, H. Fraterman, F.C.T. van der Helm, H.M. Vermeulen & P.M. Rozing. *Calibration of the "Flock of Birds" electromagnetic tracking device and its application in shoulder motion studies*. Journal of Biomechanics, vol. 32, pages 629–633, 1999.
- [Meunier 07] L. Meunier, G. Chagnion, D. Favier & L. Orgeas. *Caractérisation du comportement mécanique d'élastomères silicones chargés et non chargés*. In 18eme Congrès Français de Mécanique, Grenoble, 27-31 aout, 2007.
- [Migdal 87] M. Migdal, E. Dreizzen, J.P. Praud, M. Vial, M. Dehan, B. Chambille & C. Gauthier. *Compliance of the Total Respiratory System in Healthy Preterm and Full-Term Newborn*. Pediatric Pulmonology, vol. 3, pages 214–218, 1987.
- [Miller 03] M. E. Miller. *Infants at higher risk to fracture than the general population of young infants*. Pediatr. Radiol., vol. 33, pages 733–4, 2003.
- [Modl 00] M. Modl, E. Eber, E. Weinhandl, W. Gruber & M. Zach. *Assessment of bronchodilator responsiveness in infants with bronchiolitis*. American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, vol. 161, pages 763–768, 2000.
- [Mohsenifar 85] Z. Mohsenifar, N. Rosenberg, HS. Goldberg & SK. Koerner. *Mechanical Vibration and Conventional Chest Physiotherapy in Outpatients with Stable Chronic Obstructive Lung Disease*. Chest, vol. 84, no. 4, pages 483–485, April 1985.
- [Moreau 07] R. Moreau. *Le simulateur d'accouchement BirthSIM : Un outil complet pour la formation sans risque en obstétrique*. Thèse de Doctorat, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2007.
- [Morris 06a] R. W. Morris *et al.* *Patient simulator manikin and system*. US Patent 7021940. Rapport technique, April 2006.
- [Morris 06b] S.J. Morris, P. LaStayo, L. Dibble, J. Musselman & S. Kiran Dasa Raghavendra. *Development of a quantitative in-shoe measurement system for assessing balance : sixteen-sensor insoles*. In 28th IEEE EMBS annual International Conference, New York, pages 6041–6044, August 2006.
- [MSI 99] MSI. *Piezo Film Sensors Technical Manual*. Rapport technique P/N 1005663-1 REV B 02, Sensor Products Division, April 1999.
- [NCT ] Evaluation of chest physiotherapy for acute bronchiolitis in toddlers (bronkinou). <http://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT00125450>.
- [Nicholas 99] K. J. Nicholas, M. O. Dhouieb, T. G. Marshall, A. T. Edmunds & M.B. Grant. *An evaluation of chest physiotherapy in the management of acute bronchiolite*. Physiotherapy, vol. 85, no. 12, December 1999.
- [Nikonovas 04] A. Nikonovas, A.J. Harrison, S. Hault & D. Sammut. *The application of force-sensing resistor sensors for measuring forces developed by the*
-

- human hand*. Proc Inst Mech Eng, vol. 218, no. 2, pages 121–126, 2004.
- [Oser 99] R. L. Oser, J. A. Cannon-Bowers, E. Salas & D. J. Dwyer. Enhancing human performance in technology-rich environments, volume 9 of *Human/technology interaction in complex systems*, pages 175–202. In : E. Salas (Ed.) : Human/technology interaction in complex systems, 1999.
- [Pastré 97] P. Pastré. *Didactique professionnelle et développement*. Psychologie française, no. 42, pages 89–100, 1997.
- [Pastré 05a] P. Pastré. Apprendre par la résolution de problèmes : le rôle de la simulation, chapitre 1, pages 17–40. Octarès Edition, 2005.
- [Pastré 05b] P. Pastré. Apprendre par la simulation. de l'analyse du travail aux apprentissages professionnels. Octarès Edition, 2005.
- [Patel 08] H. Patel, R. Platt & J. Lozano. *WITHDRAWN : Glucocorticoids for acute viral bronchiolitis in infants and young children*. Cochrane Database Syst Rev., vol. 23, no. 1, January 2008.
- [Pelca 06] D. Pelca, H. Picard, C. Fausser & D. Evenou. *Les sciences médicales et les sciences humaines et sociales dans les pratiques des kinésithérapeutes de ville auprès des nourrissons atteints de bronchiolite*. ReK, no. 4, pages 57–63, June 2006.
- [Pelletier 06] A. J. Pelletier, J. M. Mansbach & C. A. Camargo. *Direct medical costs of bronchiolitis hospitalizations in the United States*. Pediatrics, vol. 118, no. 6, pages 2419–2423, December 2006.
- [Perrenoud 98] R. Perrenoud. *La transposition didactique à partir de pratiques : des savoirs aux compétences*. Revue des sciences de l'éducation, vol. 24, no. 3, pages 487–514, 1998.
- [Perrotta 07] C. Perrotta, Z. Ortiz & M. Roque. *Chest physiotherapy for acute bronchiolitis in paediatric patients between 0 and 24 months old*. Cochrane Database Syst Rev., vol. 24, no. 1, January 2007.
- [Pham 00] DL. Pham, C. Xu & JL. Prince. *Current methods in medical image segmentation*. Annu Rev Biomed Eng., vol. 2, pages 315–37, 2000.
- [Postiaux 97] G. Postiaux, K. Ladha, C. Gillard, J. L. Charlier & E. Lens. *La kinésithérapie respiratoire du tout petit (<24 mois) guidée par l'auscultation pulmonaires*. Revue Française d'Allergologie, vol. 37, no. 2, pages 206–202, 1997.
- [Postiaux 98] G. Postiaux. Kinésithérapie respiratoire de l'enfant - les techniques de soins guidées par l'auscultation pulmonaire -. Deboeck Edition, 1998.
- [Postiaux 05] G. Postiaux. *Physio-kinésithérapie dans la bronchiolite*. Paediatrica, vol. 16, no. 5, 2005.

- 
- [Postiaux 06] G. Postiaux, R. Dubois, E. Marchand, M. Denay, J. Jacquy & M. Mangiaracina. *Chest physiotherapy in infant bronchiolitis : a new approach - nCPT including ELPR-Expiration Lente Prolongée and TP-Toux Provoquée*. Kinesither. Rev., no. 55, pages 35–41, 2006.
- [Précrire 06] Précrire. *Bronchiolite : pas de kinésithérapie respiratoire systématique. Absence d'efficacité démontrée mais risque de fracture de cotes*. La Revue Précrire, vol. 26, no. 277, pages 769–770, November 2006.
- [Promayon 97] E. Promayon, P. Braconnier & C. Puech. *Physically-based model for simulating the human trunk respiration movements*. In CVRMED II - MRCAS III. Lecture note in Computer Science, volume 1205, pages 379–388. Springer Verlag, 1997.
- [Promayon 01] E. Promayon & S. Craighero. *Object-Oriented Discrete Modeling : a Modular Approach for Human Body Simulation*. In Workshop on Deformable Modeling and Soft Tissue Simulation, November 2001.
- [Proulx 08] A. Proulx. *Moule d'un nourrisson de 6 mois : Projet MIIKA, Rapport de stage*. Rapport technique, Cégep de Saint-Jean sur Richelieu, Quebec ; Laboratoire SYMME, Université de Savoie, 2008.
- [Pryor 79] JA. Pryor, BA. Webber, ME. Hodson & JC. Batten. *Evaluation of the forced expiration technique as an adjunct to postural drainage in treatment of cystic fibrosis*. British Medical Journal, vol. 2, no. 6187, pages 417–418, August 1979.
- [Quam 89] D. L. Quam, G. B. Williams, J. R. Agnew & P. C. Brovine. *An Experimental Determination of Human Hand Accuracy with a DataGlove*. In Proceedings of Human Factors Society 33rd Annual Meeting, pages 315–319, October 1989.
- [Ramos 06] A. Ramos & J. A. Simoes. *Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur*. Medical Engineering & Physics, vol. 28, pages 916–924, 2006.
- [Rehan 98] V. K. Rehan, D. McCool, A. Gutman, J. Nakashima & L. P. Rubin. *Assessment of the diaphragmatic function in the prone and supine sleeping positions in healthy term infants*. Pediatric Research, vol. 43, no. 4, page 117, April 1998.
- [Rehan 01] V. K. Rehan, J. Laiprasert, M. Wallach, L. P. Rubin & D. McCool. *Diaphragm dimensions of the healthy preterm infant*. Pediatrics, vol. 108, no. 5, November 2001.
- [Rehan 03] V. K. Rehan & F. D. McCool. *Diaphragm dimensions of the healthy term infant*. Acta Paediatrica, vol. 92, no. 9, pages 1062–1067, September 2003.
- [Remontet 99] L. Remontet, N. Mamelle, E. Locard & Y. Lehingue. *Courbes de croissance de la naissance à 6 ans : croissance en poids, taille et périmètre crânien selon le sexe*. Archives de Pédiatrie, vol. 6, pages 520–529, 1999.
-

- [Renwick 07] N. Renwick, B. Schweiger, V. Kapoor, Z. Liu, J. Villari, R. Bullmann, R. Miething, T. Brieke & W. I. Lipkin. *A recently identified rhinovirus genotype is associated with severe respiratory-tract infection in children in Germany*. J Infect Dis, vol. 196, no. 12, pages 1754–1760, December 2007.
- [Robertson 04] S. E. Robertson, A. Roca, P. Alonso, E. AF. Simoes, C. B. Kartasasmita, D. O. Olaleye, G. N. Odaibo, M. Collinson, M. Venter, Y. Zhu & P. F. Wright. *Respiratory syncytial virus infection : denominator-based studies in Indonesia, Mozambique, Nigeria and South Africa*. Bull World Health Organ, vol. 82, no. 12, pages 914–92, December 2004.
- [Rogalski 94] J. Rogalski & R. Samurçay. Modélisation d'un "savoir de référence" et transposition didactique dans la formation de professionnels de haut niveau, pages 35–71. Grenoble, La Pensée sauvage Éditions, 1994.
- [Rogalski 95] J. Rogalski. From real situations to training situations : Conservation of functionalities, pages 125–137. Lawrence Erlbaume Associates, 1995.
- [Rogalski 05] J. Rogalski. Dialectique entre processus de conceptualisation, processus de transposition didactique de situations professionnelles et analyse de l'activité, chapitre 14, pages 313–334. Octarès Edition, 2005.
- [Rogalski 06] J. Rogalski. *Didactical transposition i vocational training*. In Workshop "Technology Enhanced Learning in Working Context", November 2006.
- [Salas 05] E. Salas, K. A. Wilson, C. S. Burke & H. A. Priest. *Using Simulation-Based Training to Improve Patient Safety : What does it take ?* Journal on Quality and Patient Safety, vol. 31, no. 7, pages 363–371, July 2005.
- [Samurçay 98] R. Samurçay & P. Pastré. *L'ergonomie et la didactique. L'émergence d'un nouveau champ de recherche : Didactique professionnelle*. In Actes du colloque "Recherche et Ergonomie", February 1998.
- [Samurçay 05] R. Samurçay. Concevoir des situations simulées pour la formation professionnelle : une approche didactique, chapitre 10, pages 221–240. Octarès Edition, 2005.
- [Sannier 01] N. Sannier, N. Bocquet, S. Timsit, B. Cojocar, C. Wille, D. Garel, C. Boursiquot & G. Chéron. *Évaluation du cout du premier épisode de bronchiolite*. Arch.Pediatr.2001, vol. 8, pages 922–8, 2001.
- [Schmitt 06] P. M. Schmitt, C. Ramon, C. Gehin & A. Dittmar. "FORSAFE" forceps et capteurs souples bio-inspirés. ITBM-RBM, vol. 27, no. 5-6, pages 212–216, November 2006.
- [Schneider 08] F. Schneider, T. Fellner, J. Wilde & U. Wallrabe. *Mechanical Properties of Silicones for MEMS*. Journal of Micromechanics and Microengineering, vol. 18, page 9, June 2008.

