



HAL
open science

Méthodes d'analyse d'images et de calibration pour l'échographie 3D en mode main-libre

François Rousseau

► **To cite this version:**

François Rousseau. Méthodes d'analyse d'images et de calibration pour l'échographie 3D en mode main-libre. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Université Rennes 1, 2003. Français. NNT : . tel-00011991

HAL Id: tel-00011991

<https://theses.hal.science/tel-00011991>

Submitted on 20 Mar 2006

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

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

THÈSE

présentée

DEVANT L'UNIVERSITÉ DE RENNES I

pour obtenir

le grade de : **DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE RENNES I**

Mention : Traitement du signal

par

François Rousseau

Équipe d'accueil : VISTA (IRISA, RENNES)

École doctorale : Mathématiques, Informatique, Signal, Électronique et
Télécommunications

Composante Universitaire : Institut de Formation Supérieur en Informatique et
Communication

Titre de la thèse :

**Méthodes d'analyse d'images et de calibration pour l'échographie 3D en
mode main-libre.**

Soutenue le 15 décembre 2003, devant la commission d'Examen

COMPOSITION DU JURY :

M.	Patrick	BOUTHEMY	Président
Mme	Marie-Odile	BERGER	Rapporteurs
Mme	Jocelyne	TROCCAZ	
M.	Christian	BARILLOT	Examineurs
M.	Pierre	DARNAULT	
M.	Wiro	NIESSEN	
M.	Pierre	HELLIER	Membre invité

Remerciements

Ce travail a été réalisé à l'IRISA (Institut de Recherche en Informatique et Systèmes Aléatoires, INRIA Rennes), au sein de l'équipe VISTA.

Je tiens à remercier Patrick Bouthemy, Directeur de Recherche et responsable du projet VISTA, pour avoir accepté de participer et de présider ce jury de thèse.

Je suis reconnaissant à Marie-Odile Berger, Chargée de Recherche INRIA et HDR au Loria, ainsi qu'à Jocelyne Troccaz, Directrice de Recherche CNRS à l'IMAG, d'avoir apporté leur point de vue sur ce travail en acceptant d'en être les rapporteurs.

Je remercie également Pierre Darnault, Professeur au CHR Pontchaillou de Rennes et Wiro Niessen, Professeur associé à l'Image Sciences Institute d'Utrecht d'avoir accepté d'examiner ce travail de thèse. Je leur suis reconnaissant de s'être penchés sur ce travail avec enthousiasme et rigueur.

Je souhaite exprimer ma reconnaissance à Christian Barillot, Directeur de Recherche CNRS pour son encadrement au long de ces trois années. Il m'a guidé sur le chemin de nombreux thèmes et permis des rencontres et collaborations enrichissantes et variées. Merci.

Je souhaite aussi remercier Pierre Hellier pour son aide, ses conseils et ses nombreuses relectures. Merci aussi aux relecteurs et correcteurs de cette thèse : Elise, Vincent, Anne et



Enfin, merci à toutes les personnes qui m'ont entouré et aidé (directement ou indirectement) ces trois années durant.

Table des matières

Introduction générale	11
I Contexte	15
1 L'imagerie ultrasonore	17
1.1 L'onde ultrasonore	17
1.1.1 Caractéristiques	17
1.1.2 Interactions avec la matière	18
1.2 Le faisceau ultrasonore	21
1.2.1 Faisceau d'une onde plane	21
1.2.2 Focalisation	23
1.3 L'échographe	24
1.3.1 La sonde	24
1.3.2 Les différents modes	24
1.3.3 Formation de l'image	25
1.3.4 Résolution spatiale et temporelle des images	26
1.4 Bilan	28
1.4.1 L'image échographique	28
1.4.2 Comparaison avec d'autres modalités d'imagerie anatomique	28
1.4.3 Conclusion	30
2 L'échographie 3D	33
2.1 Motivations	33
2.1.1 Limitations de l'échographie 2D	33
2.1.2 Nouvelles possibilités	33
2.1.3 Applications médicales	34
2.2 Acquisition des données	34
2.2.1 Sondes 3D	35
2.2.2 Systèmes mécaniques	36
2.2.3 Systèmes de type main-libre	36
2.2.4 Erreurs à l'acquisition	37
2.2.5 Discussion	39
2.3 Exploitation des données	39
2.3.1 Reconstruction	40
2.3.2 La composition de données	40

2.3.3	Visualisation	41
2.3.3.1	Plans de coupe	41
2.3.3.2	Le rendu surfacique	41
2.3.3.3	Le rendu volumique	42
2.3.3.4	Discussion	42
2.4	Conclusion	42
II Système de localisation pour l'échographie 3D main-libre		43
1	État de l'art	45
1.1	Systèmes de localisation	45
1.1.1	Caractéristiques d'un système de repérage	45
1.1.2	Bras mécanique	46
1.1.3	Capteur acoustique	46
1.1.4	Capteur optique	47
1.1.5	Capteur magnétique	47
1.1.6	Fibre optique	47
1.2	Discussion	48
2	Étude de capteurs magnétiques	51
2.1	Présentation	51
2.1.1	Capteurs étudiés	51
2.1.2	Comportement théorique	52
2.2	Évaluation	53
2.2.1	Cadre de travail	53
2.2.2	Critères d'évaluation	54
2.2.2.1	Répétabilité	54
2.2.2.2	Précision en translation	54
2.2.2.3	Précision angulaire	55
2.2.3	Résultats	56
2.2.3.1	Répétabilité	56
2.2.3.2	Précision	57
2.2.4	Analyse des résultats	59
2.2.4.1	Comparaison avec d'autres études	59
2.2.4.2	Comparaison avec le comportement théorique	60
2.2.4.3	Précision du repérage pour l'échographie 3D	61
2.2.5	Discussion	64
2.3	Comparaison avec une méthode par calcul de pose	65
2.3.1	Asservissement visuel virtuel et calcul de pose	66
2.3.2	Les matrices d'interaction	67
2.3.3	Expériences	67
2.3.4	Discussion	70

Conclusion	71
III Calibration d'un système échographique 3D main-libre	73
Introduction	75
1 Calibration spatiale	77
1.1 Formulation	77
1.2 État de l'art	79
1.2.1 Fantôme de type «point d'intersection»	79
1.2.2 Fils orthogonaux	81
1.2.3 Ensemble de points	82
1.2.4 Fantôme plan	84
1.2.5 Fantôme multimodal	86
1.2.6 Pointeur de localisation	88
1.2.7 Discussion	89
1.3 Méthode de calibration spatiale proposée	91
1.3.1 Principe de la méthode	91
1.3.2 Extraction des points d'intérêt	93
1.3.2.1 Critères d'extraction	93
1.3.2.2 Contrainte de colinéarité	95
1.3.2.3 Cohérence temporelle	96
1.3.2.4 Récapitulatif	101
1.3.3 Critère à minimiser	101
1.3.4 Robustesse	103
1.3.4.1 Estimateurs robustes	103
1.3.4.2 Robustesse 3D	106
1.3.4.3 Approche proposée	106
1.3.5 Optimisation	107
1.3.6 Algorithme hiérarchique	108
2 Évaluation de la calibration spatiale	111
2.1 Séquences synthétiques	111
2.1.1 Présentation	111
2.1.2 Aspect hiérarchique	114
2.1.3 Domaines d'initialisation	114
2.1.4 Simulation avec un bruit multiplicatif de type «Speckle»	115
2.1.5 Détection des droites	117
2.2 Influences de paramètres extérieurs	118
2.2.1 Influence de la température de l'eau	118
2.2.2 Influence de la précision du système de localisation	125
2.2.3 Discussion	127
2.3 Évaluation à partir de séquences réelles	127
2.3.1 Introduction	127
2.3.2 Protocole expérimental	128

2.3.3	Fantôme d'évaluation Cirsinc	129
2.3.4	Acquisition des images échographiques	130
2.3.5	Estimation de distances et de volumes	131
2.3.5.1	Mesures de distances	131
2.3.5.2	Estimation du volume à partir de mesures de distances . . .	132
2.3.5.3	Segmentation manuelle	132
2.3.5.4	Contours actifs 3D	133
2.3.6	Vérité terrain pour le fantôme d'évaluation Cirsinc	133
2.3.6.1	CT scan	133
2.3.7	Évaluation des méthodes de calibration	135
2.3.7.1	Précision pour la localisation 3D d'un point	135
2.3.7.2	Mesures de distances	141
2.3.7.3	Mesures de volumes	145
2.3.7.4	Dépendance des mesures aux mouvements de la sonde . . .	152
2.3.7.5	Reproductibilité des méthodes de calibration	154
2.3.8	Discussion	157
2.4	Conclusion	160
3	Calibration Temporelle	163
3.1	Introduction	163
3.2	Approche proposée	164
3.2.1	Principe	164
3.2.2	En pratique	167
3.3	Validation	167
3.3.1	Données synthétiques	167
3.3.2	Données réelles	171
3.4	Discussion	174
3.5	Conclusion	176
	Conclusion	177
	IV Traitement d'images échographiques	179
	Introduction	181
1	Segmentation de volumes ultrasonores par contours actifs 3D	183
1.1	Introduction	183
1.2	Formulation des contours actifs 3D	184
1.3	Définition des forces externes	185
1.4	Description de la surface active	185
1.5	Résultats et discussion	187

2	Analyse d'images échographiques par approche statistique	189
2.1	Nature des images ultrasonores	189
2.2	Analyse de texture	192
2.2.1	Contexte	192
2.2.2	Méthodes d'analyse de texture	192
2.2.3	Approche proposée	193
2.3	Application en Recalage	195
2.3.1	Motivations	195
2.3.2	Méthodes basées sur la luminance	197
2.3.3	Mesure de similarité utilisant la distance de Hellinger	199
2.3.4	Recalage Rigide	200
2.3.4.1	Modèle paramétrique déformation	200
2.3.4.2	Formulation robuste	200
2.3.4.3	Stratégie de minimisation incrémentale	201
2.3.4.4	Schéma multirésolution	202
2.3.5	Résultats	202
2.3.5.1	Volumes synthétiques	202
2.3.5.2	Volumes réels déformés	202
2.3.6	Discussion	204
	Conclusion	207
	Conclusion générale	209
	Annexes	213
	A Intersection du plan avec une image ultrasonore	215
	B Stratégie de minimisation incrémentale pour le recalage rigide	219
	Liste des figures	221
	Liste des tableaux	229
	Bibliographie	231
	Publications	249



Introduction générale

L'échographie est une modalité d'imagerie médicale peu coûteuse, flexible, non-invasive, d'une innocuité quasi-totale et temps réel. Cette modalité permet de fournir au médecin des informations qualitatives et quantitatives et peut être utilisée en complément d'une autre modalité d'image présentant un danger pour le patient. Les domaines d'applications de l'échographie sont nombreux : l'obstétrique, la cardiologie, l'angiologie, la gynécologie etc. Cependant, la nature bidimensionnelle intrinsèque de l'échographie limite ses performances et son champ d'action. L'intérêt de l'échographie 3D est de procurer au médecin une information 3D de la région étudiée. Il est alors possible d'effectuer des études quantitatives précises et reproductibles. L'apport d'une information 3D permet d'obtenir de nouveaux modes de visualisation et d'ouvrir de nouveaux domaines d'applications comme la télé-médecine et la chirurgie assistée.

Le principe de l'échographie 3D peut se décomposer en deux parties : l'acquisition des données et l'exploitation de ces dernières. L'acquisition des données est une étape cruciale car de la qualité de l'acquisition dépend la qualité et la précision de l'exploitation des images acquises. Le terme d'exploitation des données regroupe la procédure de reconstruction de volumes à partir de séquences d'images, la visualisation des informations 3D et l'extraction d'informations médicales pertinentes. L'étape de visualisation requiert souvent différents traitements des images ou volumes échographiques, tels que la suppression de bruit, la segmentation, le recalage et la composition de volumes. Les données échographiques peuvent être acquises à l'aide de sondes 3D spécifiques, de systèmes mécaniques ou de systèmes dits main-libre.

Dans ce travail, nous nous sommes intéressés d'un point de vue général aux systèmes échographiques 3D de type main-libre. Un système 3D main-libre est composé d'un échographe traditionnel, d'une station de travail et d'un système de localisation qui permet de suivre la sonde au cours d'un examen. Ce type de système représente actuellement une solution flexible, simple et peu coûteuse pour acquérir des images échographiques 3D. L'examen échographique 3D se déroule de la même manière qu'un examen traditionnel et la liberté de mouvement de la sonde pour le médecin est quasi-totale. Une étape de calibration spatiale et temporelle est nécessaire afin de localiser de façon précise les images échographiques acquises dans l'espace 3D+t. Une fois les paramètres de la calibration estimés, il est possible de reconstruire un volume ultrasonore à partir de la série d'images acquises. Cette localisation spatiale et temporelle des images ultrasonores 2D est primordiale pour des études quantitatives mais également pour les nouvelles applications liées à l'échographie 3D (télé-médecine, chirurgie guidée par l'image, l'imagerie per-opératoire, etc.).

