

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉTUDE EXPÉRIMENTALE DU MOUVEMENT DE LA GRANULARITÉ
ÉCHOGRAPHIQUE DANS LES TISSUS EN ROTATION

STÉPHAN DUPONT
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
DÉCEMBRE 1997

© Stéphan Dupont, 1997



**National Library
of Canada**

**Acquisitions and
Bibliographic Services**

**395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada**

**Bibliothèque nationale
du Canada**

**Acquisitions et
services bibliographiques**

**395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada**

Your file Votre référence

Our file Notre référence

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

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

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

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

0-612-33128-8

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE

Ce mémoire intitulé:

ÉTUDE EXPÉRIMENTALE DU MOUVEMENT DE LA GRANULARITÉ
ÉCHOGRAPHIQUE DANS LES TISSUS EN ROTATION

présenté par: DUPONT Stéphan

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

a été dûment accepté par la jury d'examen constitué de:

M. Pierre A. Mathieu, Ph. D., président

M. Guy Cloutier, Ph. D., membre

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

À tous mes ami(e)s qui partagent ma vie.

Remerciements

Je désire sincèrement remercier mon directeur de recherche, Michel Bertrand, pour son support tout au long de mon travail de recherche et pour ses innombrables idées toutes aussi colorées les unes que les autres. Je lui dois mon introduction au monde de la recherche ainsi que toutes les merveilleuses occasions de présenter mes travaux de recherche au sein de la communauté scientifique un peu partout aux États-Unis.

Je tiens à remercier Tim Hall et Mike Insana du *Kansas University Medical Center* pour m'avoir permis d'effectuer les expériences nécessaires à ce projet.

Je désire souligner l'inestimable travail de Roch Maurice et de Johanne Raymond lors de la rédaction de ce mémoire et d'autres documents.

Je remercie spécialement Guy Charron, Claudia Chevrefils, Hervé Gagnon et Lahbib Soualmi pour tout ce que nous avons fait ensemble.

Résumé

L'imagerie par ultrasons est de plus en plus utilisée dans le domaine médical, car elle constitue une approche simple, sans risque connu pour la santé contrairement à la médecine nucléaire et à la radiologie conventionnelle (rayon-x). Une des caractéristiques de l'imagerie par ultrasons consiste en une texture «enneigée» des images obtenues. Cette «neige», appelée *speckle* en anglais, peut rendre l'interprétation des images difficile. Contrairement à ce que l'on pourrait penser, cette texture n'est pas un bruit provenant de la mauvaise qualité de l'appareil mais bien d'un phénomène physique: les patrons d'interférence sont produits par les multiples réflexions des ondes ultrasonores sur les structures microscopiques. Puisque ces patrons d'interférence proviennent de l'agencement spatial des microstructures, le mouvement de la texture, dite aussi granularité échographique, véhicule de l'information sur le mouvement de ces structures. Ce phénomène d'interférence est bien connu en optique et est utilisé pour mesurer de très fins déplacements.

L'utilisation du mouvement de la granularité échographique dans le but de caractériser certains tissus mous est l'objet de plusieurs travaux de recherche. Les méthodes employées pour mesurer le mouvement reposent sur l'hypothèse que la dynamique de la granularité échographique reproduit fidèlement celle du tissu sous-jacent. Cette hypothèse est seulement valide pour de petites translations de la région

insonifiée. En effet, des observations ont déjà démontré que cette hypothèse de reproduction du mouvement n'est pas respectée pour la rotation et le cisaillement. Par exemple, des expériences *in vitro* pour un mouvement de rotation pure ont montré une forte composante de translation horizontale qui se superposait au champ de déplacement attendu. De ce fait, le mouvement de la granularité donnait l'impression que la rotation s'effectuait autour d'un point hors de l'image au lieu d'être autour du vrai centre de rotation du tissu. La différence entre le mouvement réel du tissu et le mouvement observé est l'artefact de mouvement.

En 1994, un modèle mathématique expliquant ce phénomène par la géométrie de la réponse à l'impulsion (r.i.) du système d'imagerie a été publié. Les caractéristiques géométriques de la réponse à l'impulsion produisent une différence de phase, entre deux images d'un tissu en mouvement, qui induit une translation dans le champ de déplacement. Pour valider ce modèle, nous avons observé à l'aide d'un transducteur linéaire un cylindre composé d'un gel ayant des propriétés acoustiques très similaires à celles des tissus biologiques. Dans le champ éloigné du transducteur, le modèle prévoit une augmentation de l'artefact de translation avec la largeur de la réponse à l'impulsion et la profondeur d'insonification.

L'artefact est isolé en compensant l'image post-mouvement par la vraie rotation du cylindre. Le résidu de mouvement résultant est mesuré à l'aide d'une méthode

d'intercorrélation. En pratique, le champ de déplacement de l'artefact est obtenu en procédant à des estimations locales du déplacement effectuées dans une série de petites régions d'intérêt. Qualitativement, on a observé que l'artefact se comporte de façon très similaire à ce qui a été prévu par le modèle. Toutefois, une validation plus robuste nécessiterait une plus grande précision dans la mesure de l'artefact observé et une meilleure connaissance des conditions expérimentales pour s'assurer qu'elles respectent les hypothèses du modèle théorique.

Par ailleurs, les paramètres expérimentaux requis par le modèle peuvent se regrouper en deux catégories. Dans la première, on trouve la fréquence du transducteur et la vitesse du son dans le milieu insonifié lesquels sont connus par l'expérimentaliste. Par contre, les caractéristiques propres à la réponse à l'impulsion du système sont beaucoup plus difficiles à identifier. Le fabricant de l'échographe donne la taille du faisceau en fonction de la profondeur, mais ces données ne sont pas très précises. Pour ce qui est de la courbure de la r.i., le fabricant n'en fait aucune mention. Pour établir une comparaison valable entre le modèle et les résultats expérimentaux, les paramètres de la r.i. doivent être estimés avec une bonne précision puisque le modèle prédit que l'artefact est sensible aux paramètres de la r.i. À ce stade-ci, l'estimation des paramètres géométriques de la réponse impulsionnelle se fait en établissant la correspondance entre l'autocorrélation et un modèle théorique simplifié de cette dernière.

Les difficultés rencontrées lors de l'estimation des paramètres géométriques de la réponse à l'impulsion du système échographique ne permettent pas de conclure sur la validité quantitative du modèle; toutefois, la validité qualitative est observée. On peut donc supposer que la compréhension des mécanismes qui produisent l'artefact permettrait éventuellement une meilleure estimation des mouvements de rotation et des faibles cisaillements. Les applications de l'artefact de mouvement en élastographie seront discutées.

Abstract

Ultrasound imaging is a medical imaging modality gaining in popularity. Its success can be attributed to its simple approach and the fact that there is no known health related side effects compared to nuclear medicine and x-rays. A characteristic of ultrasound images is their “snowy” texture, called speckle. The characteristics of the texture can make interpretation of these images harder than those obtained with other imaging modalities. Contrary to common belief, the speckle is not the result of some noise due to the poor quality of the transducer but is in fact due to a physical phenomenon: interference in the wave pattern due to the multiple reflections caused by numerous small inhomogeneities in the scanned tissue. Since the speckle depends on the spatial position of the microstructures, the variation in the speckle could be used to measure the movement of the tissue. This interference phenomenon is well known in the field of optics and is used to measure very fine displacements.

Tissue characterization using speckle motion is investigated by different research groups. The methods used to measure movement are based on the hypothesis that tissue motion is closely matched by the speckle motion. This hypothesis is only valid for small tissue motion. Various observations have already demonstrated that this hypothesis is not valid for rotation and shearing motion that cannot be approximated by a translation. “In-vivo” experiments have demonstrated that for a pure rotation a strong horizontal

translation motion is added to the expected motion. The combination of these two motions gave the impression that the target was rotating around a point outside the image instead of rotating around its true center of rotation. The difference between the observed motion and the true motion is the motion artefact.

In 1994, a mathematical model explaining this phenomenon by the geometry of the imaging system impulse response has been published. The curved geometry of the impulse response produces phase shift between images of the tissue in motion that can be interpreted as a spatial translation. To validate this theoretical model, we imaged, with a linear array, a gel cylinder which possessed acoustical properties very similar to those of living tissues. In the transducer far field, where the width of the impulse response increases with depth, the model predicts a corresponding increase in the motion artefact.

The motion artefact is isolated by compensating the post-motion image for the true movement of the target. The resulting motion is estimated with a cross-correlation method. The displacement field between two consecutive images is obtained by computing a series of local displacements. Qualitatively, the observed artefact and the model predictions have the same behavior. To obtain better results, more precision in the motion estimation and better estimation of the experimental parameters are needed.

The required experimental parameters can be divided into two categories. Transducer frequency and speed of sound are fixed and known parameters. On the other hand, parameters relative to the impulse response of the imaging system are much more difficult to estimate. The transducer manufacturer gives the size of the point spread function (PSF) in function of depth but the data is not very precise. The technical specification makes no mention of the PSF curvature. For a good comparison between theory and experiment, experimental parameters must be known with precision since the model predicting the artefact is sensible to PSF parameters. Currently, the PSF parameters are estimated by matching the result of the autocorrelation of the image with a simplified model of the autocorrelation of the PSF.

The numerous difficulties encountered with the PSF parameters estimation result in too much variance and thus no conclusion can be reached for the quantitative aspect of the model.

Understanding the motion artefact would permit better estimates for rotation and small shearing motions. Applications of the motion artefact in elastography will be briefly discussed.

Table des matières

REMERCIEMENTS	v
RÉSUMÉ	vi
ABSTRACT.....	x
TABLE DES MATIÈRES.....	xiii
LISTE DES TABLEAUX.....	xvi
LISTE DES FIGURES	xvii
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS.....	xix
CHAPITRE 1: INTRODUCTION	1
CHAPITRE 2: THÉORIE	7
2.1 MODÈLE DE FORMATION D'IMAGES.....	7
2.2 MODÈLE DE LA RÉPONSE À L'IMPULSION DANS LE CHAMP ÉLOIGNÉ.....	9
2.3 PRÉSENTATION DU MODÈLE DE PRÉDICTION DE L'ARTEFACT DE MOUVEMENT.....	13
2.3.1 Explication du phénomène.....	13
2.4 MODALITÉS ÉCHOGRAPHIQUES	19
2.4.1 Échographie : Mode A	19
2.4.2 Échographie : Mode B	21
2.5 TECHNIQUES DE MESURE DU MOUVEMENT	23
2.6 COMPENSATION DU MOUVEMENT	27

2.7 CALCUL DU CHAMP DE DÉPLACEMENT PAR CORRÉLATION.....	31
CHAPITRE 3 : MONTAGE EXPÉRIMENTAL ET ACQUISITION DES DONNÉES.....	35
3.1 DESCRIPTION DU MONTAGE	35
3.1.2 Description de la cible.....	37
3.2 ACQUISITION DES IMAGES	40
3.3 RECONSTRUCTION DES IMAGES.....	44
3.3.1 Alignement interne des images.....	44
3.3.2 Construction d'un volume.....	49
3.3.3 Coupes transverses	51
3.3.4 Rotation irrégulière du cylindre	51
CHAPITRE 4 : CARACTÉRISATION DU SYSTÈME ÉCHOGRAPHIQUE	56
4.1 PARAMÈTRES «CONNUS»	57
4.2 PARAMÈTRES ESTIMÉS.....	59
4.2.1 Estimation de la réponse à l'impulsion	59
4.3 APPRÉCIATION DE LA COURBURE DE LA RÉPONSE À L'IMPULSION.....	73
4.4 ESTIMATION DE L' ANGLE DE DIFFRACTION DU FAISCEAU ULTRASONORE.....	76
4.4.1 Discussion sur l'estimation des paramètres.....	79
4.5 RÉSUMÉ DES PARAMÈTRES DU SYSTÈME ÉCHOGRAPHIQUE.....	79
CHAPITRE 5 : MESURE DE L'ARTEFACT DE MOUVEMENT	82
5.1 COMPORTEMENT DU MODÈLE.....	82
5.2 RÉSULTATS.....	89
5.3 COMPARAISON AVEC LE MODÈLE THÉORIQUE.....	93
5.3.1 Discussion sur la comparaison	95

CHAPITRE 6 : CONCLUSION	99
BIBLIOGRAPHIE.....	103

Liste des tableaux

TABLEAU 2.1: PARAMÈTRES RELATIFS AUX IMAGES DE LA FIGURE 2.1.....	12
TABLEAU 4.2 : MESURE DE L'ÉCART-TYPE LATÉRAL (σ_x) DE LA RÉPONSE IMPULSIONNELLE EN FONCTION DE LA PROFONDEUR MESURÉ À PARTIR DE L'AUTOCORRÉLATION DES CINQ IMAGES MOYENNÉES.	70
TABLEAU 4.3 : MESURE DE L'ÉCART-TYPE AXIAL (σ_y) DE LA RÉPONSE IMPULSIONNELLE EN FONCTION DE LA PROFONDEUR MESURÉ À PARTIR DE L'AUTOCORRÉLATION DES CINQ IMAGES MOYENNÉES.	71
TABLEAU 4.4: PARAMÈTRES DU SYSTÈME ÉCHOGRAPHIQUE.....	80

Liste des figures

FIGURE 2.1: COMPARAISON ENTRE UNE RÉPONSE IMPULSIONNELLE DROITE ET UNE RÉPONSE IMPULSIONNELLE COURBÉE. (DONNÉES SIMULÉES).....	11
FIGURE 2.2 : SCHÉMA DU MODÈLE DE LA RÉPONSE IMPULSIONNELLE COURBÉE EN RÉCEPTION D'UNE BARETTE LINÉAIRE DE TRANSDUCTEURS.....	12
FIGURE 2.3: MESURE DU DÉPLACEMENT PAR INTERCORRÉLATION.....	14
FIGURE 2.4 : ÉCHOGRAPHIE, MODE A.	20
FIGURE 2.5 : CRÉATION D'UNE IMAGE EN MODE B.	22
FIGURE 2.6 : ISOLEMENT DE L'ARTEFACT PAR COMPENSATION DU MOUVEMENT DIRECTEMENT APPLIQUÉ SUR L'IMAGE.	25
FIGURE 2.7 : ISOLEMENT DE L'ARTEFACT PAR CALCUL DU CHAMP DE DÉPLACEMENT SUIVI D'UNE COMPENSATION DE MOUVEMENT.....	26
FIGURE 2.8 : COMPENSATION DU MOUVEMENT PAR TRANSFORMATION LINÉAIRE ET INTERPOLATION.	30
FIGURE 2.9 : MÉTHODE DE CALCUL DU CHAMP DE DÉPLACEMENT PAR ITÉRATIONS SUCCESSIVES.	31
FIGURE 3.1: SCHÉMA DU MONTAGE EXPÉRIMENTAL INCLUANT LE BASSIN, LE TRANSDUCTEUR ET LA CIBLE.	36
FIGURE 3.2 : ACQUISITION PAR COUPES TRANSVERSALES SUCCESSIVES.	42
FIGURE 3.3 : RECONSTRUCTION D'UN VOLUME PAR ASSEMBLAGE DE COUPES AXIALES.....	43
FIGURE 3.4 : EFFETS DES PROBLÈMES DE SYNCHRONISATION SUR LA RECONSTRUCTION D'UNE IMAGE ÉCHOGRAPHIQUE.	47
FIGURE 3.5 : CORRECTION DES PROBLÈMES DE SYNCHRONISATION DANS LA CONSTRUCTION D'UNE IMAGE.	48
FIGURE 3.6 : RECONSTRUCTION D'UN VOLUME À PARTIR D'UNE SÉRIE DE COUPES LONGITUDINALES. DANS UN VOLUME BIEN RECONSTITUÉ, LES LIGNES GRISES SE SUPERPOSENT.	50
FIGURE 3.7: MESURE DE LA VRAIE ROTATION DU CYLINDRE. COURBES DE LA CORRÉLATION VS ANGLE DE ROTATION POUR LES QUATRE ROTATIONS EFFECTUÉES.	53

FIGURE 4.1 : EXEMPLE D'UNE FONCTION D'AUTOCORRÉLATION.....	63
FIGURE 4.2 : EXEMPLE DE LA MÉTHODE EMPLOYÉE POUR MESURER LES DIMENSIONS AXIALES ET LATÉRALES DE LA RÉPONSE À L'IMPULSION.....	65
FIGURE 4.3 : COMPARAISON ENTRE L'AUTOCORRÉLATION D'UNE R.I. COURBÉE ET L'AUTOCORRÉLATION DE LA MÊME R.I. MAIS NON COURBÉE.....	67
FIGURE 4.4 : DIMENSIONS DE LA RÉPONSE IMPULSIONNELLE EN FONCTION DE LA PROFONDEUR.....	72
FIGURE 4.5 : APPROXIMATION DU RAYON DE COURBURE.....	74
FIGURE 4.6: EFFET D'UNE LENTILLE SUR LA COURBURE DE L'IMPULSION ULTRASONORE.....	76
FIGURE 4.7: VARIATION DE L'AUTOCORRÉLATION EN FONCTION DE LA PROFONDEUR.....	78
FIGURE 5.1: SENSIBILITÉ DE L'ARTEFACT LATÉRAL EN FONCTION DE LA LARGEUR DU FAISCEAU ACOUSTIQUE.....	84
FIGURE 5.2 : EFFET DE LA VARIATION DE L'ANGLE DE DIFFRACTION DU FAISCEAU ULTRASONORE SUR L'ARTEFACT LATÉRAL.....	86
FIGURE 5.3 : EFFETS THÉORIQUES SUR L'ARTEFACT LATÉRAL DE LA DIMINUTION DE LA FRÉQUENCE DE LA PORTEUSE EN FONCTION DE LA PROFONDEUR.....	88
FIGURE 5.4 : CARTE DE LA CORRÉLATION ET CHAMP DE DÉPLACEMENT MOYEN POUR UNE ROTATION D'UN DEGRÉ.....	90
FIGURE 5.5 : ARTEFACTS LATÉRAL ET AXIAL PRÉSENTÉS PAR UNE SÉRIE D'HISTOGRAMMES.....	91
FIGURE 5.6: COMPARAISON ENTRE LES MESURES EXPÉRIMENTALES ET LE MODÈLE.....	94

Liste des sigles et abréviations

r.i. Réponse Impulsionnelle

r.f. Radio Fréquence

Chapitre 1: Introduction

Les images échographiques des tissus mous biologiques possèdent presque toujours une texture granuleuse qui donne l'impression que ces images sont «enneigées». Cette neige ou granularité échographique provient de la détection de l'enveloppe du patron d'interférences acoustiques formé par les inhomogénéités locales des tissus. Provenant directement de l'interaction entre le faisceau ultrasonore et les tissus, la granularité peut être employée pour suivre le mouvement de ces derniers. Cette idée, mieux connue sous son nom anglais *speckle tracking*, est employée dans plusieurs techniques de détection et d'estimation du mouvement. Par exemple, en élastographie cette technique est utilisée pour mesurer les faibles déformations et en déduire la présence éventuelle de tumeur. En pratique, à partir du champ de déformation, il est possible d'obtenir une mesure relative de la distribution d'élasticité des tissus insonifiés. En effet, l'élasticité peut être un outil de détection de certains types de tumeurs cancéreuses qui sont associées à des calcifications rigides dans les tissus mous comme le sein et la prostate. En hémodynamique, le *speckle tracking* est employé pour caractériser l'écoulement sanguin dans les vaisseaux. Ces caractéristiques peuvent s'avérer très utiles pour détecter et mesurer l'influence des sténoses dans les artères. La granularité est un phénomène de mécanique ondulatoire qui est aussi utilisé dans d'autres domaines d'application comme la mesure de très fins déplacements à l'aide d'un laser.

De telles applications reposent sur l'hypothèse que le mouvement de la granularité correspond à celui du tissu sous-jacent. Mesurer le mouvement des tissus reviendrait à quantifier les déplacements de la granularité échographique. Dans certains cas, comme pour de faibles translations tissulaires, cette hypothèse d'une relation simple et directe entre le mouvement des tissus et de la granularité est valide. Par contre, la littérature [1,2,5] rapporte que cette même hypothèse n'est pas valide pour certains types de mouvements, même simples, comme une rotation pure. La différence entre le mouvement de la granularité et le mouvement réel des tissus est définie comme l'artefact de mouvement.

Morrisson et al. [2] ont observé que la granularité ne suivait pas le mouvement d'un tissu en rotation dans une image en coupe. Au lieu d'effectuer une rotation identique à celle de la cible, les patrons d'interférences se déplaçaient selon une trajectoire combinant le mouvement de rotation attendu additionné d'une translation horizontale. Ce mouvement de translation était de gauche à droite pour une rotation dans le sens horaire et de droite à gauche pour une rotation anti-horaire. Pour expliquer ce phénomène, Kallel et al. [1] ont proposé un modèle de formation d'images qui explique un tel comportement par la courbure de la réponse à l'impulsion du système échographique dans le champ éloigné du transducteur. La courbure de la réponse à l'impulsion produit des déphasages entre les images qui se traduisent par une translation dans le domaine spatial.

Mais avant de prétendre que le modèle offre la bonne explication aux phénomènes observés, il doit être validé par une série d'expériences spécifiques en laboratoire. Ce projet de recherche vise donc à valider le modèle de Kallel et al. [1] en mesurant expérimentalement l'artefact de mouvement produit par un cylindre en rotation. Comme les mouvements de rotation pure sont rares en physiologie humaine et animale, la compréhension de ce phénomène n'a pas une implication immédiate pour la pratique médicale mais peut s'avérer importante dans le développement de nouvelles techniques échographiques de caractérisation du mouvement. La compensation de l'artefact de mouvement dans une séquence d'images pourrait permettre d'obtenir avec plus de précision le vrai mouvement des tissus insonifiés. À partir d'une séquence d'images où les mouvements de la granularité sont estimés, il est possible par le biais d'un problème inverse d'obtenir le vrai mouvement des tissus.

La compréhension du mécanisme de formation des images échographiques lors d'une rotation pourrait s'appliquer à d'autres mouvements (cisaillement, étirement/compression), ce qui pourrait conduire à une meilleure estimation des déplacements observés dans des tissus en déplacement. Présentement, le mouvement peut être mesuré de plusieurs manières dans le cas des images échographiques. Les paramètres à mesurer peuvent limiter le choix des techniques de mesure ou en favoriser certaines. Une technique comme le Doppler mesure directement la vitesse des tissus,

tandis que d'autres méthodes comme la corrélation et le flux optique utilisent un traitement mathématique appliqué à une série d'images pour estimer le mouvement.

En Doppler couleur, la vitesse mesurée des particules dans les fluides est codée en couleur et superposée à une image échographique traditionnelle, permettant de mettre en évidence les régions anatomiques où le fluide circule. L'importance de l'effet Doppler étant directement reliée à la vitesse relative entre le fluide et le transducteur, il est facile d'obtenir et de présenter la distribution des vitesses dans l'écoulement.

Avec des algorithmes appropriés, l'estimation du mouvement par le traitement, d'une séquence d'images permet de mesurer plus de paramètres, mais demande en général beaucoup de temps de calcul limitant ainsi leurs applications en salle d'opération ou pour la surveillance des patients. En plus de mesurer la vitesse, on peut aussi mesurer des déplacements plus ou moins complexes, des déformations, la rigidité des tissus, des changements de structures, etc. Bref, tout ce qu'il est possible d'obtenir à partir de la position d'une série de pixels dans le temps et dans l'espace.

Pour valider le modèle de prédiction de l'artefact, nous avons choisi de faire l'acquisition d'une série de volumes statiques (un empilement d'images fixes) d'un cylindre de gélatine. Chaque volume représente le cylindre à une position angulaire différente (0,1,2,3,4°). En mesurant le mouvement entre deux images avec une technique

de corrélation et connaissant le mouvement réel du cylindre, l'artefact de mouvement pourra être isolé et quantifié pour être en suite comparé aux prédictions du modèle théorique.

Le choix des angles de rotation (1° par rotation) est un compromis entre l'amplitude de l'artefact qui, selon le modèle, devrait augmenter avec l'angle de rotation et la décorrélation, due à de trop grands mouvements, qui augmente aussi avec l'angle de rotation. En effet, la décorrélation provient du changement d'orientation du tissu par rapport au transducteur. Ce changement d'orientation produit un nouveau patron d'interférence qui ressemblera plus ou moins à l'original compte tenu de l'angle de rotation. Même une rotation de quelques degrés peut changer radicalement le patron d'interférences puisque ce dernier est produit par les différences de phases entre les divers échos générés par les irrégularités locales du tissu. Une différence d'une fraction de longueur d'onde dans la position des irrégularités par rapport au transducteur change le patron d'interférences. Meunier et Bertrand [5] ont prédit que pour une rotation de plus de quelques degrés, suivant la fréquence du transducteur et la taille de la réponse impulsionnelle, les deux images ne sont plus significativement corrélées. La valeur de 1° pour la rotation du cylindre entre chaque image est un compromis choisi arbitrairement entre la décorrélation et l'amplitude de l'artefact.

La corrélation n'est pas la seule technique utilisable pour mesurer le mouvement entre une paire d'images échographiques. Le flux optique, qui est une méthode bien connue en vision, est une autre possibilité. Cette méthode, qui s'inspire d'un modèle de perception visuelle, utilise les variations d'intensité dans une séquence d'images pour produire un champ de déplacement.

Dans la présente étude, la méthode du flux optique n'a pas été implantée car la première technique employée, la corrélation, donnait des résultats satisfaisants.