- 
- [Schwid 02] H. A. Schwid, G. A. Rooke, J. Carline, R. H. Steadman, W. B. Murray, M. Olympio, NewAuthor6, K. Steckner, S. Westone & Anesthesia Simulator Research Consortium. *Evaluation of anesthesia residents using mannequin-based simulation : a multiinstitutional study*. *Anesthesiology*, vol. 97, no. 6, pages 1434–1444, December 2002.
- [Ségala 07] C. Ségala, D. Poizeau, M. Mesbah, S. Willems & M. Maidenberg. *Winter air pollution and infant bronchiolitis in Paris*. Environmental Research, 2007.
- [Shanahan 00] M. E. R. Shanahan & A. Carre. *Glissement de gouttes de liquide sur les solides*. C. R. Acad. Sci. Paris, pages 263–268, 2000.
- [Shanahan 02] M. E. R. Shanahan & A. Carre. *Spreading and dynamics of liquid drops involving nanometric deformation on soft substrates*. *Journal of Colloid and Interface Science*, pages 115–123, 2002.
- [Simoes 99] E. AF. Simoes. *Respiratory syncytial virus infection*. *Lancet*, vol. 354, no. 9181, pages 847–898, September 1999.
- [Smith 08] J. Smith & R. Salinas. *Do systemic corticosteroids improve acute outcomes in infants with RSV bronchiolitis?* *J Okla State Med Assoc.*, vol. 101, no. 1, January 2008.
- [Smythe 59] P. M. Smythe & A. Bull. *Treatment of Tetanus Neonatorum with Intermittent Positive-Pressure Respiration*. *British Medical Journal*, vol. 2, no. 5143, pages 107–113, August 1959.
- [Smythe 74] P. M. Smythe, M. D. Bowie & T. J. Voss. *Treatment of tetanus neonatorum with muscle relaxants and intermittent positive-pressure ventilation*. *British Medical Journal*, vol. 1, no. 5901, February 1974.
- [Snodgrass 08] S. J. Snodgrass, D. A. Rivett & V. J. Robertson. *Calibration of an instrumented treatment table for measuring manual therapy forces applied to the cervical spine*. *Manual Therapy*, vol. 13, no. 2, pages 171–179, April 2008.
- [Steiner 04] R. W. Steiner. *Treating Acute Bronchiolitis Associated with RSV*. *American Family Physician*, vol. 69, no. 2, pages 325–330, January 2004.
- [Stocks 96] J. Stocks, P. Sly, R. Tepper & W. Morgan. *Infant respiratory function testing*. Wiley-Liss, 1996.
- [Sweeney 93] K. Sweeney *et al.* *Manikin construction*. *US Patent 5195896*. Rapport technique, March 1993.
- [Swingler 00] G. H. Swingler, G. D. Hussey & M. Zwarenstein. *Duration of illness in ambulatory children diagnosed with bronchiolitis*. *Archives of pediatrics & adolescent medicine*, vol. 154, no. 10, pages 997–1000, 2000.
- [Technology 02] Ascension Technology. *Flock of Birds, Installation and Operation Guide*. Ascension Technology Corporation, January 2002.
-

- [Thélot 98] B. Thélot, J.J. Bénichou & G. Chéron. *Surveillance épidémiologique hospitalière de la bronchiolite du nourrisson par le réseau ERBUS*. Rev Epidemiol Santé Publ., no. 46, pages 277–88, 1998.
- [Thorsen 03] T. Thorsen. *Microfluidic Technologies for High-Throughput Screening Applications*. Thèse de Doctorat, California Institute of Technology, 2003.
- [Tognetti 06] A. Tognetti, N. Carbonaro, G. Zupone & D. DeRossi. *Characterization of a novel data glove based on textile integrated sensors*. In EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE, pages 2510–2513, August 2006.
- [Tonetti 08] J. Tonetti. *Simulation et leçon assisté par ordinateur d'un geste percutané appliqué à la chirurgie du bassin*. In GdR STIC-Santé "Apprentissage et assistance aux gestes médico-chirurgicaux", April 2008.
- [Toumazet 90] J-J. Toumazet. *Traitement de l'image par l'exemple*. Sybex edition, 1990.
- [Trabold 07] F. Trabold. *Intéret et apport des systèmes de simulation pour l'apprentissage des situations critiques en anesthésie réanimation*. Le praticien en anesthésie réanimation, 2007.
- [Troccaz 02] J. Troccaz. *Les robots en chirurgie orthopédique*, pages 11–18. Elsevier Masson, 2002.
- [Vecchi 00] F. Vecchi, C. Freschi, S. Micera, A.M. Sabatini & P. Dario. *Experimental evaluation of two commercial force sensors for applications in biomechanics and motor control*. In 5th IFESS Conference, June 2000.
- [Vecchi 01] F. Vecchi, S. Micera, F. Zaccone, M.C. Carrozza, A. M. Sabatini & P. Dario. *A Sensorized Glove For Applications in Biomechanics and Motor Control*. In IFESS 2001, 6th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society, June 2001.
- [Vidal-Gomet 05] C. Vidal-Gomet. *Situation de simulation pour la recherche : quels apports pour la formation professionnelle? un exemple dans le domaine de la maintenance des systèmes électriques*, chapitre 8, pages 157–180. Octarès Edition, 2005.
- [Villard 05] P. F. Villard, M. Beuve, B. Shariat, V. Baudet & F. Jaillet. *Simulation of Lung Behaviour with Finite Elements : Influence of Bio-Mechanical Parameters*. In Third International Conference on Medical Information Visualisation - BioMedical Visualisation, pages 9–14, July 2005.
- [Vinçon 93] C. Vinçon & C. Fausser. *Kinésithérapie respiratoire en pédiatrie. Du prématuré au petit enfant*. Elsevier Masson, 1993.
- [Voyer 98] M. Voyer. *Prématuré : Le préterme*. Elsevier France, 1998.

- [Wainwright 03] C. Wainwright, L. Altamirano, M. Cheney, S. Barber, D. Spice & et al. *A multicenter, randomized, double-blind, controlled trial of nebulized epinephrine in infants with acute bronchiolitis*. The New England Journal of Medicine, vol. 349, no. 1, pages 27–35, July 2003.
- [Wallis 99] C. Wallis & A. Prasad. *Who needs chest physiotherapy? Moving from anecdote to evidence*. Archive Disease in Childhood, vol. 80, pages 393–397, 1999.
- [Wang 05] Y. Wang, N. Rangarajan, T. Shams, T. Fukuda, T. Yamada, C. Jenny et al. *Design of biofidelic instrumented 3.4 kg infant dummy*. In Proceedings of the 19th international technical conference on the enhanced safety of vehicles, June 2005.
- [Warren 97] R. H. Warren, S. M. Horan & P. K. Robertson. *Chest wall motion in preterm infants using respiratory inductive plethysmography*. European Respiratory Journal, no. 10, pages 2295–2300, 1997.
- [Webb 85] M. S. Webb, J. A. Martin, P. H. Cartlidge & N. A. Wright. *Chest physiotherapy in acute bronchiolitis*. Archive Disease in Childhood, vol. 60, pages 1078–1079, 1985.
- [Welcome 04] D. Welcome, S. Rakheja, R. Dong, J.Z. Wu & A.W. Schopper. *An investigation on the relationship between grip, push and contact forces applied to a tool handle*. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 34, pages 507–518, December 2004.
- [Williams 00] N. W. Williams, J. M. T. Penrose, C. M. Caddy, E. Barnes, D. R. Hose & P. Harley. *A Goniometric Glove For Clinical Hand Assessment : Construction, calibration and validation*. The Journal of Hand Surgery : Journal of the British Society for Surgery of the Hand, vol. 25, no. 2, pages 200–207, April 2000.
- [Ziou 97] D. Ziou & S. Tabbone. *Edge detection techniques - an overview*. Rapport technique, 1997.



# **Annexe A**

Mesure des surfaces de contacts des mains sur les  
nourrissons

## A.1 Méthode de calcul des aires des surfaces de contact

Après avoir scanné la feuille contenant les empreintes (cf Figure A.1), le calcul de la surface à été effectué avec LabVIEW grâce au module IMAQ Vision [Klinger 03]. Le diagramme du programme est présenté Figure A.2.

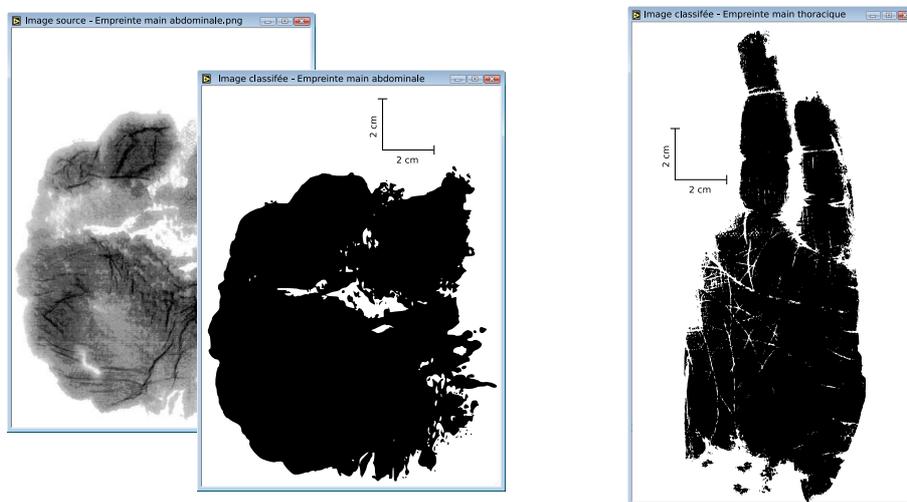
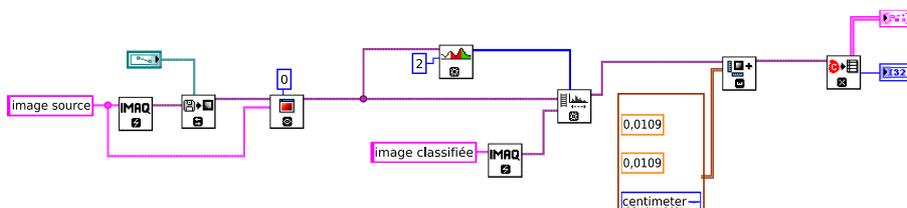


Figure A.1: Empreintes surfaces contact



**Figure A.2:** Diagramme LabVIEW du programme de calcul de surface de contact des mains. L'image est binarisée par une opération de seuillage et de classification en 2 classes. La zone d'appui de la main constitue donc une particule dont on peut aisément calculer la surface grâce au vi IMAQ Complex Particule. L'image numérisée doit être calibrée avec le vi IMAQ Set Simple Calibration avec comme paramètre le facteur d'échelle  $f = \frac{\text{real distance}}{\text{numerical distance}}$ . Pour cela nous connaissons la taille réelle de l'image scannée et sa taille en pixels lors de sa numérisation.

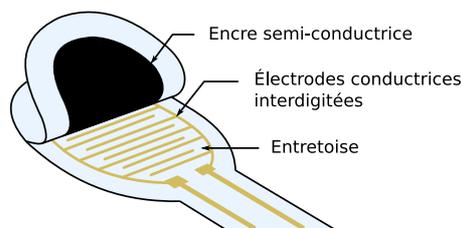
# Annexe **B**

Caractéristiques techniques des capteurs FSR  
Interlink

## Composition

Le capteur est composé de quatre couches (Figure B.1) :

- Une couche de protection thermoplastique.
- La surface active, composée d'un réseau d'électrodes conductrices interdigitées déposée sur une feuille de polymère.
- Une entretoise thermoplastique.
- Un substrat flexible enduit d'une encre polyétherimide semi-conductrice déposée sur une deuxième feuille de polymère.