Pour permettre une utilisation de l'échographie 3D en milieu hospitalier, il est nécessaire

de faciliter l'étape d'acquisition des données. Dans ce but, nous proposons une méthode de calibration du système échographique 3D main-libre simple d'utilisation, robuste, et automatique. La méthode proposée repose sur l'utilisation d'un fantôme de calibration plan très simple d'usage et de fabrication. Une séquence d'images du fantôme est acquise et les paramètres de calibration sont estimés de façon automatique. Des caractéristiques sont extraites des images et mise en correspondance avec la géométrie 3D du fantôme afin d'estimer les paramètres de calibration.

Dans ce contexte, nous avons mené une évaluation de trois méthodes de calibration spatiale. Une telle évaluation est nécessaire afin de comprendre précisément l'importance de l'étape de calibration et de déterminer les limites de précision d'un système échographique 3D main-libre. La précision des méthodes de calibration a été étudiée en utilisant trois critères distincts : la capacité de localisation spatiale d'un point, la qualité de mesures de distances et de volumes. Afin d'analyser correctement les résultats, nous nous sommes également intéressés à l'influence de paramètres extérieurs sur l'estimation des paramètres de la calibration spatiale. L'ensemble de cette étude nous permet d'évaluer et de comparer la qualité d'estimation des paramètres de calibration pour chaque méthode.

À partir des données acquises, nous nous sommes ensuite confrontés au problème du traitement et de l'exploitation des images échographiques. Une image échographique est de nature très différente d'une image radiologique ou scanographique puisqu'il s'agit d'une image par réflexion et non pas d'une image par transmission. La réflexion du faisceau ultrasonore se fait sur des interfaces constitués par des tissus ayant des impédances acoustiques différentes. La nature des images échographiques est ainsi très particulière. Dans ce contexte, nous avons développé une méthode de segmentation par contours actifs 3D. Cette méthode a notamment été utilisée lors de l'évaluation des méthodes de calibration spatiale pour effectuer des mesures de volume. Dans un second temps, nous nous sommes intéressés à la nature particulière des images échographiques et une méthode statistique intégrant l'information de texture a été développée. Cette approche a ensuite été appliquée pour des problèmes de recalage rigide de volumes échographiques.

Ce document décrit tour à tour différents aspects de travaux concernant la calibration d'un système échographie 3D main-libre et l'analyse d'images échographiques. Il est organisé en quatre parties de la manière suivante :

- la première partie est dédiée à la formation des images ultrasonores et à la présentation de l'échographie 2D. Nous exposons ensuite les principes de l'échographie 3D, son intérêt et ses nombreuses applications, et détaillons les différentes étapes qui composent un examen échographique 3D.
- dans la deuxième partie, nous présentons une étude sur les capteurs de localisation magnétiques. Après une introduction sur les systèmes de repérage, nous décrivons l'évaluation menée pour des capteurs magnétiques et comparons leurs performances avec une méthode de localisation par calcul de pose.
- la troisième partie traite de la calibration d'un système échographique 3D de type main-libre. Nous présentons le problème de la calibration spatiale et proposons une méthode robuste et automatique reposant un fantôme de calibration très simple. Nous présentons ensuite les résultats d'une évaluation de trois méthodes de calibration spatiale menée en collaboration avec Marloes Letteboer et Wiro Nielsen de l'Image Sciences Institute d'Utrecht. Cette évaluation a pour but de quantifier la qualité

de l'estimation des paramètres de calibration. Enfin, nous proposons une nouvelle méthode de calibration temporelle afin d'estimer la latence du système échographique 3D.

- la quatrième partie présente des outils d'analyse d'images que nous avons développés tout au long de ce travail. Nous présentons tout d'abord une méthode de segmentation par contours actifs 3D développée pour l'évaluation des méthodes de calibration spatiale. Ensuite, en prenant en compte la spécificité des images échographiques, nous proposons une approche statistique intégrant une information de texture pour l'analyse d'images et de volumes ultrasonores. Cette formulation est appliquée pour le problème du recalage rigide d'images.

Enfin, la conclusion générale présente une synthèse de cette étude et quelques perspectives liées à ces travaux.

Première partie

Contexte

Chapitre 1

L'imagerie ultrasonore

Dans cette partie sont présentés les principes physiques des ultrasons afin de comprendre la construction et la nature des images échographiques. Après une description générale des ondes ultrasonores, nous nous intéresserons aux caractéristiques d'un faisceau ultrasonore ainsi qu'aux principes de formation des images d'un échographe. Ceci nous amènera à dresser un bilan sur l'imagerie ultrasonore classique et à comparer l'échographie avec d'autres modalités d'imagerie anatomique.

1.1 L'onde ultrasonore

L'onde ultrasonore est une onde acoustique dont le mode de propagation de l'énergie s'effectue sans transport de matière. L'onde ultrasonore provoque localement des variations de pression dans le milieu élastique traversé. Une onde ultrasonore est caractérisée par sa célérité, son impédance et sa fréquence. L'onde subira ensuite diverses modifications qui dépendent des propriétés du milieu matériel étudié.

1.1.1 Caractéristiques

Vitesse de propagation et impédance La célérité de l'onde dépend uniquement des caractéristiques du milieu matériel traversé qui sont son élasticité et sa densité :

$$c^2 = \frac{E}{\rho}$$

avec E et ρ , l'élasticité et la densité du tissu étudié, et c , la célérité de l'onde.

Contrairement au cas des solides, la vitesse du son dans les tissus mous est pratiquement uniforme et voisine de celle de l'eau. Les vitesses du son pour différents organes sont données dans le tableau 1.1 tiré de [Berson 00], fournies à titre indicatif. Dans les tissus mous, la célérité variant peu, on considère qu'elle a une valeur moyenne de $1540m/s$. Il est important de noter que pour les os et l'air, la vitesse des ultrasons est très différente de cette valeur moyenne.

Le comportement d'un milieu vis-à-vis des ultrasons est exprimé par une constante appelée impédance acoustique Z . Celle-ci dépend de la masse volumique et de la compressibilité du milieu :

Tissus	Densité kg/m^3	Vitesse m/s	Impédance acoustique $kg/m^2/s$
Graisse	$0.92 \cdot 10^3$	1446	$1.33 \cdot 10^6$
Muscle	$1.07 \cdot 10^3$	1542 - 1626	$1.65 - 1.74 \cdot 10^6$
Sang	$1.06 \cdot 10^3$	1566	$1.66 \cdot 10^6$
Os	$1.38 - 1.81 \cdot 10^3$	2070 - 5350	$3.75 - 7.38 \cdot 10^6$
Cerveau	$1.03 \cdot 10^3$	1505 - 1612	$1.55 - 1.66 \cdot 10^6$
Foie	$1.06 \cdot 10^3$	1566	$1.66 \cdot 10^6$
Rein	$1.04 \cdot 10^3$	1567	$1.62 \cdot 10^6$
Rate	$1.06 \cdot 10^3$	1566	$1.66 \cdot 10^6$
Poumon	$0.40 \cdot 10^3$	650	$0.26 \cdot 10^6$
Air	1.2	333	$0.4 \cdot 10^3$
Eau distillée	$1.00 \cdot 10^3$	1480	$1.48 \cdot 10^6$

TAB. 1.1: Paramètres acoustiques dans différents organes du corps humain, en comparaison avec ceux de l'air et de l'eau (milieux de référence) [Berson 00].

$$Z = \sqrt{\frac{\rho}{\chi}}$$

avec ρ la densité et χ la compressibilité du milieu.

Elle traduit l'aptitude d'un milieu donné à la pénétration des ultrasons et s'exprime en $kg/m^2/s$. L'impédance pour différents organes est donnée dans le tableau 1.1. Elle est faible pour l'air et très élevée pour les os. Nous invitons le lecteur à se reporter à l'ouvrage de Duck [Duck 90] pour plus de détails sur l'étude des tissus par ultrasons.

Fréquence et longueur d'onde La longueur d'onde λ mesure l'étendue spatiale d'un cycle de variation. La longueur d'onde est reliée à la fréquence f par la relation : $\lambda = \frac{c}{f}$. Les ultrasons utilisés dans le diagnostic médical ont une fréquence comprise entre 3 et 12 MHz. La longueur d'onde représente le «pouvoir de résolution». En échographie, les résolutions sont de l'ordre du millimètre.

Remarque L'onde ultrasonore dans un milieu homogène est cohérente, c'est-à-dire en phase : il n'y a pas de superposition décalée de plusieurs ondes de fréquence et longueur d'onde identiques.

1.1.2 Interactions avec la matière

Les ondes ultrasonores interagissent avec la matière qu'elles traversent. Il se produit alors plusieurs phénomènes qui aboutissent à leur atténuation :

- * une absorption dans les milieux homogènes,
- * des réflexions, réfractions et diffusions dues aux changements de milieux.

Absorption dans un milieu homogène Lors de la propagation, l'onde ultrasonore cède une partie de son énergie au milieu : il y a absorption de l'énergie, et l'intensité du faisceau diminue. Cette diminution est totalement différente de celle due à l'augmentation de la surface de l'onde. Cette absorption suit une loi exponentielle :

$$I(x) = I_0 e^{-\alpha x}$$

avec I l'intensité à la distance x , I_0 l'intensité initiale, α le coefficient d'absorption et x la distance à la source.

Le coefficient d'absorption α est proportionnel au carré de la fréquence f . Ainsi, quand la fréquence augmente, le phénomène d'absorption s'intensifie : pour explorer des régions profondes telles que l'abdomen, il est nécessaire d'utiliser des fréquences basses (3-5 MHz).

Réflexion et réfraction Lorsqu'une onde ultrasonore passe d'un milieu M_1 à un milieu M_2 , une partie de son énergie est réfléchi. L'importance relative de cet écho par rapport à l'onde incidente dépend de la valeur de l'interface. Lorsque l'onde ultrasonore atteint perpendiculairement l'interface, le coefficient de réflexion R est donné par la formule suivante :

$$R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

avec R le coefficient de réflexion, Z_1 l'impédance du milieu M_1 et Z_2 l'impédance du milieu M_2 (voir la figure 1.1).

Par exemple, seule 6% de l'énergie acoustique incidente est réfléchi sur l'interface foie/rein droit, alors qu'au niveau de l'interface tissus mous/os, 40% de l'énergie est réfléchi. Pour les interfaces entre des tissus mous et l'air, R est environ égal à 0,99. C'est la raison pour laquelle il faut interposer une substance entre la peau et la sonde (du gel) lors de l'examen échographique pour diminuer la présence d'air entre les tissus et la sonde et donc diminuer la valeur de R . Lorsque la différence entre les impédances Z_1 et Z_2 est grande, il n'y a pratiquement pas d'énergie transmise et l'examen ultrasonore est impossible. Ceci se produit par exemple lors de l'observation à travers une paroi osseuse où l'onde ultrasonore est presque totalement réfléchi.

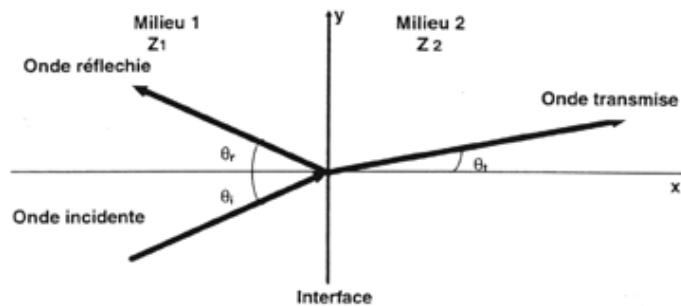


FIG. 1.1: Phénomène de réfraction [Berson 00].

De plus, lorsque l'onde ultrasonore n'est pas perpendiculaire à l'interface, on observe alors le phénomène de réfraction. L'angle de l'onde transmise est donné par la loi de Snell :

$$\frac{\sin \theta_t}{\sin \theta_i} = \frac{c_2}{c_1}$$

avec c_1 (resp. c_2) la vitesse de l'onde dans le milieu 1 (resp. le milieu 2) et θ_i l'angle d'incidence et θ_t l'angle de l'onde transmise (voir la figure 1.1). De plus, lorsque l'interface est convexe, la nature du faisceau transmis est modifiée. Comme le montre la figure 1.2, on peut alors observer une focalisation ou une divergence du faisceau ultrasonore.

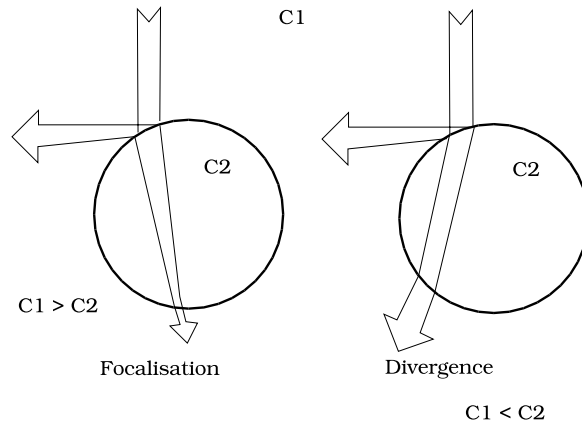


FIG. 1.2: Influence de la forme de l'interface sur le phénomène de réfraction (image tirée de [Coussement 95]).