Chapitre 2: Théorie

2.1 Modèle de formation d'images

Les équations prédisant les artefacts de mouvement qui ont été utilisées par Kallel et al. [1] sont essentiellement basées sur un modèle de formation d'images échographiques. Ce modèle provient des travaux de recherche de Bamber et Dickinson [3], Dickinson [7]-[8] et Meunier et al. [9]-[10] qui l'ont développé pour étudier la texture d'un tissu insonifié. Dans ce modèle, les tissus mous sont représentés comme un milieu inhomogène continu, formé d'un arrangement aléatoire de cellules. L'impédance acoustique de chacune de ces cellules est représentée par une gaussienne tridimensionnelle qui est projetée dans le plan de l'image.

En modélisant l'impédance acoustique du milieu par de petites fluctuations autour d'une valeur moyenne, en supposant que le signal reçu par le transducteur est compensé pour l'atténuation du milieu (en anglais: *Time Gain Compensation* ou *TGC*) et que la région d'intérêt est assez petite pour considérer la réponse à l'impulsion comme invariante dans l'espace, le modèle de formation d'images peut être réduit à une simple convolution entre le terme de l'impédance tissulaire et la réponse à l'impulsion du système d'imagerie ([3]-[5], [7]-[10]) :

$$i_{3D}(x,y,z) = h_{3D}(x,y,z) \otimes t(x,y,z). \quad (2.1)$$

I_{3D} représente le signal radiofréquence (r.f.) tridimensionnel (3D) capté par un transducteur idéal (largeur de bande infinie), $H_{3D}(x,y,z)$ est la réponse 3D à l'impulsion du transducteur et le terme $t(x,y,z)$ représente l'impédance acoustique 3D du tissu. Habituellement, ce dernier terme est modélisé par un bruit blanc qui représente l'arrangement aléatoire des cellules constituant le tissu. Puisque seules les variations d'impédance contribuent au signal échographique, la composante continue de l'impédance du modèle peut tout simplement être négligée. Pour limiter la «largeur de bande» du tissu et pour le rendre plus réaliste, ce terme aléatoire peut être convolué avec une gaussienne de taille comparable à celle d'une cellule. Cette convolution a pour effet de modéliser la répartition des cellules dans un tissu uniforme.

L'image obtenue avec l'équation 2.1 est celle d'un volume, alors qu'en pratique, les images obtenues expérimentalement ne sont qu'une tranche de ce volume. Pour obtenir une coupe bidimensionnelle du volume, on suppose la réponse impulsionnelle séparable transversalement, c'est-à-dire $h_{3D}(x,y,z) = h(x,y) h_z(z)$, et on intègre selon z sur l'épaisseur de la r.i. Le modèle de formation d'images devient donc:

$$i(x,y) = h(x,y) \otimes z(x,y) \quad (2.2)$$

$$\text{où} \quad z(x,y) = \int t(x,y,z) h_z(z) dz$$

et $i(x,y)$ représente une «tranche» du volume $i_{3D}(x,y,z)$. On notera, cependant, par le biais de l'équation 2.2, qu'elle contient de l'information répartie sur une épaisseur de

tissu. L'image mode B (image affichée à l'écran des appareils échographiques), $i_B(x,y)$, est obtenue en calculant l'enveloppe de l'image r.f., $i(x,y)$, de la façon suivante :

$$i_B(x,y) = |i(x,y) + jH\{i(x,y)\}| \quad (2.3)$$

où $H\{i(x,y)\}$ est la transformée de Hilbert de $i(x,y)$.

2.2 Modèle de la réponse à l'impulsion dans le champ éloigné

Le modèle de formation d'images utilise la réponse à l'impulsion $h(x,y)$ du système d'imagerie pour présenter sous la forme d'une image les propriétés acoustiques du tissu observé. Les caractéristiques de la réponse à l'impulsion sont donc très importantes, car elles influencent directement l'information présentée dans les images.

Dans le champ éloigné du transducteur, on peut considérer que les éléments actifs qui produisent l'impulsion sont petits, que l'onde ainsi produite est sphérique et qu'elle se propage dans un faisceau gaussien [1]. Pour modéliser la réponse à l'impulsion du système d'échographie, Kallel et al. [1] proposent le modèle simplifié suivant :

$$h(x,y) = \exp \left(- \left(\frac{x^2}{2\sigma_x^2} + \frac{\left(y - \frac{x^2}{2d} \right)^2}{2\sigma_y^2} \right) \right) \cdot \cos \left(2\pi f_0 \left(y - \frac{x^2}{2d} \right) \right) \quad (2.4)$$

où $f_0 = 2f_{tr}/c$ et $\sigma_y = \sigma_t c/2$. L'équation 2.4 est constituée d'une gaussienne courbée (l'exponentielle) qui est modulée en amplitude par une porteuse (le cosinus). Le paramètre f_{tr} est la fréquence du transducteur en Hz, c représente la vitesse du son dans le tissu, σ_t est l'écart type temporel de l'impulsion gaussienne qui donne une idée de la durée de l'impulsion émise, σ_x est l'écart type latéral du faisceau gaussien et d représente la distance de la région d'intérêt au transducteur. La courbure sphérique de l'onde est approximée par une gaussienne courbée suivant un profil parabolique pour simplifier les calculs. Le profil parabolique de la réponse à l'impulsion est dû au terme $y - \frac{x^2}{2d}$ qui joue le rôle de la coordonnée axiale. Dans une r.i. droite, c.-à-d. où la courbure est nulle, le terme de courbure disparaît pour être remplacé tout simplement par y et la réponse à l'impulsion devient :

$$h(x, y) = \exp\left(-\left(\frac{x^2}{2\sigma_x^2} + \frac{y^2}{2\sigma_y^2}\right)\right) \cdot \cos(2\pi f_0 y) \quad (2.5)$$

Dans ce cas, la réponse impulsionnelle n'est qu'une gaussienne modulée en amplitude par la porteuse. L'équation précédente revient au modèle de réponse impulsionnelle proposé par Meunier [10]. Il est à noter qu'avec une réponse impulsionnelle droite, il n'est pas possible d'obtenir des artefacts de mouvement.

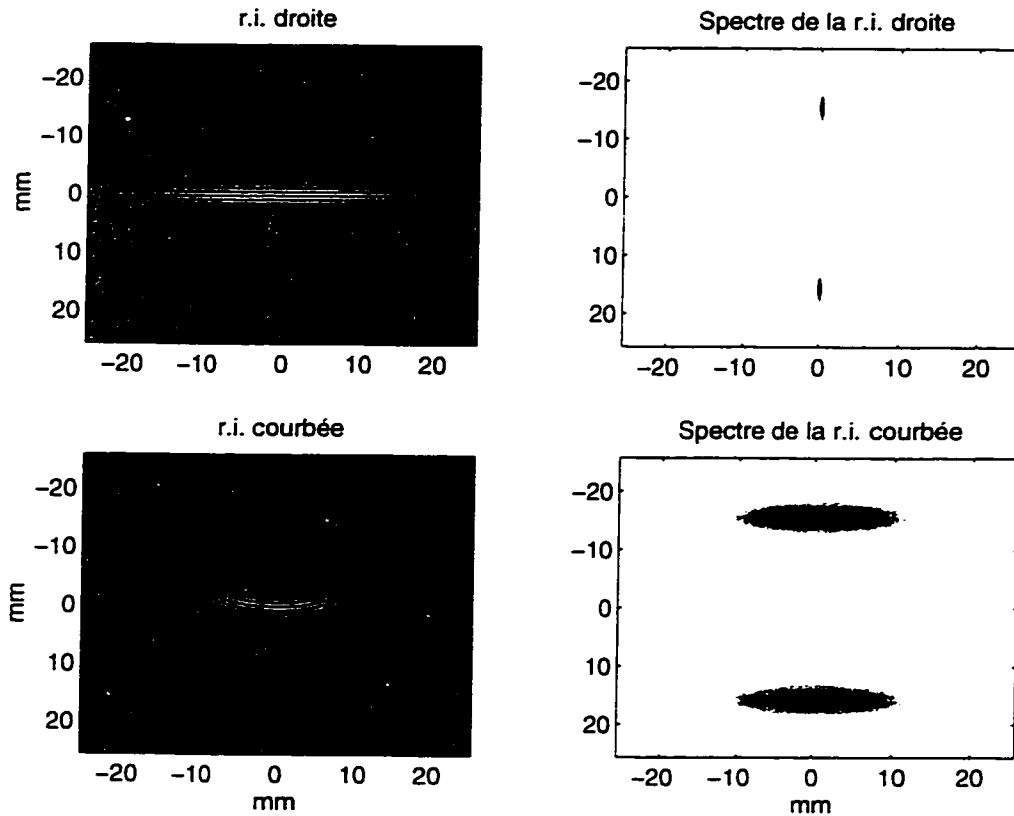


Figure 2.1: Comparaison entre une réponse impulsionnelle droite et une réponse impulsionnelle courbée. (données simulées)

La Figure 2.1 illustre les différences entre une réponse impulsionnelle droite et une version courbée de cette même r.i.. Il est important de noter que les caractéristiques des deux r.i. illustrées ont été exagérées pour des fins de présentation. On suppose que la courbure de la r.i. ne varie pas en fonction de la profondeur dans la région présentée par l'image. Le Tableau 2.1 présente les paramètres utilisés pour les simulations de la Figure 2.1.

Tableau 2.1: Paramètres relatifs aux images de la Figure 2.1.

Fréquence du transducteur	5 MHz
Vitesse du son	1540 m/s
Taille de l'image	256 x 256 pixels
Taille des pixels	0,2 x 0,2 mm
Écart-types de la réponse impulsionnelle [latéral axial]	[8 1] mm
Profondeur d'insonification	80 mm

La Figure 2.2 illustre les divers paramètres géométriques qui influencent la forme de la r.i..

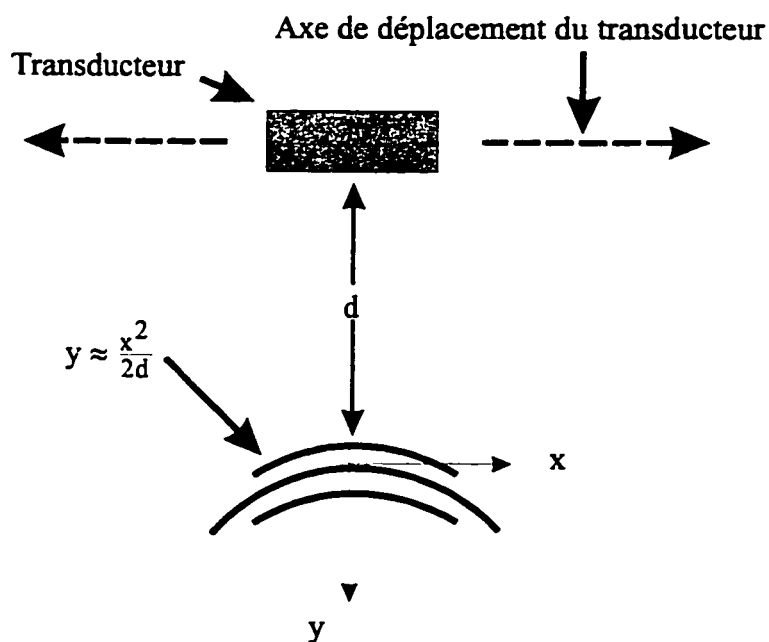


Figure 2.2 : Schéma du modèle de la réponse impulsionnelle courbée en réception d'une barrette linéaire de transducteurs.

Le transducteur se déplace latéralement (selon x) et émet les impulsions ultrasonores dans la direction $y+$. Dans le champ éloigné (région de Fraunhofer), l'impulsion devient courbe et prend la forme illustrée à la Figure 2.2.

2.3 Présentation du modèle de prédiction de l'artefact de mouvement

2.3.1 Explication du phénomène

Bien que le phénomène produisant l'artefact de mouvement soit très bien décrit par Kallel et al. [1], un survol des explications sera présenté dans la présente section.

La perception de mouvement entre deux images est due à l'information commune à ces deux images. Si deux images ne se ressemblent pas du tout, aucun mouvement cohérent ne sera perçu. Par contre, si les deux images contiennent beaucoup d'informations communes, la différence de contenu en information peut être perçue comme un mouvement. Si les deux images possèdent la même structure, ce qui est le cas lorsque les déplacements sont presque uniformes et faibles, le mouvement entre les deux images peut être obtenu en mesurant le décalage entre la position du maximum de l'intercorrélation des deux images et la position du maximum de l'autocorrélation de la première. Autrement dit, le déplacement est directement donné par la position du maximum de la fonction d'intercorrélation.

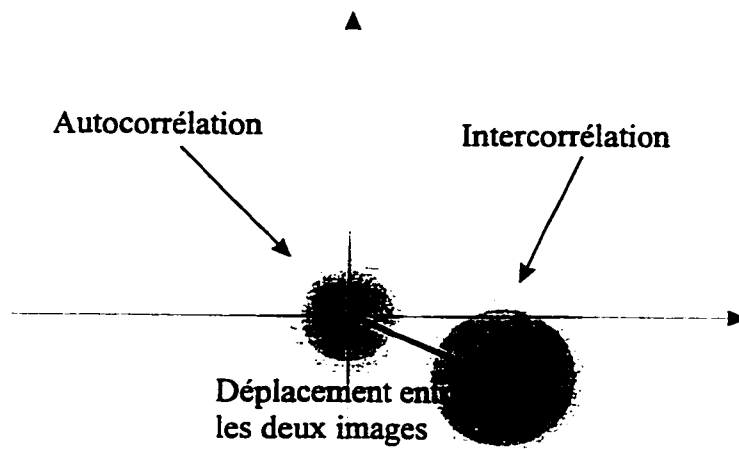


Figure 2.3: Mesure du déplacement par intercorrélation.

Dans le domaine spatial, la fonction de corrélation normalisée p_{ii_θ} entre les deux images, avant et après déplacement, se calcule comme suit :

$$p_{ii_\theta}(x, y) = \frac{1}{k} i(x, y) \oplus i_\theta(x, y) \quad (2.6)$$

$$\text{où } k = \sqrt{\sum (i - \bar{i})^2 \cdot \sum (i_\theta - \bar{i}_\theta)^2}$$

$\oplus$ est l'opérateur de corrélation¹, $i(x, y)$ l'image r.f. avant rotation, $i_\theta(x, y)$ l'image après une rotation θ du tissu et k est la constante de normalisation de la corrélation.

¹ L'intercorrélacion est définie comme suit : $p(x, y) = i(x, y) \oplus i_\theta(x, y) = \iint i(a, b) i_\theta(a + x, b + y) da db$

Pour isoler l'artefact, l'image après rotation pourrait être compensée pour le mouvement connu de la cible. Cette compensation est effectuée en appliquant à l'image une transformation linéaire qui produit le mouvement inverse de la cible. Autrement dit, l'image du tissu tourné a subi une contre-rotation d'un angle $-\theta$ pour «aligner» le tissu des deux images. Cette opération de contre-rotation permet d'isoler l'artefact. La corrélation est donc calculée entre deux images qui présentent le tissu sous un même «aspect». Pour réduire le temps de calcul, la corrélation peut être effectuée dans le domaine spectral. Puisque, dans ce domaine, la corrélation devient une simple multiplication, le temps de calcul est beaucoup plus court même en tenant compte de toutes les transformées de Fourier à effectuer. Dans le domaine spectral, l'équation 2.6 devient :

$$P_{ii\theta}(u, v) = \frac{1}{k} I(u, v) \cdot I_{\theta}^*(u, v) \quad (2.7)$$

où $P_{ii\theta}(u, v)$, $I(u, v)$ et $I_{\theta}(u, v)$ sont les spectres de $p_{ii\theta}(x, y)$, $i(x, y)$ et $i_{\theta}(x, y)$, respectivement, et $I_{\theta}^*(u, v)$ est la conjuguée complexe de $I_{\theta}(u, v)$. En considérant 2.2, le spectre (équation 2.7) peut être réécrit comme :

$$P_{ii\theta}(u, v) = \frac{1}{k} H(u, v) H_{\theta}^*(u, v) Z(u, v) Z_{\theta}^*(u, v) \quad (2.8)$$

où $H(u, v)$ est le spectre de la réponse impulsionnelle et $Z(u, v)$ le spectre de l'impédance du tissu. Puisque $z(x, y)$ peut être considérée comme un bruit blanc, sa densité spectrale

de puissance est une constante proportionnelle à la variance du bruit. L'équation 2.8 peut donc être réécrite comme suit :

$$P_{ii\theta}(u, v) = k_0 H(u, v) H_{\theta}^*(u, v) \quad (2.9)$$

où k_0 est une constante composée du produit de k^{-1} et de la «puissance» de $Z(u, v)$. L'équation 2.9 démontre que la corrélation dépend uniquement de la r.i. lorsque le tissu peut être approximé par un bruit blanc. Le spectre des images $i(x, y)$ et $i_{\theta}(x, y)$ peut être divisé en une composante d'amplitude et en une composante de phase. L'équation 2.9 devient alors:

$$P_{ii\theta}(u, v) = k_0 |H(u, v)| |H_{\theta}(u, v)| e^{j\psi(u, v)} \quad (2.10)$$

Le terme de phase $\psi(u, v)$ représente la différence de phase entre les deux spectres :

$$\psi(u, v) = \phi(u, v) - \phi_{\theta}(u, v) \quad (2.11)$$

où $\phi_{\theta}(u, v)$ est la composante de phase du spectre de l'image compensée pour le mouvement du tissu, c.-à-d. que le tissu a subi une rotation de θ degré et que l'image de ce tissu a subi une contre-rotation du même angle pour compenser le mouvement du tissu.

Pour de petites rotations (quelques degrés), $\phi_\theta(u,v)$ devrait être presque identique à $\phi(u,v)$, ce qui laisse les termes linéaires prédominants dans l'expansion en série de Taylor de $\psi(u,v)$. Ainsi, la fonction d'intercorrélation p_{ii_θ} peut être interprétée comme une version retardée de l'intercorrélation de $\mathfrak{I}^{-1}\{|H(u,v)| \cdot |H_\theta(u,v)|\}$. La position du maximum de corrélation est donc décalée dans le domaine spatial par un délai qui est mesuré en calculant le gradient de la différence de phase $\psi(u,v)$.²

Le modèle de Kallel et al. [1] décompose l'artefact de mouvement en deux composantes orthogonales, soit une composante latérale $\left(\frac{\partial\psi(u,v)}{\partial u}\right)$ et une composante axiale $\left(\frac{\partial\psi(u,v)}{\partial v}\right)$. Pour un faisceau diffractant dans le champ éloigné du transducteur et une r.i. ayant une enveloppe gaussienne courbée paraboliquement, le modèle prédit l'artefact latéral suivant :

² La relation entre un délai de phase et la translation dans le domaine spatial découle directement de l'application de la propriété suivante des transformées de Fourier : $f(t - t_0) \leftrightarrow e^{-j\omega t_0} F(\omega)$.

Une phase linéaire $(-j\omega t_0)$ produit donc un décalage dans le domaine spatial.

$$t_x = a \left(v_0 + \frac{1}{2\sigma_x^2 v_0} \right) \theta \quad (2.12)$$

tandis que l'artefact axial est donné par :

$$t_y = \left[a \left(\frac{3}{2} v_0 + \frac{1}{4v_0\sigma_x^2} \right) - a^2 \left(\frac{v_0^2}{d} + \frac{1}{d\sigma_x^2} \right) \right] \theta^2 \quad \text{où } a = \frac{v_0}{\frac{d}{\sigma_x^4} + \frac{v_0^2}{d}}, \quad (2.13)$$

v_0 est la fréquence spatiale du transducteur en cycles/mm et θ l'angle de rotation du tissu. Cet angle correspond à la rotation effectuée par le cylindre entre l'acquisition des deux images.

L'équation 2.12 montre que l'artefact latéral est directement proportionnel à l'angle de rotation du tissu, tandis que l'artefact axial (équation 2.13) est proportionnel au carré de l'angle de rotation. Les courbes théoriques de l'artefact seront présentées au chapitre 4 où l'identification des paramètres de la r.i. sera discutée.

Les deux expressions théoriques proposées par Kallel et al. [1] pour décrire l'artefact ne tiennent pas compte du fait que la décorrélation augmente avec l'angle de rotation. En pratique, au-delà d'un certain angle, la décorrélation devient trop importante pour donner une interprétation significative à l'artefact de mouvement.

2.4 Modalités échographiques

Ce projet comporte une forte composante expérimentale. Lors des acquisitions, de nombreuses erreurs produites par le système d'acquisition se sont glissées. Pour bien comprendre les sources d'erreurs et leurs effets, il est impératif de bien comprendre le processus de création des images échographiques.

2.4.1 Échographie : Mode A

Comme son nom l'indique, l'échographie est une représentation graphique de l'écho d'une impulsion ultrasonore. Une impulsion ultrasonore émise par le transducteur se propage dans le milieu et l'écho produit par les irrégularités d'impédance acoustique (changements brusques d'impédance) est enregistré par le même transducteur. Cet enregistrement est la composante de base des images échographiques. L'acquisition dans le temps de l'écho d'une impulsion produit ce qu'on appelle une ligne échographique. Une ligne échographique est aussi appelée un signal mode A.

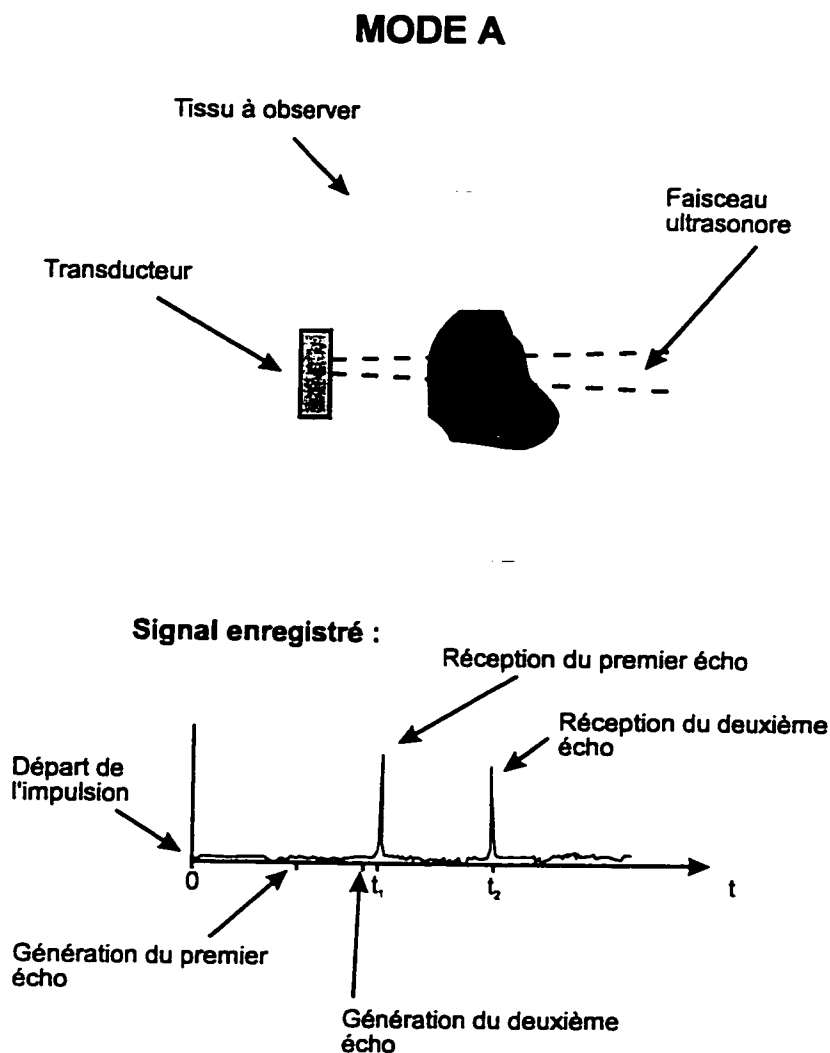


Figure 2.4 : Échographie, mode A.

L'onde ultrasonore émise est principalement réfléchiée par les variations subites d'impédance acoustique du tissu insonifié. En connaissant la vitesse du son dans le milieu, l'analyse du signal échographique permet de déterminer la distance entre les variations d'impédance du tissu. Ces variations d'impédance correspondent à des changements structuraux (anatomiques) du tissu où l'onde se propage. Par exemple, une

interface muscle-gras ou vaisseau sanguin-sang constitue un changement d'impédance acoustique qui réfléchit partiellement l'onde incidente.

2.4.2 Échographie : Mode B

Une image échographique mode B est formée en juxtaposant une série de lignes mode A. Ces lignes sont acquises successivement en déplaçant légèrement la source de l'impulsion ultrasonore pour insonifier la région avoisinante. Ce déplacement peut être effectué mécaniquement en déplaçant le transducteur ou électroniquement en activant d'autres éléments de la barrette de transducteurs. La Figure 2.5 montre le principe de formation d'une image mode B.

MODE B

C'est une juxtaposition de lignes mode A.

