

Titre: Élastographie ultrasonore et localisation des zones de tension dans les muscles du bras
Title: Elastography ultrasonore et localisation des zones de tension dans les muscles du bras

Auteur: Dominic Choquette
Author:

Date: 2011

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Choquette, D. (2011). Élastographie ultrasonore et localisation des zones de tension dans les muscles du bras [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/521/>
Citation:

Document en libre accès dans PolyPublie Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/521/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Michel Bertrand, & Pierre A. Mathieu
Advisors:

Programme: Génie biomédical
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉLASTOGRAPHIE ULTRASONORE ET LOCALISATION DES ZONES DE TENSION
DANS LES MUSCLES DU BRAS

DOMINIC CHOQUETTE
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
MARS 2011

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

ÉLASTOGRAPHIE ULTRASONORE ET LOCALISATION DES ZONES DE TENSION
DANS LES MUSCLES DU BRAS

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

M. GUARDO, Robert, Ph. D., président

M. BERTRAND Michel, Ph. D., membre et directeur de recherche

M. MATHIEU Pierre A., D. Sc. A., membre et codirecteur de recherche

Mme CHERIET Farida, Ph. D., membre

REMERCIEMENTS

Tout au long de cette maîtrise riche en rebondissements, incluant une interruption de 5 ans, j'ai côtoyé des gens qui étaient passionnés par ce qu'ils faisaient. Je tiens à remercier mon directeur de recherche, Michel Bertrand, pour sa patience et sa présence au cours de ce long périple. Il m'a inculqué l'importance du travail bien fait et d'avoir un esprit critique développé. Toujours disponible, il est la raison si je peux terminer ce travail aujourd'hui.

Je tiens à remercier mon codirecteur, Pierre A. Mathieu, pour m'avoir donné un projet d'envergure dans un domaine de pointe. Il m'a aussi fourni une grande quantité d'articles pour meubler la revue de littérature et m'approvisionner en idées pour faire avancer ma recherche. M. Mathieu m'a aussi inculqué sa passion et son optimisme pour les travaux de recherche.

J'aimerais aussi remercier Claude Turcotte, Maria Abdelali et Johanne Raymond pour leur apport à mes travaux. Dès qu'un pépin informatique survenait, Claude était là pour le régler, et aussi offrir ses conseils pour obtenir de meilleures performances des machines du laboratoire. Maria m'a donné un sérieux coup de main avec les simulations Comsol et avec les acquisitions d'images ultrasonores avec le HDI1000. Johanne a patiemment révisé le mémoire, me suggérant de précieuses pistes de solutions pour rectifier les phrases boîteuses qui s'y trouvaient.

Pour terminer, je tiens à remercier ma conjointe, Nataly, pour m'avoir supporté tout le long de ce travail et d'avoir lu et corrigé sans relâche chapitres après chapitres.

Un grand merci à tous ceux qui m'ont aidé. Sans vous, je n'y serais pas arrivé.

RÉSUMÉ

Au cours des deux dernières décennies, on a mis en évidence, soit par des études anatomiques ou physiologiques, la présence de compartiments fonctionnels regroupant des fibres musculaires à l'intérieur d'un muscle donné. On pense qu'une telle organisation neuromusculaire, qui se retrouve tant chez l'animal que chez l'homme, servirait à assurer un contrôle plus fin et précis d'une articulation et à optimiser la force qu'elle peut exercer.

Il serait intéressant de pouvoir cartographier anatomiquement ces compartiments chez un sujet, d'une part pour mieux saisir la complexité des mécanismes de production des mouvements humains et d'autre part pour pouvoir appliquer cette connaissance à l'interprétation des signaux électromyographiques associés. Dans la mesure où il serait possible d'activer volontairement chacun de ces compartiments, une personne ayant subi une amputation plus ou moins sévère du bras pourrait alors parvenir à apprendre à contrôler plus finement une prothèse commandée par les signaux de ses muscles.

Pour tenter de localiser les compartiments du *biceps* et du *triceps brachii* mis sous tension lors de diverses contractions, on a utilisé l'élastographie ultrasonore, une méthode d'imagerie non invasive qui permet de caractériser les propriétés mécaniques des tissus mous, en particulier leur rigidité. Pour les muscles, il a été démontré que plus le niveau de contraction est élevé, plus le muscle est rigide, plus les images d'élastographie diffèrent de celles obtenues au repos.

En élastographie, on perturbe mécaniquement le milieu à analyser, et on analyse les différences entre les images avant et après cette perturbation. Les méthodes de calcul pour estimer les différences entre les signaux pré- et post-perturbation qui sont utilisées ici sont principalement le flux optique et l'intercorrélation. Les calculs sont d'abord validés sur des images de synthèse, puis sur des images ultrasonores acquises sur des fantômes et enfin sur des images acquises sur un biceps humain en contraction. Ce travail constitue une première étape d'une démarche qui, à plus long terme, vise à mieux contrôler une prothèse myoélectrique du membre supérieur dotée de plusieurs degrés de liberté.

ABSTRACT

During the last two decades, scientific evidence, either through anatomical or physiological studies, have been indicating the presence of muscular fiber functional compartments inside large skeletal muscles. It is believed that such a neuromuscular organization which is present in animals as well as humans could help develop a greater and more precise control over a joint and improve the strength it can exert.

It would be interesting to anatomically map these compartments in human subjects because it might provide a tool that will allow us to understand the complex mechanisms which are involved in human movements, and this knowledge could be applied to the interpretation of the myoelectrographic signals associated with the activity of the compartments. If it were possible to voluntarily and independently activate those compartments, a person living with an amputated arm could learn to have a better control over a prosthetic arm driven by the user's muscle electrical signals.

To localize biceps and triceps compartmental activity under various tension levels, we propose to use ultrasound elastography which allows the characterization of soft tissue mechanical properties including the level of rigidity. It has been demonstrated that the activity level in muscles is associated with their rigidity. The higher the level of contraction is, the harder the muscle is and the more the elastographic images will differ from the ones obtained during rest periods.

In elastography, a mechanical perturbation is applied on the medium, and then, the images before and after the perturbation are analysed. To estimate the differences between the pre- and post-perturbation signals, the methods that will be used here are intercorrelation and optical flow. The first estimations will be made on synthetic images which will allow for a quality evaluation of the estimates. Then, ultrasound images made on phantoms and on a human biceps will be used. This work is a step towards developing methods that would give a better control of a myoelectric prosthesis with multiple degrees of freedom.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	III
RÉSUMÉ.....	IV
ABSTRACT	V
LISTE DES TABLEAUX	IX
LISTE DES FIGURES	X
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS.....	XVIII
LISTE DES ANNEXES	XXI
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	3
1.1 Anatomie et physiologie musculaire du bras.....	6
1.1.1 Mécanisme de la contraction au niveau d'une fibre.....	7
1.1.2 Mécanisme de la contraction au niveau du muscle entier	8
1.1.3 Facteurs influençant la tension engendrée par la contraction musculaire	9
1.1.4 Différenciation fonctionnelle musculaire	10
1.2 Méthodes de mesure de l'activité musculaire	12
1.2.1 Électromyographie	12
1.2.2 Mécanomyographie/Accéléromyographie	13
1.3 Propriétés mécaniques des matériaux élastiques et visqueux.....	14
1.4 Onde de compression et onde de cisaillement.....	16
1.5 Élastographie	18
1.5.1 Élastographie sous compression externe ou endogène.....	19
1.5.2 Élastographie sous compression par pression de radiation	20
1.5.3 Élastographie par onde de cisaillement en mode vibratoire	22
1.5.4 Élastographie par onde de cisaillement transitoire	24
CHAPITRE 2 PROBLEME DIRECT ET INVERSE DE L'ÉLASTOGRAPHIE	28
2.1 Modèles pour la résolution du problème direct.....	28
2.1.1 Modélisation des propriétés mécaniques des tissus des muscles squelettiques ...	30
2.1.2 Modélisation de la réponse acoustique des tissus	35
2.1.3 Formation de l'image échographique.....	37
2.1.4 Génération de séquences d'images échographiques.....	39

2.2	Résolution du problème inverse de l'élastographie	41
2.2.1	Principe de la méthode	41
2.2.2	Fenêtrage	45
2.2.3	Sources de bruit	46
2.3	Techniques d'estimation du mouvement.....	49
2.3.1	Intercorrélation	49
2.3.2	SDA (Somme des différences absolues)	51
2.3.3	Croisement de zéros (zero-crossing)	53
2.3.4	Flux optique.....	54
2.3.5	Étirement temporel (stretching).....	57
2.3.6	Filtre de Wiener.....	59
CHAPITRE 3	ALGORITHMES DE CALCUL D'ÉLASTOGRAMMES	61
3.1	Structure générale des algorithmes.....	61
3.2	Fenêtrage	65
3.3	Calcul du déplacement	66
3.3.1	Les fonctions de similarité et leur interpolation	66
3.3.2	Représentation spline du déplacement	68
3.4	Calcul de la déformation	69
3.4.1	Méthode Savitzky-Golay.....	69
3.4.2	Flux optiques sous contrainte de transformation affine	69
3.4.3	Moindres carrés non linéaires.....	71
3.5	Résolution de l'équation de flux optique par éléments finis	75
3.6	Images de synthèse	75
3.7	Ingénierie du logiciel.....	76
CHAPITRE 4	APPLICATION SUR DES IMAGES DE SYNTHÈSE	78
4.1	Analyse des algorithmes 1D	78
4.1.1	Chaînes de ressorts 1D	78
4.1.2	Inclusion circulaire	93
4.1.3	Zébrures élastographiques	100
4.1.4	Limites de l'estimation 1D	104
4.2	Analyse des algorithmes 2D	105

4.2.1	Analyse de la déformation pour les bandes de différente rigidité	106
4.2.2	Analyse de la déformation pour l'inclusion circulaire en 2D.....	110
4.3	Résolution numérique de l'équation du flux optique	119
4.4	Conclusion.....	123
CHAPITRE 5 APPLICATIONS SUR DES IMAGES ÉCHOGRAPHIQUES		
EXPÉRIMENTALES.....		124
5.1	HDI1000 et sonde L7-4 40 mm.....	124
5.2	Fantôme de 3 bandes de rigidité différente	127
5.3	Fantôme avec inclusions sphériques	133
5.4	Biceps Brachii	136
5.5	Synthèse des résultats	139
CONCLUSION		140
BIBLIOGRAPHIE		145
ANNEXES		149

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1-1 : Modules d'Young de constituants mammaires <i>in vitro</i> à 5 % et 20 % de déformation (Krouskop, Wheeler, Kallel, Garra, & Hall, 1998).....	3
Tableau 1-2 : Vitesse de propagation (m/s) d'une onde de cisaillement de 30 Hz dans le quadriceps en fonction de l'angle de flexion du genou et de la masse de chargement (Levinson, Shinagawa, & Sato, 1995).....	5
Tableau 4-1 : Paramètres utilisés pour générer une séquence d'images basée sur le modèle de la chaîne de ressorts 1D.....	79
Tableau 4-2 : Tailles de fenêtre et nombre d'itérations pour tester l'influence des fenêtres sur la mesure	81
Tableau 4-3 : Détail des algorithmes utilisés	81
Tableau 4-4 : Paramètres utilisés pour générer les images du modèle de l'inclusion circulaire..	93
Tableau 4-5 : Paramètres utilisés pour les algorithmes dans cette section.....	94
Tableau 4-6 : Paramètres utilisés pour générer la séquence d'images utilisée ici.....	104
Tableau 4-7 : Paramètres utilisés pour le flux optique en 2 dimensions	111
Tableau 5-1 : Propriétés de la sonde L7-4 40 mm	124

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 : Imagerie d'un rein ovin <i>in vitro</i> . En A, une image échographique du rein <i>in vitro</i> ; en B, sa cartographie de rigidité obtenue avec 0.5 % de déformation; et en C la photographie de la coupe anatomique correspondante (Ophir, et al., 2000). En clair, on voit les parties les moins rigides comme les zones à la base des colonnes de Bertin, et en foncé, les parties les plus rigides comme le cortex rénal et les pyramides médullaires.....	4
Figure 1.2 : Prothèse artificielle du membre supérieur disposant de sept degrés de liberté (Tenore et al., 2008).	6
Figure 1.3 : Illustration anatomique du biceps brachii (a) et du triceps trachii (b). En c, vue en coupe du bras juste au-dessous du coude. Illustration de muscles, de l'os (humérus), des veines et artères, de la couche de gras et de la peau. (a et b sont tirées du site http://www.physioweb.org/IMAGES ; c est adapté de l'image Sa204014 du site www.fotosearch.com (consulté le 18 janv. 2011)))......	7
Figure 1.4 : Contractions isométriques à partir de stimuli successifs. En A, une secousse isolée ; en B, des stimuli à une fréquence de 100 ms ; et en C, des stimuli à tous les 10 ms (Vander, et al., 1995)......	8
Figure 1.5 : Lien entre le neurone moteur et les fibres musculaires (tiré du site http://www.baileybio.com/plogger/?level=picture&id=239).	9
Figure 1.6 : En A, la vue postérieure du biceps. Le nerf musculo-cutané et ses subdivisions y sont isolés. Les * marquent les compartiments neuromusculaires hypothétiques (tiré de Segal (1992)). En B, la dissection du biceps faite par Segal. Les branches du nerf musculo-cutané sont isolées (tiré de Segal (1992)). En 1, la portion courte du biceps ; en 2, la portion longue du biceps ; et en 3, le crus de l'insertion du tendon.....	12
Figure 1.7 : Modèles de comportement élastiques et visqueux fréquemment utilisés. En A, le modèle de Kelvin-Voigt, et en B, le modèle de Maxwell (Cowin & Doty, 2007).....	15
Figure 1.8 : Illustration des modules de cisaillement et de compression pour différentes structures du corps humain (tiré de Sarvazyan, Rudenko, Swanson, Fowlkes et Emelianov (1998)))......	17
Figure 1.9 : Déroulement de l'acquisition d'élastogrammes avec l'imagerie ultrarapide. A) Génération de la pression acoustique par une onde ultrasonore focalisée. Cette pression engendre une onde de cisaillement. B) La sonde cesse d'émettre tout signal pendant un	

court laps de temps de manière à laisser se dissiper les signaux ultrasonores provenant des réflexions produites lors de l'application de la force de radiation. C) La sonde se met en mode échographique. Elle émet un front d'ondes planes pour imager le tissu et observer la propagation de l'onde de cisaillement. Le front d'onde plane est produit à une cadence de plusieurs kilohertz.	25
Figure 1.10 : Propagation de l'onde de cisaillement générée par pression acoustique dans un foie humain <i>in vivo</i> . Comme pour l'échographie Doppler, les couleurs rouge/bleue indiquent l'amplitude de la vitesse verticale locale, respectivement de l'ordre de +4 cm/s et -4 cm/s (Deffieux, et al., 2009).	26
Figure 2.1 : Description du problème direct et inverse de l'élastographie.....	29
Figure 2.2 : Modélisation mécanique d'un tissu à partir de ressorts 1D en série (Rodrigues, 2008).....	32
Figure 2.3 : Modèle de l'inclusion circulaire. Une inclusion circulaire est modélisée en A avec les paramètres ci-dessus. La déformation en compressionest appliquée selon l'axe y, qui représente la direction axiale de propagation des ultrasons. La solution analytique donne en B, le champ de déplacement et en C, la déformation axiale. En D, on montre une coupe verticale au centre de l'image de la déformation axiale. Il est intéressant de noter qu'à l'intérieur de l'inclusion, la déformation est constante.	34
Figure 2.4 : Exemple de réponse impulsionnelle 2D d'un modèle de transducteur ayant une fréquence centrale de 3 MHz et une largeur de bande fractionnaire de 0.6. On peut voir en A, la RI axiale ainsi que son enveloppe en pointillé ; en B, l'image de la RI; et en C, son tracé en élévation.....	38
Figure 2.5 : Illustration simplifiée d'une ligne 1D pré- et post-compression. En mesurant le délai entre les pics visibles, il est possible de connaître le déplacement subi et d'en déduire la déformation appliquée. La déformation imposée est de 10 %.	43
Figure 2.6 : Courbe du déplacement des diffuseurs de la figure 2.5 en fonction de la position des diffuseurs. La pente est la déformation; une pente négative indique une compression.	44
Figure 2.7 : Signaux radiofréquence simulés en 1D, en utilisant la même réponse impulsionnelle que dans la figure 2.5. On utilise cinq cents diffuseurs identiques en position aléatoire. Quelques diffuseurs plus intenses sont ajoutés pour faciliter la comparaison des signaux..	45
Figure 2.8 : Provenance du bruit de décorrélation.	47

Figure 2.9 : Utilisation de l'intercorrélation. En A, les signaux des deux fenêtres, et en B, l'intercorrélation calculée entre les deux. En retrouvant le maximum de la fonction d'intercorrélation, il est possible de connaître le déplacement relatif entre les deux signaux.	51
Figure 2.10 : Utilisation de la SDA. En A, les fenêtres de signaux pré- et post-compression. En B, le résultat de la SAD entre les deux signaux. La position du minimum donne une mesure du déplacement relatif entre les deux signaux.....	52
Figure 2.11 : Croisements de zéros.	54
Figure 2.12 : Utilisation de l'étirement temporel. Avant l'étirement temporel, le coefficient de corrélation maximal est d'environ 0.75, alors qu'après étirement, il dépasse 0.9	58
Figure 3.1 : Schéma-bloc de l'algorithme de base.	63
Figure 3.2 : Algorithme de base combiné à une première estimation du déplacement sur l'image en mode B.....	64
Figure 3.3 : Illustration de l'utilisation de l'interpolation pour obtenir le minimum d'une SDA calculée sur des fenêtres pré- et post-compression.	68
Figure 3.4 : Estimation des moindres carrés du flux optique.....	70
Figure 3.5 : Schéma-bloc de l'estimation linéaire itérative du flux optique.	71
Figure 3.6 : Fonctionnement de l'estimation des moindres carrés non-linéaires (inspiré de la méthode Levenberg-Marquardt).....	74
Figure 4.1 : Profil de compliance pour la chaîne de ressorts. Ce modèle est composé d'une bande très rigide (avec une compliance très faible) entre 0.008 et 0.018 m ainsi que d'une bande relativement molle (avec une compliance élevée) entre 0.022 et 0.032 m.....	80
Figure 4.2 : Déformations estimées et théoriques pour les 3 modèles de fenêtrage pour des déformations initiales de 0.4 et 1.0 %. L'algorithme utilisé est la SDA.	82
Figure 4.3 : Déformations estimées et théoriques pour les 3 modèles de fenêtrage pour des déformations initiales de 0.4 et 1.0 %. L'algorithme utilisé est le flux optique simple.....	83
Figure 4.4 : Erreur quadratique moyenne estimée à partir de la déformation calculée par SDA pour les 3 modèles de fenêtrage avec 2 différents niveaux de déformation initiale : 0.4 et 1.0 %.....	84

Figure 4.5 : Erreur quadratique moyenne estimée à partir de la déformation calculée par flux optique simple pour les 3 modèles de fenêtrage avec 2 différents niveaux de déformation initiale : 0.4 et 1.0 %.....	85
Figure 4.6 : Déformations théoriques et calculées pour une paire d'image générée avec le modèle de ressorts 1D pour 0.4 % de déformation initiale. En haut, les algorithmes de la SDA et du flux optique simple sont comparés aux valeurs théoriques attendues. En bas, les algorithmes du flux optique avec étirement temporel et du flux optique avec estimation non-linéaire sont comparés aux valeurs théoriques attendues. Les valeurs calculées sont estimées à partir d'une moyenne sur 30 lignes RF.....	86
Figure 4.7 : Erreur quadratique moyenne entre la déformation théorique et la déformation estimée par différents algorithmes pour 0.4 % de déformation globale. En haut, l'erreur quadratique moyenne est calculée pour les algorithmes de la SDA et du flux optique simple. En bas, l'erreur est calculée pour les algorithmes du flux optique avec étirement temporel et du flux optique avec estimation non-linéaire sont comparés aux valeurs théoriques attendues. Les valeurs calculées sont estimées à partir de la déformation moyenne sur 30 lignes RF.....	87
Figure 4.8 : RSB _e de l'estimation de la déformation pour les différents algorithmes sur un modèle de ressorts 1D, avec un échantillon de 30 lignes RF et une déformation initiale de 0.4 %.....	88
Figure 4.9 : Déformations théoriques et calculées pour une paire d'images générée avec le modèle de ressorts 1D pour 1.0 % de déformation globale. En haut, les résultats des algorithmes de la SDA et du flux optique simple sont comparés aux valeurs théoriques attendues. En bas, les algorithmes du flux optique avec étirement temporel et du flux optique avec estimation non-linéaire sont comparés aux valeurs théoriques attendues. Les valeurs calculées sont estimées à partir d'une moyenne sur 30 lignes RF.....	89
Figure 4.10 : Erreur quadratique moyenne entre la déformation théorique et la déformation estimée par différents algorithmes pour 1.0 % de déformation globale. En haut, l'erreur quadratique moyenne est calculée pour les algorithmes de la SDA et du flux optique simple. En bas, l'erreur est calculée pour les algorithmes du flux optique avec étirement temporel et du flux optique avec estimation non-linéaire sont comparés aux valeurs	

théoriques attendues. Les valeurs calculées sont estimées à partir de la déformation moyenne sur 30 lignes RF	90
Figure 4.11 : RSB _e d'estimation de la déformation pour les différents algorithmes sur un modèle de ressorts 1D, avec un échantillon de 30 lignes RF et une déformation globale de 0.4 % ..	91
Figure 4.12 : Filtre de déformation pour les images générées à partir du modèle de ressorts 1D pour 5 algorithmes différents avec des déformations globales allant de 0,4 % à 2,0 % ..	92
Figure 4.13 : Élastogrammes (cartes des déformations) pour le modèle de l'inclusion circulaire avec 0.5 % de déformation globale. En haut, à gauche, on peut voir le champ de déformation théorique. Les 5 autres graphiques sont les champs de déformations calculés par les algorithmes de reconstruction	95
Figure 4.14 : Erreur quadratique entre la déformation théorique et les déformations calculées à la figure 4.13.	96
Figure 4.15 : Erreur quadratique sur la déformation estimée de la ligne du milieu de l'inclusion circulaire pour 0.5 % de déformation globale. L'algorithme utilisé ici est le flux optique simple. À remarquer, les deux grands pics qui correspondent au contour de l'inclusion circulaire et à une zone de grande variation de la déformation.....	97
Figure 4.16 : Comparaison des déformations théoriques et mesurées pour la ligne du milieu de l'inclusion circulaire pour différents algorithmes avec 0.5 % de déformation globale.....	98
Figure 4.17 : Rapport signal sur bruit élastographique de la mesure de la déformation avec 5 algorithmes différents pour des valeurs de déformation globale allant de 0.3 % à 1.3 %.	100
Figure 4.18 : Cartes de déformation mesurées par flux optique simple.....	102
Figure 4.19 : Déformation estimée pour 0.6 % de déformation globale pour 3 algorithmes différents. En haut, l'utilisation du flux optique simple donne des zébrures nettement visibles. Au milieu et en bas, les algorithmes de flux optique avec étirement temporel et flux optique avec estimation non-linéaire permettent d'estomper grandement ces zébrures.	103
Figure 4.20 : Déformation estimée par flux optique simple pour une déformation globale de 0.5 %.....	105
Figure 4.21 : Carte de la compliance axiale d'un fantôme à bande de différentes rigidités.	107
Figure 4.22 : Élastogrammes de la déformation axiale pour le modèle des bandes de différentes rigidités avec 4 algorithmes pour 0.4 % de déformation axiale.	108

Figure 4.23 : Rapport signal sur bruit élastographique de la déformation mesurée par les 4 algorithmes pour le fantôme des bandes de différentes rigidités. La déformation globale va de 0.4 % à 2.0 %.....	109
Figure 4.24 : Valeurs théoriques des 4 paramètres de déformation pour l'inclusion circulaire avec 0.5 % de déformation globale.	110
Figure 4.25 : Paramètres de déformation mesurés par flux optique simple pour 0.5 % de déformation.	112
Figure 4.26 : Paramètres de déformation mesurés par flux optique avec étirement temporel pour 0.5 % de déformation.	113
Figure 4.27 : RSBe pour les 4 algorithmes des 4 paramètres du champ de déplacement pour des déformations globales allant de 0.5 % à 2.0 %. En haut à gauche, ux ou la déformation latérale. En haut à droite, uy ou le cisaillement latéral/axial. En bas à gauche, vx ou le cisaillement axial/latéral. En bas à droite, vy ou la déformation axiale.	115
Figure 4.28 : Paramètres de déformation mesurés par flux optique simple pour 0.5 % de déformation avec un ré-échantillonage latéral 4 fois plus élevé.	117
Figure 4.29 : Paramètres de déformation mesurés par flux optique avec étirement temporel pour 0.5 % de déformation avec un ré-échantillonage latéral 4 fois plus élevé.	118
Figure 4.30 : RSBe pour les 4 algorithmes des 4 paramètres du champ de déplacement pour des déformations globales allant de 0.5 % à 2.0 % avec ré-échantillonage latérale (résolution multipliée par 4). En haut à gauche, ux ou la déformation latérale. En haut à droite, uy ou le cisaillement latéral/axial. En bas à gauche, vx ou le cisaillement axial/latéral. En bas à droite, vy ou la déformation axiale.....	119
Figure 4.31 : Champ de vitesse axial pour 2.0 % de déformation globale et 3 valeurs différentes de lissage.	121
Figure 4.32 : Champ de déformation axial calculé à partir du champ de vitesse axial pour 2.0 % de déformation globale et 3 valeurs différentes de lissage.....	122
Figure 5.1 : Photo du HDI1000 et de la sonde utilisée pour les mesures, L7-4 40 mm.....	126
Figure 5.2 : Région d'une image utilisée pour estimer les paramètres du transducteur.....	127
Figure 5.3 : Estimation des paramètres du transducteur L7-4 en utilisant les signaux RF.	127
Figure 5.4 : Fantôme de bandes de rigidité différente. À gauche, le fantôme de 3 bandes avec leur rigidité relative et, à droite, l'image ultrasonore mode B obtenue à partir du fantôme.	

La première bande est relativement souple, la deuxième est très rigide et la troisième est très souple.....	128
Figure 5.5 : Résultat de l'analyse par flux optique pour une paire d'images en mode B avec ré-échantillonage latéral d'un facteur 4. Les 6 paramètres θ sont affichés.....	130
Figure 5.6 : Résultat de l'analyse par flux optique avec étirement temporel pour une paire d'images en mode B avec ré-échantillonage latéral d'un facteur 4. Les 6 paramètres sont affichés.	131
Figure 5.7 : Résultat de l'analyse par intercorrélation pour une paire d'images en mode B avec ré-échantillonage latéral d'un facteur 4. Les déformations axiale et latérale sont affichées.	132
Figure 5.8 : Résultat de l'analyse par intercorrélation sur une moyenne des estimations de déformation de 4 paires d'images en mode B avec ré-échantillonage latéral d'un facteur 4. Les déformations axiale et latérale sont affichées.....	132
Figure 5.9 : Fantôme d'élasticité 49 formé d'inclusions sphériques de différentes élasticités. Ici, seulement 2 des 8 sphères sont illustrées.	133
Figure 5.10 : Cartes des déformations latérale et axiale obtenues par intercorrélation sur une paire d'images en mode B provenant du fantôme à inclusion sphérique.	134
Figure 5.11 : Paramètres θ du champ de vitesse obtenus par flux optique sur une paire d'images en mode B provenant du fantôme à inclusion sphérique.....	135
Figure 5.12 : Image mode B du biceps brachii. Le sujet effectue un mouvement de supination.	136
Figure 5.13 : Cartes des déformations latérale et axiale obtenues par intercorrélation sur une paire d'images en mode B provenant d'un biceps en contraction.....	137
Figure 5.14 : Paramètres du champ de vitesse obtenus par flux optique sur une paire d'images en mode B provenant d'un biceps en contraction.	138
 Figure I.1 : Partitionnement des neurones moteurs. Tiré de (English, Wolf et al. 1993).....	150
Figure I.2 : Segments supposés du deltoïde: D1 à D7 (Wickham and Brown 1998).....	150
Figure I.3 : Dissection du biceps faite par Segal. Les branches du nerf musculo-cutané sont isolées. Tiré de (Segal 1992). Les parties numérotées sont : (1) la portion courte du biceps, (2) la portion longue du biceps et (3) crus de l'insertion du tendon.	151

Figure I.4 : Vue postérieure du biceps. Le nerf musculo-cutané et ses subdivisions y est isolé. Les * marquent les compartiments neuromusculaires hypothétiques. Tiré de (Segal 1992).	152
Figure I.5 : Vue en coupe du bras. En rouge, le biceps brachii (Gray 1918).	154
Figure II.1 : Filtre de déformation théorique.....	156

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

Organismes

FDA Food & Drug Association (États-Unis)

Anatomie / Physiologie

ATP	Adénosine triphosphate
BB	<i>Biceps Brachii</i>
EMG	Électromyographie
MMG	Mécanomyographie
MN	Motoneurone
PA	Potentiel d'action
TB	<i>Triceps Brachii</i>
UM	Unité motrice

Mécanique

ϵ	Déformation
σ	Contrainte
k	Constante d'élasticité
η	Constante de viscosité
K	Module de compression
μ	Module de cisaillement
E	Module d'Young
λ	Premier paramètre de Lamé
M	Module de l'ondeP
ν	Coefficient de Poisson
ρ	Densité
C	Compliance
H	Réponse impulsionnelle du transducteur
T	Réponse acoustique du tissu
I	Intensité de l'image
RF	Radiofréquence
F	Force

Z	Impédance acoustique
v_s	Vitesse de propagation de l'onde de cisaillement
c	Vitesse du son
P	Pression
f	Fréquence
ω	Fréquence angulaire
δ	Fonction de Dirac
c_s	Vitesse de la phase
t	Temps
a	Échogénécité
y	Position dans la direction axiale du faisceau
x	Position dans la direction latérale du faisceau
z	Position dans la direction hors-plan (profondeur)
μ_1	Élasticité en cisaillement
μ_2	Viscosité en cisaillement
α	Coefficient d'absorption acoustique
ΔT	Variation de température
γ	Chaleur massique
L	Intensité du faisceau acoustique
Θ	Fonction de bruit
g,h	Fonctions de la trajectoire directe
$g-1, h-1$	Fonctions de la trajectoire inverse
M	Matrice de rotation et mise à l'échelle
T	Matrice de translation
RSBe	Ratio signal sur bruit élastographique ou filtre de déformation

Statistique

Γ	Fonction d'intercorrélation
SDA	Somme des différences absolues
MDA	Moyenne des différences absolues
$F\{\}$ ou \hat{X}	Transformée de Fourier de X
O(X)	Termes d'ordre X d'une fonction

I_{post}	Image post-compression
I_{pre}	Image pré-compression

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE I – DIFFERENCIATION FONCTIONNELLE MUSCULAIRE	149
ANNEXE II – FILTRE DE DÉFORMATION	155

INTRODUCTION

Au cours des vingt dernières années, les connaissances sur l'anatomie et la physiologie des muscles squelettiques ont grandement évolué. Ceci est dû en grande partie à l'utilisation de modalités d'imagerie médicale telles la résonance magnétique nucléaire, l'ultrasonographie et l'échographie Doppler. Grâce au caractère non invasif et non ionisant de ces outils d'imagerie, de précieuses données anatomiques et fonctionnelles ont pu être acquises *in vivo*.

Des avancées ont aussi lieu au niveau de l'anatomie et de la physiologie musculaire. Ainsi, la découverte par English et Weeks (1984) de compartiments musculaires chez le chat a ouvert de nouvelles voies de connaissances et d'interprétations de l'activité musculaire. Au niveau physiologique, il a été démontré que dans le *biceps brachii* humain, un muscle multifonctionnel, le territoire d'une unité motrice se concentrerait dans une région du muscle, ce qui permet d'en faire un usage sélectif (ter Haar Romeny, van der Gon, & Gielen, 1984). Une telle organisation neuromusculaire a aussi été trouvée dans d'autres muscles du bras (Segal, 1992). Ces travaux suggèrent que les muscles des mammifères seraient composés de sous-éléments appelés compartiments neuromusculaires permettant d'assurer un contrôle plus fin et précis des articulations et d'optimiser la force produite.

Il serait utile de pouvoir localiser de façon non invasive ces compartiments lors de contractions impliquant diverses positions de la main, car alors il serait possible de développer une approche expérimentale pour mettre volontairement sous tension chacun de ces compartiments. Cette approche pourrait par la suite être utilisée par des personnes ayant subi une amputation au niveau du membre supérieur pour commander une prothèse myoélectrique leur permettant de réaliser au quotidien divers mouvements de la main qui sont importants pour leur autonomie.

Ce travail porte précisément sur l'étude d'une méthode pour localiser les zones de tension dans un muscle. La méthode retenue est l'élastographie. Cette méthode d'imagerie cartographie les propriétés mécaniques des tissus mous, en particulier la rigidité; dans ce cas, la cartographie porte le nom d'élastogramme. Or pour les muscles, il a été démontré que plus le niveau de

contraction est élevé, plus le muscle est rigide par rapport à son état de repos. L'élastographie serait donc la technique toute désignée pour identifier les régions de contractions musculaires.

Plus précisément, nous utiliserons l'élastographie ultrasonore. Celle-ci fait appel à l'échographie pour l'acquisition des données. Plusieurs raisons justifient ce choix. L'échographie a pour avantage d'être non invasive, peu coûteuse par rapport à d'autres techniques élastographiques (notamment celles utilisant la résonance magnétique) et peut se faire en temps réel. De plus, une expertise dans ce domaine a été développée au laboratoire d'imagerie de l'Institut de génie biomédical dont l'infrastructure de recherche est bien adaptée à l'étude de la contraction musculaire.

L'élastographie implique une perturbation mécanique du milieu à analyser, puis un calcul de mouvement à partir de l'analyse des différences entre les images obtenues avant et après l'application de la perturbation. Les méthodes utilisées ici pour estimer le mouvement font appel à des calculs de similarité (par ex. l'intercorrélation) entre les signaux pré- et post-perturbation ainsi qu'à des calculs de flux optique. Ces méthodes sont conjuguées dans des algorithmes itératifs avec réinsertion du mouvement estimé pour effectuer un recalage de l'image post-compression.

La première partie de ce travail consiste en un tour d'horizon de la littérature sur le mécanisme de contraction musculaire, les méthodes d'imagerie existantes et le concept de l'élastographie. Le deuxième chapitre expose les principaux modèles utilisés pour comprendre l'élastographie ultrasonore, les méthodes de calculs généralement utilisées pour cartographier la rigidité et enfin les outils pour évaluer la précision de la mesure.

Le troisième volet de ce travail détaille différents algorithmes développés pour le calcul des élastogrammes. Ensuite, ces algorithmes seront appliqués à des images de synthèse dans le but d'évaluer leurs performances, notamment au niveau de la justesse et de la précision des résultats obtenus. Dans la dernière partie, des mesures seront prises sur des images ultrasonores de fantômes élastographiques, et finalement sur le biceps d'un sujet humain.

CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE

L'imagerie médicale est un domaine en effervescence et en continue évolution. Ainsi, ces dernières années, nous avons vu l'éclosion de plusieurs nouvelles méthodes d'imagerie pour cartographier les propriétés mécaniques des tissus biologiques. La connaissance de ces propriétés et de leur distribution spatiale permet de révéler des caractéristiques anatomiques et physiologiques des tissus, qui n'apparaissent pas avec les modalités d'imagerie usuelles.

Un des premiers objectifs visé par la caractérisation des propriétés mécaniques est d'aider au diagnostic de pathologies. En fait, c'est ce que la palpation a permis de faire depuis longtemps de façon **qualitative** pour la détection de masses tissulaires rigides en observant la réponse tactile à la pression appliquée. D'un point de vue **quantitatif**, ces observations peuvent être évaluées par des mesures directes sur des tissus excisés pour lesquels un diagnostic de pathologie a pu être établi. Par exemple, en mesurant la rigidité de différentes structures du sein *in vitro*, on a pu vérifier que, dans le cas de carcinome, la tumeur était beaucoup plus rigide que les autres structures environnantes. À titre illustratif, des valeurs d'un paramètre de rigidité de quelques tissus biologiques (leur module d'Young) sont présentées dans le tableau 1-1.

Tableau 1-1 : Modules d'Young de constituants mammaires *in vitro* à 5 % et 20 % de déformation (Krouskop, Wheeler, Kallel, Garra, & Hall, 1998)

Structure	Module de rigidité (kPa)	
	Déformation 5 %	Déformation 20 %
Graisse	19 ± 7	20 ± 6
Tissus glandulaires sains	33 ± 11	57 ± 19
Fibroadénome	107 ± 32	233 ± 59
Carcinome	93 ± 33	490 ± 112

De précieuses informations anatomiques peuvent également être déduites de la cartographie des propriétés mécaniques des tissus. À titre d'exemple, citons les observations faites par Ophir et al. (2000) sur un rein ovin *in vitro*, qui révèlent de façon éloquente les différences de rigidité parmi les structures du rein. La figure 1.1 montre trois images de l'organe : échographie, cartographie de la rigidité des tissus rénaux et photographie de la coupe anatomique

correspondante. Cette cartographie montre bien une information anatomique qui n'est pas détectable dans l'échographie classique.

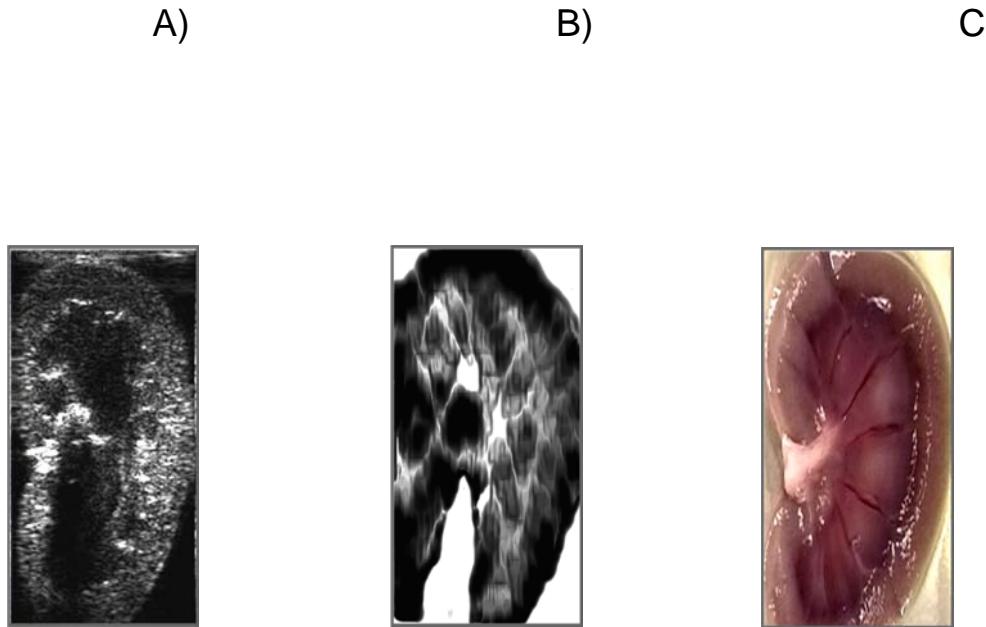


Figure 1.1 : Imagerie d'un rein ovin *in vitro*. En A, une image échographique du rein *in vitro*; en B, sa cartographie de rigidité obtenue avec 0.5 % de déformation; et en C la photographie de la coupe anatomique correspondante (Ophir, et al., 2000). En clair, on voit les parties les moins rigides comme les zones à la base des colonnes de Bertin, et en foncé, les parties les plus rigides comme le cortex rénal et les pyramides médullaires.

L'étude des propriétés mécaniques permet aussi d'obtenir des informations quant à la physiologie ou à la fonctionnalité de l'organe. Pour certains organes comme les muscles squelettiques, le niveau de rigidité est fonction du niveau d'activité ou de contraction. Ceci peut être observé indirectement en mesurant la vitesse de propagation de l'onde de cisaillement, laquelle est directement reliée au module d'Young. On montre au tableau 1-2 que la vitesse augmente avec la masse de chargement et avec l'étirement du muscle à mesure que l'angle de flexion du genou s'accroît.

Tableau 1-2 : Vitesse de propagation (m/s) d'une onde de cisaillement de 30 Hz dans le quadriceps en fonction de l'angle de flexion du genou et de la masse de chargement (Levinson, Shinagawa, & Sato, 1995)

Angle de flexion du genou (degrés)	Masse de chargement (kg)		
	0.0	7.5	15
0	1.3 ± 0.4	2.2 ± 0.6	3.5 ± 1.3
45	1.4 ± 0.4	3.1 ± 1.1	4.5 ± 2.1
90	1.7 ± 0.3	3.1 ± 1.1	3.5 ± 1.2

L'objectif de ce projet est de localiser, dans un gros muscle sous tension, la ou les zones de contraction. Pour les personnes amputées du membre supérieur, une telle information faciliterait l'utilisation de prothèses myoélectriques à plusieurs degrés de liberté. Un exemple d'une prothèse dotée de sept degrés de liberté est présenté à la figure 1.2. Le contrôle d'une telle prothèse requiert 7 paires de signaux électromyographiques (EMG) captés par des électrodes appliquées sur la peau au-dessus des muscles que la personne peut contracter. Pour pleinement profiter de la performance de ces prothèses, il faut donc disposer d'un nombre important de sites de contrôle. Malheureusement, ceci n'est pas possible chez les sujets où une sévère amputation n'a pu préserver un nombre suffisant de muscles utilisables pour la commande myoélectrique.

Une solution au problème du faible nombre de sites de commande disponibles serait de faire appel à certaines propriétés contractiles locales de muscles de forte taille, propriétés qui seront présentées plus en détail plus loin. D'un point de vue fonctionnel, ces muscles sont en effet subdivisés en sous-régions ou compartiments, chacun étant une source d'un signal myoélectrique ayant le potentiel de commander l'action d'un des degrés de liberté de la prothèse. Pour pouvoir utiliser ce potentiel, il faut toutefois être en mesure de connaître la relation entre la commande volontaire du sujet et l'activité de l'un ou de l'autre des compartiments. Ce travail s'adresse précisément à cette problématique en combinant des mesures d'élasticité des muscles du bras avec des mesures EMG en vue de localiser les zones de contraction dans le *biceps* (BB) et éventuellement au niveau du *triceps brachii* (TB) selon le mouvement effectué par la main ou le bras. On cherche à démontrer qu'il est possible pour un sujet normal de volontairement mettre en tension chacun des compartiments de ces muscles.

Une telle possibilité pourrait ensuite être exploitée par une personne amputée pour actionner une prothèse myoélectrique semblable à celle de la figure 1.2.

Le projet s'appuie donc sur la fusion de deux modalités d'acquisition de données physiologiques, l'une étant l'électromyographie, l'autre l'élastographie. Dans les deux cas, une bonne compréhension de l'anatomie et de la physiologie musculaire est un prérequis au développement de la méthode. Ceci fait l'objet de la prochaine section.



Figure 1.2 : Prothèse artificielle du membre supérieur disposant de sept degrés de liberté (Tenore et al., 2008).

1.1 Anatomie et physiologie musculaire du bras

Les notions d'anatomie et de physiologie musculaire présentées ici sont tirées principalement du livre *Physiologie Humaine* par Vander, Sherman, Luciano et Brière (1995). On présente aussi une vue d'ensemble de certains facteurs qui pourraient influencer nos mesures de contractions musculaires.

Pour une prothèse du membre supérieur, les principaux muscles d'intérêt sont le BB et le TB qui sont illustrés à la figure 1.3. Le biceps et le triceps sont des muscles antagonistes. Ainsi, lors d'une flexion au niveau du coude, le biceps se contracte, rapprochant l'avant-bras du bras, tandis que lors d'une extension, c'est le triceps qui se contracte et éloigne l'avant-bras du bras. Plusieurs autres muscles contribuent au mouvement du bras et à la stabilisation, mais comme ils sont localisés plus en profondeur, leur activité est plus difficile à capter en surface.

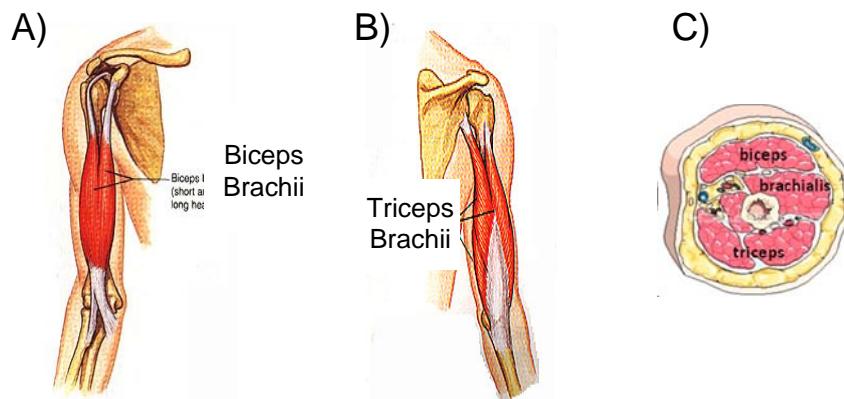


Figure 1.3 : Illustration anatomique du biceps brachii (a) et du triceps brachii (b). En c, vue en coupe du bras juste au-dessous du coude. Illustration de muscles, de l'os (humérus), des veines et artères, de la couche de gras et de la peau. (a et b sont tirées du site <http://www.physioweb.org/IMAGES>; c est adapté de l'image Sa204014 du site www.fotosearch.com (consulté le 18 janv. 2011)).

1.1.1 Mécanisme de la contraction au niveau d'une fibre

Les muscles sont composés de fibres qui sont des éléments contractiles. Il s'agit de cellules allongées composées principalement de filaments de myosine et d'actine. Ce sont ces deux protéines qui jouent un rôle essentiel dans la production de la contraction musculaire.

Les fibres musculaires squelettiques (c.-à-d. reliées au squelette) sont sous notre contrôle volontaire via l'activation de neurones moteurs, aussi appelés motoneurones (MN). Lorsqu'un MN est activé, il y a libération d'ions Ca^{++} le long des fibres musculaires qui y sont reliées. En présence de Ca^{++} , la myosine et l'actine se lient naturellement entre elles et, grâce à l'énergie de l'ATP (adénosine triphosphate), il y a des cycles d'attachement-détachement qui permettent aux filaments de myosine et d'actine de se chevaucher et donc de réduire la longueur du muscle. Lorsque le Ca^{++} est retiré du voisinage des filaments par une pompe activée par l'ATP, la contraction cesse, le muscle se relâche et le calcium est retourné dans un réservoir pour permettre au cycle de se répéter chaque fois que le MN produit un potentiel d'action (PA).

Chaque PA entraîne une contraction isolée, appelée secousse. Lorsque plusieurs PA sont produits dans un court laps de temps, la tension de chaque secousse s'additionne aux

précédentes jusqu'à atteindre un maximum de tension, appelé tétanos. Ce phénomène porte le nom de sommation temporelle et est illustré à la figure 1.4, où on peut observer qu'il y a un délai entre le stimulus et la secousse, et un délai entre le début de la contraction et l'atteinte du tétanos.

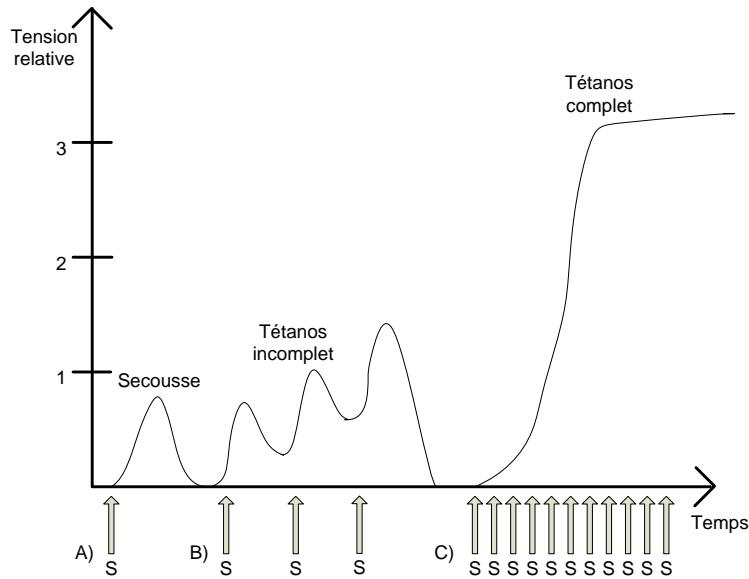


Figure 1.4 : Contractions isométriques à partir de stimuli successifs. En A, une secousse isolée ; en B, des stimuli à une fréquence de 100 ms ; et en C, des stimuli à tous les 10 ms (Vander, et al., 1995).

1.1.2 Mécanisme de la contraction au niveau du muscle entier

Les muscles squelettiques sont formés d'un grand nombre de fibres regroupées en unités motrices (UM). Chaque UM est sous le contrôle d'un MN. Les UM possèdent différentes caractéristiques en fonction du type de fibres qui les composent : contraction rapide ou lente, et nature de l'énergie consommée lors de la contraction. Certaines fibres utilisent la glycolyse, alors que d'autres possèdent beaucoup de mitochondries et peuvent générer de l'énergie par phosphorylation oxydative. La figure 1.5 montre le trajet que doit parcourir l'influx nerveux de la moelle épinière jusqu'aux fibres musculaires. Aussi, on peut y constater que le nerf peut atteindre plusieurs UM qui peuvent à leur tour faire contact avec plusieurs fibres musculaires.

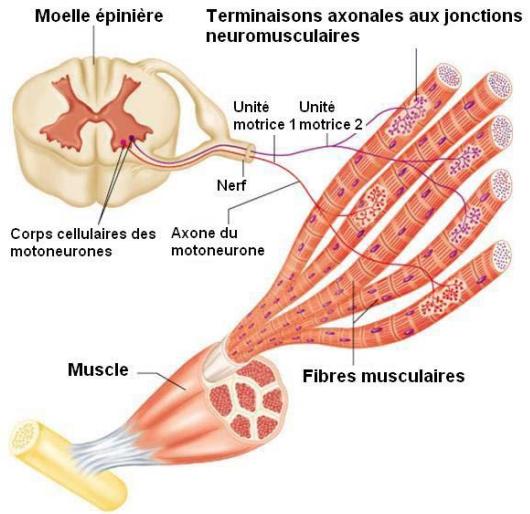


Figure 1.5 : Lien entre le neurone moteur et les fibres musculaires (tiré du site <http://www.baileybio.com/plogger/?level=picture&id=239>).

Globalement, il y a trois types de contractions. La **contraction isométrique** implique que les fibres musculaires ne subissent aucun raccourcissement alors que la tension varie. La **contraction isotonique** provoque un raccourcissement du muscle sans que la tension ne change. Le dernier type de contraction, l'**étirement passif**, suppose qu'une charge étire le muscle en dépit de la force qui lui est opposée. Lors de l'expérimentation, des contractions isométriques seront utilisées, car elles posent moins de problèmes associés au changement de longueur des muscles relativement à la position des électrodes de captation du signal en surface.