**Figure B.1:** Constitution d'un capteur FSR.  
(Source : adaptation de [Fernandes 03])

Les deux feuilles de polymère sont laminées ensemble permettant d'obtenir des capteurs dont l'ensemble possède une épaisseur inférieure à 0,5 mm.

Plus la force appliquée sur le capteur est élevée, plus l'élément résistif entre en contact avec le substrat contenant le matériau conducteur et plus la résistance est faible.

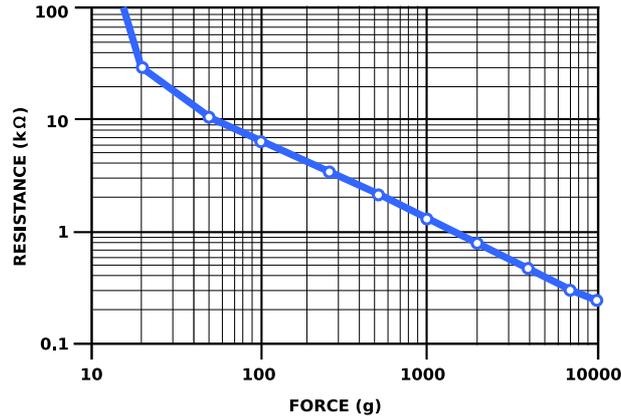
## Réponse du capteur

La réponse de la variation de résistance en fonction de la force est logarithmique et peut être représentée par l'équation :

$$R = K \times F^{-a} \quad (\text{B.1})$$

où  $R$  est la résistance en ohms,  $F$  est la force en grammes,  $K$  et  $a$  sont des constantes. Pour les capteurs utilisés dans notre application, d'après la courbe constructeur (Figure B.2) :

$$R = 8,06 \times F^{-0.76} \text{ k}\Omega.g^{-1} \quad (\text{B.2})$$



**Figure B.2:** *Courbe constructeur du capteur*

La gamme d'utilisation des capteurs est donnée pour une force de 1 à 100 N. La résolution de la force appliquée est inférieure à 0,5% de la pleine échelle. Sur la gamme [1-100 N], on aura une résolution de 0,5 N, d'où une valeur de résolution en pression de 0,02 MPa.

Le temps de réponse est de 1 à 2 ms. Ce temps de réponse est suffisant pour l'enregistrement de la dynamique du geste de kinésithérapeute, le temps de montée en pression étant de l'ordre d'une centaine de millisecondes, (cf. paragraphe 2.2).

La température a très peu d'influence sur la mesure et la gamme d'utilisation donnée est très large : -30 °C à +170 °C. On s'affranchit donc de la possible différence de température induite par le contact de la main du kinésithérapeute et la peau du bébé.



# Annexe

Électronique de conditionnement de la mesure de  
pression

## C.1 Carte électronique

### C.1.1 Schéma électrique global (Figure C.1)

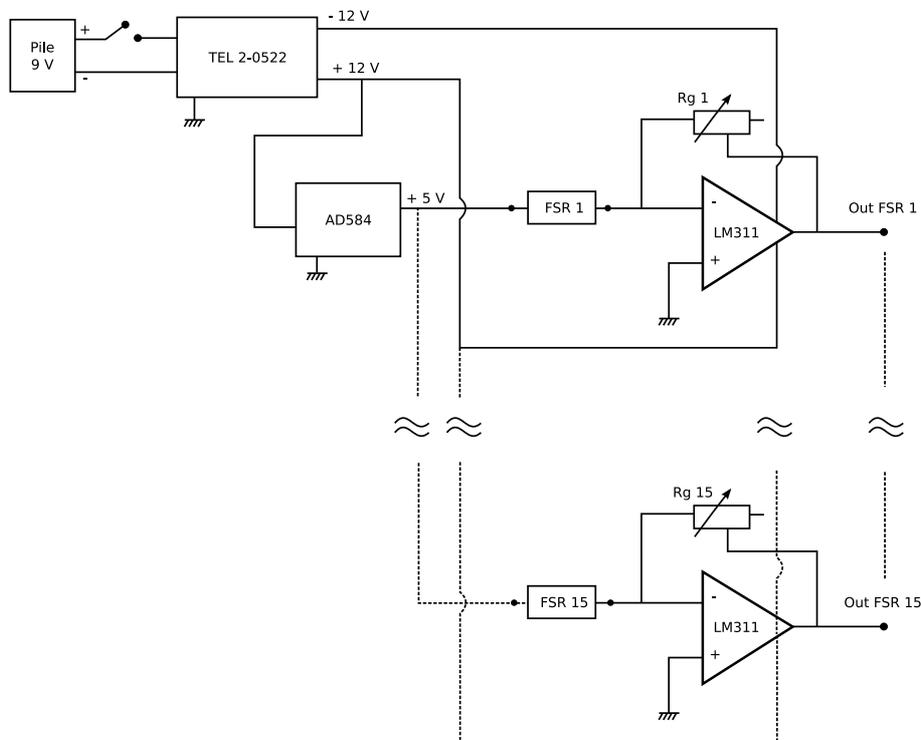


Figure C.1: EON FSR

Une batterie 9 V fournit l'alimentation du circuit électronique. Un convertisseur c.c./c.c de 2 W, (TEL 2-0522), 9/12 V avec sorties symétriques permet d'alimenter les amplificateurs opérationnels LM311, ainsi que la source stabilisée de tension 5 V. Le circuit consomme un courant d'alimentation de 930 mA. Avec une batterie rechargeable lithium-polymère 9 V de capacité 500 mA.H, l'autonomie du système est de 30 minutes approximativement en fonctionnement continu.

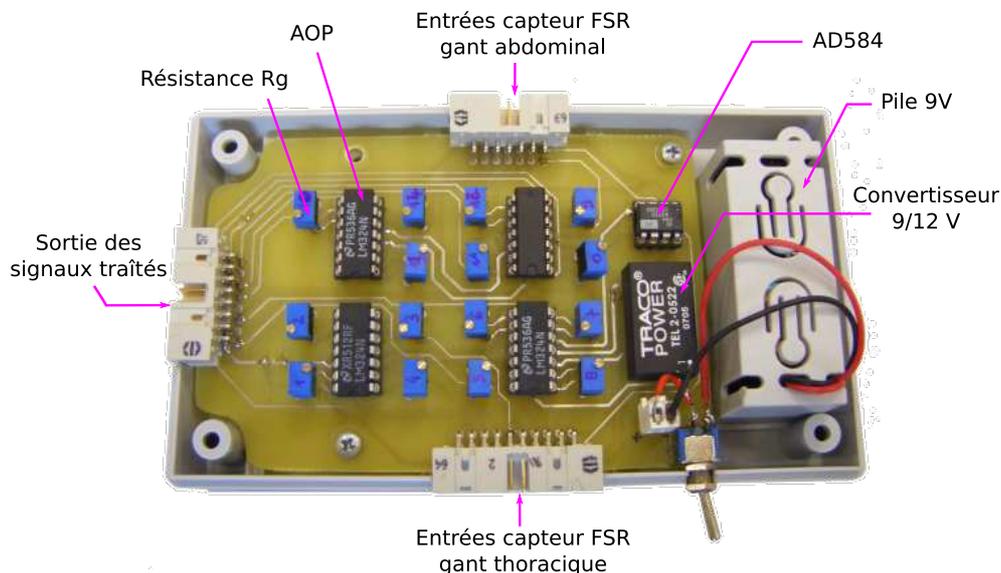
### C.1.2 Réalisation du typon

Le typon de la carte électronique a été réalisé avec le logiciel open source Kicad<sup>1</sup> conçu et développé par Jean-Pierre Charras, chercheur au LIS (Laboratoire des Images et des Signaux). La position des composants a été optimisée pour obtenir un encombrement minimal et pouvoir intégrer cette carte dans un boîtier le plus compact possible (cf Figure C.2).

<sup>1</sup>[www.lis.inpg.fr/realise\\_au\\_lis/kicad](http://www.lis.inpg.fr/realise_au_lis/kicad)

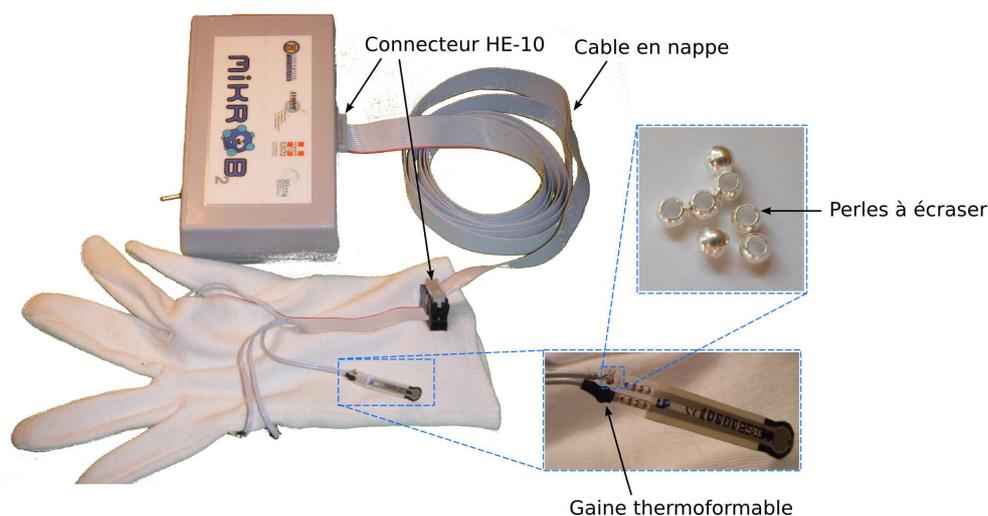
## C.2 Boîtier de conditionnement

Les gants et le boîtier sont reliés entre eux par des câbles en nappe. Le boîtier comprend un connecteur (HE-10) pour chaque gant et un connecteur de sortie pour la liaison vers la carte d'acquisition.



**Figure C.2:** Carte électronique de conditionnement des capteurs FSR.  
Taille du boîtier : 83 x 143 x 38 mm

La connexion des capteurs avec le câble en nappe est assez délicate à réaliser. Les deux contacts du FSR étant séparés de moins de 2,5 mm, la bonne réalisation d'une soudure directement entre le fil électrique et le contact n'est pas garantie. De plus, la soudure peut rigidifier le contact et le briser s'il est plié lors de l'utilisation du gant. Nous avons trouvé une solution efficace qui permet de réaliser facilement un contact très fin (et indolore par contact pour le nourrisson) par sertissage avec une perle à écraser en argent (cf. Figure C.3).