Diffusion et interférences Lorsque l'interface est de petite taille par rapport à la longueur d'onde, l'énergie de l'onde est diffusée, c'est-à-dire réfléchié dans de multiples directions. Soit d la taille de l'interface et λ la longueur d'onde. En fonction du rapport $\frac{\lambda}{d}$, il est possible de définir trois types de diffusion :

- * $d \gg \lambda$: rétro-diffusion,
- * $d \simeq \lambda$: diffusion antégrade,
- * $d \ll \lambda$: diffusion multidirectionnelle.

Ces trois types de diffusions s'observent lorsque les ultrasons traversent des tissus finement hétérogènes comme le foie, la rate, le pancréas, etc. Compte tenu du fait que les échos sont renvoyés dans de nombreuses directions, l'orientation de la sonde a beaucoup moins d'importance pour l'étude de la structure des organes que pour l'étude de leurs contours : pour bien délimiter un organe, l'onde ultrasonore doit être la plus perpendiculaire possible à ses contours, alors que ce n'est pas les cas pour la visualisation de la structure. Les tissus peuvent être assimilés à de multiples diffuseurs distribués de manière aléatoire et entraînant la formation d'un ensemble d'ondelettes ultrasonores interférant entre elles.

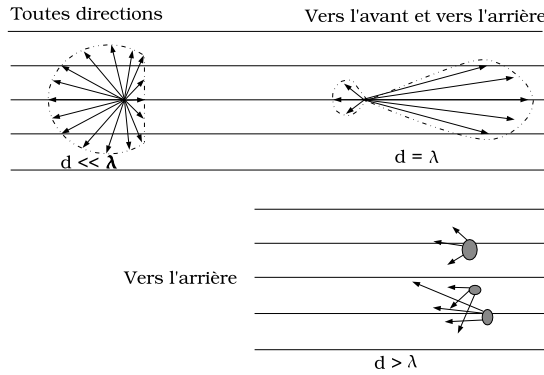


FIG. 1.3: *Phénomène de diffusion (image tirée de [Coussement 95]).*

Le phénomène d'interférence aléatoire provoque des fluctuations statistiques qui ne reflètent pas réellement la distribution des diffuseurs dans le tissu : le «moucheté» ou *speckle* en anglais correspond au bruit d'interférence et caractérise la nature des images ultrasonores. Ce bruit participe à la médiocrité de la résolution spatiale, et une petite structure peut être noyée dans ce speckle.

Atténuation Au total, l'énergie du faisceau ultrasonore s'épuise rapidement dans les milieux traversés et ce d'autant plus qu'ils sont hétérogènes. Cette atténuation est bien sûr le fait de l'absorption mais aussi des réflexions itératives, de la diffusion, et de la divergence du faisceau.

Alors que l'absorption obéit à une loi exponentielle décroissante, l'atténuation décroît par paliers irréguliers beaucoup plus rapidement. Il faut de plus rajouter le fait que les échos que l'on cherche à recueillir doivent parcourir la même distance et aborder le même nombre d'interfaces. Ainsi, les échos qui reviennent sur la sonde sont particulièrement faibles.

1.2 Le faisceau ultrasonore

1.2.1 Faisceau d'une onde plane

Les grandes fréquences des ultrasons (supérieures à 1 MHz) autorisent la création de faisceaux, c'est-à-dire d'une onde directionnelle. Lorsque la source est plane, le front d'onde est plan. Contrairement aux ondes sphériques, la surface n'augmente pas avec la distance. Ainsi, l'intensité ne décroît pas avec la distance et la pénétration des ultrasons est sensiblement améliorée (voir la figure 1.4).

Soit une source d'ouverture a vibrant en phase, on souhaite connaître le champ acoustique au point M situé loin de la source et défini par l'angle θ avec la normale.

Lorsque M est sur l'axe, les contributions des différents points de la source arrivent quasiment en même temps. Cependant, lorsque M s'écarte de l'axe, la situation change car les écarts de distance augmentent (voir figure 1.5). Si la différence de distance entre PM et OP représentée par OH vaut exactement $\frac{\lambda}{2}$, les ondes issues de P et O arriveront

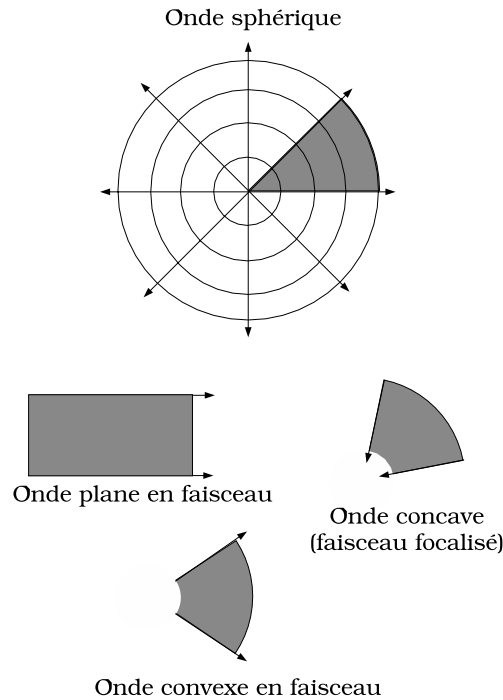


FIG. 1.4: *Faisceau (image tirée de [Coussement 95]).*

en opposition de phase. On a alors une interférence destructrice. Lorsque le phénomène se produit, on a $OH = \frac{\lambda}{2} = a \sin \theta$, soit $\sin \theta = \frac{\lambda}{2a}$.

Le diagramme de rayonnement en fonction de θ , lorsque M est loin de la source, est représenté sur la figure 1.5.

De ceci, on peut déduire plusieurs choses importantes :

- * La source possède une directivité matérialisée par la largeur du lobe principal. La directivité angulaire, appréciée à mi-hauteur du maximum, vaut $\simeq \frac{\lambda}{2a}$. Ainsi, à une fréquence donnée, la directivité est meilleure avec une grande ouverture, et de même, pour une taille de sonde donnée, le faisceau sera d'autant plus directif que la fréquence est élevée.
- * Le faisceau possède naturellement des lobes latéraux. De forts artefacts peuvent ainsi apparaître en présence d'objets particulièrement échogènes¹.
- * Le diagramme de rayonnement est la transformée de Fourier de l'ouverture. Ainsi, il est possible de réduire les lobes latéraux par apodisation². En contrepartie, on observera une légère perte de directivité.

La géométrie du faisceau dépend de la distance à laquelle on se place de la source, ainsi que de sa forme : il est possible de définir deux zones.

¹Se dit d'un tissu qui génère une image riche en échos

²Le but de l'apodisation est de modifier l'enveloppe du signal en la multipliant par une fonction telle que les oscillations hautes fréquences soient supprimées.

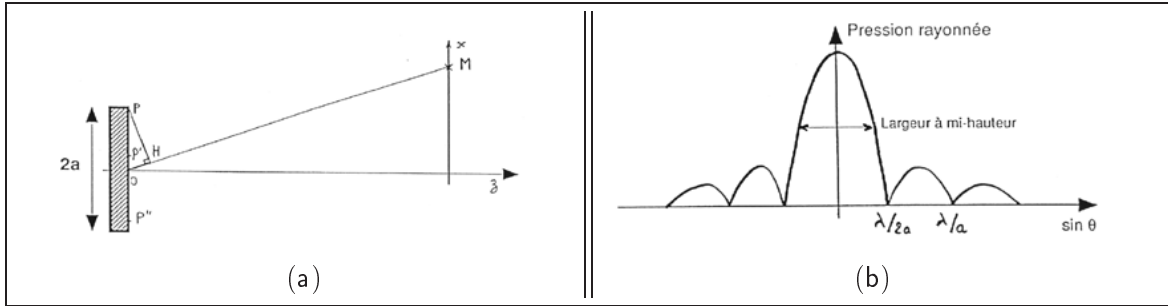


FIG. 1.5: Faisceau d'une onde plane. (a), cas où le point M s'écarte de l'axe; (b), Diagramme de rayonnement (figures tirées de [Patat 00]).

La première s'appelle le champ proche ou zone de Fresnel. Les interférences constructives ou destructives varient rapidement d'un point à un autre et le champ est très hétérogène. La longueur de ce champ vaut $\frac{a^2}{\lambda}$. La seconde se nomme le champ lointain ou zone de Fraunhofer. Le faisceau va en s'élargissant selon un angle de divergence θ qui est constant : $\sin \theta = \frac{1,22c}{2af}$.

Ainsi, deux paramètres conditionnent la géométrie du faisceau : la fréquence et le diamètre de la source. Quand ils augmentent, la zone de Fresnel s'allonge et la divergence de la zone de Fraunhofer diminue (voir figure 1.6).



FIG. 1.6: Influence de la taille de l'ouverture sur la taille des zones de Fresnel et Fraunhofer (figures tirées de [Patat 00]).

1.2.2 Focalisation

Nécessité et principe En échographie, on veut disposer d'un pinceau ultrasonore le plus fin possible pour discriminer au mieux deux structures voisines. Pour cela, il faut focaliser le faisceau, c'est-à-dire faire converger celui-ci pour qu'il devienne localement quasi-ponctuel. Cependant, du fait de la taille limitée de la sonde, les effets de diffraction élargissent le faisceau par rapport au cône idéal. De la focalisation dépend la largeur du faisceau au point focal, et donc la résolution latérale (voir section 1.3.4).

Le diamètre d et la longueur l de la zone focale varient dans le même sens or l'idéal serait d'avoir une zone de petit diamètre, la plus longue possible :

$$l = \frac{d^2 f}{1.2c}$$

avec f la fréquence utilisée et c la vitesse des ultrasons. Ceci montre également que les grandes fréquences autorisent une bonne focalisation.

1.3 L'échographe

Nous allons maintenant nous intéresser à l'échographe et ses différents composants. Nous verrons tout d'abord le fonctionnement d'une sonde échographique puis la formation des images et les différentes résolutions que l'on peut obtenir en échographie.

1.3.1 La sonde

La sonde constitue le maillon essentiel de la chaîne échographique : elle conditionne en effet la qualité de l'image. Elle offre la particularité remarquable d'être à la fois un émetteur et un récepteur : elle transforme l'impulsion électrique en onde ultrasonore puis convertit les informations ultrasonores en signaux électriques. C'est un transformateur d'énergie, un transducteur.

Cette transformation d'énergie s'effectue grâce au phénomène de piézo-électricité. Ce phénomène se caractérise par l'apparition de charges électriques sur les faces d'un matériau dit piézo-électrique, lorsque ses faces sont soumises à une contrainte mécanique (effet direct). Ce même matériau voit son épaisseur se modifier lorsque ses faces sont soumises à une différence de potentiel (effet piézo-électrique indirect).

Un générateur de courant délivre des impulsions électriques de haute fréquence qui sont appliquées à la surface d'une céramique : cette dernière voit son épaisseur varier si la fréquence des impulsions est de l'ordre de grandeur de sa fréquence de résonance (effet piézo-électrique indirect). Ces vibrations mécaniques se transmettent de proche en proche; il y a production d'ultrasons si la fréquence est comprise entre 2 et 10 MHz.

L'excitation de la céramique avec ce courant de haute fréquence se fait par courtes impulsions de 1 à 2 ms répétées à intervalles réguliers : fréquence de récurrence de 2KHz.

Les contraintes mécaniques dues aux variations de pression des ondes réfléchies dans l'organisme font apparaître à la surface de la céramique de la sonde des différences de potentiel dont la fréquence correspond à celle de l'onde réfléchie et dont l'intensité dépend de l'intensité de l'écho.

1.3.2 Les différents modes

Le signal recueilli est traité pour extraire les informations nécessaire à la création de l'image. Pour répondre aux besoins des différents domaines d'utilisation, il existe des variantes dans l'exploitation de ce signal.

Il existe trois modes différents :

- * Le mode A (Amplitude) : ce mode est unidimensionnel. Il n'est guère utilisé si ce n'est pour effectuer des mesures précises de distance, notamment en ophtalmologie et en dermatologie. L'amplitude de l'écho traduit la réflectivité de la cible, c'est-à-dire la discontinuité des impédances acoustiques, et l'atténuation du tissu.
- * Le mode TM (Temps-Mouvement) : ce mode est obtenu en effectuant des tirs successifs de type mode A, et permet de suivre les mouvements physiologiques (cœur, vaisseaux ...).

- * Le mode B (Brillance) : ce mode bidimensionnel est le mode le plus couramment utilisé. Il dérive du mode A. La sonde balaie un plan, ce qui donne un plan de coupe échographique. L'image est alors une juxtaposition de lignes correspondant aux différentes directions du faisceau ultrasonore. Afin d'obtenir une image proche de la forme anatomique examinée, il faut replacer chaque ligne d'acquisition suivant sa véritable position spatiale. Les deux types d'images généralement utilisés sont :
 - rectangle : lignes parallèles (sonde linéaire),
 - secteur tronqué : lignes divergentes (sonde convexe).
- * Le mode Doppler : ce mode fournit une information sur la vitesse et la direction du flux sanguin. Le mode Doppler est utilisable avec le mode TM ou le mode B.