1.1.3 Facteurs influençant la tension engendrée par la contraction musculaire

Dans le but d'obtenir des mesures fiables, il faut prendre en compte divers facteurs.

La fatigue musculaire : on sait que les contractions de forte intensité ou de très longue durée ne peuvent être maintenues indéfiniment, car il se développe un phénomène de fatigue qui empêche le maintien constant de la force désirée. Les expériences impliquant plusieurs contractions (par exemple pour recueillir les données nécessaires à une analyse statistique) procéderont généralement avec des durées de contraction et de repos qui vont éviter la fatigue musculaire pouvant fausser les résultats.

La longueur optimale : c'est la longueur à laquelle une fibre produit la plus grande tension possible compte tenu du nombre de sites d'interaction entre l'actine et la myosine. Cette longueur se situe à 60 % ou 75 % de la longueur maximale d'un muscle.

1.1.4 Différenciation fonctionnelle musculaire

La physiologie des muscles est complexe, car il ne s'agit pas seulement de simples sources de force servant à déplacer un membre. D'abord, il y a la composition des muscles : par exemple, on sait que les muscles assurant la posture ont une plus grande densité de fibres à contraction lente qui sont résistantes à la fatigue, tandis que les muscles devant exercer une grande force sont composés d'une grande concentration de fibres à contraction rapide et qui se fatiguent aussi plus rapidement. Ensuite il y a l'organisation même des fibres musculaires : les muscles seraient subdivisés en compartiments qui ont chacun un rôle spécifique à jouer pour le contrôle d'une articulation. Enfin il y a leur contrôle : le système nerveux central pourrait commander certains segments spécifiques du muscle pour assurer un contrôle plus fin et précis du mouvement, et optimiser la force exercée sur une articulation (Gorelick & Brown, 2007).

Ces connaissances ont initialement été obtenues à partir de la dissection de cadavres; au tournant des années 70, des études histochimiques ont permis de démontrer que des régions d'un muscle étaient composées de différentes proportions de fibres à contraction rapide ou lente, et de fibres glycolitiques ou oxydatives (English, Wolf, & Segal, 1993).

Les premiers à mettre en évidence le concept de compartiment musculaire ont été English et Weeks (1984). En stimulant électriquement différents MN innervant le muscle gastrocnémien latéral (GL) d'un chat, ils ont démontré que les fibres musculaires associées aux MN stimulés ne se retrouvaient que dans un seul compartiment du muscle. De plus, les compartiments de ce muscle ont différentes proportions de types de fibres musculaires et chaque compartiment est innervé par un certain ensemble de MN à l'intérieur du noyau moteur associé au GL (English, et al., 1993), d'où l'hypothèse de la compartmentalisation.

On trouve aussi des compartiments chez l'humain. Ainsi, le deltoïde serait formé de sept segments qui ont des rôles variés : effecteur primaire, « synergiste », stabilisateur ou tout simplement antagoniste (Wickham & Brown, 1998). L'effecteur primaire amorce le mouvement, alors que le synergiste apporte l'énergie pour poursuivre ce mouvement. Le stabilisateur ou antagoniste assure le contrôle du mouvement en venant apporter une rétroaction négative. Ici, les chercheurs ont d'abord isolé les compartiments à partir de dissections de plusieurs deltoïdes. Par la suite, une première batterie de tests ont été effectués avec des électrodes positionnées sur les sites présumés des compartiments. Pour différencier le rôle de chaque segment, ils ont fait exécuter différents mouvements tout en mesurant leur activité EMG. Finalement, une deuxième étude à l'aide de la mécanomyographie avec positionnement au laser est venue appuyer les données de la première expérience.

En 1992, à l'aide de la dissection de biceps de cadavres, Segal a isolé les branches du nerf musculo-cutané qui innerve le BB, et a découpé le muscle en suivant le tracé de ce nerf (figure 1.6). La vue postérieure permet de voir assez nettement des segments du biceps qui en constituaient les compartiments neuromusculaires.

En présumant l'existence de compartiments dans le biceps, nous nous sommes fixé comme objectif de vérifier si ces compartiments pouvaient être indépendamment mis sous contraction lors d'une action volontaire. La question qui se pose maintenant est celle de la mesure et de la détection de ce type de contraction. C'est le sujet de la section suivante.

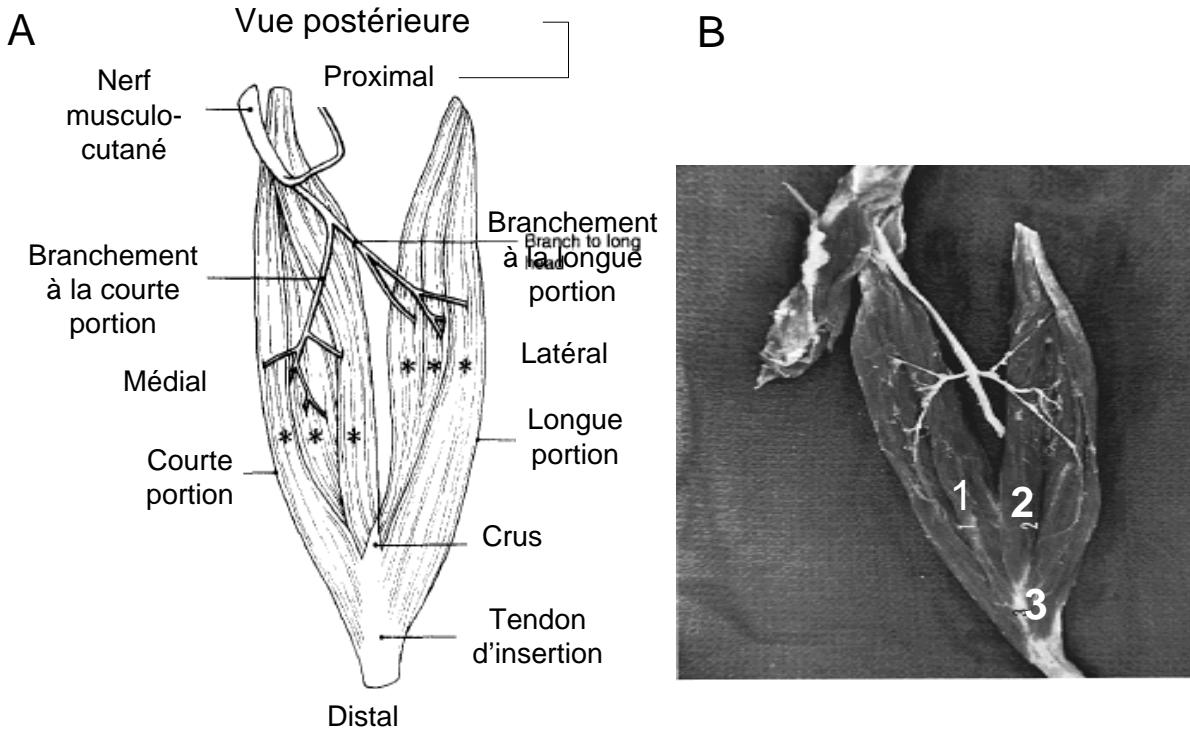


Figure 1.6 : En A, la vue postérieure du biceps. Le nerf musculo-cutané et ses subdivisions y sont isolés. Les * marquent les compartiments neuromusculaires hypothétiques (tiré de Segal (1992)). En B, la dissection du biceps faite par Segal. Les branches du nerf musculo-cutané sont isolées (tiré de Segal (1992)). En 1, la portion courte du biceps ; en 2, la portion longue du biceps ; et en 3, le crus de l'insertion du tendon.

1.2 Méthodes de mesure de l'activité musculaire

Cette section décrit les méthodes de détection de la contraction musculaire, ce qu'elles mesurent, leurs forces et leurs faiblesses.

1.2.1 Électromyographie

L'électromyographie est la technique de référence pour mesurer l'activité musculaire, le plus fréquemment en utilisant des paires d'électrodes placées à la surface de la peau au-dessus des muscles à étudier (Aminoff, 1987). Ces électrodes enregistrent la différence de potentiel (de l'ordre de la dizaine de μV) causé par les flux ioniques dans les fibres musculaires (Bolek, 2010). Chaque paire d'électrodes est reliée à un amplificateur différentiel ayant un haut taux de réjection en mode commun pour réduire les interférences. L'amplitude du signal EMG recueilli

est d'autant plus grande que la distance entre les électrodes à la surface et les fibres musculaires actives est petite.

Ces signaux EMG rendent possible l'observation de la durée et de l'intensité des contractions en fonction du temps. Pour obtenir un portrait plus complet de l'activité musculaire, on utilisera quelques fois une matrice d'électrodes couvrant une partie d'un ou de plusieurs muscles. Avec des électrodes de surface, on ne peut pas déceler l'activité de fibres musculaires situées en profondeur, car l'amplitude du signal est faible et se confond avec le bruit de fond. Des électrodes en forme d'aiguilles insérées dans le muscle sont parfois utilisées, souvent chez l'animal et beaucoup plus rarement chez les sujets humains.

1.2.2 Mécanomyographie/Accéléromyographie

Il s'agit ici de mesurer les déformations mécaniques associées à l'activité des muscles. Un déplacement est généralement visible à l'œil nu lors d'une contraction, mais il est possible d'avoir une plus grande précision en utilisant des microphones, des senseurs piézoélectriques ou des accéléromètres. Par exemple, en fixant une série de capteurs accélérométriques sur la peau recouvrant le *vastus lateralis* (une partie du quadriceps), des chercheurs ont pu mesurer le niveau de contraction du muscle soumis à plusieurs niveaux de charge (Sabra, Conti, Roux, & Kuperman, 2007).

L'utilisation de laser pour mesurer l'amplitude du mouvement des muscles en contraction a aussi donné de bons résultats pour estimer l'activité des segments du deltoïde pour différents mouvements (Gorelick & Brown, 2007). Dans une autre étude, il a été démontré qu'en utilisant des stimulations électriques pour assurer une contraction maximale, la mécanomyographie offre des mesures très semblables à celles obtenues par l'électromyographie.

Les deux techniques de mesure décrites ci-dessus ont pour avantage d'offrir une mesure relativement précise de la contraction musculaire tout en n'étant pas invasives. Par contre, il est difficile de localiser spatialement les sources d'activités pour le volume conducteur dans lequel

elles se trouvent. Ceci est particulièrement vrai pour les fibres musculaires situées en profondeur.

Pour localiser les sources ou du moins les régions d'activité, nous proposons de mesurer des propriétés mécaniques du muscle en contraction. Pour ce faire nous allons utiliser l'élastographie, une technique née au tournant des années 80 et 90, à travers les travaux de Michel Bertrand (Bertrand, Meunier, Doucet, & Ferland, 1989) et de ceux de Jonathan Ophir (Ophir et al., 1995). Avant d'expliquer en détail cette technique, on doit d'abord expliquer ce qu'on entend spécifiquement par propriétés mécaniques, quelle est leur relation avec la contraction musculaire, et comment on peut les mesurer.

1.3 Propriétés mécaniques des matériaux élastiques et visqueux

Pour bien comprendre ce qu'est l'élastographie, il faut maîtriser ce que la mesure des propriétés mécaniques peut apporter comme information. Pour des matériaux élastiques linéaires en déformation uniaxiale, la loi de Hooke décrit la relation entre la déformation ε , et la contrainte, σ , comme étant une relation linéaire où la constante de proportionnalité est le module d'Young E :

$$\sigma = E\varepsilon \quad (1.1)$$

Suite à l'application d'une contrainte externe, l'unique force de réaction dans ce modèle provient de cette réponse élastique, et ni la force inertielle ni celle reliée à la vitesse n'entrent en jeu. Le modèle hookéen linéaire peut s'appliquer à un tissu soumis à une faible déformation quasi statique. Par ailleurs, en charge dynamique, le comportement d'un matériau visqueux est décrit par une loi linéaire reliant la contrainte à la dérivée temporelle de la déformation $\dot{\varepsilon}$ étant la constante de proportionnalité appelée viscosité :

$$\sigma = \eta \frac{\partial \varepsilon}{\partial t} \quad (1.2)$$

Les modèles de Kelvin-Voigt et de Maxwell combinent ces deux concepts pour modéliser le comportement des matériaux visco-élastiques. Ces modèles sont illustrés à la figure 1.7. Le premier correspond à l'arrangement parallèle d'un ressort hookéen et d'un amortisseur. La contrainte nette résultant d'une déformation viscoélastique réversible du solide est décrite par la somme des contraintes hookéenne et visqueuse, soit :

$$\sigma(t) = E\varepsilon(t) + \eta \frac{d\varepsilon(t)}{dt} \quad (1.3)$$

Le modèle de Maxwell emploie un ressort et un amortisseur également, mais disposés en série ; la relation entre la contrainte et la déformation est décrite par l'équation suivante :

$$\frac{1}{E} \frac{d\sigma}{dt} + \frac{\sigma}{\eta} = \frac{d\varepsilon}{dt} \quad (1.4)$$

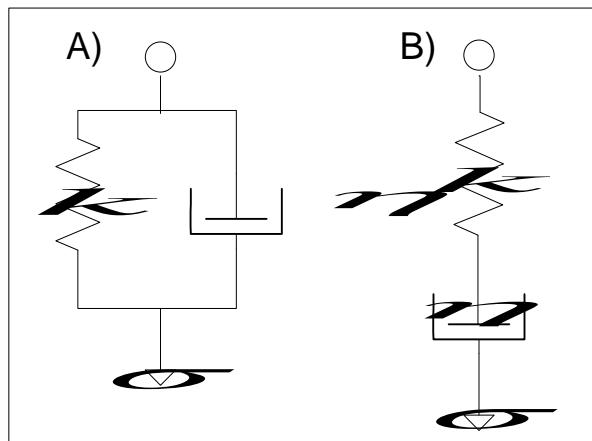


Figure 1.7 : Modèles de comportement élastiques et visqueux fréquemment utilisés. En A, le modèle de Kelvin-Voigt, et en B, le modèle de Maxwell (Cowin & Doty, 2007).

Plusieurs autres modèles sont utilisés pour décrire les tissus mous visco-élastiques. Le modèle Kelvin-Voigt avec une dérivée fractionnaire, qui est représenté par une équation semblable à l'équation (1.4) mais avec un ordre de dérivée plus élevé, a été utilisé pour établir le module

d'Young dans les tissus mous (Zhang et al., 2007). Des chercheurs se sont servis de deux éléments de Maxwell et d'un élément de Voigt tous en parallèle pour modéliser le comportement des muscles en contraction isotonique (Tamura & Saito, 2002).

Il est important de bien choisir le modèle du comportement, puisque certaines hypothèses qui en découlent pourraient ne pas être applicables dans certaines conditions expérimentales. Un exemple de modèle inapproprié serait un modèle purement élastique dans le cadre d'une expérience impliquant des ondes de cisaillement à haute fréquence, étant donné que de telles ondes subissent une forte atténuation due à la viscosité. Par ailleurs, le modèle purement élastique convient bien aux situations où une compression quasi statique est en jeu. La prochaine section détaille les concepts de cisaillement et de compression, et leurs applications respectives.

1.4 Onde de compression et onde de cisaillement

La contrainte exercée sur un matériau élastique isotrope peut être de deux natures : une contrainte de compression et une de cisaillement. La contrainte de compression résulte directement de la pression exercée axialement sur le matériau. La contrainte de cisaillement résulte de la torsion du matériau. Associées à ces deux types de contraintes, on trouve deux constantes élastiques fondamentales : le module d'élasticité à la compression isostatique, K , et le module de cisaillement, notéou G . Chacun de ces modules est responsable de l'emmagasinement et de la restauration d'énergie élastique. Ces mécanismes, compte tenu de la densité du matériau, déterminent la vitesse de propagation d'ondes, respectivement, de compression et de cisaillement. Pour les matériaux isotropes en chargement uni-axial, le module de cisaillement est celui qui est responsable de la rigidité

On considère généralement que les tissus mous sont quasi incompressibles. Ceci rend difficile l'identification des différentes structures du tissu sur la base de leur module de compression K . Comme le montre la figure 1.8, la situation est tout autre pour ce qui est du module de cisaillement, les tissus mous occupant une plage très grande de valeurs, allant de 10^3 à 10^{10} Pa.

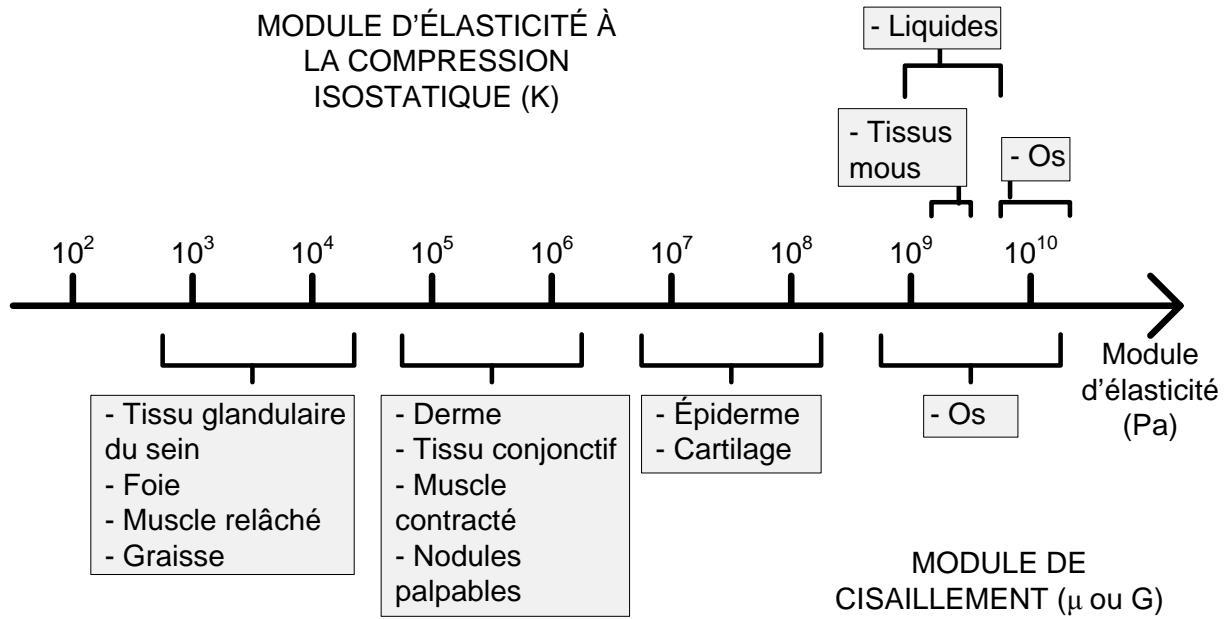


Figure 1.8 : Illustration des modules de cisaillement et de compression pour différentes structures du corps humain (tiré de Sarvazyan, Rudenko, Swanson, Fowlkes et Emelianov (1998)).

D'autres paramètres ou coefficients sont également utilisés pour décrire les propriétés élastiques des matériaux isotropes et homogènes : le module d'Young, E , le premier paramètre de Lamé, λ , et le coefficient de Poisson, v . Ces coefficients sont directement liés au module de cisaillement et au module d'élasticité à la compression isostatique présentés plus haut. Ils peuvent être déterminés en mesurant la vitesse de propagation, respectivement, d'ondes de cisaillement et d'ondes de compression.

La vitesse de propagation de l'onde de cisaillement, v_s , est déterminée par l'équation suivante :

$$v_s = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \quad (1.5)$$

où ρ est la densité du milieu, souvent présumée égale à 1000 kg/m^3 dans les tissus mous biologiques car ceux-ci sont constituées en grande partie d'eau. Dans ce cas, la vitesse de propagation de l'onde de cisaillement est de l'ordre de quelques mètres par seconde.

Le module de compression, K, est donné par la formule suivante, où c est la vitesse d'une onde de compression, qui, dans l'air, l'eau ou un tissu mou, est la vitesse du son :

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad (1.6)$$

La vitesse du son dans les tissus mous et les fluides biologiques est de l'ordre de 1500 mètres par seconde. Si on prend un milieu homogène, isotrope, linéaire et élastique, la connaissance de deux paramètres permet d'obtenir les trois autres. Ainsi, la relation entre le module d'Young, le module de cisaillement et le module de compression est donnée par l'équation :

$$\mu = \frac{3KE}{9K - E} \quad (1.7)$$

Cependant, avant d'appliquer cette relation, il faut s'assurer que les conditions expérimentales respectent les hypothèses précédentes. Par exemple, il est souvent possible de supposer qu'un tissu puisse être homogène et élastique lorsqu'on observe le comportement d'une zone suffisamment petite et qu'on impose une faible déformation pendant un court laps de temps.

1.5 Élastographie

Dans son sens le plus large, le terme élastographie désigne les méthodes d'imagerie des propriétés mécaniques des tissus biologiques. Tel que vu dans la section précédente, lorsqu'on soumet un corps déformable à une contrainte et qu'on en mesure la déformation induite, il devient possible d'estimer les paramètres des propriétés mécaniques. Pour un tissu mou non homogène et pour une contrainte appliquée uniformément, la déformation varie en fonction de la rigidité locale, ce qui permet de distinguer des structures que les méthodes d'imagerie conventionnelles ne peuvent souvent pas révéler.

Il existe deux « niveaux » de résolution de problèmes élastographiques. Le premier consiste à obtenir les déformations localisées suite à l'application de la contrainte ; la carte, l'image de ces

déformations, est appelée élastogramme. Le deuxième, considérant les hypothèses mécaniques et les modèles physiques présentés précédemment et utilisant les données du premier niveau, tente de retrouver les propriétés mécaniques caractéristiques du tissu : module d'Young, module de cisaillement ou coefficient de Poisson (Ophir, et al., 2000). Pour les besoins de ce travail, seul le premier niveau d'élastographie sera considéré, le deuxième étant plus complexe à mettre en œuvre.

On peut classer les méthodes élastographiques ultrasonores selon la manière avec laquelle la contrainte est exercée et selon le type de réponse observée et pour laquelle diverses techniques de mesures de mouvement sont utilisées.

- ***Élastographie sous compression externe ou endogène.*** Dans ce cas, la contrainte est imposée de façon externe au tissu ou encore par une pression endogène de manière à observer un déplacement en réponse à une compression quasi statique.
- ***Élastographie sous compression par pression de radiation.*** La contrainte est imposée par des conditions externes au tissu, mais en exerçant une pression interne pour observer la déformation en réponse à une compression quasi statique.
- ***Élastographie par onde de cisaillement en mode vibratoire.*** La contrainte provient d'une source de vibrations se propageant dans un tissu élastique ou viscoélastique sous forme d'une onde de cisaillement.
- ***Élastographie par onde de cisaillement en mode transitoire.*** La contrainte appliquée est de courte durée et pour un tissu élastique ou viscoélastique, la relaxation qui s'ensuit est sous forme d'une ondelette de cisaillement.

1.5.1 Élastographie sous compression externe ou endogène

L'élastographie ultrasonore classique telle que proposée par Ophir et al. (Ophir, Cespedes, Ponnekanti, Yazdi, & Li, 1991) utilise une compression quasi statique pour générer la contrainte. La compression est habituellement exercée selon l'axe de propagation des ultrasons. À l'aide d'une sonde ultrasonore, on enregistre deux images, l'une avant, l'autre après la compression. À partir de cette paire d'images, on va déterminer la déformation subie, par exemple en utilisant des techniques de localisation de *speckle* ultrasonore, communément

appelées *speckle tracking*. On en arrive à bien estimer la déformation que l'on attribue au plan d'image en minimisant l'importance du volume de tissus qui en « sort » durant la compression.

Cette méthode d'imagerie a été utilisée pour imager des tumeurs rigides dans les tissus comme les seins et le foie. Dans les travaux d'Ophir et al. (1991), une plaque rigide entourant le transducteur était utilisée pour appliquer la compression. De nos jours, c'est souvent le transducteur-même qui applique la compression. Dans certaines situations, une source de compression endogène peut être utilisée. C'est le cas de la palpographie (Leung et al., 2006) une méthode d'élastographie vasculaire où c'est l'élévation de pression sanguine qui produit la déformation, en l'occurrence une expansion de la lumière du vaisseau qu'accompagne une compression radiale de la paroi.

1.5.2 Élastographie sous compression par pression de radiation

Pour obtenir une contrainte facilement contrôlable et qui peut être appliquée directement à *l'intérieur du tissu*, des chercheurs ont utilisé la pression de radiation acoustique générée par la focalisation d'ondes de compression, focalisation qui permet de les concentrer dans une région restreinte (Nightingale, Nightingale, & Trahey, 2001). Pour générer cette contrainte locale, on utilise un transducteur ultrasonore auquel on applique un signal d'excitation de plus forte amplitude et d'une durée plus longue que celles requises pour les applications échographiques. La force générée par pression acoustique est donnée par l'équation suivante :

$$F = \frac{2\alpha_a I_t}{c} \quad (1.8)$$

où F est la force volumique exprimée en dyne/1000 cm³, α_a est le coefficient d'absorption acoustique du tissu (en m⁻¹), c est la vitesse du son (en m/s) et I_t la moyenne temporelle de l'intensité acoustique au point de mesure. Plusieurs salves de compression peuvent être appliquées en succession à diverses profondeurs de manière à exercer une poussée créant une ligne de contrainte qui détermine les conditions initiales de l'onde de cisaillement. Après l'application de la séquence exerçant la poussée mécanique, le même transducteur ultrasonore est ensuite utilisé en mode imagerie échographique. De cette façon, il est possible de générer

une contrainte dont on connaît l'amplitude, et qui est localisée à la profondeur désirée, pour ensuite observer le déplacement tissulaire qui en résulte

Il faut tenir compte de deux facteurs primordiaux lors de l'application de cette méthode : l'élévation de température du tissu et la cavitation.

- À la propagation de l'onde ultrasonore est associée une perte d'énergie mécanique de laquelle résulte une élévation de température qui peut s'avérer dommageable pour les cellules.
- La propagation dans un tissu d'une onde ultrasonore de forte intensité et/ou de longue durée favorise la production de bulles de gaz durant la phase de raréfaction, le volume de ces bulles augmentant à chacun des cycles. À partir d'une certaine amplitude, cet effet de cavitation est nocif et dommageable pour les cellules.

Ainsi, compte tenu des effets nocifs associés à ces deux facteurs de dommage cellulaire, l'élévation de température et la cavitation, les conditions d'utilisation clinique de la méthode se verront régies par des normes spécifiant des seuils critiques à ne pas excéder.

L'élévation de la température est décrite par la relation suivante :

$$\Delta T^o = \frac{2\alpha_a I_t}{\gamma_0} t \quad (1.9)$$

où ΔT^o est la variation de température, α_a est le coefficient d'absorption acoustique du tissu, I_t est la moyenne temporelle de l'intensité du faisceau acoustique, γ_0 est la chaleur massique spécifique au milieu et t est la durée d'application de la pression acoustique (Nightingale et al., 2002). L'organisme qui dicte les normes de sûreté d'utilisation des instruments médicaux aux États-Unis et par ricochet au Canada, la Food and Drug Administration (FDA), spécifie que l'élévation de température résultant de l'exposition à un signal ultrasonore ne devrait pas excéder un degré Celsius. Comme la durée d'application du signal de pression de radiation est courte, et compte tenu de son taux de répétition, cette contrainte intervient généralement peu dans les applications d'élastographie par pression de radiation.

Il en est autrement de l'effet de la cavitation. L'amplitude de cet effet est décrite par un indice appelé indice mécanique. L'équation pour l'indice mécanique est donnée par :

$$MI = \frac{P_3^-}{\sqrt{f_c}} \quad (1.10)$$

où P_3^- est la pression de crête négative corrigée pour une atténuation de 0.3 dB/cm/MHz, et f_c la fréquence lors du maximum de pression. La FDA tolère jusqu'à une valeur de 1.9 pour l'indice mécanique sans qu'il ait d'effet nocif significatif de la cavitation. Les formes d'imagerie par pression acoustique génèrent un indice mécanique de 0.9 à 1.5, qui est relativement sécuritaire par rapport à la norme, mais qui, aux yeux de certains, constituerait tout de même un risque non négligeable (Deffieux, Montaldo, Tanter, & Fink, 2009).

Pour rendre ce mode d'imagerie possible, il faut pouvoir contrôler la séquence d'émission-acquisition du transducteur ultrasonore. Comme il a été dit, on émet tout d'abord un faisceau concentré qui comprime le tissu localement. Ensuite, on doit attendre un certain temps pour écarter les échos de fortes amplitudes produits lors de l'application de la pression de radiation. Finalement, le transducteur, fonctionnant en mode pulse/écho, fait l'acquisition de signaux échographiques radiofréquence (RF). La séquence sera détaillée dans la section 1.5.4.

1.5.3 Élastographie par onde de cisaillement en mode vibratoire

On utilise les termes « sonoélastographie » ou « imagerie par sonoélasticité » pour désigner la première méthode proposée, il y a plus de vingt ans, pour cartographier la rigidité d'un tissu en observant la propagation d'une vibration à basse fréquence (<300 Hz). Cette vibration peut être produite de façon endogène (par exemple la pulsation cardiaque) ou par l'application d'un vibrateur, ce qui offre en outre la possibilité de varier la fréquence de l'onde et permet une plus grande plage d'observation. Naturellement, le vibrateur se doit d'être en contact avec le tissu et de se situer à proximité de la région d'intérêt. L'échographie Doppler est habituellement utilisée pour observer la propagation de la vibration. Cette propagation est celle d'une onde de cisaillement et sa vitesse est liée au module de cisaillement du tissu (équation (1.5)). Ce module

est intéressant pour caractériser les tissus biologiques du fait qu'il se répartit sur une grande plage de valeurs, comme le montre la figure 1.8.

Au sens strict, la sonoélastographie est donc une technique d'élastographie par onde de cisaillement. De fait, de nos jours, on utilise maintenant l'expression « imagerie d'onde de cisaillement » (en anglais : Shear Wave Imaging) pour désigner ce type de méthode élastographique.

Différentes techniques ont été utilisées pour générer l'onde de cisaillement dans un milieu biologique. Pour observer la rigidification musculaire qui accompagne la tension, Levinson a utilisé un vibrateur opérant en mode continu et positionné sur le quadriceps en un point éloigné du transducteur (Levinson, et al., 1995). Un dispositif constitué d'un vibrateur avec le transducteur à son extrémité a aussi été utilisé avec succès pour estimer le module d'Young d'un fantôme élastique (Catheline, Sandrin, Gennisson, Tanter, & Fink, 2000). Dans l'ensemble, la résolution spatiale des méthodes élastographiques utilisant les vibrations basse fréquence est faible.

De nos jours, on utilise une pression de radiation acoustique (Deffieux, Gennisson, Tanter, & Fink, 2008) pour générer une onde de cisaillement ; celle-ci est toutefois une onde transitoire, et l'estimation du mouvement associé à la propagation de l'onde requiert l'utilisation d'une technique d'imagerie ultra-rapide qui sera décrite plus loin.

En plus de servir à estimer le module d'élasticité, la propagation de l'onde de cisaillement peut servir à caractériser le comportement visqueux des tissus mous. En faisant varier la fréquence de l'onde de cisaillement, il est possible d'observer une variation dans l'atténuation du signal. Il en va de même de sa vitesse de phase. L'équation 1.11, dérivée du modèle de Kelvin-Voigt, décrit le comportement de la vitesse de phase, c_s , en fonction des paramètres suivants : la densité du médium, ρ , la fréquence angulaire de vibration, ω , le module de cisaillement, μ_1 , et le coefficient de viscosité en cisaillement, μ_2 . De cette relation, on peut déduire que, si l'on fait

varier la fréquence, on peut connaître l'évolution de la vitesse de phase pour un milieu homogène et isotrope :

$$c_s = \sqrt{\frac{2(\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2)}{\rho(\mu_1 + \sqrt{\mu_1^2 + \omega^2 \mu_2^2})}} \quad (1.11)$$

1.5.4 Élastographie par onde de cisaillement transitoire

Comme il a été mentionné plus haut, on peut utiliser la pression de radiation acoustique pour produire une ligne de contrainte à partir de laquelle une onde de cisaillement va se propager. En élastographie par onde de cisaillement transitoire, la pression acoustique est produite pendant un court laps de temps par excitation du transducteur ultrasonore ; suite à cela, le transducteur est utilisé en mode imagerie échographique pour capter le mouvement du tissu associé à la propagation de l'onde de cisaillement. La séquence d'opération est illustrée à la figure 1.9.

On retiendra deux caractéristiques importantes qui sont particulières à cette technique d'élastographie. Premièrement, le même transducteur est utilisé pour produire la compression du tissu et pour enregistrer le signal ultrasonore à partir duquel le mouvement du tissu est calculé. Deuxièmement, une seule émission est nécessaire pour enregistrer les signaux requis pour produire une image échographique : il n'y a pas de balayage latéral, ni mécanique ni électronique. L'émission se fait en activant tous les éléments du transducteur en même temps (il n'y a pas de focalisation en émission). De la même manière, tous les éléments opèrent simultanément en mode réception, la focalisation en réception étant ensuite effectuée par un traitement de signal approprié. C'est ce fonctionnement « en parallèle » de tous les éléments qui permet d'atteindre une cadence d'acquisition pouvant atteindre 5000 images par seconde.

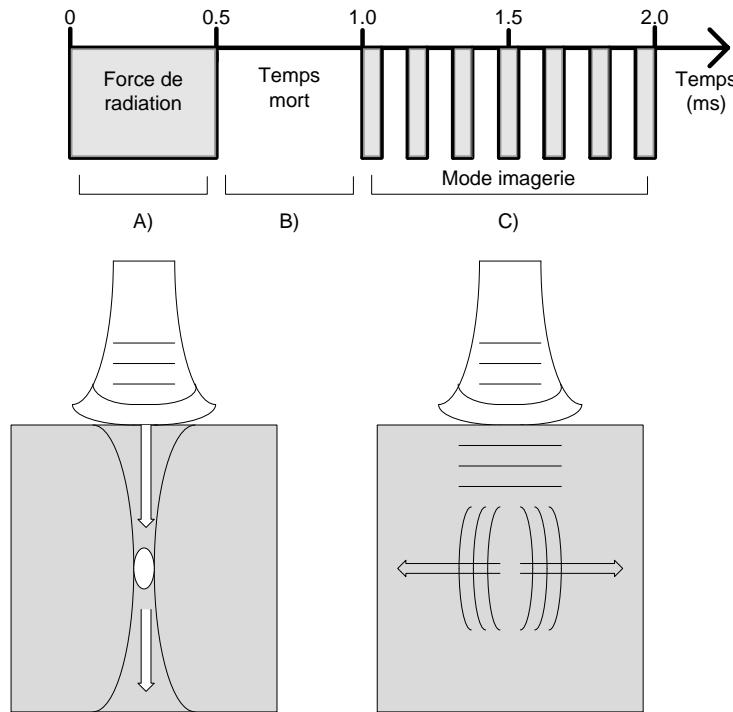


Figure 1.9 : Déroulement de l’acquisition d’élastogrammes avec l’imagerie ultrarapide. A) Génération de la pression acoustique par une onde ultrasonore focalisée. Cette pression engendre une onde de cisaillement. B) La sonde cesse d’émettre tout signal pendant un court laps de temps de manière à laisser se dissiper les signaux ultrasonores provenant des réflexions produites lors de l’application de la force de radiation. C) La sonde se met en mode échographique. Elle émet un front d’ondes planes pour imager le tissu et observer la propagation de l’onde de cisaillement. Le front d’onde plane est produit à une cadence de plusieurs kilohertz.

La figure 1.10 montre comment se propage la perturbation introduite par la ligne de contrainte « instantanée » appliquée au temps zéro au centre de l’image. L’onde de cisaillement ainsi produite se traduit par une oscillation verticale se propageant horizontalement avec une amplitude qui va en décroissant. La vitesse d’oscillation est de l’ordre +/-4cm/s correspondant respectivement aux couleurs rouge et bleue. Le contenu fréquentiel de l’onde de cisaillement pouvant s’étendre à 500 Hz, les images ultrasonores utilisées pour calculer les déplacements doivent être acquises à haute cadence, à 4 kHz dans cet exemple. D’où le nom Supersonic Shear Imaging (SSI) donné à cette technique d’imagerie de l’élasticité.

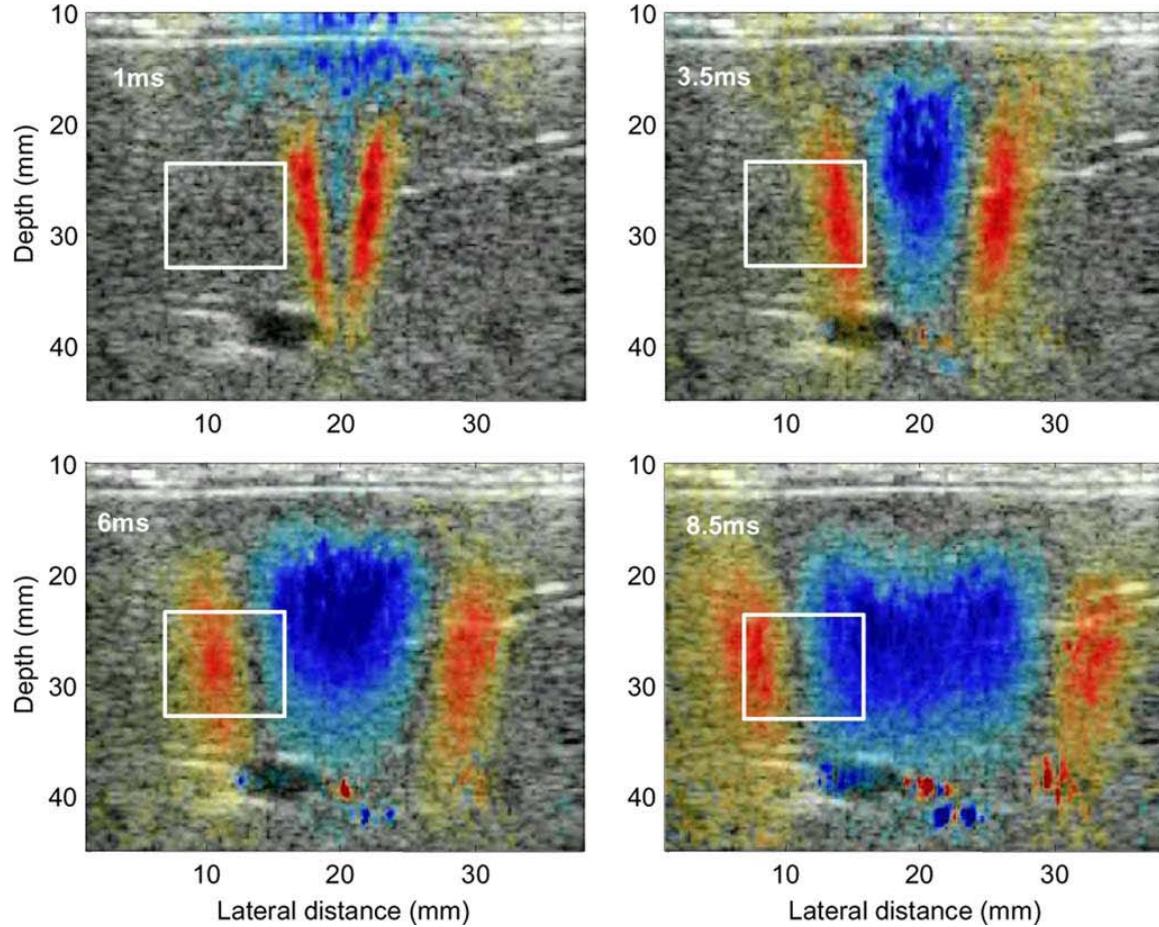


Figure 1.10 : Propagation de l'onde de cisaillement générée par pression acoustique dans un foie humain *in vivo*. Comme pour l'échographie Doppler, les couleurs rouge/bleue indiquent l'amplitude de la vitesse verticale locale, respectivement de l'ordre de +4 cm/s et -4 cm/s (Deffieux, et al., 2009).

Cette technique s'appuie donc sur les mêmes principes que l'élastographie par onde de cisaillement en mode vibratoire, mais elle en améliore grandement les performances en termes de résolution spatiale et temporelle des images obtenues, étant donné que le cycle de génération-acquisition est répété beaucoup plus souvent. La plus grande quantité d'images par seconde apporte un autre avantage pour générer les élastogrammes. En effet, avec le faible déplacement entre chacune des images, les lignes ultrasonores demeurent fortement corrélées dans les deux images. En termes d'élastographie ultrasonore, le résultat est très bon : les déplacements sont faciles à mesurer et la résolution obtenue est grandement améliorée.

Le seul inconvénient de cette technique est que, compte tenu de l'importante quantité de données générées (5000 images/s), on ne peut effectuer ces mesures sur une longue durée.

Maintenant qu'un survol des différentes techniques élastographiques disponibles a été fait, on verra plus en détail comment il est possible d'estimer et de cartographier le niveau de déformation à partir d'une séquence d'images ultrasonores.

CHAPITRE 2 PROBLEME DIRECT ET INVERSE DE L'ÉLASTOGRAPHIE

En termes opérationnels, l'élastographie consiste à acquérir les séquences d'images selon l'une des méthodes décrites précédemment et à les analyser dans le but d'obtenir une information caractérisant les propriétés mécaniques du milieu à l'étude. Les modèles utilisés pour décrire ces opérations servent à formuler ce qu'on appelle le **problème inverse** de l'élastographie. L'analyse des modèles du **problème inverse** peut servir à optimiser les méthodes de traitements de signal utilisées et pour prédire leur performance.

Le **problème direct** que l'on pose en contrepartie est défini par les modèles qui décrivent les opérations produisant les séquences d'images à partir des propriétés mécaniques du milieu. Les modèles du problème direct sont utiles pour comprendre le rôle des diverses composantes de la chaîne de la formation d'image et définir les conditions expérimentales requises pour disposer de meilleures données d'observation. Dans ce cas, il est souvent utile de faire appel à des modèles analytiques pour étudier les liens entre les paramètres du modèle et les caractéristiques de l'image. Ces modèles analytiques du problème direct peuvent aussi être résolus numériquement pour produire des séquences d'images de synthèse, utiles pour développer les algorithmes de traitements dans un environnement bien contrôlé. La section suivante y est consacrée.

2.1 Modèles pour la résolution du problème direct

La pertinence d'un modèle tient en grande partie à sa capacité à bien représenter de la façon la plus simple possible des phénomènes ou processus en apparence complexes. De façon générale, les règles utilisées pour simplifier le modèle vont s'appuyer sur des hypothèses qui peuvent avoir pour effet de restreindre son application. En termes pratiques, c'est l'usage que l'on veut faire d'un modèle qui dictera les conditions requises pour atteindre un juste équilibre entre la

simplicité de la formulation et la généralité de l'application. Dans le cadre de ce travail, les modèles constituant le problème direct vont servir à produire les images de synthèse pour la mise au point des algorithmes de traitement.

Un schéma illustrant les modèles du problème direct est détaillé à la figure 2.1. Globalement, ce schéma représente un milieu à analyser avec ses caractéristiques mécaniques propres, en l'occurrence celles de muscles squelettiques en contraction. Ce milieu est alors soumis à des contraintes mécaniques externes. Ensuite, un échographe capte une séquence d'images du milieu sous contrainte.

D'un point de vue fonctionnel, le problème direct est donc formulé à partir de trois composantes : 1) le modèle mécanique du milieu sous contrainte, 2) le modèle d'impédance acoustique et 3) le modèle de formation d'images qui opère sur les données du modèle d'impédance acoustique et sur celles du modèle du transducteur. Chacune des trois composantes du problème direct sera analysée dans les sous-sections qui suivent.

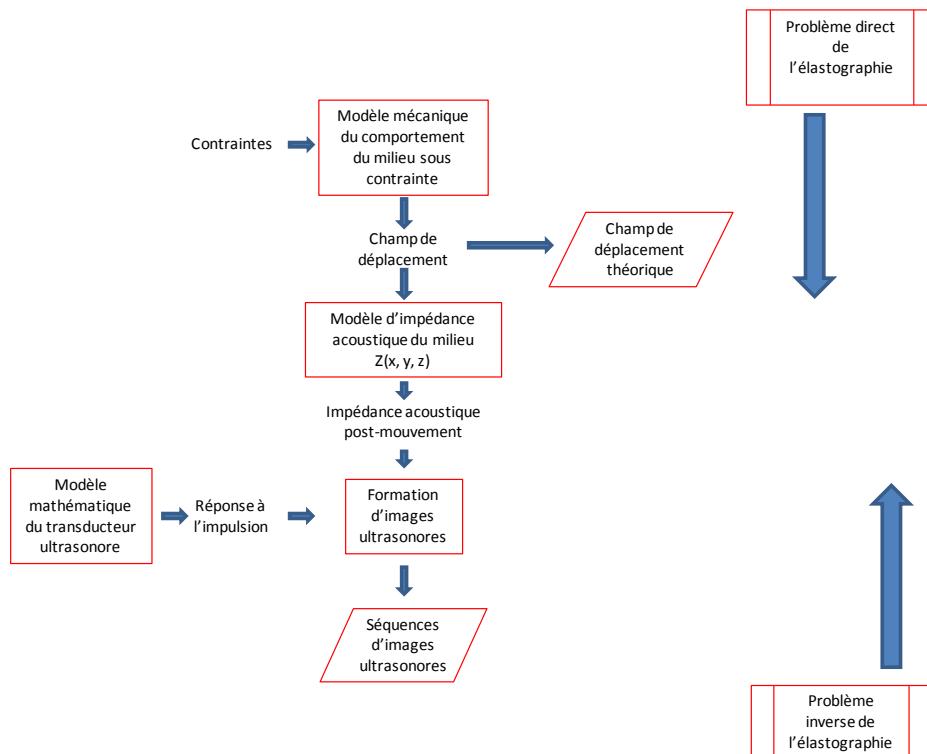


Figure 2.1 : Description du problème direct et inverse de l'élastographie.

2.1.1 Modélisation des propriétés mécaniques des tissus des muscles squelettiques

Comme il a été vu plus tôt, il y a plusieurs façons de représenter mathématiquement les propriétés des tissus mous. Les modèles de Maxwell et de Kelvin-Voigt sont généralement les plus utilisés. Ici, nous allons considérer que la composante de viscosité n'intervient pas et donc que le milieu est purement élastique

On fera appel à deux modèles mécaniques pour produire la séquence d'images de synthèse d'un milieu en déformation. Le premier est un modèle de déformation unidimensionnelle que l'on peut décrire comme celui d'une chaîne de ressorts de rigidité k_i , chaque ressort représentant la rigidité d'une région dans le tissu. Dans ce modèle, la méthode élastographique utilisée pour estimer k_i consiste à mesurer la déformation du ressort. Cette déformation est inversement proportionnelle à la rigidité. La déformation est positive pour un étirement et négative pour une compression. Ce modèle est inspiré des premières publications portant sur l'élastographie statique (Ophir, et al., 1991) et est illustré à la figure 2.2 pour une chaîne dont une extrémité est attachée à un point fixe. On notera que, puisque les ressorts sont disposés en série, chacun d'entre eux transmettra au ressort suivant la force qui lui est appliquée.

La représentation analytique de la chaîne de ressorts fait appel à la notion de compliance C qui est l'inverse de la rigidité. Pour une force nette F positive exerçant une tension sur un ressort, l'elongation sera donnée par le produit FC . Pour la chaîne de ressorts C_i , le déplacement de l'extrémité libre de la chaîne est donné par :

$$d_{tot} = F \sum_i C_i \quad (2.1)$$

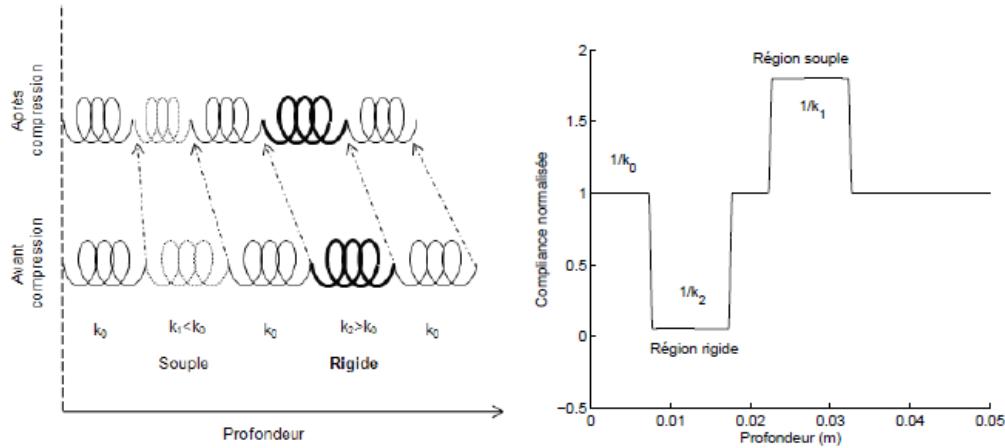
Pour une chaîne continue, le déplacement du point x est :

$$d(x) = d_0 + F \int_0^x C(\alpha) d\alpha \quad (2.2)$$

La fonction $C(\cdot)$ est appelé profil de compliance. Un exemple de profil de compliance que nous allons étudier est présenté à la figure 2.2b. Ce profil de compliance est répété pour créer un fantôme élastique bidimensionnel (figure 2.2d) ayant un comportement mécanique unidimensionnel pour ce qui est du déplacement et de la déformation.

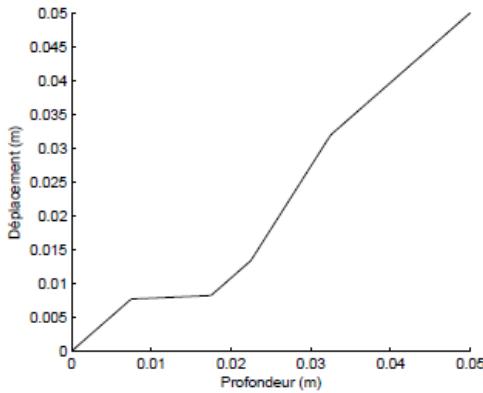
Comme l'indique l'équation (2.2), le déplacement est proportionnel à l'intégrale du profil de compliance, ce qu'illustre la figure 2.2c. Cette figure montre un déplacement normalisé, c'est-à-dire un déplacement qui serait produit par une force qui doublerait la longueur de la chaîne de ressorts, ou encore le déplacement qui serait produit en imposant une déformation de la chaîne de +100%

On notera qu'en prenant la dérivée spatiale du déplacement $d(x)$ de l'équation (2.2), on obtient une fonction proportionnelle au profil de compliance. C'est précisément cette opération de dérivée du déplacement qui est effectuée pour calculer les élastogrammes.

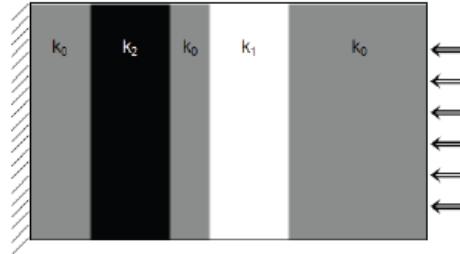


(a) Ressorts avant et après compression.