**Figure C.3**



# Annexe **D**

Étalonnage des capteurs FSR Interlink

## Exemple de courbe d'étalonnage d'un capteur FSR Interlink

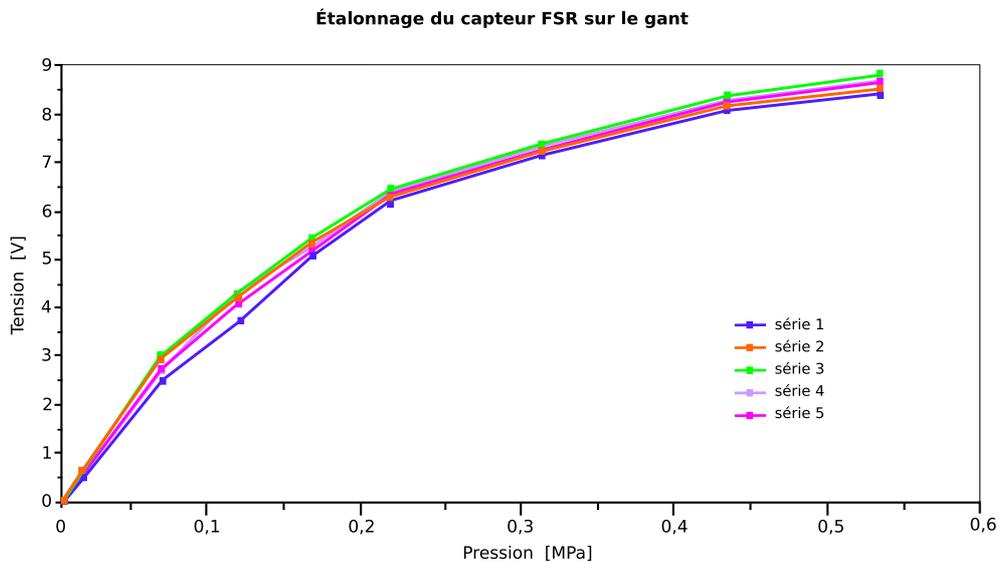


Figure D.1: Courbe d'étalonnage d'un capteur sur le gant

Tableau D.1: Réponses d'un capteur lors des séries de l'étalonnage

Pression [MPa]	Tension [V]					$\sigma_{N-1}$	$\sigma(\bar{x}_N)$
	Série 1	Série 2	Série 3	Série 4	Série 5		
0,02	0,56	0,72	0,65	0,63	0,63	0,060	0,027
0,07	2,52	2,98	3,09	2,75	2,80	0,219	0,098
0,12	3,76	4,12	4,34	4,26	4,37	0,247	0,111
0,17	5,09	5,36	5,49	5,25	5,25	0,150	0,067
0,22	6,15	6,30	6,48	6,35	6,35	0,119	0,053
0,32	7,13	7,25	7,39	7,35	7,25	0,100	0,045
0,45	8,05	8,17	8,37	8,30	8,25	0,122	0,054
0,55	8,40	8,50	8,82	8,72	8,65	0,170	0,076

# Annexe E

Programmation LabVIEW de fonctions du logiciel  
MIKROB\_DAQ

## E.1 Programme Record\_sound\_micro.vi

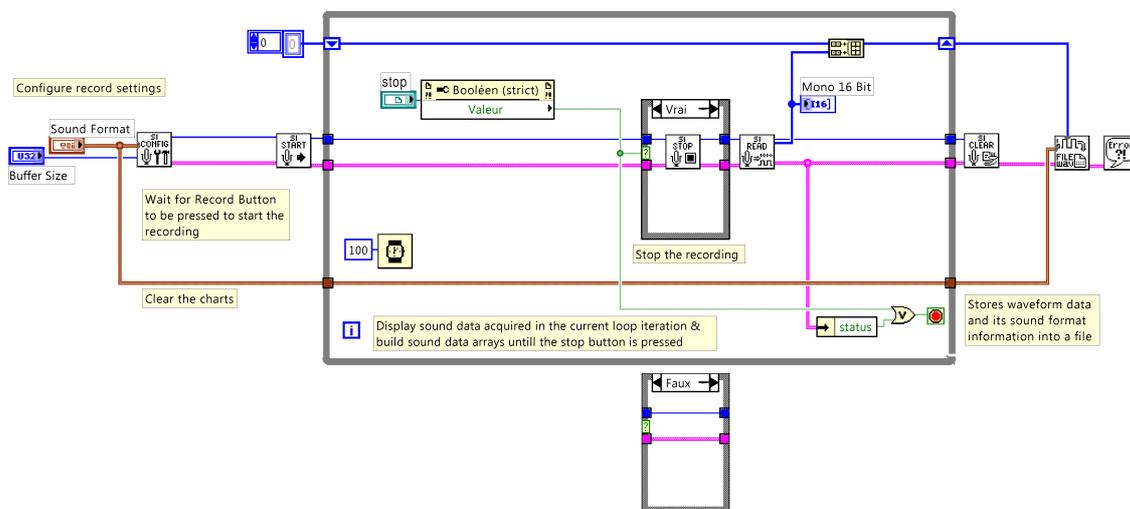


Figure E.1: Diagramme LabVIEW du VI : Record\_sound\_micro.vi

## E.2 Interface RS232 Flock of Birds

Chapter

3

### RS232 Host Interface

If your host computer is using a FBB/RS485 interface to the Flock, you do not need to read Chapter 3. You should, however, read Chapter 4.

### Signal Description

The RS-232C interface conforms to the Electronic Industries Association (EIA) specifications for data communications. A pinout and signal description of the RS-232C interface is found below. Note that the Bird requires connections only to pins 2, 3 and 5 of the 9-pin interface connector. The file named RS232.TXT on the Bird software diskette contains additional information about the RS-232 interface to several different computers.

The Bird's 9-pin RS-232C connector is arranged as follows:

<u>PIN</u>	<u>RS232 SIGNAL1</u>	<u>DIRECTION</u>
1	Carrier Detect	Bird to host
2	Receive Data	Bird to host
3	Transmit Data	Host to Bird
4	Data Terminal Rdy	Host to Bird
5	Signal Ground	Bird to host
6	Data Set Ready	Bird to host
7	Request to Send	Host to Bird
8	Clear to Send	Bird to host
9	Ring Indicator	No Connect

Note:

- 1) These are the EIA RS232 signals names. The Bird is configured as Data Communication equipment (DCE) and therefore Transmit Data is an input and Receive Data is an output.

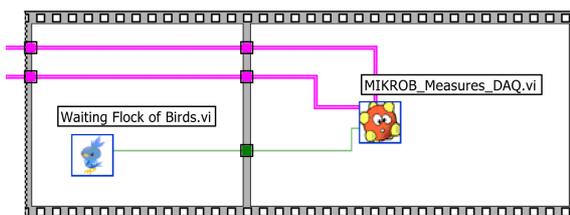
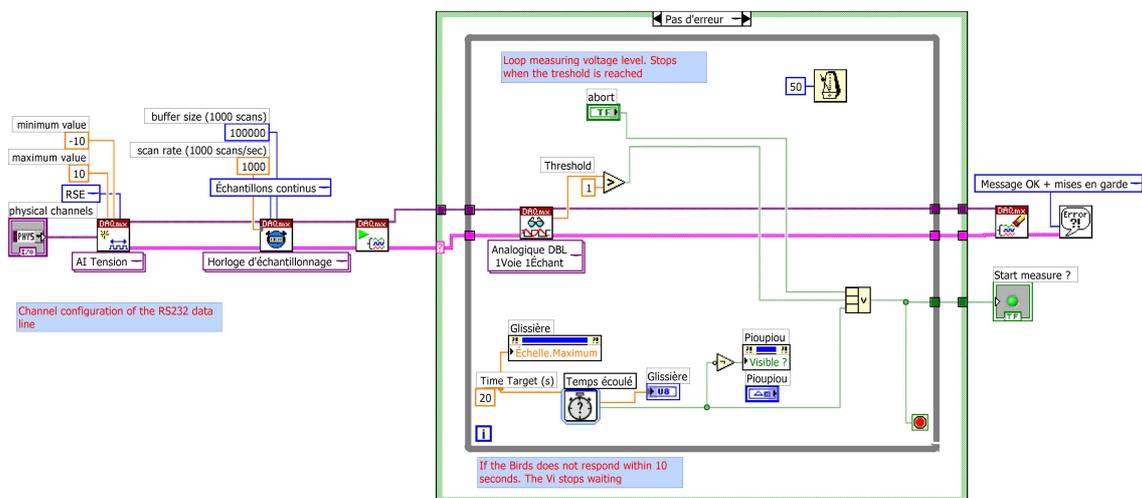
RS-232C signal description:

<u>SIGNAL</u>	<u>DESCRIPTION</u>
Carrier Detect	Indicates the Bird is FLYing when high1
Receive Data	Serial data output from the Bird to the host
Transmit Data	Serial data output from the host to the Bird
Data Terminal Rdy	Host data flow control, suspends all data transmission from the Bird when low (internally pulled high to +12V).
Signal Ground	Signal reference
Data Set Ready	Indicates the Bird is FLYing when high1
Request to Send	Holds the Bird in standby when high, Bird Flies when low
Clear to Send	Indicates the Bird is FLYing when high1
Ring Indicator	Signal is not used

Note:

- 1) These signals are high when the Bird is NOT in the reset (standby) condition. There are two ways by which the Bird can be placed in the reset condition: when the front panel switch is in Standby or when the RS232 Request to Send signal is high.

### E.3 Programme Waiting\_Flock\_of\_Birds.vi



## E.4 Interfaces du programme d'analyse de résultats : MIKROB\_Analysis.vi

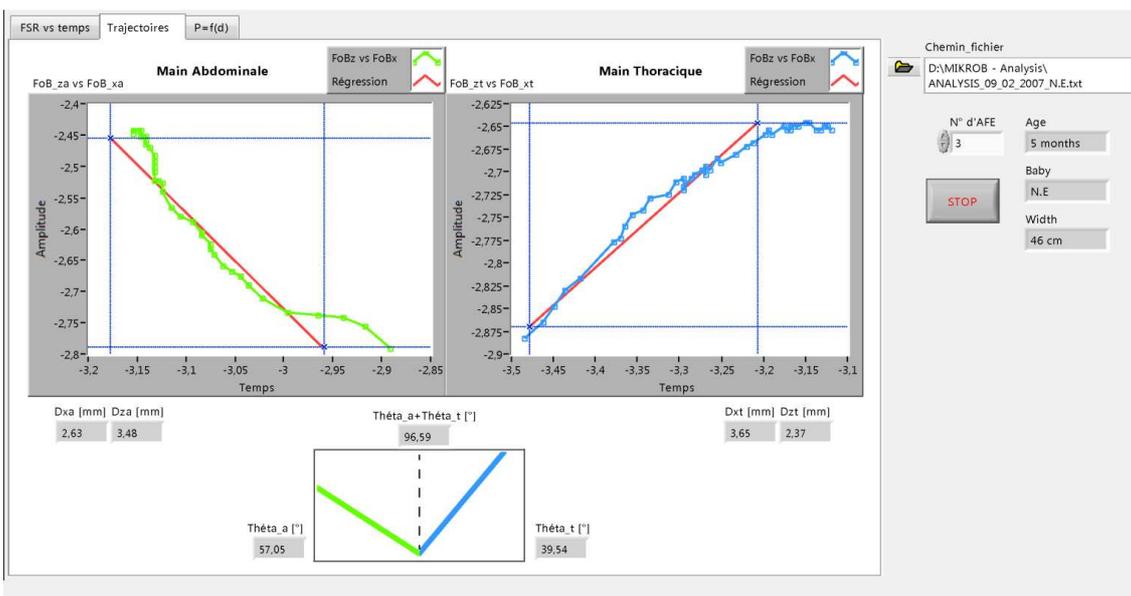
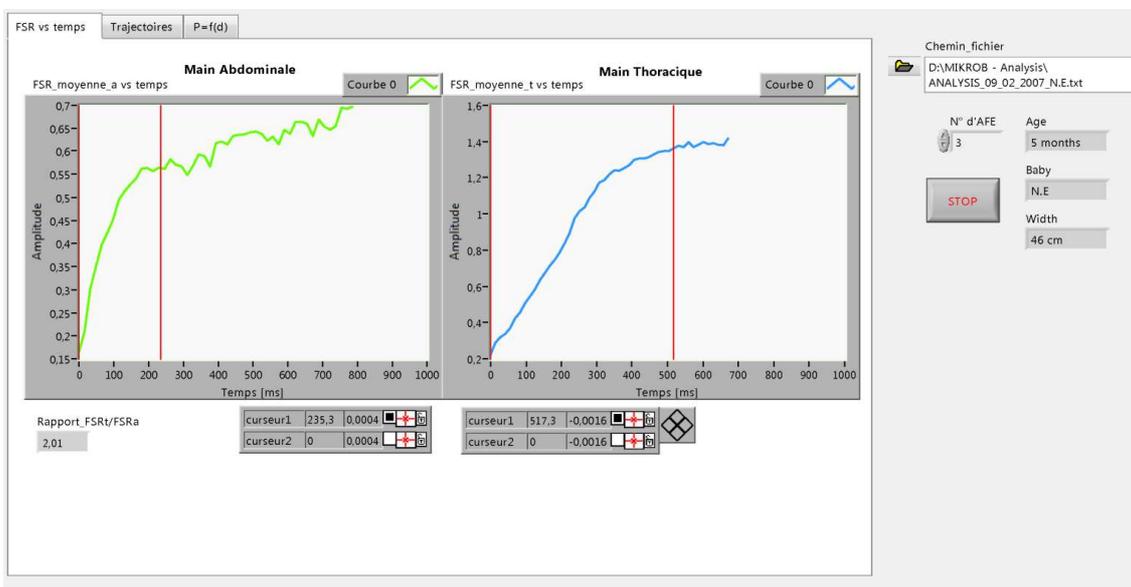


Figure E.2: Face avant du programme LabVIEW MIKROB\_Analysis.vi Analyses temporelles et spatiales du geste.