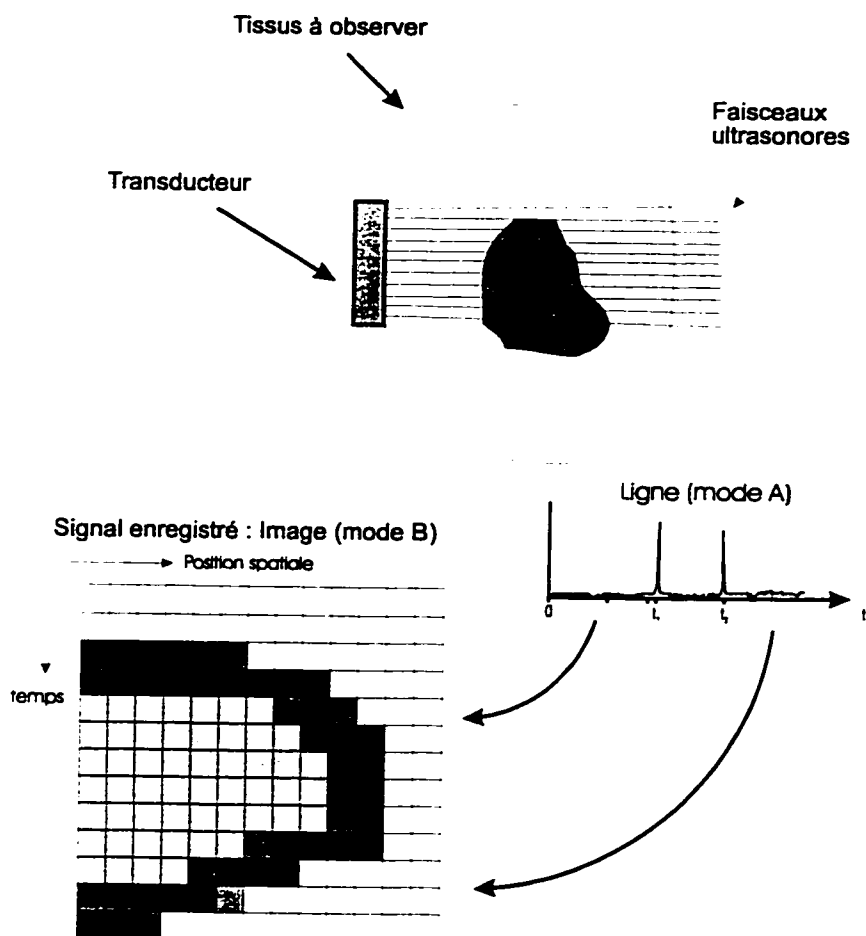


Figure 2.5 : Création d'une image en mode B.

Ces images sont formées d'une série de signaux radiofréquence (mode A) adjacents. Chacun des signaux r.f. correspond à l'écho généré par une impulsion ultrasonore.

Avec une barrette de transducteurs, il est possible d'obtenir un faisceau ultrasonore ayant diverses caractéristiques. En activant simultanément plusieurs éléments de la barrette avec de faibles délais entre chacun, il est possible de faire varier la largeur du faisceau au foyer, l'orientation du faisceau et de modifier la forme du front d'onde produit par la somme de toutes les impulsions. Cette technique de modelage du faisceau est appelée focalisation électronique.

2.5 Techniques de mesure du mouvement

Le modèle de formation d'images permet de produire des images synthétiques. Pour simuler la rotation du tissu, il suffit d'appliquer une rotation sur ce dernier avant de le convoluer avec la r.i. En comparant les images obtenues avant et après la rotation, l'artefact de mouvement peut être observé.

L'estimation de l'artefact demande de mesurer avec précision le mouvement résiduel après la compensation de la rotation. Pour mesurer ce mouvement, une technique de corrélation par blocs a été employée.

L'utilisation de la corrélation 2D pour estimer le mouvement des tissus mous en utilisant les images mode B a été introduite par Akiyama et al. [6]. Une technique de mesure du mouvement par corrélation implique que la structure des images utilisées change peu entre deux images consécutives. La corrélation est une technique fiable pour

mesurer des translations mais n'est pas adaptée pour mesurer d'autres types de mouvement comme la rotation, le cisaillement et l'étirement/compression, parce que ces derniers types de mouvement changent l'arrangement des «cellules» (qui composent le tissu ciblé) les unes par rapport aux autres, autrement dit la structure du tissu change du point de vue du transducteur. Ce changement de structure produit un nouveau patron d'interférence qui n'a au mieux qu'une faible ressemblance avec le patron initial pour de très faibles déformations. Si les deux patrons d'interférence se ressemblent peu, la corrélation sera évidemment très faible et la position du maximum de corrélation qui indique normalement le déplacement entre les deux images sera pratiquement sans signification.

Puisque le modèle prédit un artefact de translation, une technique de corrélation en conjonction avec une compensation de mouvement pour isoler l'artefact devrait être adéquate pour mesurer l'amplitude de ce dernier. L'artefact peut être obtenu par deux méthodes différentes. Connaissant le mouvement réel de la cible (une rotation d'un degré dans l'expérience effectuée), il est possible d'appliquer directement sur l'image après mouvement une transformation qui produira le mouvement inverse (Figure 2.6, bloc A). Cette transformation inverse devrait produire une image très similaire à l'image de la cible avant le mouvement. À partir de cette image compensée on calcule le déplacement résiduel (Figure 2.6, bloc B) entre les deux images (image pré-mouvement

et l'image compensée pour le mouvement). Ce déplacement résiduel est l'artefact recherché.

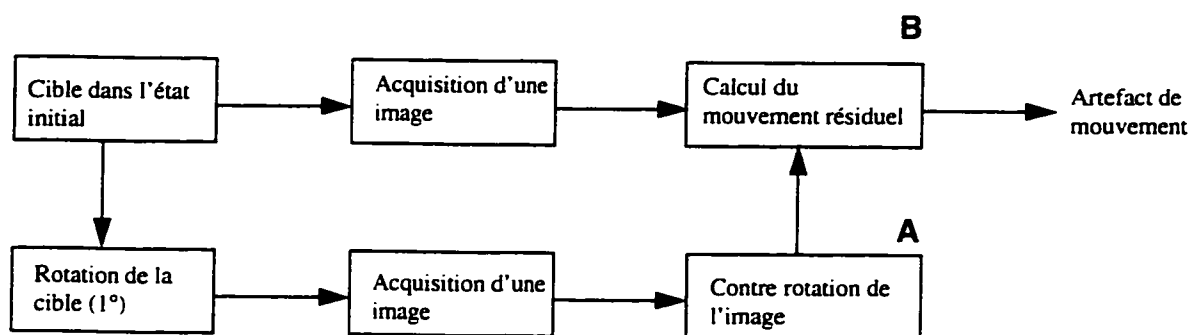


Figure 2.6 : Isolement de l'artefact par compensation du mouvement directement appliqué sur l'image.

La deuxième méthode proposée pour isoler l'artefact consiste à mesurer directement le mouvement entre les deux images (Figure 2.7, bloc C) et, par la suite, à soustraire au mouvement mesuré le mouvement réel et connu du tissu (Figure 2.7, bloc D). Le résultat de cette soustraction sera l'artefact de mouvement.

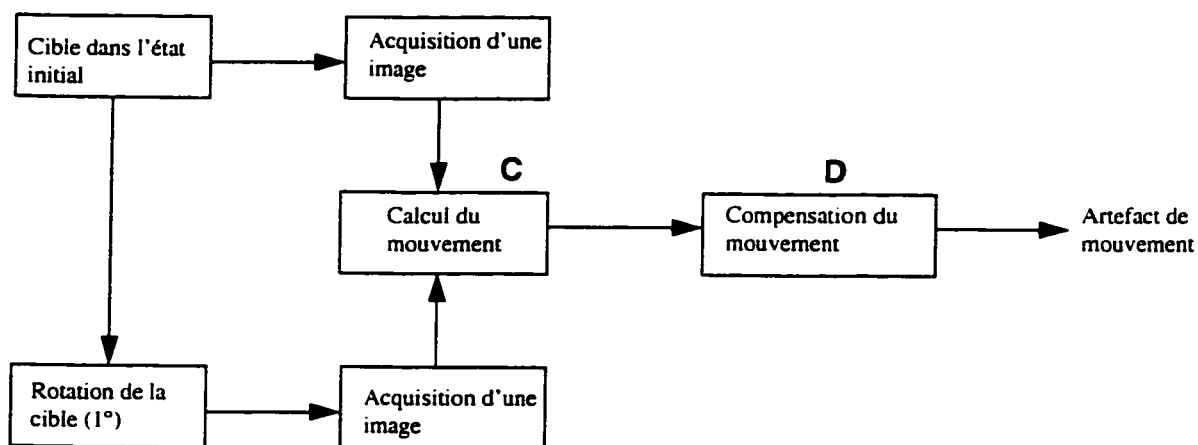


Figure 2.7 : Isolement de l'artefact par calcul du champ de déplacement suivi d'une compensation de mouvement.

Dans les deux cas, il est essentiel de connaître le vrai mouvement du tissu. Si le vrai mouvement du tissu n'est pas connu, il doit être estimé. L'estimation du mouvement peut s'avérer difficile et ajouter une nouvelle source d'erreur à la mesure de l'artefact. Dans une telle situation, le problème réside à trouver une méthode pour séparer le vrai mouvement du tissu de l'artefact. L'estimation du vrai mouvement pose un problème important : comment faire la différence entre le vrai mouvement et l'artefact sachant que ce dernier dépend du mouvement et qu'en apparence les deux ne peuvent être différenciés?

Même si le vrai mouvement de la cible est connu, la façon dont le mouvement est mesuré entre les images influence le choix de la technique pour isoler l'artefact. Pour calculer le champ de déplacement entre les images, une méthode de corrélation a été employée. Comme la corrélation n'est pas une technique adaptée pour mesurer la

rotation et que l'artefact prévu est un mouvement translatore, la première méthode de mesure du mouvement présentée (compensation du mouvement suivie de la mesure du déplacement résiduel) a été employée pour obtenir le champ de déplacement. La deuxième méthode d'isolement de l'artefact demande une technique d'estimation du mouvement plus générale qui permet de mesurer correctement différents types de mouvements (translation, rotation, cisaillement, etc.).

2.6 Compensation du mouvement

Tel qu'indiqué dans la section précédente, la compensation du mouvement est nécessaire pour isoler l'artefact. Évidemment, il est important de connaître a priori le mouvement pour compenser l'effet de ce dernier. Dans notre cas, les mouvements effectués par le cylindre sont connus. Ils consistent en une série de quatre rotations d'environ 1 degré chacune. La compensation du mouvement est appliquée directement sur les images par une transformation géométrique de cette dernière (Figure 2.6, bloc A). La contre-rotation est effectuée en inversant la transformation linéaire produite par la rotation de la cible.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} a & b \\ c & d \end{bmatrix}}_A \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{bmatrix} \quad (2.14)$$

L'équation 2.14 est l'équation générale d'une transformation affine bidimensionnelle où A est la matrice qui transforme les coordonnées (x,y) en (x',y') . Le vecteur $[\Delta x \ \Delta y]^T$ est ajouté pour tenir compte de la translation entre les deux référentiels (avant et après mouvement). Dans ce cas particulier, A est une matrice de rotation.

Les coordonnées (x,y) représentent la position originale (avant la rotation) des pixels qui se trouvent maintenant (après rotation de la cible) aux coordonnées (x',y') . Pour effectuer une contre-rotation, il suffit de calculer (x,y) à partir de (x',y') en effectuant la rotation inverse. Ramener les pixels (x',y') à leur position «originale» (x,y) revient à éliminer le mouvement connu de la cible et à isoler l'artefact de mouvement (Figure 2.6, bloc A). En l'absence d'un artefact de mouvement, la transformation inverse devrait donner une image presque identique³ à l'image pré-mouvement. Mais en

³ Même s'il n'y a pas d'artefact de mouvement, les deux images (pré-mouvement et post-mouvement compensée) ne seront pas rigoureusement identiques, car la largeur de bande du transducteur est plus étroite que celle du tissu. Comme ce n'est pas exactement la même région du spectre du tissu qui est «interrogée» par le transducteur avant et après le mouvement, l'information contenue dans chacune des images sera légèrement différente et, par conséquent, les images elles-même seront différentes.

présence d'un artefact de mouvement, ce dernier est isolé lorsque la transformation inverse est effectuée.

$$A^{-1} \begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = A^{-1} A \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} + A^{-1} \begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{bmatrix} \quad (2.15)$$

$$\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = A^{-1} \begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} - A^{-1} \begin{bmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{bmatrix} \quad (2.16)$$

L'équation 2.16 effectue cette opération de relocalisation des pixels. La matrice A et le vecteur $(\Delta x, \Delta y)$ représentent le mouvement de translation connu de la cible. Dans le cas qui nous intéresse, l'équation 2.16 peut même être réduite à une simple multiplication entre A^{-1} et le vecteur (x', y') , car le mouvement de la cible est une rotation pure; le vecteur $(\Delta x, \Delta y)$ est nul parce que l'origine a été placée sur le centre de rotation du cylindre.

Pour obtenir un échantillonnage identique à celui de l'image initiale, c-à-d. des pixels de même taille avant et après la contre-rotation, une interpolation bicubique est employée, puisque la transformation inverse place le point d'origine des pixels (x', y') à des positions entre les points de la grille originale qui définit l'image.

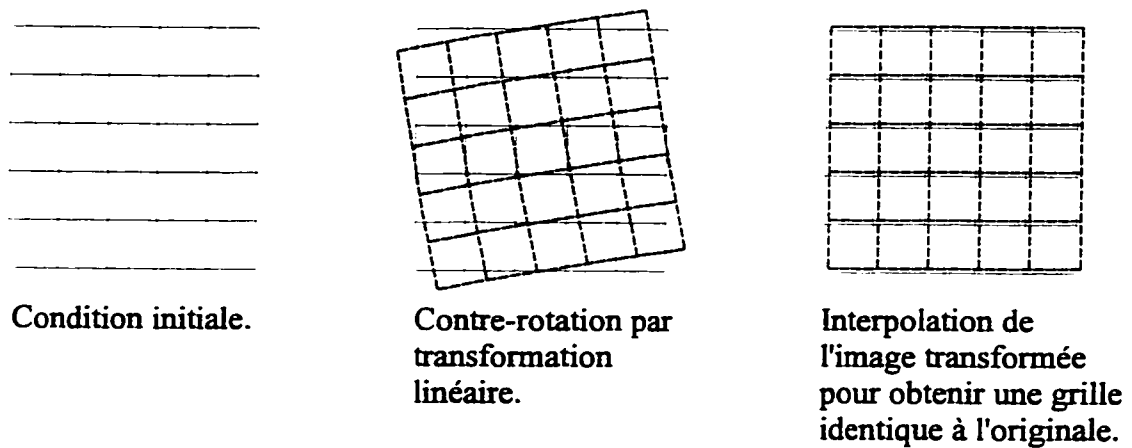


Figure 2.8 : Compensation du mouvement par transformation linéaire et interpolation.

La Figure 2.8 illustre l'opération de contre-rotation. Les pixels de l'image du tissu après rotation (grille continue) sont relocalisés par la transformation linéaire à de nouvelles coordonnées (grille tirtée au centre). Pour obtenir une image de même taille et de même orientation que la première (partie de droite de la Figure 2.8), les pixels constituant cette nouvelle image (grille tirtée de droite) doivent être interpolés à partir des pixels de l'image transformée (grille tirtée au centre).

L'opération d'interpolation peut être une source d'erreur puisque les signaux enregistrés sont bruités. Des problèmes d'interpolation sont à prévoir surtout dans la direction latérale des images, puisque chacune des lignes r.f. qui composent une image est acquise indépendamment des autres et possède une composante de phase aléatoire produite par l'électronique, ce qui complique sérieusement l'interpolation latérale (ou transverse) entre ces deux signaux.

La corrélation entre deux lignes r.f. adjacentes vient du fait que la réponse impulsionnelle (la largeur du faisceau) est plus large qu'un pixel. En étant plus large qu'un pixel, le faisceau ultrasonore «empiète» sur la ligne r.f. voisine et, par conséquent, sonde plus d'une fois la même région du tissu. L'empiètement latéral entre deux lignes r.f. adjacentes produit une corrélation entre elles.

2.7 Calcul du champ de déplacement par corrélation

Le mouvement entre deux images est calculé par une technique de corrélation qui segmente les images en plusieurs sous-régions. Chacune des régions de la première image (pré-mouvement) est corrélée avec la région correspondante dans la deuxième image (compensée pour le mouvement). La position du maximum de corrélation indique la translation produite par le mouvement entre les deux régions. Cette opération est effectuée itérativement en déplaçant les régions de la deuxième image. Le déplacement appliqué à chacune des régions correspond à la translation calculée à l'itération précédente. La Figure 2.9 illustre le principe itératif.

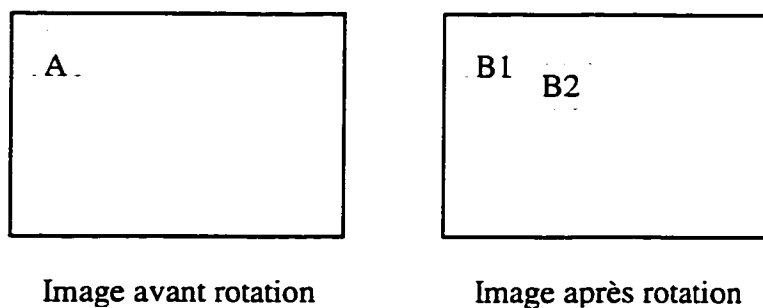


Figure 2.9 : Méthode de calcul du champ de déplacement par itérations successives.

Lors de la première itération, les régions A et B1 sont positionnées exactement au même endroit dans leurs images respectives. La position par rapport à l'origine du maximum de corrélation entre les pixels des régions A et B1 indique de combien la région B2, qui sera utilisée dans la deuxième itération, sera déplacée par rapport à la position de la région B1. Le déplacement de B1 à B2 est un premier estimé du déplacement local entre les deux images (avant et après rotation). À l'itération suivante, la corrélation sera calculée entre les régions A et B2. Si le maximum de corrélation entre les régions A et B2 est à l'origine, le processus s'arrête. Par contre, si le maximum de corrélation n'est pas à l'origine, la corrélation entre A et une nouvelle région B3 doit être calculé. Cette nouvelle région B3 sera centrée sur la position du maximum de corrélation entre les régions A et B2. L'effet de ce processus itératif est d'obtenir la meilleure estimation possible du déplacement. Le déplacement du bloc de pixels A dû au mouvement de la cible entre les deux images correspond à la différence de position entre le bloc A et le dernier bloc B obtenu. Habituellement, après deux ou trois itérations, le déplacement final est trouvé car le maximum de corrélation entre A et B $_n$, où n représente le numéro de l'itération, est à l'origine. Le champ de déplacement total entre les images pré- et post-mouvement est obtenu en déplaçant la région A de façon à couvrir toute l'image et en recommençant le processus itératif de corrélation à chaque nouvelle position.

Des résultats identiques peuvent être obtenus en une seule étape en calculant la corrélation entre la région A et une région B* beaucoup plus grande que B, mais centrée sur cette dernière. Bien que cette technique soit relativement simple à implanter, elle devrait demander plus de temps de calcul si la région B* est passablement plus grande que la région B. Pour accélérer substantiellement les calculs, la corrélation est calculée en utilisant la transformée de Fourier. L'inconvénient de cette technique est que les deux régions doivent être de la même taille, car les spectres sont multipliés point à point dans le domaine spectral. Donc pour calculer la corrélation entre la région A et une grande région B*, la sous-matrice A doit être placée au centre d'une matrice de zéros A* ayant la même taille que B*. Cette augmentation de taille des deux matrices peut faire en sorte que le temps de calcul devient plus grand que le temps nécessaire pour calculer trois fois (le nombre moyen d'itérations pour estimer le déplacement d'un bloc de pixels) la corrélation entre A et B1.

Le champ de déplacement est obtenu en assemblant dans une matrice les déplacements calculés pour chacune des régions. Les 256 sous-matrices utilisées pour estimer le déplacement entre deux images sont disposées dans une matrice 16 x 16. Puisque chacune de ces régions est une matrice de 256 par 16 pixels (3,94 x 6,4 mm), les régions se chevauchent.

Cette section conclut le survol de la théorie nécessaire à la compréhension des travaux expérimentaux.

Chapitre 3 : Montage expérimental et acquisition des données

Comme le but de ces travaux est de mesurer l'artefact de mouvement lors de la rotation d'un tissu, nous avons procédé en insonifiant une cible cylindrique tournant sur elle-même de façon contrôlée.

3.1 Description du montage

La mesure de l'artefact de mouvement demande un montage expérimental où il est possible de contrôler avec précision les mouvements de la cible et du transducteur. La précision des mouvements est importante pour assurer la répétabilité des mesures. Cette condition de répétabilité, comme nous le verrons plus loin, est particulièrement nécessaire de par la méthodologie adoptée pour «engendrer» et mesurer l'artefact de mouvement. De plus, le modèle de Kallel et al. [1] prédit que l'artefact est d'une amplitude inférieure au millimètre pour des conditions semblables à celles que nous avons considérées. Mesurer des déplacements de cet ordre de grandeur demande une bonne précision lors des mesures et un montage capable de fournir une telle précision.

On a procédé à l'acquisition de plusieurs images qui, lorsque transversalement juxtaposées, représentent un volume. Pour être en mesure d'acquérir exactement le même volume (même échantillonnage spatial) à des instants différents, il était impératif

que le transducteur puisse être repositionné exactement à la même place à chaque nouvelle acquisition d'un volume.

Le montage expérimental présenté à la Figure 3.1 est composé de la cible, placée dans un bassin, et du transducteur fixé à un système de positionnement.

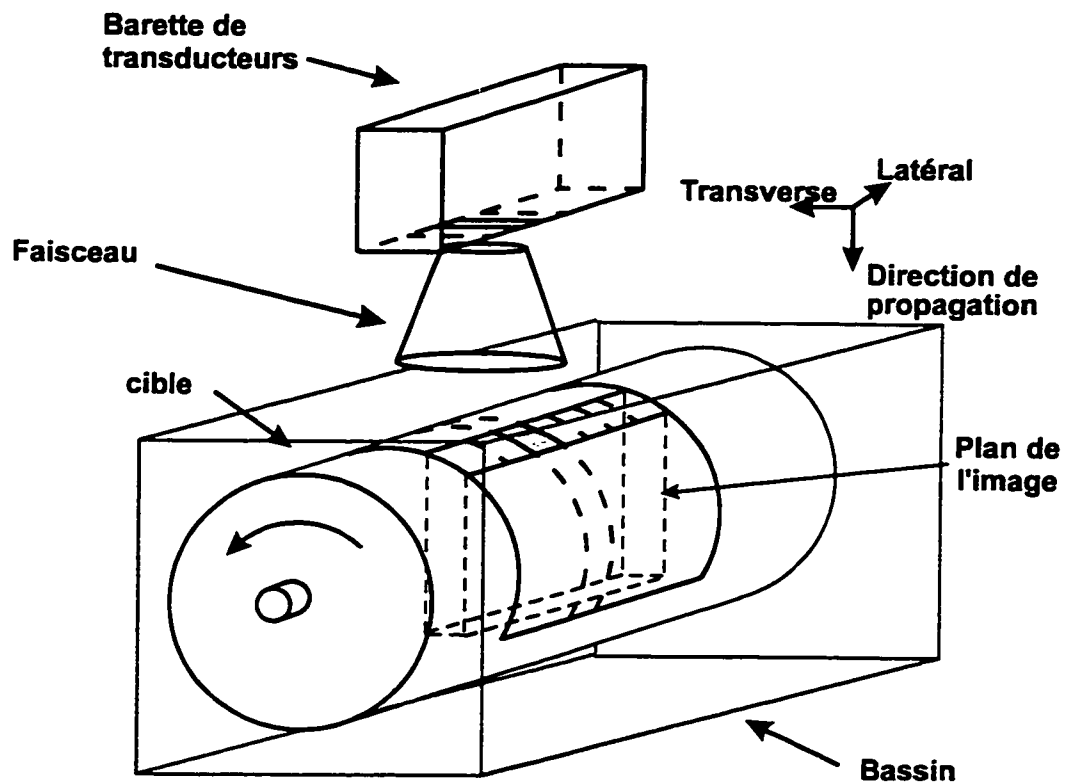


Figure 3.1: Schéma du montage expérimental incluant le bassin, le transducteur et la cible.

Il est à noter que le système de positionnement du transducteur n'est pas montré à la Figure 3.1. Le transducteur pouvait être déplacé en trois dimensions en translation seulement; son orientation était fixe. Les translations étaient effectuées manuellement à

l'aide de vis millimétriques. La rotation imposée à la cible était aussi effectuée manuellement à l'aide d'une vis millimétrique. La position angulaire était lue sur un vernier.

3.1.2 Description de la cible

Pour étudier l'artefact de mouvement lors d'une rotation, une cible cylindrique a été choisie. Une géométrie cylindrique peut s'avérer utile dans le traitement subséquent des images, puisque la zone d'intérêt est toujours la même, tant au point de vue de la forme, de l'orientation que de la position, quelle que soit la rotation imposée.

Un cylindre, s'il est assez long, permet aussi d'acquérir une série de coupes transversales indépendantes le long de l'axe du cylindre. Le rapport entre la taille de la r.i. (dans la direction longitudinale du cylindre) et la longueur du cylindre donne le nombre de coupes indépendantes qu'il est possible d'obtenir. Le nombre d'images indépendantes devient important pour faire une étude statistique des propriétés de l'image, surtout en ce qui a trait aux diverses sources de bruit et aux caractéristiques de la réponse à l'impulsion du système qui ne sont pas connues a priori.