(b) Profil de compliance du tissu modélisé. La compliance de la région rigide est 0,05 et celle de la région souple 1,8, soit respectivement 20 fois et 0,55 fois la rigidité de l'arrière-plan.



(c) Déplacement normalisé.



(d) Fantôme 2D utilisant le modèle 1D.

Figure 2.2 : Modélisation mécanique d'un tissu à partir de ressorts 1D en série (Rodrigues, 2008).

Pour générer une séquence de déformation à partir de ce modèle, on procède de la manière suivante. À partir d'un profil de compliance donné, on calcule une fonction de déplacement normalisée. Cette fonction est multipliée par une constante représentant la valeur instantanée de la déformation appliquée. L'ensemble des courbes de déplacement décrit la trajectoire (1D) de

points sur le profil de compliance, c'est-à-dire l'opération directe qui mène le point x_i à la position x_i+d , sa nouvelle position après l'application de la déformation.

Il s'agit d'un exemple simplifié d'un modèle mécanique d'un tissu, mais qui sera fort utile, lors des premières phases de développement de l'algorithme de construction de l'élastogramme, pour connaître son niveau de précision.

Le second modèle mécanique du tissu est un modèle de déformation bidimensionnelle. Ce modèle peut représenter un muscle ayant une rigidité donnée et soumis à une pression externe comme celle utilisée lorsque l'on comprime un biceps sous tension. Il consiste en une inclusion circulaire de rigidité différente de celle du milieu qui l'entoure. Ce milieu est soumis à une contrainte uniaxiale loin de l'inclusion.

Ce modèle a le grand avantage d'avoir une solution analytique qui prend en compte les paramètres mécaniques requis pour décrire un milieu homogène et isotrope, soit le module d'Young et le coefficient de Poisson de l'inclusion et du milieu environnant. (Muskhelishvili, 1963). La figure 2.3 montre le modèle de l'inclusion circulaire (A), le champ de déplacement analytique (B) calculé à partir des facteurs listés, et l'image de la composante axiale du champ de déformation (C). Cette image est en fait celle d'un élastogramme idéal.

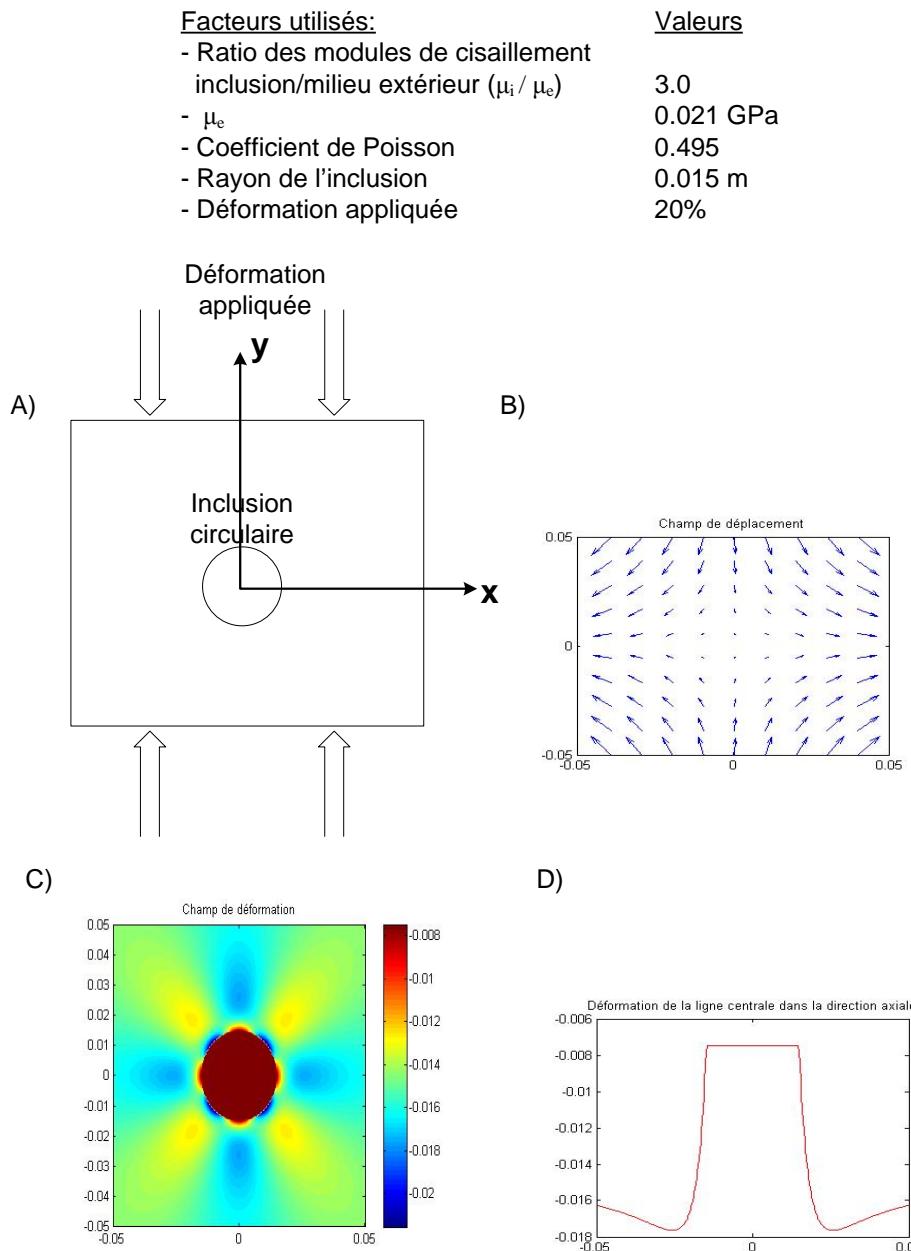


Figure 2.3 : Modèle de l'inclusion circulaire. Une inclusion circulaire est modélisée en A avec les paramètres ci-dessus. La déformation en compression est appliquée selon l'axe y, qui représente la direction axiale de propagation des ultrasons. La solution analytique donne en B, le champ de déplacement et en C, la déformation axiale. En D, on montre une coupe verticale au centre de l'image de la déformation axiale. Il est intéressant de noter qu'à l'intérieur de l'inclusion, la déformation est constante.

2.1.2 Modélisation de la réponse acoustique des tissus

La modélisation de la réponse acoustique des tissus fait appel à la notion d'impédance acoustique, Z . Cette propriété caractéristique confère à l'image ultrasonore une texture granulaire particulière, appelée *speckle*. En échographie, l'impédance acoustique détermine comment l'onde émise par le transducteur sera réfléchie, diffusée ou réfractée, tout comme le fait l'indice de réfraction pour la lumière.

L'impédance acoustique Z est fonction de la compressibilité κ et de la densité ρ du milieu dans lequel l'onde se propage :

$$Z = \sqrt{\frac{\rho}{\kappa}} \quad (2.3)$$

Par exemple, l'impédance acoustique de l'eau est $1.5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$; dans les tissus mous, elle fluctue de quelques pour cent autour de cette valeur. Et ce sont les variations d'un milieu à l'autre qui détermineront quelle portion de l'onde sera diffusée ou réfléchie et quelle portion poursuivra sa propagation dans le milieu ; dans le cas où une frontière de variation d'impédance est linéaire, la loi de Snell peut être utilisée pour établir l'angle de réfraction (Christensen, 1988).

Pour modéliser la formation d'images échographiques, on fera appel à une représentation mathématique de la répartition spatiale de cette impédance, notée $T(x,y,z)$ et appelée réponse impulsionale du milieu. Le signal échographique sera ensuite décrit par la réaction de $T(x,y,z)$ en réponse au signal acoustique qui se propage dans le milieu. La formation d'images échographiques est d'abord modélisée en trois dimensions, puis simplifiée à deux dimensions en introduisant certaines hypothèses.

Deux principaux modèles linéaires de réponse impulsionale du milieu sont documentés dans la littérature. Le modèle à diffuseur discret (MDD) représente les propriétés échogènes du milieu comme étant celle de diffuseurs ponctuels qui, du point de vue de leur réponse acoustique, sont superposables (Meunier, 1989) :

$$T(x, y, z) = \sum_1^n a_n \delta(x - x_n, y - y_n, z - z_n) \quad (2.4)$$

où δ est la fonction de Dirac, a_n l'échogénécité du n^e diffuseurs et (x_n, y_n, z_n) sa position.

L'autre modèle est celui d'un milieu continu légèrement inhomogène du point de vue acoustique (MIC). Dans ce cas, on définit $T(x, y, z)$ à partir du laplacien de la compressibilité κ (Bamber & Dickinson, 1980) :

$$T(x, y, z) = \nabla^2 \kappa(x, y, z) \quad (2.5)$$

À noter que cette équation néglige complètement la notion de densité et que, par conséquent, on la suppose constante. On peut tenir compte de faibles variations de densité avec l'expression suivante :

$$T(x, y, z) = \nabla^2 Z(x, y, z) \quad (2.6)$$

Meunier et Bertrand (1995) ont repris une forme de cette équation qui est mieux adaptée à la formation d'images échographiques et qui suppose que le signal enregistré par le transducteur provient principalement de la rétrodiffusion faite directement dans la direction axiale du faisceau :

$$T(x, y, z) = \frac{\partial^2}{2\partial y^2} Z(x, y, z) \quad (2.7)$$

où $Z(x, y, z)$ est l'impédance acoustique sous la forme (Meunier, 1989) :

$$Z(x, y, z) = Z_0 \left(1 + \frac{\rho(x, y, z)}{2\rho} - \frac{\kappa(x, y, z)}{2\kappa} \right) \quad (2.8)$$

2.1.3 Formation de l'image échographique¹

Le modèle linéaire de formation d'image que nous utilisons est décrit par une intégrale de superposition qui fait intervenir la réponse impulsionale du tissu $T(x, y, z)$, et celle du transducteur face à un diffuseur, $H(x, y, z)$. L'équation qui établit l'intensité des voxels I est donnée par la relation suivante :

$$I(x, y, z) = \int \int \int_{x' y' z'} H_3(x, y, z; x', y', z') T(x', y', z') dx' dy' dz' \quad (2.9)$$

Lorsque la réponse impulsionale du transducteur est spatialement invariante, l'expression précédente devient une intégrale de convolution :

$$\begin{aligned} I(x, y, z) &= \int \int \int_{x' y' z'} H_3(x - x', y - y', z - z') T(x', y', z') dx' dy' dz' \\ &= H_3(x, y, z) \otimes T(x, y, z) \end{aligned} \quad (2.10)$$

L'hypothèse d'invariance spatiale est justifiée lorsque la taille de la région étudiée est petite au point que les effets d'atténuation et de diffraction de l'onde peuvent être négligés. Dans ce modèle, le plan $z=0$ de la fonction $I(\bullet)$ décrit la formation d'une image échographique bidimensionnelle (2D) pour un tissu et une réponse de transducteur tri-dimensionnel (3D).

Quelques hypothèses permettent de simplifier ce modèle convolutionnel 3D pour en faire un modèle 2D qui conserve les caractéristiques particulières de la formation d'image échographique 3D, tout en étant plus facile à analyser pour quantifier les erreurs faites sur les mesures. Ce modèle simplifié 2D utilise une réponse impulsionale 2D du transducteur et est illustré à la figure 2.4.

¹ Démonstration tirée de Meunier (1989).

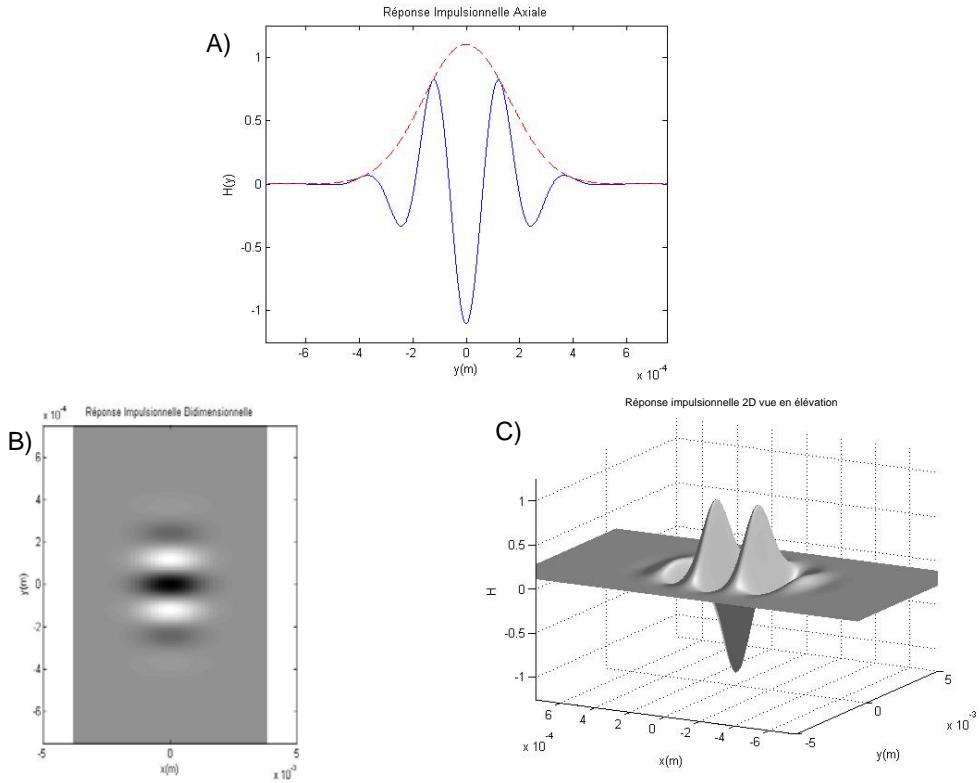


Figure 2.4 : Exemple de réponse impulsionnelle 2D d'un modèle de transducteur ayant une fréquence centrale de 3 MHz et une largeur de bande fractionnaire de 0.6. On peut voir en A, la RI axiale ainsi que son enveloppe en pointillé ; en B, l'image de la RI; et en C, son tracé en élévation.

Pour formuler le modèle 2D, on considère d'abord que l'image échographique est obtenue au plan $z=0$. L'équation (2.10) devient alors :

$$I(x, y) = \int_{x'} \int_{y'} \int_{z'} H_3(x - x', y - y', z') T(x', y', z') dx' dy' dz' \quad (2.11)$$

Deuxièmement, on supposera la réponse impulsionnelle du transducteur comme étant séparable sur l'axe des z ; cette simplification est justifiable dans la zone focale ou dans le champ distal d'un transducteur ayant une ouverture de forme gaussienne ou rectangulaire (Christensen, 1988). Ce qui permet la substitution suivante :

$$H_3(x, y, z) = H_2(x, y)H(z) \quad (2.12)$$

Donc l'équation (2.11) devient :

$$I(x, y) = H_2(x, y) \otimes T(x, y) \quad (2.13)$$

avec

$$T(x, y) = \int T(x, y, z)H(z)dz \quad (2.14)$$

En combinant les relations (2.14) et (2.7), on obtient :

$$\begin{aligned} I(x, y) &= H(x, y) \otimes \frac{\partial^2}{\partial y^2} Z(x, y) \\ &= \frac{\partial^2}{\partial y^2} H(x, y) \otimes Z(x, y) \end{aligned} \quad (2.15)$$

avec

$$Z(x, y) = \int Z(x, y, z)H(z)dz \quad (2.16)$$

On notera dans l'équation (2.15) que l'opérateur de seconde dérivée est appliqué sur la réponse impulsionale 2D du transducteur H plutôt que sur l'impédance acoustique Z. Cette forme est utile lorsque H est une fonction analytique dérivable.

2.1.4 Génération de séquences d'images échographiques

On suppose que l'impédance acoustique $Z(x, y, z)$ est une **propriété matérielle** qui est préservée lors du mouvement du tissu. Dans ce cas, la fonction spatio-temporelle qui représente l'impédance acoustique au temps t du tissu en mouvement est donnée par la fonction suivante, où on effectue simplement un changement de variable sur la fonction d'impédance acoustique connue au temps zéro :

$$T(x, y, t) = T(g^{-1}(x, y, t), h^{-1}(x, y, t), 0) \quad (2.17)$$

où les fonctions $g^{-1}(\cdot)$ et $h^{-1}(\cdot)$ décrivent la trajectoire inverse d'un point qui se trouve à la coordonnée (x, y) au temps t . Plus clairement, $g^{-1}(a, b, t)$ donne la coordonnée x d'où provient le point de coordonnée (a, b) observé au temps t ; $h^{-1}(a, b, t)$ donne la coordonnée y de ce même point (a, b) . La séquence discrète d'images échographiques est représentée par un échantillonage temporel de la fonction spatio-temporelle $T(x, y, t)$.

Ce modèle spatio-temporel 2D suppose une hypothèse qui n'a pas encore été énoncée. En effet, pour modéliser la formation d'image d'un tissu 3D en mouvement en faisant préalablement appel à l'équation (2.15), on doit considérer que $T(x, y, z)$ est une fonction du temps de la forme $T((x(t), y(t)), z)$. Ce qui signifie que pour utiliser le modèle 2D correctement, il ne doit pas y avoir de mouvement selon l'axe perpendiculaire au plan de l'image. La possibilité de spécifier un modèle 3D d'impédance acoustique et de réponse 3D du transducteur est néanmoins conservée.

Ce modèle simplifié est fondamentalement le même que celui proposé au départ, mais avec une complexité réduite. Il permet de générer des textures échographiques réalistes tout en conservant l'interprétation physique utilisée lors de la résolution de l'équation d'onde. Les hypothèses suivantes ont été faites pour ce qui est de la propagation et de la réflexion de l'onde acoustique ainsi que de son interaction avec le tissu en mouvement :

- l'atténuation est négligée, la RI du transducteur est invariante avec la position et séparable selon l'axe hors-plan, et enfin le milieu acoustique n'est que légèrement inhomogène.
- pour ce qui est du mouvement du tissu, il ne doit pas y avoir de composantes de mouvement hors plan (dans l'axe perpendiculaire à celui de l'image); de plus, considère que l'impédance acoustique est une propriété matérielle qui est préservée lors du mouvement du tissu.

Maintenant que le problème direct a été expliqué de façon détaillée, nous allons nous pencher sur la résolution du problème inverse.

2.2 Résolution du problème inverse de l'élastographie

2.2.1 Principe de la méthode

Tel que vu précédemment, la résolution du problème direct de l'élastographie a permis de générer une séquence d'images ultrasonores à partir d'un milieu aux propriétés mécaniques connues, soumis à une contrainte. Le problème inverse, quant à lui, consiste à retrouver ces propriétés mécaniques (en l'occurrence la compliance) en estimant la déformation à partir du mouvement apparent du tissu dans une séquence d'images ultrasonores. Les techniques d'élastographie ultrasonore qui sont utilisées pour cela supposent que le mouvement apparent est le même que le mouvement réel du tissu, ce qui peut être formulé par l'équation suivante reliant l'image du tissu en mouvement $I_{post}(\cdot)$ à celle d'avant la déformation $I_{pré}(\cdot)$:

$$I_{post}(x, y, t) = I_{pré}(g^{-1}(x, y, t), h^{-1}(x, y, t), t) + \Theta_1(x, y, t) \quad (2.18)$$

où $g^{-1}(x, y, t)$ et $h^{-1}(x, y, t)$ sont les fonctions décrivant la trajectoire inverse et $\Theta_1(x, y, t)$ est un terme représentant une source de bruit qui, dans ce cas-ci, est l'erreur introduite par l'utilisation de ce modèle de formation de séquence d'images.

Une des façons d'estimer le mouvement consiste à recalier les points de l'image post-mouvement de manière à ce que l'image recalée ressemble le mieux possible à celle avant le mouvement. Le modèle de recalage peut alors être décrit en utilisant l'équation suivante :

$$I_{pré}(x, y, t) = I_{post}(g(x, y, t), h(x, y, t)) + \Theta_2(x, y, t) \quad (2.19)$$

où $g(\cdot)$ et $h(\cdot)$ sont les fonctions de la trajectoire directe et $\Theta_2(x, y, t)$ est une source de bruit.

Dans ce cas, le recalage peut être formulé selon le problème de minimisation suivant :

$$\min_{g,h} |I_{post}(g(x, y, t), h(x, y, t)) - I_{pre}(x, y, t)| \quad (2.20)$$

où $|\bullet|$ représente une norme.

Dans ce travail, nous allons procéder de deux manières pour déterminer les fonctions g et h qui minimisent la fonctionnelle ci-dessus.

Dans un premier temps, nous allons supposer que le mouvement est celui d'une translation pure ; dans ce cas, la recherche du g et du h optimaux consistera donc à déterminer la translation qui minimisera la norme ci-dessus. Cette hypothèse ne peut généralement s'appliquer au mouvement de tout le tissu (qui se déforme de manière complexe), mais elle convient bien pour décrire le mouvement d'une région suffisamment petite. Ainsi, en élastographie, on verra d'abord à découper en petites régions les signaux pré- et post-compression en utilisant un fenêtrage approprié, pour ensuite rechercher, pour chaque fenêtre de données, la translation optimale. Des fonctions de similarité permettant de faire cette recherche sont discutées plus loin.

Dans un deuxième temps, nous allons supposer que le mouvement est celui d'une transformation affine; dans ce cas, la recherche du g et du h optimaux consistera à identifier les paramètres de la transformation affine minimisant la fonctionnelle ci-dessus. En élastographie, cette hypothèse est valide si la région étudiée est suffisamment petite pour que la même transformation affine puisse s'appliquer au mouvement de tous ses points ; entre autres, cela signifie que la région étudiée ne chevauche pas deux zones qui ont des propriétés élastiques différentes. Ceci sera décrit plus en détail dans une section qui suit.

La figure 2.5 présente un exemple de signaux échographiques pré- et post-compression 1D simplifiés pour montrer l'information qu'il est possible d'obtenir à partir d'une séquence d'images ultrasonores. Ici, le tissu est représenté par une ligne de diffuseurs ponctuels, et le signal post-compression est généré en appliquant une transformation affine qui impose une compression de 10 % et une translation au tissu. Les diffuseurs étant éloignés les uns des autres,

le signal échographique est constitué d'ondelettes, qui sont des répliques de la réponse impulsionale du transducteur, chaque réplique étant centrée sur son diffuseur. Il est alors facile de les localiser et de déterminer leur déplacement $\Delta x_1, \Delta x_2, \dots$. Comme le montre la figure 2.6, la pente de la courbe du déplacement en fonction de la position initiale permet de déterminer la déformation.

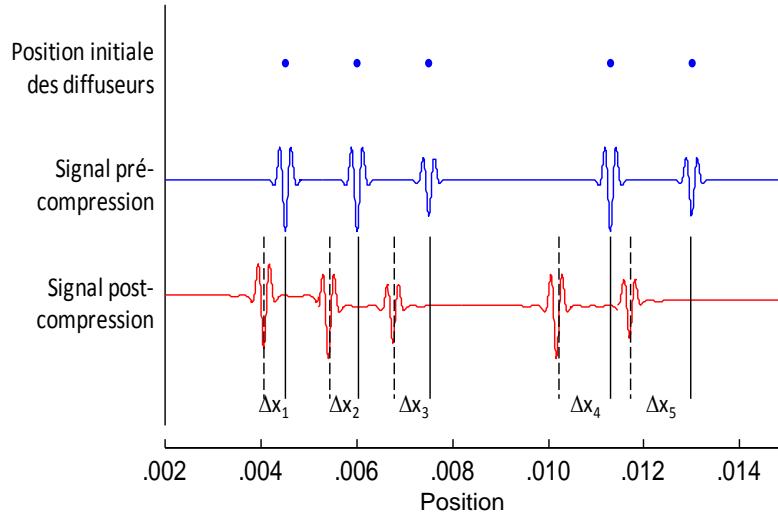


Figure 2.5 : Illustration simplifiée d'une ligne 1D pré- et post-compression. En mesurant le délai entre les pics visibles, il est possible de connaître le déplacement subi et d'en déduire la déformation appliquée. La déformation imposée est de 10 %.

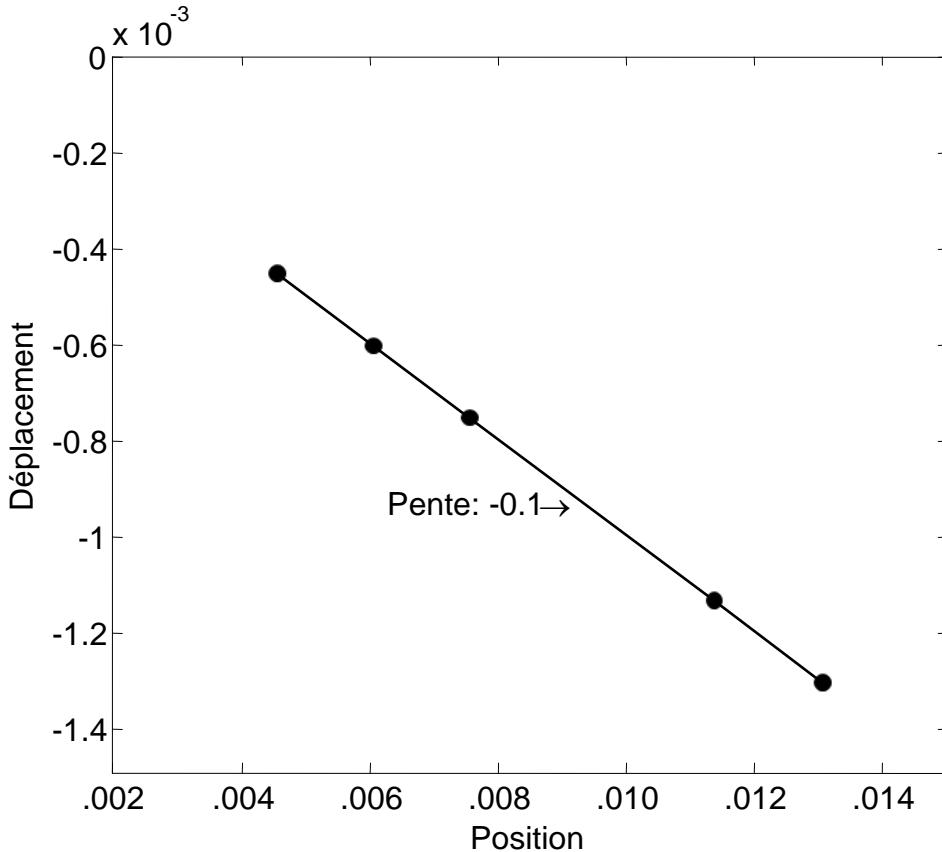


Figure 2.6 : Courbe du déplacement des diffuseurs de la figure 2.5 en fonction de la position des diffuseurs. La pente est la déformation; une pente négative indique une compression.

En élastographie, il est rare qu'on puisse identifier individuellement les diffuseurs dans un tissu mou, à l'exception, peut-être, de cas où il y a des calcifications particulièrement échogènes. Pour ces tissus, le signal échographique ressemble plutôt à ce qui est illustré à la figure 2.7. Essentiellement, il s'agit d'un bruit passe-bande ayant les caractéristiques spectrales du transducteur. Dans ce cas, au lieu de chercher à déterminer le déplacement de réponses impulsionales comme dans l'exemple précédent, on cherchera plutôt à déterminer le déplacement du patron observé à l'intérieur d'une fenêtre de signal. Les techniques utilisées pour mesurer ce déplacement seront décrites plus loin dans la section 2.3 « Techniques d'estimation du mouvement ».

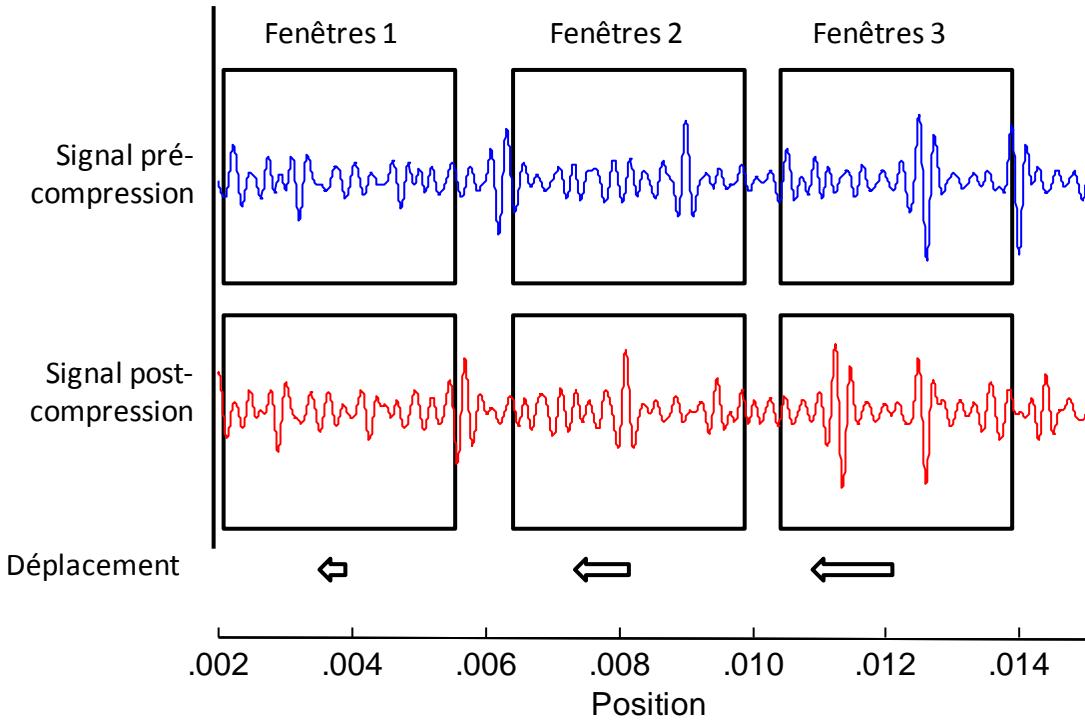


Figure 2.7 : Signaux radiofréquence simulés en 1D, en utilisant la même réponse impulsionnelle que dans la figure 2.5. On utilise cinq cents diffuseurs identiques en position aléatoire. Quelques diffuseurs plus intenses sont ajoutés pour faciliter la comparaison des signaux.

2.2.2 Fenêtrage

Le premier concept à étudier pour mettre en œuvre un calcul d'élastogramme est le fenêtrage du signal. Ce fenêtrage sert à prélever des segments des signaux pré- et post-compression, segments qui sont ensuite analysés pour estimer le mouvement sous-jacent. La figure 2.7 montre trois paires de fenêtres utilisées pour découper les signaux. Dans chacune des paires, les fenêtres pré- et post-compression sont centrées à la même position. Avec la paire de fenêtres 1, le mouvement des segments de signaux est faible, de sorte qu'une grande partie des échantillons du signal pré-compression va aussi se retrouver dans la fenêtre post-compression. Il sera donc facile d'estimer le mouvement par une recherche de similarité appropriée. Par ailleurs pour la paire de fenêtres 3, moins de 50 % des échantillons du signal pré-compression vont se retrouver dans la fenêtre post-compression, réduisant d'autant le nombre d'échantillons candidats pour la mesure de similarité, exposant ainsi la mesure du déplacement à une plus grande vulnérabilité par rapport

au bruit. De fait, si la paire de fenêtres 3 était plus étroite, par exemple, de 50 %, aucun échantillon ne serait commun au segment pré- et post-compression, et le déplacement estimé serait aléatoire.

Pour contourner ce problème, il existe plusieurs solutions. Premièrement, l'utilisation de déformations relativement faibles fera diminuer le mouvement relatif entre les fenêtres. Ensuite, lors d'une première itération, il est possible d'utiliser une plus grande fenêtre post-compression pour maximiser les probabilités de retrouver les diffuseurs de la fenêtre pré-compression. Les fenêtres peuvent aussi se chevaucher, ce qui permet une meilleure résolution et minimise les résultats erronés.

2.2.3 Sources de bruit

Plusieurs formes de bruits influencent la mesure élastographique. Une bonne connaissance de ces sources de bruit influencera le choix des techniques pour estimer le mouvement et mesurer la déformation.

Bruit de décorrélation :

Il s'agit généralement de la source de bruit majeure en élastographie, et plusieurs causes peuvent en être à l'origine. En premier lieu, il y a le mouvement du tissu qui, généralement, est en 3D, alors que les signaux échographiques habituels sont captés sur un seul plan de balayage. Ainsi, suite à l'application d'une contrainte, une partie des diffuseurs sera amenée à sortir du plan d'imagerie 2D pour ne plus contribuer (ou plus exactement, pour contribuer différemment) à la formation du signal échographique. Ceci est illustré à la figure 2.8, montrant comment les diffuseurs peuvent sortir du plan après une déformation. Naturellement, une translation du tissu dans la direction perpendiculaire au plan d'imagerie aura le même effet.

Par ailleurs, même dans le cas où le mouvement du tissu est en 2D et seulement dans le plan d'imagerie, un bruit de décorrélation peut survenir en raison de la déformation et surtout de la

rotation (Meunier, 1989). Pour minimiser ces phénomènes, on verra à utiliser de faibles déformations.

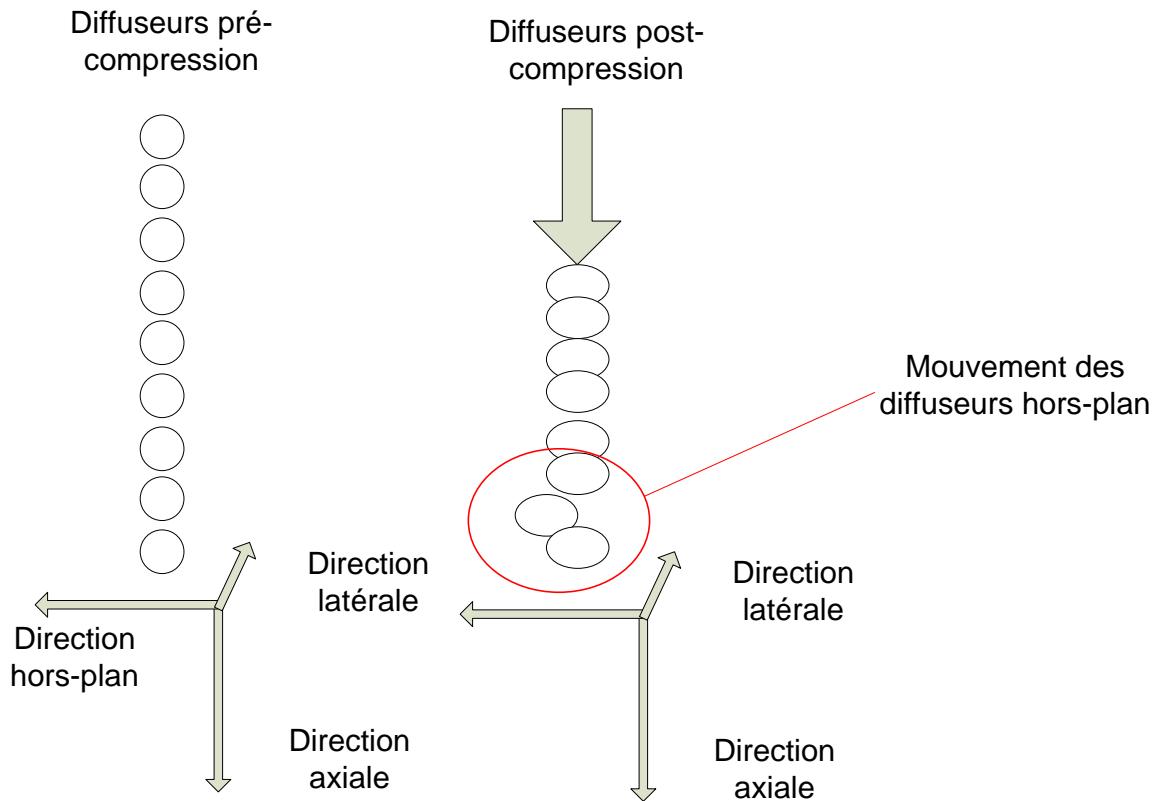


Figure 2.8 : Provenance du bruit de décorrélation.

Bruit de quantification :

Les signaux échographiques sont numérisés à des cadences de dizaines de mégahertz et sont quantifiés par des convertisseurs analogiques-numériques généralement d'au plus 10 bits. Lorsque l'amplitude des échos est faible (par exemple pour les régions les plus lointaines du tissu), sur ces 10 bits, moins de quatre bits seraient utilisés pour quantifier le signal. Le bruit de quantification sera donc élevé dans cette partie du signal, ce qui ajoutera à la variance de l'estimé du déplacement. Pour minimiser ce phénomène, on verra, au moment de l'acquisition des données, à ajuster les gains de l'échographe de manière à uniformiser l'amplitude moyenne des signaux à diverses profondeurs et à fixer la puissance d'émission juste en dessous du niveau où il peut y avoir saturation.

Bruit d'échantillonnage :

- **Échantillonnage axial**

Ceci fait principalement référence à la cadence d'échantillonnage temporelle du signal échographique RF. La cadence d'échantillonnage est déterminée par la fréquence centrale du transducteur utilisé, et, en général, elle est de l'ordre de quatre à cinq fois celle-ci. Pour des transducteurs à grande largeur de bande, cette fréquence d'échantillonnage correspond à trois ou quatre fois la fréquence de coupure supérieure nominale ; en absence de filtre anti-repliement, ceci peut donner lieu à un chevauchement spectral et donc à un bruit d'échantillonnage qui joue un rôle significatif pour l'élastographie à faible déformation. Étant donné le grand volume de données à traiter pour produire en temps réel les images échographiques, on favorisera l'utilisation d'une fréquence d'échantillonnage qui, tout en étant la plus faible possible, permet de conserver le potentiel diagnostic de la modalité. Présentement, ce potentiel repose sur l'interprétation des images mode-B et des images Doppler ; dans ce cas, l'échantillonnage avec quatre échantillons par cycle de porteuse est suffisant. Toutefois, maintenant que l'élastographie semble être en voie de faire partie des modalités échographiques utilisées en clinique, on doit s'attendre à ce que les cadences d'échantillonnage adoptées soient amenées à être plus élevées.

- **Échantillonnage latéral**

Lorsqu'on utilise le balayage latéral électronique (avec une barrette de transducteurs), l'échantillonnage dans la direction perpendiculaire à l'axe de propagation est déterminé par l'espacement entre les éléments. Les barrettes avec 128 ou 256 éléments sont les plus courantes et la fréquence d'échantillonnage latérale spatiale est d'un peu plus de 2 échantillons par longueur d'onde axiale. Cette faible fréquence d'échantillonnage pourrait contribuer à réduire la qualité de l'élastogramme, principalement pour l'estimation de la déformation latérale. Cette estimation fait appel à des méthodes d'interpolation dont les performances sont précisément limitées par l'échantillonnage.

- **Bruit de saturation**

Si on tient compte des effets d'atténuation, les signaux échographiques peuvent occuper une plage dynamique de plus de 80 décibels et, dans certains cas, il devient difficile d'éviter la saturation. Cette distorsion du signal introduit un bruit qui peut fausser l'estimation du mouvement, en particulier si la saturation couvre plusieurs échantillons contigus.

2.3 Techniques d'estimation du mouvement

2.3.1 Intercorrélation

L'intercorrélation est l'une des premières techniques utilisées dans le domaine de l'élastographie. Pour des signaux 1D I_{pre} et I_{post} , avec I_{pre}^* la conjuguée complexe de I_{pre} , l'intercorrélation est définie par l'équation suivante :

$$\Gamma_{I_{\text{pre}} I_{\text{post}}}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T I_{\text{pre}}^*(t) I_{\text{post}}(t + \tau) dt \quad (2.21)$$

Pour une raison de rapidité de calcul, cette intégrale est souvent évaluée en passant par le domaine des fréquences où on a :

$$\Gamma_{I_{\text{pre}} I_{\text{post}}}(\tau) = F^{-1}(F\{I_{\text{pre}}\}^* F\{I_{\text{post}}\}) \quad (2.22)$$

où $F\{\cdot\}$ et $F^{-1}\{\cdot\}$ représentent respectivement l'opération de la transformée de Fourier et l'opération de la transformée de Fourier inverse.

L'intercorrélation est utilisée comme mesure de la similarité entre deux signaux. Dans ce cas, il est utile de définir la fonction de coefficient de corrélation $\rho_{I_{\text{pre}} I_{\text{post}}}(\tau)$, qui n'est autre qu'une normalisation de l'intercorrélation qui tient compte de la moyenne quadratique de l'énergie des signaux :

$$\rho_{I_{\text{pre}} I_{\text{post}}}(\tau) = \frac{\Gamma_{I_{\text{pre}} I_{\text{post}}}(\tau)}{\sqrt{\Gamma_{I_{\text{pre}} I_{\text{pre}}}(0) \Gamma_{I_{\text{post}} I_{\text{post}}}(0)}} \quad (2.23)$$

Pour des signaux réels, l'amplitude de cette fonction ne peut excéder l'unité. Une amplitude unitaire à un retard donné τ signifie que les deux signaux deviennent identiques lorsque le signal I_{post} est retardé de τ . En pratique, en présence de bruit non corrélé, les signaux ne peuvent devenir identiques quel que soit τ ; le coefficient de corrélation sera alors d'autant plus faible que le niveau de bruit sera élevé.

La figure 2.9 montre la fonction d'intercorrélation entre une fenêtre d'un signal 1D pré-compression et celle d'un signal post-compression. La position du maximum de la fonction d'intercorrélation sera utilisée comme première estimation du mouvement relatif entre les deux signaux fenêtrés. Ce maximum, par ailleurs, n'est pas toujours aussi bien défini que ce que montre la figure : en présence de bruit, le maximum observé peut en effet être localisé sur une des crêtes des oscillations adjacentes et donc donner lieu à une fausse mesure de déplacement. Ceci constitue une des difficultés de mise en œuvre de méthodes d'intercorrélation robustes pour estimer le mouvement.

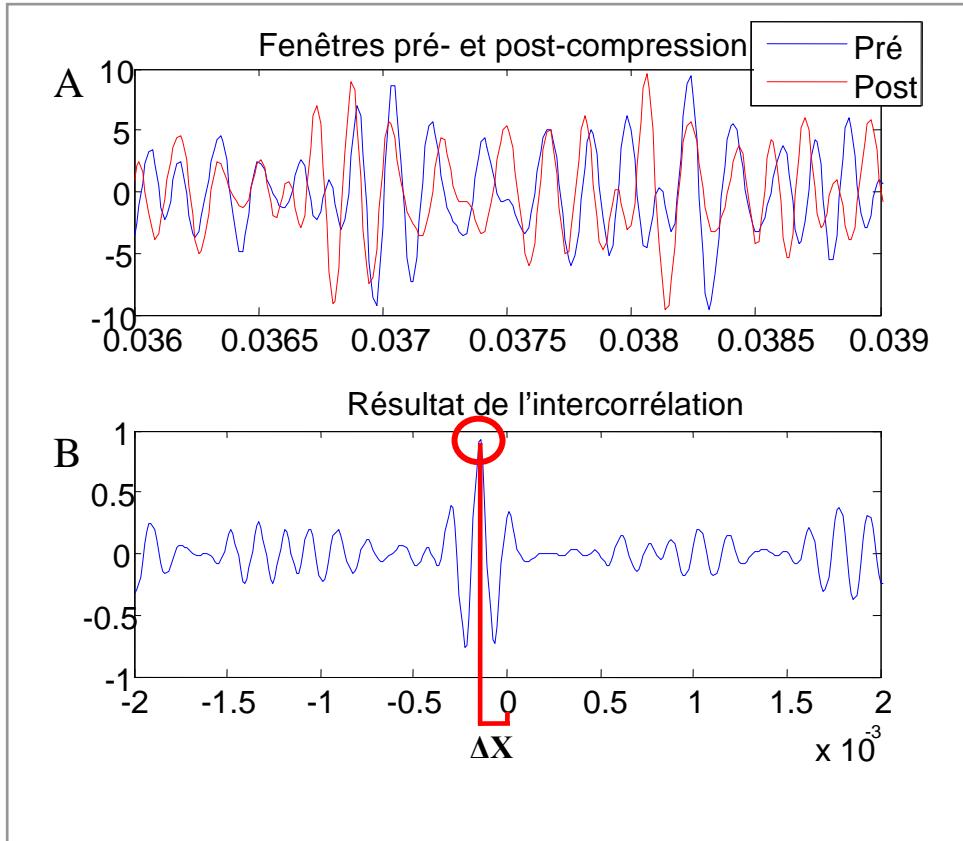


Figure 2.9 : Utilisation de l'intercorrélation. En A, les signaux des deux fenêtres, et en B, l'intercorrélation calculée entre les deux. En retrouvant le maximum de la fonction d'intercorrélation, il est possible de connaître le déplacement relatif entre les deux signaux.

2.3.2 SDA (Somme des différences absolues)

La somme des différences absolues (SDA) est un autre estimateur de ressemblance ou de similarité utilisé en imagerie. La SDA suit l'équation :

$$SDA(i) = \sum_{x=1}^m |I_{pre}(x) - I_{post}(x - m + i)| \quad (2.24)$$

Comme pour l'intercorrélation, une normalisation peut être effectuée de manière à pouvoir attribuer un indice de fiabilité de la mesure. La SDA est une fonction positive. Elle ne vaut zéro que lorsque le signal I_{pre} et le signal I_{post} décalé deviennent identiques, et son amplitude sera d'autant plus grande que les deux signaux diffèrent. Ainsi contrairement à l'intercorrélation, il

faut rechercher le minimum de cette fonction pour retrouver le maximum de ressemblance entre les deux signaux évalués.

La figure 2.10 illustre le résultat du calcul de SDA pour les mêmes fenêtres que précédemment. Il existe plusieurs variétés du même genre de calcul de ressemblance statistique. La MDA, moyenne des différences absolues, effectue les mêmes opérations, mais pondère le résultat par le nombre de points utilisés. Un autre outil statistique consiste à recueillir la somme des carrés des différences absolues. Tous sont utilisés dans les algorithmes d'encodage et de compression vidéo.

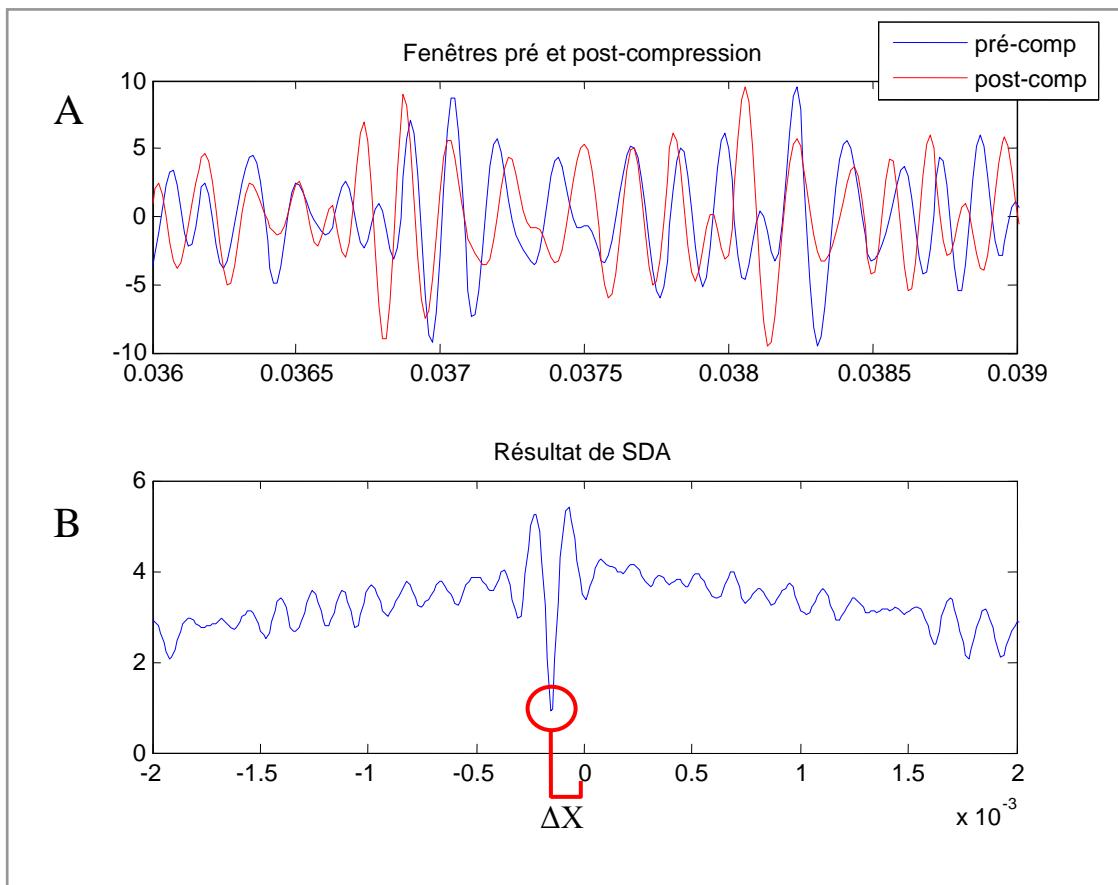


Figure 2.10 : Utilisation de la SDA. En A, les fenêtres de signaux pré- et post-compression. En B, le résultat de la SAD entre les deux signaux. La position du minimum donne une mesure du déplacement relatif entre les deux signaux.

2.3.3 Croisement de zéros (zero-crossing)

La technique du croisement de zéros permet d'obtenir des résultats à l'aide d'un circuit qui détecte les changements de signe des signaux pré- et post-compression (croisement de zéros sur l'axe des y). Les déplacements entre les croisements de zéros consécutifs sont estimés et une moyenne est calculée pour tous les déplacements de la fenêtre. Ensuite, la déformation est évaluée à partir du gradient des déplacements moyens de toutes les fenêtres de l'image (Srinivasan & Ophir, 2003).

Le principal avantage de cette méthode est la rapidité de calcul. Avec un circuit détecteur de croisement de zéros, il est possible de calculer les déplacements en temps réel. Par contre, si les fenêtres pré- et post-compression sont décalées de plus d'une longueur d'onde, les déplacements sont faussés. Sur la figure 2.11, on peut voir que le décalage entre la fenêtre pré- et la fenêtre post-compression est suffisamment petit pour que les croisements de zéros successifs proviennent des mêmes fronts montants. Si le décalage était plus grand, les croisements trouvés pourraient ne pas correspondre aux mêmes fronts.