## E.5 Interfaces utilisateur du logiciel MIKROB\_DAQ

Les principaux menus concernent la configuration du système de mesure, les informations associées à la séance de kinésithérapie, et la mesure (Figure E.3).



Figure E.3: Le logiciel MIKROB\_DAQ

Le menu « Configuration » (Figure E.4) permet de changer les paramètres d'acquisition de la mesure.

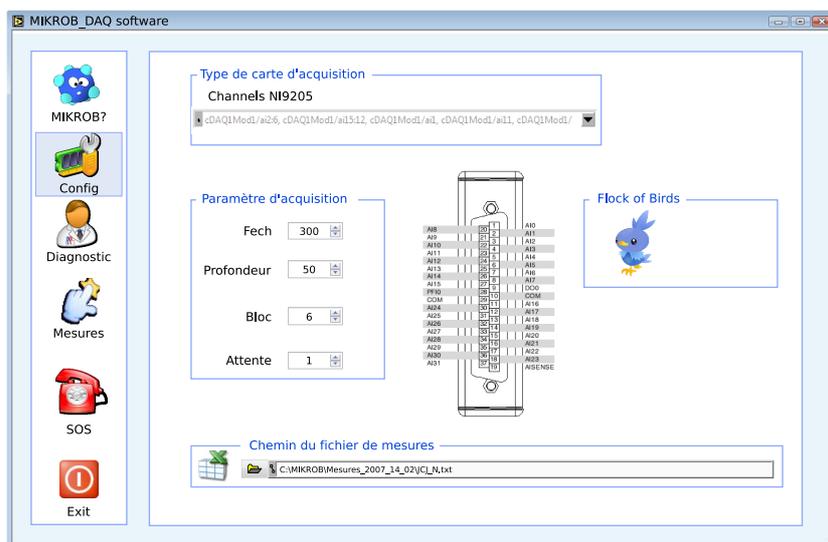


Figure E.4: Menu de configuration des paramètres d'acquisition des mesures

Avant chaque prise de mesure, l'utilisateur peut renseigner les informations relatives au patient, dans le menu « Diagnostic » (Figure E.5), comme l'âge, le sexe, le poids, la pathologie, les remarques d'ordre médical et l'évolution clinique du nourrisson.



Figure E.5: Menu Diagnostic



**Annexe F**  
Fichier de résultats

These\_fichier\_resultat.txt

MIKROB Measurement File

\*\*\*\*\*  
\*\*

Date: 01/02/2007 18:37:58  
 Kiné: JC Jeulin  
 Bébé: E  
 Sexe: Fille  
 Age Bébé: 5 mois  
 Tour de poitrine: 43 cm  
 Indice de masse corporel:  
 Commentaires: - Encombrement bas, pas de sibilants, 1ère bronchiolite  
 - Quelques AFE Lentes  
 - puis AFE rapides  
 - puis AFE rapides avec accelerations du geste au cours du

mouvement

\*\*\*\*\*  
\*\*\*

waveform [FSR0] [FSR1] [FSR2] [FSR3] [FSR4] [FSR5] [FSR6] [FSR7]  
 [FSR8] [FSR9] [FSR10] [FSR14] [FSR13] [FSR11] [FSR12]  
 t0 01/02/2007 18:34:52

delta t 0,005000

-4,31E-2	6,16E-2	8,42E-3	1,23E-1	1,78E-1
4,89E-1	1,74E-1	3,94E-1	9,67E-2	1,91E-1
-3,42E-2	1,40E-2	-2,70E-2	1,89E-2	3,82E-3
-2,37E-2	3,20E-2	-1,75E-3	3,56E-2	1,96E-1
5,16E-1	2,32E-1	3,59E-1	1,13E-1	9,34E-2
-1,32E-2	-2,70E-2	3,76E-2	-4,47E-2	5,50E-2
3,14E-2	-4,57E-2	2,50E-3	6,45E-2	2,97E-1
4,90E-1	2,65E-1	2,74E-1	4,98E-2	1,42E-1
6,95E-2	-2,41E-3	4,15E-2	-7,99E-2	2,45E-2
3,0E-2	-4,64E-2	-2,83E-2	4,48E-2	2,45E-1
4,67E-1	2,60E-1	3,11E-1	9,07E-3	1,53E-1
-1,25E-2	3,76E-2	-4,31E-2	-4,05E-3	-1,12E-2
-3,26E-2	1,13E-2	-4,67E-2	1,32E-1	1,60E-1
4,87E-1	1,50E-1	3,55E-1	2,74E-2	2,54E-1
-2,08E-3	5,07E-2	-5,56E-2	-5,49E-2	-2,21E-2
-4,70E-2	-1,32E-2	-5,75E-2	1,36E-1	1,82E-1
4,67E-1	1,70E-1	3,16E-1	-2,11E-2	2,67E-1
9,07E-3	-5,16E-2	-5,59E-2	-1,78E-2	1,08E-1
-5,23E-2	1,76E-2	5,73E-2	1,38E-1	1,95E-1
3,03E-1	1,75E-1	2,93E-1	5,44E-2	2,02E-1
2,38E-2	-6,67E-2	3,33E-2	-3,09E-2	9,61E-2
3,69E-2	-3,46E-2	6,78E-2	5,17E-2	2,00E-1
1,78E-1	2,48E-1	2,85E-1	4,78E-2	2,22E-1
-8,28E-2	-1,39E-2	4,58E-2	2,64E-2	1,00E-1
3,63E-2	3,01E-2	7,01E-2	7,31E-2	1,66E-1
1,94E-1	2,07E-1	1,74E-1	-4,08E-2	2,50E-1
-5,29E-2	6,09E-2	1,99E-2	5,93E-2	-3,36E-2
-7,34E-3	5,70E-2	-3,03E-2	7,41E-2	1,18E-1
3,66E-1	1,98E-1	7,83E-2	-6,51E-2	2,60E-1
-7,76E-2	4,45E-2	5,46E-3	7,18E-2	-4,46E-4
1,46E-2	6,164E-2	2,509E-3	9,48E-2	1,08E-1
1,88E-1	1,99E-1	9,07E-3	-5,04E-3	2,39E-1
6,36E-2	-2,74E-3	4,52E-2	-6,77E-2	1,52E-3
3,53E-2	-3,72E-2	1,03E-2	4,65E-2	9,18E-2
2,09E-1	2,18E-1	-2,63E-2	2,25E-2	2,17E-1
4,78E-2	8,42E-3	5,93E-2	-4,870E-2	4,29E-2
5,11E-2	-3,16E-2	2,71E-2	8,03E-2	4,06E-2
-1,43E-3	1,02E-1	1,95E-2	-3,32E-2	3,48E-1
2,78E-2	4,84E-2	-6,15E-2	-1,62E-2	-3,19E-2
-3,98E-2	-9,97E-3	-2,21E-2	1,19E-1	-2,08E-2
1,66E-2	7,41E-2	1,05E-1	-2,93E-2	3,59E-1

**Annexe**



Fiches médicales et consentements

## G.1 Fiche de consentement de participation à l'étude expérimentale

### CONSENTEMENT de PARTICIPATION

\*\*\*\*\*

de M / Mme .....  
adresse .....

Titre ou identifiant de la recherche :

« Mesures et Instrumentation en Kinésithérapie Respiratoire des Obstructions Bronchiques. »

Mr JEULIN Jean Claude m'a proposé de participer à des mesures dans le cadre du projet MIKROB.

Cette étude, intégrée dans le projet de recherche MIKROB, est nécessaire à la thèse de Doctorat de Mr MARECHAL Luc intitulée : MAQUETTE INTELLIGENTE INSTRUMENTEE EN KINESITHERAPIE RESPIRATOIRE POUR L'APPRENTISSAGE (MIKA).

Elle permettra une étude praxéologique de la Kinésithérapie respiratoire du nourrisson dans le cadre d'un master recherche en sciences de l'éducation.

Les résultats de ces études nous permettra de définir un « cadre de référence » aux techniques permettant l'augmentation du flux expiratoire chez le nourrisson, générée par le masseur-kinésithérapeute. La séance ne diffère pas des séances habituelles mis à part le fait que je suis équipé de gants instrumentés permettant de récolter les informations nécessaires à la recherche. La séance fera l'objet d'un enregistrement vidéo que j'analyserai avec Mr JEULIN.

J'ACCEPTE DE PARTICIPER A CETTE RECHERCHE DANS  
LES CONDITIONS PRECISEES CI-DESSUS.

Mon consentement ne décharge pas les organisateurs de la recherche de leurs responsabilités. Je conserve tous mes droits garantis par la loi. Si je le désire, je serai libre à tout moment d'arrêter ma participation. J'en informerai alors Mr Jeulin Jean Claude.

Les données qui me concernent resteront strictement confidentielles dans le respect de la loi informatique et liberté (CNIL). Je n'autorise leur consultation que par :

Des personnes qui collaborent à la recherche, désignées par l'organisateur, Mr JEULIN Jean Claude  
Et, éventuellement, un représentant des Autorités de santé.  
Je pourrai à tout moment demander toute information complémentaire à Mr JEULIN Jean Claude ; Téléphone : 04 50 57 53 90

Fait à ..... , le .....

Signature de l'organisateur

Signature précédée de la mention  
« Lu et approuvé »

## G.2 Fiche de consentement de prise de photographies

### FORMULAIRE DE CONSENTEMENT POUR L'UTILISATION D'UNE PHOTOGRAPHIE

\*\*\*\*\*

Nous sollicitons votre autorisation pour que votre enfant puisse figurer sur le manuscrit de thèse de Luc Maréchal, doctorant de l'Université de Savoie au laboratoire SYMME (SYstèmes et Matériaux pour la MEcatronique), intitulée : MAQUETTE INTELLIGENTE INSTRUMENTEE EN KINESITHERAPIE RESPIRATOIRE POUR L'APPRENTISSAGE (MIKA).

Conformément à la loi, le libre accès aux données photographiques qui concernent votre enfant est garanti. Vous pourrez donc à tout moment vérifier l'usage qui en est fait et vous pouvez vous opposer à l'utilisation de son image en demandant aux tribunaux d'appliquer l'art.9 du code civil qui consacre le droit de tout individu au respect de la vie privée.