1.3.3 Formation de l'image

On crée l'image échographique à partir des signaux que l'on reçoit. En fait, l'image n'est pas directement obtenue à partir de ces signaux bruts mais seulement à partir de l'enveloppe des échos reçus. Ensuite, la formation d'une image échographique nécessite de nombreux traitements. Nous nous intéressons uniquement dans cette section à la partie réception de l'échographe. Le premier problème concerne la dynamique des échos à traiter. Le signal électrique analogique très faible est immédiatement amplifié. La fréquence ultrasonore "porteuse" est ensuite supprimée puis un redressement est effectué. Il est à noter qu'il existe de nombreux problèmes techniques concernant le traitement des multifaisceaux simultanés, de la focalisation dynamique, de l'ouverture dynamique sur la barrette, et enfin de l'apodisation dynamique. Le problème que nous détaillons maintenant concerne le traitement de l'image.

Réglage du gain Une même interface donne un écho dont l'amplitude, à cause de l'atténuation, dépend de sa profondeur. Pour homogénéiser le contraste en profondeur, il faut appliquer une amplification compensatrice de l'atténuation. On distingue :

- * le gain général agissant de manière identique sur tous les échos,
- * la pente d'amplification ou courbe de gain qui peut être linéaire ou modulable zone par zone grâce à des potentiomètres,
- * le gain proche atténuant de manière sélective les échos proximaux souvent saturés.

Interpolation Les multiples échantillonnages (nombre de lignes exploratrices de la sonde, numérisation du balayage, échantillonnage de l'écran de visualisation) auxquels on a recouru introduisent la nécessité d'une phase d'interpolation. Ainsi, le nombre de lignes de tir est de l'ordre de 100 : pour remplir les 512 colonnes de la matrice (échantillonnage classique), une interpolation à partir des échos les plus proches est réalisée. Ceci est particulièrement nécessaire pour les balayages sectoriels.

Lissage Afin de rendre moins brutales les variations d'amplitude d'échos voisins, un "moyennage" est réalisé : on effectue un lissage spatial. De même, un lissage temporel est effectué entre deux valeurs successives d'un même point de l'image.

Compression logarithmique Entre les échos les plus faibles et les échos les plus forts, existe un rapport de l'ordre de 100. Afin de privilégier les échos les plus faibles (échos de structure), une fonction logarithmique leur est appliquée. La pente de cette fonction peut être choisie par l'opérateur.

Post-traitement Il s'agit de traitements réalisables sur la dernière image stockée numériquement : renforcement des contours, zoom à la lecture, modification de la luminosité, etc.

1.3.4 Résolution spatiale et temporelle des images

La résolution axiale La résolution axiale est l'aptitude à différencier des détails placés dans l'axe de propagation des ondes ultrasonores (voir la figure 1.7). Elle est de l'ordre du millimètre et dépend de la longueur d'onde qui en est la limite théorique, et de la durée de l'impulsion : $d_{-6dB} = \frac{c\Delta t_{-6dB}}{2}$

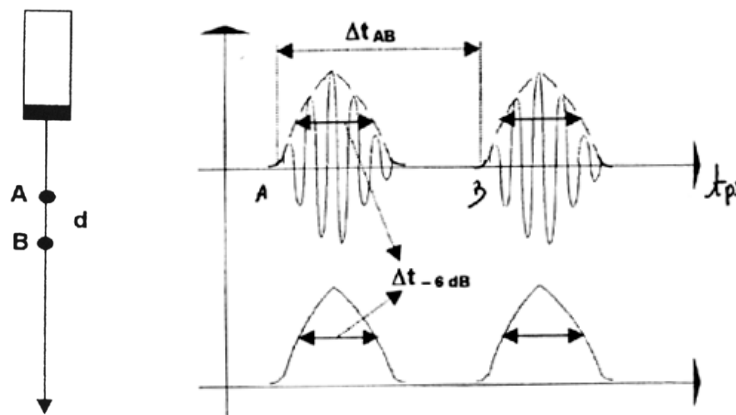


FIG. 1.7: Résolution axiale [Berson 00].

Des exemples de résolutions sont données dans le tableau 1.2 tiré de [Rohling 98a]. Ce tableau montre qu'il faut faire un compromis entre la résolution axiale et la profondeur d'étude. Les hautes fréquences permettent d'obtenir une bonne résolution axiale, mais la profondeur d'exploration est petite.

La résolution latérale C'est l'aptitude à différencier les détails placés dans le plan de coupe perpendiculairement à l'axe de propagation des ultrasons. Elle est moins bonne que la résolution axiale, et est liée :

- * au diamètre du faisceau lui-même dépendant de l'ouverture à l'émission, de la focalisation et de la profondeur,
- * à la densité des lignes ultrasonores qui est de l'ordre de 250, limitée par la profondeur d'exploration et le taux de renouvellement de l'image.

Fréquence (MHz)	Profondeur maximale (mm)	Résolution axiale (mm)
2	300	0,77
3,5	170	0,44
5	120	0,31
7,5	80	0,20
10	60	0,15

TAB. 1.2: Valeurs approximatives de résolutions axiales et de profondeur maximale d'étude pour des fréquences classiques en échographie [Rohling 98a].

Pour une sonde possédant une série de transducteurs (ce qui permet une focalisation électronique), la résolution latérale est donnée par la formule suivante :

$$R = 2F\theta \simeq F\frac{\lambda}{a}$$

avec R la largeur minimale au point focal, F la focale, θ l'angle de divergence, a l'ouverture de la source, λ la longueur d'onde.

Ainsi, pour donner un ordre de grandeur des résolutions que l'on peut espérer, avec $\lambda = 0.44mm$ (ce qui donne environ $f = 3,5MHz$), $2a = 20mm$ et $F = 50mm$, R est environ égal à $2,2mm$. Les sondes utilisant plusieurs focales ont une meilleure résolution latérale. Il est ainsi possible d'obtenir une résolution latérale inférieure à $1mm$.

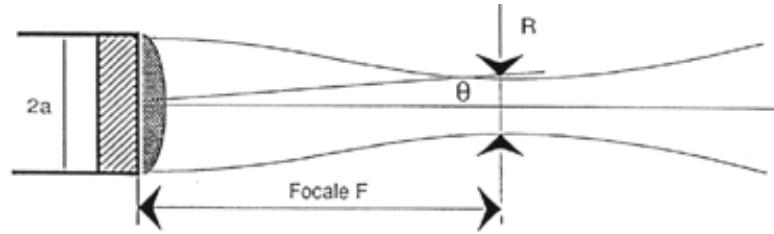


FIG. 1.8: Largeur minimale R du faisceau (figure tirée de [Patat 00]).

La résolution transversale La résolution de l'image est également affectée par l'épaisseur de la coupe qui dépend de la focalisation transversale. Sur les échographes actuels, la focalisation transversale est fixe et s'effectue par une lentille. Une étude sur l'épaisseur du faisceau, pour une fréquence de $3,5 MHz$, donne les variations suivantes : de $10mm$ pour une profondeur de $2cm$, à $6mm$ pour une profondeur de $12cm$, avec un minimum de $3mm$ pour une profondeur de $8cm$ [Rohling 98a].

1.4 Bilan

1.4.1 L'image échographique

De tout ceci, nous pouvons faire différentes remarques fondamentales concernant la formation des images ultrasonores :

- la qualité des images échographiques dépend intrinsèquement du milieu étudié. En effet, comme nous l'avons vu dans la section 1.1, les ondes ultrasonores émises par la sonde interagissent fortement avec les structures traversées. Les phénomènes de réflexion, de diffraction, de diffusion et d'atténuation conditionnent fortement la qualité de l'image échographique, comme l'illustre la figure 1.9.
- l'image fournie par l'échographe a subi de nombreux traitements afin d'analyser et de visualiser au mieux l'amplitude des échos recueillis³.
- la vitesse des ultrasons varie pour différents organes, ce qui n'est pas pris en compte lors de la formation de l'image (la vitesse par défaut est égale à 1540m/s).
- la fréquence employée lors de l'examen influence la résolution de l'image ainsi que la taille de la zone à explorer.

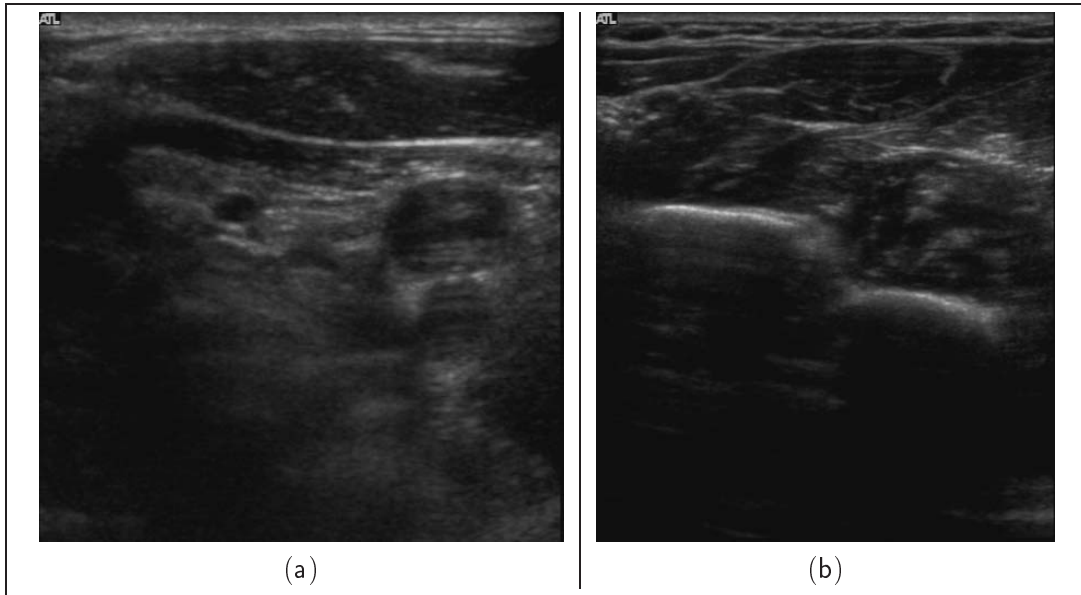


FIG. 1.9: Exemples d'images échographiques obtenues avec une sonde linéaire. (a): coupe d'une carotide, (b): coupe d'un bras.

1.4.2 Comparaison avec d'autres modalités d'imagerie anatomique

Les techniques d'imagerie médicale sont généralement fondées sur l'utilisation d'une image qui est une représentation sur un plan projectif ou sectionnel (ou en trois dimensions)

³Les images ultrasonores ne sont obtenues qu'en exploitant une partie de l'information qui arrive au capteur (l'amplitude des échos). Le traitement des signaux radiofréquences permet pourtant de remonter à des paramètres quantitatifs tels que l'élasticité et la vitesse de propagation, ce qui autorise une classification des tissus selon des "types ultrasonores".

d'un paramètre physique.

Les méthodes d'imagerie médicale sont nombreuses et utilisent plusieurs types de procédés physiques ⁴ :

- les rayons X (radiologie, tomodensitométrie ou scanner, imagerie vasculaire),
- les ultrasons (ultrasonographie),
- l'émission de rayonnement par des particules radioactives (médecine nucléaire),
- le magnétisme du noyau des atomes (imagerie par résonance magnétique).

Nous avons vu que les ultrasons permettent de mesurer une différence d'impédance acoustique. Le principe de l'échographie est en effet basé sur la réflexion d'un faisceau d'ultrasons, qui varie selon la densité et la nature du milieu traversé. Nous présentons maintenant brièvement, pour information, deux autres modalités d'imagerie utilisées classiquement dans le domaine médical : le scanner X et l'IRM (imagerie par résonance magnétique).

Le scanner X Précisons tout d'abord que le scanner à rayons X a plusieurs dénominations : scanner X, scanographe, scanneur, tomodensitomètre et en anglais computerized tomography (C.T.). La radiologie conventionnelle nécessite une source de rayons X (tube émetteur) et un film argentique sur lequel ceux-ci sont recueillis. Le patient est placé entre la source de rayons X et le film. Selon la nature des tissus traversés, les rayons X seront plus ou moins atténués et donnent une image radiographique plus ou moins transparente sur le film.

Le scanner X a été longtemps confiné aux examens crânio-cérébraux mais il est désormais utilisé dans de nombreux secteurs de la médecine: pathologie crânio-encéphalique, pathologie ophtalmique et faciale, examen de l'abdomen et du thorax, examen des poumons et du médiastin. L'irradiation des rayons X limite cependant son utilisation.