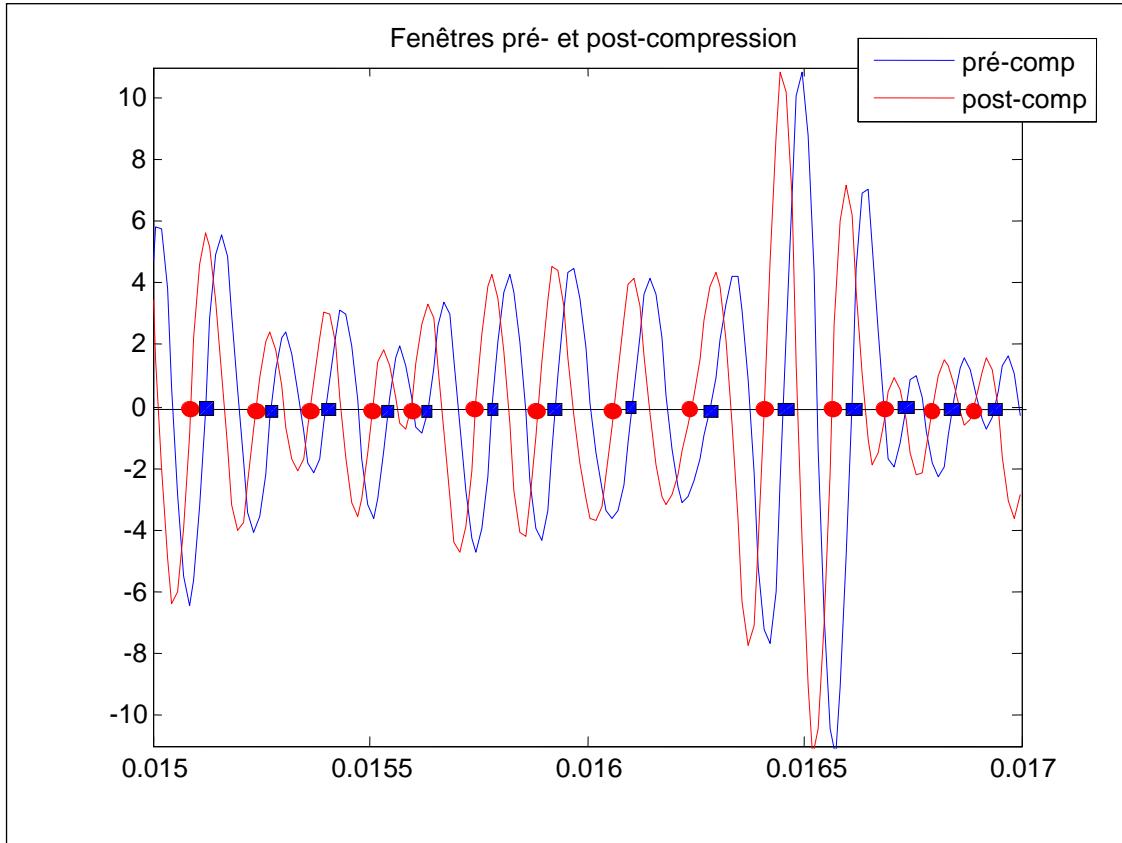


Figure 2.11 : Croisements de zéros.

2.3.4 Flux optique

Soit une séquence d'images décrite par l'échantillonnage au temps t_n d'une fonction spatio-temporelle continue $I(x, y, t)$. Le flux optique est défini comme étant le champ de vitesse apparent tout au cours de cette séquence. En d'autres termes, c'est le mouvement attribué à chacun des pixels, l'intensité de ceux-ci étant censée représenter une propriété matérielle. Ce champ de vitesse peut être établi à partir de la dérivée totale, ou dérivée matérielle de $I(x, y, t)$ soit :

$$\frac{dI}{dt} = I_x u + I_y v + I_t \quad (2.25)$$

où $u(x, y) = \frac{dx}{dt}$ et $v(x, y) = \frac{dy}{dt}$ sont les deux composantes du champ de vitesse, I_x et I_y les composantes spatiales du gradient et I_t est la composante temporelle. Cette équation est souvent appelée équation du flux optique.

On entend par « calcul du flux optique » ce qui consiste à résoudre l'équation du flux optique pour retrouver les composantes du champ de vitesse, u et v , à partir de mesures prises sur la fonction spatio-temporelle $I(\cdot)$. Plus spécifiquement, il s'agit des composantes spatiales et temporelles de son gradient ; il est à noter que, puisque seuls les gradients sont connus (ou du moins peuvent être calculés), la résolution de l'équation du flux optique signifie aussi retrouver la dérivée totale $\frac{dI}{dt}$ en plus du champ (u, v) .

Les mesures étant prises à des positions et à des temps discrets, il est utile de faire appel à la représentation de la différentielle totale, soit :

$$I(x + \Delta x, y + \Delta y, t + \Delta t) - I(x, y, t) = \Delta x \frac{\partial I}{\partial x} + \Delta y \frac{\partial I}{\partial y} + \Delta t \frac{\partial I}{\partial t} + O(\Delta^2 I) \quad (2.26)$$

où $O(\Delta^2 I)$ représentent la contribution des termes d'ordres supérieurs. Le plus souvent ces termes seront négligés, ce qui signifie que Δx , Δy et Δt sont suffisamment petits pour que, par exemple, $\Delta x^2 \frac{\partial^2 I}{\partial x^2}$ soit négligeable par rapport à $\Delta x \frac{\partial I}{\partial x}$.

Dans l'équation (2.26), Δx et Δy représentent le déplacement du point (x, y, t) réalisé durant le temps Δt . Alors que dans l'équation (2.25), $(u(x, y), v(x, y))$ représentaient les composantes d'un champ de vitesse, ici $(\Delta x, \Delta y)$ sont des fonctions qui sont les composantes d'un champ de déplacement, soit $(\Delta x(x, y), \Delta y(x, y))$; pour simplifier la notation, nous continuerons toutefois à utiliser simplement $(\Delta x, \Delta y)$ pour spécifier ce champ de déplacement.

Si on interprète la fonction $I(x, y, t)$ comme l'amplitude d'une propriété matérielle au point x, y et au temps t , alors le terme $I(x + \Delta x, y + \Delta y, t + \Delta t)$ représente ce qu'il est advenu de cette

amplitude au temps $t + \Delta t$ alors que le point se déplaçait de Δx et de Δy . Par conséquent, le terme de gauche $I(x + \Delta x, y + \Delta y, t + \Delta t) - I(x, y, t)$ représente le changement de la propriété matérielle cartographié dans l'image, pour l'intervalle Δt .

Le problème posé de cette façon est sous-déterminé, puisqu'en effet, pour chaque mesure (le gradient en chacun des points de l'image), il y a trois inconnues à déterminer : les déplacements Δx , Δy et le changement de propriété $I(x + \Delta x, y + \Delta y, t + \Delta t) - I(x, y, t)$. Il faut donc ajouter des contraintes pour restreindre le nombre de solutions possibles.

Une des contraintes les plus couramment utilisées pose que la dérivée totale est nulle ($\frac{dI}{dt} = 0$)

(Horn & Schunck, 1981). Pour la différentielle totale et un intervalle de temps Δt unitaire, ceci donne les équations :

$$\Delta x \frac{\partial I}{\partial x} + \Delta y \frac{\partial I}{\partial y} + \frac{\partial I}{\partial t} = 0 \quad (2.27)$$

$$\Delta x \frac{\partial I}{\partial x} + \Delta y \frac{\partial I}{\partial y} = -\frac{\partial I}{\partial t} \quad (2.28)$$

Le système est toujours sous-déterminé. Une contrainte supplémentaire sur le champ de déplacement permet de lever l'indétermination. Une contrainte bien adaptée à l'élastographie est la contrainte du champ affine (appelée aussi contrainte de champ de vitesse linéaire) :

$$\begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \theta_1 & \theta_2 \\ \theta_4 & \theta_5 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \theta_3 \\ \theta_6 \end{bmatrix} \quad (2.29)$$

On retrouve ici la nature de la transformation affine. On peut aussi l'écrire sous la forme :

$$\begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{bmatrix} = M \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} + T \quad (2.30)$$

M est la matrice des dérivées partielles des composantes du champ de déplacement, et par la même occasion, une matrice de rotation et de déformation, tandis que T est un vecteur de translation. En insérant ce champ de déplacement dans l'équation (2.28), on obtient :

$$I_x \times (\theta_1 x + \theta_2 y + \theta_3) + I_y \times (\theta_4 x + \theta_5 y + \theta_6) = -I_t \quad (2.31)$$

Voici donc l'équation sur laquelle les estimations de flux optique seront basées. Il s'agit d'un système à six inconnues pour une seule équation, donc encore une fois un problème sous-déterminé. Par contre, la contrainte de linéarité (et de stationnarité) du champ de déplacement peut s'étendre à tous les pixels d'une région. Ainsi, pour une région de m sur n pixels, on a les équations suivantes (sous forme matricielle) :

$$\begin{bmatrix} I_{x_1}x_1 & I_{x_1}y_1 & I_{x_1} & I_{y_1}x_1 & I_{y_1}y_1 & I_{y_1} \\ I_{x_2}x_2 & I_{x_2}y_2 & I_{x_2} & I_{y_2}x_2 & I_{y_2}y_2 & I_{y_2} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ I_{x_{m^*n}}x_{m^*n} & I_{x_{m^*n}}y_{m^*n} & I_{x_{m^*n}} & I_{y_{m^*n}}x_{m^*n} & I_{y_{m^*n}}y_{m^*n} & I_{y_{m^*n}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \\ \theta_4 \\ \theta_5 \\ \theta_6 \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} I_{t_1} \\ I_{t_2} \\ \vdots \\ \vdots \\ I_{t_{m^*n}} \end{bmatrix} \quad (2.32)$$

où x_i et y_i sont les coordonnées du i^e pixel et où I_{x_i} , I_{y_i} et I_{t_i} sont les composantes du gradient à ce point. Il s'agit d'un système de la forme $A\vec{\theta} = \vec{b}$. Une estimation souvent utilisée pour ce genre de système d'équation, les moindres carrés linéaires, donne pour $\vec{\theta}$ le système d'équation suivant :

$$\vec{\theta} = (A^T A)^{-1} A^T \vec{b} \quad (2.33)$$

Un des avantages de cette méthode d'estimation est qu'on obtient directement la déformation par la matrice M , ce qui évite de faire un deuxième calcul du gradient sur les déplacements comme c'était le cas avec les méthodes précédentes. Par contre, il faut se rappeler que plusieurs hypothèses ont été faites et doivent être respectées lors de la mise en fonction.

2.3.5 Étirement temporel (stretching)

L'étirement temporel n'est pas directement une méthode de mesure de la déformation, mais un outil pour réduire la vulnérabilité des techniques au bruit de décorrélation (Alam & Ophir, 1997). On effectue d'abord une première estimation de la déformation puis on étire le signal post-compression de la valeur de l'estimée, et on recommence le processus de mesure de la

déformation, en espérant cette fois-ci trouver une déformation beaucoup plus petite que la première fois. Une méthode itérative avec réinjection du signal peut ainsi être développée.

L’étirement temporel permet, entre autres, d’améliorer le niveau de corrélation des signaux pré- et post-compression (Varghese & Ophir, 1996), comme on peut le voir à la figure 2.12.

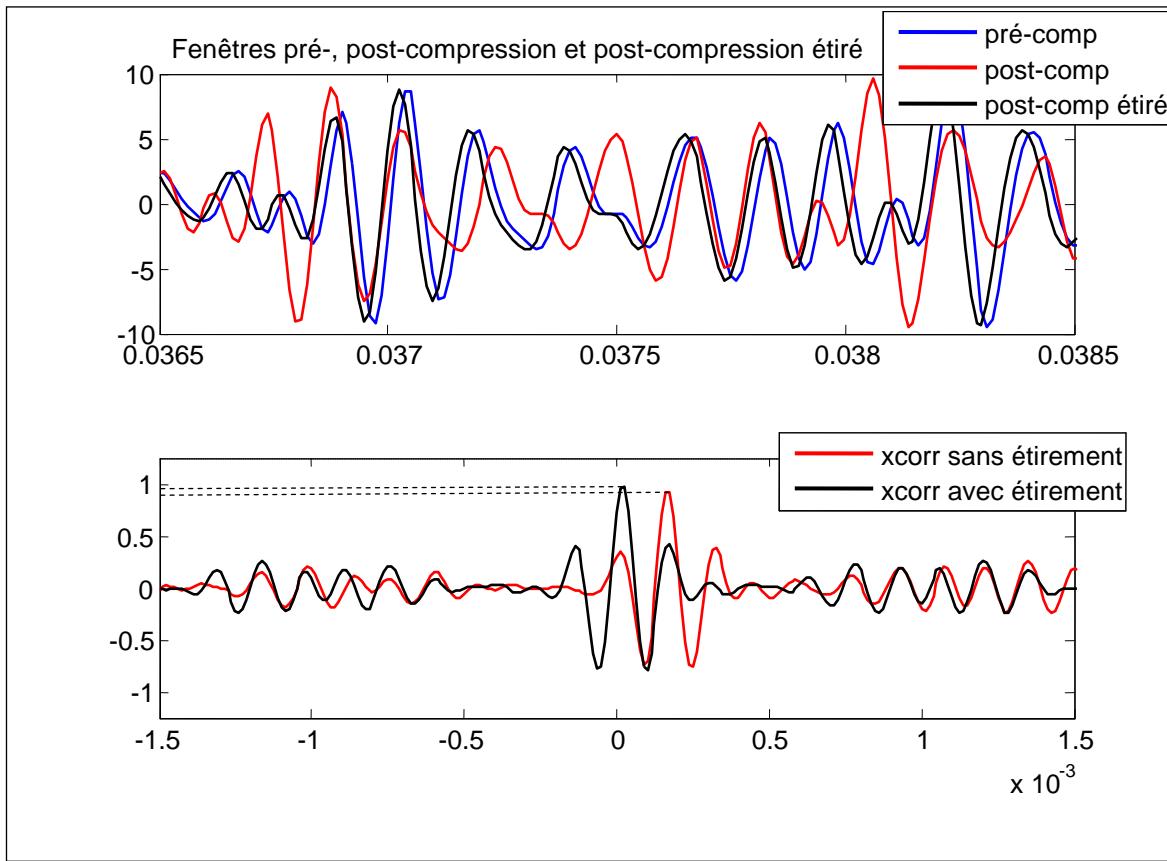


Figure 2.12 : Utilisation de l’étirement temporel. Avant l’étirement temporel, le coefficient de corrélation maximal est d’environ 0.75, alors qu’après étirement, il dépasse 0.9.

Les trois signaux fenétrés sont représentés dans le graphique du haut. La forme du signal avec étirement temporel est très près de celle du signal pré-compression, ce qui permet d’effectuer un recalage très fiable. Dans le graphique du bas, on peut apprécier l’amélioration apportée par l’étirement temporel à la fonction d’intercorrélation. Après étirement, le coefficient de corrélation est beaucoup plus près de l’unité (de l’ordre de 0,9) alors qu’il était plutôt autour de 0,7 avant étirement.

Pour mettre le tout en équation, avec un modèle 1D simple, reprenons l'équation (2.13) sous une version 1D simplifiée et avec du bruit ajouté :

$$I_{pre}(x) = H(x) \otimes T(x) + \Theta_{pre}(x) \quad (2.34)$$

où $I(x)$ est l'intensité du signal, $H(x)$ la réponse impulsionale du transducteur, $T(x)$ la réponse acoustique du tissu et $\Theta(x)$ un bruit gaussien non corrélé. Après compression, le signal devient :

$$I_{post}(x) = H(x) \otimes T\left(\frac{x}{\alpha}\right) + \Theta_{post}(x) \quad (2.35)$$

où α est le niveau de déformation sous la forme $\alpha = 1 - \varepsilon$.

Le signal post-compression étiré temporellement prend la forme :

$$I_{post_etire}(x) = H(\alpha x) \otimes \alpha T(x) + \Theta_{post_etire}(x) \quad (2.36)$$

où on retrouve la même réponse acoustique du tissu $T(x)$ que dans $I_{pre}(x)$ avant la compression. Ainsi le degré de corrélation entre les signaux $I_{pre}(x)$ et $I_{post_etire}(x)$ sera plus élevé que le degré de corrélation entre $I_{pre}(x)$ et $I_{post}(x)$, comme l'illustre la figure ci-dessus.

Nous verrons maintenant qu'il est encore possible d'améliorer la corrélation.

2.3.6 Filtre de Wiener

Le filtre de Wiener est un autre outil pour améliorer la qualité des élastogrammes. Des recherches sur l'étirement temporel ont souligné une lacune importante : comme le montre l'équation (2.36), il y a également étirement de la réponse impulsionale, ce qui se manifeste sous forme de bruit de décorrélation résiduel (Alam, Ophir, Cespedes, & Varghese, 1998). C'est ici qu'un filtre de Wiener peut intervenir pour redresser la réponse impulsionale. Dans le domaine de Fourier, l'équation précédente devient, en ignorant le bruit :

$$\hat{I}_{post_etire}(f) = \hat{H}\left(\frac{f}{\alpha}\right)\hat{T}(f) \quad (2.37)$$

On définit un filtre $\hat{W}(f) = \frac{\hat{H}(f)}{\hat{H}\left(\frac{f}{\alpha}\right)}$ pour déconvoluer $\hat{I}_{post_etire}(f)$. Alors, on obtient :

$$\hat{I}_{post_etire}(f) = \hat{H}\left(\frac{f}{\alpha}\right)\hat{T}(f)\frac{\hat{H}(f)}{\hat{H}\left(\frac{f}{\alpha}\right)} = \hat{H}(f)\hat{T}(f) \quad (2.38)$$

Ce qui revient à notre signal pré-compression. Donc, le filtre de Wiener est un outil qui se combine bien à l'étirement temporel pour améliorer le niveau de précision de l'élastogramme en réduisant le bruit de décorrélation.

Ce chapitre a exploré le problème de l'élastographie et les techniques utilisées pour mesurer les propriétés mécaniques des tissus biologiques. Dans le chapitre suivant, les procédures et méthodes utilisées pour le calcul des élastogrammes sont exposées. Ces algorithmes seront ensuite testés et calibrés sur des séquences d'images de synthèse, puis sur des séquences acquises sur fantôme et sur un sujet.

CHAPITRE 3 ALGORITHMES DE CALCUL D'ÉLASTOGRAMMES

Ce chapitre expose la méthodologie de calcul d'élastogrammes. On présente les divers algorithmes qui ont été développés. Leurs applications seront présentées aux chapitres suivants.

3.1 Structure générale des algorithmes

Pour décider de la stratégie algorithmique, il faut connaître les besoins et la portée des résultats recherchés. Il a été décidé que la méthode utilisée serait l'élastographie classique avec pression statique, et plusieurs raisons ont motivé ce choix. D'une part, l'infrastructure du Laboratoire d'instrumentation et imagerie de l'Institut de génie biomédical permet de faire l'acquisition de données échographiques appropriées. D'autre part, le laboratoire a connu du succès dans le passé avec cette technique. Enfin, les forces et faiblesses sont connues, et les pièges à éviter aussi.

Les algorithmes sont développés en admettant deux hypothèses. La première est que les incrément de pressions statiques sont tels qu'ils induisent de faibles déformations entre paires d'images consécutives. Ceci contribue à maintenir un faible taux de décorrélation et les élastogrammes sont ainsi de meilleure qualité. Actuellement, cette condition de faible déformation n'introduit plus de contrainte expérimentale majeure : la technologie permet maintenant d'obtenir une cadence d'acquisition bien au delà des 15 à 30 images par seconde qu'offraient la plupart des échographes il y a une dizaine d'années. Ceci favorise grandement l'utilisation d'algorithmes capable d'analyser de faibles déformations entre chaque image.

La seconde hypothèse est que la déformation peut être représentée par un modèle linéaire de champs de vitesse, c'est-à-dire qu'une transformation affine permet de transformer l'image post-compression pour la rendre similaire à l'image pré-compression, tout en admettant que de légères différences entre les deux subsisteront.

Globalement, la stratégie adoptée ici pour mesurer la déformation entre deux images est la suivante : une première estimation du mouvement est faite pour effectuer un recalage rigide² grossier, puis, dans un deuxième temps, la déformation est estimée en suivant un algorithme itératif. Un schéma-bloc de cet algorithme de base est visible à la figure 3.1. Les images sont d'abord découpées par une opération de fenêtrage. Une fois le signal fenêtré, l'algorithme tente un repositionnement itératif des fenêtres de l'image post-compression pour qu'elles se retrouvent le plus près possible de celles de l'image pré-compression. Les fonctions de similarité SDA et intercorrélation seront utilisés pour cela, en 1D et en 2D. Le résultat produit est un estimé du déplacement, qui, si nécessaire, sert à spécifier les paramètres de recalage.

Après un certain nombre d'itérations de recalage rigide, la déformation locale pour chaque fenêtre est estimée. Ici l'algorithme prend plusieurs formes différentes qui seront discutées plus loin.

² On entend par recalage rigide une opération de translation pure. Aucune déformation ou autre transformation géométrique complexe n'entrent en jeu.

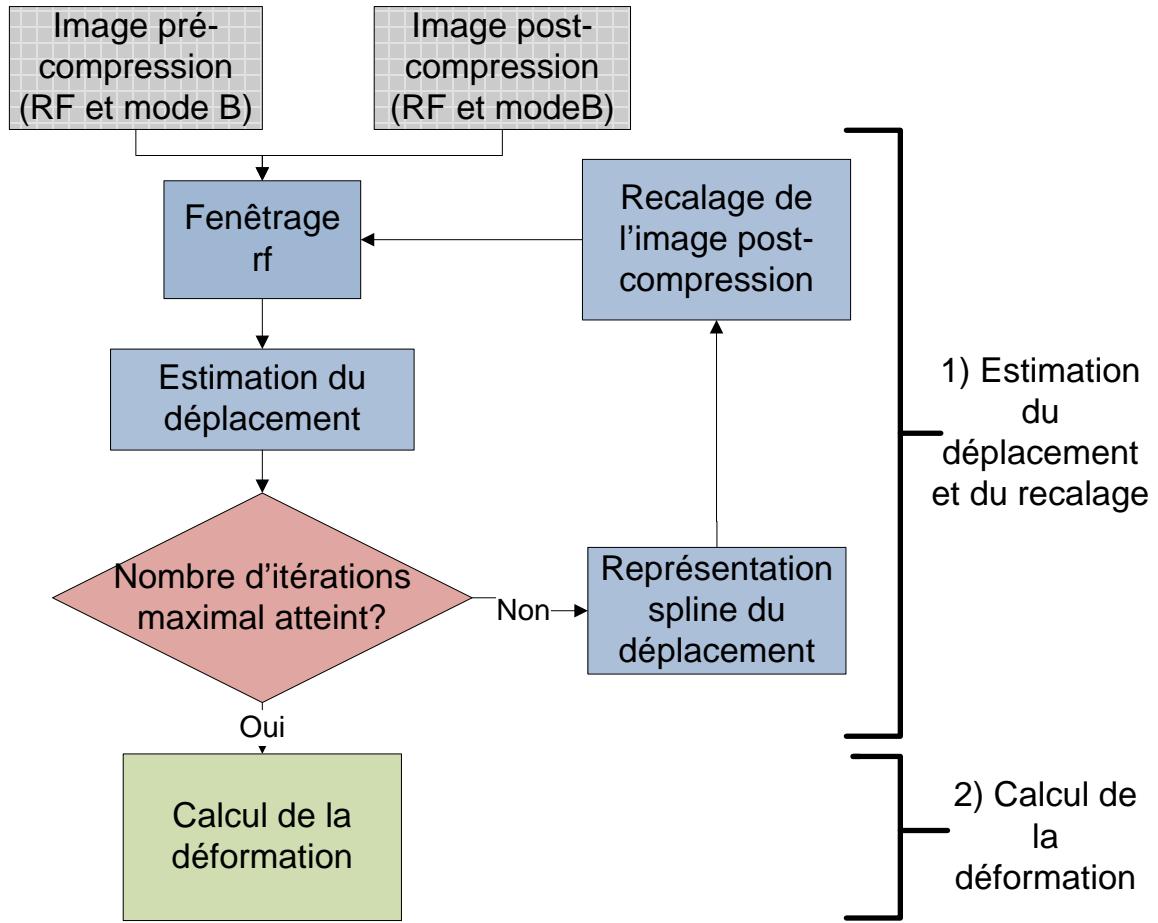


Figure 3.1 : Schéma-bloc de l'algorithme de base.

Dans le prochain chapitre, on verra que l'algorithme de base fonctionne bien lorsque les déformations sont très petites, de l'ordre du dixième de un pour cent. C'est pour élargir la plage de déformations utilisable que l'algorithme illustré à la figure 3.2 a été développé. Celui-ci est du même type d'algorithme que celui de la figure 3.1, à l'exception qu'il effectue une première estimation du déplacement en utilisant l'enveloppe de l'image RF, l'image mode B : les images mode B sont plus lisses et les fonctions de similarité associées ne présentent pas les oscillations rapides qui peuvent décaler le point de similarité optimal à un cycle adjacent. Suite à ce premier recalage, qui donne une première approximation du déplacement, le calcul du déplacement résiduel plus précis se fait avec les images RF en utilisant une recherche de l'optimum de similarité autour d'une région plus étroite. Ce calcul de mouvement en deux étapes offre plusieurs avantages. On verra qu'il permet d'abord de couvrir une plus grande plage de

déformations. Ensuite, comme l'échantillonnage spatial des images mode B peut être beaucoup plus faible que celui des images RF, il en résulte une plus grande rapidité de calcul pour produire un résultat considéré satisfaisant.

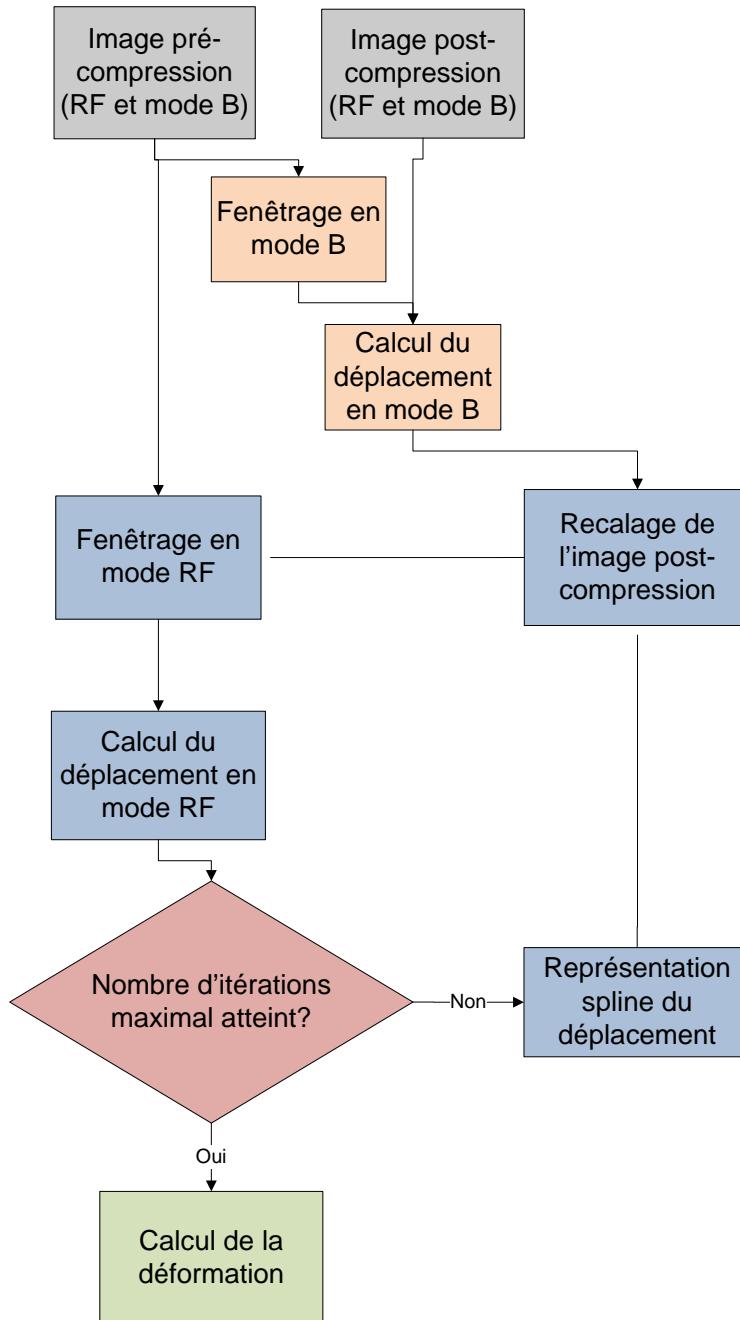


Figure 3.2 : Algorithme de base combiné à une première estimation du déplacement sur l'image en mode B.

3.2 Fenêtrage

Le fenêtrage est l'une des parties les plus importantes des algorithmes. Il joue un rôle déterminant pour ce qui est de la qualité de l'estimation du mouvement, et donc de l'élastogramme. En outre, dans un processus itératif, il est un des éléments clés de la stabilité ; en effet, lorsque les erreurs d'estimation du déplacement sont trop grandes ou trop nombreuses, l'algorithme diverge. De plus, une fenêtre trop grande invalide l'hypothèse que le mouvement de la région prélevée soit celui d'une simple translation ; et dans un tel cas, les méthodes de similarité proposées ne seraient donc plus en mesure d'estimer correctement les déplacements. Par ailleurs, une fenêtre trop petite prélèvera un nombre d'échantillons du signal trop faible pour que les estimés de déplacement soient statistiquement significatifs ; ces déplacements, rappelons-le, doivent être estimés avec une précision de l'ordre des microns. Enfin, comme on verra plus loin, c'est le positionnement des fenêtres qui déterminera la résolution de l'élastogamme.

La stratégie mise en œuvre pour le fenêtrage est la suivante.

Tout d'abord, l'image pré-compression est découpée en segments d'une taille prédéfinie pour un problème donné ; la taille est spécifiée en unité de l'application MKS, soit le mètre. La taille spécifiée initialement dépend de l'amplitude maximale du déplacement et de la déformation attendue, de la fréquence d'opération du transducteur et de sa résolution latérale. Pour l'instant, on utilise comme taille initiale une valeur qui a été déterminée de manière empirique. Utilisant cette spécification, on fixe ensuite la taille exacte des fenêtres de manière à ce qu'elles contiennent un nombre impair d'échantillons selon chacun des axes ; ainsi le centre de la fenêtre se retrouve toujours précisément sur un échantillon, ce qui, dans une autre partie de l'algorithme, évitera d'introduire un bruit numérique d'interpolation.

La position du centre de chacune des fenêtres pré-compression est déterminée en tenant compte d'un degré de chevauchement entre fenêtres adjacentes, une valeur préétablie généralement entre 60 et 80%.

Pour ce qui est des fenêtres post-compression, la position de celles-ci est initialement spécifiée être la même que celle des centres des fenêtres pré-compression ; leur taille toutefois diffère : les fenêtres post-compression initiales sont spécifiées être 1.5 fois plus grandes de manière à être en mesure d'estimer un déplacement tant positif que négatif. Comme précédemment, la taille exacte de la fenêtre post-compression est fixée de manière à ce qu'elle contienne un nombre impair d'échantillons selon chacun des axes. Les fenêtres qui requièrent des échantillons non disponibles (du fait qu'ils seraient en dehors de l'image) ne sont pas retenues pour le calcul du mouvement. En résumé, les fenêtres post-compression initiales sont centrées exactement aux mêmes positions que les fenêtres pré-compression, mais leur taille est environ 50 % plus grande.

Le fenêtrage est réajusté à chacune des itérations³ suivantes. D'abord, il est raffiné en réduisant la taille spécifiée des fenêtres ; après la première itération, on utilisera la même spécification pour la taille des fenêtres pré- et post-compression. Pour ce qui est de leur position, celle des fenêtres post-compression est ajustée en tenant compte de l'estimation faite du mouvement lors de l'itération précédente. Cette opération correspond à effectuer un recalage rigide pour chacune des régions que les fenêtres représentent.

Le fenêtrage est mis en œuvre par une méthode (méthode, au sens de la programmation objet) qui opère sur des objets de classe datingrid qui sont discutés plus loin. Une des propriétés de ces objets est la coordonnée des points qui sont prélevés par fenêtrage des images. Ceci facilite grandement la mise en œuvre du recalage.

3.3 Calcul du déplacement

3.3.1 Les fonctions de similarité et leur interpolation

On utilise les mesures de similarité SAD et intercorrélation pour estimer le déplacement entre fenêtre pré- et post-compression. Encore une fois, ceci est mis en œuvre par une méthode

³ Par convention, on appelle « première itération » ce qui produit le premier estimé de déplacement.

datingrid qui opère sur les deux objets datingrid (la paire de fenêtres pré- et post-) et qui produit un autre objet datingrid contenant les données de similarité et leur coordonnées en unité d'applications MKS, soit le mètre. On estime le déplacement, à l'échantillon près, en localisant l'extrémum appropriée : le maximum dans le cas de l'intercorrélation, le minimum dans le cas SAD ; un intervalle de recherche est spécifié pour éviter que, dans un contexte bruyant, un extrémum aberrant soit retenu. La figure 3.3a illustre un résultat de calcul de similarité utilisant la méthode SAD. L'axe horizontal est le décalage exprimé en unité d'application (m) et tient compte de la position de chacune des fenêtres. La position de l'extrémum donne donc le déplacement réel (à l'échantillon près).

L'estimation du déplacement à l'échantillon près est tout à fait convenable pour bien mener le processus itératif. Toutefois ceci ne suffit pas pour l'élastographie, qui requiert une estimation de déplacement de l'ordre des microns, et donc généralement à un niveau sub-échantillon. La solution dans ce cas consiste à faire une interpolation de la fonction de similarité. La figure 3.3b illustre l'amélioration apportée par l'interpolation. Ici, la méthode employée consiste à définir une parabole à partir des 3 points les plus près de l'extrémum. L'extrémum de cette parabole sera considéré comme le véritable extrémum. En 2D, un polynôme 2D du second degré est utilisé pour localiser l'extrémum.

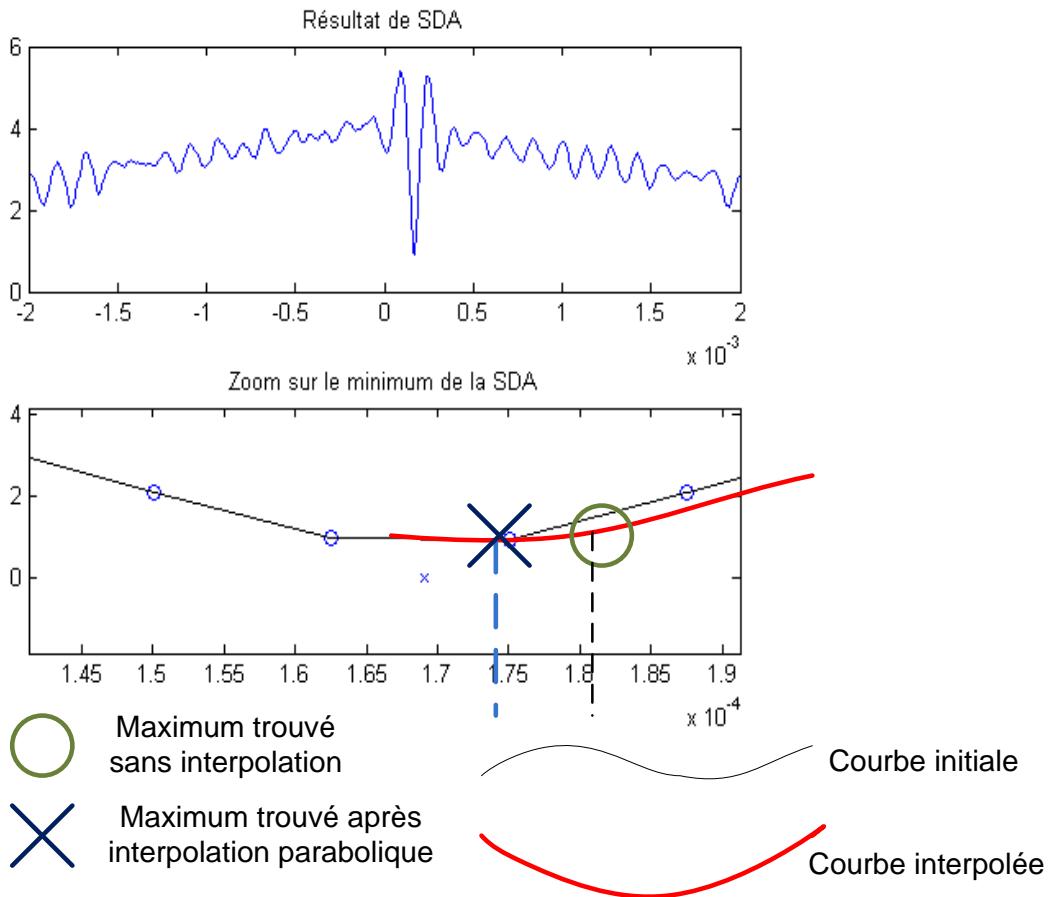


Figure 3.3 : Illustration de l'utilisation de l'interpolation pour obtenir le minimum d'une SDA calculée sur des fenêtres pré- et post-compression.

3.3.2 Représentation spline du déplacement

La technique de recalage des fenêtres décrites plus haut n'utilise pas directement les résultats produits lors de l'estimation du mouvement, mais bien une version lissée de ceux-ci. Ceci permet, entre autres, d'harmoniser le champ de déplacement de l'image et d'éliminer les estimations fautives. Matlab fournit des outils forts intéressants pour utiliser les splines, à travers la fonction csaps. Cette fonction reçoit en paramètres les points de la courbe à transformer en spline, et retourne les facteurs décrivant cette courbe, c.-à-d. les coefficients des splines). Un coefficient de lissage peut être spécifié à csaps pour donner plus de robustesse à l'estimation du mouvement.

En plus d'effectuer un lissage des données, la représentation spline sert aussi à en faire l'interpolation. La fonction Matlab fnval sert à évaluer cette courbe décrite par les coefficients des splines en tout point dans un espace continu.

3.4 Calcul de la déformation

3.4.1 Méthode Savitzky-Golay

Cette méthode permet d'estimer la déformation à partir des déplacements déterminés par le calcul de SDA ou de l'intercorrélation. C'est une méthode qui lisse les données par un simple filtre de convolution, ce filtre mettant en œuvre une régression polynomiale locale d'ordre k (Savitzky & Golay, 1964). Elle permet aussi de calculer les coefficients d'un filtre convolutionnel qui, appliqué au signal-même, correspond à lisser sa dérivée ; dans ce cas, lorsque le signal représente un déplacement, ceci permet d'obtenir un estimé de la déformation meilleur que ne le ferait un filtrage passe-bas du signal suivi d'une opération de différence finie.

Deux paramètres spécifient le filtre Savitzky-Golay : l'ordre du polynôme et le nombre de points à utiliser pour la régression. Ensemble, ces paramètres déterminent le degré de lissage des données et de leurs dérivées.

3.4.2 Flux optiques sous contrainte de transformation affine

La seconde méthode de mesure de la déformation utilisée dans le cadre de ce travail sera l'estimation des paramètres d'une transformation affine représentant une contrainte de mouvement appliquée à la résolution de l'équation de flux optique (équation (2.32) et équation (2.33)). Le schéma est illustré à la figure 3.4. Cette estimation est faite selon les hypothèses posées à la section 2.3.4 : variation d'intensité nulle dans le temps et champ de déplacement décrit par une même transformation affine pour toute une région. Comme il sera possible de le voir dans le prochain chapitre, cette méthode est généralement efficace, mais requiert que le mouvement soit de faible amplitude, principalement pour s'assurer que la dérivée temporelle

puisse en tous points être convenablement calculée par une différence finie. On verra qu'elle donne généralement encore de meilleurs résultats lorsqu'utilisée de façon itérative.

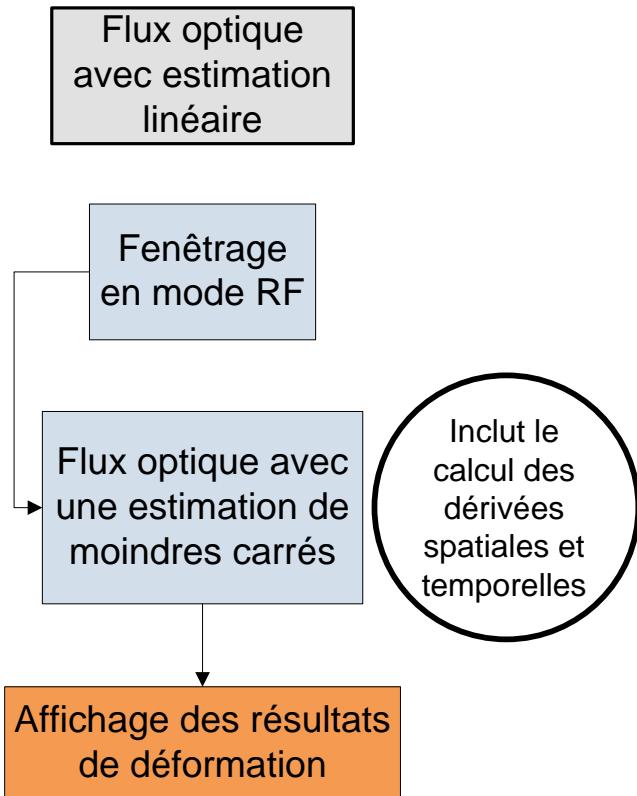


Figure 3.4 : Estimation des moindres carrés du flux optique.

Le schéma de la méthode itérative utilisée est illustré à la figure 3.5. Dans cette méthode, les paramètres de la transformation affine calculée sont utilisés pour faire un recalage non rigide du signal post-compression. Le signal est ainsi recalé pour ressembler davantage au signal pré-compression, et le mouvement résiduel à estimer est faible. Concrètement, le recalage fait en sorte que la différence temporelle finie entre signal recalé et signal pré-compression donne une plus juste approximation de la dérivée temporelle ; on obtient ainsi un meilleur estimé des paramètres de la déformation.

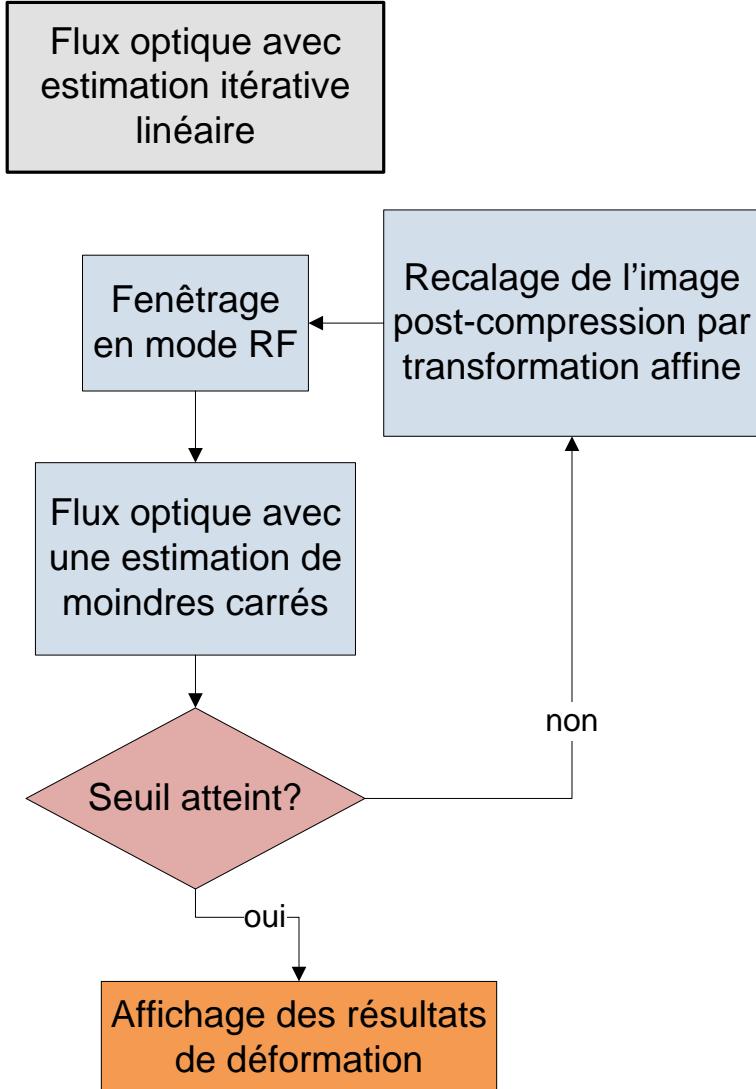


Figure 3.5 : Schéma-bloc de l'estimation linéaire itérative du flux optique.

3.4.3 Moindres carrés non linéaires⁴

La dernière façon de calculer la déformation passe par une estimation non linéaire des moindres carrés. Matlab offre une fonction nommée LsqNonLin(Fonction, VariableX, Limites, OptionsAlgorithmes). Cette fonction va appliquer les moindres carrés à la fonction à minimiser et itérer jusqu'à l'obtention d'un véritable minimum ou attendre l'atteinte du nombre maximal d'itérations. La figure 3.6 montre le fonctionnement de cette fonction.

La fonction passée en paramètre n'est pas la somme des carrés $\|f(x)\|_2^2$, mais plutôt une fonction de la forme :

$$f(x) = \begin{bmatrix} f_1(x) \\ f_2(x) \\ \vdots \\ f_n(x) \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Sous forme vectorielle, le problème d'optimisation devient :

$$\min_x \|f(x)\|_2^2 = \min_x (f_1(x)^2 + f_2(x)^2 + \cdots + f_n(x)^2) \quad (3.2)$$

La variable VariableX est le point de départ de l'évaluation de la fonction. Les limites passées en paramètres à cette fonction prennent deux formes : des limites supérieures et inférieures sur la variable VariableX et un nombre maximal d'itérations. Le paramètre OptionsAlgorithmes permet de contrôler les algorithmes utilisés. Il existe deux types principaux : la méthode Levenberg-Marquardt et la région de confiance réfléctrice (trust-region reflective).

La méthode Levenberg-Marquardt tente de minimiser la solution avec l'équation suivante :

$$(J(x_k)^T J(x_k) + \lambda_k I) d_k = -J(x_k)^T F(x_k) \quad (3.3)$$

où F est la fonction à maximiser, J est le jacobien, I est la matrice identité, λ est un scalaire qui contrôle la direction, et la grandeur de d_k et d_k est la variation (delta) qui sert à faire varier la fonction à minimiser. Cette méthode ressemble à la méthode Gauss-Newton lorsque λ est égal à 0.

⁴ Tiré principalement du site <http://www.mathworks.com/>

Pour décrire la méthode de la région de confiance réfléctive, il faut comprendre le concept de région de confiance : pour minimiser $f(x)$, on approxime cette fonction par une fonction plus simple $q(x)$, qui reflète assez bien le comportement de $f(x)$ sur une région voisine N autour du point x . Un premier essai de minimisation est effectué avec un essai sur la région N .

$$\min_s \{q(s), s \in N\} \quad (3.4)$$

Le nouveau point à évaluer sera $x + s$ si $f(x + s) < f(x)$, sinon le point demeure inchangé. Par la suite, on diminue la région de confiance N et on réitère la minimisation. Le véritable problème consiste à trouver la fonction qui approxime la fonction à minimiser $f(x)$. Une approximation courante est d'utiliser les deux premiers termes des séries de Taylor et la région de confiance est souvent sphérique ou ellipsoïdale. Il existe plusieurs autres façons d'appliquer cet algorithme.

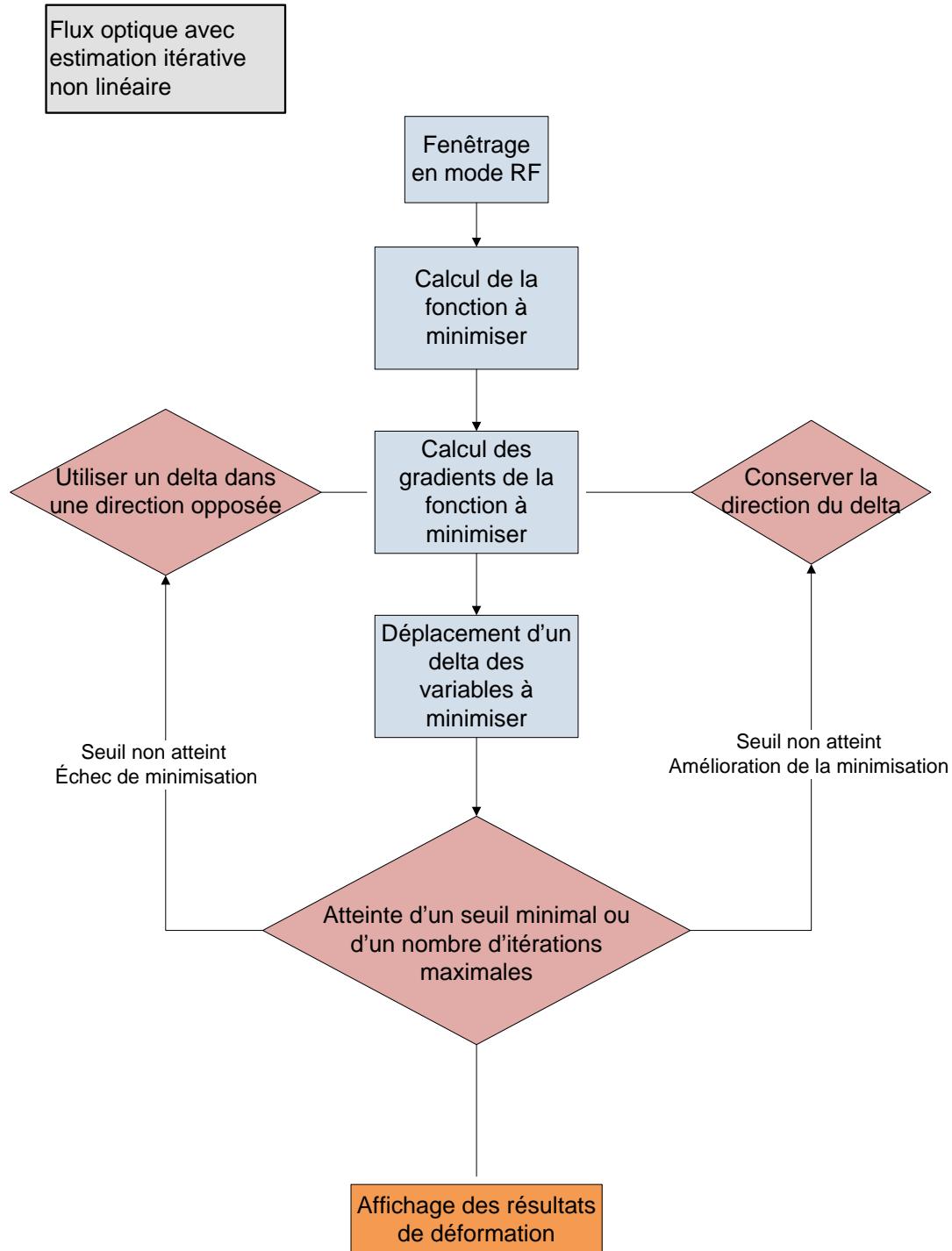


Figure 3.6 : Fonctionnement de l'estimation des moindres carrés non-linéaires (inspiré de la méthode Levenberg-Marquardt).