#### Consentement du parent

J'ai pris connaissance de l'information qui précède, qui décrit la façon dont Luc Maréchal utilisera les données photographiques de mon enfant.

Je sais que je peux demander à consulter l'utilisation des données photographiques en tout temps.

J'accepte que Luc Maréchal, utilise cette photographie concernant \_\_\_\_\_, comme il a été énoncé ci-dessus.

Je désire que le visage de mon enfant soit flouté :  oui  non

Fait à ..... , le .....

Signature de l'organisateur

Signature du parent  
précédée de la mention « Lu et approuvé »

### G.3 Fiche de soins

**Fiche individuelle Bilan Diagnostic Kinésithérapique**  
 Conformément à la NGAP, le bilan est remboursable à partir de 10 séances prescrites.

TAMPON DU KINESITHERAPEUTE :

Nom patient : \_\_\_\_\_ Prénom: \_\_\_\_\_ âge: \_\_\_\_\_  
 1er épisode  2ème épisode  3ème épisode  épisode +   
 Prématurnité O / N : \_\_\_\_\_ Age corrigé : \_\_\_\_\_

Méd.Prescripteur : \_\_\_\_\_  
 Cota prescription : \_\_\_\_\_  
 Nb séances :     quantitatif ? : \_\_\_\_\_  
 Antibiotique  
 Bronchodilatateur  
 Corticoïde  
 Antitusif  
 Mucolytique  
 Autre :

État première séance :  
 Sommeil  
 Fièvre  
 Otite  
 Reflux Gastro Oesophagien

Pas de traitement     0 : Pas de signe     1 : Quelques signes     2 : Beaucoup de signes

Date	Auscultation Sibila. Ronch. Crepit.	Toux grasse et / ou irritative	Sécrétions bronchiques	Sécrétions rhinopharyn- gées	Dyspnées. Signes de détresse respiratoire	Saturation	Remarques
Contre indications majeures	Aspect « toxique » (altération éta t général). Survenue d'apnée, présence d'une cyanose. Fréquence respi ratoire >60 / mn. Age inférieur à 6 semaines. Préma turi té < 34 semaines, âge corrigé < 3 mois. Saturation en oxygène inférieur à 94%. Toubles digestifs compromettant l'hydrata tion.						

# Annexe **H**

Analyse des données des campagnes de mesure

## H.1 Étude des pressions

### H.1.1 Étude des pressions maximales sur une séquence d'AFE

**Tableau H.1:** Pressions mesurées sur les deux mains lors de sept AFE successives - Le kinésithérapeute référent avec un nourrisson de 6 mois.

FSR n°	Pression normalisée main thoracique								Pression normalisée main abdominale						
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
	0,06	0,07	0,14	0,54	0,42	1,21	0,24	1,29	0,91	0,71	0,58	0,36	0,29	0,2	0,15
	0,06	0,08	0,26	0,61	0,52	1,32	0,26	1,49	0,89	0,67	0,54	0,34	0,27	0,19	0,13
	0,06	0,08	0,24	0,59	0,45	1,14	0,24	1,56	0,91	0,67	0,53	0,34	0,31	0,2	0,16
	0,06	0,07	0,16	0,49	0,31	0,99	0,22	1,31	0,87	0,68	0,61	0,38	0,33	0,24	0,16
	0,07	0,09	0,26	0,59	0,52	1,19	0,21	1,4	0,8	0,6	0,53	0,41	0,32	0,21	0,19
	0,05	0,07	0,25	0,55	0,48	1,2	0,28	1,41	0,85	0,62	0,56	0,4	0,33	0,22	0,18
	0,06	0,13	0,27	0,71	0,66	1,29	0,35	1,42	0,93	0,61	0,58	0,32	0,28	0,18	0,12
Moyenne :	0,06	0,09	0,23	0,58	0,48	1,19	0,26	1,41	0,88	0,65	0,56	0,36	0,3	0,21	0,16
Écart type <sup>†</sup> :	0,01	0,02	0,05	0,07	0,11	0,11	0,05	0,1	0,04	0,04	0,03	0,03	0,02	0,02	0,03

<sup>†</sup>  $\sigma$  est l'écart type estimé sur la moyenne des résultats

### H.1.2 Étude du rapport des pressions maximales entre la main thoracique et abdominale

**Tableau H.2:** *Rapport des pressions maximales - Le kinésithérapeute référent avec un nourrisson.*

Nourrisson			AFE		$\frac{P_{th_{maxi}}}{P_{ab_{maxi}}}$			
Nom	Age [mois]	Sexe	Serie	N° d'AFE				
N.L	5,5	F	1	1	<i>Données confidentielles</i>			
				2				
				2				
				3				
				4				
				5				
			6					
			3	1				
				2				
			4	1				
				2				
			Moyenne :					
			Ecart type <sup>†</sup> :					

<sup>†</sup>  $\sigma$  est l'écart type estimé sur la moyenne des résultats

**Tableau H.3:** *Rapport des pressions maximales - Le kinésithérapeute référent 7 plusieurs nourrissons.*

Nourrisson			$\frac{P_{th_{maxi}}}{P_{ab_{maxi}}} (\sigma \dagger)$
Nom	Age [mois]	Sexe	
N.L	5,5	F	<i>Données confidentielles</i>
N.L	5,5	F	
N.E	5	F	
N.R	8	F	
N.B	4,5	M	
N.J	7	F	
N.S	7	F	
N.S	7	F	
N.F	5,5	F	
Moyenne :			
Écart max. à la moyenne :			

<sup>†</sup>  $\sigma$  est l'écart type estimé sur la moyenne des résultats

## H.2 Étude temporelle du geste

**Tableau H.4:** Paramètres temporels - Le kinésithérapeute référent avec un nourrisson

Nourrisson			AFE		Paramètres temporels [ms]		
Nom	Age [mois]	Sexe	Serie	N° d'AFE	Tm	Td	Tl
N.L	5,5	F	1	1			
				2			
				3			
				4			
				5			
			2	1	<i>Données confidentielles</i>		
				2			
				3			
			3	1			
				2			
				3			
			4	1			
				2			
				3			
			Moyenne :				
Ecart type <sup>†</sup> :							

<sup>†</sup>  $\sigma$  est l'écart type estimé sur la moyenne des résultats

**Tableau H.5:** Paramètres temporels - Le kinésithérapeute référent avec sept nourrissons

Nourrisson			Paramètres temporels [ms]		
Nom	Age [mois]	Sexe	$\bar{T}m (\sigma^\dagger)$	$\bar{T}d (\sigma^\dagger)$	$Tl_{mini}$
N.E	5	F			
N.R	8	F			
N.B	4,5	M			
N.N	6	F	<i>Données confidentielles</i>		
N.S	7	F			
N.F	5,5	F			
N.L	5,5	F			
N.J	7	F			
Moyenne :					
Écart max. à la moyenne :					

$^\dagger \sigma$  est l'écart type estimé sur la moyenne des résultats

**Tableau H.6:** Paramètres temporels - Six kinésithérapeutes experts avec six nourrissons

Kinésithérapeute	Nourrisson			Paramètres temporels [ms]		
	Nom	Age [mois]	Sexe	$\bar{T}m (\sigma^\dagger)$	$\bar{T}d (\sigma^\dagger)$	$Tl_{mini}$
K.A	N.L	5,5	F			
K.D	N.C	3,5	F			
K.E	N.I	7	M	<i>Données confidentielles</i>		
K.F	N.G	6	M			
K.B	N.M	9,5	F			
K.C	N.O	7,5	M			
Moyenne :						
Écart max. à la moyenne :						

$^\dagger \sigma$  est l'écart type estimé sur la moyenne des résultats

### H.3 Analyse spectrale des sons du flux expiratoire

**Tableau H.7:** *Étude du spectre fréquentiel du son du flux expiratoire au début et en fin d'AFE - Le kinésithérapeute référent avec un nourrisson.*

Nourrisson			N° d'AFE	Fréquence dominante [kHz]	
Nom	Age [mois]	Sexe		Début d'AFE	Fin d'AFE
N.Q	8	F	1	0,62	1,06
			2	0,95	0,98
			3	1,14	1,5
			4	0,97	1,21
			5	1,09	1,8
			6	1,02	1,49
			7	1,08	1,85
			8	0,96	2,01
			9	0,51	1,88
			10	0,93	1,12
			11	0,55	1,39
			12	1,5	4,26
			13	0,61	1,47

### H.4 Étude spatiale du geste

#### H.4.1 Étude du déplacement dans la direction y

**Tableau H.8:** *Étude du déplacement dans la direction y - Le kinésithérapeute référent avec un nourrisson.*

Nourrisson				Écart au plan médian : déplacement y [mm]	
Nom	Age [mois]	Sexe	N° d'AFE	Main thoracique	Main abdominale
N.E	5	F	1	0,8	0,7
			2	3,0	-0,8
			3	3,1	-1,5
			4	2,1	-0,2
			5	-0,6	-1,6
			6	1,0	-1,4
			7	0,1	-1,0
			8	1,0	-1,8
Ecart type :				1,3	0,8

## H.4.2 Étude du déplacement dans les directions x et z

**Tableau H.9:** *Étude des directions des trajectoires et des déplacements dans les directions x et z - Le kinésithérapeute référent avec un nourrisson.*

Kinésithérapeute	Nourrisson			Main thoracique			Main abdominale		
	Nom	Sexe	Age	Angle [°]	Déplacement [mm]		Angle [°]	Déplacement [mm]	
				$\bar{\theta}_t$	$\Delta_{Zt}^-$	$\Delta_{Xt}^-$	$\bar{\theta}_a$	$\Delta_{Za}^-$	$\Delta_{Xa}^-$
K.A	N.E	F	5						

*Données  
confidentielles*

Précontrainte :

Moyenne :

Écart type<sup>†</sup> :

<sup>†</sup>  $\sigma$  est l'écart type estimé sur la moyenne des résultats

**Tableau H.10:** *Étude des directions des trajectoires et des déplacements dans les directions x et z - Le kinésithérapeute référent avec 7 nourrissons.*

K. Expert	Nourrisson			Main thoracique			Main abdominale		
				Angle [°]	Déplacement [mm]		Angle [°]	Déplacement [mm]	
	Nom	Sexe	Age	$\bar{\theta}_t (\sigma^\dagger)$	$\Delta_{Zt}^- (\sigma^\dagger)$	$\Delta_{Xt}^- (\sigma^\dagger)$	$\bar{\theta}_a (\sigma^\dagger)$	$\Delta_{Za}^- (\sigma^\dagger)$	$\Delta_{Xa}^- (\sigma^\dagger)$
K.A	N.F	F	5,5						
	N.E	F	5						
	N.N	F	6						
	N.B	M	4,5						
	N.S	F	7						
	N.J	F	7						
	N.R	F	8						
Moyenne :									
Écart max. à la moyenne :									

*Données  
confidentielles*

<sup>†</sup>  $\sigma$  est l'écart type estimé sur la moyenne des résultats

<sup>1</sup>  $\sigma$  mesures non réalisées

**Tableau H.11:** *Étude des directions des trajectoires et des déplacements dans les directions x et z - Six kinésithérapeutes experts avec six nourrissons*

K. Expert	Nourrisson			Main thoracique			Main abdominale		
				Angle [°]	Déplacement [mm]		Angle [°]	Déplacement [mm]	
	Nom	Sexe	Age	$\bar{\theta}_t (\sigma^\dagger)$	$\Delta_{Zt}^- (\sigma)$	$\Delta_{Xt}^- (\sigma)$	$\bar{\theta}_a (\sigma)$	$\Delta_{Za}^- (\sigma)$	$\Delta_{Xa}^- (\sigma)$
K.B	N.M	F	9,5						
K.C	N.O	M	7,5						
K.D	N.C	F	3,5						
K.A	N.L	F	5,5						
K.E	N.I	M	7						
K.F	N.G	M	6						
Moyenne :									
Écart max. à la moyenne :									