L'IRM L'IRM est basée sur le principe de la résonance magnétique des protons du corps humain au sein d'un champ électromagnétique. Ce dernier est créé par un aimant en forme de tunnel au sein duquel le patient est placé. Des ondes électromagnétiques provoquent une aimantation spécifique des noyaux d'hydrogènes présents en proportions diverses dans les tissus selon leur teneur en eau. Le signal émis par les protons, lors de leur retour à leur état de base, est à l'origine de la création des images.

L'IRM est l'une des plus performantes méthodes d'imagerie utilisées aujourd'hui grâce à sa spécificité et sa résolution (dépendant des algorithmes de traitement de l'image) et à son champ d'investigation important (de l'étude du cœur au cerveau en passant par celle des tendons et ligaments). Aujourd'hui, la technologie a permis d'obtenir des images en quasi temps réel ! On peut maintenant étudier le cycle cardiaque avec cette modalité d'imagerie. Contrairement aux rayons X, l'IRM a l'avantage d'être non invasive. Les contraintes sont surtout d'ordre financières mais aussi techniques.

Avantages des ultrasons L'échographie représente face à ces modalités une solution peu coûteuse (entre 30 000 et 200 000 euros pour un appareil 2D contre un montant compris entre 500 000 et 1 500 000 euros pour un scanner X ou IRM, sans compter les coûts de

⁴Pour plus d'informations concernant une classification des méthodes d'imagerie médicale, voir le site Internet de l'université d'Angers : <http://www.med.univ-angers.fr/discipline/radiologie/Infosetudiants.html>

fonctionnement), flexible, non-invasive, d'une innocuité quasi-totale et temps réel (20 à 30 images par seconde). Cette modalité d'imagerie est de fait très employée.

De plus, depuis son apparition, les évolutions techniques ont permis d'étendre ses domaines d'application. La résolution des images échographiques est maintenant inférieure au millimètre, et la miniaturisation permet l'exploration endovasculaire de l'organisme. De plus, il est possible de visualiser le flux sanguin en exploitant l'effet Doppler. Il faut également noter l'apparition d'une nouvelle génération d'images dites «harmoniques» en échocardiographie, en échographie rénale ou hépatique par exemple. Ces images proviennent des fréquences harmoniques générées par les interactions du son avec les tissus ou les produits de contraste injectés dans l'organisme (microbulles de gaz). Les applications diagnostiques par ultrasons sont maintenant très répandues ; ainsi l'échographie représente aujourd'hui environ 25% du chiffre d'affaire du marché de l'imagerie médicale. Cette modalité d'imagerie est notamment très bien adaptée pour la gynécologie et la pédiatrie.

Limites des ultrasons L'échographie présente cependant certaines limites. Tout d'abord, la profondeur d'exploration est limitée par le phénomène d'atténuation. Ainsi, pour une fréquence variant de $3.5MHz$ à $7.5MHz$, la profondeur varie de quelques centimètres à $15cm$ environ.

De plus, l'échographie ne permet pas de traverser les os ou un organe contenant de l'air. En règle générale, la vitesse des sons dans les tissus biologiques est d'environ 1600 mètres par seconde. Cette vitesse est très différente dans l'air (300 m/s) et dans l'os (7000 m/s) ce qui fait que l'interface constituée par ces milieux et les tissus mous constitue une barrière infranchissable aux ultrasons. Ainsi, le champ d'investigation pour visualiser par exemple le cœur est restreint. Il n'est alors pas possible d'obtenir tous les plans de coupes imaginables. Pour qu'une interface soit visible sur l'image, il faut en plus que cette interface soit perpendiculaire au faisceau ultrasonore.

L'importance des échos dans les tissus permet de décrire des tissus hypoéchogènes, échogènes et hyperéchogènes. La répartition inégale de cette échogénicité dans un même tissu permet de le décrire comme échographiquement hétérogène. Une structure hyperéchogène peut absorber complètement les ultrasons et générer en arrière d'elle un cône d'ombre, c'est le cas des structures cristallines comme les calculs. Par contre, les interfaces majeurs comme l'air ou l'os créent une réflexion totale du faisceau qui rebondira entre la sonde et l'interface créant en arrière de l'interface des échos fantômes. Enfin, le phénomène de «speckle» dégrade de façon remarquable la qualité des images 2D échographiques. Les images ultrasonores sont contrairement aux IRM et aux images fournies par un scanner X, intrinsèquement 2D. Nous détaillerons les problèmes posés par la nature 2D des informations ultrasonores dans la section 2.1.1.

1.4.3 Conclusion

Dans cette partie, nous avons vu les différents principes physiques qui caractérisent les images ultrasonores. L'échographie est une modalité d'imagerie peu chère, flexible, d'une innocuité quasi-totale. Cet outil joue un grand rôle dans le domaine du diagnostic médical et plus particulièrement en radiologie et cardiologie. La complémentarité de l'échographie avec les autres modalités d'imagerie médicale est également considérable. De nouveaux domaines d'applications comme la chirurgie et la thérapie assistées s'ouvrent également à l'imagerie

ultrasonore. De plus, plusieurs techniques assez récentes comme l'ostéodensitométrie et l'élastographie pourraient s'imposer comme de nouvelles modalités diagnostiques.

L'échographie 3D abordée dans le chapitre suivant constitue l'un des domaines de recherche des plus actifs. En effet, nous verrons que l'évolution du 2D vers le 3D permet de circonvenir à de nombreuses limites de l'échographie 2D traditionnelle. Cependant, les problèmes de l'acquisition et l'exploitation des données 3D pour un usage clinique restent ouverts, et sont décrits dans le chapitre suivant.



Chapitre 2

L'échographie 3D

Nous présentons dans cette partie le principe de l'échographie 3D et les différentes techniques d'acquisition des images échographiques 3D dans un cadre général. Après avoir montré l'intérêt de l'échographie 3D par rapport à l'échographie 2D traditionnelle, nous décrirons les caractéristiques des systèmes d'acquisition existants, leurs avantages et inconvénients et enfin, toute la chaîne d'acquisition et de traitement des volumes ultrasonores.

2.1 Motivations

2.1.1 Limitations de l'échographie 2D

L'échographie classique fournit une information bidimensionnelle. L'acquisition de la troisième dimension s'effectue par intégration mentale des coupes successives obtenues par le médecin. Ainsi la localisation des plans de coupe, qui est très dépendante de l'expérience du praticien, est assez intuitive, et ceci peut entraîner des erreurs sur les mesures. De plus, le problème de la localisation des plans de coupes empêche un éventuel suivi du patient. En effet, à cause de la variabilité des mesures, il n'est pas possible de comparer différents clichés, qui permettraient de suivre l'évolution de la pathologie. De par cette dépendance à l'opérateur, l'échographie 2D classique rend difficile le transfert du dossier entre les médecins.

2.1.2 Nouvelles possibilités

Le principe de l'échographie 3D repose sur l'acquisition d'un volume de données et non de simples coupes 2D. En acquérant un volume, l'échographie tridimensionnelle (3D) permet d'éliminer la subjectivité et la non-réutilisabilité inhérentes à l'échographie classique bidimensionnelle [Nelson 98, Wells 00, Fenster 01]. Les mesures deviennent plus précises et surtout reproductibles, ce qui est indispensable lors d'études quantitatives par exemple.

De plus, l'échographie 3D permet une visualisation de l'information qui était impossible avec l'échographie classique. En effet, comme nous le détaillerons dans la section 2.3.3, l'obtention d'un volume autorise de nouvelles formes d'analyse du patient : analyse volumique, nouveaux plans de coupe, vision panoramique etc.

Enfin, l'apport de la troisième dimension se prête à de nouveaux domaines d'applications tels que la simulation d'examens [Henry 97], la télémédecine [Herr 01, Vilchis 01,

Vilchis 02, Abolmaesumi 01], la chirurgie assistée [Welch 00, Sato 01, Surry 01] ou des systèmes de réalité augmentée [State 96b, Nakamoto 98, Sato 98, Sauer 01].

2.1.3 Applications médicales

Modalité peu coûteuse, d'innocuité quasi-totale, et fournissant des images en temps réel, l'échographie tient aujourd'hui une place importante dans le domaine de l'imagerie médicale. L'échographie 3D s'applique dans les mêmes domaines que l'échographie 2D classique mais apporte avec elle tout un lot de nouvelles possibilités. Voici différents domaines où l'échographie tridimensionnelle est particulièrement intéressante [Nelson 98] :

- * L'obstétrique : c'est le domaine de prédilection pour l'échographie car il présente les conditions d'étude les plus favorables [McNay 99, Chmait 01, Fenster 01]. Les interfaces entre la peau du fœtus et le liquide amniotique sont très nettes. De plus, il n'y a pas de contraintes au niveau de la manipulation de la sonde. L'échographie 3D aide ici le médecin à diagnostiquer très tôt d'éventuelles malformations au niveau du squelette, du visage, du cœur ou des membres (voir la figure 2.1). Diverses mesures permettent ainsi d'évaluer l'évolution du fœtus.
- * La cardiologie : l'échocardiologie est un examen de routine pour l'évaluation de la performance et du fonctionnement du cœur. Ainsi, le volume du ventricule gauche est estimé à partir d'informations de distance ou de surface repérées sur deux coupes échographiques. Le calcul de ce volume s'effectue en utilisant des informations *a priori* (forme géométrique). Pour un cœur malade, ces informations *a priori* ne sont plus forcément valables et il est alors intéressant d'utiliser les données tridimensionnelles pour calculer ce volume [Ofili 94, Salustri 95, Roelandt 00, Boukerroui 03]. La représentation 3D rend plus facile l'estimation d'une maladie cardiaque.
- * L'angiologie : l'échographie 3D permet de quantifier le volume de thromboses ou suivre l'évolution de plaques d'athéromes carotidiennes [Fenster 98a]. Comme en cardiologie, il est intéressant de synchroniser les acquisitions avec l'électrocardiogramme pour recalibrer les données avec les battements du cœur.
- * Et également en pédiatrie, en dermatologie, en ophtalmologie, en urologie, en gynécologie, en étude du cerveau [Pratikakis 01, Pennec 03], de la poitrine [Moskalik 95, Sato 98, Hernandez 98, Xiao 02], des tumeurs, pour fournir des mesures précises de volume (prostate [Teng 98, Fenster 98b, Ghanei 01], estomac [Gilja 94], etc.) et pour l'assistance per-opératoire au geste chirurgical (tumeurs [LeCarpentier 99], lésions [Sato 98], neuronavigation [Gronningsaeter 00, Unsgaard 02]).

2.2 Acquisition des données

L'acquisition des données est une phase cruciale de l'échographie 3D. En effet, de la qualité de l'acquisition dépend fortement la qualité de la reconstruction du volume. Il est important de noter que pour éviter les artefacts et les distortions dues aux mouvements du patient (mouvement respiratoire, cardiaque ou un mouvement involontaire), l'acquisition des images doit se faire rapidement ou correctement synchronisée.

Trois solutions ont été proposées : les sondes tridimensionnelles, les systèmes à balayage mécanique et les systèmes d'acquisition main libre (balayage manuel). Après avoir décrit

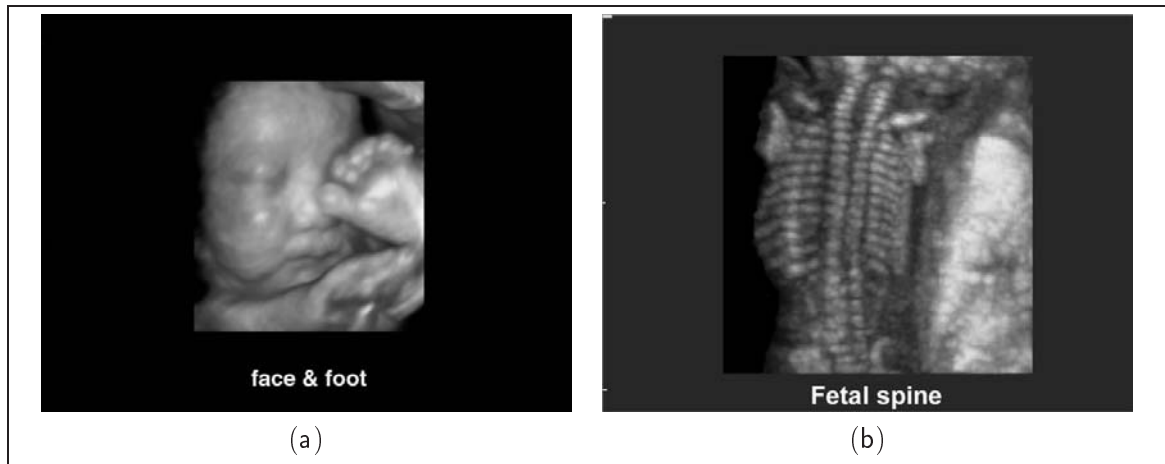


FIG. 2.1: Exemples d'images échographiques 3D : (a) visage et pied d'un fœtus; (b) colonne vertébrale d'un fœtus (images provenant du site internet de Medison).

ces trois solutions, nous verrons les erreurs provenant de la phase d'acquisition (ces erreurs dépendent de la solution adoptée) et terminerons cette section par une discussion autour de ces solutions.