3.5 Résolution de l'équation de flux optique par éléments finis

Pour obtenir un autre comparatif dans le but d'estimer la performance de l'algorithme développé, l'équation de flux optique assujettie à la condition de lissage peut être résolue en utilisant une méthode d'éléments finis. Plus spécifiquement, les deux équations aux dérivés partielles, obtenues en minimisant la fonctionnelle posée par Horn et Schunck (1981), ont été résolues à l'aide de COMSOL MULTIPHYSICS. Pour ce faire, nous avons utilisé un code informatique et une méthode développés par Abdelali (2010) pour résoudre des problèmes complexes en élastographie.

3.6 Images de synthèse

Pour déterminer la précision des algorithmes développés dans la section précédente, il est essentiel de pouvoir générer des images de synthèse dont les paramètres sont contrôlables et les résultats de la déformation appliquée connus d'avance. En comparant les résultats expérimentaux avec ceux attendus, il sera possible de faire des statistiques sur l'erreur moyenne et la variance. Les deux modèles utilisés sont ceux décrits à la section 2.1.1 : la chaîne de ressorts et l'inclusion circulaire.

Les paramètres du transducteur simulé pour les images de synthèse correspondent aux valeurs de la sonde L7-4 du HDI1000, l'appareil ultrasonore du laboratoire. Il s'agira des paramètres de transducteur standard pour le présent travail, parce que c'est ce même appareil qui servira lors des mesures expérimentales

3.7 Ingénierie du logiciel

Le laboratoire a, à travers les années, développé une grande quantité d'outils logiciels Matlab pour générer et/ou analyser des séquences d'images, en particulier des séquences d'images échographiques. Pour ce faire, de nouvelles classes et méthodes Matlab ont été développées. La classe la plus intéressante est le *datingrid*, une sorte de contenant pour toutes formes de données n-dimensionnelles, qui est particulièrement bien adaptée à celles qui sont dans un référentiel spatio-temporel et qui sont échantillonnées sur une grille ; le *datingrid* convient donc bien aux images et aux volumes, échantillonnées ou non dans le temps, acquises expérimentalement ou produites par simulation. Cette classe possède une grande quantité de méthodes qui permettent de faire diverses opérations sur les images en faisant la validation nécessaire pour s'assurer de la cohérence des données et de la précision des calculs. Elle est également associée à un ou plusieurs vecteurs nommés *defax*, qui contiennent l'information au sujet des unités des axes et celle spécifiant le support géométrique et temporel des données. Un des contrôles souvent utilisé est la comparaison de l'intervalle d'échantillonnage pour les opérations entre deux images pour s'assurer que les opérations en cours sont valides.

Les méthodes développées pour cette classe comprennent des méthodes d'intérêt général (transformée de Fourier nD, méthodes graphiques pour le traçage et affichage, addition, division, soustraction des données, interpolation, etc.), ainsi que des méthodes d'intérêt plus particulier pour le calcul du mouvement et pour l'élastographie : fenêtrage 1D et 2D, similarité SAD, intercorrélation, localisation d'extrémum (incluant la localisation sub-échantillon), etc. Les estimateurs et autres fonctions du présent travail ont été développés en conservant cette philosophie, et donc développés sous forme de méthode *datingrid*. Les fonctions sont développées, testées et documentées pour pouvoir être utilisées par d'autres chercheurs du département.

Un des éléments importants de la conception logicielle pour rendre l'utilisation des algorithmes le plus flexible possible est l'utilisation d'une structure de commande. Cette structure, une fois

remplie à l'initialisation, dirige l'exécution du prétraitement des données à l'enregistrement des résultats. Voici les principaux volets de contrôle :

- Algorithme à utiliser ;
- Paramètre de fenêtrage : taille, chevauchement ;
- Paramètres pour déterminer l'extrémum de la fonction lors de l'utilisation de l'intercorrélation ou de la SDA : méthode d'interpolation, limites inférieures et supérieures où trouver l'extrémum ;
- Méthode de calcul de la déformation.

Cette structure de contrôle permet de lancer des scripts pour traiter une série d'images avec différents paramètres sans qu'un opérateur soit obligatoirement présent. Lors de la comparaison d'algorithmes dans le prochain chapitre, les paramètres de commande seront précisés.

CHAPITRE 4 APPLICATION SUR DES IMAGES DE SYNTHÈSE

Ce chapitre présente une évaluation des algorithmes de calcul d'élastogrammes décrits précédemment. Cette évaluation permet de mieux comprendre le rôle que jouent les divers paramètres qui servent à spécifier un algorithme particulier et à contrôler son exécution. Pour certains de ces paramètres, la méthode d'évaluation permet de déterminer la plage de valeurs qui peut être utilisée pour produire un élastogramme de qualité.

La qualité des élastogrammes peut être chiffrée en faisant appel à la notion de ratio signal/bruit élastographique, RSB_e , défini ainsi :

$$RSB_e = \frac{\text{Valeur moyenne de la déformation estimée}}{\sqrt{\text{Variance de la déformation estimée}}} \quad (4.1)$$

Les algorithmes seront d'abord évalués pour des problèmes de mouvement 1D, puis 2D.

4.1 Analyse des algorithmes 1D

Les premiers tests des algorithmes se font sur des images de synthèse générées pour un mouvement unidimensionnel dans la direction axiale de propagation. Les versions des algorithmes créés pour un mouvement unidimensionnel sont relativement un peu plus simples à construire, s'exécutent plus rapidement et leurs performances plus faciles à évaluer. La partie qui suit doit être vue comme une validation de concept, car le mouvement unidimensionnel dans un tissu biologique est à peu près impossible à obtenir, en particulier *in vivo*. Il y a toujours une composante de déformation latérale, de cisaillement ou de rotation qui intervient puisque les tissus sont quasi incompressibles et élastiquement inhomogènes.

4.1.1 Chaînes de ressorts 1D

Les tests sont faits sur des séquences générées pour le mouvement du modèle des chaînes de ressorts 1D décrit à la section 2.1.1 et illustré à la figure 4.1. Le tableau 4-1 présente les paramètres définis pour générer les images en utilisant une réponse impulsionale (RI) unidimensionnelle et le modèle à diffuseur discrets. Les images de cette séquence sont formées

de 30 chaînes de ressorts 1D juxtaposées ayant toutes le même comportement mécanique et la même densité de diffuseurs par ligne, mais selon une disposition de diffuseurs qui varie d'une chaîne à l'autre. Ces 30 répétitions sont donc stochastiquement identiques, ce qui est utile pour obtenir les statistiques de moyenne et de variance de l'erreur d'estimation, qui servent à mesurer la qualité des élastogrammes en termes de ratio signal-bruit élastographiques.

Tableau 4-1 : Paramètres utilisés pour générer une séquence d'images basée sur le modèle de la chaîne de ressorts 1D

Densité de diffuseurs par mètre	10 000
Dimension du fantôme	0.05 m
Profil de compliance	Détaillé à la figure 4.1.
Résolution axiale	4096 échantillons par ligne RF
Résolution latérale	30 lignes RF
Déformations (séquence)	0.4 – 0.6 – 0.8 – 1.2 – 1.4 – 1.6 – 2.0 %
Vitesse du son	1540 m/s
Type de RI du transducteur	Gaussienne 1D - Direction axiale
Fréquence centrale	3 MHz
Largeur de bande fractionnaire	0.6

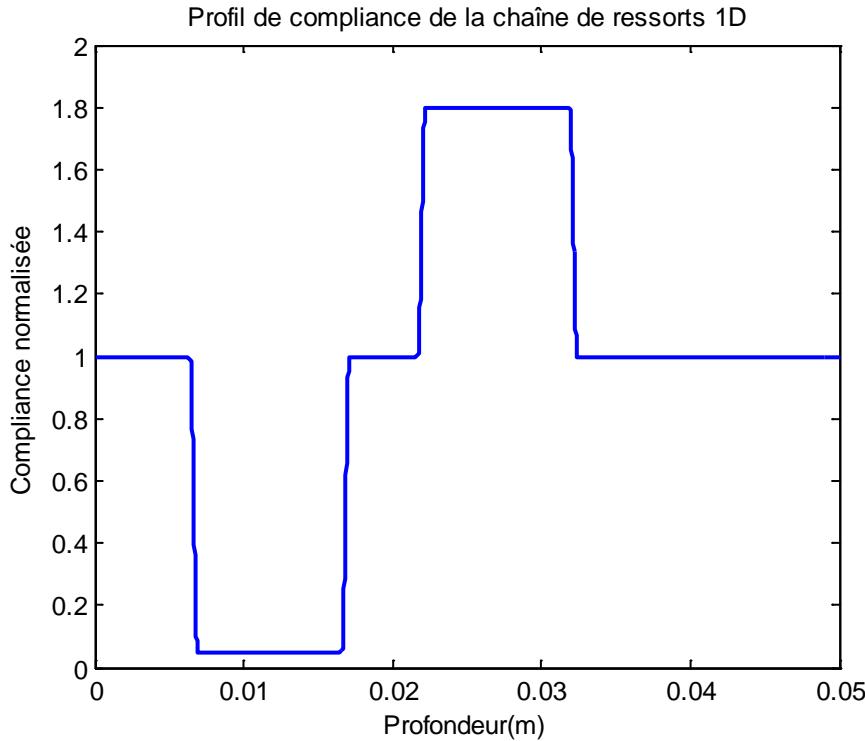


Figure 4.1 : Profil de compliance pour la chaîne de ressorts. Ce modèle est composé d'une bande très rigide (avec une compliance très faible) entre 0.008 et 0.018 m ainsi que d'une bande relativement molle (avec une compliance élevée) entre 0.022 et 0.032 m.

La première partie de l'analyse portera sur la taille optimale des fenêtres à utiliser pour ce modèle en fonction de la déformation. Pour cette première expérimentation, seuls les algorithmes SDA et flux optique simple seront examinés par souci de clarté et surtout parce que les différentes applications du flux optique ont le même comportement face au fenêtrage. Plusieurs combinaisons de tailles de fenêtres et de nombres d'itérations ont été étudiées; trois cas représentatifs ont été choisis et sont décrits au tableau 4-2. Pour toutes les situations, la taille initiale (première itération) est de 5.1mm et celle à la seconde itération est de 1.3mm. La troisième itération, si elle existe, et faite avec un raffinement de la taille par un facteur 1/2 ou 1/4.

Tableau 4-2 : Tailles de fenêtre et nombre d’itérations pour tester l’influence des fenêtres sur la mesure

Configuration de l’algorithme	Nombre d’itérations	Taille des fenêtres (valeurs aux itérations 1, 2 et 3 si il y a lieu)
A	2	5.1 mm et 1.3 mm
B	3	5.1 mm, 1.3mm et 0.64 mm
C	3	5.1 mm, 1.3mm et 0.,32 mm

Tableau 4-3 : Détail des algorithmes utilisés

Algorithmes	SDA, Flux optique simple
Fenêtrage	Taille des fenêtres : voir le tableau 4-2 Chevauchement : 0.6
Interpolation	Parabolique Limites du déplacement estimé : 15 %
Taille du filtre Savitzky-Golay	NN valeurs du déplacement estimé

La figure 4.2 et la figure 4.3 montrent la déformation moyenne calculée et permet de voir le comportement des algorithmes en fonction des tailles de fenêtre du tableau 4-2 en relation avec la déformation mesurée pour des déformations globales⁵ de 0.4 et 1.0 %. On note que dans certaines situations, l’estimateur de déformation est biaisé : les valeurs de déformations estimées sont, à n’en point douter, légèrement soit au-dessus, soit au-dessous de la valeur de déformation « théorique », celle utilisée dans la formation d’image de synthèse. C’est clairement le cas à 1% de déformation globale lorsqu’on utilise la SDA pour évaluer le déplacement (figure 4.3).

La figure 4.4 et la figure 4.5 montrent l’erreur quadratique moyenne des déformations estimées. On voit clairement que plus petites sont les fenêtres, plus grande est l’erreur quadratique moyenne, et donc plus faible sera le RSB_e; en effet, la réduction de la taille des fenêtres diminue le nombre de points de mesure utilisés pour le calcul, ce qui augmente l’incertitude de

⁵ Étant donné que le profil de compliance est symétrique par rapport à la compliance unitaire, la déformation globale est aussi celle des premiers et derniers ressorts de la chaîne.

l'estimation. On note aussi que l'erreur quadratique augmente avec la **déformation globale** (figure 4.4 et figure 4.5). Cela s'explique par le fait qu'une plus grande déformation contribue à réduire d'autant la corrélation entre les signaux fenêtrés.

Cet effet de la déformation sur la décorrélation se manifeste aussi localement. En effet la compliance du milieu a un effet important sur l'erreur quelque soit la taille de fenêtre. Dans la zone de faible compliance, l'erreur quadratique moyenne est faible pour tous les modes de fenêtrage. Par contre, dans la zone de forte compliance, l'erreur varie beaucoup et le fenêtrage de type C donne encore une fois les pires résultats. Cette zone subit une forte déformation et la décorrélation entre fenêtres est grande. Ceci vient causer des problèmes d'estimation pour les fenêtres plus petites.

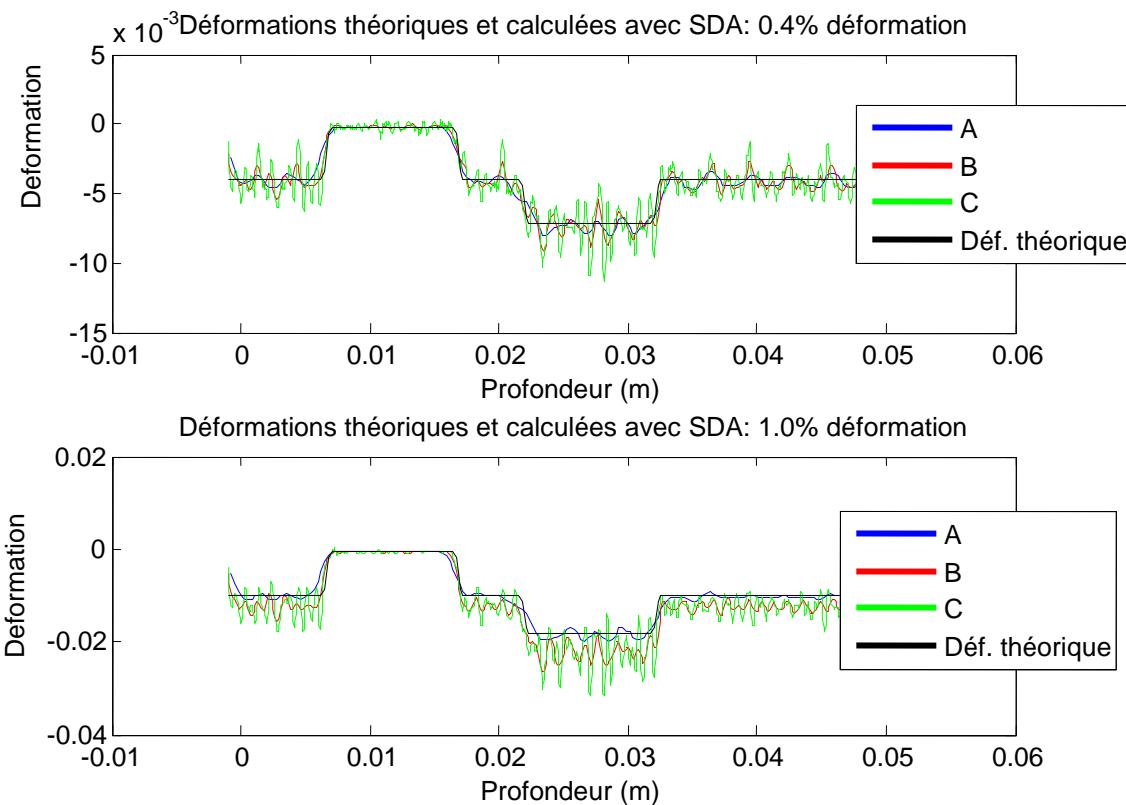


Figure 4.2 : Déformations estimées et théoriques pour les 3 modèles de fenêtrage pour des déformations initiales de 0.4 et 1.0 %. L'algorithme utilisé est la SDA.

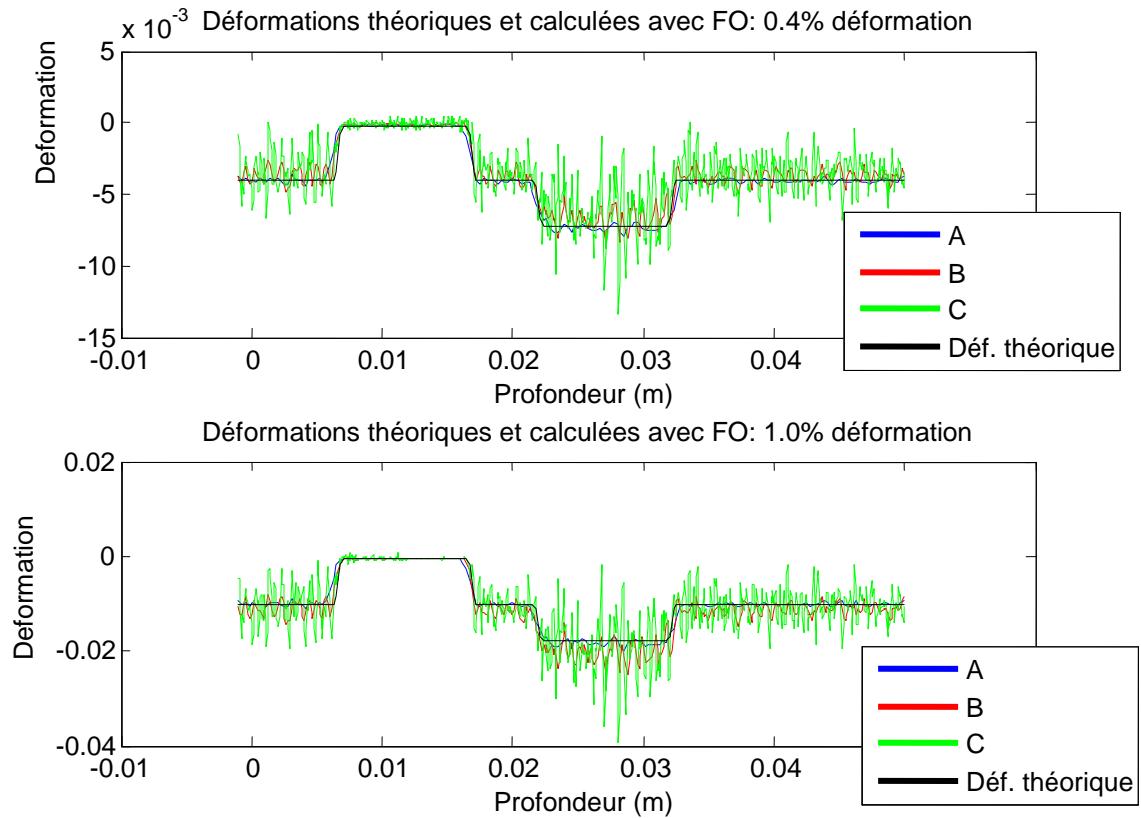


Figure 4.3 : Déformations estimées et théoriques pour les 3 modèles de fenêtrage pour des déformations initiales de 0.4 et 1.0 %. L'algorithme utilisé est le flux optique simple.

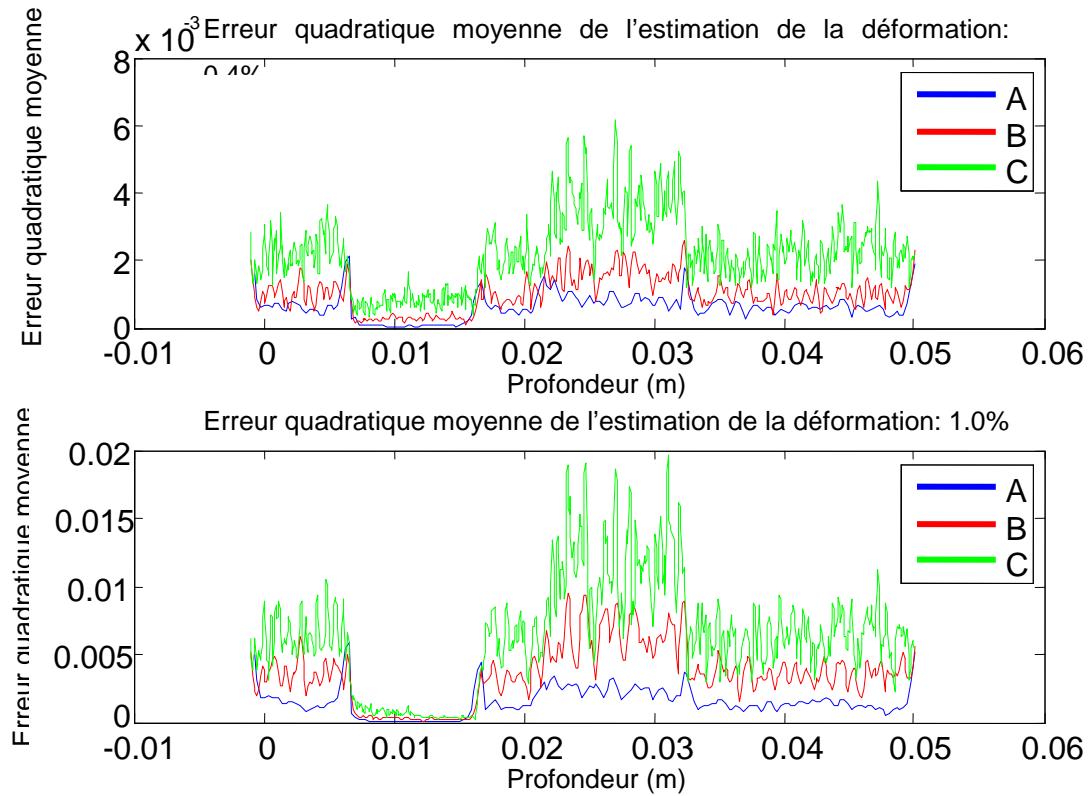


Figure 4.4 : Erreur quadratique moyenne estimée à partir de la déformation calculée par SDA pour les 3 modèles de fenêtrage avec 2 différents niveaux de déformation initiale : 0.4 et 1.0 %.

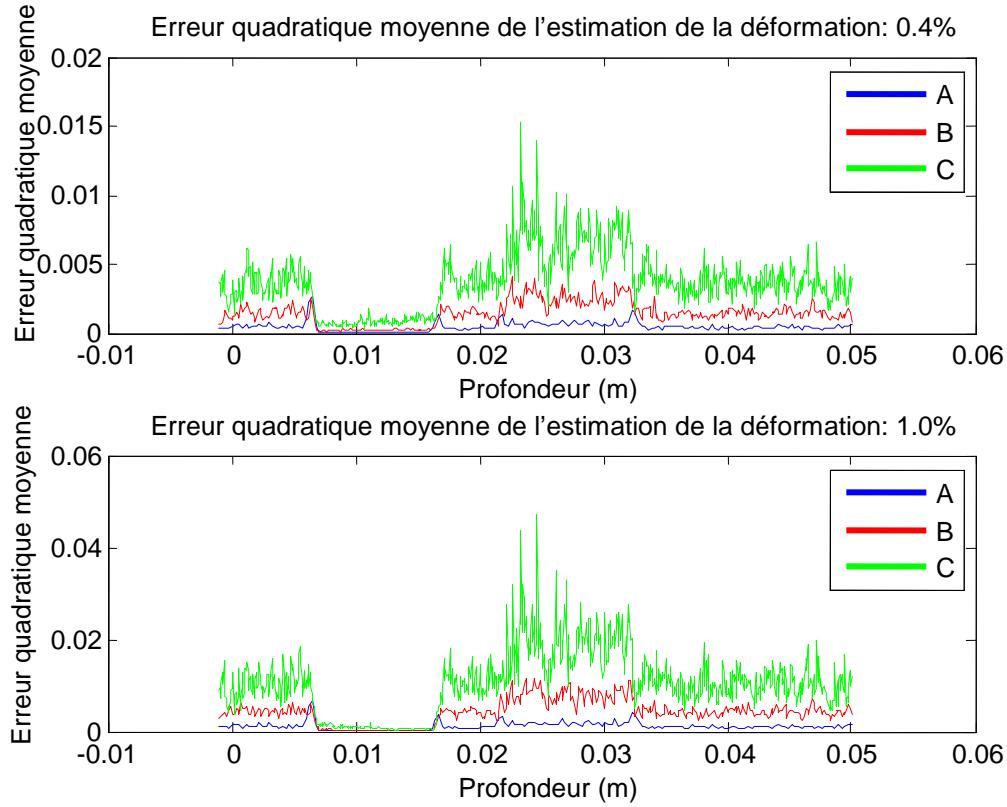


Figure 4.5 : Erreur quadratique moyenne estimée à partir de la déformation calculée par flux optique simple pour les 3 modèles de fenêtrage avec 2 différents niveaux de déformation initiale : 0.4 et 1.0 %.

À la vue de ces résultats, le mode de fenêtrage utilisé dorénavant sera celui de la configuration A. Il est important de noter que pour l'instant, les tailles spécifiées ne devraient pas être perçues comme un standard absolu. Pour toute nouvelle application, tout nouvel échographe, nouveau transducteur, nouveau tissu, etc,... le fenêtrage devrait être testé et documenté. Ce qui est surtout important de retenir, c'est la démarche que nous avons utilisée pour définir ces tailles, sachant l'influence importante qu'elles ont sur l'erreur quadratique moyenne et le RSBe.

À présent, il faut comparer les résultats pour tous les algorithmes créés appliqués à la chaîne de ressorts 1D. Les figures suivantes (figure 4.6 à figure 4.11) montrent les déformations estimées, l'erreur quadratique moyenne et le RSBe pour 2 niveaux de déformations initiales, 0.4% et

1.0%, par 4 différentes algorithmes : SDA, flux optique simple, flux optique avec étirement temporel et flux optique avec estimation non-linéaire.

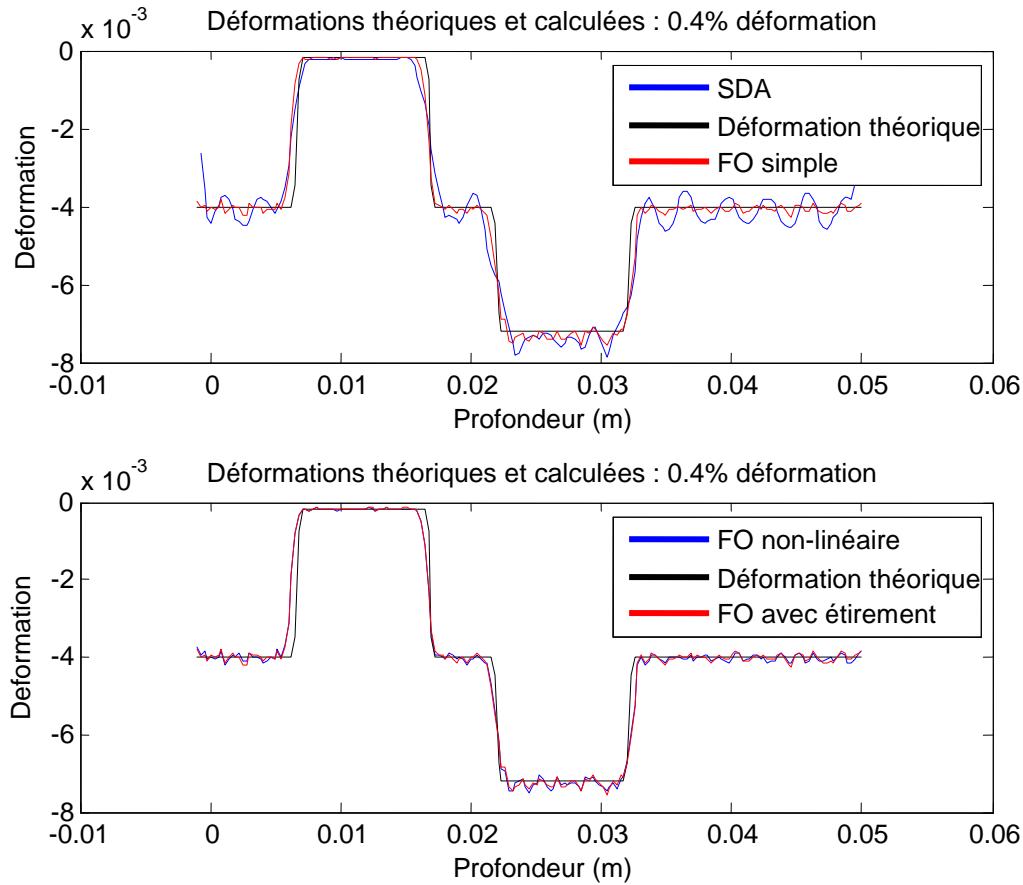


Figure 4.6 : Déformations théoriques et calculées pour une paire d'image générée avec le modèle de ressorts 1D pour 0.4 % de déformation initiale. En haut, les algorithmes de la SDA et du flux optique simple sont comparés aux valeurs théoriques attendues. En bas, les algorithmes du flux optique avec étirement temporel et du flux optique avec estimation non-linéaire sont comparés aux valeurs théoriques attendues. Les valeurs calculées sont estimées à partir d'une moyenne sur 30 lignes RF.

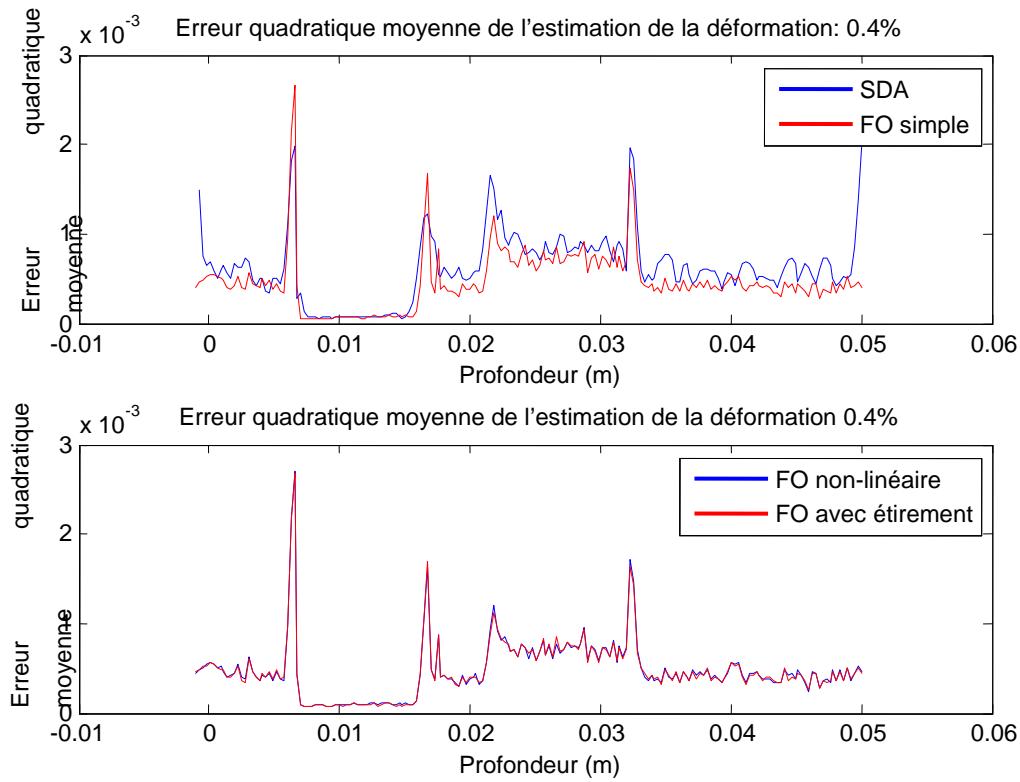


Figure 4.7 : Erreur quadratique moyenne entre la déformation théorique et la déformation estimée par différents algorithmes pour 0.4 % de déformation globale. En haut, l'erreur quadratique moyenne est calculée pour les algorithmes de la SDA et du flux optique simple. En bas, l'erreur est calculée pour les algorithmes du flux optique avec étirement temporel et du flux optique avec estimation non-linéaire sont comparés aux valeurs théoriques attendues. Les valeurs calculées sont estimées à partir de la déformation moyenne sur 30 lignes RF.

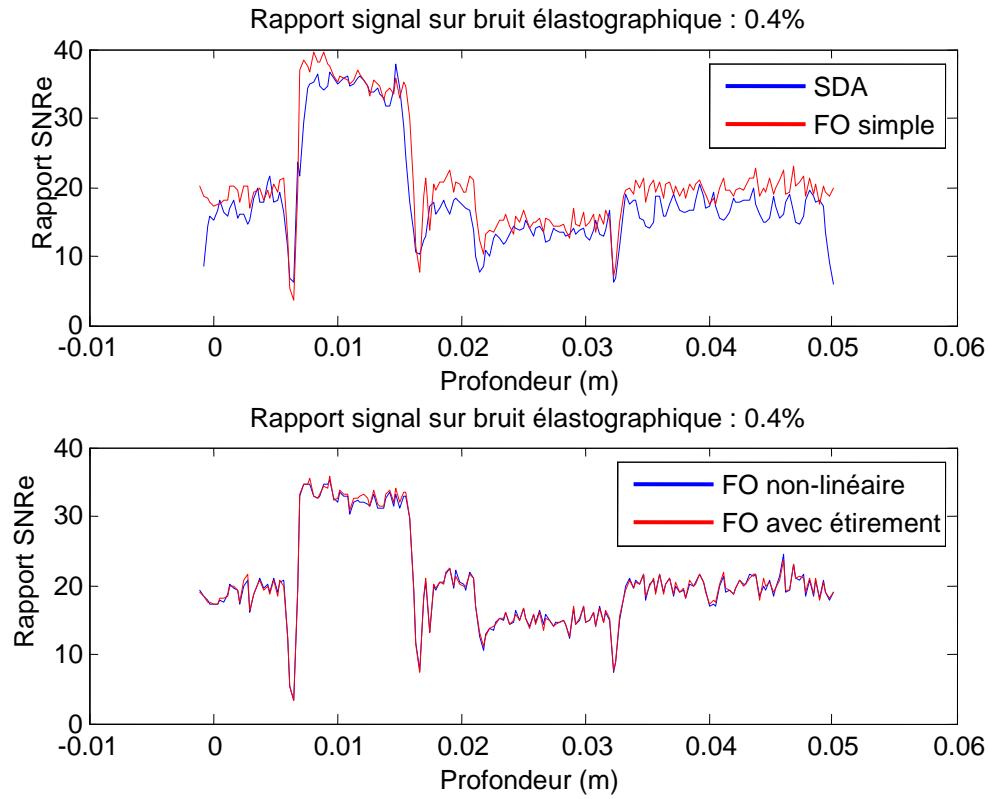


Figure 4.8 : RSB_e de l'estimation de la déformation pour les différents algorithmes sur un modèle de ressorts 1D, avec un échantillon de 30 lignes RF et une déformation initiale de 0.4 %.

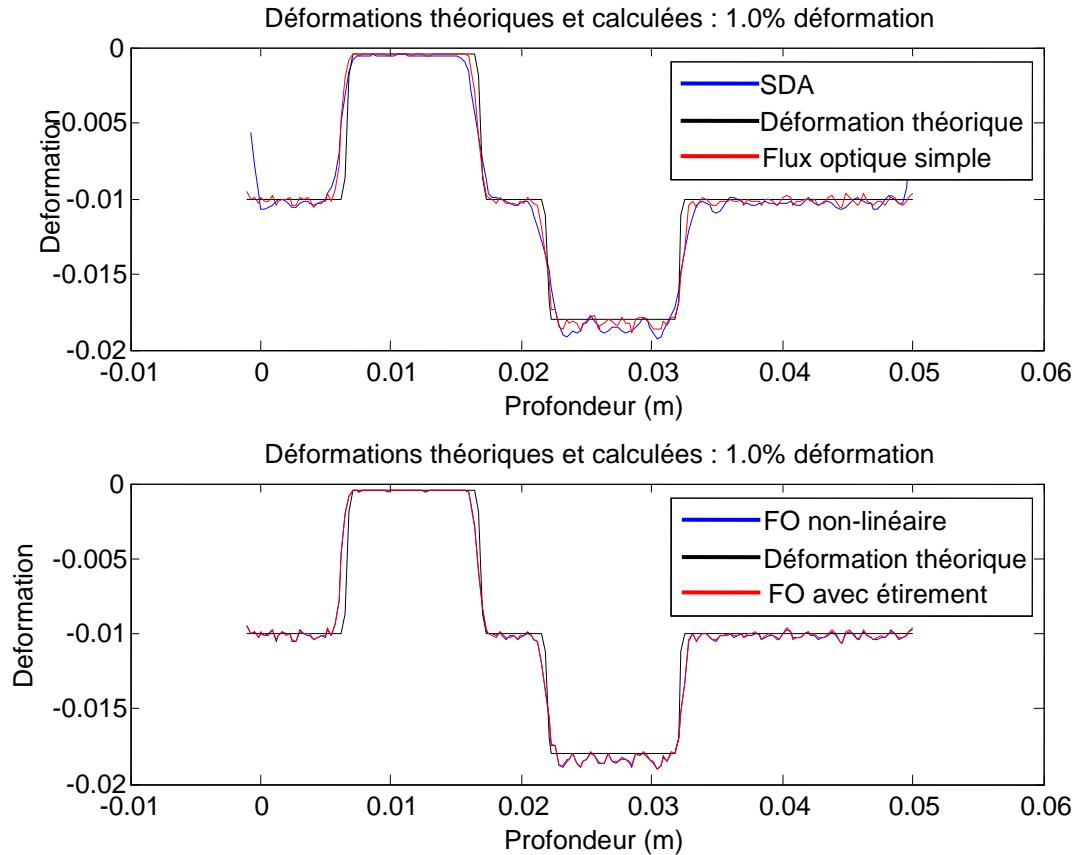


Figure 4.9 : Déformations théoriques et calculées pour une paire d'images générée avec le modèle de ressorts 1D pour 1.0 % de déformation globale. En haut, les résultats des algorithmes de la SDA et du flux optique simple sont comparés aux valeurs théoriques attendues. En bas, les algorithmes du flux optique avec étirement temporel et du flux optique avec estimation non-linéaire sont comparés aux valeurs théoriques attendues. Les valeurs calculées sont estimées à partir d'une moyenne sur 30 lignes RF.

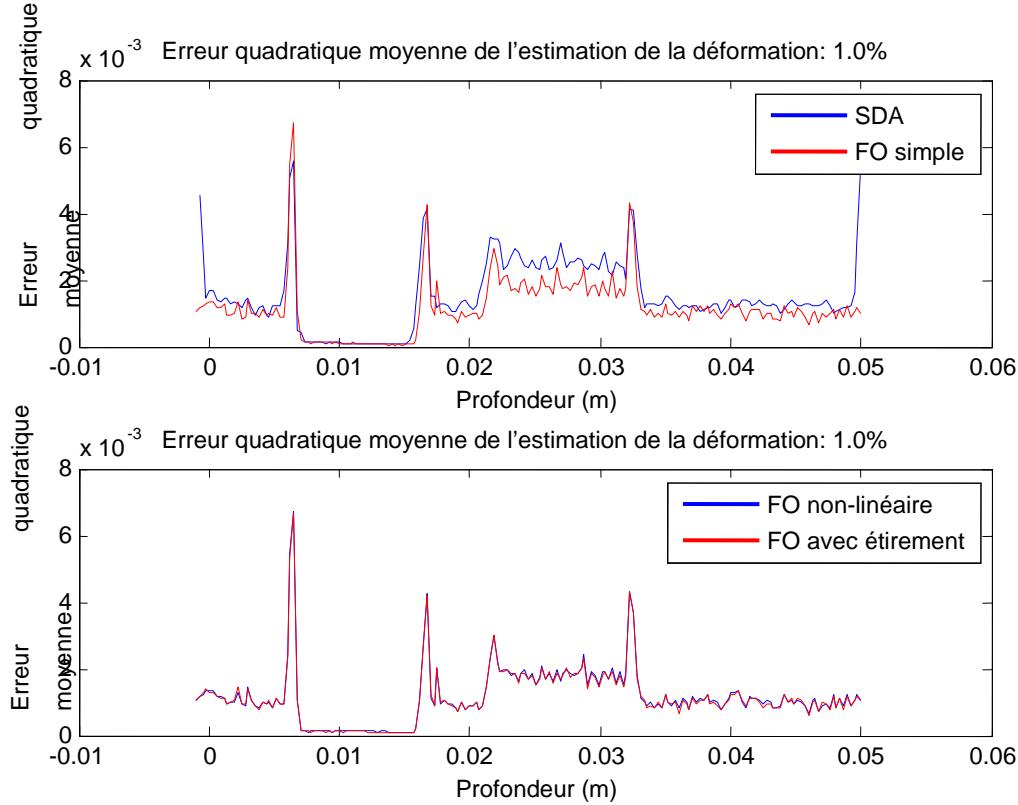


Figure 4.10 : Erreur quadratique moyenne entre la déformation théorique et la déformation estimée par différents algorithmes pour 1.0 % de déformation globale. En haut, l'erreur quadratique moyenne est calculée pour les algorithmes de la SDA et du flux optique simple. En bas, l'erreur est calculée pour les algorithmes du flux optique avec étirement temporel et du flux optique avec estimation non-linéaire sont comparés aux valeurs théoriques attendues. Les valeurs calculées sont estimées à partir de la déformation moyenne sur 30 lignes RF.

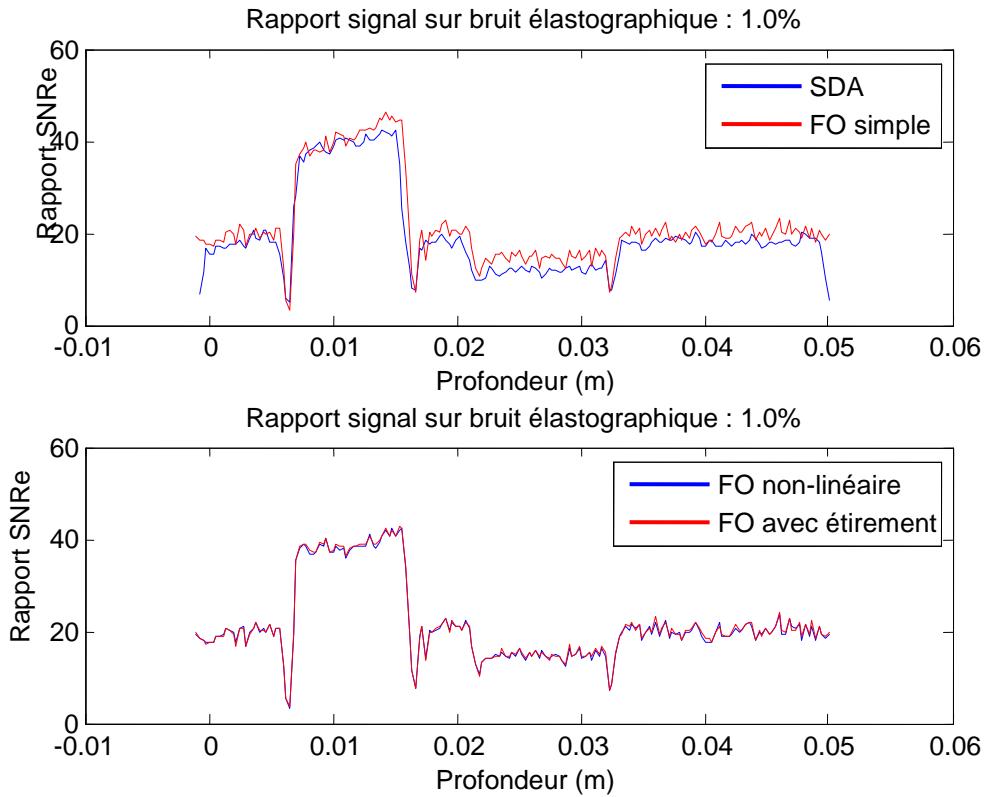


Figure 4.11 : RSB_e d'estimation de la déformation pour les différents algorithmes sur un modèle de ressorts 1D, avec un échantillon de 30 lignes RF et une déformation globale de 0.4 %.

En analysant les derniers résultats, on peut conclure que la qualité de l'estimation de la déformation, déduite à partir du RSB_e, est dépendante de la rigidité de la région analysée. Dans la région de faible compliance, donc de grande rigidité, la déformation estimée varie moins que dans les autres régions du fantôme. Ceci est dû au fait que cette région rigide se déforme moins et engendre ainsi moins de décorrélation entre l'image pré-compression et l'image post-compression. À l'opposé, la région de grande compliance obtient un très faible RSBe qui est reliée à la forte déformation qu'elle subit.

Une autre observation qui peut être faite à partir de ces derniers graphiques est que la variation brusque de compliance induit une grande erreur sur la mesure de la déformation. En effet, lorsqu'on observe la figure 4.7 et la figure 4.10, force est de constater la présence de pics importants qui coïncident avec une interface entre deux régions de compliance différente. Ce

résultat est probablement dû au fait qu'une fenêtre se retrouve à chevaucher deux milieux de compliance différente. La solution serait d'utiliser des fenêtres plus petites, mais, tel qu'observé précédemment, cette solution peut introduire un fort bruit. En élastographie comme dans la plupart des autres techniques d'imagerie, il y a toujours un compromis à faire entre obtenir une haute résolution et obtenir un faible niveau de bruit.

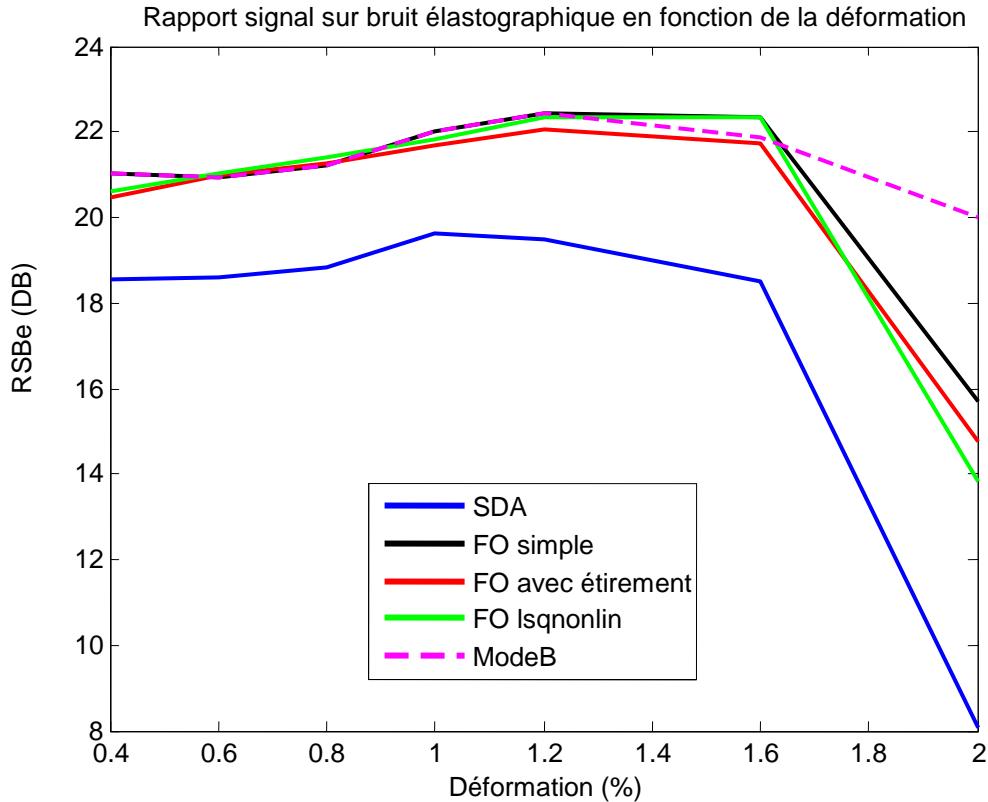


Figure 4.12 : Filtre de déformation pour les images générées à partir du modèle de ressorts 1D pour 5 algorithmes différents avec des déformations globales allant de 0,4 % à 2,0 %.

La figure 4.12 est un résumé des tests effectués avec la séquence d'images des ressorts 1D.

La plage de 0,4 % à 2,0 % de déformation globale correspond à la plage fonctionnelle utilisée lors de la conception des algorithmes. Il est ainsi possible de constater que les algorithmes de flux optique permettent d'atteindre un meilleur RSB_e que la SDA. Aussi, l'algorithme de flux optique avec un recalage en mode B offre une meilleure performance avec les niveaux de déformation globale élevés. Par contre, pour ce qui est de départager les algorithmes de flux

optique entre eux, il n'y pas de différence assez significative sur ce graphique. La section suivante devrait permettre de comparer puis de déterminer quel algorithme de flux optique est le plus performant.

4.1.2 Inclusion circulaire

Pour les séquences d'image de synthèse suivante, le modèle utilisée est celui de l'inclusion circulaire. Les paramètres décrivant le comportement de la séquence d'images utilisée pour cette section sont présentés au tableau 4-4. Pour n'obtenir qu'une contrainte axiale, le coefficient de Poisson de l'inclusion est de 0.0, ce qui veut dire qu'elle est parfaitement compressible. L'inclusion ne causera pas de mouvement latéral dans la séquence d'images. Le module de cisaillement est nul pour les mêmes raisons.

Tableau 4-4 : Paramètres utilisés pour générer les images du modèle de l'inclusion circulaire

<u>Paramètres de l'inclusion</u>	
Densité de diffuseurs	150×10^6 diffuseurs/m ²
Ratio Rigidité _{INCL} /Rigidité _{MILIEU}	3.0
Coefficient de Poisson	0.0 (totalement compressible)
Module de cisaillement	0.000
<u>Paramètres du transducteur</u>	
Fréquence centrale	5 MHz
Bande fractionnaire	0.6
Largeur de bande à mi-hauteur	0.0013
<u>Résolution</u>	
Axiale	8000
Latérale	250

Dans ce modèle, la déformation d'une ligne RF n'est pas nécessairement égale à une autre ligne RF, dépendamment de la position latérale de la ligne par rapport à l'inclusion. Ceci revient à dire que les cartes de déformation seront plutôt des images 2D. Un exemple est visible à la figure 4.13 avec la déformation théorique et les déformations estimées par les 5 différents algorithmes. Les paramètres des algorithmes utilisés sont disponibles au tableau 4-5.

Tableau 4-5 : Paramètres utilisés pour les algorithmes dans cette section

Algorithmes	SDA, Flux optique simple, Flux optique avec étirement temporel, Flux optique avec estimation non-linéaire, Flux optique avec Mode B.
Fenêtrage	Taille des fenêtres : 10 mm et 2.5 mm (2 itérations) Chevauchement : 0.6
Interpolation	Parabolique Limites du déplacement estimé : 15 %

À première vue, l'estimé de la déformation par la SDA est bruyant. Pour avoir une idée plus précise de l'exactitude de la déformation mesurée, les erreurs quadratiques sont calculées et affichées à la figure 4.14. On observe que l'erreur est grande au centre autour de l'inclusion circulaire. Ceci est dû au grand contraste de rigidité entre l'inclusion et le milieu environnant. Le fenêtrage entraîne la probabilité qu'une fenêtre chevauche deux milieux de rigidité différente, et effectue une sorte de moyenne entre les deux, diminuant le contraste. Ce phénomène est également visible à la figure 4.15.