<sup>†</sup>  $\sigma$  est l'écart type estimé sur la moyenne des résultats

<sup>1</sup>  $\sigma$  mesures non réalisées

*Données  
confidentielles*

## H.5 Étude de la relation Pression-Déplacement pendant le geste

**Tableau H.12:** Paramètres Pression-Déplacement - Le kinésithérapeute référent avec un nourrisson

Nourrisson			AFE		Paramètres						
Nom	Age [mois]	Sexe	Serie	N° d'AFE	$\frac{K_2}{K_1}$	$D_c$ [mm]					
N.K	6	M	1	1							
				2							
				3							
				4							
			2	1							
				2							
				3							
				4							
			Moyenne :								
			Ecart type <sup>†</sup> :								

<sup>†</sup>  $\sigma$  est l'écart type estimé sur la moyenne des résultats

**Tableau H.13:** Paramètres Pression-Déplacement - Le kinésithérapeute référent avec 6 nourrissons

Nourrisson			Paramètres	
Nom	Age [mois]	Sexe	$\frac{K_2}{K_1}$ ( $\sigma$ <sup>†</sup> )	$D_c$ ( $\sigma$ <sup>†</sup> ) [mm]
N.K	6	M		
N.L	5,5	F		
N.L	5,5	F		
N.E	5	F		
N.R	8	F		
N.R	8	F		
N.N	6	F		
N.B	4,5	M		
Moyenne :				

<sup>†</sup>  $\sigma$  est l'écart type estimé sur la moyenne des résultats

## **Annexe**



Reconstruction du modèle numérique du torse

Les images IRM nous ont été fournies au format DICOM (Digital Imaging and COmmunications in Medicine, « imagerie et communication numériques en médecine ») qui est le standard de communication et d'archivage en imagerie médicale. La série d'images est composée de 311 coupes de 512 x 512 pixels avec une résolution de 0,38 mm par pixel.

Dans le domaine de l'imagerie médicale et de la reconstruction 3D d'organes à partir d'image issues de scanners, plusieurs logiciels sont largement utilisés. Parmi ceux ci on peut citer les plus connus : ITK (Insight Segmentation and Registration Toolkit) et VTK (Visualization ToolKit). Ce sont en fait, des bibliothèques open source qui contiennent des algorithmes de traitement d'image développés en langage C++. Il est à noter que le module Vision de LabVIEW permet d'effectuer des traitements d'image de la même manière en programmant des fonctions.

ImageJ [Abramoff 04] est aussi un logiciel libre multiplateforme de traitement d'images possédant une interface graphique qui permet une utilisation très rapide et intuitive. C'est pour sa facilité d'utilisation que nous l'avons préféré à ITK. D'autre part, ImageJ permet surtout de travailler facilement en une seule commande sur une séquence d'images (stack). On peut appliquer une action sur un groupe d'images en même temps.

## Segmentation

Parmi différentes techniques de segmentation d'image (croissance de région, seuillage, snake . . .), nous avons choisi une approche par seuillage. Utilisée pour diverses applications, dans le domaine biomédical [Pham 00] et particulièrement lorsque deux types de tissus sont présents, ce qui est le cas pour la détection de tissus cancéreux en imagerie mamographique par exemple [Cascio 06], cette méthode a l'avantage d'être simple et rapide. Cette approche ne convient pas à toutes les applications médicales mais elle est orientée pour la segmentation d'enveloppes externes. Dans notre cas précis, la technique de seuillage manuel par un ou plusieurs seuils est appropriée car les images issues du scanner permettent une bonne séparabilité des régions, étant donné que les zones de l'image correspondant à l'extérieur du corps humain sont homogènes.

## Prétraitement

Les images IRM sont données en niveau de gris. À chaque pixel correspond une valeur comprise entre 0 (noir) et 255 (blanc). En premier lieu, l'image doit subir un traitement afin d'obtenir des régions homogènes distinctes. Cela facilite l'opération de seuillage (suppression d'artefact). On tente de forcer la ressemblance entre pixels appartenant à une même région.

Dans notre cas, l'image initiale est légèrement bruitée par un effet de granulosité (Figure I.1). Nous allons donc « lisser » les pixels (Figure I.2). Pour ce faire les images doivent être filtrées. L'utilisation d'un filtre non linéaire est préférée à celle d'un filtre linéaire dont le principal inconvénient est la mauvaise conservation des contours par étalement des transitions entre régions en même temps que la réduction du bruit [Cocquerez 95]. Nous avons choisi un filtre médian car il est adapté au type d'image que nous devons traiter. Pour chaque pixel de l'image, sa valeur de niveau de gris est remplacée par la valeur médiane de tous les pixels voisins (y compris lui même) compris dans la fenêtre d'analyse (le noyau) [Toumazet 90].

Un rayon de 2 (médian à 24 pixels voisins) a été choisi ce qui correspond à un élément structurant adapté afin de ne pas affecter la forme de l'image par altération des frontières.

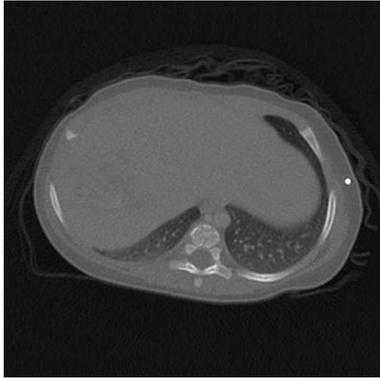


Figure I.1: Image DICOM brute

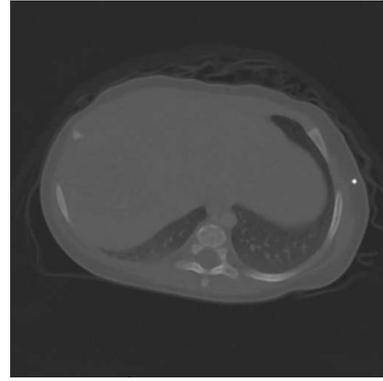


Figure I.2: Image filtrée - filtre médian

### Seuillage manuel

Typiquement, la méthode de seuillage ne prend pas en compte les caractéristiques spatiales de l'image mais la distribution d'intensité (niveau de gris) des pixels.

L'opérateur seuillage assigne à chaque pixel de l'image une valeur binaire en fonction du niveau de gris, 1 si l'intensité du pixel est supérieure au seuil  $T$  fixé, et 0 si l'intensité du pixel est inférieure au seuil [Gonzalez 02].

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{si } f(x, y) > T & (\text{objet}) \\ 0 & \text{si } f(x, y) \leq T & (\text{fond}) \end{cases} \quad (\text{I.1})$$

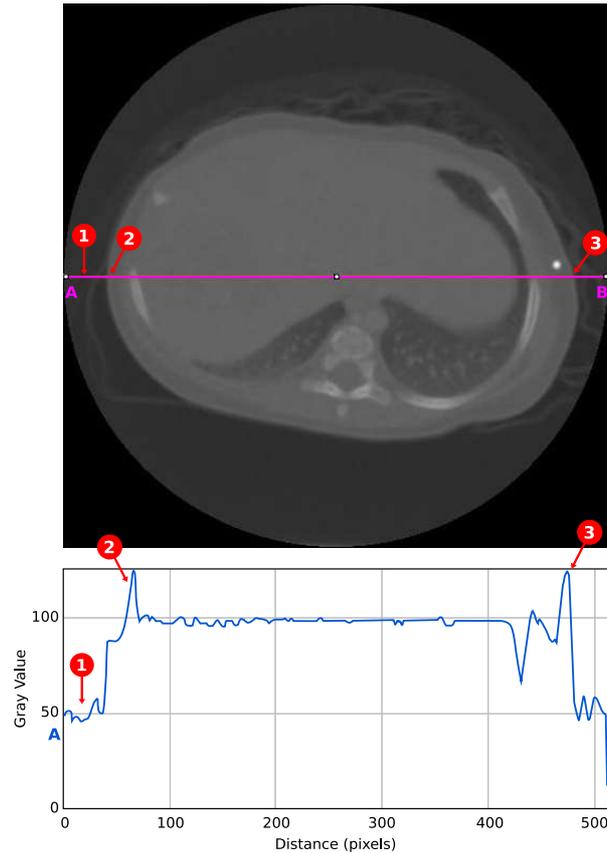
avec  $f(x,y)$ , l'intensité du pixel de coordonnées  $(x,y)$  et  $g$  l'image résultante. L'image segmentée résultante est donc composée de deux classes de pixel. C'est la binarisation. En noir, ne reste que les régions qui nous intéressent.

Une façon de fixer le seuil est d'afficher l'histogramme de l'image (fonction permettant de donner la fréquence d'apparition des différents niveaux de gris qui compose l'image) ou d'analyser le niveau de gris d'une image suivant un chemin judicieusement choisi. Nous avons préféré le profil de niveau de gris des images le long d'un chemin AB sur la Figure I.3 car il nous permet d'effectuer une analogie topographique avec des vallées et des crêtes qui différencient les organes.

La valeur en niveau de gris des pixels est donnée en ordonnée ; en abscisse, on reporte la position  $x$  des pixels le long du profil. On peut alors repérer facilement à quelle valeur de niveau de gris correspondent les zones recherchées. Les pics et les vallées représentent une frontière entre deux régions homogènes. Dans notre cas, suivant AB, on peut aisément repérer la séparation entre le fond de l'image et la surface du corps. On remarque que les pixels associés au tissu du corps ont une intensité comprise entre 90 et 102. Afin de ne conserver que les maxima locaux et les points situés à l'intérieur du corps, un seuillage est appliqué à cet ensemble. On peut donc fixer deux seuils  $T1 = 90$  et  $T2 = 102$  pour classifier l'image. L'opérateur seuillage devient alors :

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{si } T1 \leq f(x, y) \leq T2 \\ 0 & \text{si } f(x, y) \leq T1 \text{ ou } f(x) > T2 \end{cases} \quad (\text{I.2})$$

Seuls les pixels dont le niveau de gris appartient à l'intervalle [90-102] sont conservés. L'image binaire résultante (cf Figure I.4) nous donne le corps du nourrisson sans le fond. Il reste alors à appliquer une nouvelle fonction pour obtenir uniquement l'enveloppe externe du nourrisson.



**Figure I.3:** Profil de l'image suivant un chemin AB.

1) Fond de l'image. 2) et 3) Frontières entre deux zones homogènes.

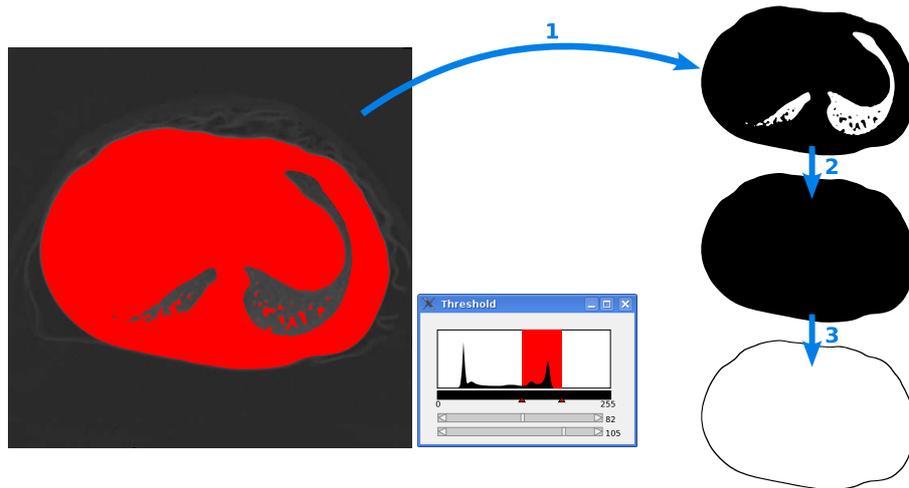
### Détection de contour, enveloppe du corps

A l'aide de l'opérateur morphologique binaire « Fill holes », les trous (pixels blancs) existant à l'intérieur du corps sont bouchés (cf. Figure I.4).