2.2.1 Sondes 3D

Pour passer du 2D au 3D, il semble naturel de modifier la sonde pour pouvoir directement explorer le patient en 3D. Contrairement à une sonde classique où les transducteurs sont alignés, une sonde 3D est constituée d'une matrice de transducteurs. On parle alors de *sonde matricielle*. Pourtant, même si la solution de la sonde 3D est séduisante et représente sans aucun doute l'avenir de l'échographie, ce type de sonde est encore en développement [Smith 92, Holm 97, Sklansky 99, Deng 02, Yen 02]. En effet, les problèmes techniques (interactions entre les transducteurs, connectique encombrante, électronique complexe, etc.) sont actuellement un sujet de recherche très important.

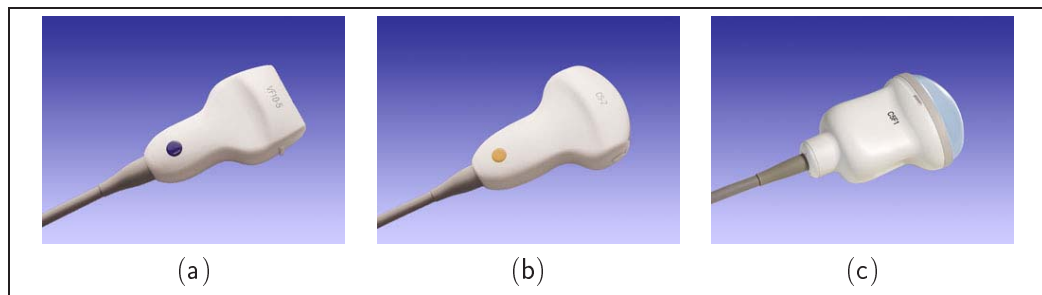


FIG. 2.2: Sondes échographiques : (a) sonde linéaire; (b) sonde convexe; (c) sonde 3D (figures provenant du site internet de Acuson). Ces trois sondes sont constituées de 192 transducteurs.

2.2.2 Systèmes mécaniques

Le mouvement automatisé du balayage mécanique permet d'obtenir une séquence d'images échographiques régulières du patient. À partir de cette dernière, il est aisé de créer un volume. Il existe trois types de mouvements mécaniques : linéaire, rotatif et en éventail (voir la figure 2.3).

Balayage linéaire Les plans de coupe obtenus sont parallèles. La reconstruction tridimensionnelle est alors très performante. Ce type de balayage est notamment utilisé pour des applications intra-vasculaires.

Balayage par rotation Ce type de système permet d'effectuer une exploration volumique convenable en minimisant la surface de contact. Son utilisation se fait essentiellement en échocardiographie [Tasler 95, Berger 98, Ye 01, Montagnat 02].

Balayage en éventail Le balayage en éventail est utilisé pour explorer l'abdomen. L'avantage de cette technique est que le mécanisme peut être suffisamment petit pour ne pas gêner la manipulation de la sonde.

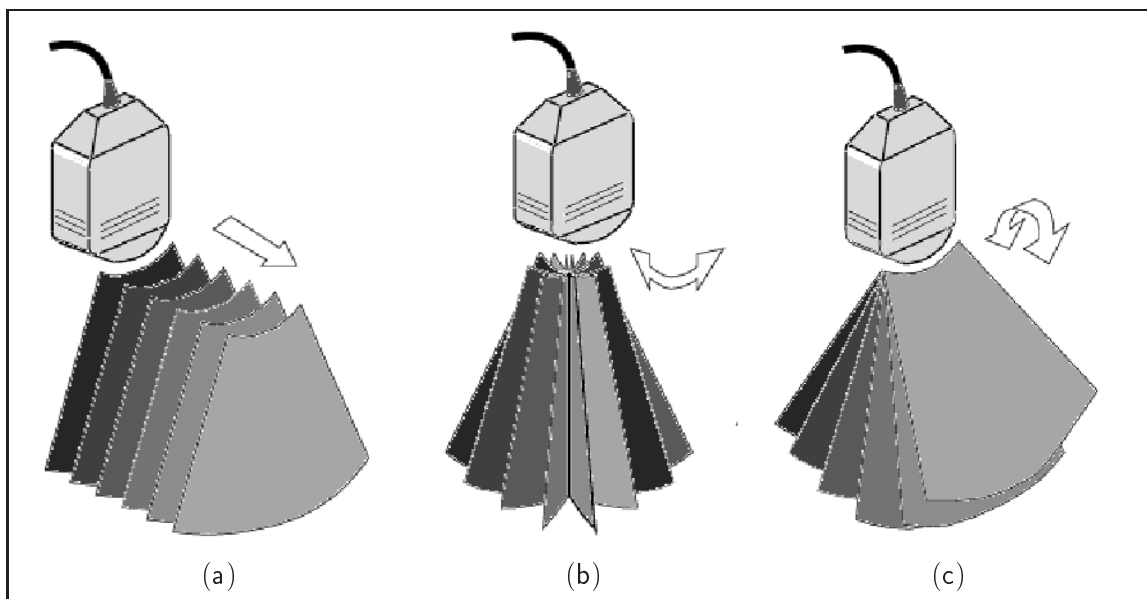


FIG. 2.3: Systèmes mécaniques : (a) translation; (b) rotation; (c) éventail (figures tirées de [Rohling 98a]).

2.2.3 Systèmes de type main-libre

Cette solution consiste à fixer sur la sonde un système de repérage (voir la figure 2.4) qui donne à chaque instant la position et l'orientation de la sonde [Treece 03, Gee 03a]. Les quatre principaux systèmes de repérage ont été décrits dans le chapitre 1. Le mouvement de la sonde est alors relativement libre (suivant la flexibilité du système de repérage utilisé).

En utilisant les données de position et d'orientation fournies par le système de localisation, et après avoir correctement calibré le système échographique, il est possible de reconstruire un volume à partir de la séquence d'images acquises.

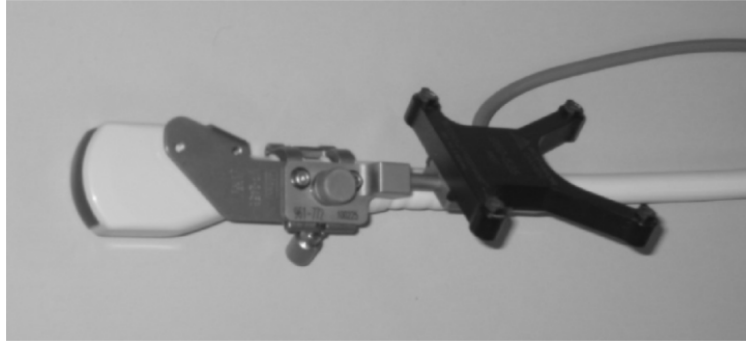


FIG. 2.4: *Système main-libre : un capteur de localisation (ici, de type optique) est fixé sur la sonde.*

Ce type de système est très flexible, peu cher et simple d'utilisation pour le médecin (système proche des systèmes 2D actuels, actuellement commercialisé par Esaote et GE (Echotech)). Il est à noter l'existence en libre accès du logiciel StradX développé à l'université de Cambridge [Prager 99], qui permet l'acquisition et la visualisation de données de systèmes échographiques 3D main-libre. Les systèmes de type main-libre nécessitent cependant une étape cruciale de calibration (spatiale et temporelle), et leur précision dépend de la qualité du système de localisation utilisé. De plus, la vitesse de déplacement de la sonde doit être faible (inférieure à 1 cm/s) pour éviter que des erreurs apparaissent dans le positionnement des points échantillonnés [Robert 99].

Il existe des systèmes main-libre (Siemens, GE, Philips, Tomtec) n'utilisant pas de système de localisation. Le mouvement de la sonde est dans ce cas supposé être une pure translation. Ce type de système ne convient pas pour des analyses quantitatives. Cependant, il est possible d'estimer le mouvement de la sonde en analysant les propriétés du speckle entre chaque image [Meunier 95, Chen 97, Tuthill 98, Li 02, Hossack 02, Prager 03]. L'étude de Li [Li 02] montre qu'il n'est pas possible d'utiliser uniquement la corrélation du speckle pour estimer tous les mouvements de la sonde. Par exemple, des mouvements de rotation de très faible amplitude (3 degrés) provoquent d'importantes erreurs dans l'estimation d'un mouvement de translation perpendiculaire au plan image. Les mouvements complexes de la sonde ne pouvant être estimés correctement, l'intérêt de ces méthodes réside uniquement dans la visualisation 3D du patient lorsque le mouvement de la sonde est une simple translation.

2.2.4 Erreurs à l'acquisition

Quelque soit le système d'acquisition 3D choisi, des erreurs durant la phase d'acquisition des données peuvent intervenir et troubler l'interprétation des images. Il est donc important d'identifier clairement toutes les sources d'erreurs possibles intervenant dans l'étude des images échographiques 3D.

Les erreurs proviennent de plusieurs sources et interviennent pendant les étapes suivantes :

- à l'acquisition des images 2D dans le cas de systèmes à balayage mécanique ou manuel, et des images 3D pour les sondes matricielles,
- lors de l'acquisition des positions avec le système de localisation dans le cas de systèmes à balayage mécanique ou manuel,
- lors du transfert des images vers l'ordinateur,
- lors de la fusion des informations de positions avec les informations visuelles et de la calibration spatiale du système dans le cas de systèmes à balayage mécanique ou manuel,
- lors de la reconstruction 3D.

Nous allons détailler certains types d'erreurs intervenant dans l'utilisation d'un système de type main-libre car c'est le cas qui nous intéresse plus particulièrement. De plus, comme nous venons de le voir, certains types d'erreurs se retrouvent également lors de l'utilisation de systèmes à balayage mécanique ou de systèmes utilisant une sonde matricielle.

Tout d'abord, les erreurs liés aux images échographiques sont fortement déterminées par la résolution de ces images. Typiquement, la résolution dans le plan perpendiculaire à l'image est nettement inférieure à la résolution latérale ou axiale dans l'image. La numérisation des images engendre également d'erreurs sur la création des images ultrasonores [Goldstein 00b]. La variation de la vitesse du son peut également provoquer d'importantes erreurs. Ce point sera particulièrement détaillé dans la partie III de ce manuscrit (chapitre 2.2.1 traitant de l'évaluation de la calibration spatiale). Afin de conserver un bon contact entre la sonde et la peau, le médecin se doit de maintenir une certaine pression. Ceci déforme inévitablement l'anatomie du patient proche de la peau et ceci se répercute lors de la reconstruction 3D [Burcher 01, Treece 01]. Pour des images de grande résolution, la compression des organes observés due à la pression de la sonde peut se révéler être une source d'erreurs importantes [Treece 01].

Ensuite, les systèmes de type main-libre rencontrent de plus des problèmes qui leur sont spécifiques. Ainsi, la qualité du système de localisation (magnétique, optique etc.) influence la qualité de la reconstruction finale du volume. De même, l'étape de calibration spatiale et temporelle conditionne très fortement la précision de la reconstruction.

Enfin, le temps d'acquisition des données peuvent être plus ou moins longs. Cependant, il est très important que le patient ne bouge pas, car cela entraînerait des artefacts lors de la reconstruction du volume. Les systèmes commerciaux peuvent acquérir plusieurs volumes par seconde, et les autres systèmes peuvent enregistrer de 10 à 60 images par seconde; les bougers respiratoires ne représentent alors plus un problème difficile. Cependant, pour les systèmes main-libre, en échocardiographie, il est nécessaire de compenser ces mouvements parasites [Atkinson 01]. Les mouvements causés par les flux sanguins peuvent également provoquer des artefacts. Si nécessaire, l'acquisition des données peut se faire en accord avec l'ECG.

Le schéma 2.5 [Treece 03] récapitule toutes les erreurs intervenant avec un système de type main-libre.

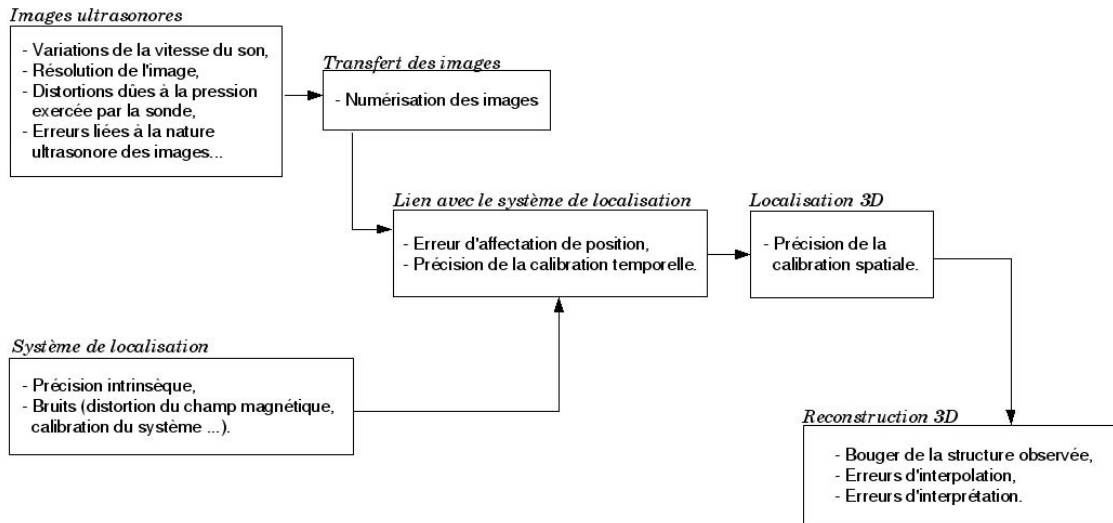


FIG. 2.5: Erreurs intervenant pour les systèmes de type main-libre [Treece 03].