Pour obtenir des images qui ressemblent le plus possible à ce qu'on pourrait obtenir dans une situation clinique⁴, nous avons employé une sonde à 5 MHz et une cible dont les propriétés acoustiques sont presque identiques à celles des tissus vivants. Le cylindre est fait à partir d'un gel d'agar additionné de poudre de graphite pour ajuster le coefficient d'absorption des ondes acoustiques. Le gel contient aussi de très petites billes de verre de diamètre inférieur à 1 mm pour produire des patrons d'interférence (*scattering*) entre les diverses réflexions de l'impulsion ultrasonore [24]. Le cylindre baignait dans une solution légèrement gélatineuse ayant des propriétés acoustiques très semblables à ce dernier. L'aspect gélatineux de la solution permet de garder les fines particules de graphite et de verre en suspension pendant plusieurs heures sans qu'un rebrassage soit nécessaire.

La stabilité de la solution, due à la très lente décantation des particules, peut être utilisée comme un contrôle de qualité pour la stabilité mécanique du système. Un rebrassage de la solution pendant la période d'acquisition rendrait la solution inutilisable

⁴ Bien qu'il n'existe pratiquement pas de mouvement de rotation pure en milieu clinique, l'emploi de cibles ayant des propriétés similaires à celles des tissus vivants est quand même souhaitable pour apprécier l'importance du phénomène dans un contexte réel et produire des données qui pourraient être utiles pour des travaux cliniques subséquents.

pour un tel contrôle de qualité, car les particules en suspension changeraient de position, ce qui réduirait la corrélation à un niveau inutilisable. Cette stabilité est importante, car l'artefact prédit par le modèle est très faible (moins d'un millimètre) et l'acquisition des données est faite sur plusieurs heures. Si, pour une raison ou pour une autre, le montage subissait un choc physique (quelqu'un accroche le bassin) lors de l'acquisition, il serait possible de le détecter en analysant le mouvement des patrons d'interférence produit par la solution. Un choc peut être détecté par une baisse de corrélation entre deux images consécutives de la solution et(ou) un changement brusque dans la position du maximum de corrélation. Même si la solution est stable et qu'il n'y a pas de choc, il faut s'attendre à y observer un faible déplacement dû à la décantation. Malgré que la solution soit légèrement gélatineuse, les particules décantent quand même mais très lentement. On doit donc s'attendre à observer un lent déplacement de la solution vers le bas au fil des heures.

La rotation du cylindre produit un mouvement de cisaillement à l'interface solution-cylindre; par conséquent, il ne faut pas se surprendre d'observer un anneau de faible corrélation sur la frontière du cylindre en calculant le déplacement entre deux images. Cette faible corrélation est due au fait que dès que le cylindre tourne, de faibles mouvements de cisaillement se produisent à l'interface. Comme la corrélation n'est pas une technique adaptée pour détecter les mouvements de rotation et de cisaillement qui y sont produits localement, il faut s'attendre à une baisse de la corrélation et des estimés

de déplacement qui vont dans toutes les directions au niveau de l'interface solution-cylindre.

Pour un couplage acoustique optimal, la sonde ultrasonore baignait dans la solution lors des acquisitions. Le transducteur était fixé à un système de positionnement à trois axes. Le mouvement du transducteur pouvait être contrôlé indépendamment selon les trois axes par trois vis millimétriques qui permettaient des déplacements de l'ordre du dixième de millimètre.

3.2 Acquisition des images

Comme le temps d'acquisition de l'ensemble des coupes composant un volume est assez long, environ 90 minutes, il n'était pas possible de faire l'acquisition des images en temps réel. Ce temps d'acquisition très long s'explique par le fait que le transducteur devait être déplacé manuellement à la position suivante pour acquérir une nouvelle image (coupe longitudinale du cylindre).

En plus de déplacer manuellement le transducteur, l'alignement de chaque nouvelle coupe devait être vérifié par corrélation. Cette étape de vérification demande beaucoup de calculs et contribue significativement au temps total nécessaire à l'acquisition d'un volume. L'électronique qui synchronise l'appareil échographique et la carte de numérisation à 50 MHz ne fonctionne pas toujours correctement et les images

présentaient quelques fois d'importantes erreurs de reconstruction. Pour détecter ces erreurs de synchronisation, l'intercorrélation entre l'avant-dernière et la dernière image acquise a été employée. Si le maximum de corrélation était sous un certain seuil ou s'il n'était pas centré, la dernière image acquise était rejetée et une nouvelle acquisition était faite sans déplacer le transducteur.

L'orientation du transducteur influence la mesure de l'artefact, parce que la taille de sa réponse à l'impulsion n'est pas la même dans les directions latérale et transversale. Il est donc important de bien comprendre ce qui se passe lors de l'acquisition des images. La méthode la plus simple pour obtenir une série de coupes transverses du cylindre est de tout simplement acquérir successivement une série d'images transversales en déplaçant le transducteur, orienté transversalement, parallèlement à l'axe du cylindre de la façon présentée à la Figure 3.2.

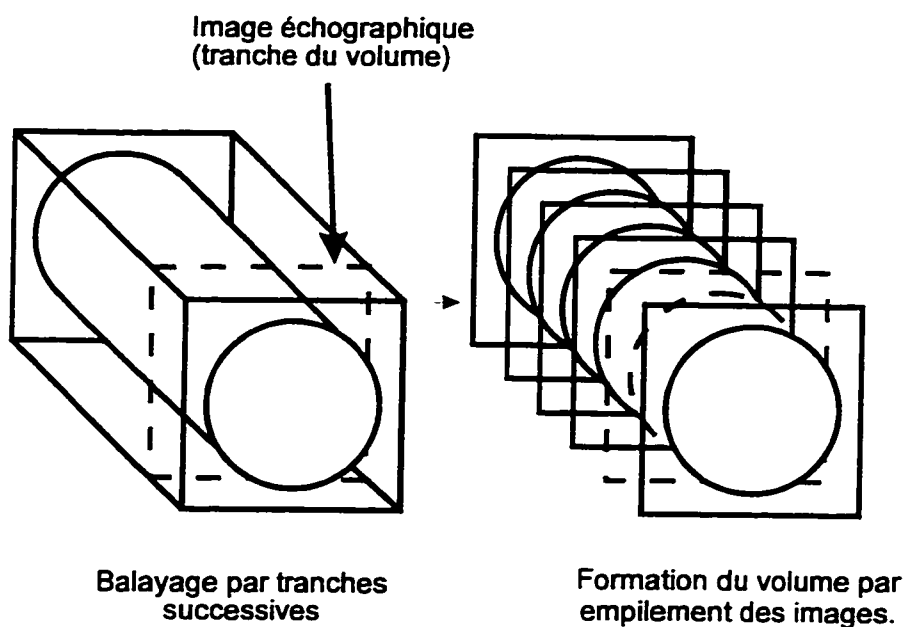


Figure 3.2 : Acquisition par coupes transversales successives.

Cette première méthode d'acquisition est simple et robuste mais ne maximise pas l'artefact. Pour maximiser ce dernier, le modèle stipule que la réponse impulsionnelle (r.i.) doit être la plus large possible et avoir la plus grande courbure possible. Puisque que le faisceau ultrasonore est focalisé électroniquement, donc plus étroit, la r.i. n'est pas aussi large que s'il n'y avait qu'un seul transducteur non focalisé.

Pour augmenter l'artefact de mouvement dans les images finales, le transducteur a été orienté de façon à ce que son axe transversal soit dans le plan transverse du cylindre, c-à-d. que le transducteur a été tourné de 90° autour de l'axe de propagation par rapport à la première méthode présentée à la Figure 3.2. Cette orientation particulière prend avantage du fait que la réponse à l'impulsion n'est pas focalisée dans le plan

transverse de l'image, car dans cette direction la barrette n'a qu'un seul élément. L'absence de focalisation électronique dans l'axe transverse produit une réponse à l'impulsion plus large et qui diffracte rapidement. Le modèle de Kallel et al. [1] prédit un artefact plus important avec l'élargissement de la réponse à l'impulsion dans le plan du mouvement. La diffraction correspond à une augmentation de la largeur de la r.i. en fonction de la profondeur, ce qui contribue à amplifier l'artefact.

Avec cette deuxième méthode, illustrée à la Figure 3-3, il faut premièrement reconstruire le cylindre en empilant toutes les images longitudinales (axiales) du cylindre pour ensuite couper transversalement le volume pour obtenir les coupes transversales du cylindre.

Reconstruction d'un volume

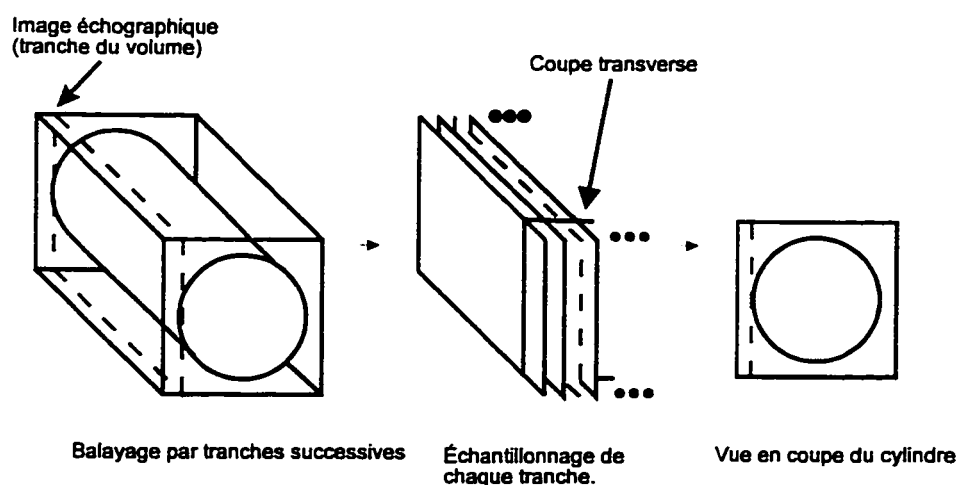


Figure 3.3 : Reconstruction d'un volume par assemblage de coupes axiales.

La reconstruction tridimensionnelle du cylindre par empilement de tranches successives demande que les tranches soient toutes parfaitement alignées. Si elles ne le sont pas, un traitement supplémentaire est appliqué pour les réaligner. Les images devront être correctement alignées en utilisant des caractéristiques clairement identifiables qui se trouvent dans chacune des images. Ces caractéristiques peuvent être insérées artificiellement sous la forme d'un objet contrastant inclus à même la cible. Cet objet doit se trouver à un endroit prévisible dans chacune des images.

3.3 Reconstruction des images

La première étape dans la reconstruction des images est de s'assurer que ces dernières sont correctement alignées pour reconstruire le cylindre à une position donnée. Cette étape est essentielle, car si les images ne sont pas bien alignées, les coupes transverses qui seront créées à partir du volume ne seront pas représentatives de la réalité et le mouvement calculé ne sera évidemment pas fiable.

3.3.1 Alignement interne des images

Avant d'aligner les coupes longitudinales du cylindre, un premier problème doit être résolu. En raison d'un problème de synchronisation entre les horloges du système d'acquisition et celle de l'appareil échographique, les coupes longitudinales du cylindre (chacune des images acquises) n'étaient pas enregistrées correctement. Chaque ligne r.f.

(mode A) contenait 3001 échantillons au lieu des 3000 prévus, ce qui cause des problèmes d'assemblage des données en mémoire. De plus, l'acquisition du signal par l'appareil d'échographie et l'enregistrement en mémoire dans l'ordinateur n'étaient plus synchronisés.

La présence d'un échantillon supplémentaire dans chacune des lignes r.f. est due à un composant électronique qui ne répondait pas aux spécifications du système de numérisation. Le signal r.f. est enregistré dans une mémoire tampon linéaire où toutes les lignes A formant l'image sont placées bout à bout. Normalement, l'image est reconstruite en découpant le long vecteur en plusieurs segments consécutifs de 3000 pixels chacun, puis en juxtaposant ces derniers pour obtenir une image rectangulaire. L'ajout d'un échantillon supplémentaire à tous les 3000 échantillons vient perturber le processus de construction d'une image. La première colonne de l'image est composée des 3000 premiers échantillons en mémoire. La deuxième colonne est formée des échantillons 3001 à 6000, la troisième des échantillons 6001 à 9000 et ainsi de suite pour toutes les colonnes suivantes.

Dans notre cas, le problème rencontré est que le 3001^e élément n'est pas le premier de la deuxième colonne comme il se devrait, mais bien le dernier de la première. Comme il est possible de le constater sur la Figure 3-4, cet élément supplémentaire décale tous les échantillons de la deuxième colonne d'un élément. Cette erreur

cumulative augmente d'un élément à chaque nouvelle colonne. En reconstruisant normalement l'image, on arrive au cas où le premier élément de la troisième colonne est en fait le dernier «bon» élément de la deuxième colonne, le deuxième élément de la troisième colonne est l'élément supplémentaire ajouté à la fin de la deuxième colonne, tandis que l'élément qui devrait se retrouver au début de cette troisième colonne se trouve maintenant en troisième place. La dernière colonne, la 100^e, se trouve donc décalée de 100 éléments. Les 100 derniers éléments de la dernière colonne sont tout simplement perdus.

La mauvaise synchronisation entre le début de l'acquisition des données par l'appareil échographique et le début de l'enregistrement des signaux par l'ordinateur ajoute un décalage supplémentaire mais uniforme à toutes les colonnes de l'image. Ceci signifie que les n premiers éléments de la première colonne sont des éléments indésirables qui repoussent le premier vrai élément de n positions. Évidemment, ce décalage se propage uniformément dans les autres colonnes, ce qui fait que la dernière colonne est amputée de $n+100$ éléments comme on peut le voir à la Figure 3.4.

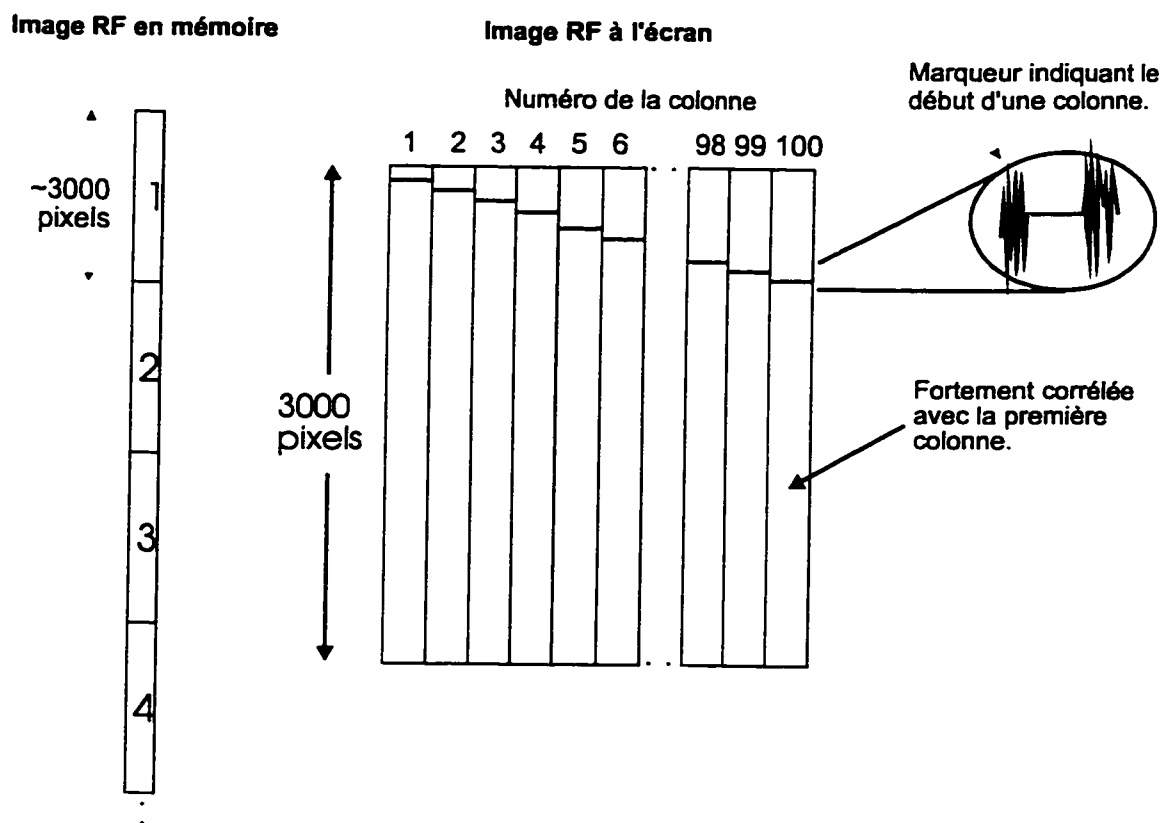


Figure 3.4 : Effets des problèmes de synchronisation sur la reconstruction d'une image échographique.

Pour reconstruire correctement une image, il faut faire un peu de «plomberie» tel qu'illustré à la Figure 3-5. Une méthode simple mais peu robuste consiste à reconvertir l'image obtenue en un long vecteur et à effectuer un nouveau découpage en prenant bien soin d'enlever les éléments superflus. Le problème de cette méthode est que l'ajout d'un élément supplémentaire à la fin de chaque ligne r.f. (colonne de l'image) n'est pas toujours régulier. Il arrive quelques fois que le nombre d'échantillons soit exact, alors que dans certains cas deux échantillons ont été ajoutés. Avant de découper le vecteur

pour reconstruire l'image, il faut calculer la position et le nombre d'échantillons supplémentaires, s'il y en a, à la fin de chacune des colonnes.

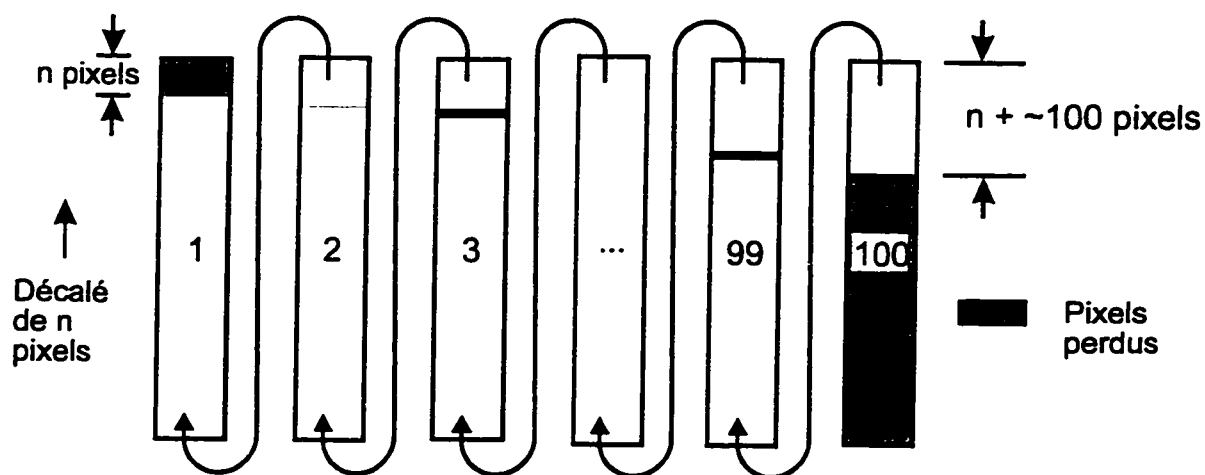


Figure 3.5 : Correction des problèmes de synchronisation dans la construction d'une image.

Pour reconstruire les images, il est aussi possible de se fier au marqueur de début d'acquisition (une série d'échantillons saturés inclus au signal r.f.) qui indique où commence une nouvelle ligne r.f.. En prélevant les 3000 premiers échantillons à partir de la position de chaque marqueur, la reconstruction de l'image corrigée est très rapide. Avec cette méthode, il est impératif de détecter avec précision l'échantillon qui marque le début du marqueur. La détection du marqueur se fait en cherchant une forte hausse dans le niveau du signal entre deux échantillons consécutifs immédiatement suivie d'une série d'échantillons qui indiquent un signal saturé.

Si, pour toutes sortes de raisons, un ou plusieurs marqueurs ne sont pas correctement détectés, il est possible d'aligner l'image en utilisant la corrélation entre deux lignes r.f. adjacentes. Puisque l'impulsion produisant une ligne de l'image est plus large que la distance entre deux lignes adjacentes (les zones insonifiées par les deux impulsions se recoupent partiellement), les deux signaux doivent être corrélés. La correction à appliquer à la deuxième ligne correspond à la position du maximum de la corrélation entre la première et la deuxième ligne. Le décalage appliqué à la troisième colonne équivaut à la position du maximum de corrélation entre la deuxième et la troisième colonne et ainsi de suite pour toutes les autres.

3.3.2 Construction d'un volume

Après avoir enregistré toute une série de coupes longitudinales du cylindre, ces dernières doivent être assemblées pour former un volume représentant une section du cylindre. Idéalement, l'assemblage se fait en empilant les images; cependant, des erreurs de synchronisation peuvent faire que certaines images ne sont pas parfaitement alignées avec leurs voisines. Par conséquent, certaines caractéristiques physiques qui devraient se retrouver au même endroit dans toutes les images se trouvent à des coordonnées différentes dans différentes images. Ces erreurs d'alignement sont corrigées en calculant la corrélation de l'image courante avec la précédente. La position du maximum de

corrélation indique la translation à appliquer à l'image courante pour aligner les deux images.

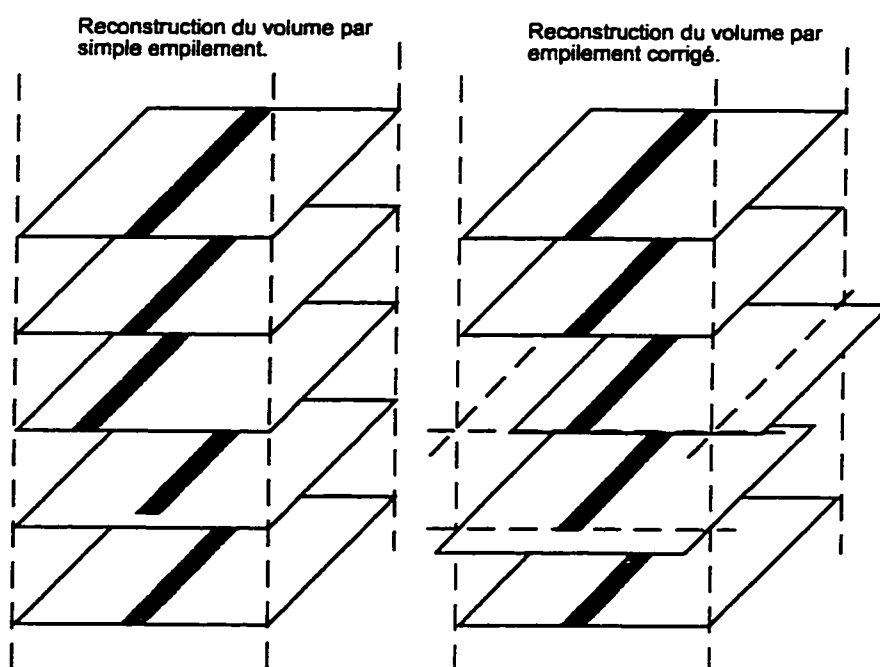


Figure 3.6 : Reconstruction d'un volume à partir d'une série de coupes longitudinales.
Dans un volume bien reconstitué, les lignes grises se superposent.

En choisissant la première tranche comme référence et en appliquant cette méthode successivement à toutes les coupes, un volume où toutes les tranches correctement alignées peut être reconstruit. La Figure 3.6 illustre ce procédé d'alignement. Puisque le volume n'est composé que de la région commune à toutes les images, il doit nécessairement être plus petit ou, dans le meilleur des cas, égal au volume reconstruit en empilant simplement toutes les coupes sans effectuer de correction.

3.3.3 Coupes transverses

Pour obtenir les coupes transverses nécessaires à la mesure de l'artefact, il suffit de découper le volume perpendiculairement à la direction d'assemblage. Puisque chacune des tranches possède l'épaisseur d'un voxel, il est possible de faire autant de coupes transverses du cylindre qu'il y a de voxels dans la direction de l'axe longitudinal du cylindre. L'épaisseur d'un voxel correspond à la largeur d'une ligne r.f. dans une coupe longitudinale (image acquise expérimentalement) et il existe autant de coupes transverses qu'il y a de lignes r.f. dans une coupe longitudinale. Puisqu'une image longitudinale du cylindre était composée de 98 lignes r.f., il a donc été possible d'obtenir 98 coupes transverses du cylindre.

3.3.4 Rotation irrégulière du cylindre

Puisque le temps d'acquisition d'un volume demandait près d'une heure et demie (le déplacement manuel du transducteur et les contrôles de qualité qui demandent beaucoup de calculs prenaient la très grande majorité de ce temps), l'acquisition en temps réel des données était impossible. Pour simuler la rotation du cylindre, un volume échographique a été acquis pour chacune des positions de ce dernier. Pour simuler le mouvement «en temps réel», il suffit d'animer les volumes ou une coupe de ces derniers.

Pour cette expérience, il avait été convenu d'effectuer quatre rotations du cylindre de 1° chacune. Ces quatre rotations devraient permettre d'obtenir un volume de données de la même région dans l'espace pour 5 positions angulaires différentes de la cible, soit 0, 1, 2, 3 et 4° . Par contre, d'après les résultats expérimentaux, il semblerait que le cylindre ait subi les quatre rotations suivantes: 1,05, 1,00, 0,70 et $0,75^\circ$ au lieu d'une rotation d'un degré à chaque fois. Ces angles inattendus sont probablement dus à des erreurs de lecture du vernier qui indiquait la position angulaire.