La figure 4.16 montre la déformation mesurée et théorique le long de ligne centrale de l'inclusion circulaire pour tous les algorithmes à l'étude. On y voit que les déformations mesurées par la SDA oscillent fortement autour de la valeur théorique. Cet estimateur semble de moins en moins approprié à des mouvements complexes, s'il est comparé aux différentes applications du flux optique.

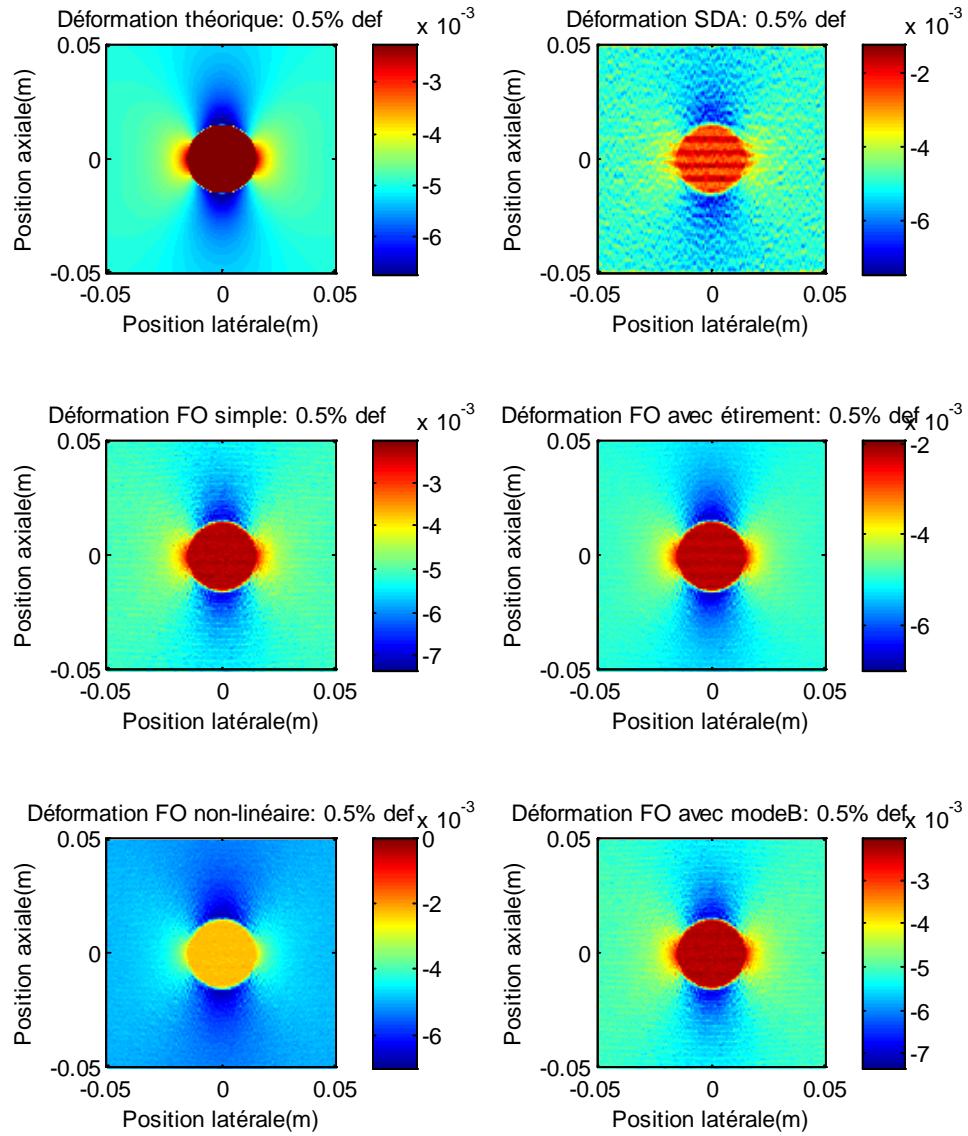


Figure 4.13 : Élastogrammes (cartes des déformations) pour le modèle de l'inclusion circulaire avec 0.5 % de déformation globale. En haut, à gauche, on peut voir le champ de déformation théorique. Les 5 autres graphiques sont les champs de déformations calculés par les algorithmes de reconstruction.

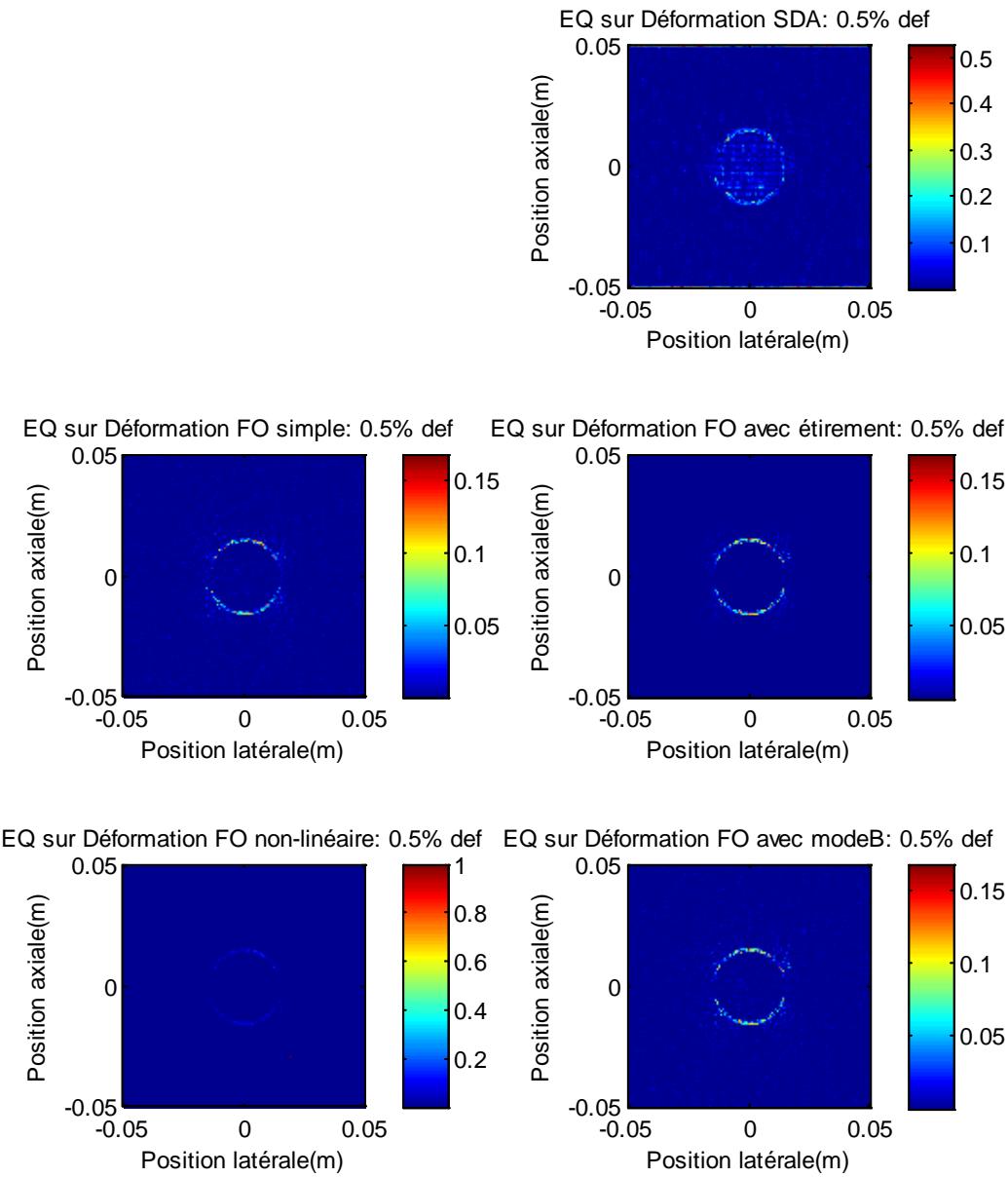


Figure 4.14 : Erreur quadratique entre la déformation théorique et les déformations calculées à la figure 4.13.

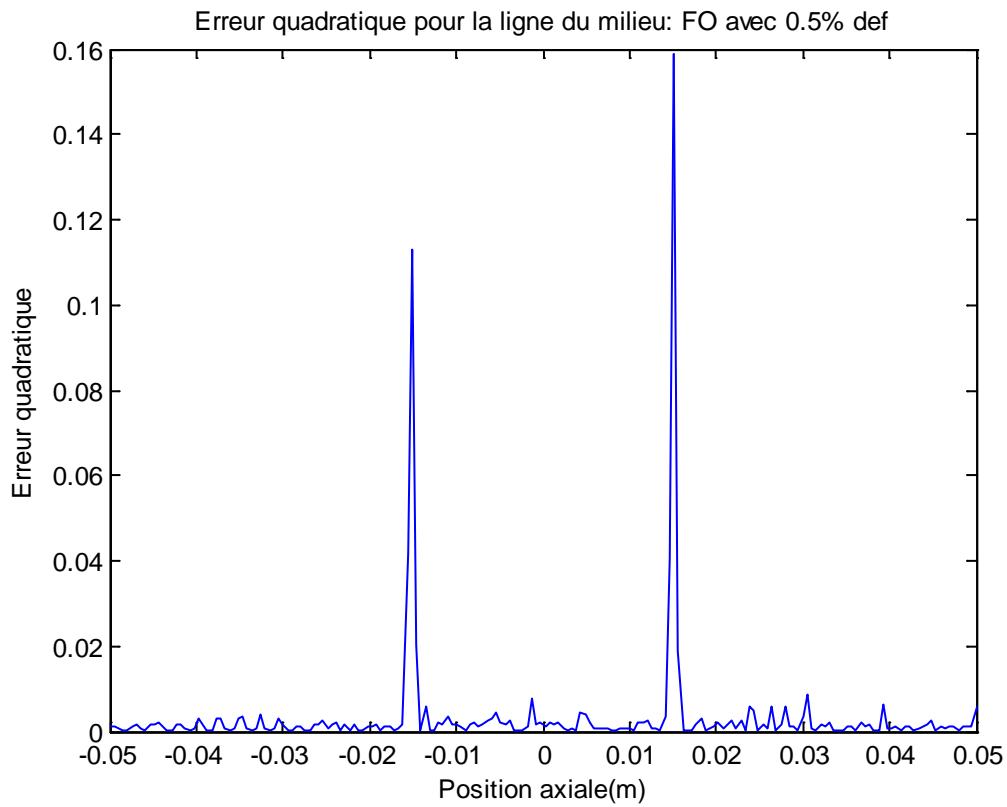


Figure 4.15 : Erreurs quadratiques sur la déformation estimée de la ligne du milieu de l'inclusion circulaire pour 0.5 % de déformation globale. L'algorithme utilisé ici est le flux optique simple. À remarquer, les deux grands pics qui correspondent au contour de l'inclusion circulaire et à une zone de grande variation de la déformation.

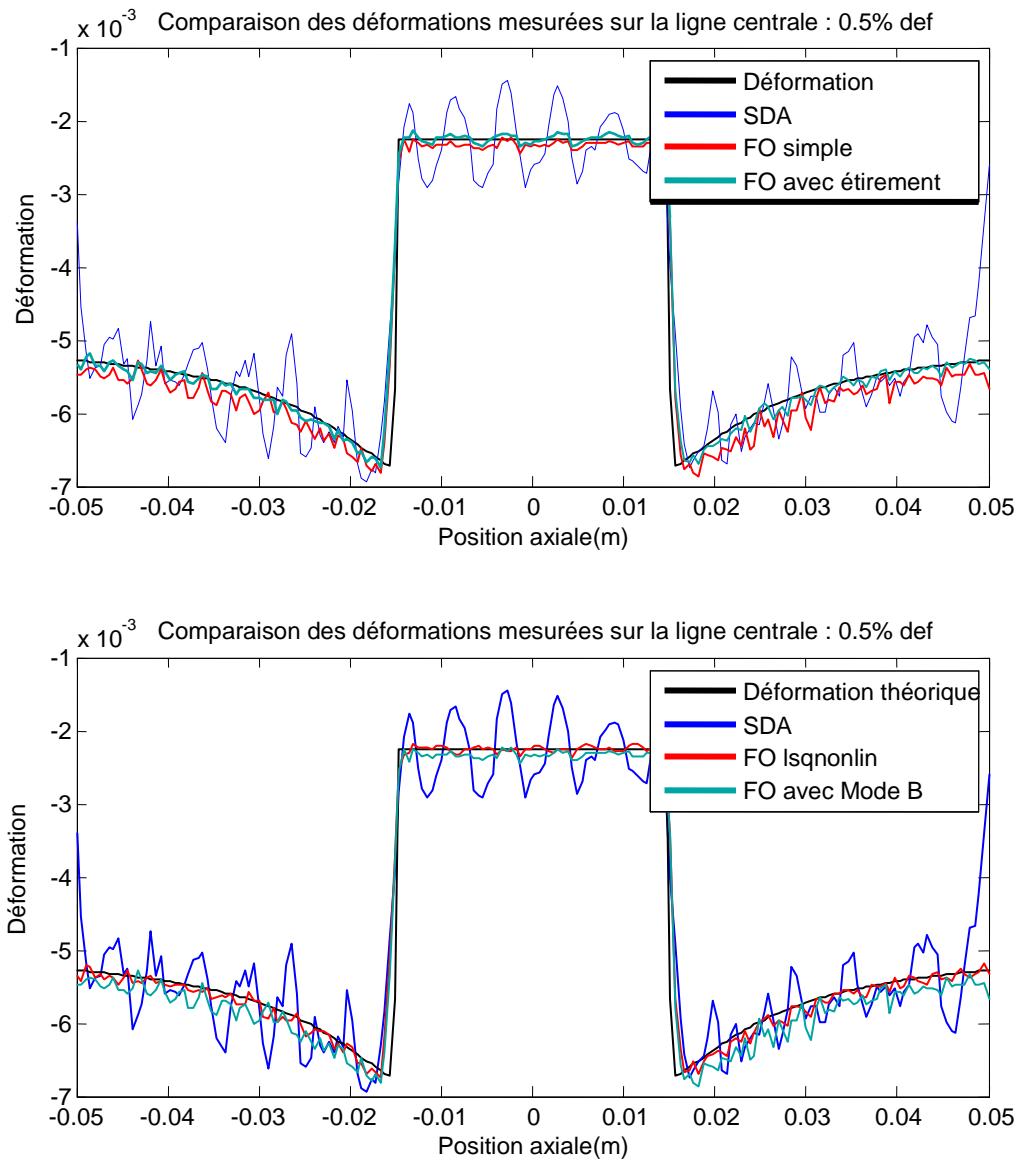


Figure 4.16 : Comparaison des déformations théoriques et mesurées pour la ligne du milieu de l'inclusion circulaire pour différents algorithmes avec 0.5 % de déformation globale.

Pour terminer l'étude comparative des résultats des différents algorithmes, la figure 4.17 résume le rapport signal sur bruit obtenu de la mesure de la déformation calculée par les 5 algorithmes à l'étude. À première vue, plus la déformation est forte, plus la moyenne de l'erreur est grande, ce

qui était le résultat attendu. La plus grande déformation entraîne une hausse de décorrélation entre les signaux pré- et post-compression.

L'algorithme de SDA crée des résultats fortement erronés en présence de grande déformation globale, et obtient le RSB_e le plus faible de tous les algorithmes. Pour ce qui est des algorithmes de flux optique, le flux optique à estimation non-linéaire a engendré la plus grande erreur. Combiné à un temps d'exécution fort long, cet algorithme sera laissé de côté pour estimer les déformations en 2D. Un point capital de cette étude a été vérifié : pour les déformations de 0.5% à 1,0%, le rapport signal sur bruit est suffisamment élevé pour que la mesure de la déformation puisse être qualifiée de stable. C'est justement cette plage qui était visée dans les hypothèses initiales.

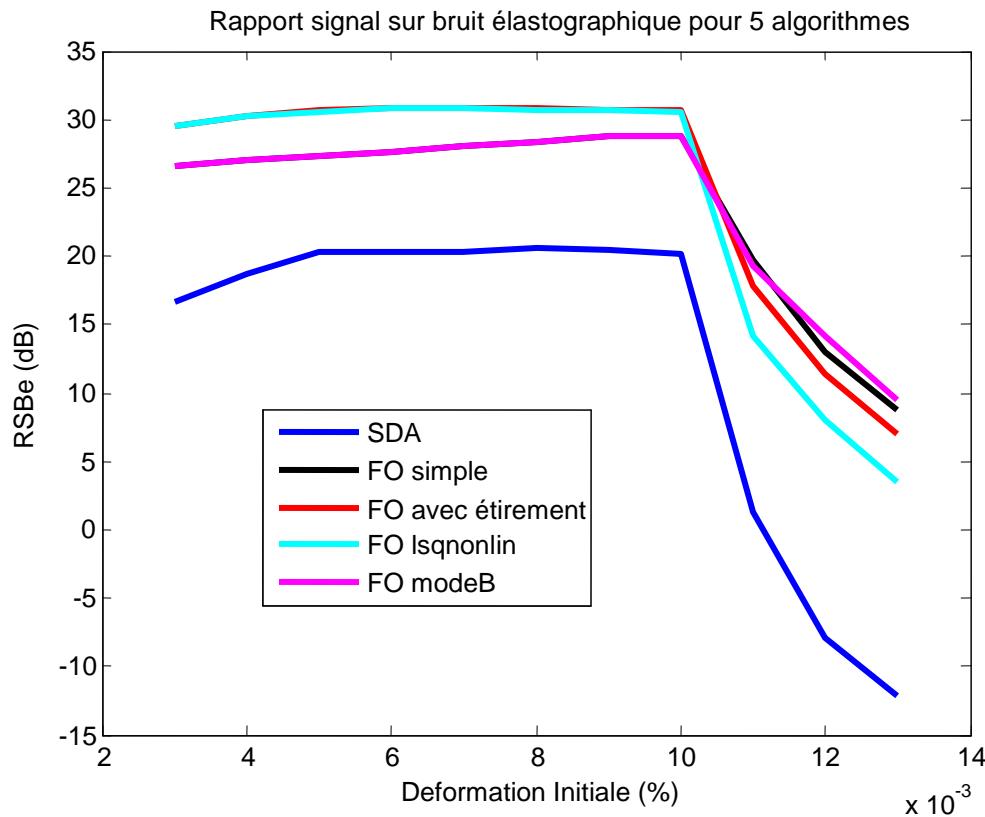


Figure 4.17 : Rapport signal sur bruit élastographique de la mesure de la déformation avec 5 algorithmes différents pour des valeurs de déformation globale allant de 0.3 % à 1.3 %.

4.1.3 Zébrures élastographiques

La figure 4.18 montre des images de déformations ou élastogrammes obtenus à partir de la technique du flux optique sur des images de synthèse de l'inclusion circulaire. Les paramètres pour générer ces images sont visibles au tableau 4-4.

Il est possible d'y remarquer la présence de zébrures. Plus la déformation est grande, plus la fréquence des zébrures est élevée. Ce phénomène est probablement dû au fait que l'équation (2.25) utilisée pour calculer le flux optique, néglige les termes d'ordre 2 et plus. Pour contourner ce problème, le flux optique sera combiné à l'étirement temporel pour limiter les problèmes de calcul des dérivées temporelles et spatiales. Une autre solution sera d'inclure une estimation des

moindres carrés non-linéaire itérative. À la figure 4.19, il est possible de voir que le phénomène de zébrure est grandement estompé par l'utilisation de méthodes itératives.

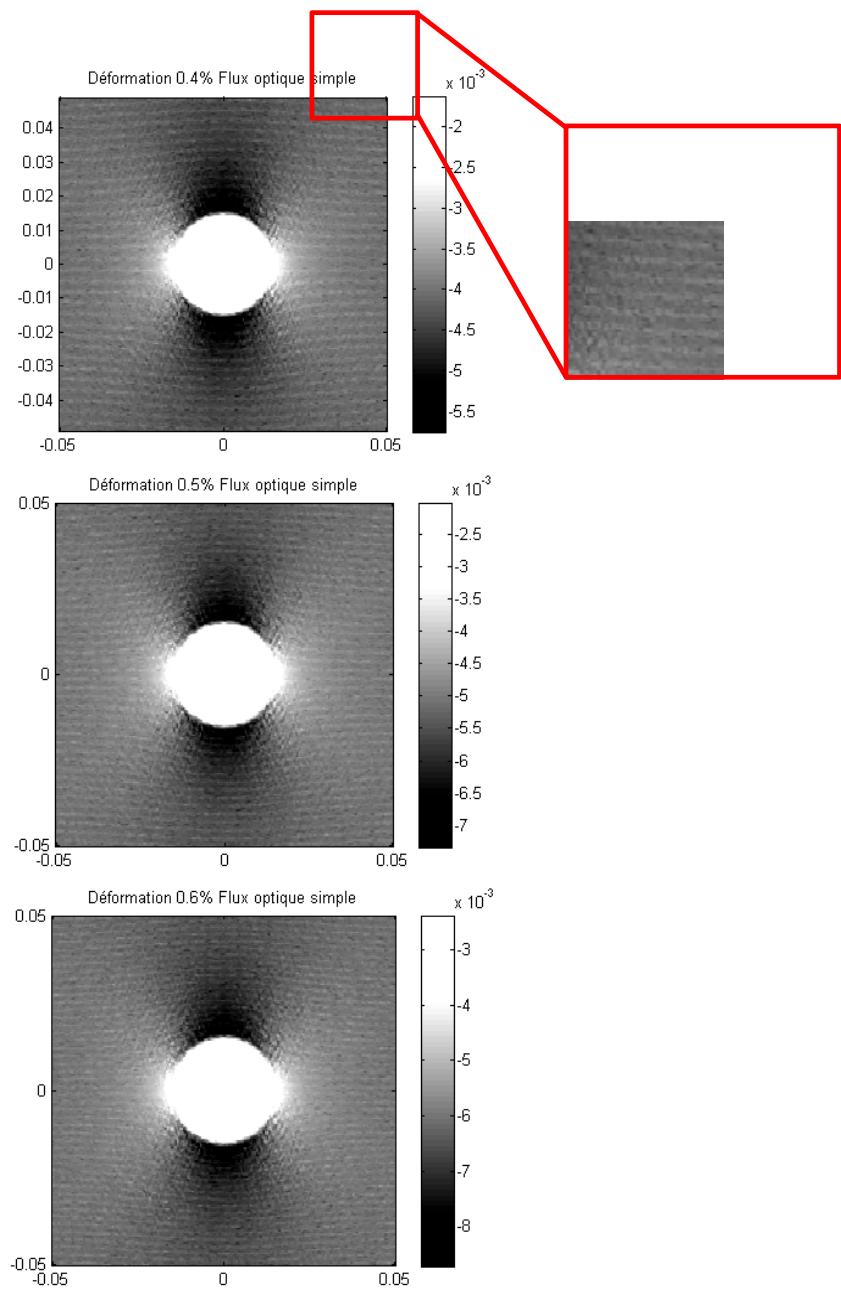


Figure 4.18 : Cartes de déformation mesurées par flux optique simple.

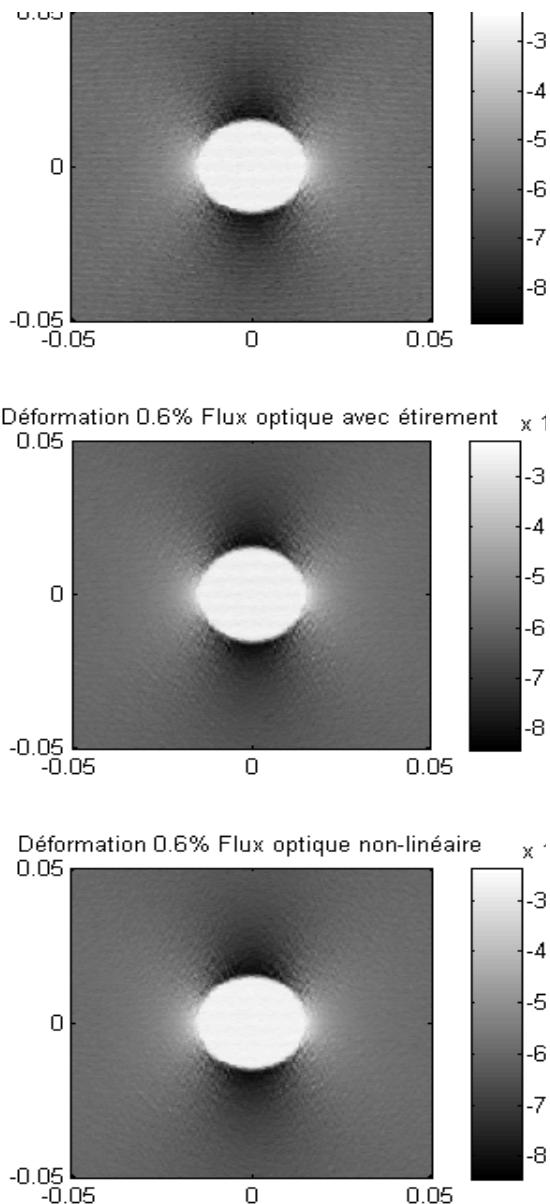


Figure 4.19 : Déformation estimée pour 0.6 % de déformation globale pour 3 algorithmes différents. En haut, l'utilisation du flux optique simple donne des zébrures nettement visibles. Au milieu et en bas, les algorithmes de flux optique avec étirement temporel et flux optique avec estimation non-linéaire permettent d'estomper grandement ces zébrures.

4.1.4 Limites de l'estimation 1D

À partir du modèle de l'inclusion circulaire, pour comprendre les limites de l'estimation 1D, il faut se pencher sur ce qui arrive lorsque le coefficient de Poisson et le module de cisaillement ne sont pas nuls. Il y aura alors une composante latérale du mouvement. Les paramètres utilisés sont affichés au Tableau 4-6.

Tableau 4-6 : Paramètres utilisés pour générer la séquence d'images utilisée ici

<u>Paramètres de l'inclusion</u>	
Densité de diffuseurs	150×10^6 diffuseurs/m ²
Ratio Rigidité _{INCL} /Rigidité _{MILIEU}	3.0
Coefficient de Poisson	0.495 (incompressible)
Module de cisaillement	0.021
<u>Paramètres du transducteur</u>	
Fréquence centrale	5 MHz
Bande fractionnaire	0.6
Largeur de bande à mi-hauteur	0.0013
<u>Résolution</u>	
Axiale	8000
Latérale	250

La figure 4.20 montre la déformation estimée par l'algorithme de flux optique simple. Cette séquence d'images est affectée par un champ de déformation latéral. Le problème avec l'estimation 1D est que si les lignes pré- et post-compression comparées ne contiennent pas les mêmes diffuseurs, l'estimation de la déformation devient invalide. C'est exactement le phénomène présent sur cette figure ; les lignes du centre sont tout de même acceptables puisque la déformation latérale y est faible. Par contre, sur les côtés, on voit que la mesure de déformation est de plus en plus erronée.

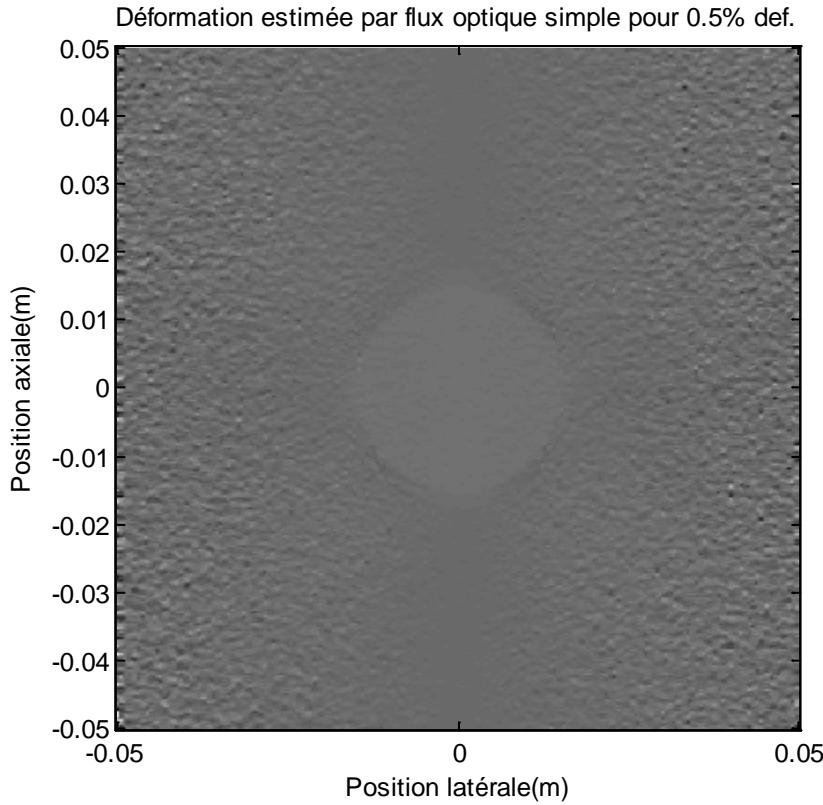


Figure 4.20 : Déformation estimée par flux optique simple pour une déformation globale de 0.5 %.

Lors d'une perturbation mécanique, une déformation purement axiale n'est pas réaliste. Il y a toujours une déformation latérale. Même une déformation axiale aussi faible que 0.5% est suffisante pour rendre les algorithmes 1D inefficaces. Pour cette raison, on doit étendre ces algorithmes en 2 dimensions. La prochaine section s'attaque à ce problème.

4.2 Analyse des algorithmes 2D

Pour cette section, les algorithmes ont été convertis en deux dimensions. La norme comparative sera l'intercorrélation 2D, mais cette fois-ci, l'algorithme produira 4 résultats : le champ de déformation axial, le cisaillement axial/latéral, le cisaillement latéral/axial et le champ de déformation latéral. Cette méthode est appliquée tout comme la SDA l'était mais lui est

préférable parce qu'elle est beaucoup plus rapide à calculer. La comparaison sera faite avec 3 versions du flux optique, le flux optique simple, le flux optique avec étirement temporel et le flux optique avec optimisation en mode B. Si on se rappelle l'équation (2.29), le flux optique en 2 dimensions permet d'obtenir une matrice de 4 composantes du champ de déplacement et un vecteur de 2 paramètres de translation. Comme ce qu'on cherche à mesurer est la déformation, ce qui équivaut aux composantes du champ de déplacement, les données de translation seront ignorées.

4.2.1 Analyse de la déformation pour les bandes de différente rigidité

Le modèle utilisé pour cette section, les bandes de différente rigidité, est la version 2D des chaînes de ressorts utilisées dans la première section de ce chapitre. Les valeurs de compliance des bandes sont illustrées à la figure 4.21. On peut y voir une bande plus rigide que la moyenne et une bande moins rigide. La compliance latérale de ce modèle est constante. Il ne s'agit pas d'un modèle réaliste, justement parce que la déformation latérale sera nulle, mais il permet d'obtenir une certaine assurance sur la précision des algorithmes en 2D. En effet, si les résultats s'apparentent à ceux obtenus en une dimension, il sera ensuite possible de passer à un modèle plus complexe.

Il n'y aura donc qu'une seule mesure intéressante faite par les algorithmes : la déformation axiale. On peut voir ce paramètre estimé par les 4 algorithmes à la figure 4.22 pour 0.4 % de déformation globale. Les 4 algorithmes semblent bien détecter les différences de déformation dues aux bandes de différentes rigidités. Donc, la transposition en 2D a été effectuée avec succès pour ce qui est de mesurer la déformation axiale.

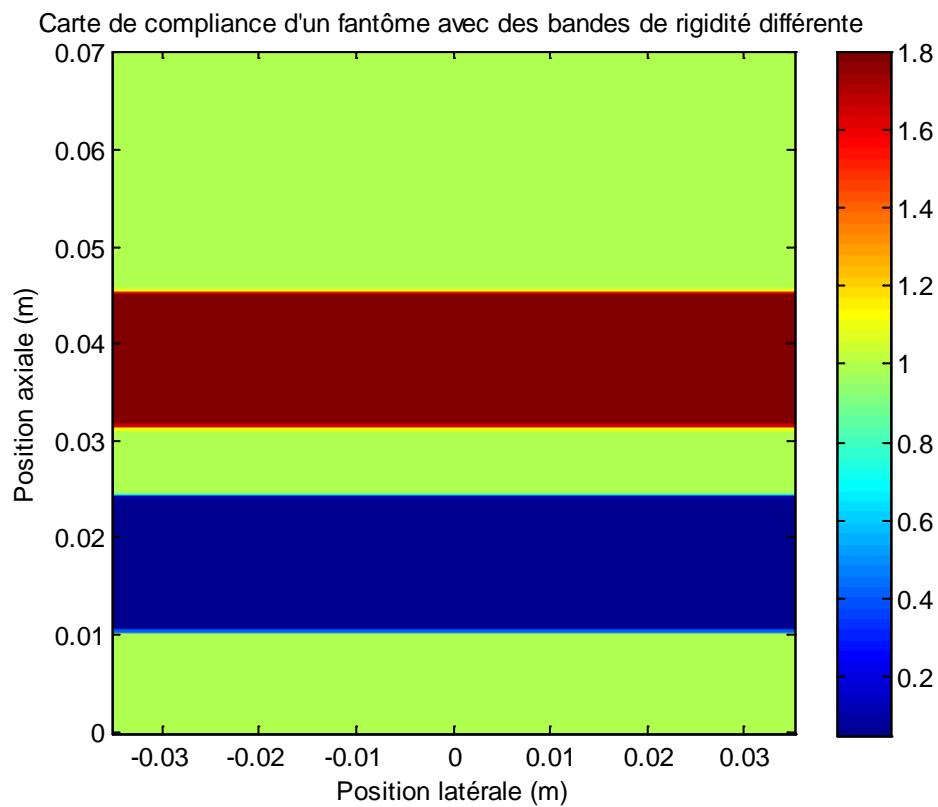


Figure 4.21 : Carte de la compliance axiale d'un fantôme à bande de différentes rigidités.

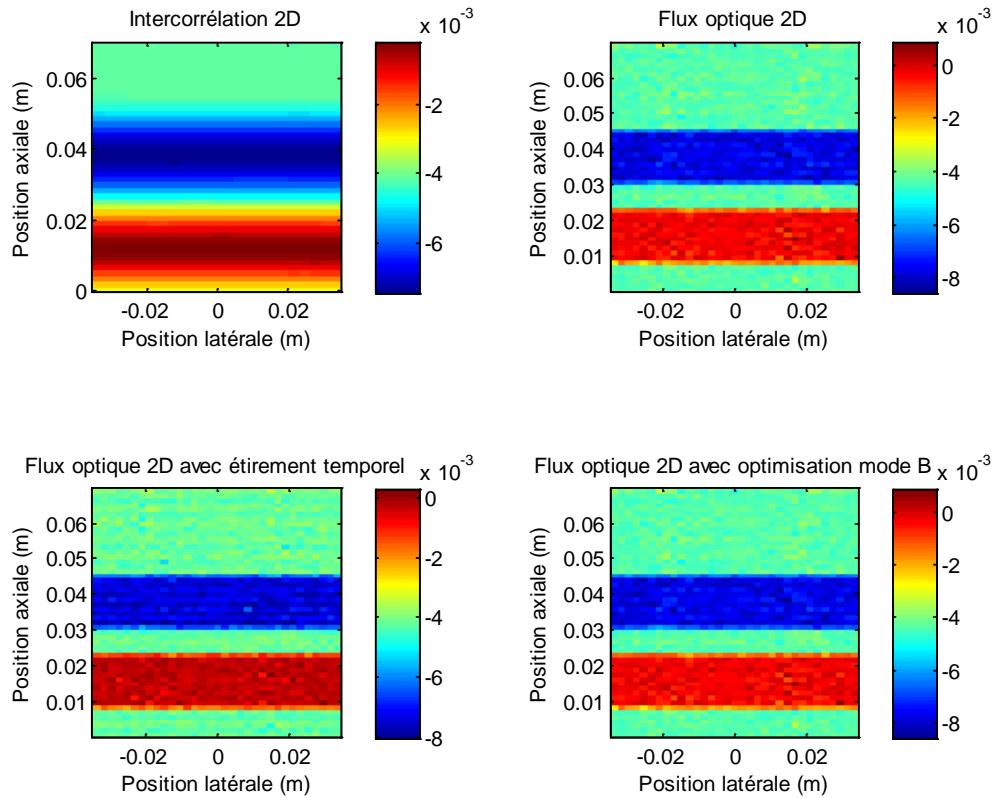


Figure 4.22 : Élastogrammes de la déformation axiale pour le modèle des bandes de différentes rigidités avec 4 algorithmes pour 0.4 % de déformation axiale.

Pour pouvoir avoir une idée plus nette de la précision de chacun des algorithmes appliqués à cette séquence d'images, le rapport signal sur bruit élastographique sur la déformation axiale mesurée est disponible à la figure 4.23 pour des déformations globales allant de 0.4 % à 2.0 %. On peut y voir que les performances sont généralement bonnes pour l'intervalle de 0.5 % à 1.5 % de déformation. Le flux optique avec étirement temporel est nettement plus précis que les autres algorithmes de flux optique. L'intercorrélation a des performances moyennes en général, mais il est constant à travers la variation de déformation globale qui est une qualité importante pour une mesure qui est considérée comme une référence. La qualité du flux optique diminue grandement lorsque la déformation globale dépasse 1.5 %.

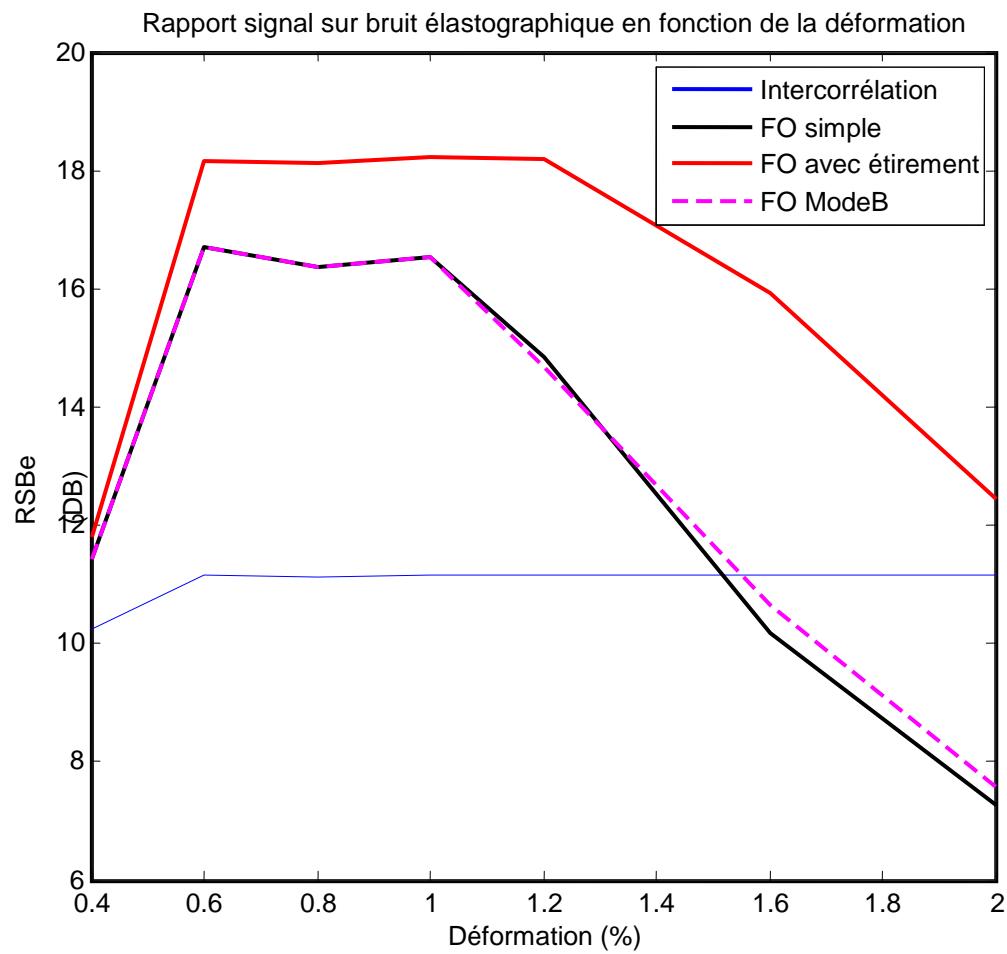


Figure 4.23 : Rapport signal sur bruit élastographique de la déformation mesurée par les 4 algorithmes pour le fantôme des bandes de différentes rigidités. La déformation globale va de 0.4 % à 2.0 %.

La conclusion la plus importante que l'on peut tirer pour le reste de ce travail, c'est que les algorithmes 2D développés sont suffisamment précis pour estimer la déformation axiale. Il faut maintenant appliquer ces estimations à un modèle affecté par des déformations axiales et latérales.

4.2.2 Analyse de la déformation pour l'inclusion circulaire en 2D

Ces algorithmes serviront à mesurer les paramètres de déformation d'une séquence d'images de l'inclusion circulaire avec les paramètres listés au tableau 4-6 pour des déformations globales de 0.5, 1.0, 1.5 et 2.0 %. La figure 4.24 montre les valeurs théoriques des 4 paramètres de déformation pour une déformation globale de 0.5%. On peut y voir une déformation axiale, mais aussi une déformation latérale contrairement au modèle précédent. Il y a également présence de cisaillement.

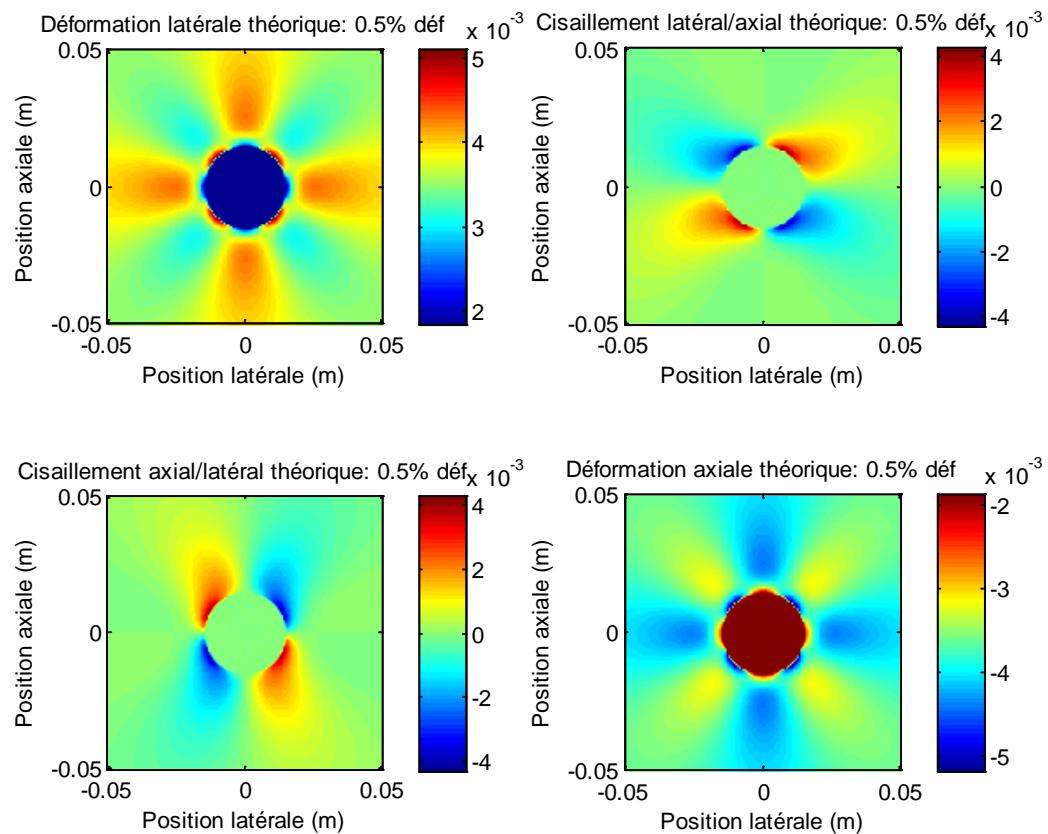


Figure 4.24 : Valeurs théoriques des 4 paramètres de déformation pour l'inclusion circulaire avec 0.5 % de déformation globale.

La figure 4.25 montre ce qui est obtenu à partir de l'algorithme de flux optique simple en deux dimensions. Les paramètres utilisés pour le flux optique sont listés au tableau 4-7.

Tableau 4-7 : Paramètres utilisés pour le flux optique en 2 dimensions

Algorithmes	Flux optique simple, Flux optique avec étirement temporel, Flux optique avec Mode B.
Fenêtrage	Taille des fenêtres : Itération 1 : Taille : 10mm x 10mm Chevauchement : 0.1 x 0.1 Itération 2 : Taille : 7mm x 5mm Chevauchement : 0.1 x 0.1 Itération 3 : Taille : 3.5mm x 2mm Chevauchement : 0.1 x 0.1
Interpolation	Parabolique Limites du déplacement estimé : 15 %

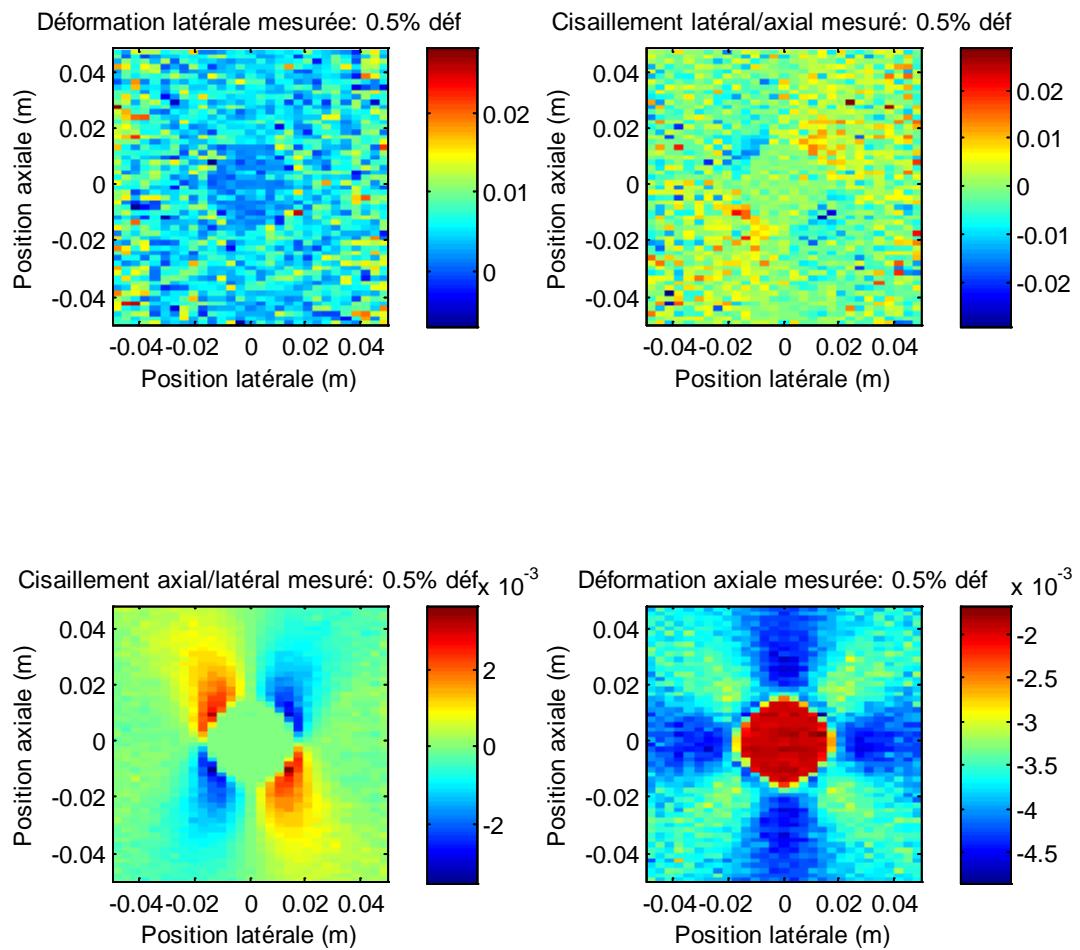


Figure 4.25 : Paramètres de déformation mesurés par flux optique simple pour 0.5 % de déformation.

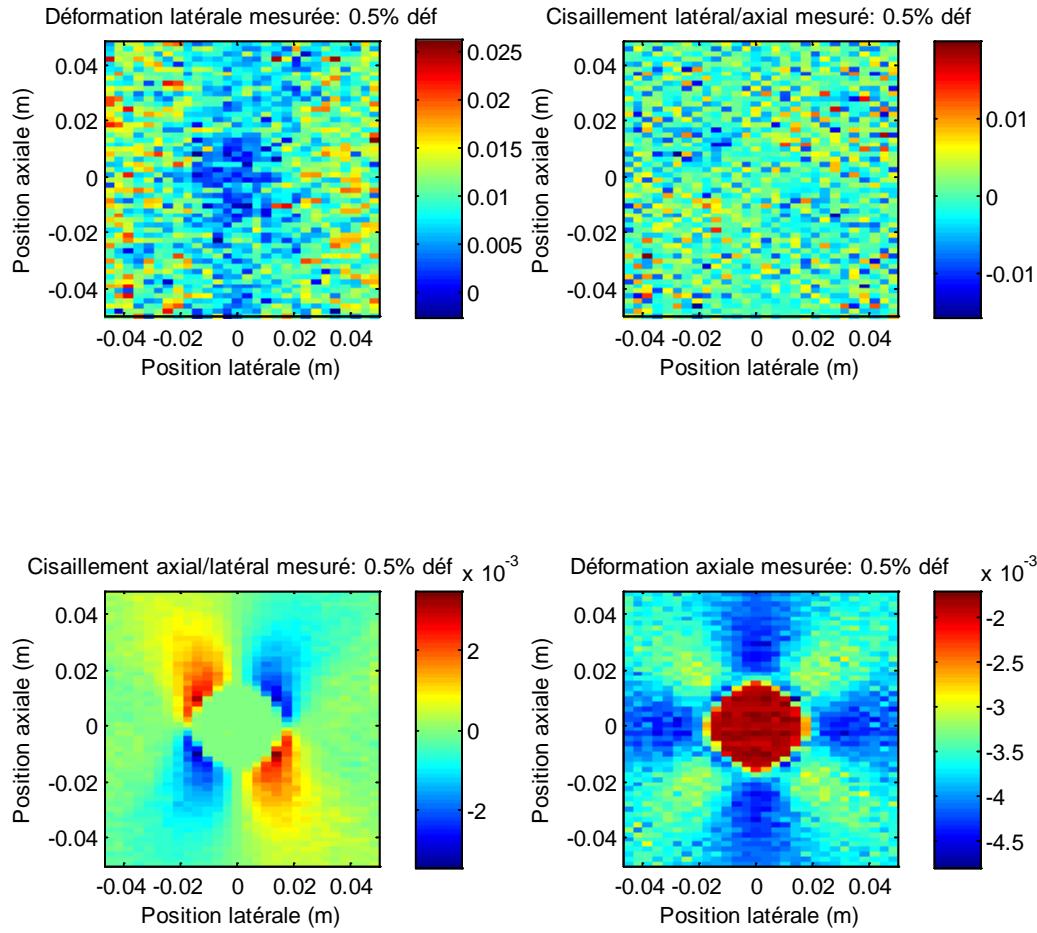


Figure 4.26 : Paramètres de déformation mesurés par flux optique avec étirement temporel pour 0.5 % de déformation.