2.2.5 Discussion

Le principal avantage des sondes 3D est l'obtention directe d'un volume. C'est la solution privilégiée par les industriels (Philips, General Electric (Echotech) et Medison par exemple). La résolution obtenue avec ce type de sonde est encore très inférieure à la résolution atteinte par les sondes 2D classiques. De plus, les sondes sont très chères et assez encombrantes ce qui limite leurs champs d'action.

En ce qui concerne les systèmes mécaniques, leur principal avantage réside dans la qualité de reconstruction obtenue. En effet, la création d'un volume à partir d'une séquence d'images acquises régulièrement (en translation ou en rotation) est relativement simple. Le protocole d'acquisition des données est simplifié pour l'utilisateur. Cependant, le mouvement automatique ne possède généralement qu'un seul degré de liberté, et le coût de ce type de sonde n'est pas négligeable.

Les systèmes de type main-libre représentent la solution la plus simple flexible, la plus facile à mettre en œuvre et la moins onéreuse. La reconstruction est bien sur plus complexe à effectuer et moins précise car la qualité de la reconstruction dépend fortement de la calibration et de la précision du système de localisation utilisé. Cependant, les qualités des systèmes main-libres font qu'actuellement, ils représentent la solution la plus attrayante pour l'échographie 3D.

2.3 Exploitation des données

Nous regroupons dans le terme "exploitation" des données tout ce qui touche au traitement des images 2D et 3D, ainsi qu'aux méthodes de visualisation des données. Nous n'avons pas ici la volonté d'être exhaustif et de décrire tout ce qui appartient au domaine de

l'exploitation de données. Ainsi, nous omettrons dans cette partie les domaines du filtrage, de la segmentation, du recalage etc. Nous souhaitons ici nous focaliser plus particulièrement sur la reconstruction 3D, la composition et la visualisation des données qui sont des problèmes vraiment spécifiques à l'échographie.

2.3.1 Reconstruction

La reconstruction 3D est principalement abordée de deux manières différentes [Fenster 01].

La première consiste à segmenter la série d'images échographiques afin d'en extraire les structures désirées, le volume est ensuite créé. Cette approche est par exemple utilisée en échocardiographie [Berger 98, Ye 01, Montagnat 02], où les ventricules sont tout d'abord segmentés de façon automatique (en utilisant des modèles déformables par exemple) ou manuellement. De cette description des bords, un modèle 3D (voire 4D) surfacique est développé et visualisé. L'avantage de cette méthode est que la quantité d'information est très sensiblement réduite par le processus de segmentation, et la manipulation des données est plus aisée. Les inconvénients de ce type de méthode concerne tout d'abord une éventuelle perte d'information car les structures anatomiques sont représentées simplement par des surfaces. De plus, la segmentation manuelle est une étape fastidieuse. Dans le cas d'une segmentation automatique, la reconstruction est sujette à de possibles erreurs.

La seconde approche consiste à acquérir une série d'images afin de construire un volume [Watkin 93, Rohling 98a, Meairs 00]. La reconstruction s'effectue alors en deux étapes : on calcule pour chaque pixel de la séquence d'images ses coordonnées 3D; ensuite, l'intensité de chaque voxel est calculée par interpolation. Alors, toute segmentation permettant d'extraire les structures désirées est possible. Cette approche n'utilise aucune hypothèse sur la structure de l'organe étudié, ainsi la perte d'information est moindre. De plus, de nouvelles coupes non disponibles à l'origine sont alors visualisables. Il est également possible pour l'utilisateur de choisir différentes méthodes de rendu volumique. Cette approche a été appliquée pour une reconstruction temps réel et interactive lors d'opérations chirurgicales [Gobbi 02]. Cependant, dans le cas où il n'y a pas assez d'images acquises pour la structure observée, des informations parasites peuvent être introduites. La précision de la reconstruction est alors dégradée. Enfin, une fois reconstruit, le volume obtenu est relativement lourd à manipuler.

Sanches et Marques [Sanches 00, Sanches 02] ont proposé une autre approche pour résoudre le problème de la reconstruction 3D. Leur méthode multirésolution de reconstruction est formulée dans un cadre bayésien en filtrant et interpolant conjointement les données. Un modèle de Rayleigh est utilisé pour décrire le processus de formation de l'image.

2.3.2 La composition de données

La composition de données («compounding» en anglais) consiste à mélanger différentes vues d'un même organe. En effet, un des principaux problèmes rencontrés avec les sondes traditionnelles concerne la dépendance angulaire de la rétro-diffusion. Ainsi, cette technique a pour but d'améliorer la résolution des images et de diminuer le bruit présent [Moskalik 95, He 97]. On peut distinguer deux types de techniques de composition, la composition de volume et la composition d'images :

- Étant donnés différents volumes échographiques, il est possible d'effectuer une composition de volumes en recalant tout d'abord les données entre elles, puis en fusionnant les différentes informations [Rohling 97, Krücker 00].
- De nouvelles sondes permettent d'effectuer de la composition d'images 2D en temps réel en utilisant plusieurs directions de faisceaux [Jespersen 98, Entekin 00]. L'intérêt médical de cette technique a été montré par [Kofoed 01] pour l'étude de la carotide et par [Huber 02] pour l'étude de la poitrine.

2.3.3 Visualisation

Le but de la visualisation est de produire une image de bonne qualité qui restitue correctement et précisément l'information 3D. La qualité de la visualisation dépend bien évidemment de la qualité de l'acquisition des données et de la reconstruction. La technique de rendu choisie est très importante. En effet, c'est elle qui détermine les informations pertinentes qui seront transmises au médecin. Les trois types de rendu sont [Fenster 01, Robert 99, Henry 97] :

- les plans de coupe,
- le rendu surfacique,
- le rendu volumique.

2.3.3.1 Plans de coupe

Cette méthode consiste à extraire des coupes 2D du volume reconstruit ou des données ultrasonores acquises directement. C'est une méthode de visualisation qui ressemble fortement aux modes des visualisations en échographie 2D. Ainsi, l'utilisateur peut interpréter relativement facilement les images affichées. Usuellement, trois plans de coupe orthogonaux sont présentés simultanément, mais il est possible de visualiser des coupes à orientation quelconque que l'on ne peut obtenir en échographie 2D. En effet, il est possible de calculer n'importe quel plan de coupe appartenant au volume reconstruit. C'est une technique de visualisation souple et simple d'utilisation. Il est même possible de définir des coupes non planes ce qui permet par exemple d'étudier très simplement l'évolution de la colonne vertébrale d'un fœtus [Gee 99].

Cependant, pour interpréter correctement les données, l'utilisateur doit tenir compte de la procédure d'acquisition. En effet, le phénomène d'ombrage et un manque de données dans certaines directions peuvent perturber l'interprétation des images visualisées.

2.3.3.2 Le rendu surfacique

Le rendu surfacique est une technique classique en imagerie médicale. Cette méthode permet de visualiser des surfaces calculées au préalable par des méthodes de segmentation manuelles ou automatiques. Ce mode de visualisation est très utilisé en cardiologie et en obstétrique car il est relativement aisé d'isoler les structures anatomiques pertinentes (ventricules et fœtus par exemple).

Ce mode de visualisation ne permet pas de préserver toute l'information 3D disponible. Comme pour la reconstruction de type "surfacique", il est nécessaire que l'étape de segmentation soit précise, qu'elle soit manuelle ou automatique.

2.3.3.3 Le rendu volumique

Les méthodes de rendu de volume tentent de rendre compte de la totalité des informations 3D sur une image 2D [McCann 88]. Ces méthodes fournissent des images qui peuvent être très réalistes en obstétrique et en angiologie. Cependant, en conservant les informations de texture, l'image obtenue n'est pas toujours simple à interpréter. De plus, le volume des données à gérer est relativement important ce qui rend plus difficile l'interaction avec l'utilisateur.

2.3.3.4 Discussion

Le choix optimal de la technique de rendu est généralement déterminé par l'application clinique. Ainsi, les méthodes classiques de rendu de surface et de volume, utilisées avec succès dans d'autres modalités d'imagerie, se révèlent limitées pour l'échographie 3D. En effet, les données ultrasonores possèdent plusieurs propriétés qui leur sont particulières [Rohling 96]:

- un rapport signal à bruit important,
- une échelle de dynamique faible,
- des bords flous de plusieurs voxels,
- un niveau de gris variant le long des frontières selon l'orientation et la courbure de la surface,
- le phénomène d'ombrage,
- non uniformité d'intensité,
- des résolutions spatiales anisotropes.

Ces caractéristiques particulières aux données ultrasonores (qui s'expliquent par la nature physique des ultrasons, voir la section 1.1) montre que la visualisation constitue un véritable problème dans l'exploitation des images échographiques.

2.4 Conclusion

L'échographie 3D résoud de nombreux problèmes liés à l'aspect bidimensionnel des examens échographiques traditionnels tels que la variabilité des mesures de volumes et de distance, le problème du suivi du patient et la dépendance à l'opérateur. De plus, l'information 3D apporte de nouveaux outils au médecin et lui permet d'améliorer son diagnostic. Bien que les industriels proposent à l'heure actuelle des machines fournissant des images échographiques 3D du patient, l'échographie 3D reste aujourd'hui au stade expérimental. Même si l'on dispose d'outils d'acquisition et d'exploitation des données 3D, le passage du 3D au 2D n'est pas trivial et cette nouvelle modalité d'imagerie est encore peu utilisée en routine clinique. Le confort d'utilisation se doit d'être amélioré et l'échographie 3D pourra alors être considérée comme une nouvelle modalité indispensable pour des études quantitatives (mesures de volumes par exemple), l'aide à la chirurgie (biopsies, localisations per-opératoire etc.), de nouveaux points de vue pour la visualisation des données et des applications à la réalité augmentée.

Deuxième partie

Systeme de localisation pour l'échographie 3D main-libre

Chapitre 1

État de l'art

Dans ce court chapitre, nous nous intéressons aux différents systèmes de localisation et les comparerons en vue de leur utilisation pour l'échographie 3D.

1.1 Systèmes de localisation

La qualité d'une analyse quantitative par échographie 3D dépend de la précision du positionnement des images 2D dans l'espace de coordonnées 3D. Les systèmes de localisations fournissent en temps réel la position et l'orientation du capteur dans le repère du transmetteur (ou émetteur). Ces systèmes sont très utilisés en réalité virtuelle ou augmentée, en reconstruction 3D mais également pour des applications chirurgicales. Pour les systèmes échographiques de type main-libre, le capteur du système de localisation est monté sur la sonde ultrasonore. Il est ainsi possible de connaître la position et l'orientation de la sonde dans le repère du transmetteur. Après l'étape de calibration du système échographique 3D, un volume 3D des données peut alors être reconstruit. Nous allons nous intéresser dans cette section aux systèmes de localisation qui ont été utilisés dans le domaine de l'échographie, à savoir les bras mécaniques, les systèmes acoustique, optique et magnétique, et enfin un système de localisation reposant sur l'utilisation de fibre optique. La figure 1.1 présente ces différents systèmes.

1.1.1 Caractéristiques d'un système de repérage

Afin de caractériser chaque système de localisation, [Burdea 93] propose plusieurs critères : la latence, la vitesse de mise à jour, les interférences qui influencent le système, la précision des mesures et la taille de l'espace de travail nécessaire. Nous détaillons ici chacune de ces caractéristiques et les utiliserons afin de comparer les différents systèmes existants.

Latence La latence est le temps mis par le système pour détecter un mouvement. Il est nécessaire que la latence du système soit faible, de l'ordre de la milliseconde.

Vitesse de mise à jour La vitesse de mise à jour est le nombre de mesures de positions fournies par le système par seconde. La vitesse de mise à jour doit être supérieure à la fréquence d'images fournies par l'échographe.

Interférences Les mesures effectuées par le système de localisation peuvent être influencées par les conditions environnementales (température, humidité, présence d'objets métalliques, etc.). Le système doit être robuste pour conserver une précision convenable dans les conditions cliniques de routine.

Précision des mesures La précision du système doit être comparable à la résolution des images ultrasonores, car sinon, elle limite les performances du système échographique 3D. Il est donc important de connaître avec précision la position et l'orientation du capteur. Ainsi, pour un positionnement global de l'ordre du millimètre, l'erreur de position en translation doit être de l'ordre du dixième de millimètre et l'erreur angulaire de l'ordre de quelques dixièmes de degré.