La rotation entre les cinq acquisitions a été mesurée en calculant la corrélation entre une coupe du cylindre avant rotation et la coupe correspondante après rotation du cylindre avec une contre-rotation de près de 1° . Pour limiter les risques d'erreur, les calculs ont été effectués à trois reprises et à différents endroits du cylindre.

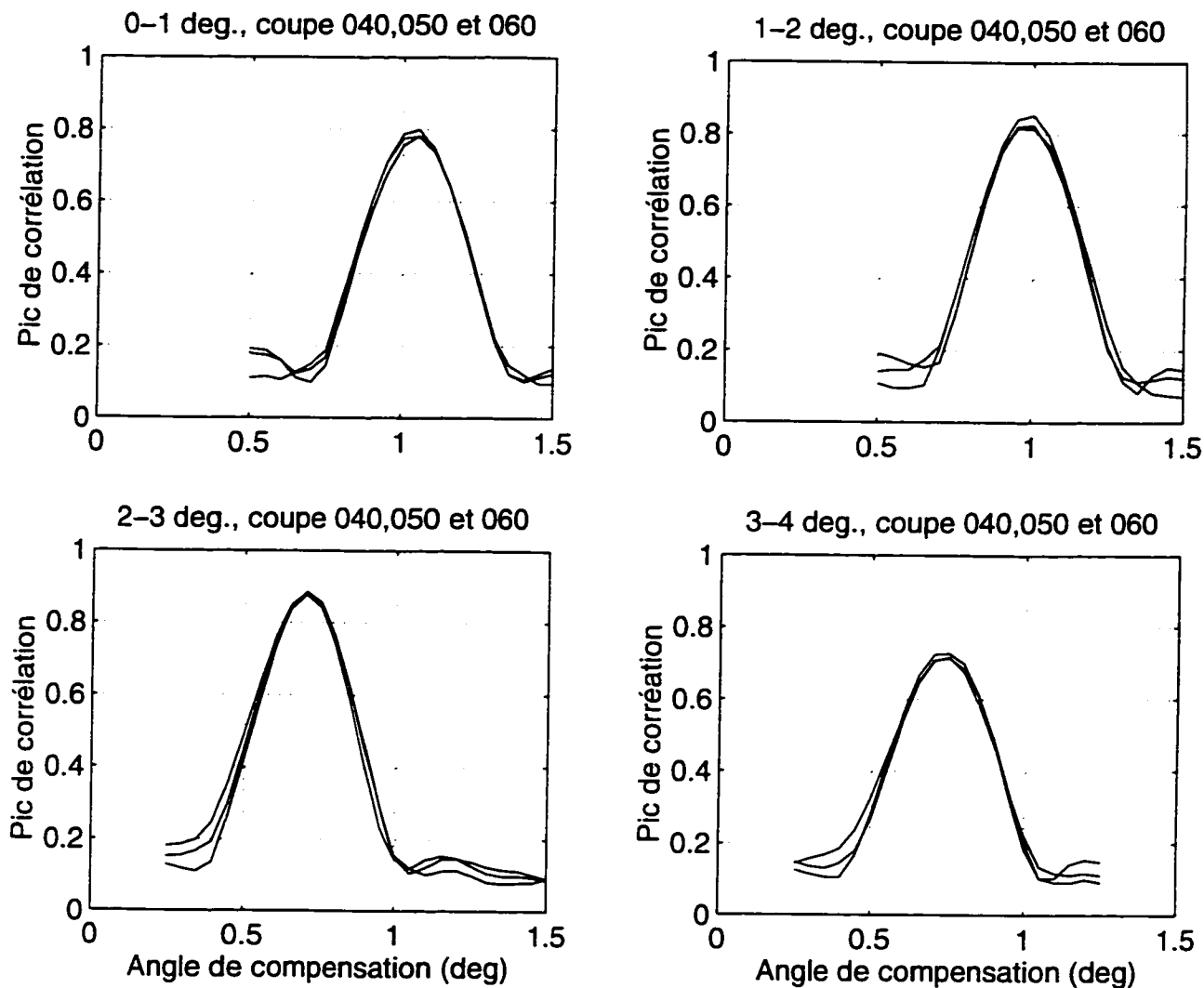


Figure 3.7: Mesure de la vraie rotation du cylindre. Courbes de la corrélation vs Angle de rotation pour les quatre rotations effectuées.

La Figure 3.7 illustre les résultats obtenus pour les quatre rotations. En haut à gauche, on illustre la corrélation entre trois coupes transversales du cylindre à la position angulaire 0 et les coupes correspondantes après une rotation de 1° : le maximum de corrélation est atteint lorsqu'une contre-rotation de 1° est appliquée aux images post-mouvement. En haut à droite, il en est de même pour la différence entre les positions

angulaires 1 (pré-mouvement) et 2 (post-mouvement). Dans ces deux premiers cas, la rotation mesurée correspond à la rotation attendue, soit 1° . En bas à gauche et à droite, les résultats sont différents pour les rotations entre les positions angulaires 2 - 3 et 3 - 4. Ces résultats indiquent que le cylindre n'aurait pas été tourné de 1° comme prévu, mais plutôt de $0,70^\circ$ pour la rotation entre les positions angulaires 2 et 3 et de $0,75^\circ$ entre les positions angulaires 3 et 4. Donc au lieu du subir quatre rotations de 1° chacune, le cylindre aurait subi les rotations suivantes : 1, 1, $0,70$ et $0,75^\circ$.

Après trois séries de mesure, il est évident que les résultats se ressemblent beaucoup et que des mesures supplémentaires seraient superflues. Puisque le cylindre n'est pas en mouvement lors de l'acquisition des images et que, lorsqu'il est tourné, la vitesse et l'accélération sont pratiquement nulles, il est raisonnable de supposer que la cible se comporte comme un corps rigide et indéformable. Cette hypothèse sur le comportement rigide nous permet de supposer que les trois courbes calculées pour chaque rotation correspondent au comportement de n'importe quelle partie du cylindre. Autrement dit, les angles de rotation calculés sont valables pour tout le cylindre, car il n'y a pas de torsion qui pourrait faire varier cet angle le long de l'axe du cylindre.

Bien que les rotations effectuées lors de l'acquisition des données ne semblent pas correspondre à ce qui était prévu dans le protocole, ces erreurs pourraient permettre de vérifier la relation linéaire prédite par le modèle entre l'artefact latéral et l'angle de

rotation. Bien que des mesures sur deux positions angulaires ne soient pas suffisantes pour conclure sur la linéarité de la relation angle de rotation/artefact latéral si l'artefact mesuré pour les deux dernières rotations équivaut à environ 75% de celui des deux premières, il sera tout de même possible de conclure que la relation **semble** valide.

Chapitre 4 : Caractérisation du système échographique

Pour valider le modèle de Kallel et al. [1], les prédictions de l'artefact de mouvement doivent être comparées aux mesures expérimentales. Comme les équations théoriques (éq. 2.12 et 2.13) qui décrivent l'artefact dépendent de ν_0 (la fréquence du transducteur), θ (l'angle de rotation de la cible), d (la distance entre le transducteur et la petite région d'intérêt) et σ_x et σ_y (respectivement les écarts-types latéral et axial de la réponse à l'impulsion gaussienne), il est important de connaître la valeur de ces paramètres lors de l'expérience. Ces paramètres peuvent être classés en deux catégories : les paramètres déjà connus et les paramètres à estimer. La première catégorie regroupe :

- La fréquence du transducteur.
- La vitesse du son dans le milieu.
- La fréquence d'échantillonnage des signaux r.f. (discrimination axiale).

La deuxième catégorie regroupe les paramètres relatifs à la réponse impulsionnelle du transducteur. Ces derniers sont obtenus à partir des images acquises lors de l'expérience. Les paramètres à identifier sont :

- La distance latérale entre deux lignes r.f. voisines dans une coupe transverse (discrimination latérale).
- La courbure de la réponse à l'impulsion.
- Les dimensions axiale et latérale de la r.i.
- L'angle de diffraction du faisceau ultrasonore.

L'angle de diffraction n'est pas directement nécessaire pour la modélisation de l'artefact (il ne fait pas partie des paramètres des équations), mais il permet d'observer la variation de largeur de la r.i. en fonction de la profondeur et, par le fait même, d'implanter des changements de taille de la r.i. en fonction de la profondeur dans les simulations de l'artefact.

4.1 Paramètres «connus»

Siemens, le fabricant de la sonde échographique, spécifie la fréquence du transducteur à 5 MHz. La vitesse du son dans les deux milieux (cylindre en gel d'agar et solution légèrement visqueuse) est très semblable et peut être approximée à 1540 m/s, soit la vitesse moyenne du son dans les tissus vivants. Les propriétés acoustiques des deux milieux ont été ajustées pour obtenir cette vitesse de propagation. Les propriétés

physiques de la cible et de la solution ont été fournies par leur concepteur, le D^r Tim Hall du *Kansas University Medical Center* à Kansas City [24].

La fréquence d'échantillonnage du circuit de numérisation des signaux r.f. était spécifiée à 50 MHz. Connaissant la vitesse du son dans la solution et la fréquence d'échantillonnage, on obtient la longueur d'un échantillon du signal numérisé (la longueur d'un pixel dans les images enregistrées) avec l'expression suivante :

$$\text{Longueur axiale d'un pixel } \Delta y = \frac{c}{2f_{ech.}} \quad (4.1)$$

où c est la vitesse du son dans le milieu (1540 m/s) et f_{ech} représente la fréquence d'échantillonnage du signal r.f. (50 MHz). Le facteur 2 au dénominateur est ajouté pour tenir compte de l'aller-retour du signal échographique. Avec ces paramètres, on obtient $\Delta y = 0,0154$ mm. Une telle résolution devrait être suffisante pour éviter tout problème d'échantillonnage spatial dans la direction axiale, puisque les particules en suspension font plus de 16 microns de diamètre.

La distance entre deux lignes r.f. adjacentes, dans une vue en coupe du cylindre, risque de varier un peu, car cette distance correspond à la distance entre deux coupes longitudinales (c-à-d. les images acquises en laboratoire), soit 0,4 mm. Le déplacement manuel du transducteur lors de l'acquisition de chacune de ces coupes introduit une

certaine variabilité dans la distance «inter-coupes» et donc dans la distance entre deux lignes r.f. adjacentes dans une coupe transversale reconstruite du cylindre. Bien que de nombreuses précautions aient été prises pour minimiser les erreurs de déplacement, il ne serait pas surprenant que de petites erreurs de manipulation se soient produites au cours du long processus d'acquisition des quelques 600 images. Une variation de la distance entre deux lignes r.f. affecte directement la corrélation latérale qui est utilisée dans l'estimation du mouvement et pour estimer les dimensions latérales de la réponse impulsionnelle du système. Plus les lignes r.f. sont éloignées, plus la corrélation entre ces dernières est faible.

4.2 Paramètres estimés

4.2.1 Estimation de la réponse à l'impulsion

Les paramètres «géométriques» de la réponse à l'impulsion (courbure et taille) sont difficiles à estimer, car il n'est pas possible d'observer directement cette dernière. La première source d'information sur la géométrie de la réponse impulsionnelle est Siemens, le fabricant de l'appareil échographique. Comme les informations fournies sur la géométrie ne sont pas très précises (voir annexe A), il a été convenu de tenter de mesurer les dimensions de la réponse à l'impulsion à partir des images acquises lors des expériences.

La meilleure façon d'obtenir une image de la réponse à l'impulsion du système échographique est d'observer une impulsion d'impédance acoustique. Il est possible de construire une telle cible en insérant dans un milieu acoustiquement homogène une très petite bille de verre ou de métal pour obtenir la réponse à l'impulsion en 3D ou un mince fil de fer pour obtenir la r.i. en 2D.

Le modèle de formation d'images employé par Kallel et al. [1] simule la formation de l'image de la source ponctuelle par une convolution (éq. 4.1) entre la r.i. du système d'imagerie et une impulsion qui représente les propriétés acoustiques de la cible. Cette convolution impose une condition d'invariance spatiale de la r.i. dans la région d'intérêt. L'image résultante de cette convolution est l'image de la r.i. (éq. 4.2)

$$I(x,y) = H(x,y) \otimes \delta(x,y) \quad (4.1)$$

par conséquent,

$$I(x,y) = H(x,y) \quad (4.2)$$

Pour des raisons d'ordre pratique et temporel, il n'était pas possible d'effectuer des mesures avec une cible ponctuelle lors de nos expériences. Pour obtenir les informations pertinentes à la r.i., une série de mesures effectuées à différentes profondeurs aurait été nécessaire pour obtenir la réponse impulsionnelle en fonction de la profondeur (distance du transducteur). Les mesures à différentes profondeurs sont

nécessaires, car la réponse impulsionnelle du système ne peut être considérée comme spatialement invariante sur une plage de profondeur de plusieurs centimètres. Cependant, en subdivisant cette zone en sous-régions, l'hypothèse de l'invariance spatiale peut être appliquée dans chacune des sous-régions.

Une autre méthode possible pour estimer la réponse à l'impulsion est de supposer que le terme «tissulaire» est un bruit blanc et d'estimer l'autocorrélation relative à l'équation du modèle de formation d'image (équ. 2.2). Selon le modèle de formation d'images présenté au premier chapitre, une image est formée en convoluant la réponse à l'impulsion du système d'imagerie dans la région d'intérêt avec une fonction décrivant les propriétés acoustiques du tissu à observer. Puisque la cible est composée d'un gel uniforme additionné d'une grande quantité de petites impuretés disposées aléatoirement (graphite et les très petites billes de verre), les propriétés acoustiques de la cible peuvent être modélisées par un bruit blanc. L'équation 4.3 démontre que l'autocorrélation de l'image r.f. du tissu, $i(x,y)$, donne l'autocorrélation de la réponse à l'impulsion $h(x,y)$.

$$\begin{aligned}
 R_i(x,y) &= i(x,y) \oplus i(x,y) = i(x,y) \otimes i(x,y)^* \\
 &= [h(x,y) \otimes z(x,y)] \otimes [h(x,y)^* \otimes z(x,y)^*] \\
 &= [h(x,y) \otimes h(x,y)^*] \otimes [z(x,y) \otimes z(x,y)^*] \\
 &= [h(x,y) \otimes h(x,y)^*] \otimes k \delta(x,y)
 \end{aligned} \tag{4.3}$$

$$= k [h(x,y) \otimes h(x,y)^*]$$

$$= k R_h(x,y)$$

où k est la variance du bruit blanc. L'autocorrélation R_i de l'image $i(x,y)$ peut être obtenue en convoluant l'image avec sa propre conjuguée. Cette dualité entre la corrélation et la convolution permet d'intégrer facilement le modèle de formation d'images au développement de l'expression de l'autocorrélation et d'alléger les calculs. La Figure 4.1 présente l'autocorrélation d'une image r.f. obtenue lors de l'expérience. Le centre de la figure ressemble beaucoup à une gaussienne modulée par une sinusoïde. Latéralement, l'autocorrélation fait environ 4 mm de largeur, alors que, axialement, elle fait près de 0,4 mm.

L'autocorrélation de la réponse à l'impulsion ne donne pas directement la forme de la réponse à l'impulsion. Pour obtenir les paramètres (dimensions et courbure), il faut établir la correspondance entre l'autocorrélation calculée et l'autocorrélation théorique d'un modèle de la r.i.

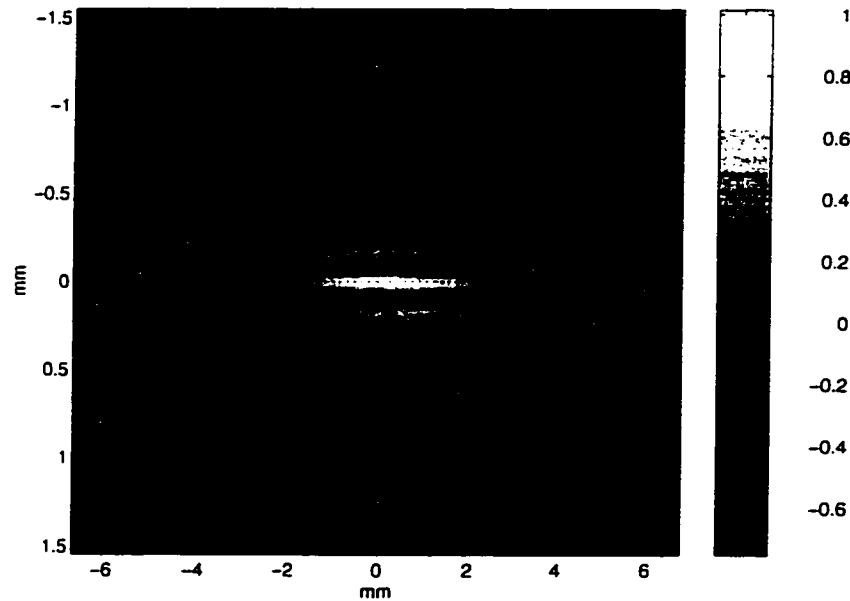


Figure 4.1: Exemple d'une fonction d'autocorrélation.

Pour obtenir un estimé de la taille de la r.i., une version simplifiée de l'autocorrélation théorique a été employée. Au lieu d'établir la correspondance entre l'autocorrélation d'une région de l'image et sa version analytique, en se basant sur le modèle d'une r.i. gaussienne et courbée (éq. 2.4), la correspondance est établie avec une r.i. gaussienne non courbée (éq. 2.5) pour simplifier les calculs. L'autocorrélation d'une gaussienne «droite» est très facilement calculable mais introduit une erreur, car la vraie r.i. est légèrement courbe. L'autocorrélation d'une fonction courbe devrait être moins large que l'autocorrélation de la version courbée de cette même fonction. Autrement dit, plus la fonction est courbée, plus l'autocorrélation devrait être étroite. Donc, l'utilisation d'un modèle gaussien non courbé pour estimer l'écart-type latéral de la r.i. introduit un

biais qui sous-estime légèrement la vraie valeur. L'erreur due à la sous-estimation croît avec la courbure de la r.i.

Bien qu'elle soit approximative, cette version simplifiée de la r.i. devrait donner un bon estimé des dimensions de la vraie réponse impulsionnelle. L'autocorrélation de $h(x,y)$ possède la même forme que $h(x,y)$ mais avec des écart-types $\sqrt{2}$ fois plus grands. L'autocorrélation d'une gaussienne est aussi une gaussienne, seuls les écarts-types changent. La fréquence de la porteuse reste la même, car l'autocorrélation d'un signal périodique est aussi un signal périodique à la même fréquence.

En mesurant la largeur à mi-hauteur de l'enveloppe gaussienne de l'autocorrélation (Figure 4.2) on obtient l'écart-type latéral de la réponse impulsionnelle «droite» (c.-à-d. non courbée) par la relation suivante :

$$\sigma_x = \frac{L_x}{2,35 \sqrt{2}} \quad (4.4)$$

où : L_x est la largeur à mi-hauteur de l'enveloppe gaussienne de l'autocorrélation et σ_x est l'estimé de l'écart-type de la réponse impulsionnelle du système.

Le même calcul est fait pour l'écart-type axial de la réponse à l'impulsion. Le facteur 2,35 au dénominateur correspond au rapport entre l'écart-type d'une gaussienne

et sa largeur à mi-hauteur, tandis que le facteur $\sqrt{2}$ représente le facteur d'échelle entre l'écart-type de la réponse impulsionnelle et celui de son autocorrélation.

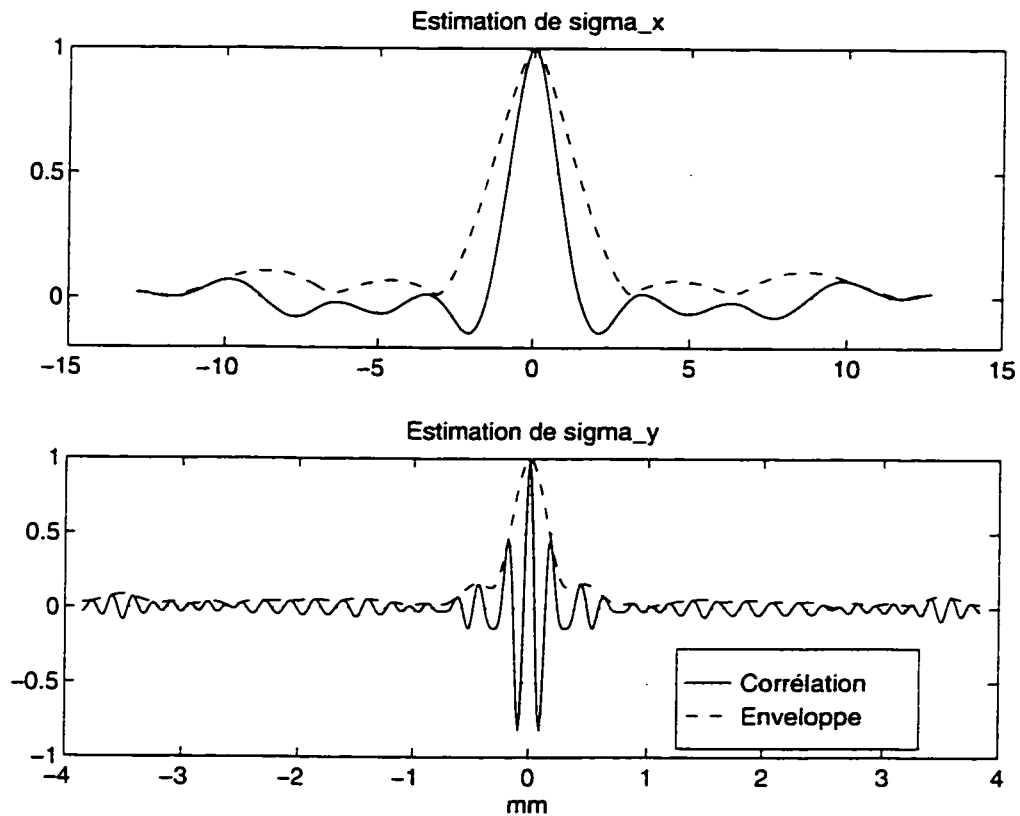


Figure 4.2 : Exemple de la méthode employée pour mesurer les dimensions axiales et latérales de la réponse à l'impulsion.

Les paramètres L_x (largeur à mi-hauteur dans la direction latérale) et L_y (largeur à mi-hauteur dans la direction axiale) sont mesurés directement sur des coupes de l'autocorrélation. L'estimé de l'écart-type latéral est obtenu à partir de la coupe (0,y) de l'autocorrélation (courbe supérieure de la Figure 4.2) et l'estimé de l'écart-type axial

provient de mesures prises sur la coupe $(x,0)$ de l'autocorrélation (courbe inférieure de la Figure 4.2). Les mesures ont été obtenues à l'aide de la fonction *ginput* de Matlab. Cette fonction permet de calculer la distance entre deux points directement sur la courbe à l'aide de la souris. L'autocorrélation, calculée à partir des images r.f., est modulée en amplitude par la porteuse, donc la largeur du lobe principal (particulièrement dans la direction axiale) ne correspond pas la largeur à mi-hauteur de l'enveloppe gaussienne. Le but de l'estimation de l'écart-type de la r.i. est d'obtenir la taille de cette dernière. Or la taille de la r.i. correspond à la région du tissu qui, à un moment donné, interagit avec l'impulsion échographique. Les dimensions de la région insonifiée correspondent aux dimensions de l'enveloppe de l'impulsion ultrasonore. Tout le tissu qui se retrouve à l'intérieur de la région délimitée par l'enveloppe de l'impulsion interagit avec la distribution de pression de l'impulsion acoustique. C'est la taille de la région d'interaction délimitée par l'enveloppe du signal qu'il faut mesurer. La taille de cette région est délimitée par l'enveloppe du signal, c'est pourquoi les mesures de la largeur à mi-hauteur doivent être effectuées sur l'enveloppe de l'autocorrélation.

Tel que mentionné précédemment, l'approximation de la réponse impulsionnelle courbe par une gaussienne non courbée a pour effet de sous-estimer légèrement la vraie largeur de la r.i.. La Figure 4.3 illustre ce phénomène de sous-estimation à l'aide d'une réponse impulsionnelle ayant des caractéristiques semblables à la réponse impulsionnelle du transducteur employé lors des expériences.