Au premier coup d'œil, on peut constater que l'information axiale (la déformation et le cisaillement) calculée est relativement près des valeurs théoriques. Par contre, l'information latérale est fortement bruitée. Une deuxième tentative a été faite avec le même algorithme mais avec un ré-échantillonnage latéral 4 fois plus élevé. Les résultats sont visibles à la figure 4.28.

Pour quantifier la précision des mesures sur les différents paramètres, le RSBe a été calculé pour tous les algorithmes et des déformations allant de 0.5 % à 2.0 %. Les résultats sans ré-

échantillonnage sont visibles à la figure 4.27. On peut y constater que l'intercorrélation fait une bonne estimation de la déformation axiale et latérale, mais obtient des résultats peu précis pour le cisaillement. Le flux optique en général obtient une bonne précision pour la déformation axiale et le cisaillement axial/latéral. Par contre, l'estimation de la déformation latérale a un niveau d'erreur fort élevé. Le flux optique avec étirement temporel a le plus faible niveau de précision pour la déformation axiale. La cause semble être que si la première estimation est orientée dans la mauvaise direction, l'étirement se fait également dans la mauvaise direction, ce qui entraîne une erreur plus forte au lieu de l'amélioration souhaitée. Aussi, il est important de constater, encore une fois, que plus la déformation globale est élevée, plus le niveau d'erreur augmente, surtout dépassé 1.5 % de déformation globale, et ce, pour tous les paramètres de déformation.

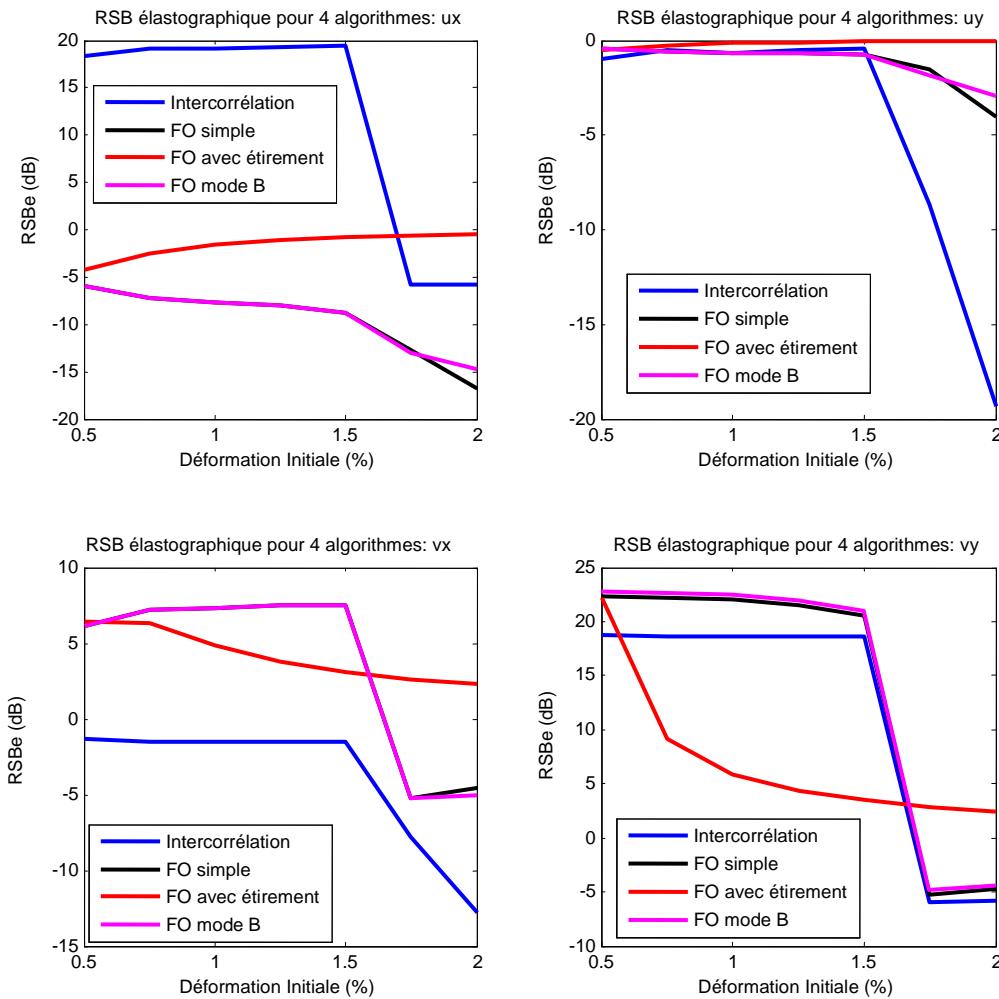


Figure 4.27 : RSB_e pour les 4 algorithmes des 4 paramètres du champ de déplacement pour des déformations globales allant de 0.5 % à 2.0 %. En haut à gauche, ux ou la déformation latérale. En haut à droite, uy ou le cisaillement latéral/axial. En bas à gauche, vx ou le cisaillement axial/latéral. En bas à droite, vy ou la déformation axiale.

Le ré-échantillonnage latéral a réduit la différence entre les paramètres latéraux mesurés et théoriques, mais a également amélioré les mesures axiales. La figure 4.26 et la figure 4.29 montrent les résultats obtenus à partir du flux optique avec étirement temporel avec et sans ré-échantillonnage latéral. Le RSB_e pour les 4 algorithmes avec ré-échantillonage latéral est affiché à la figure 4.30. Les résultats ressemblent en général aux valeurs obtenues sans ré-

échantillonage. On note une très légère amélioration de la précision de l'estimation de la déformation latérale pour les algorithmes de flux optique.

Ce qui ressort de cette analyse pour le flux optique est en général une bonne estimation de la déformation axiale et du cisaillement axial/latéral. Pour ce qui est des deux autres paramètres, le niveau de précision est faible voire inexistant puisque l'erreur est très grande. L'intercorrélation de son côté apporte une bonne estimation pour les déformations axiale et latérale.

Il faut toutefois apporter un bémol à ces résultats. Comme il a été vu dans la première section de ce chapitre, un fenêtrage trop fin peut provoquer la génération de bruit à la mesure, et un fenêtrage trop large peut ne pas respecter l'hypothèse de la contrainte de linéarité (et stationnarité) du champ de déplacement parce qu'une fenêtre couvre une région trop grande. Donc, il est possible que le fenêtrage ne soit pas optimal pour tous les cas.

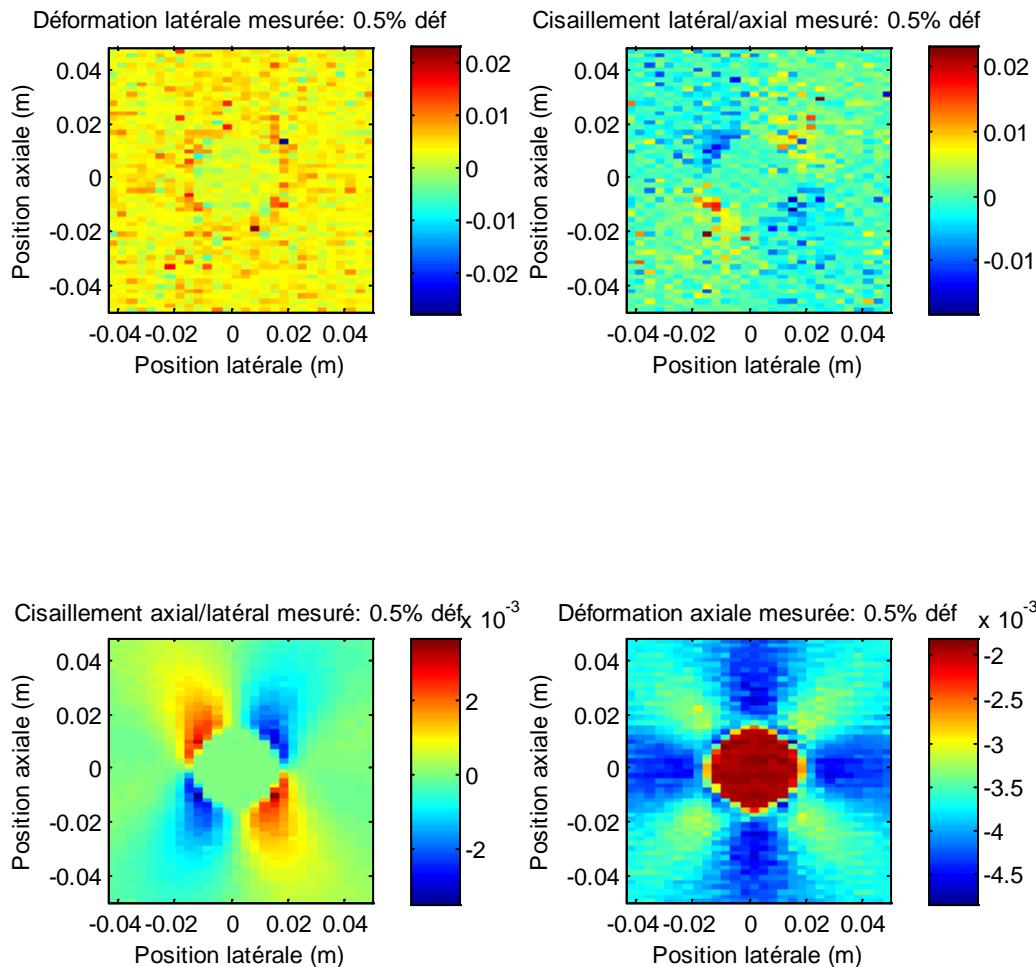


Figure 4.28 : Paramètres de déformation mesurés par flux optique simple pour 0.5 % de déformation avec un ré-échantillonage latéral 4 fois plus élevé.

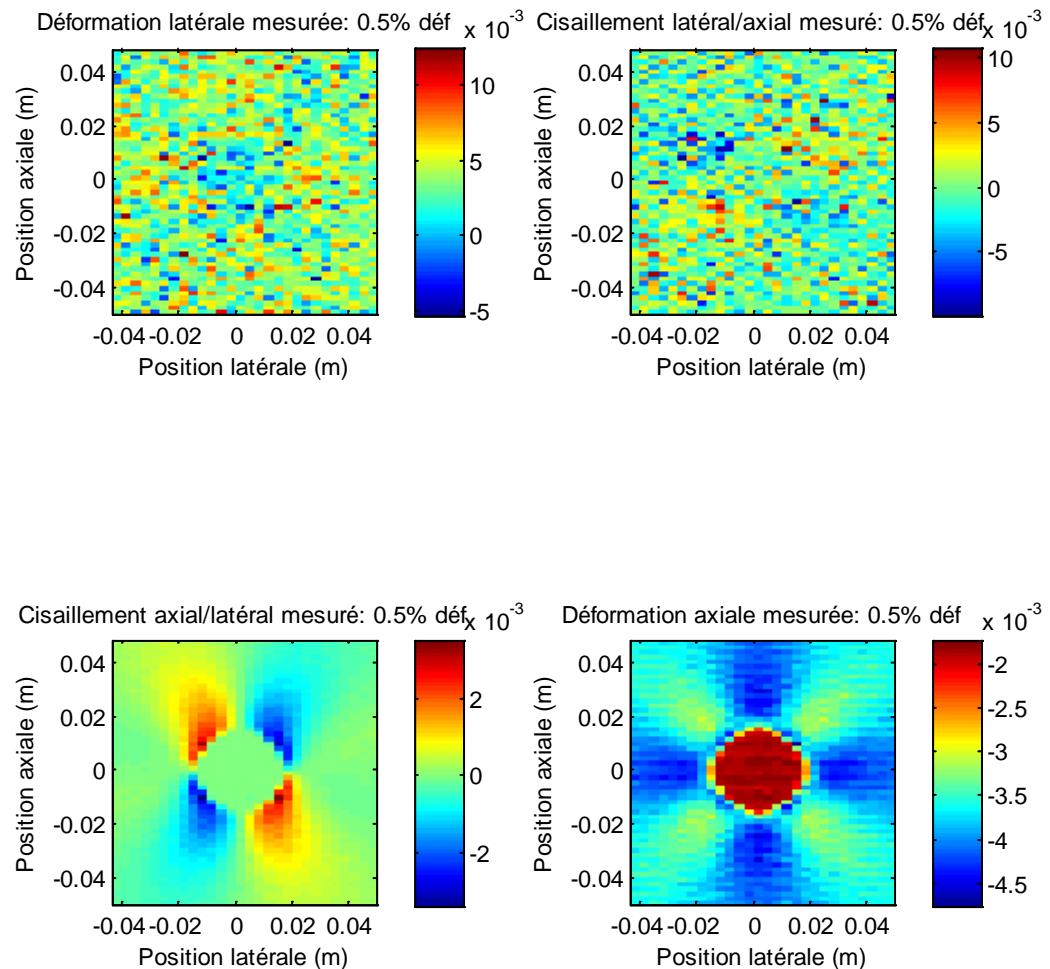


Figure 4.29 : Paramètres de déformation mesurés par flux optique avec étirement temporel pour 0.5 % de déformation avec un ré-échantillonage latéral 4 fois plus élevé.

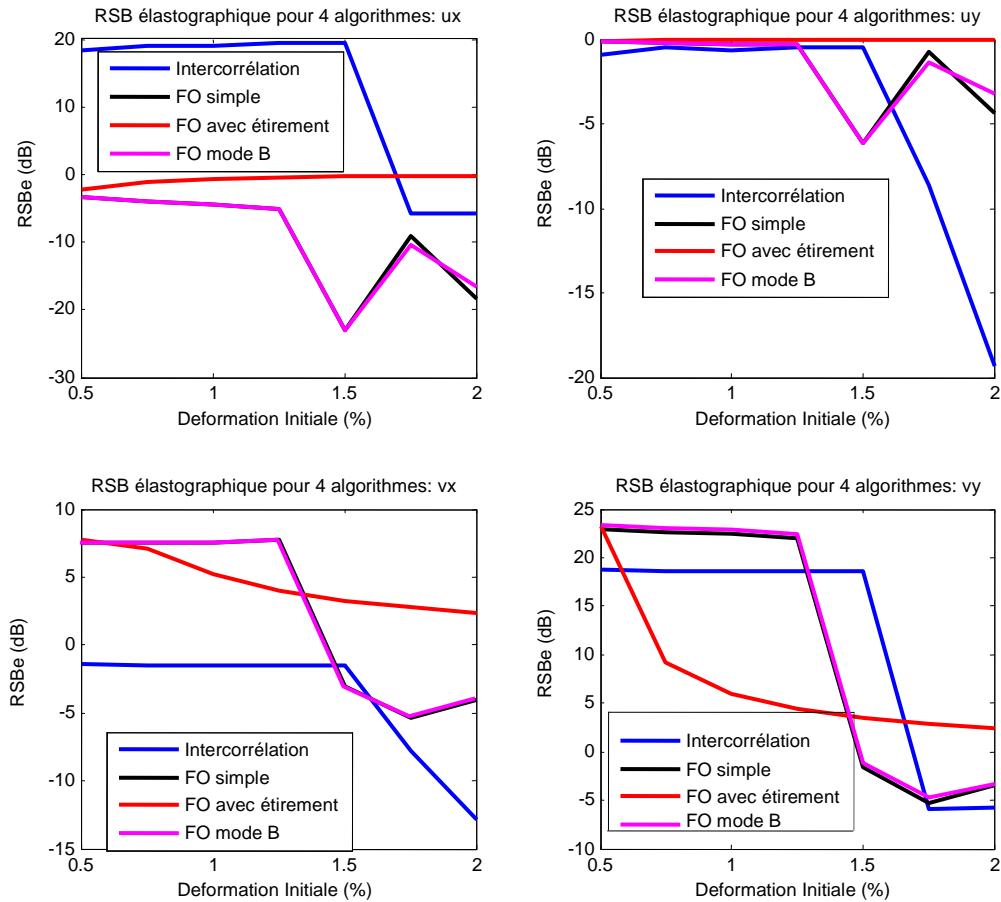


Figure 4.30 : RSBe pour les 4 algorithmes des 4 paramètres du champ de déplacement pour des déformations globales allant de 0.5 % à 2.0 % avec ré-échantillonage latérale (résolution multipliée par 4). En haut à gauche, ux ou la déformation latérale. En haut à droite, uy ou le cisaillement latéral/axial. En bas à gauche, vx ou le cisaillement axial/latéral. En bas à droite, vy ou la déformation axiale.

4.3 Résolution numérique de l'équation du flux optique

On présente ici la résolution numérique (par éléments finis) des équations différentielles dérivées de l'application de la contrainte de lissage à l'équation du flux optique. Cette résolution a été faite avec le logiciel Comsol Multiphysics. La séquence d'images analysée est celle détaillée au tableau 4-4. La méthode de flux optique implantée et les conditions aux frontières proviennent de la méthode classique d'Horn et Schunck (1981). Il y a une différence importante avec le flux optique mis en œuvre dans nos algorithmes Matlab. La condition de linéarité du

champ de vitesse pour une région donnée est abandonnée pour adopter une condition de continuité du champ de vitesse⁶ pour toute l'image. Cette hypothèse apporte une forme de lissage fort intéressante à analyser. Le flux optique est considéré comme étant la minimisation de l'énergie notée par la fonctionnelle suivante :

$$E = \iint \left[(I_x u + I_y v + I_t)^2 + \alpha^2 (\|\nabla u\|^2 + \|\nabla v\|^2) \right] dx dy \quad (4.2)$$

Pour une déformation globale de 2 %, le champ de vitesse axial pour 3 facteurs de lissage différents est montré à la figure 4.31. Le champ de déformation axial calculé à partir du champ de vitesse a été évalué en utilisant la méthode de Savitzky-Golay et affiché à la figure 4.32.

⁶ Dans cette section, pour rester fidèle aux publications originales sur la méthode du flux optique, nous utilisons l'expression « champ de vitesse » pour désigner le champs de déplacement; les deux champ sont identiques du fait que nous considérons un intervalle de temps unitaire.

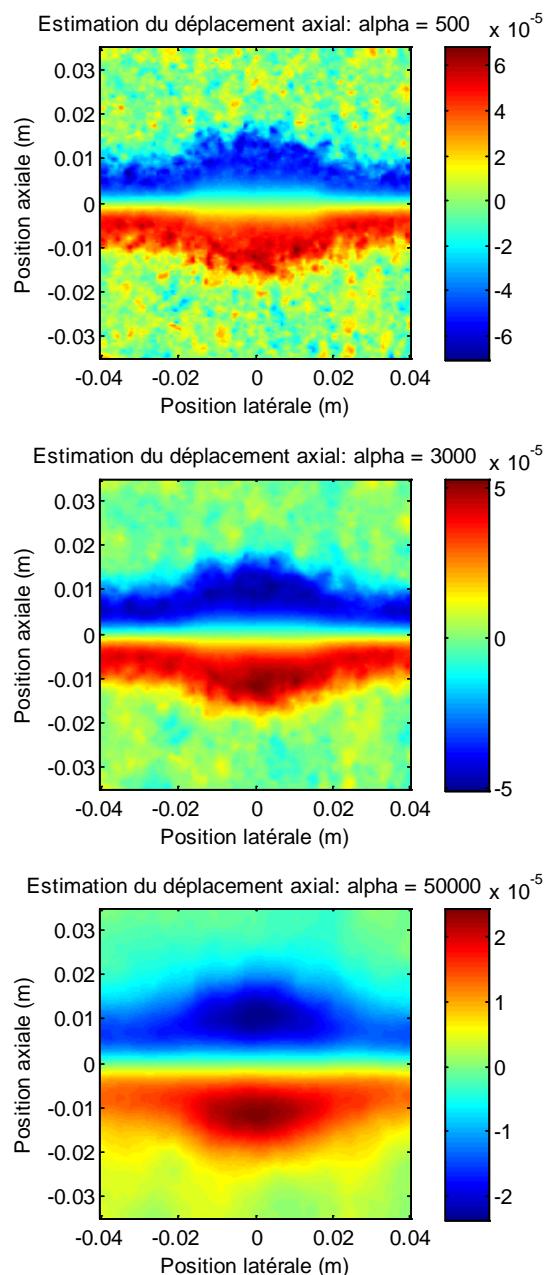


Figure 4.31 : Champ de vitesse axial pour 2.0 % de déformation globale et 3 valeurs différentes de lissage.

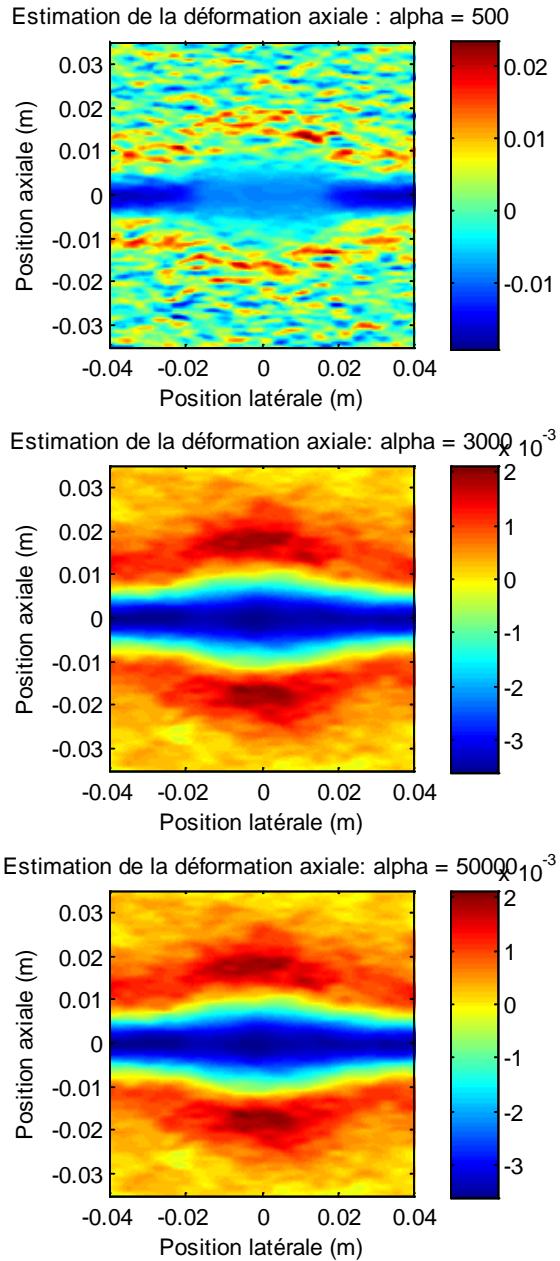


Figure 4.32 : Champ de déformation axial calculé à partir du champ de vitesse axial pour 2.0 % de déformation globale et 3 valeurs différentes de lissage.

On peut voir que plus le facteur de lissage est élevé, plus le champ de vitesse est continu. Ce qui est intéressant de cette implémentation du flux optique est qu'un champ de vitesse continu permet d'obtenir une dérivée, le champ de déformation, plus précise. Le champ de déformation

est de plus en plus continu sur la figure 4.32 au fur et à mesure que le facteur de lissage augmente. Donc, on peut obtenir une déformation relativement continue et, ce, pour un niveau de déformation globale relativement élevée (2%). Le seul défaut de cette méthode est qu'un lissage trop intense vient sacrifier la précision pour les paramètres de déformation au profit de la continuité. Cette méthode ne sera pas plus analysée ici simplement parce que ce n'était pas directement les hypothèses que l'on voulait vérifier, mais les résultats sont intéressants et cette direction pourrait être empruntée lors de travaux futurs.

4.4 Conclusion

Les algorithmes de flux optique, de SDA et d'intercorrélation ont été développés pour mesurer le niveau de déformation entre 2 images ultrasonores. Tout d'abord, les versions en 1D ont été testées sur le modèle des chaînes de ressort et l'inclusion circulaire pour en connaître le niveau de précision. Ensuite, ils ont été transposés en deux dimensions et testées sur les variantes bidimensionnelles des 2 modèles d'images. On a pu constater que globalement, le flux optique mesurait avec une bonne précision la déformation axiale, mais que l'estimation de la déformation latérale manquait de précision. Tandis que l'intercorrélation en deux dimensions apportait des résultats de précision moyenne mais constante pour les deux types de déformations.

Une simulation numérique a été exécutée pour observer si d'autres hypothèses de mouvement pouvaient apporter une information supplémentaire. Il reste maintenant à appliquer les algorithmes développés ici sur des images RF véritables.

CHAPITRE 5 APPLICATIONS SUR DES IMAGES ÉCHOGRAPHIQUES EXPÉRIMENTALES

Dans ce chapitre, les algorithmes développés précédemment seront appliqués à des images RF obtenues au moyen d'une sonde ultrasonore. Tout d'abord, le matériel utilisé et ses propriétés seront présentés. Puis les images RF de 2 fantômes seront analysées : un fantôme à bandes de différentes rigidités et un fantôme avec des inclusions sphériques. Finalement, des images d'un biceps en contraction seront examinées.

5.1 HDI1000 et sonde L7-4 40 mm

L'appareil utilisé pour les mesures est le HDI1000, présenté à la figure 5.1 avec la sonde L7-4 40 mm en insert. Les propriétés de la sonde sont indiquées dans le tableau 5-1.

Tableau 5-1 : Propriétés de la sonde L7-4 40 mm

Nom de la sonde	L7-4 40 mm
Nombre d'éléments	128
Type	Matrice linéaire à large bande
Espace entre les éléments	0.3125 mm
Position focale	7, 12, 20, 28, 36, 44, 55, 70 mm
Fréquence centrale	4.0-7.5 MHz

L'appareil HDI1000 utilise les signaux en phase quadrature ou signaux IQ. La relation entre le signal RF et les signaux IQ est décrite ici :

$$A(t) \sin(2\pi ft + \varphi(t)) = I(t) \sin(2\pi ft) + Q(t) \cos(2\pi ft) \quad (5-1)$$

où $A(t)$ est l'amplitude, f est la fréquence de l'onde porteuse et $\varphi(t)$ est la variation RF de la fréquence. $I(t) = A(t) \cos(\varphi(t))$ et $Q(t) = A(t) \sin(\varphi(t))$ sont les deux ondes périodiques déphasées d'un quart de leur période. Elles portent le nom de phase-quadrature. Ce sont ces signaux que le HDI1000 échantillonne et qu'il faut reconstruire pour obtenir le signal RF.

La première mesure consistera à déterminer les paramètres exacts du transducteur pour estimer les différences avec les paramètres utilisés lors de la génération des images de synthèse. La fréquence centrale, la largeur de bande à mi-hauteur et la largeur de bande fractionnaire peuvent être estimées à partir du spectre de Fourier de l'autocorrélation d'une région d'une image RF ou IQ. La figure 5.2 montre la région utilisée et la figure 5.3 les spectres de puissance de son autocorrélation pour les signaux RF.

Dans cette dernière figure, on peut voir que la fréquence centrale est de 4.72 MHz et la largeur de bande fractionnaire de 0.46. Ces valeurs ne sont pas tout à fait égales aux valeurs théoriques utilisées lors des calculs du chapitre précédent, mais elles se situent dans le même ordre de grandeur. Maintenant que les paramètres expérimentaux du transducteur sont connus, les algorithmes développés plus tôt seront appliqués à des images ultrasonores expérimentales.



Figure 5.1 : Photo du HDI1000 et de la sonde utilisée pour les mesures, L7-4 40 mm.

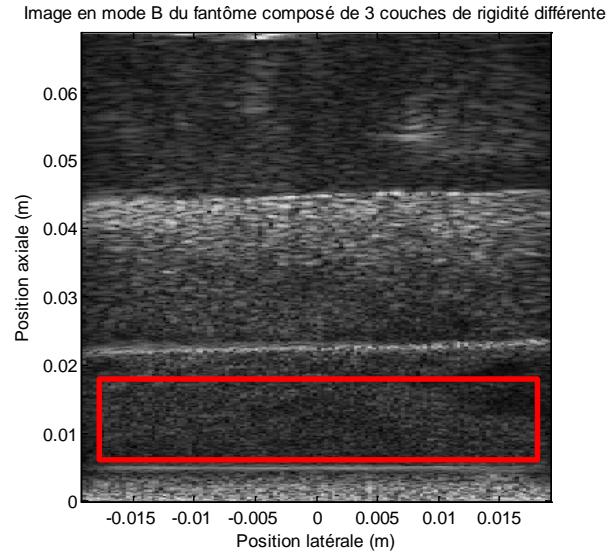


Figure 5.2 : Région d'une image utilisée pour estimer les paramètres du transducteur.

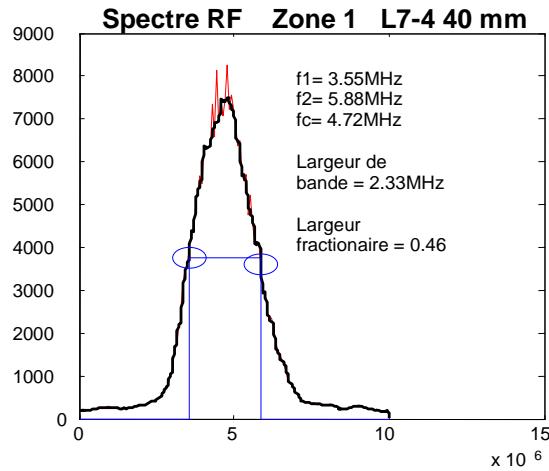


Figure 5.3 : Estimation des paramètres du transducteur L7-4 en utilisant les signaux RF.

5.2 Fantôme de 3 bandes de rigidité différente

Les premières mesures sur de véritables images RF seront faites sur un fantôme composé de 3 bandes de rigidité différente, fabriqué par notre laboratoire. Ce modèle se veut une réalisation du modèle théorique de bandes rigides et souples utilisé dans l'analyse en 2D.

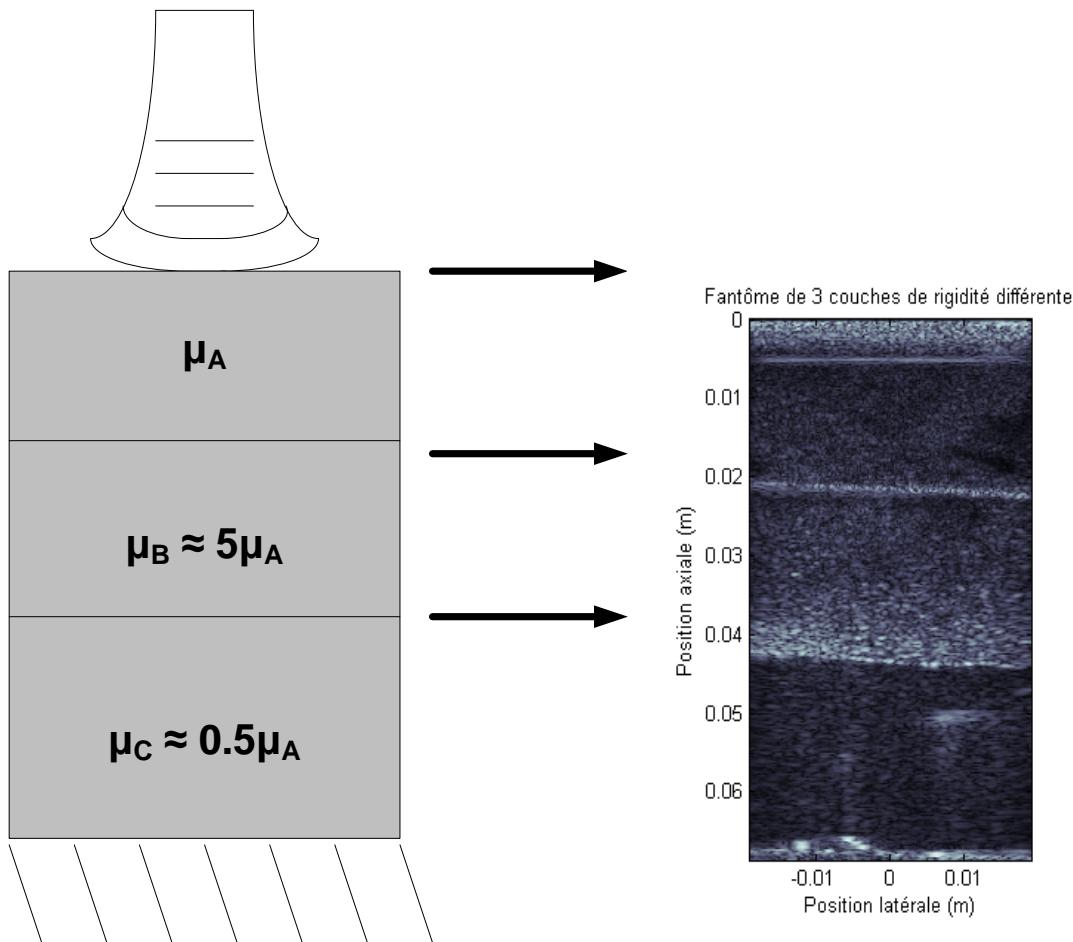


Figure 5.4 : Fantôme de bandes de rigidité différente. À gauche, le fantôme de 3 bandes avec leur rigidité relative et, à droite, l'image ultrasonore mode B obtenue à partir du fantôme. La première bande est relativement souple, la deuxième est très rigide et la troisième est très souple.

Plusieurs séquences d’images ont été acquises, puis visualisées. La séquence avec le mouvement de compression le plus fluide et continu a été retenue.

Les premiers résultats avec le mode RF n’ayant pas été concluants, les images ont été traitées en mode B. Le rapport signal sur bruit en mode RF est très faible et le niveau de décorrélation était très élevé. Le mode B semblait alors plus approprié, même s’il y a une perte de précision sur les élastogrammes.

Une paire d'images a été analysée par chacun des algorithmes. La figure 5.5 présente l'estimation des paramètres θ de la transformation affine à l'équation (2.29) pour le flux optique simple, et la figure 5.6, les résultats pour le flux optique avec étirement latéral. Ces deux figures présentent des résultats fortement bruités et apportent très peu d'information. Même l'estimation de la déformation axiale, généralement bonne avec le flux optique, ne correspond pas du tout à ce qui était attendu. Les très grandes valeurs de déformations allant jusqu'à 50 % ne peuvent provenir que d'estimations erronées. On s'attendait à voir trois bandes plus ou moins nettes, avec la bande du milieu qui subit très peu de déformation.

Les résultats obtenus avec l'intercorrélation sont affichés à la figure 5.7 pour deux images. Les résultats ne sont pas très nets, mais ils sont un peu plus intéressants que ceux obtenus avec le flux optique. On peut observer une certaine démarcation et l'ordre de grandeur des déformations est relativement en accord avec ce qui était attendu.

Une tentative a été faite pour améliorer les élastogrammes obtenus par intercorrélation. Une moyenne des déformations a été faite sur les estimations de plusieurs paires d'images. Les résultats sont visibles à la figure 5.8. À première vue, on croit pouvoir déceler la présence de bandes assez nettes, mais il faudrait pousser plus loin l'analyse avant de tirer une conclusion, ce qui ne sera pas le cas ici.

Précisons cependant que la qualité des images peut être mise en doute puisque les manipulations d'acquisition d'images ont été faites il y a longtemps avec des paramètres ultrasonores inconnus, et que le transducteur était tenu à la main, ce qui sans doute a introduit du mouvement latéral et de l'inconstance dans la contrainte initiale. Le niveau de corrélation entre les deux images est relativement faible, ce qui rend les estimateurs employés ici inutilisables.

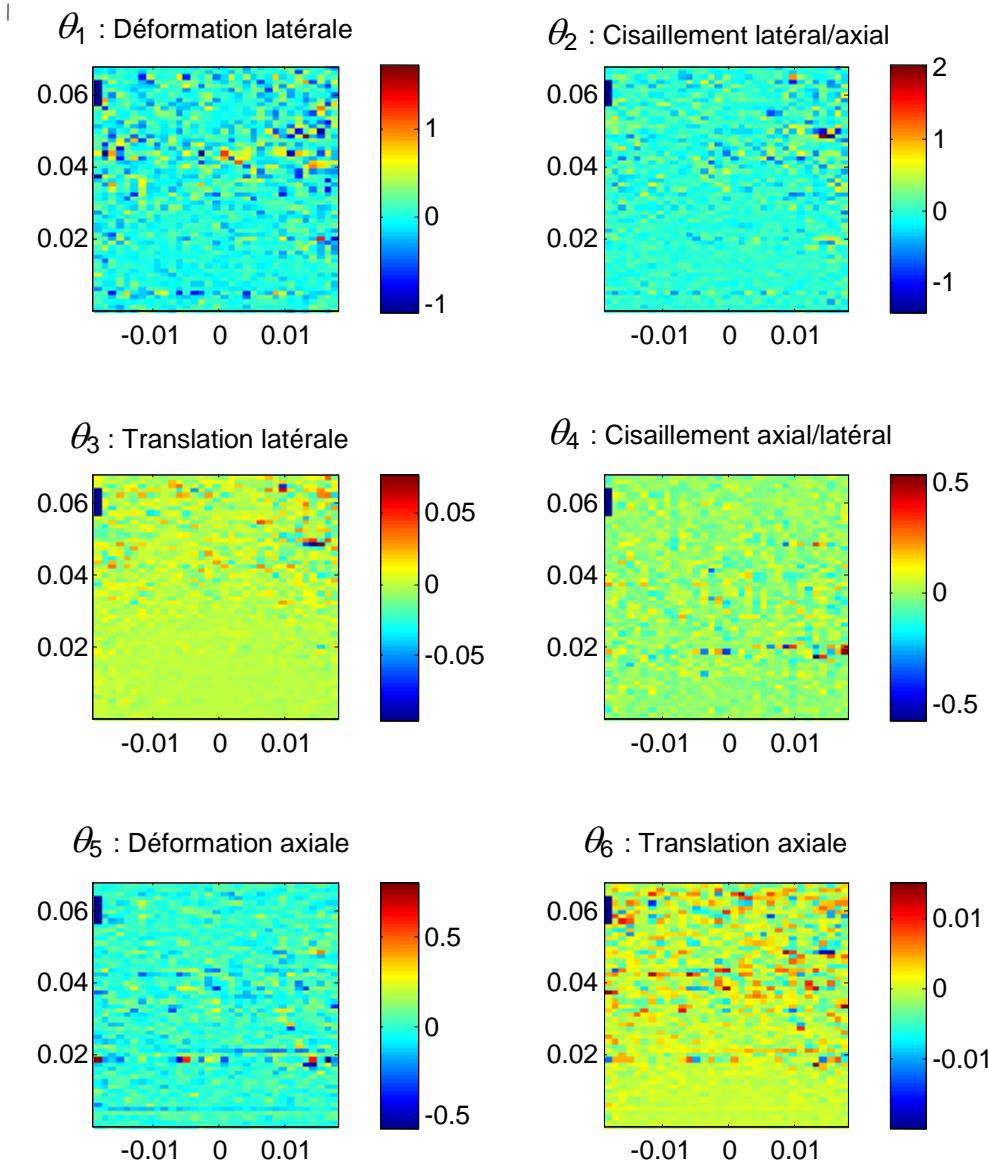


Figure 5.5 : Résultat de l'analyse par flux optique pour une paire d'images en mode B avec ré-échantillonage latéral d'un facteur 4. Les 6 paramètres θ sont affichés.

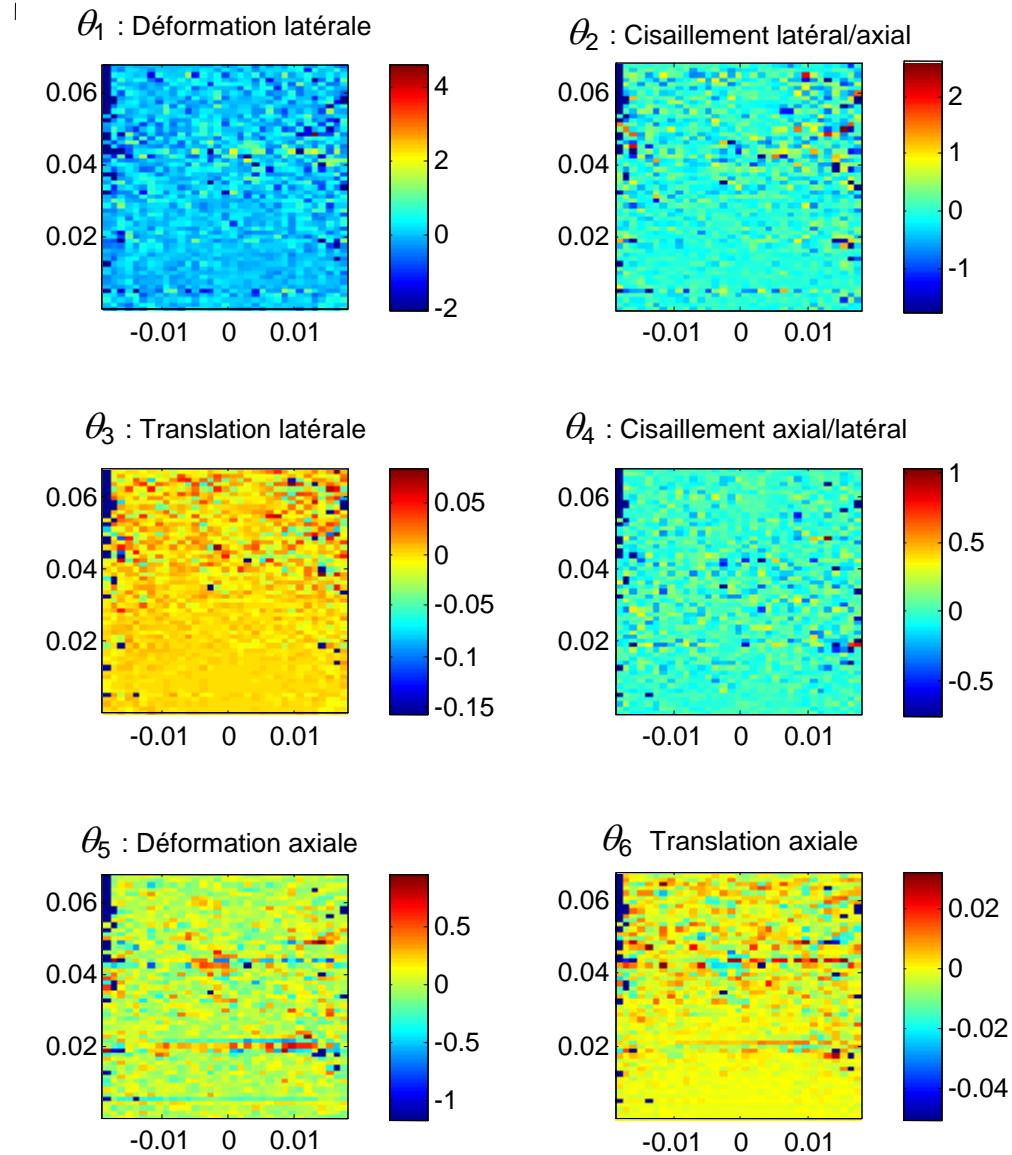


Figure 5.6 : Résultat de l'analyse par flux optique avec étirement temporel pour une paire d'images en mode B avec ré-échantillonage latéral d'un facteur 4. Les 6 paramètres sont affichés.

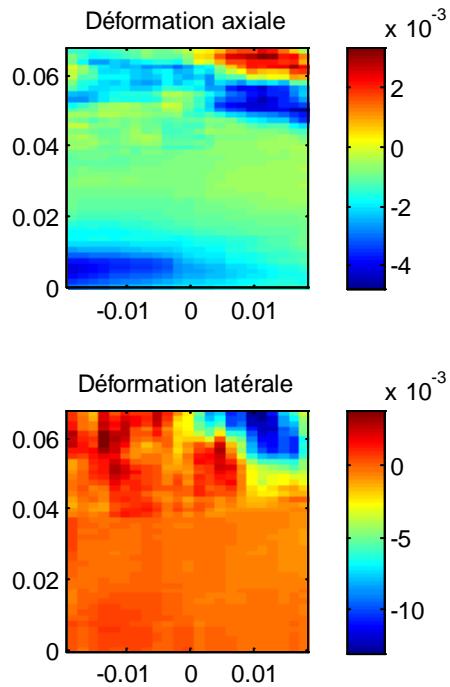


Figure 5.7 : Résultat de l'analyse par intercorrélation pour une paire d'images en mode B avec ré-échantillonage latéral d'un facteur 4. Les déformations axiale et latérale sont affichées.

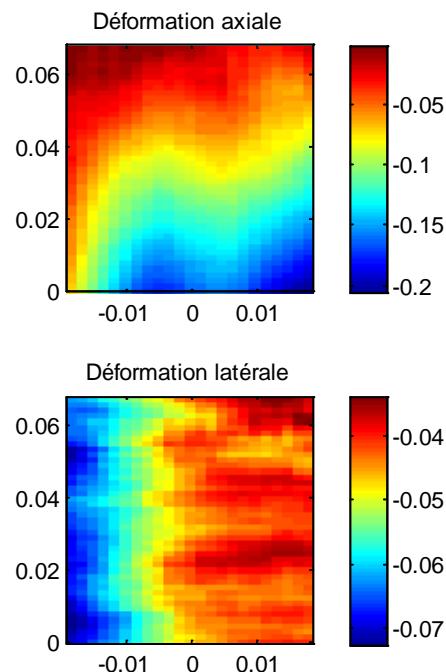


Figure 5.8 : Résultat de l'analyse par intercorrélation sur une moyenne des estimations de déformation de 4 paires d'images en mode B avec ré-échantillonage latéral d'un facteur 4. Les déformations axiale et latérale sont affichées.

5.3 Fantôme avec inclusions sphériques

Les analyses de cette section seront faites sur un fantôme avec des inclusions sphériques rigides, tel que montré à la figure 5.9. Il s'apparente au modèle de l'inclusion circulaire utilisé pour calibrer les algorithmes ; cependant, comme on le verra plus loin, il y a une différence fondamentale. Le modèle 2D de l'inclusion circulaire transposé en 3D serait représenté par un fantôme avec des cylindres et non des sphères. Les sphères peuvent sortir du plan du transducteur sous l'effet de la contrainte exercée et ainsi engendrer un taux élevé de décorrélation.

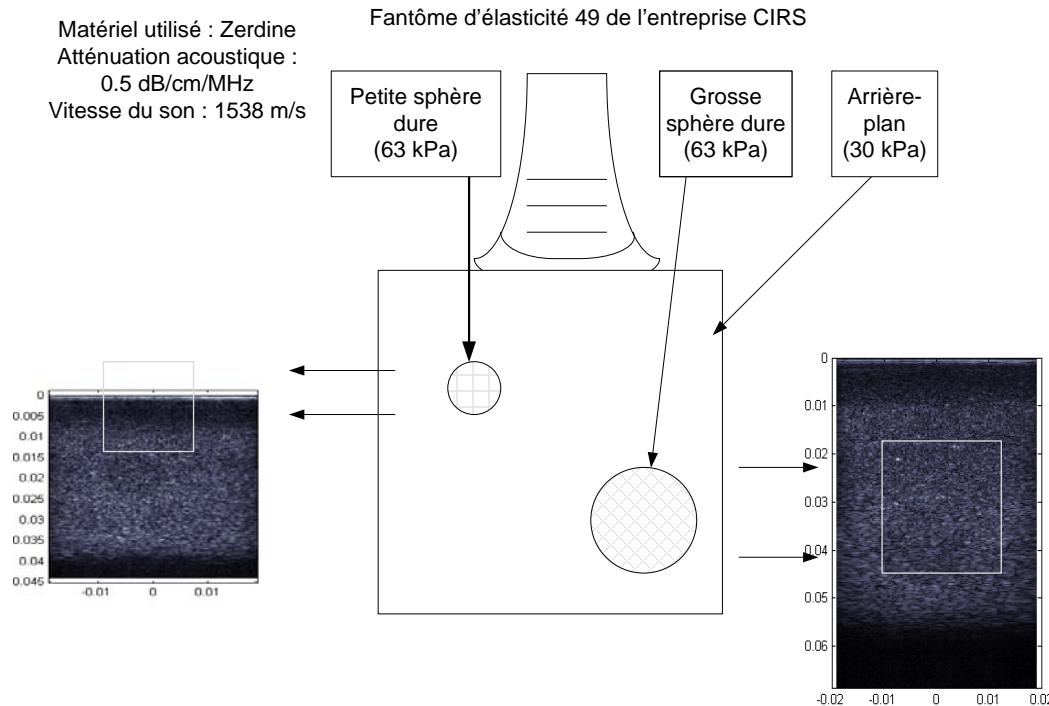


Figure 5.9 : Fantôme d'élasticité 49 formé d'inclusions sphériques de différentes élasticités. Ici, seulement 2 des 8 sphères sont illustrées.

Les résultats pour l'intercorrélation sont disponibles à la figure 5.10 et ceux du flux optique à la figure 5.11. Encore une fois, le flux optique montre des résultats peu concluants. L'ordre de grandeur des paramètres est trop élevé. Par contre, l'intercorrélation offre de meilleurs résultats.

Les déformations mesurées semblent être en accord avec ce qui était attendu en termes d'intensité.

Le matériel utilisé pour ce fantôme possède une meilleure échogénicité que celui utilisé pour le fantôme à bandes. C'est probablement ce qui explique que les résultats obtenus sont meilleurs. Par contre, ce fantôme, de par sa conception, est mieux adapté pour faire de la sonoélastographie que de l'élastographie avec compression statique. La forme de boîte fait en sorte que la compression n'est pas seulement axiale, mais qu'elle génère également du cisaillement.

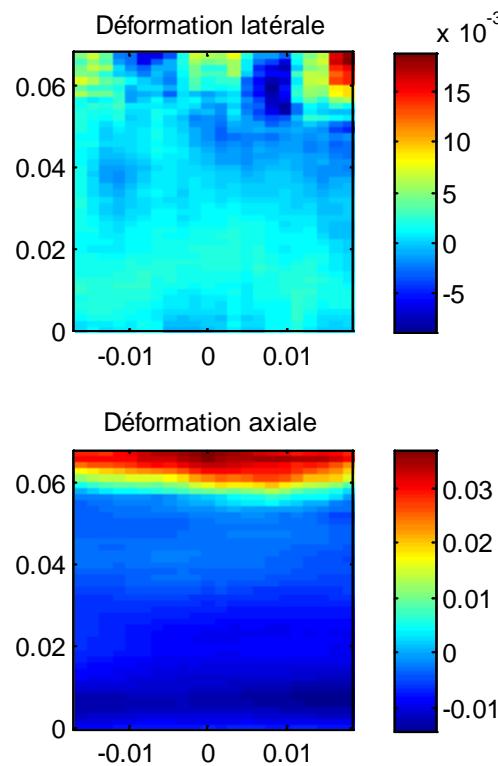


Figure 5.10 : Cartes des déformations latérale et axiale obtenues par intercorrélation sur une paire d'images en mode B provenant du fantôme à inclusion sphérique.