Enfin avec l'opération de détection de contour, on obtient l'image finale représentant l'enveloppe externe du corps du nourrisson. Présentées par Ziou [Ziou 97], les techniques d'extraction de contours sont nombreuses. Nous avons choisi la fonction `find edges` d'ImageJ, dont l'algorithme basé sur l'opérateur Sobel détection de contour, qui permet de mettre en évidence les variations brutales d'intensité dans l'image active. C'est un des opérateurs les plus simples mais qui donne toutefois des résultats corrects. Le principe de fonctionnement de l'opérateur de détection de contour, est bien expliqué dans ces références : [Maitre 02], [Gonzalez 02].

### Reconstruction 3D

La difficulté réside dans la construction d'une géométrie lisse du modèle 3D qui est fidèle au contour. La technique de reconstruction volumique utilisant l'algorithme « marching cube » ne produit pas un rendu satisfaisant de l'aspect extérieur avec une taille de grille raisonnable [Krsek 03].



**Figure I.4:** 1) Image classifiée après seuillage.  
 2) Image après l'opération « Fill holes ».  
 3) Image après l'opération « Detection edges ».

Nous avons choisi d'utiliser le logiciel de rétro-conception Geomagic Studio<sup>1</sup> version 7 (possédé par le laboratoire SYMME, mais Amira<sup>2</sup> réalise aussi cette tâche) qui permet la reconstruction de surfaces du contour et d'un modèle polygonal 3D. La reconstruction du modèle thoracique est réalisée par le traitement d'un nuage de points issu de la surface du corps du nourrisson au travers de ce logiciel.

Pour pouvoir importer la séquence d'images sous la forme d'un fichier de points, nous avons converti chaque image binaire 2D en fichier de points de coordonnées x,y. Pour cela le programme « Binary\_images\_to\_XY\_coordinates.vi » (cf. Figure I.5) créé sous LabVIEW pour cette opération réalise la conversion de l'ensemble des images formant une séquence en un fichier de points de coordonnées (x,y,z) (avec z la profondeur). L'espace entre deux images adjacentes d'IRM est calculé à partir de la valeur de la position de la coupe présente dans le fichier DICOM.

<sup>1</sup>www.geomagic.com

<sup>2</sup>www.amiravis.com

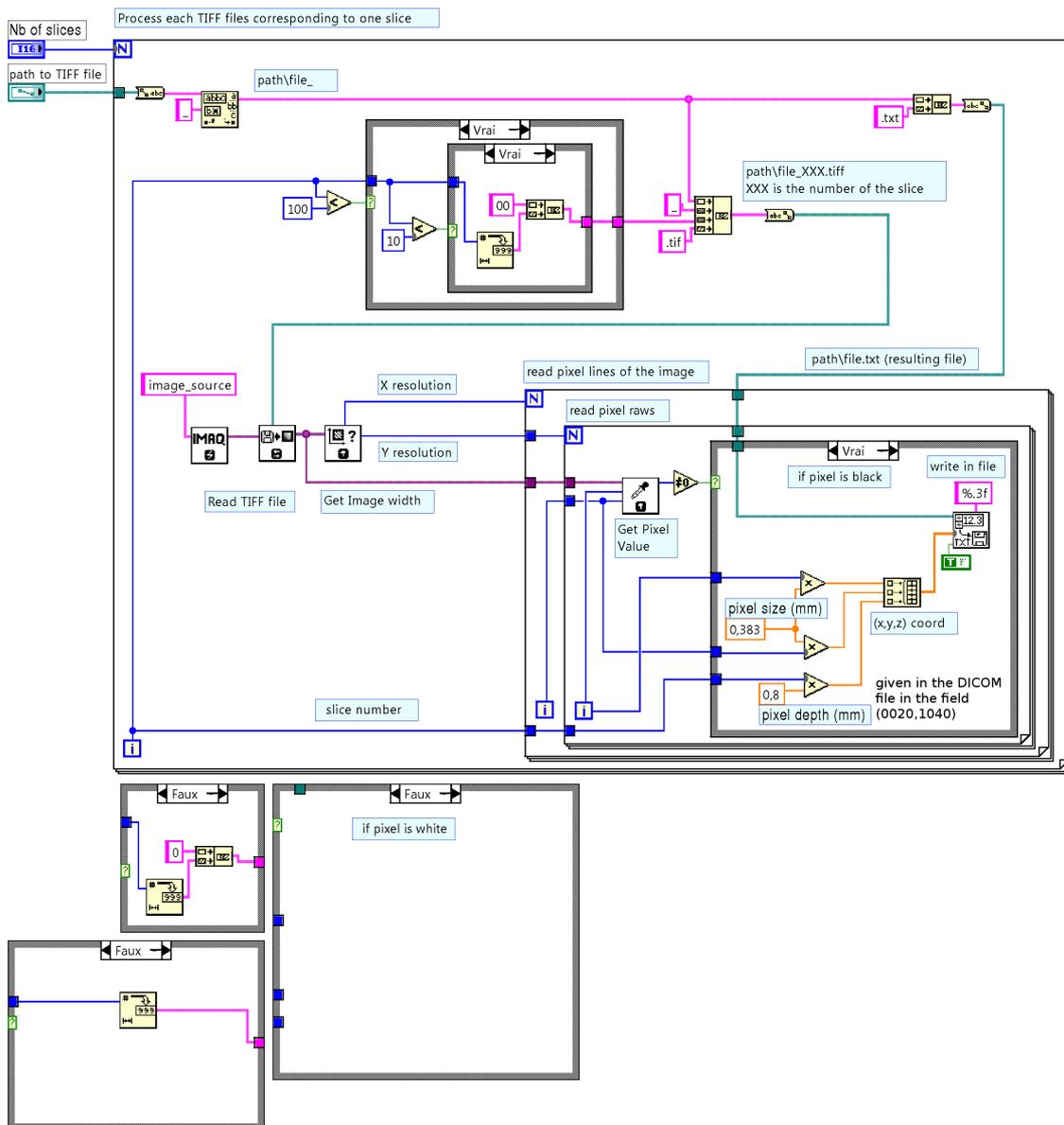
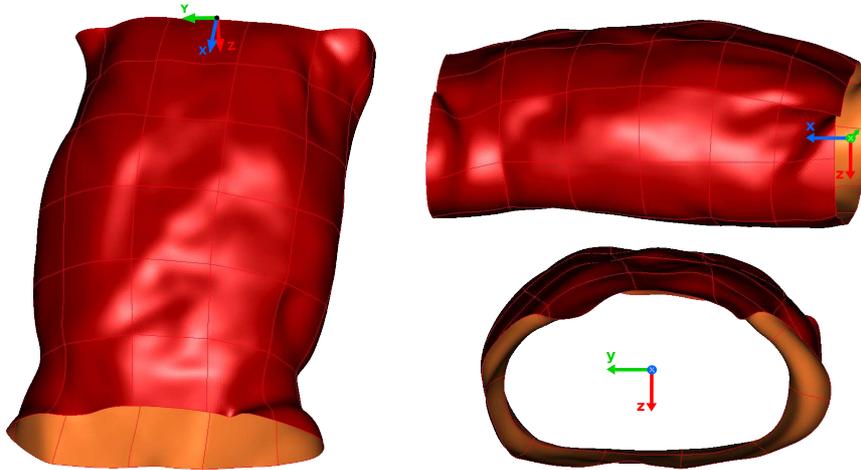


Figure I.5: Diagramme LabVIEW du vi permettant la conversion d'une série d'images binaires en un fichier de points  $x, y, z$

---

Des fonctions sous Geomagic permettent de lisser les imperfections dues à certaines arêtes polygonales du modèle 3D reconstruit. Le modèle résultant, représenté par des courbes et surfaces NURBS (Non-Uniform Rational Basis Splines), possède un bon état de surface (cf. Figure I.6). Il est ensuite enregistré au format IGES (Initial Graphic Exchange Specification) pour pouvoir être exporté dans un logiciel de calcul par éléments finis.



**Figure I.6:** *Modèle 3D du torse du nourrisson reconstruit avec Geomagic.*  
*Vues de dessus, côté et face.*



# Annexe J

Résultats des simulations réalisées sous ANSYS  
avec le modèle numérique éléments finis

*Données confidentielles*



## **Résumé**

Ce travail de recherche s'inscrit dans le cadre d'une collaboration entre le laboratoire SYMME et des kinésithérapeutes experts des Réseaux Bronchiolite. Il a pour objectif la conception d'un simulateur physique de torse de nourrisson pour l'apprentissage d'un geste de kinésithérapie respiratoire. En réponse à la demande des praticiens, il s'agit de proposer un outil à visée didactique permettant au novice d'évaluer sa pratique par rapport à des gestes référents. La pratique professionnelle de kinésithérapeutes experts en situation réelle a donc été observée, pour cerner l'environnement et les contraintes liées au patient, et définir les besoins en terme de mesure.

Afin de caractériser le geste, un système de mesure spécifique, non coercitif, a été conçu et réalisé intégrant des capteurs de déplacement et de pression adaptés, sur des gants. Un soin particulier a été apporté à la mise en œuvre de la chaîne d'acquisition et à l'étalonnage de cet outil.

Des campagnes de mesures en situation réelle de soin en cabinet de kinésithérapie ont été menées. L'exploitation des résultats a montré une certaine répétabilité du geste expert, permettant la construction d'une base de données. Des paramètres, considérés comme pertinents en vue de la conception du simulateur, ont été définis et analysés.

En étroite collaboration avec les kinésithérapeutes, une démarche mécatronique de conception incluant la dimension didactique a été construite. Le simulateur consiste en un torse physique anthropomorphe de nourrisson, dont les fonctionnalités souhaitées seront réalisées conjointement par la structure mécanique et son instrumentation. Un système dit « passif » privilégiant une approche matériaux/structure a été préféré. Dans une démarche essai-erreur, plusieurs simulations par éléments finis ont été effectuées, en considérant les conditions aux limites et les valeurs de déplacements obtenues pendant les campagnes de mesure, pour dimensionner la structure et choisir les matériaux à utiliser.

## **Abstract**

This research work is in the framework of a collaboration between SYMME laboratory and expert physiotherapists from the Réseaux Bronchiolite. It aims at designing a physical torso simulator of an infant for chest physiotherapy gesture learning. In response to a specific need expressed by practitioners, we propose a didactical tool to allow a novice to assess proficiency in comparison to referent gesture. Expert vocational activity in real working situation has been observed to define environment and constraints pertaining to the patient and to precise needs in term of measurement.

In order to characterize the gesture, an innovative specific and painless system has been designed and realized using displacement and pressure sensors inserted on gloves. Special care has been brought concerning the implementation of the DAQ chain and the calibration method.

Measurement campaigns in real care situation in ward office have been led. Data processing and analysis showed an obvious repeatability of the expert gesture that allows constructing a database. Relevant parameters for the design of the future simulator have been defined and analysed.

In close collaboration with physiotherapists, the mechatronical approach includes didactical dimension to the construction of the specifications. The simulator consists in a physical anthropomorphic torso of a six month infant. The learning paradigm and functionalities will be obtained conjointly by the mechanical structure and its instrumentation. A passive system focussing research work on structure and materials has been preferred. Several finite element simulations have been performed with boundaries conditions corresponding to representative gesture situation. The choice of the structural design and choice of materials by trial and error approach was done comparing displacement results from the simulation with the one measured during campaign on real babies.