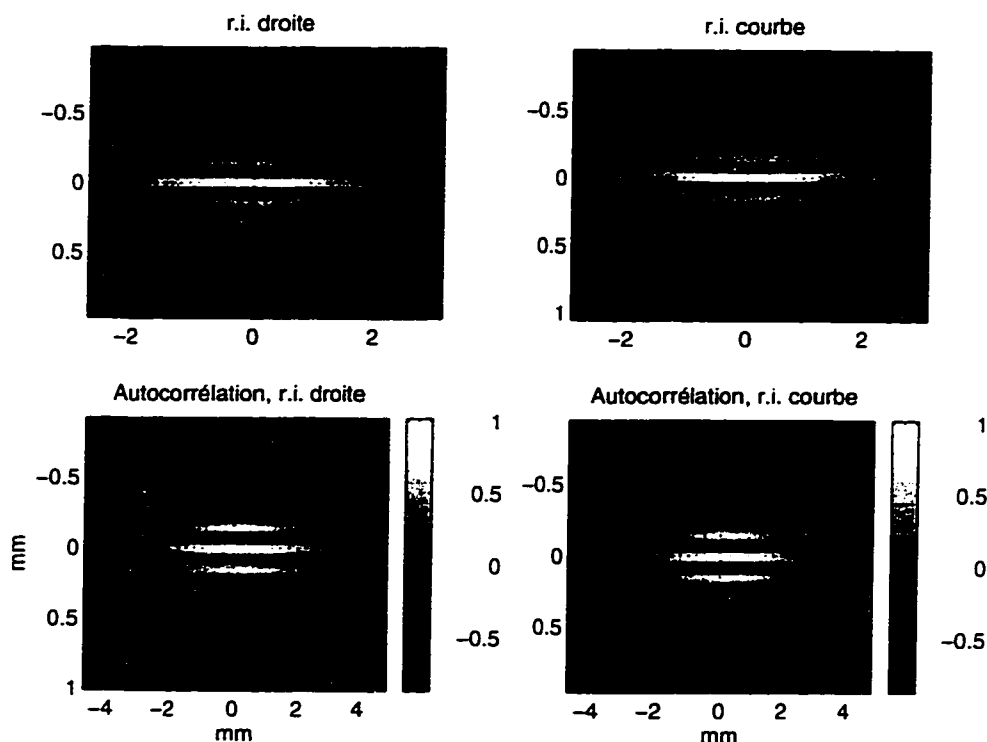


Figure 4.3 : Comparaison entre l'autocorrélation d'une r.i. courbée et l'autocorrélation de la même r.i. mais non courbée.

La Figure 4.3 montre que pour une réponse impulsionnelle possédant une courbure réaliste, la différence entre l'autocorrélation de la version courbe de la r.i. et celle de la version «droite» n'est pas très importante. Donc l'hypothèse d'une réponse impulsionnelle «droite» pour estimer la largeur de cette dernière est valable et devrait produire une approximation satisfaisante des paramètres géométriques.

Au chapitre 2, nous avons introduit un modèle de formation d'images basé sur l'hypothèse de l'invariance spatiale de la r.i.. Lors de l'expérience, cette condition n'a pas été respectée, parce que la zone observée (environ 50 mm de profondeur) est trop

grande pour ne pas tenir compte des variations de dimension de la r.i. en fonction de la profondeur. Pour maximiser l'artefact (selon le modèle), le cylindre a été placé le plus loin possible du transducteur de façon à obtenir une réponse à l'impulsion diffractant le plus possible. La diffraction du faisceau fait en sorte que ce dernier s'élargit avec la profondeur et donc ne respecte pas la condition d'isoplanicité. Ce problème peut être contourné en considérant les images obtenues comme une série de bandes de faible profondeur. Les propriétés de la réponse à l'impulsion étant invariantes latéralement, l'hypothèse de l'isoplanicité de la r.i. peut alors être posée dans chacune des bandes.

Pour estimer les dimensions latérale et axiale de la réponse impulsionnelle en fonction de la profondeur (la profondeur de champ est trop grande pour supposer l'invariabilité spatiale de la r.i.), des images ont été découpées en cinq bandes latérales où il est possible de négliger les variations en fonction de la profondeur, ce qui permettrait de poser l'hypothèse de l'isoplanicité de la réponse impulsionnelle dans chacune des bandes. Dans une bande qui occupe la pleine largeur de l'image, la r.i. ne devrait pas varier de façon significative en fonction de la profondeur. La réponse à l'impulsion, de part le processus de formation du faisceau ultrasonore, est invariante latéralement.

En mesurant la largeur à mi-hauteur de l'autocorrélation dans chacune des bandes, il est possible d'estimer les dimensions axiale et latérale de la réponse

impulsionnelle. Les tableaux suivants présentent les dimensions latérale et axiale en fonction de la profondeur calculées par autocorrélation dans cinq images différentes. À défaut d'une méthode automatique d'estimation des paramètres σ_x et σ_y qui permettrait de traiter individuellement les 500 images, les estimés ont été obtenus à partir d'une image moyenne du cylindre pour chacune des cinq positions angulaires. Ces images moyennées ont été obtenues en calculant la moyenne des 98 coupes transversales du cylindre à une position angulaire donnée. La variance des estimés obtenus avec ces cinq images sera plus grande que si les paramètres avaient été estimés sur chacune des 500 images et ensuite moyennés mais à défaut d'avoir une méthode automatique d'estimation des paramètres, la méthode employée peut donner des estimés raisonnables.

Le Tableau 4.2 présente l'écart-type latéral σ_x mesuré. Le lecteur notera que la moyenne des cinq valeurs a tendance à augmenter avec la profondeur. Par contre, la grande variabilité des mesures ne permet pas d'infirmar ou de confirmer cette tendance. Le modèle théorique du faisceau prédit un élargissement de la r.i. en fonction de la profondeur.

Tableau 4.2 : Mesure de l'écart-type latéral (σ_x) de la réponse impulsionnelle en fonction de la profondeur mesuré à partir de l'autocorrélation des cinq images moyennées.

Profondeur (mm)	tranche0c	tr. 1c	tr. 2c	tr. 3c	tr. 4c	Moyenne	Écart- type
61,55	,7922	,8130	,8756	,8339	,8964	,8422	,0432
69,25	,8964	,7922	,8130	,9798	1,0424	,9048	,1069
76,95	,8964	,9173	,8756	,8339	,8964	,8839	,0316
84,65	1,0215	1,0424	1,0424	1,0215	1,0215	1,0297	,0114
92,35	,9173	1,0007	1,0424	,9590	1,0632	,9965	,0597

À défaut d'une meilleure technique, l'écart-type latéral en fonction de la profondeur peut être approximé en effectuant une régression linéaire sur les mesures prises. L'équation résultante $0,0056 d + 0,4982$ mm, où d représente la profondeur d'insonification, donne une idée **grossière** de l'écart-type latéral en fonction de la profondeur.

Le Tableau 4.3 présente les estimés de l'écart-type axial σ_y mesurés à partir des mêmes données que pour les estimés de σ_x .

Tableau 4.3 : Mesure de l'écart-type axial (σ_y) de la réponse impulsionnelle en fonction de la profondeur mesuré à partir de l'autocorrélation des cinq images moyennées.

<i>Profondeur (mm)</i>	<i>tranche0c</i>	<i>tr. 1c</i>	<i>tr. 2c</i>	<i>tr. 3c</i>	<i>tr. 4c</i>	<i>Moyenne</i>	<i>Écart-type</i>
61,55	,1112	,1223	,1279	,1223	,1223	,1212	,0061
69,25	,1056	,1112	,1112	,1112	,1167	,1112	,0039
76,95	,1223	,1112	,1112	,1167	,1390	,1201	,0115
84,65	,1223	,1167	,1279	,1167	,1223	,1212	,0087
92,35	,1223	,1390	,1445	,1390	,1390	,1368	,0084

En moyenne, d'après les résultats, la taille de la r.i. dans la direction axiale varie peu en fonction de la profondeur. On pourrait s'attendre à ce que l'atténuation du milieu cause un certain étalement axial de l'impulsion ultrasonore. Cet étalement devient de plus en plus important avec la profondeur (jusqu'à ce que le signal ait été complètement atténué), car les composantes à haute fréquence sont atténuées plus rapidement que celles à basse fréquence.

Le graphique illustré à la Figure 4.4 présente les résultats contenus dans les deux tableaux précédents sous forme de courbes.

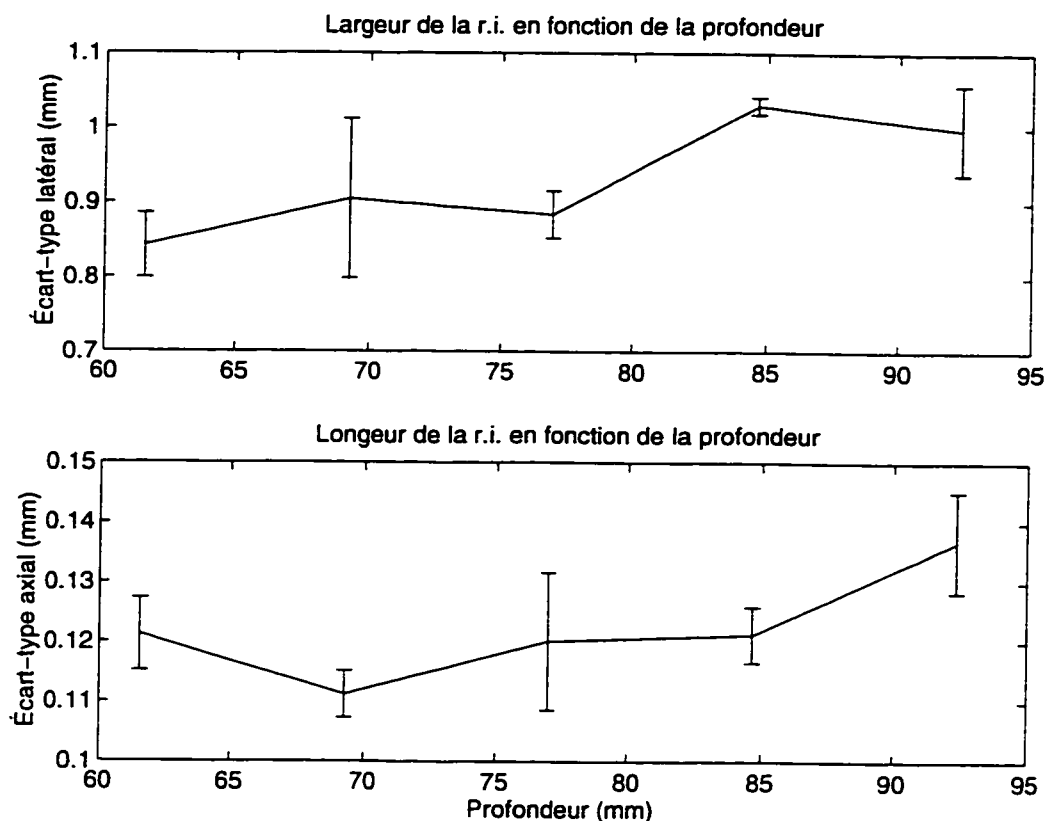


Figure 4.4 : Dimensions de la réponse impulsionnelle en fonction de la profondeur.

Les deux courbes de la Figure 4.4 présentent les valeurs moyennes des écarts-types mesurés en fonction de la profondeur. Les barres d'erreur indiquent l'écart-type des mesures obtenues à chaque profondeur. Bien que cette représentation soit à la merci d'une erreur (normalement les barres d'erreur représentent un multiple de l'écart-type, tandis que, cette fois-ci, elles représentent les valeurs les plus extrêmes), la faible quantité de mesures à chaque profondeur, cinq, ne permet pas de calculer une valeur significative de l'écart-type.

La méthode employée pour mesurer les dimensions de la réponse impulsionnelle demande beaucoup de temps et de manipulations; par conséquent, cette technique est mal adaptée à des mesures en série qui doivent être faites sur quelques centaines d'images. Pour obtenir une grande quantité de mesures et ainsi obtenir des dimensions moyennes statistiquement valables, le processus de mesure de la largeur à mi-hauteur doit être automatisé.

4.3 Appréciation de la courbure de la réponse à l'impulsion

La courbure est un paramètre «clé» du modèle, car elle est la cause directe de l'artefact de mouvement. Malheureusement, la courbure est possiblement le paramètre le plus difficile à mesurer. Il serait possible à partir d'une image de la réponse à l'impulsion de mesurer directement la courbure sur l'image. La mesure de la courbure à partir de la fonction d'autocorrélation demande une expression analytique de l'autocorrélation de la r.i. courbée. Comme le développement d'une telle équation est très complexe et que la résolution latérale de l'image n'est pas très bonne, une approximation de la courbure a été utilisée pour l'estimer.

Kallel et al. [1] propose de décrire l'impulsion ultrasonore dans le champ éloigné comme une onde sphérique qui se propage dans un faisceau gaussien. Le transducteur est situé au centre de la sphère. Dans cette représentation simplifiée, la courbure de

l'impulsion est directement obtenue par la distance (radiale) entre la source de l'onde (c.-à-d. le transducteur), et le point d'observation (région d'intérêt).



Rayon de courbure
approximé par la
distance.



Figure 4.5 : Approximation du rayon de courbure.

L'hypothèse d'une onde sphérique est difficilement vérifiable en examinant les données expérimentales. Puisque le transducteur n'est pas vraiment une source ponctuelle, l'hypothèse de l'onde sphérique introduit une erreur sur l'estimation de la vraie courbure. De plus dans le plan transverse (c.-à-d. dans le plan des images en coupe reconstruites), le faisceau ultrasonore est focalisé mécaniquement par une lentille. Cette focalisation peut changer de façon appréciable la courbure de l'onde. Comme la lentille est directement fixée au transducteur et qu'elle ne peut être enlevée, il n'est pas possible de mesurer son effet sur la r.i..

La présence de la lentille modifie la courbure de l'impulsion. Tout près de cette dernière, l'impulsion ultrasonore est concave puisque la lentille est formée d'un matériel où la vitesse du son est plus grande que la vitesse moyenne du son dans les tissus. Comme la lentille est plus épaisse en périphérie qu'au centre, les extrémités du faisceau sont «accélérées» par rapport à la partie de l'onde qui passe au centre. Cette différence de vitesse dans la lentille produit la concavité de l'onde dans le champ proche du transducteur. Au foyer, le front de l'impulsion est pratiquement droit, parce que l'extrémité du faisceau parcourt une distance légèrement plus grande que la région centrale pour se rendre au foyer, alors qu'en s'éloignant, l'onde devient de plus en plus convexe. La Figure 4.6 illustre les changements de courbure en fonction de la distance. La présence de la lentille change la courbure du front d'onde, ce qui peut remettre en cause la validité de l'hypothèse de l'onde sphérique dans le champ rapproché. L'hypothèse de l'onde sphérique devrait quand même être valable dans le champ éloigné, puisque loin du transducteur, la lentille ne devrait pas influencer de façon importante la courbure. Le principal problème dans le champ éloigné est l'atténuation du signal.

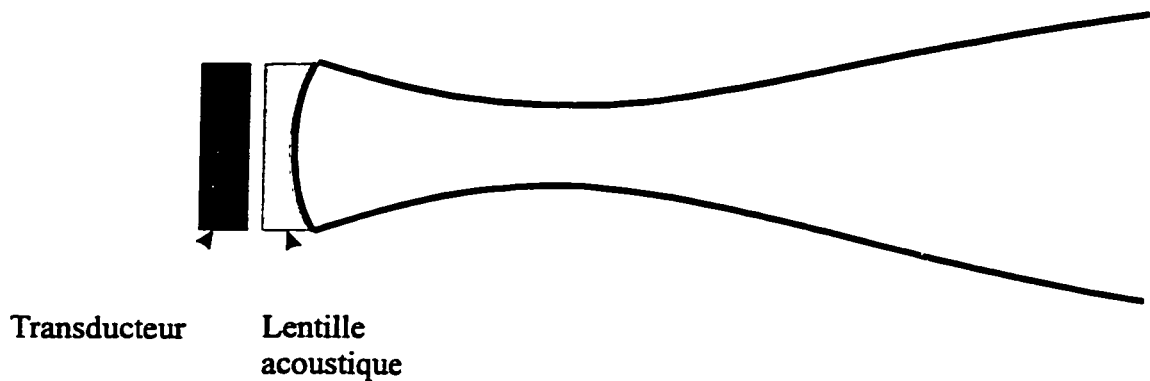


Figure 4.6: Effet d'une lentille sur la courbure de l'impulsion ultrasonore.

Lors de l'acquisition des images, un compromis a été fait entre l'artefact qui augmente avec la profondeur et l'atténuation du signal qui augmente aussi avec la profondeur. Le cylindre a été placé le plus profondément possible tout en limitant la dégradation du rapport signal sur bruit à un niveau acceptable. Ce compromis entre la qualité du signal et l'amplitude de l'artefact peut placer la cible dans la zone de transition entre la région près du foyer et le champ éloigné et ainsi diverger des conditions spécifiées dans le modèle.

4.4 Estimation de l'angle de diffraction du faisceau ultrasonore

L'angle de diffraction de la r.i. n'est pas directement nécessaire dans le modèle mais s'avère très utile pour simuler l'augmentation de la largeur de la réponse à l'impulsion en fonction de la profondeur. L'angle de diffraction est supposé constant dans l'image. On suppose que la largeur (l'écart-type) de la r.i. augmente linéairement avec la profondeur d'insonification. L'angle de diffraction a été calculé en appliquant

une régression linéaire sur les estimés de l'écart-type latéral de la r.i. en fonction de la profondeur présentés au Tableau 4.2.

Comme les résultats du Tableau 4.2 possèdent une grande variabilité, l'angle obtenu n'est probablement qu'une grossière approximation du vrai angle qui demeure inconnu. L'angle calculé en effectuant une régression linéaire sur les valeurs moyennes présentées à la dernière colonne du Tableau 4.2 est de $0,3^\circ$.

Pour avoir une idée de la variation de la taille de la r.i. avec la profondeur, la Figure 4.7 présente l'autocorrélation d'une image type calculée pour six régions de même taille (200 x 32 pixels soit 3,08 mm de profondeur par 12,8 mm de largeur) situées à des profondeurs différentes.

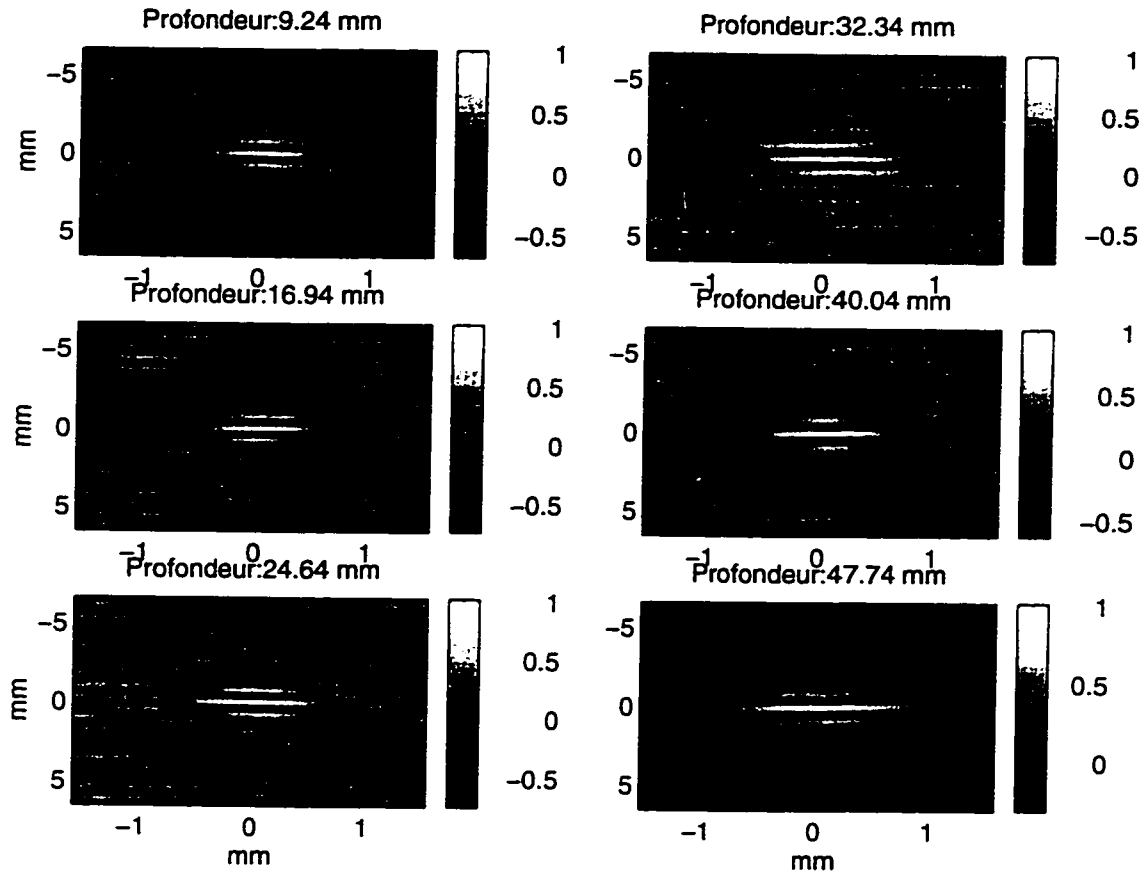


Figure 4.7: Variation de l'autocorrélation en fonction de la profondeur.

Par inspection visuelle, le lecteur notera que la largeur de l'autocorrélation augmente avec la profondeur. L'augmentation de la largeur est particulièrement apparente entre la première et la dernière image. L'inspection visuelle tend aussi à confirmer les mesures de la taille axiale de la r.i.. La «longueur» axiale de la r.i. ne semble pas varier significativement en fonction de la profondeur.

4.4.1 Discussion sur l'estimation des paramètres

L'estimation des paramètres de la r.i. à partir de l'expression théorique de l'autocorrélation pourrait être faite à l'aide d'une technique de minimisation. Cette technique serait utilisée pour minimiser la différence entre l'autocorrélation calculée à partir de l'image et celle produite par l'expression théorique. La minimisation s'effectuerait en variant les paramètres du modèle théorique pour produire une fonction d'autocorrélation qui ressemble le plus à celle calculée. Cette idée n'a pas encore été adoptée, car pour une première estimation des paramètres, cette méthode semble demander beaucoup de ressources et de temps.

4.5 Résumé des paramètres du système échographique

Pour clore ce chapitre, un tableau récapitulatif des paramètres du système échographique est présenté.

Tableau 4.4: Paramètres du système échographique.

Fréquence du transducteur :	5 MHz
Vitesse du son dans la solution :	1540 m/s
Vitesse du son dans le cylindre :	1540 m/s
Fréquence d'échantillonnage du signal r.f. :	50 MHz
Longueur axiale d'un échantillon du signal r.f. = $\frac{c}{2f_{ech}}$:	0,0154 mm
Distance latérale entre deux lignes r.f. dans une coupe transversale du cylindre :	0,4 mm
Taille d'un pixel d'une coupe transversale [axiale latérale] :	[0,0154 0,4] mm
La courbure de la réponse à l'impulsion :	approximée par l'inverse de la distance région d'intérêt - transducteur (i.e. 1/d)
Écart-type latéral de la réponse à l'impulsion :	0,0056 d + 0,4982 mm où d est la profondeur d'insonification
Écart-type axial de la réponse à l'impulsion :	peut être approximé à 0,12 mm
Angle de diffraction :	0,323°

Les paramètres de la r.i. présentés aux dernières lignes du Tableau 4.4 proviennent des dimensions (écarts-types) calculées à cinq profondeurs (voir Tableau 4.2 et Tableau 4.3).

On se serait attendu à une augmentation de l'écart-type axial avec la profondeur étant donné que les hautes fréquences sont atténuées plus rapidement que les basses;

toutefois, aucune augmentation significative n'a été observée à partir des mesures et, par conséquent, l'écart-type axial est considéré comme constant.

L'estimation des paramètres est une étape importante dans la validation de l'artefact. En effet, il n'est pas possible de comparer les résultats expérimentaux avec les prédictions théoriques si les conditions expérimentales ne sont pas bien connues. Malheureusement, il n'est pas toujours possible d'obtenir facilement tous les paramètres expérimentaux qui influencent les résultats de l'expérience. Les spécifications techniques donnent des renseignements précis sur la fréquence d'échantillonnage et la porteuse mais ne fournissent pas beaucoup d'informations sur la réponse impulsionnelle. Les informations sur cette dernière doivent être extraites à même les données expérimentales, comme dans le cas présent, ou être obtenues par le biais d'expériences spécifiques.

Chapitre 5 : Mesure de l'artefact de mouvement

Le but premier de cette expérience est de mesurer l'artefact de mouvement. Pour atteindre cet objectif, il est préférable de débiter avec des techniques de mesure simples et connues. Des techniques plus avancées pourront être utilisées, si le besoin s'en fait sentir, après avoir fait une «première passe» à travers tout le protocole expérimental (c.-à-d. acquisition des images, estimation des paramètres, mesure de l'artefact et finalement comparaison entre les prédictions du modèle), pour identifier les parties problématiques qui pourraient être optimisées.

Comme défini précédemment, l'artefact de mouvement est le déplacement résiduel entre deux images après avoir compensé ces dernières pour le mouvement de la cible. Les paramètres du système qui ont été estimés au chapitre précédent ne sont pas nécessaires pour mesurer l'artefact en soi, mais ils sont essentiels à la comparaison entre les mesures expérimentales et les prédictions du modèle. La première étape dans la mesure de l'artefact est l'estimation du mouvement résiduel.

5.1 Comportement du modèle

L'estimation des paramètres du système échographique est essentielle pour comparer les résultats théoriques et expérimentaux. La connaissance de la sensibilité du

modèle aux différents paramètres estimés est aussi très importante. La sensibilité indique s'il serait avantageux d'obtenir un meilleur estimé d'un paramètre ou bien si une approximation est suffisante. Comme les paramètres de la r.i. sont difficilement mesurables avec précision, il devient utile de savoir si le temps passé à implanter une nouvelle méthode d'estimation de la r.i. peut rapporter des dividendes. L'étude du comportement du modèle dans des conditions similaires aux conditions expérimentales va nous donner les informations nécessaires sur sa sensibilité.