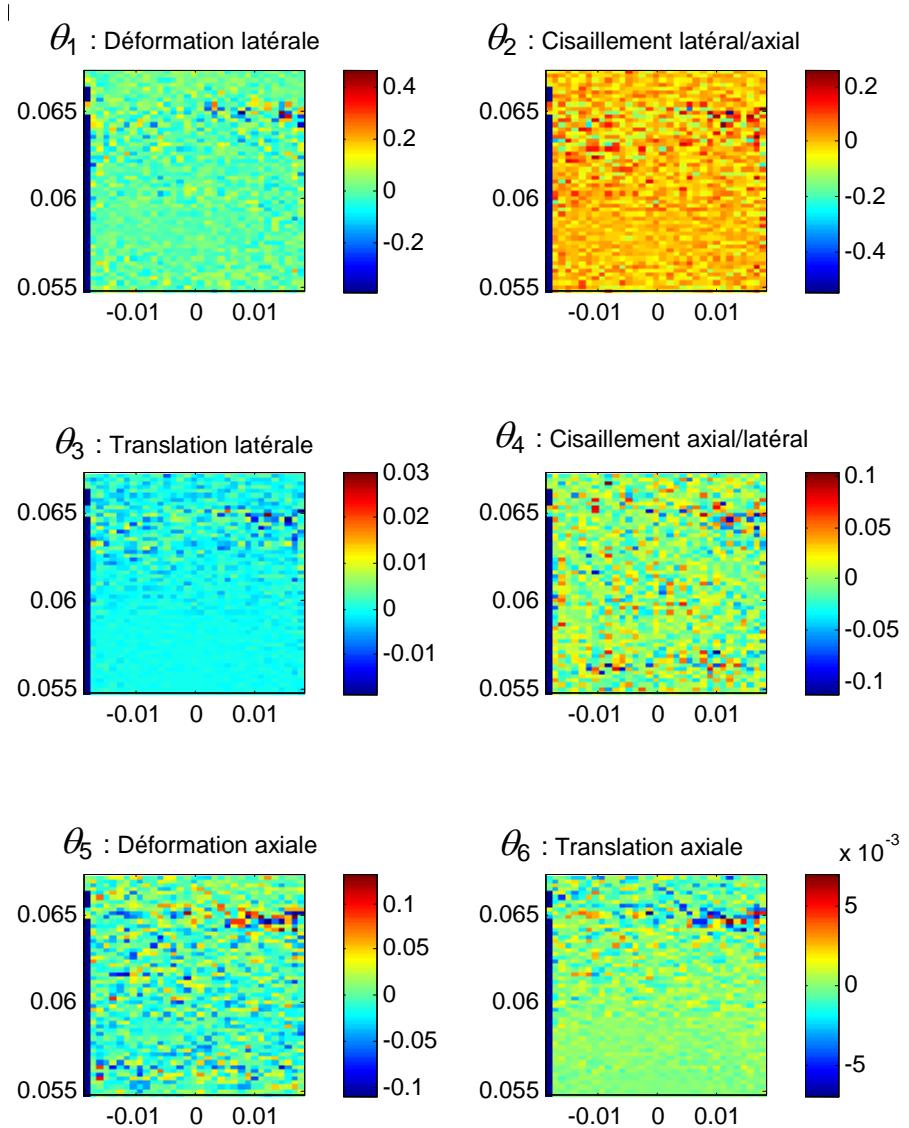


Figure 5.11 : Paramètres θ du champ de vitesse obtenus par flux optique sur une paire d’images en mode B provenant du fantôme à inclusion sphérique.

5.4 Biceps Brachii

Malgré les résultats sur les fantômes quelque peu décevants, il est important de vérifier si les mêmes résultats sont obtenus à partir des images en mode B d'un biceps en contraction.

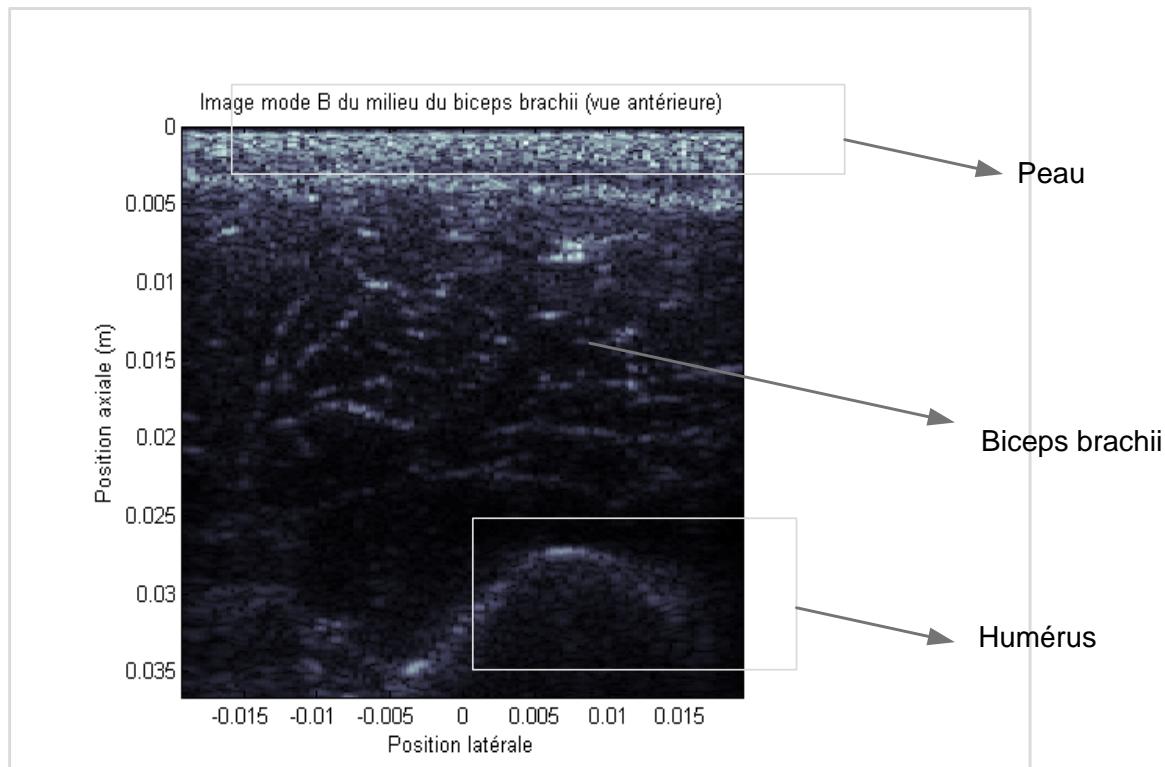


Figure 5.12 : Image mode B du biceps brachii. Le sujet effectue un mouvement de supination.

Le sujet contracte son muscle légèrement en effectuant un mouvement de supination. Les résultats de l'analyse d'une paire d'images en mode B est visible à la figure 5.13 pour l'intercorrélation et à la figure 5.14 pour le flux optique.

Les résultats du flux optique semblent toujours peu concluants. Par contre, l'intercorrélation donne des niveaux de déformation intéressants. Il est cependant difficile de tirer des conclusions sur ces images puisqu'il n'existe pas de standard de comparaison.

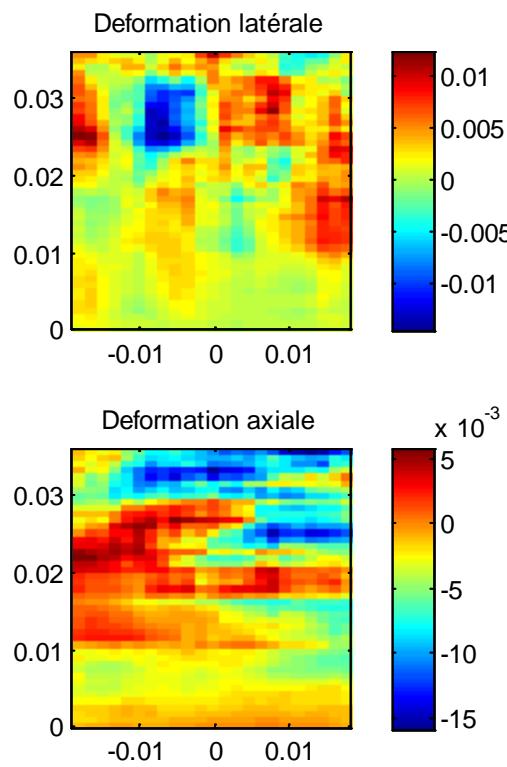


Figure 5.13 : Cartes des déformations latérale et axiale obtenues par intercorrélation sur une paire d'images en mode B provenant d'un biceps en contraction.

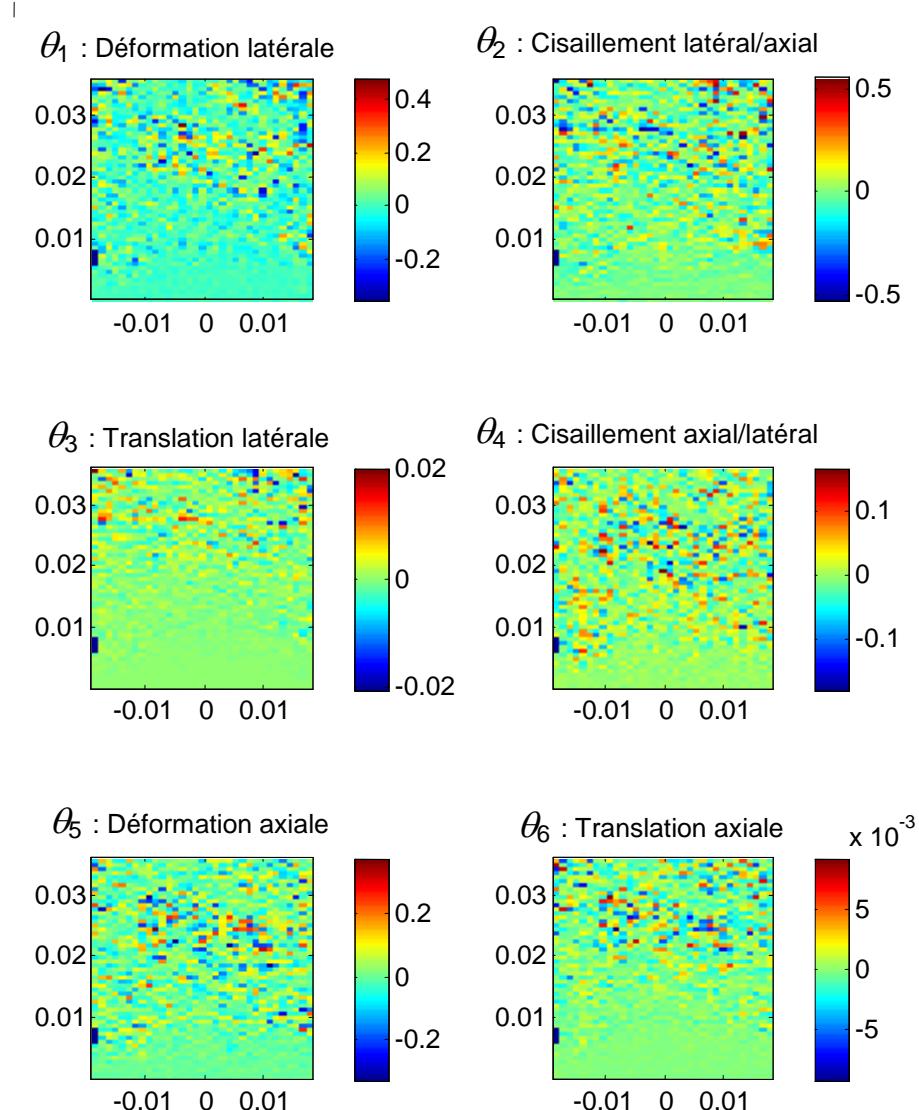


Figure 5.14 : Paramètres du champ de vitesse obtenus par flux optique sur une paire d'images en mode B provenant d'un biceps en contraction.

5.5 Synthèse des résultats

Dans ce chapitre, nous avons présenté les résultats des algorithmes appliqués à de véritables images ultrasonores. Les résultats du fantôme à bandes ont été peu concluants, la cause principale étant probablement le faible rapport signal sur bruit des images du fantôme. Pour le fantôme à inclusions sphériques, les résultats de l'intercorrélation ont été un peu plus concluants, mais le mouvement hors du plan du transducteur des inclusions a probablement nui à la précision de la mesure. Quant au flux optique, il a généré des résultats vagues et peu concluants dans toutes les mesures que nous avons effectuées. La faible qualité de l'estimation de la déformation latérale y est probablement pour quelque chose.

Finalement, les algorithmes appliqués aux images du biceps en contraction ont produit des résultats difficiles à évaluer. Il serait intéressant de refaire l'expérience, mais en combinant des mesures d'EMG ou en utilisant les conditions expérimentales d'une autre recherche sur les contractions musculaires.

CONCLUSION

L'objectif général du projet de recherche dans lequel s'inscrit ce travail est le développement d'une méthode permettant d'identifier les zones de contractions musculaires dans le but de concevoir une meilleure stratégie de contrôle de prothèses myoélectriques. L'hypothèse sous-jacente à l'identification de ces zones est que ceci serait possible en couplant deux modalités d'acquisition et de traitement des signaux, l'élastographie et l'électromyographie; la première modalité servirait à évaluer la déformation musculaire et la seconde à la corroborer avec le signal myoélectrique qui en est à l'origine.

Les techniques d'enregistrement de signaux électromyographiques et leur interprétation sont bien maîtrisées par l'équipe de recherche avec laquelle nous collaborons. Pour ce qui est de la mesure de la déformation de tissus, le laboratoire de recherche en imagerie médicale où nous avons réalisé nos travaux possède une longue expérience des applications dans le domaine cardiovasculaire et de leur modélisation. Toutefois, l'application au domaine musculo-squelettique est nouvelle et reste à développer. Le développement de ce type d'application constitue l'objectif premier de notre projet.

Pour ce faire, nous nous sommes appuyés sur les travaux déjà réalisés en élastographie pour évaluer la déformation tissulaire. Ceci comprend les méthodes, programmes et algorithmes développés pour modéliser la formation de séquences d'images échographiques de synthèse, ainsi que ceux développés pour analyser ces séquences d'images et déterminer le mouvement de façon quantitative. Les algorithmes de calcul de mouvement que nous avons étudiés, développés et évalués se divisent en deux groupes. Dans le premier groupe, on retrouve les méthodes utilisant une mesure de similarité (somme de différences absolues, intercorrélation) pour évaluer le déplacement. Dans le second, nous retrouvons les méthodes faisant appel au flux optique. En soi, chacune de ces méthodes permet de calculer des élastogrammes; toutefois, comme nous

l'avons fait, il est possible de les combiner dans une séquence de résolution multi-échelles⁷ pour mettre en œuvre un algorithme plus robuste et produisant des résultats plus précis.

En utilisant les outils et ressources informatiques du laboratoire, plusieurs algorithmes ont donc été créés, et leur niveau de précision ainsi que leur robustesse ont été établis. Ceci a été fait sur des images de synthèse générées en procédant selon un ordre croissant de complexité de mouvement et de difficulté d'estimation de mouvement : 1) mouvement unidimensionnel associé à la déformation d'une chaîne de ressorts ; 2) mouvement quasi unidimensionnel pour une inclusion circulaire à coefficient de Poisson nul ; 3) mouvement bidimensionnel d'une chaîne de ressorts disposés en direction axiale de propagation des ultrasons et assujettis à une déformation constante en direction latérale ; 4) mouvement bidimensionnel pour une inclusion circulaire. Des taux de déformation globale allant de 0.1 % à 10 % on été utilisés pour évaluer les performances des algorithmes, les déformations les plus élevées présentant un plus grand niveau de difficulté d'estimation de mouvement lorsqu'il s'agit d'images échographiques. Les séquences de synthèse ont été générées en faisant appel à un modèle bidimensionnel de formation d'images échographiques, modèle dont les paramètres ont été choisis de manière à reproduire les principales caractéristiques des échogrammes que l'on peut acquérir avec les appareils du laboratoire. De telles séquences de synthèse sont essentielles pour la mise au point des algorithmes dans un contexte reproductible.

Dans les premiers essais utilisant les algorithmes déjà développés, il n'était possible d'estimer le mouvement avec précision que lorsque la déformation était de l'ordre de 0.1 %. Les nouveaux algorithmes que nous avons développés permettent maintenant d'atteindre ces performances avec des déformations de l'ordre de 1.5 à 2.0 %. Cela a été rendu possible grâce à l'exécution d'une batterie de tests, qui, systématiquement, nous ont permis d'identifier successivement

⁷ Par exemple, calcul de mouvement grossier par intercorrélation, suivi d'un calcul par flux optique à résolution plus fine.

plusieurs problèmes à l'origine d'imprécisions fines et souvent difficiles à cerner, mais suffisantes pour dégrader considérablement les élastogrammes.⁸

Ainsi les recherches futures du laboratoire peuvent bénéficier maintenant de meilleurs outils de calcul d'élastogrammes et de meilleurs outils pour les améliorer.

Suite à l'évaluation des performances des algorithmes sur les images de synthèse, nous avons procédé aux premiers tests impliquant des données expérimentales acquises par un échographe HDI1000. Le premier ensemble de données a été produit à partir de fantômes élastographiques comprimés en déplaçant manuellement la sonde échographique ; le second a été produit par un biceps en simple contraction isotonique. Ces premières expériences ont été décevantes, les élastogrammes calculés ayant peu de rapport avec les attentes. Néanmoins certains progrès ont pu être accomplis.

Premièrement, nous avons pu vérifier, à partir d'un ordinateur externe, le bon fonctionnement des programmes commandant les opérations de l'échographe, ainsi que celui du transfert des données sur le réseau, et enfin de leur traitement en Matlab. Cette étape est essentielle du fait que d'importantes révisions des logiciels avaient été apportées après les expériences précédentes : version du système d'exploitation de l'ordinateur-client pour le serveur HDI1000, version Matlab pour ce qui est des programmes-clients et des programmes de traitement. Ainsi, nous avons pu identifier des conditions expérimentales et les paramètres associés nous assurant de la reproductibilité des résultats : distance focale, gain, saturation et résolution. Toutefois, étant donné la faible qualité des élastogrammes de fantômes, des améliorations devront être apportées pour faire l'acquisition de nouvelles séquences d'images échographiques, les données déjà disponibles du fantôme à bandes étant inutilisables à ce moment-ci. En utilisant le fantôme contenant des inclusions sphériques, le bras robotisé disponible dans le laboratoire devrait être utilisé de manière à produire une déformation bien contrôlée. Les élastogrammes ainsi obtenus

⁸ Pour comprendre comment de fines imprécisions peuvent avoir un tel impact, mentionnons qu'avec une région de 5 cm x 5 cm, une déformation de 0.1 % induit un déplacement maximal de 50 microns, et qu'il faudra estimer le

devraient pouvoir être comparés à ceux provenant d'images de synthèse pour un modèle tridimensionnel du fantôme et une propagation tridimensionnelle du signal ultrasonore. Ceci permettrait, entre autres, d'évaluer l'impact d'un mouvement hors plan.

Pour ce qui est des mesures de contractions musculaires, il serait souhaitable de pouvoir recréer des conditions expérimentales permettant, dans un premier temps, d'observer à la fois la déformation calculée par élastographie « conventionnelle » et la rigidité musculaire calculée par élastographie par cisaillement. Dans un deuxième temps, ces observations pourraient être mises en correspondance avec l'activité électromyographique sous-jacente en utilisant, par exemple, l'électrostimulation pour établir un lien de cause à effet contrôlé.

La méthode scientifique employée ici d'utiliser des images de synthèse basées sur certains modèles, puis d'utiliser des fantômes de modèles apparentés pour produire de véritables images ultrasonores est un des points forts de ce travail. Bien que les résultats n'aient pas été très concluants, certains résultats sur les images du HDI1000 étaient prévisibles à cause des résultats obtenus sur les images de synthèse.

Deux éléments à améliorer seraient la performance et la rapidité d'exécution des algorithmes. Présentement, les algorithmes sont assez lents, ce qui empêche de lancer une grande quantité de simulations avec des paramètres variés. À cause du temps d'exécution, il faut se limiter à des expériences limitées et à des résolutions souvent réduites.

La dernière recommandation serait d'utiliser des appareils ultrasonores plus récents, comme celui construit par la compagnie Verasonics, qui est maintenant disponible dans le laboratoire. Cet échographe permet d'acquérir des images à une cadence très élevée, jusqu'à 5000 images par seconde, alors que, présentement, la cadence d'acquisition du HDI1000 est de l'ordre de 20

mouvement avec une précision meilleure qu'un micron si on veut étudier cette région avec une résolution de 50 cm x 50 cm.

images par seconde. À cadence élevée, le mouvement relatif entre chaque image demeure très faible et, par conséquent, le niveau de décorrélation reste faible. En contrepartie, la quantité de données à analyser risque d'être beaucoup plus élevée. Ceci apporte un argument supplémentaire pour ce qui est d'améliorer les performances des algorithmes en termes de temps d'exécution.

L'élastographie par contrainte statique a des limitations que l'on connaît bien et elle apporte certaines informations intéressantes à propos des tissus mous. Pour compléter ces informations, il serait souhaitable de pouvoir utiliser l'imagerie ultrarapide et par pression de radiation. L'échographe Verasonics est tout indiqué pour développer ce type d'application.

Les travaux effectués dans ce projet ont généré plusieurs outils et algorithmes qui nous rapprochent de résultats intéressants pour l'imagerie du niveau de contraction musculaire. Une des principales faiblesses des algorithmes que nous avons développés est qu'ils s'appliquent seulement sur des paires d'images isolées et non sur une séquence complète impliquant toute une chaîne d'événements. À cause de cela, l'analyse du mouvement à un instant donné ne peut tenir compte de la cohérence de mouvement qui se manifeste pendant toute la contraction. Il est raisonnable de penser qu'on passe ainsi à côté d'une grande quantité d'informations.

L'objectif de mesurer des niveaux de contractions musculaires est loin d'avoir été atteint, mais plusieurs pas ont été faits dans la bonne direction.

BIBLIOGRAPHIE

- Abdelali, M. (2010). *Résolution du problème inverse en élastographie ultrasonore par une méthode variationnelle* (Ph.D., École Polytechnique de Montréal, Montréal).
- Alam, S. K., & Ophir, J. (1997). Reduction of signal decorrelation from mechanical compression of tissues by temporal stretching: applications to elastography. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 23(Copyright 1997, IEE), 95-105.
- Alam, S. K., Ophir, J., Cespedes, I., & Varghese, T. (1998). A deconvolution filter for improvement of time-delay estimation in elastography. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 45(Copyright 1999, IEE), 1565-1572.
- Aminoff, M. J. (1987). *Electromyography in Clinical Practice* (Ed. Churchill Livingstone^e éd.). New York: Ed. Churchill Livingstone.
- Bamber, J. C., & Dickinson, R. J. (1980). Ultrasonic B-scanning: a computer simulation. *Phys Med Biol*, 25(3), 463-479.
- Bertrand, M., Meunier, J., Doucet, M., & Ferland, G. (1989). Ultrasonic biochemical strain gauge based on speckle tracking. *IEEE 1989 Ultrasonics Symposium, October 3, 1989 - October 6, 1989, Montreal, Que, Can* (Vol. 2, pp. 859-863) Publ by IEEE.
- Bolek, J. (2010). Electrical Concepts in the Surface Electromyographic Signal. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 35(2), 171.
- Catheline, S., Sandrin, L., Gennisson, J. L., Tanter, M., & Fink, M. (2000). Ultrasound-based noninvasive shear elasticity probe for soft tissues. In S. C. Schneider, M. Levy & B. R. McAvoy, (Éds.), *2000 Ieee Ultrasonics Symposium Proceedings, Vols 1 and 2* (pp. 1799-1801). Web of science. <Go to ISI>://000171881300394
- Christensen, D. A. (1988). *Ultrasonic Bioinstrumentation*. New York: John Wiley & Sons.
- Cowin, S. C., & Doty, S. B. (2007). *Tissue Mechanics*. New York: Springer.
- Deffieux, T., Gennisson, J. L., Tanter, M., & Fink, M. (2008). Assessment of the mechanical properties of the musculoskeletal system using 2-D and 3-D very high frame rate ultrasound. *Ieee Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, 55(10), 2177-2190.

- Deffieux, T., Montaldo, G., Tanter, M., & Fink, M. (2009). Shear wave spectroscopy for invivo quantification of human soft tissues visco-elasticity. *Ieee Transactions on Medical Imaging*, 28(3), 313-322.
- English, A. W., & Weeks, O. I. (1984). Compartmentalization of single muscle units in cat lateral gastrocnemius. *Exp Brain Res*, 56(2), 361-368.
- English, A. W., Wolf, S. L., & Segal, R. L. (1993). Compartmentalization of muscles and their motor nuclei: the partitioning hypothesis. *Phys Ther*, 73(12), 857-867.
- Gorelick, M. L., & Brown, J. M. (2007). Mechanomyographic assessment of contractile properties within seven segments of the human deltoid muscle. *Eur J Appl Physiol*, 100(1), 35-44.
- Gray, H. (1918). *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia: Lea & Febiger.
- Horn, B. K. P., & Schunck, B. G. (1981). DETERMINING OPTICAL FLOW. *Techniques and Applications of Image Understanding*, Washington, DC, USA (Vol. 281, pp. 319-331)SPIE.
- Krouskop, T. A., Wheeler, T. M., Kallel, F., Garra, B. S., & Hall, T. (1998). Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression. *Ultrasonic Imaging*, 20(4), 260-274.
- Letbetter, W. (1974). Influence of intramuscular nerve branching on motor unit organization in medial gastrocnemius muscle. *Anat Rec*, 178(3), 402-406.
- Leung, K. Y. E., Baldewsing, R. A., Mastik, F., Schaer, J. A., Gisolf, A., & Van Der Steen, A. F. W. (2006). Motion compensation for intravascular ultrasound palpography. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 53(Compendex), 1269-1280.
- Levinson, S. F., Shinagawa, M., & Sato, T. (1995). Sonoelastic determination of human skeletal muscle elasticity. *Journal of Biomechanics*, 28(10), 1145-1154.
- Meunier, J. (1989). *Analyse dynamique des textures d'echocardiographies bidimensionnelles du myocarde* (Ph.D., Universite de Montreal (Canada), Canada).
- Meunier, J., & Bertrand, M. (1995). Ultrasonic texture motion analysis: theory and simulation. *Ieee Transactions on Medical Imaging*, 14(Copyright 1995, IEE), 293-300.
- Muskhelishvili, N. I. (1963). *Some basic problem of the mathematical theory of elasticity*. Groningen: P. Noordhoff Ltd.

- Nightingale, K., Nightingale, R., & Trahey, G. (2001). Evaluation of the mechanical properties of active skeletal muscle using Acoustic Radiation Force Impulse imaging. In D. E. Yuhas & S. C. Schneider, (Éds.), *2001 Ieee Ultrasonics Symposium Proceedings, Vols 1 and 2* (pp. 1627-1631). Web of science. <Go to ISI>://000176890800359
- Nightingale, K., Soo, M. S., Nightingale, R., Bentley, R., Stutz, D., Palmeri, M., et al. (2002). Acoustic radiation force impulse imaging: Remote palpation of the mechanical properties of tissue. In D. E. Yuhas & S. C. Schneider, (Éds.), *2002 Ieee Ultrasonics Symposium Proceedings, Vols 1 and 2* (pp. 1821-1830). Web of science. <Go to ISI>://000182111700410
- Ophir, J., Cespedes, I., Garra, B., Ponnekanti, H., Huang, Y., & Maklad, N. (1995). Elastography: imaging of tissue strain and elastic modulus in vivo. *Proceedings of Second Asian Conference on Computer Vision. ACCV '95, 5-8 Dec. 1995, Singapore, Singapore* (Vol. vol.3, pp. 801-803)Nanyang Technol. Univ. Inspec.
- Ophir, J., Cespedes, I., Ponnekanti, H., Yazdi, Y., & Li, X. (1991). Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic Imaging*, 13(Copyright 1991, IEE), 111-134.
- Ophir, J., Garra, B., Kallel, F., Konofagou, E., Krouskop, T., Righetti, R., et al. (2000). Elastographic imaging. (Vol. 26, pp. S23-S29)Elsevier Inc.
- Rodrigues, S. (2008). *Modelisation et evaluation experimentale de methodes elastographiques* (M.Sc.A., Ecole Polytechnique, Montreal (Canada), Canada).
- Sabra, K. G., Conti, S., Roux, P., & Kuperman, W. A. (2007). Passive in vivo elastography from skeletal muscle noise. *Applied Physics Letters*, 90(19).
- Sarvazyan, A. P., Rudenko, O. V., Swanson, S. D., Fowlkes, J. B., & Emelianov, S. Y. (1998). Shear wave elasticity imaging: A new ultrasonic technology of medical diagnostics. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 24(Compendex), 1419-1435.
- Savitzky, A., & Golay, M. J. E. (1964). Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures. *Analytical Chemistry*, 36(8), 1627-1639.
- Segal, R. L. (1992). Neuromuscular compartments in the human biceps brachii muscle. *Neurosci Lett*, 140(1), 98-102.
- Srinivasan, S., & Ophir, J. (2003). A zero-crossing strain estimator for elastography. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 29(Compendex), 227-238.

- Tamura, Y., & Saito, M. (2002). A rheological motor model for vertebrate skeletal muscle in due consideration of non-linearity. *Journal of Biomechanics*, 35(Compendex), 1273-1277.
- Tenore, F., Armiger, R. S., Vogelstein, R. J., Wenstrand, D. S., Harshbarger, S. D., & Englehart, K. (2008). An embedded controller for a 7-degree of freedom prosthetic arm. *30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS'08, August 20, 2008 - August 25, 2008, Vancouver, BC, Canada* (pp. 185-188)Inst. of Elec. and Elec. Eng. Computer Society.
- ter Haar Romeny, B. M., van der Gon, J. J., & Gielen, C. C. (1984). Relation between location of a motor unit in the human biceps brachii and its critical firing levels for different tasks. *Exp Neurol*, 85(3), 631-650.
- van Zuylen, E. J., Gielen, C. C., & Denier van der Gon, J. J. (1988). Coordination and inhomogeneous activation of human arm muscles during isometric torques. *J Neurophysiol*, 60(5), 1523-1548.
- Vander, A. J., Sherman, J. H., Luciano, D. S., & Brière, R. (1995). Chapitre 11: les muscles. In *Physiologie humaine: troisième édition* (Chenelière/McGraw-Hill éd., pp. 287-328). Montréal: Chenelière/McGraw-Hill.
- Varghese, T., & Ophir, J. (1996). Estimating tissue strain from signal decorrelation using the correlation coefficient. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 22(Compendex), 1249-1254.
- Varghese, T., & Ophir, J. (1997). A theoretical framework for performance characterization of elastography: the strain filter. *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, 44(1), 164-172.
- Wickham, J. B., & Brown, J. M. (1998). Muscles within muscles: the neuromotor control of intra-muscular segments. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 78(3), 219-225.
- Zhang, M., Castaneda, B., Wu, Z., Nigwekar, P., Joseph, J. V., Rubens, D. J., et al. (2007). Congruence of Imaging Estimators and Mechanical Measurements of Viscoelastic Properties of Soft Tissues. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 33(Compendex), 1617-1631.

ANNEXE I – Différenciation fonctionnelle musculaire

Suite aux études histochimiques au tournant des années 70 indiquant que la composition musculaire au niveau des types de fibres était hétérogène (English, et al., 1993). Letbetter (1974) a émis l'hypothèse que les muscles des mammifères étaient composés d'unités plus petites appelées compartiments neuromusculaires suite à des études sur les muscles des pattes du chat.

Par la suite, English et Weeks (1984) ont monté qu'un même motoneurone n'alimente pas deux compartiments différents dans le gastrocnémien latéral (LG) du chat comme le montre la figure I.1, supportant ainsi l'hypothèse du partitionnement. Par exemple, dans le biceps femoris (BF) du chat, les compartiments postérieurs seraient affectés plus particulièrement à la flexion du genou alors que les compartiments antérieurs ont comme un rôle d'extenseur de la hanche.

Chez l'humain, le deltoïde serait formé de 7 compartiments, montrés à la figure I.2, qui ont des rôles variés : effecteur primaire, « synergiste », stabilisateur ou tout simplement antagoniste (Wickham & Brown, 1998). Les muscles comme le deltoïde et le grand pectoral sont reconnus pour la complexité des mouvements qu'ils rendent possibles. Ce sont donc de bons candidats pour une étude de compartmentalisation. Par contre, pour le muscle à l'étude ici, le *biceps brachii*, très peu de recherches sur le partitionnement ont été effectuées. Pendant un certain temps, les chercheurs du domaine ont cru que ce muscle était peu propice à l'étude des compartiments. Toutefois, les études de ter Haar Romeny et al (1984), en utilisant des mesures à l'aide d'électrodes implantées dans la portion longue du biceps brachii, ont démontré la présence de zones ayant des seuils d'activation différents selon la direction de la force générée.

À l'aide de la dissection de biceps cadavériques, Segal (1992) a isolé les branches du nerf musculo-cutané pénétrant dans le biceps, et a découpé le biceps en suivant le tracé de ce nerf. On peut voir un schéma à la figure I.4 et une photographie du muscle à la figure I.3; un schéma du bras humain est également présenté à la figure I.5. La vue postérieure permet de voir assez nettement des segments du biceps qui en constituerait les compartiments neuromusculaires. Dans plusieurs articles, on suggère qu'il y aurait également des compartiments beaucoup plus petits que ceux visibles ici, mais aucune preuve n'est actuellement disponible. Pour nous, les

travaux de Segal apportent suffisamment de données pour vérifier expérimentalement la présence de compartiments musculaires.

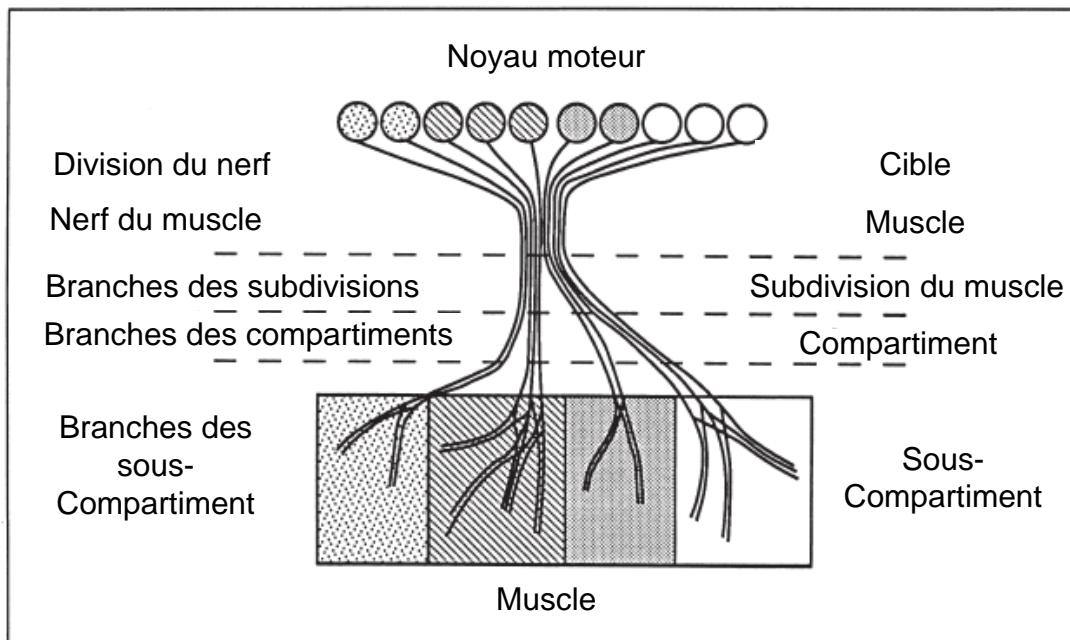


Figure I.1 : Partitionnement des neurones moteurs. Tiré de (English, et al., 1993).

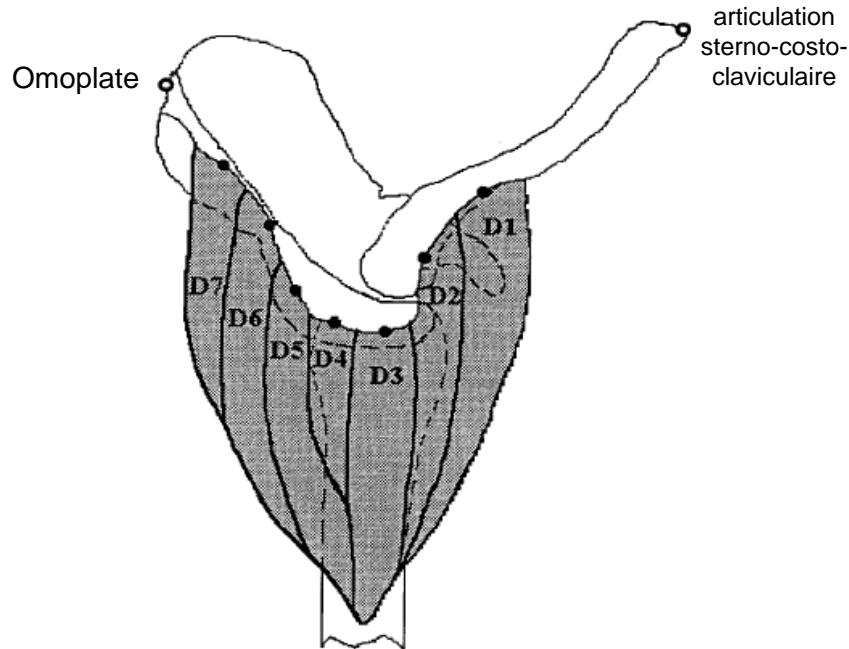


Figure I.2 : Segments supposés du deltoïde: D1 à D7 (Wickham & Brown, 1998).



Figure I.3 : Dissection du biceps faite par Segal. Les branches du nerf musculo-cutané sont isolées. Tiré de (Segal, 1992). Les parties numérotées sont : (1) la portion courte du biceps, (2) la portion longue du biceps et (3) crus de l'insertion du tendon.

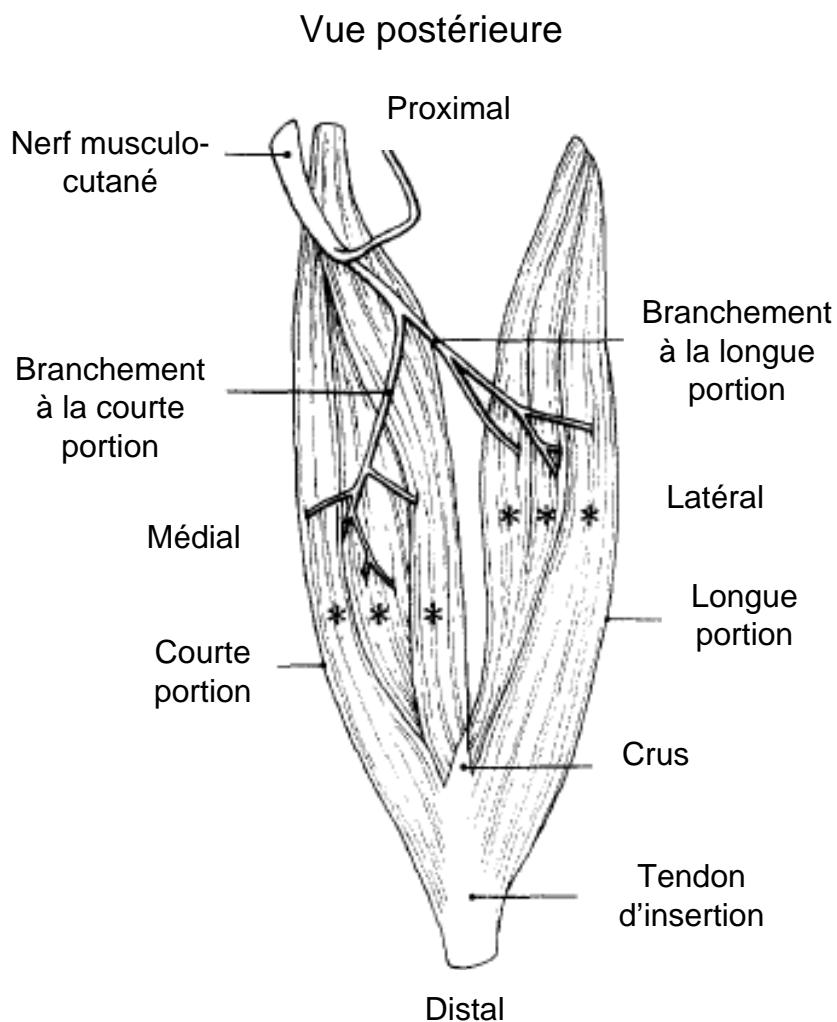


Figure I.4 : Vue postérieure du biceps. Le nerf musculo-cutané et ses subdivisions y est isolé. Les * marquent les compartiments neuromusculaires hypothétiques. Tiré de (Segal, 1992).

Un autre travail intéressant est celui de van Zuylen et Denier van der Gon (1988) portant sur la coordination de la contraction des muscles du bras lors de contractions isométriques. Des électrodes intramusculaires ont été placées au niveau de la plaque motrice de plusieurs muscles de sujets normaux qui ont dû effectuer plusieurs mouvements en vue d'étudier comment les muscles réagissaient et coordonnaient leur action par rapport à la charge et à l'angle du coude. Leurs conclusions sont très intéressantes pour nos travaux. Tout d'abord, ils ont pu voir que l'activation d'un muscle n'était pas uniforme et que certains sites moteurs pouvaient être isolés selon le mouvement exécuté, ce qui vient supporter l'hypothèse du partitionnement.

Deuxièmement, selon l'angle du coude et la charge à soulever, différents sites moteurs sont activés. Lorsque la charge est trop lourde et que les muscles fonctionnent à leur niveau maximal, presque tous les sites moteurs se contractent et alors il est difficile d'isoler leur comportement. Il faut donc voir à ce que le sujet travaille bien en deçà de la limite de charge que ses muscles peuvent supporter. Dernièrement, certains muscles s'activent alors qu'ils ne semblent pas directement reliés au moment de force à produire. Par exemple, lors de flexion du coude, le triceps affiche un certain niveau d'activité. L'hypothèse posée ici et vérifiée plus tard est que le triceps agit pour contrer l'action du biceps lors d'une flexion.

L'approfondissement des connaissances sur les compartiments neuromusculaires peut avoir un impact important dans plusieurs domaines. Tout d'abord, dans le domaine de la physiologie, les physiciens disposeront d'une meilleure compréhension du mécanisme de contraction musculaire. Dans le cadre des maladies neuromusculaires, les méthodes d'imagerie pourraient donner plus d'information pour connaître l'étendue des dommages, mais surtout pour proposer une thérapie mieux adaptée à l'individu. Des exercices ciblant précisément les compartiments les plus affectés, et aussi des façons d'utiliser les autres compartiments d'un même muscle pour contourner ces problèmes.

Pour les gens ayant subi des amputations, un examen poussé des compartiments des muscles restants pourrait permettre de découvrir des sites de contractions encore fonctionnels pour y capter un signal EMG et s'en servir pour activer une prothèse myoélectrique. Ainsi, en simulant l'exécution de certains mouvements spécifiques, le patient pourrait avoir un meilleur contrôle sur sa prothèse. Les prothèses d'aujourd'hui disposent d'une grande quantité de degrés de liberté, mais ce sont la quantité limitée de sites moteurs où placer les électrodes qui limite les possibilités. La théorie du partitionnement pourrait apporter une solution à ce problème et c'est ce qui est à la base de la rédaction de ce travail.

Cette théorie pourrait avoir d'autres impacts un peu plus indirects. Les entraîneurs sportifs pourraient utiliser ces connaissances pour mieux adapter les exercices aux besoins des athlètes. Voilà quelques unes des applications qui seraient possibles, si cette théorie était poussée plus loin.

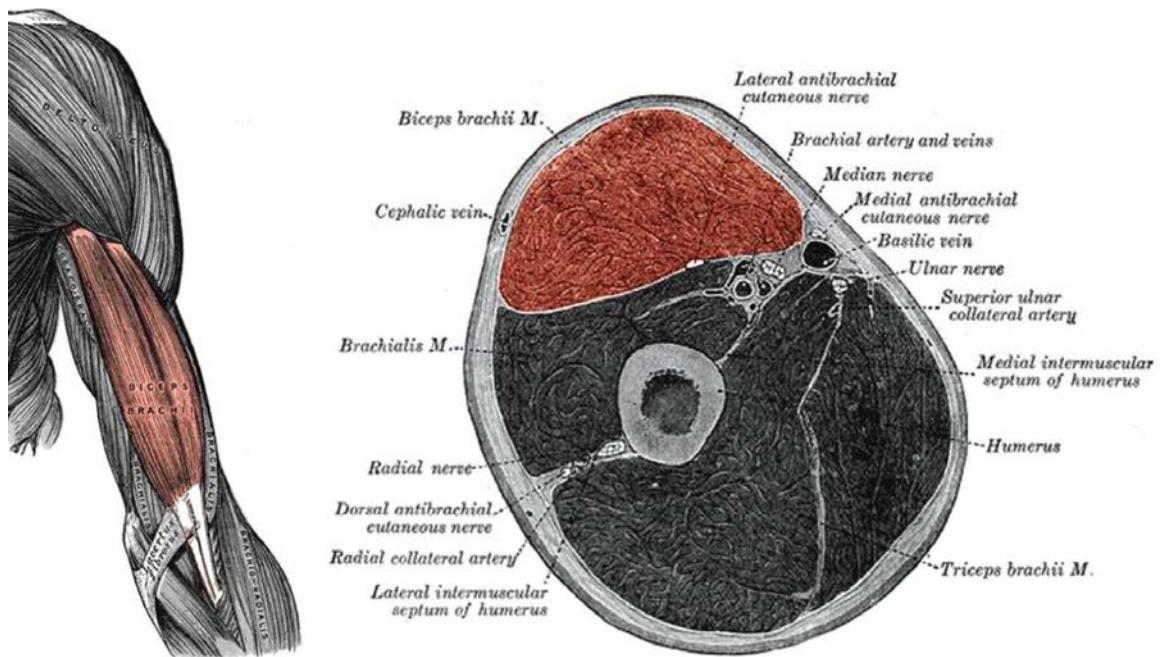


Figure I.5 : Vue en coupe du bras. En rouge, le biceps brachii (Gray, 1918).

ANNEXE II – Filtre de déformation

Le filtre de déformation est une mesure souvent utilisée pour quantifier la qualité de l'estimation de la déformation en élastographie. Globalement, cette mesure est représentée par la relation, sur une région d'élasticité uniforme, entre la moyenne de la déformation, μ_s , et son écart-type, σ_s :

$$RSBe = \frac{\mu_s}{\sigma_s} \quad (\text{II.1})$$

Les limites de Cramer-Rao, Ziv-Zakaï et Barankin sont utilisées pour déterminer les limites du filtre de déformation (Varghese & Ophir, 1997). La limite de Cramer-Rao prend la forme suivante pour l'estimation du déplacement entre 2 signaux partiellement corrélés :

$$\sigma_{CRLB} \cong \frac{3}{2\pi^2 T(B^3 + 12Bf_0^2)} \left[\frac{1}{\rho^2} \left(1 + \frac{1}{RSB^2} \right)^2 - 1 \right] \quad (\text{II.2})$$

Où f_0 est la fréquence centrale, B est la largeur de bande, RSB, est le rapport signal sur bruit électronique et ρ est le coefficient de corrélation. Ce qui est important de voir dans cette dernière équation est l'influence de facteurs comme la fréquence centrale et la largeur de bande sur l'évaluation du filtre de déformation. Il est possible de voir une version théorique à la figure II.1.

Le nom de filtre provient du fait de la ressemblance avec un filtre passe-bande. On peut voir que le signal sera très faible pour des déformations inférieures à 0.1 % et supérieures à 10.0 %. Dans le présent travail, le filtre de déformation sera utilisé comme mesure de la qualité des estimations des déformations pour les différentes combinaisons de séquences d'images et d'algorithmes utilisées.

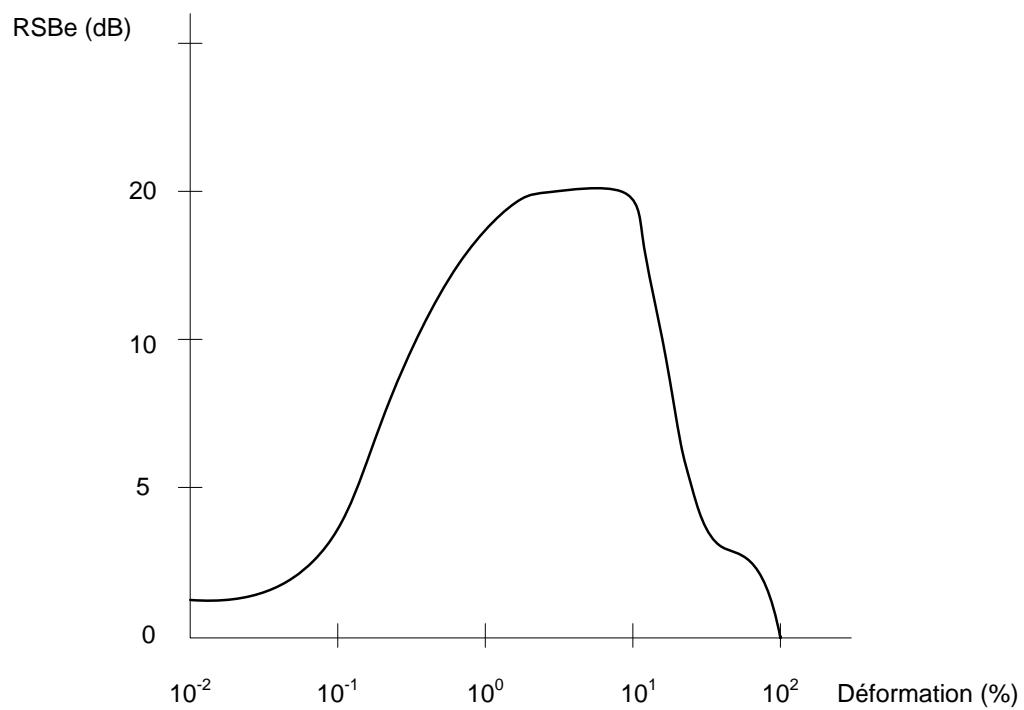


Figure II.1 : Filtre de déformation théorique.