Pour étudier la sensibilité du modèle par rapport aux paramètres qui sont difficiles à estimer avec précision (les paramètres géométriques de la r.i.), les paramètres suivants ont été utilisés lorsqu'ils n'étaient pas appelés à varier :

- Fréquence du transducteur : 5 MHz.
- Vitesse du son : 1540 m/s.
- Profondeur d'insonification : [50 ... 90] mm.
- Écart-type latéral de la r.i. : [0,8 ... 1,2] mm en augmentant avec la profondeur.
- Écart-type axial de la r.i. : supposé constant à 1 mm.
- Angle de rotation de la cible : 1°

La largeur de la r.i. joue un rôle important dans le processus d'imagerie, car elle détermine la résolution latérale et influence l'artefact. L'écart-type latéral de la r.i. est probablement un des paramètres les plus importants de cette étude. Étant donné que la résolution latérale des images n'est pas très bonne, il est difficile de mesurer avec précision la largeur de la r.i. et ainsi prédire correctement l'artefact. Néanmoins, il est important d'avoir une idée de l'influence sur l'artefact d'une erreur sur l'estimation de la largeur de la r.i.

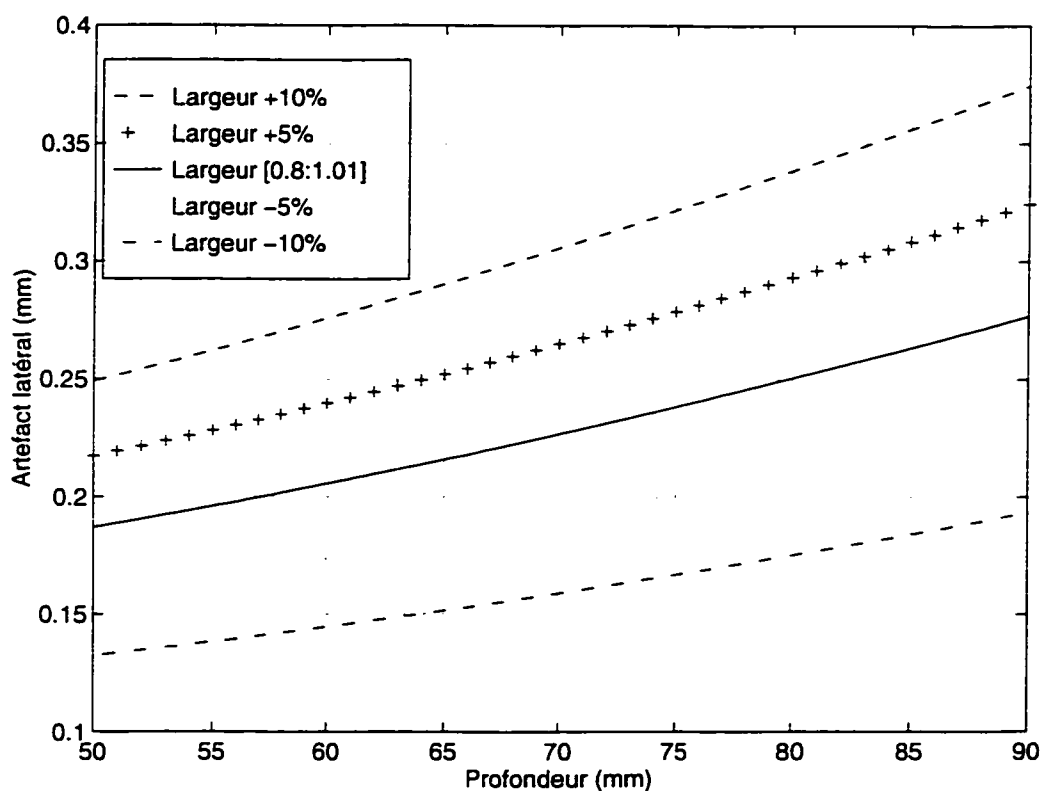


Figure 5.1: Sensibilité de l'artefact latéral en fonction de la largeur du faisceau acoustique.

La Figure 5.1 présente l'artefact théorique (éq. 2.12) obtenu avec un faisceau diffractant passant linéairement de 0,8 mm de largeur à 50 mm de profondeur à une largeur de 1,2 mm à une profondeur de 90 mm (angle de diffraction de $0,3^\circ$). Les quatre autres courbes représentent exactement le même système mais avec une erreur systématique de $\pm 5\%$ et $\pm 10\%$ sur la largeur de la r.i. en fonction de la profondeur. Pour de telles erreurs, l'artefact varie d'environ $\pm 15\%$ pour une erreur de 5% et de 30% pour des erreurs de $\pm 10\%$. Ces résultats indiquent que l'artefact amplifie d'un facteur trois les erreurs de mesure de la largeur du faisceau et donc qu'il est important d'obtenir le meilleur estimé possible de la largeur de la r.i.

Les difficultés rencontrées lors de l'estimation de la largeur de la r.i. rendent aussi incertaine l'estimation de l'angle de diffraction utilisé pour modéliser la formation des images. L'angle de diffraction de la r.i. est mesuré en calculant la largeur de cette dernière à diverses profondeurs. L'angle de diffraction, qui est supposé constant (c.-à-d. qu'il ne varie pas en fonction de la profondeur), est obtenu en approximant la série de points (mesures de largeur) obtenus par une droite. Évidemment, des erreurs dans l'estimation de la largeur de la r.i. implique des erreurs dans l'estimation de l'angle de diffraction. La valeur de l'angle n'a d'importance que dans la comparaison entre les résultats théoriques prédits par le modèle et les mesures expérimentales. Cet angle n'est pas utile dans les mesures expérimentales; il ne sert qu'à établir une relation entre la largeur du faisceau et la profondeur d'insonification dans les simulations.

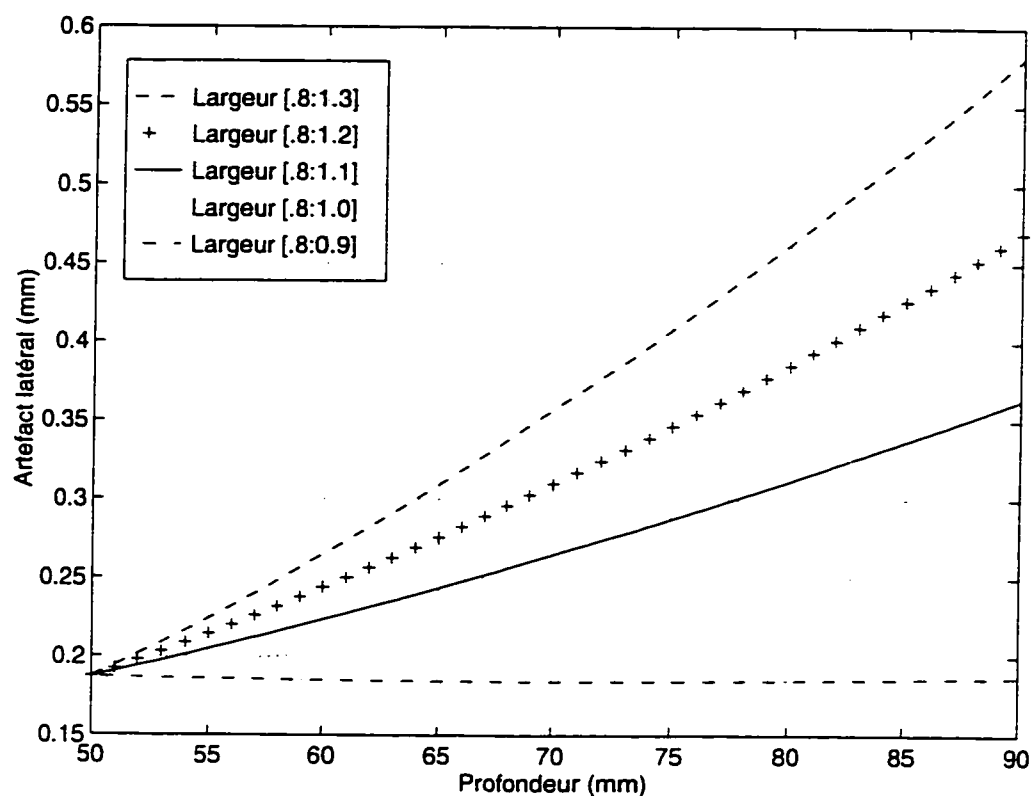


Figure 5.2 : Effet de la variation de l'angle de diffraction du faisceau ultrasonore sur l'artefact latéral.

La Figure 5.2 montre l'artefact de translation prévu par le modèle pour différents angles de diffraction du faisceau. Dans chacun des cas, l'angle de diffraction est constant. L'artefact semble augmenter linéairement avec l'angle de diffraction. Cette figure montre un autre point intéressant : plus le faisceau diffracte plus l'artefact est important.

Un autre phénomène connu en ultrason est celui de l'atténuation des ondes par le milieu. Plus la fréquence du signal est élevée plus l'atténuation est forte. Ce phénomène

d'atténuation des hautes fréquences donne l'impression que la fréquence de la porteuse est réduite d'une façon notable lorsque l'onde traverse une certaine profondeur de tissu. Cette réduction de fréquence de la porteuse provient du fait que les plus hautes fréquences de l'impulsion acoustique sont atténuées plus rapidement que les basses fréquences. L'atténuation en fonction de la fréquence fait en sorte que l'impulsion est de plus en plus étalée dans le temps au fur et à mesure qu'elle se propage dans le milieu. L'appauvrissement en hautes fréquences du signal a tendance à décaler le centre de masse du spectre vers des fréquences plus basses, d'où l'apparente diminution de la fréquence d'oscillation de la porteuse. La Figure 5.3 illustre les effets d'une diminution de la fréquence de la porteuse en fonction de la profondeur. Bien que cette simulation ne reflète pas exactement la réalité, l'approximation de la translation du centre de masse du spectre par une diminution de la fréquence de la porteuse devrait donner des résultats satisfaisants.

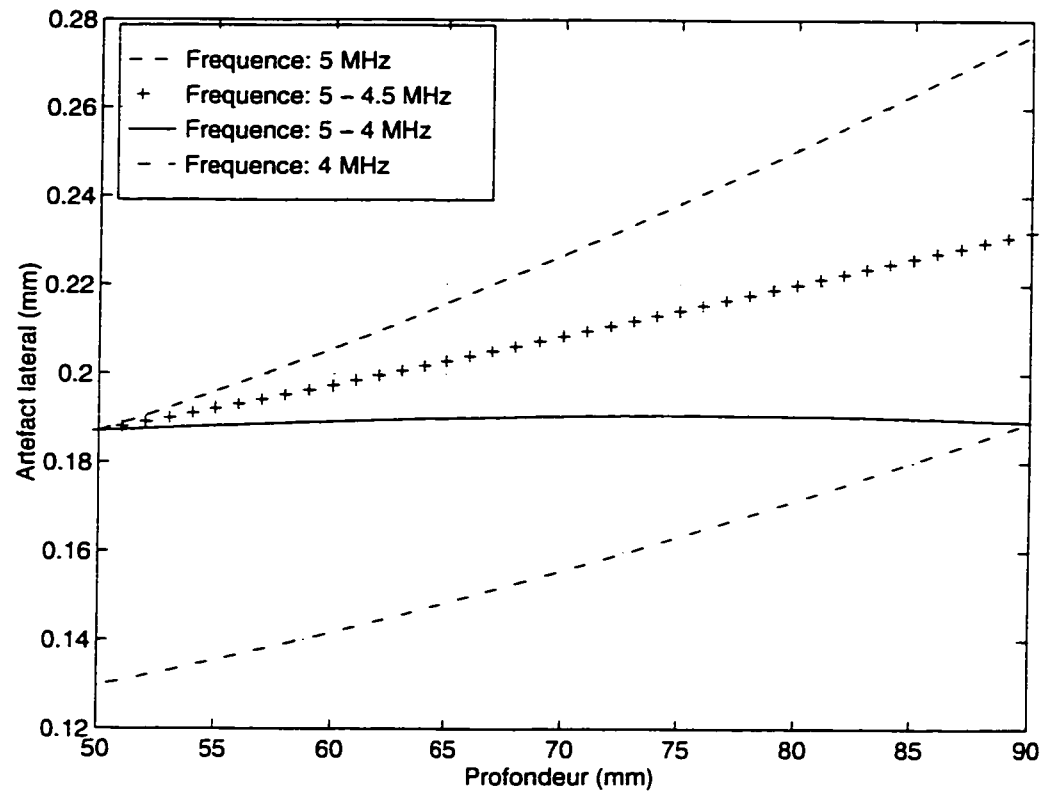


Figure 5.3 : Effets théoriques sur l'artefact latéral de la diminution de la fréquence de la porteuse en fonction de la profondeur.

Encore une fois, l'artefact semble varier linéairement à une variation de fréquences. Deux courbes sont calculées en supposant une fréquence d'oscillation du transducteur constante à 4 et à 5 MHz. Les deux autres courbes représentent un faisceau qui commence à 5 MHz et dont la fréquence diminue linéairement à 4.5 MHz et à 4 MHz respectivement. Dans les cas où la fréquence diminue avec la distance, on peut voir que l'artefact est toujours plus faible que dans le cas où la fréquence demeure inchangée à 5 MHz.

5.2 Résultats

Pour obtenir de meilleurs résultats, les mesures ont été effectuées sur toutes les images disponibles pour ensuite être moyennées. En moyennant les résultats obtenus sur près d'une centaine d'images pour chaque position angulaire (le volume du cylindre est composé d'un empilement de 98 coupes transversales), les erreurs dues au bruit devraient être diminuées.

L'image de gauche de la Figure 5.4 présente une carte des coefficients de corrélation moyens calculés pour les 98 coupes transverses acquises lors d'une rotation d'un degré du cylindre (artefact entre les positions angulaires 1° et 2° de la cible). Les coefficients de corrélation donnent le niveau de confiance que l'on peut avoir relativement aux valeurs calculées du champ de déplacement présenté dans la partie droite de la Figure 5.4. La grande partie claire et circulaire dans la carte des coefficients de corrélation représente le cylindre, alors que les régions (tout autour) en gris pâle indique le milieu liquide dans lequel le cylindre était plongé. L'anneau de très faible corrélation tout juste sur le pourtour du cylindre est probablement dû au mouvement de cisaillement, entre le fluide et la paroi du cylindre, produit lors de la rotation de ce dernier. Ce cisaillement local change l'arrangement spatial des diffuseurs et, par conséquent, dégrade sévèrement les performances de la corrélation qui n'est pas du tout

adaptée pour mesurer le cisaillement et la rotation, qui ne peuvent être approximé par une translation, à l'intérieur de la fenêtre de corrélation.

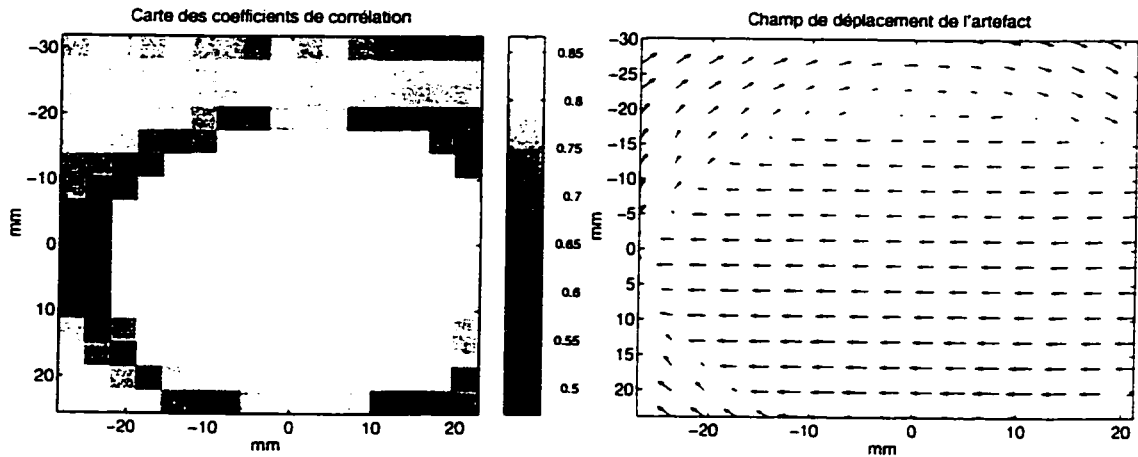


Figure 5.4 : Carte de la corrélation et champ de déplacement moyen pour une rotation d'un degré.

La grande région centrale du champ de déplacement (coté droit de la Figure 5.4) correspond à l'artefact de mouvement produit par une rotation d'un degré du cylindre. Le lecteur notera qu'à l'intérieur du cylindre, le mouvement de translation presque horizontal augmente avec la profondeur d'insonification tel que prédit par le modèle (la longueur des flèches est directement proportionnelle à l'amplitude du déplacement). Le mouvement apparent du fluide autour du cylindre est dû à la compensation du mouvement (contre-rotation d'un degré) qui a été appliquée sur l'image post-mouvement.

La Figure 5.4 présente les données d'une façon qualitative. Pour estimer plus rigoureusement l'amplitude de l'artefact en fonction de la profondeur, une série d'histogrammes a été calculée. Les 16 histogrammes qui composent chacune des deux images de la Figure 5.5 ont été obtenus en combinant tous les déplacements calculés pour chacune des 98 coupes transverses du cylindre pour une rotation donnée. Chacune des 16 lignes formant les images de la Figure 5.5 représente la distribution, sous forme d'un histogramme, de tous les déplacements mesurés à une profondeur donnée. Selon le modèle de formation d'images, l'artefact est invariant latéralement, ce qui signifie que la valeur de l'artefact, tant axial que latéral, ne devrait pas changer en fonction de la position latérale. Autrement dit, à une profondeur donnée, l'artefact est constant partout dans le tissu. Si une variation latérale est observée, elle pourrait être due à des éléments du transducteur ayant des caractéristiques différentes les uns des autres, ce qui produirait possiblement des impulsions de tailles différentes selon les éléments employés.

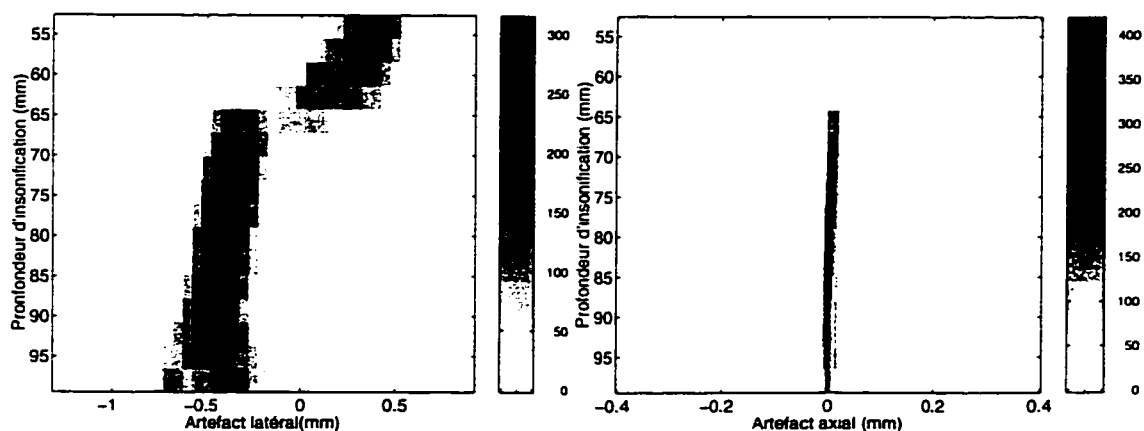


Figure 5.5 : Artefacts latéral et axial présentés par une série d'histogrammes.

L'image de gauche de la Figure 5.5 présente l'augmentation de l'artefact latéral en fonction de la profondeur. La partie supérieure de cette image (profondeur entre 50 et 65 mm) représente la distribution des déplacements latéraux de la solution après la contre-rotation pour compenser le mouvement de la cible. Comme la contre-rotation a été effectuée autour du centre du cylindre, tous les pixels de la partie supérieure de l'image se déplacent latéralement dans la même direction (voir l'image de droite de la Figure 5.4), ce qui explique que la moyenne des déplacements latéraux de la solution est différente de 0.

La bande verticale plus sombre, qui apparaît (entre 65 et 90 mm de profondeur) dans l'image de gauche de la Figure 5.5, représente la distribution des mesures de l'artefact latéral en fonction de la profondeur. De haut en bas, le lecteur notera que le centre de masse des histogrammes se déplace de droite à gauche. Ce déplacement du centre de masse vers la gauche correspond à une augmentation de l'amplitude de l'artefact en fonction de la profondeur. L'augmentation de la variance dans le bas de l'image est due à la géométrie du cylindre, dans le bas (comme dans le haut) il y a peu de région où le mouvement peut être calculé tout en restant à l'intérieur du cylindre. Très souvent, une partie de la région où le mouvement est estimé se trouve dans la solution, ce qui introduit une erreur dans les estimés de mouvement.

L'image de droite présente de la même manière la distribution de l'artefact axial en fonction de la profondeur. Comme l'artefact est très faible (le modèle le prédit proportionnel au carré de l'angle de rotation, donc d'une amplitude de l'ordre de quelques microns), toutes les mesures sont regroupées autour de zéro. Puisque la résolution axiale est imposée par la taille axiale des pixels (0,0154 mm ou 15,4 μm) et qu'elle risque d'être trop faible pour mesurer avec confiance l'artefact axial, les distributions calculées doivent être considérées avec retenue.

5.3 Comparaison avec le modèle théorique

Le but de ces travaux de recherche était de comparer une série de mesures expérimentales avec les prédictions du modèle de Kallel et al. [1]. Après avoir estimé les paramètres du système d'imagerie pour les introduire dans le modèle et mesurer expérimentalement l'artefact de mouvement, la comparaison entre la théorie et la pratique peut finalement être faite.

Comme l'artefact axial est très faible et que de nombreuses «corrections» ont été faites sur les images pour les aligner le mieux possible, l'incertitude sur les mesures axiales est trop grande pour mesurer avec confiance cet artefact. Seules les mesures de l'artefact latéral sont comparées avec les prédictions du modèle.

La Figure 5.6 présente sur un même graphique l'artefact latéral mesuré et l'artefact latéral prédit par le modèle en utilisant les paramètres estimés du système d'échographie présentés au Tableau 4.4.

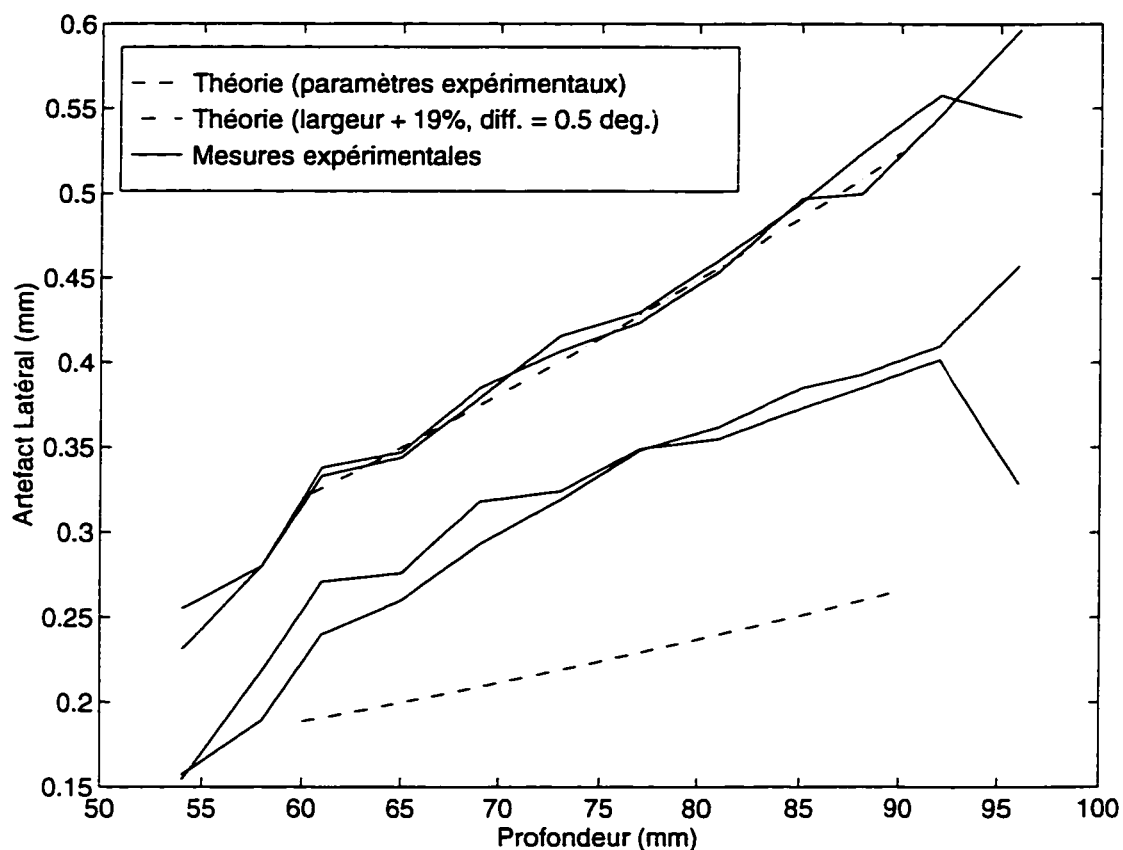


Figure 5.6: Comparaison entre les mesures expérimentales et le modèle.

Les courbes continues (trait plein) représentent les artefacts latéraux mesurés expérimentalement. Les quatre courbes sont regroupées par paires. La paire supérieure représente l'artefact aux positions angulaires à 0-1 et 1-2 (une rotation d'environ 1° à

chaque fois), alors que la deuxième paire (artefact de 0,15 à 0,40 mm d'amplitude) représente les positions angulaires 2-3 et 3-4. Il est important de rappeler que les deux dernières courbes sont produites par une rotation d'environ $0,75^\circ$ du cylindre et non pas de la rotation prévue d'un degré. La ligne tiretée correspond à l'artefact théorique pour une rotation d'un degré avec un angle de diffraction de $0,32^\circ$. Cet angle a été calculée avec les paramètres estimés du système d'imagerie. La courbe tiretée et pointillée présente l'artefact latéral théorique calculé avec les paramètres expérimentaux estimés mais avec un r.i. 19 % plus large et un angle de diffraction de $0,5^\circ$.

5.3.1 Discussion sur la comparaison

Les courbes expérimentales de la Figure 5.6 ont un comportement consistant. Pour les deux rotations d'un degré, l'artefact mesuré est le même. Pour les deux rotations d'environ $0,75^\circ$, l'artefact mesuré est plus faible mais s'accroît aussi linéairement avec la profondeur d'insonification.

En supposant l'angle de diffraction du faisceau ultrasonore constant, le modèle théorique prédit une augmentation linéaire de l'artefact latéral avec la profondeur. Les quatre courbes expérimentales ont une plage linéaire (entre 60 et 90 mm de profondeur), ce qui laisse supposer que l'angle de diffraction du faisceau ultrasonore était constant (la largeur du faisceau augmente linéairement avec la profondeur).

Un fait intéressant à noter est que les erreurs de manipulation qui ont conduit aux deux rotations de $0,75^\circ$ tendent à confirmer la relation linéaire entre l'amplitude de l'artefact et l'angle de rotation de la cible prédite par le modèle. L'amplitude de l'artefact latéral dans la plage linéaire des rotations de $0,75^\circ$ est environ 75 % de l'amplitude mesurée pour les rotations d'un degré.

Bien que la courbe théorique (en tireté) présente un comportement semblable aux courbes expérimentales, l'amplitude de l'artefact théorique calculée en utilisant les paramètres estimés de la r.i. ne correspond pas du tout à l'artefact mesuré expérimentalement. Par contre, comme la courbe semi-pointillée/semi-tirée le montre, une augmentation de 20 % de la largeur estimée de la r.i. combinée avec un angle de diffraction de $0,5^\circ$ au lieu de $0,32^\circ$ donne des résultats qui se confondent avec les mesures expérimentales.

En supposant que le modèle soit correct, il semble que l'écart-type latéral de la r.i. a été constamment sous-estimé particulièrement dans la région la plus profonde. Cette sous-estimation pourrait être intrinsèque au processus d'estimation des paramètres par autocorrélation. En effet, plus la région étudiée est éloignée du transducteur, plus le signal échographique est atténué et plus le rapport signal/bruit se détériore. Cette diminution du rapport signal/bruit entraîne une réduction de la corrélation. À la limite, si le signal échographique est complètement atténué, le signal enregistré ne sera que du

bruit et la fonction d'autocorrélation ne sera qu'une impulsion de largeur nulle. Donc plus le rapport signal/bruit se détériore, plus la partie centrale de la fonction d'autocorrélation sera étroite, ce qui résultera en une sous-estimation des paramètres de la r.i..

En plus de la diminution du rapport signal/bruit, les multiples étapes de reconstruction des images peuvent aussi introduire du bruit qui réduirait encore la corrélation entre deux images.

L'utilisation d'une gaussienne droite pour estimer les paramètres géométriques de la r.i. courbée pourrait contribuer à sous-estimer la largeur de la vraie réponse impulsionnelle.

Un autre point à ne pas négliger, et qui pourrait aider à expliquer les différences, est celui de la résolution latérale des images. Comme l'artefact latéral est fortement influencé par une variation de la taille de la r.i. (courbes de la Figure 5.5), la faible résolution latérale limite la précision avec laquelle l'écart-type latéral de la r.i. peut être estimé, et par le même fait, limite la précision des simulations.

Il est aussi possible qu'une constante ait été négligée par erreur dans le développement du modèle, contribuant ainsi à la différence entre les résultats

expérimentaux et théoriques. Les hypothèses de départ du modèle théorique n'ont peut-être pas toutes été respectées, notamment la condition qui suppose que le phénomène se produit dans le champ éloigné. Expérimentalement, comme il n'est pas possible de savoir exactement où débute le champ éloigné, il est probable que la cible aie été placée trop près du foyer où les conditions du champ éloigné ne sont pas respectées.

Avant de conclure sur la validité quantitative du modèle, il est impératif de connaître avec plus de précision les paramètres de la réponse impulsionnelle du système échographique.

Chapitre 6 : Conclusion

Le but de ce travail était de valider le modèle théorique de l'artefact de mouvement pour des cibles en rotation. Pour ce faire, il fallait donc confronter ce modèle à la réalité expérimentale. Pour observer cet artefact, nous avons insonifié un cylindre à différentes positions angulaires. L'expérience a été effectuée dans des conditions qui, selon le modèle théorique, maximisent l'artefact de mouvement. L'analyse des données a clairement démontré la présence du phénomène. Le comportement observé de l'artefact est très similaire à ce qui est prédit par le modèle; toutefois, l'amplitude mesurée de l'artefact ne correspond pas aux prédictions théoriques.

Pour quantifier les prédictions du modèle lorsqu'il est soumis aux conditions expérimentales, les paramètres physiques du système d'imagerie ont dû être estimés. Comme l'estimation de ces paramètres n'a été faite qu'avec seulement 5 images, ces estimés sont entachés d'une incertitude, ce qui limite leur utilisation à des rôles d'approximation. Il est difficile d'isoler la ou les causes de la différence entre les résultats expérimentaux et théoriques. Cependant, plusieurs hypothèses peuvent être émises : les techniques de mesure du mouvement ne sont peut-être pas bien adaptées et produisent des mesures erronées; l'estimation des paramètres pourrait aussi être mise en cause. On ne peut répondre avec certitude à cette question, car il n'existe que les

équations de Kallel et al. [1] et celles de Maurice [12] comme références à l'artefact de mouvement. Néanmoins, le comportement prédit par le modèle théorique a été observé.

Pour augmenter notre niveau de confiance envers les mesures expérimentales, il serait bon de mesurer l'artefact en utilisant les mêmes images mais avec une technique d'estimation du mouvement différente. Il serait bien de s'assurer que la méthode de mesure employée donne de bons résultats. Si, en appliquant deux techniques complètement différentes, l'artefact mesuré reste le même, il est fort probable que les deux techniques sont correctement implantées et produisent de bons résultats.

La comparaison entre le modèle théorique et le modèle expérimental serait probablement meilleure si les paramètres du système d'imagerie étaient connus avec plus de précision, particulièrement les dimensions de la réponse impulsionnelle et sa courbure. Pour améliorer les estimations des écart-types de la r.i. avec les données actuelles (sans refaire de nouvelles expériences), il faudrait éventuellement implémenter une méthode automatique de traitement des images pour estimer les dimensions de la r.i. en fonction de la profondeur. En moyennant les dimensions obtenues avec chacune des images, environ six cent, l'erreur sur l'estimation en serait grandement réduite.

Idéalement, il serait possible d'obtenir des dimensions plus précises de la r.i. en effectuant une série de mesures avec une cible ponctuelle à différentes profondeurs.

L'utilisation d'une cible ponctuelle simplifie grandement le processus d'estimation de la r.i.. Les dimensions peuvent être directement mesurées sur l'image sans devoir utiliser l'autocorrélation comme intermédiaire. En plus, il serait aussi possible de mesurer le rayon de courbure directement sur l'image au lieu de l'approximer par l/d .

Une autre façon d'obtenir des résultats encore meilleurs serait de refaire l'expérience avec un système d'acquisition entièrement contrôlé par ordinateur. Le contrôle par ordinateur devrait éliminer les erreurs de manipulation et grandement diminuer la variabilité des déplacements entre l'acquisition de chacune des images. Le déverminage du système de numérisation des données est aussi essentiel, car la «reconstruction» des images introduit des incertitudes.

Lors de l'expérience, nous avons fait en sorte de maximiser l'artefact. Est-ce que dans une situation clinique normale, l'artefact est assez important pour devoir en tenir compte ? Il est difficile de répondre directement à cette question, car il est rare de retrouver un mouvement de rotation pure dans les systèmes physiologiques. Il est possible que, lors des examens visuels en milieu clinique, les artefacts ne soient pas un facteur important pour les diagnostics. Toutefois, ils ne devraient pas être négligés lorsque des mesures précises du mouvement sont nécessaires. Un exemple où l'artefact de mouvement pourrait jouer un rôle non négligeable serait dans l'étude du mouvement hélical du sang dans la bifurcation carotidienne à l'aide d'une sonde intravasculaire. Dans

un autre ordre d'idée, comme une faible rotation et un faible cisaillement se ressemblent beaucoup, l'étude de l'artefact en rotation pourrait être utile pour approximer l'artefact de cisaillement [12] pour de très faibles mouvements.

Les méthodes qui nous intéressent en imagerie médicale sont celles qui rendent visible ou perceptible le mouvement des fluides ou des tissus. La compréhension du phénomène qui engendre l'artefact de mouvement prend son importance dans le cadre de l'estimation du mouvement dans une séquence d'images.

Dans un autre ordre d'idée, l'artefact pourrait être utilisé comme détecteur ou amplificateur de mouvement. En focalisant le faisceau ultrasonore de façon à produire une réponse impulsionnelle fortement courbée, il serait possible d'augmenter l'effet de l'artefact pour rendre le système très sensible à la moindre rotation ou à d'autres déformations en généralisant la formulation de l'artefact de mouvement.

Bibliographie

- [1] F. Kallel, M. Bertrand, J. Meunier, *Speckle Motion Artifact Under Tissue Rotation*, IEEE Transaction on UFFC, vol. 41., no.1, pp. 105-122, 1994.
- [2] D. C. Morrison, W. N. McDicken, and D. S. Smith, *A motion artefact in real time ultrasound scanners*, Ultrasound Med. Biol., vol. 9, no. 2, pp. 201-203, 1983.
- [3] J. C. Bamber, R. J. Dickinson, *Ultrasonic B-Scanning: A Computer Simulation*, Phys. Med. Biol., vol. 25, pp. 463-479, 1980.
- [4] J. Meunier, M. Bertrand, *Echographic Image Mean Gray Level Changes with Tissue Dynamics: A System-based Model Study*, IEEE Trans. on Biomed. Eng., vol. 42, no. 4, pp. 403-410, April 1995.
- [5] J. Meunier, M. Bertrand, *Ultrasonic Texture Motion Analysis: Theory and Simulation*, IEEE Trans. on Medical Imaging, vol. 14, no. 2, pp. 293-300, June 1995.

- [6] Akiyama I., Hayama A., Nakajima M., *Movement Analysis of Soft Tissues by Speckle Patterns' Fluctuation*, JSUM Proc., pp. 615-616, Oct 1986.
- [7] R.J. Dickinson, *A computer model for speckle in ultrasound images: Theory and application*, Acoust. Imaging, vol. 10, pp. 115-129, 1982.
- [8] R.J. Dickinson, *Ultrasonic echo analysis in the investigation of soft tissue motion*, Ph.D. dissertation, London Univ., 1980.
- [9] J. Meunier, M. Bertrand, and G. Mailloux, *A model for dynamic texture analysis in two-dimensional echocardiogram of the myocardium*, SPIE, vol 768, pp 193-200, 1987.
- [10] J. Meunier, *Analyse dynamique des textures échographiques bidimensionnelles du myocarde*, thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, 1989.
- [11] R.L. Maurice, *Lagrangian Speckle Model and Tissue Motion Estimation - Theory*, IEEE Trans. on UFFC, IEEE, 1997. (soumis)
- [12] R.L. Maurice, *Speckle motion artefact under shearing*, IEEE Trans. on Medical Imaging, 1997. (soumis)

- [13] S. Dupont, M. Bertrand, T. Hall, M. Cyr, F. Kallel, *Experimental Observation of Speckle Motion Artefact with Rotation*, Acoustical Imaging, 1997. (in press)
- [14] A. Makovski, *Medical Imaging Systems*, Prentice-Hall, 1983.
- [15] R.J. Dickinson and C.R. Hill, *Measurement of soft tissue motion using correlation between A-scans*, Ultrasound Med. Biol., vol 8, no. 3, pp 263-271, 1982.
- [16] J. Ophir, I. Céspedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, and X. Li, *Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues*. Ultrasonic Imaging, vol 13, pp. 111-134, 1991.
- [17] W.W. Hines and D.C. Montgomery, *Probability and Statistics in Engineering and Management Science, third Edition*, John Wiley & Sons, 1990.
- [18] F.G. Stremler, *Introduction to Communication Systems, third Edition*, Addison-Wesley, 1990.
- [19] W.C. Elmore, M. A. Heald, *Physics of Waves*, Dover Publications, 1985.

- [20] S.S. Rajpal, *Selected papers on speckle metrology*, SPIE Milestone Series, vol. MS 35, 1991.
- [21] E. Jakeman, *The effect of wavefront curvature on coherence properties of laser light scattered by target centres in uniform motion*, J. Phys., vol. 8, no. 2, pp. L23-L28, 1975.
- [22] E. Kreyszig, *Advanced Engineering Mathematics, seventh Edition*, John Wiley & Sons, 1993.
- [23] J.C. Erdmann and R.I. Gellert, *Speckle field of curved, rotating surfaces of Gaussian roughness illuminated by a laser light spot*, J. Opt. Soc. Amer., vol. 66, no. 11, pp-1194-1204, 1976.
- [24] T. Hall, *Phantom meterial for elastography*, IEEE UFFC, vol 44, no. 6, pp 1355-1365, 1997.

NOTE TO USERS

**The original manuscript received by UMI contains broken or light print on graphs. All efforts were made to acquire the highest quality manuscript from the author or school.
Microfilmed as received.**

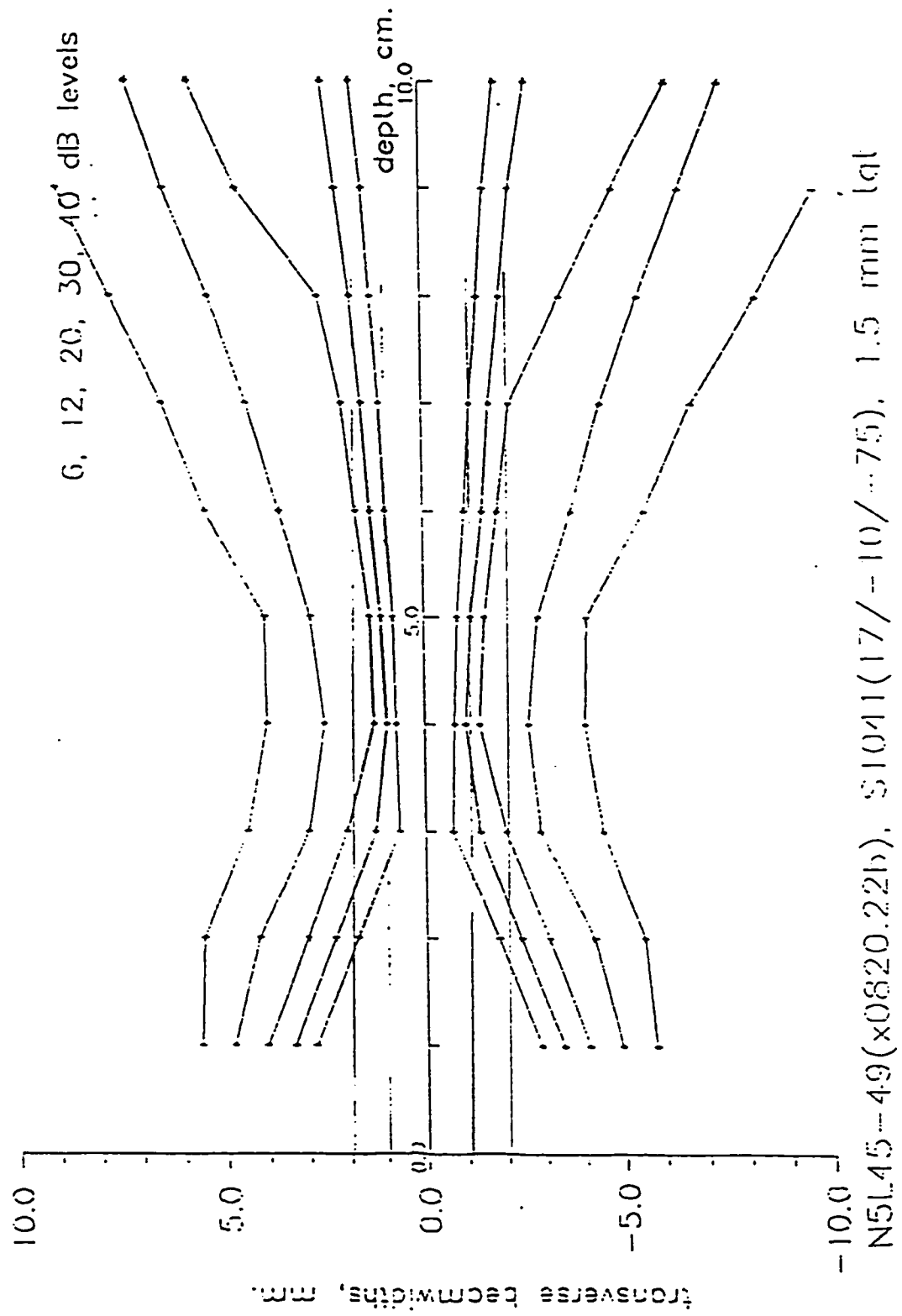
This reproduction is the best copy available

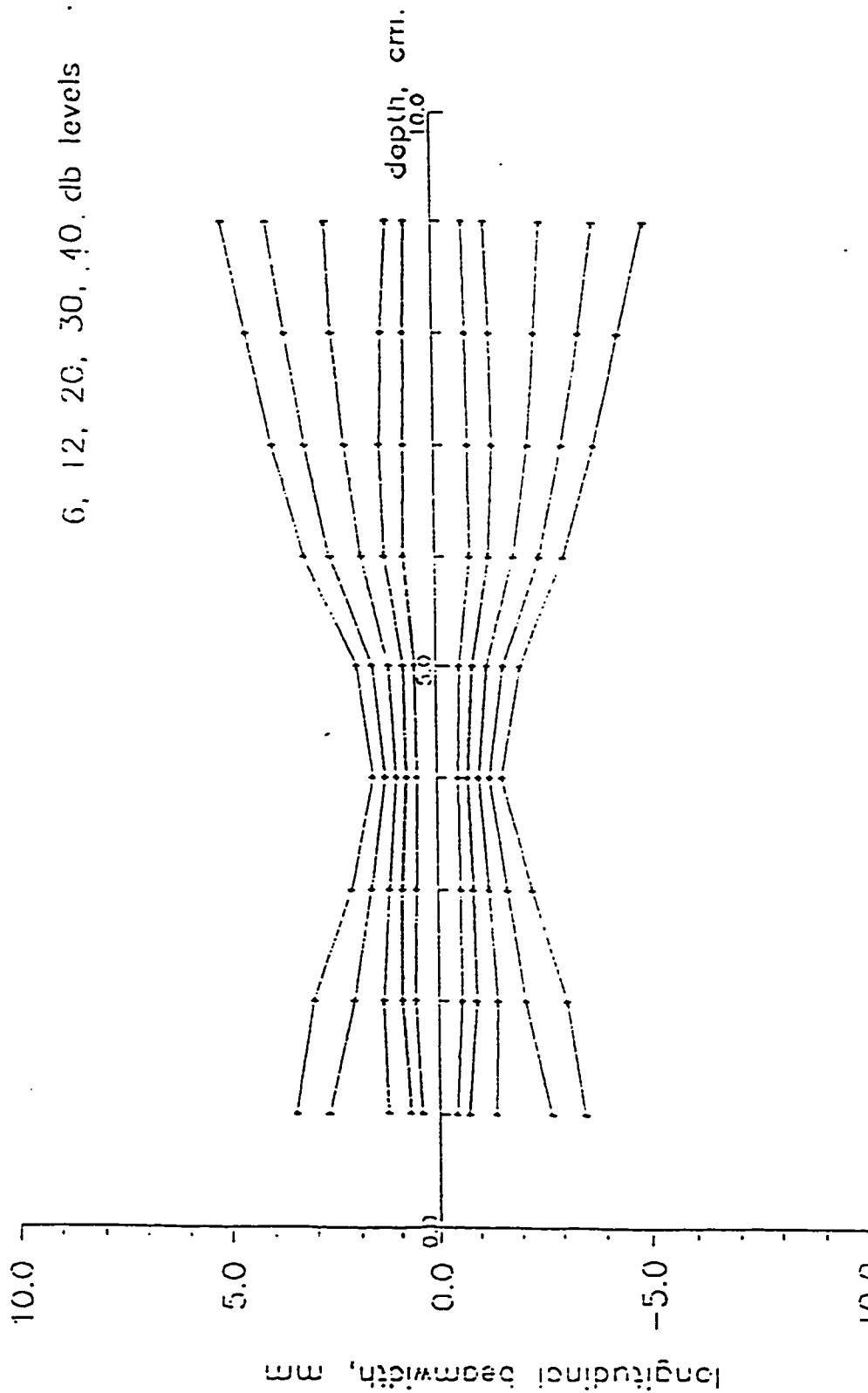
UMI

Annexe A

Profil du faisceau accoustique produit par le transducteur linéaire de 5 MHz.

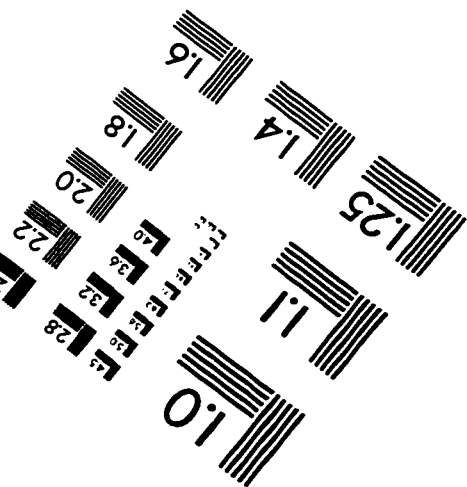
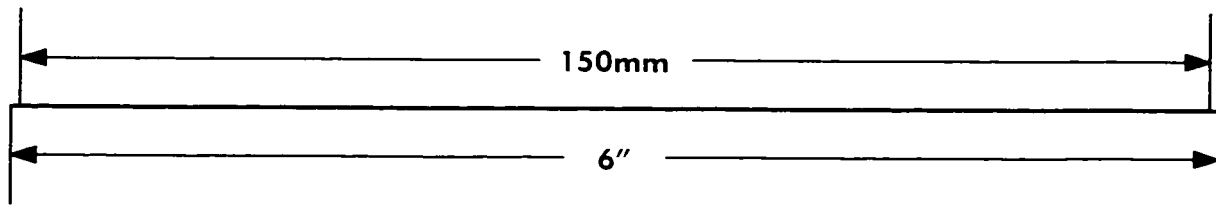
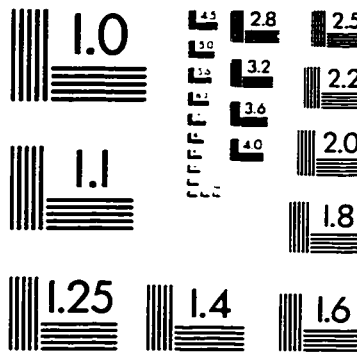
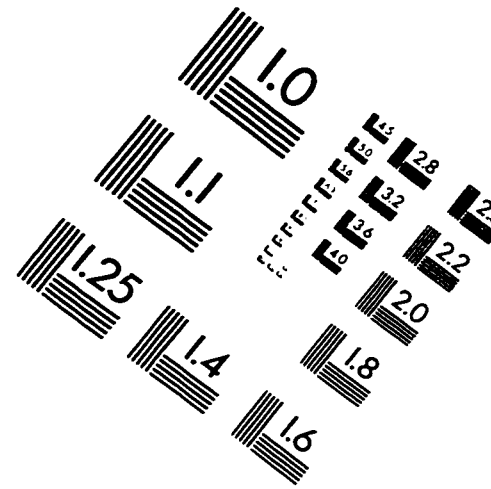
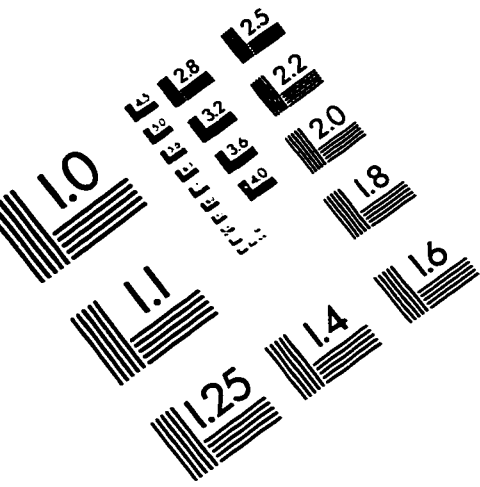
Cette information a été fournie par Siemens, le fabricant de l'appareil échographique.





NSA 45-49 (V0820 221) S1041 (17 / - 10 / - 75) 15 mm lat

IMAGE EVALUATION TEST TARGET (QA-3)



APPLIED IMAGE, Inc.
1653 East Main Street
Rochester, NY 14609 USA
Phone: 716/482-0300
Fax: 716/288-5989

© 1993, Applied Image, Inc., All Rights Reserved