Espace de travail L'espace de travail est l'espace dans lequel le système peut repérer les positions de la sonde avec la précision maximale. C'est donc un paramètre très important. Pour ne pas nuire aux gestes du médecin, le système de localisation doit être maniable et peu encombrant.

Il nous semble également important d'inclure dans cet ensemble de caractéristiques le coût d'un système de localisation. En effet, ce coût détermine également les domaines d'application de chaque système. Nous allons maintenant nous intéresser aux divers systèmes de repérage utilisés en échographie 3D.

1.1.2 Bras mécanique

Ce système de localisation consiste en une sonde fixée au bout d'un bras mécanique [Robert 99]. Connaissant les angles entre chaque segment du bras du robot et la géométrie du robot, on peut déterminer avec précision la position et l'orientation de la sonde. Ce type de système est notamment utilisé en télé-médecine et un robot permet de contrôler les mouvements de la sonde [Delgorge 02, Vilchis 02, Abolmaesumi 01].

La précision de ces systèmes est inférieure à $0.4mm$. De plus, les bras mécaniques permettent d'obtenir des mesures qui ne sont pas perturbées par l'environnement. Ce type de système possède également une grande vitesse de mise à jour et une latence très faible. Cependant, le problème majeur de ce type de système de localisation provient du compromis nécessaire entre la liberté de mouvement et la précision désirée.

1.1.3 Capteur acoustique

Ce système utilise des émetteurs sonores et des microphones [King 91, Handschumacher 93]. Son principe repose sur la mesure du temps de propagation d'un signal sonore, connaissant la vitesse de propagation dans l'air. Dans [King 91], les positions et orientations sont déterminées à l'aide de trois émetteurs et quatre microphones. La configuration des microphones doit être connue et définie précisément. Les trois émetteurs sont posés sur la sonde.

La précision obtenue est de l'ordre du millimètre pour les translations [Robert 99]. La précision pour les rotations dépend de la distance qui sépare les émetteurs posés sur la sonde. Ainsi, pour obtenir une précision angulaire inférieure à 0.5 degrés, la distance entre

deux émetteurs doit être proche de 10 cm. Cette contrainte nuit à la maniabilité de la sonde ultrasonore.

Les problèmes rencontrés avec ce type de système concernent plus particulièrement les éventuelles coupures de signal lorsque la ligne entre les émetteurs et les microphones est obstruée et la variation de la vitesse de propagation du signal dans l'air (variation de température, de pression et d'humidité). Ainsi, une variation de température de dix degrés modifie la vitesse du son de 2%. Si la distance qui sépare l'émetteur des microphones est égale à 1m, l'erreur est de l'ordre de 2mm [Robert 99].

1.1.4 Capteur optique

Le fonctionnement des systèmes de localisation de type optique repose sur le même principe que le système de repérage acoustique mais en utilisant des capteurs optiques [Henry 97, Blackall 00, Sato 98, Bouchet 01, Muratore 01]. On s'affranchit alors des problèmes liés aux perturbations de l'environnement. De plus, en plaçant judicieusement les marqueurs (de préférence actifs) sur la sonde, et en ajoutant des caméras, on peut s'affranchir des contraintes liées à la ligne de vue entre les marqueurs et les caméras.

Ce type de localisateur est très souvent intégré dans les systèmes de neuronavigation car il offre une très bonne précision mais reste très cher et encombrant. La précision atteinte est proche de 0.1mm.

1.1.5 Capteur magnétique

Les systèmes de localisation de type magnétique sont composés de deux éléments : un capteur placé sur la sonde et un transmetteur. Ces systèmes utilisent le champ magnétique créé par le transmetteur pour déterminer la position spatiale et l'orientation du capteur. Le capteur contient des bobines. En analysant le courant induit dans ces bobines, on peut déterminer la position et l'orientation du capteur. Le fonctionnement des systèmes magnétique sera décrit plus en détails dans le chapitre 2.

Les systèmes magnétique sont sensibles aux objets métalliques pouvant perturber le champ magnétique émis par le transmetteur. La distance entre le transmetteur et le capteur doit également être inférieure à un mètre si l'on souhaite conserver une bonne précision de localisation. Cependant, ce type de repérage est très simple d'utilisation et ne perturbe pas la manipulation de la sonde. Bon nombre d'équipes utilisent ce système de repérage [Watkin 93, Detmer 94, Carr 96, Nelson 97, Prager 98, Leotta 97, Gilja 98, Meairs 00, Pagoulatos 01]. La précision en translation est de l'ordre du millimètre et la précision angulaire inférieure à 0.5 degrés. Nous analyserons plus en détails les performances de ces systèmes dans le chapitre suivant.

1.1.6 Fibre optique

Pagoulatos *et al.* [Pagoulatos 00] ont proposé l'utilisation d'un nouveau type de système de localisation¹ pour des applications en échographie 3D. Ce nouveau système est constitué d'une «bande» flexible contenant des capteurs de fibre optique. Une extrémité de la bande est fixée sur la sonde. Le principe consiste à déterminer la position d'une extrémité de la

¹Ce système est fabriqué par Measurand Inc. <http://www.measurand.com>

bande par rapport à l'autre extrémité à l'aide des différents capteurs positionnés le long de la bande. La précision de ces localisateurs n'est cependant pas totalement satisfaisante. Ce système est encore en développement mais semble prometteur. En effet, ce type de système peu coûteux et simple d'utilisation est également insensible à d'éventuelles perturbations extérieures.



FIG. 1.1: Illustrations des différents systèmes de localisation.

1.2 Discussion

Afin de comparer les différents systèmes de localisation que nous venons de présenter, nous nous baserons sur les critères proposés par [Burdea 93] cités précédemment en intégrant également le critère de coût. Le tableau 1.1 résume les caractéristiques de ces différents systèmes de repérage. Le système utilisant des fibres optiques n'apparaît pas dans ce tableau car il est encore en cours de développement. Il apparaît alors que lorsqu'une

grande précision est nécessaire, il est préférable de s'orienter vers l'utilisation d'un système de localisation de type optique. Cependant, nous pensons qu'il est également nécessaire de prendre en compte le coût du système : suivant les applications médicales visées, il peut être intéressant d'utiliser un système peu coûteux tout en conservant une précision satisfaisante.

Caractéristiques	Bras mécanique	Acoustique	Optique	Magnétique
Latence	++	-	++	+
Vitesse de mise à jour	++	-	++	+
Sensibilité aux interférences	++	-	++	-
Précision	++	+	++	+
Espace de travail	--	+	++	++
Encombrement	-	-	-	++
Coût	--	-	--	++

TAB. 1.1: *Comparaison des différents systèmes de repérage [Robert 99], en utilisant les critères proposés par [Burdea 93] et le coût du localisateur.*

Ainsi, pour des applications nécessitant une très grande précision telles que la chirurgie assistée, les systèmes de localisation optique ou bras mécaniques s'imposent naturellement. En revanche, les systèmes magnétiques représentent une solution flexible et peu onéreuse. Ces systèmes peuvent être employés afin de développer un système échographique 3D flexible, peu onéreux et maniable, tout en conservant une précision satisfaisante.

Dans le but de développer un tel système échographique, nous avons choisi d'utiliser des capteurs magnétiques. Dans le chapitre suivant, nous aborderons plus en détails le fonctionnement de ces systèmes de localisation et analyserons les précisions atteintes pour les deux principaux systèmes commercialisés.



Chapitre 2

Étude de capteurs magnétiques

Les systèmes de localisation magnétiques représentent une solution peu onéreuse et flexible pour les systèmes échographiques 3D main-libre. Nous nous sommes donc posé la question de savoir si ces systèmes étaient utilisables et suffisamment précis pour des applications médicales en imagerie ultrasonore. Nous présentons dans ce chapitre une étude effectuée sur deux capteurs magnétiques. Nous avons tout d'abord analysé leurs précisions intrinsèques, puis la précision de localisation que l'on peut atteindre lorsque ce type de système de localisation est couplé avec un système échographique.

2.1 Présentation

2.1.1 Capteurs étudiés

Il existe actuellement quatre systèmes de localisation de type magnétique : Aurora de Northern Digital¹ [Glossop 01], Biosense de Johnson & Johnson² [Shpun 97], Fastrak de Polhemus³ [Prager 98, Teistler 99] et le Flock of Bird d'Ascension Technology⁴ [Milne 96, Barratt 01a, Pagoulatos 01].

Les deux systèmes qui ont été utilisés dans cette étude sont : le Fastrak de Polhemus et le Flock of Bird d'Ascension Technology, présentés dans la figure 2.1. Pour les deux systèmes, le transmetteur (cube d'environ 10cm de côté) est constitué de trois bobines qui produisent un champ magnétique pour chaque cycle de mesures. La valeur du champ produit est enregistré par les trois détecteurs du capteur. Ainsi, chaque cycle de mesures consiste en neuf mesures, desquelles sont déduits les positions et orientations du capteur.

Les deux systèmes magnétiques diffèrent cependant dans la manière dont sont générés et détectés les champs magnétiques. Le transmetteur du Fastrak utilise du courant alternatif pour générer le champ magnétique et le capteur contient des bobines passives dans lesquelles le courant est induit. En ce qui concerne le Flock of Bird, le transmetteur utilise du courant continu pour générer le champ magnétique. Le capteur est constitué de détecteurs orthogonaux de flux magnétiques.

¹<http://www.ndigital.com>

²<http://www.jnjgateway.com>

³<http://www.polhemus.com>

⁴<http://www.ascencion-tech.com>

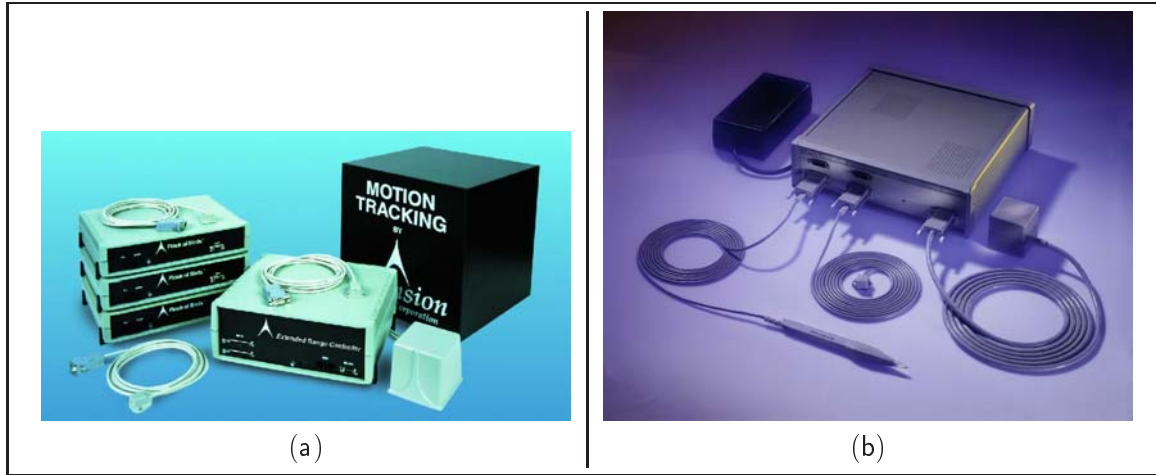


FIG. 2.1: (a) : Système magnétique DC «Flock of Bird» d'Ascension Technology; (b) : Système magnétique AC «Fastrak» de Polhemus.

2.1.2 Comportement théorique

Afin d'étudier la précision des capteurs magnétiques de façon précise, il est nécessaire de connaître leur précision théorique maximale. Cette précision maximale dépend de la distance r qui sépare le capteur de la bobine du transmetteur qui s'exprime en fonction du champ de potentiels ν [Nixon 98] :

$$r \propto \nu^{\frac{1}{3}}.$$

L'erreur Δr de calcul pour r est donc due à une erreur de mesure $\Delta \nu$ de ν :

$$\Delta r \propto r^4 \Delta \nu.$$

Dans le cas d'un champ magnétique à une distance constante du capteur ($\Delta \nu$ constant), l'erreur de calcul de position est proportionnelle à la distance qui sépare le transmetteur du capteur d_{tc} , à la puissance 4 :

$$\Delta r \propto d_{tc}^4.$$

Dans le cas où du métal se trouve à proximité, l'erreur Δr s'exprime de la façon suivante [Nixon 98] :

$$\Delta r \propto \frac{d_{tc}^4}{d_{tm}^3 d_{mr}^3}$$

où d_{tm} est la distance qui sépare le transmetteur de l'objet métallique et d_{mr} la distance entre cet objet et le capteur.

2.2 Évaluation

2.2.1 Cadre de travail

Pour évaluer la précision des systèmes de localisation magnétiques, nous avons utilisé un robot Afma R0P6⁵. La répétabilité (ou reproductibilité) de ce robot est égale à $0.1mm$ et sa précision est de $0.5mm$. Le robot nous servira de référence. La figure 2.2 présente l'environnement de travail dans lequel a été menée cette évaluation.

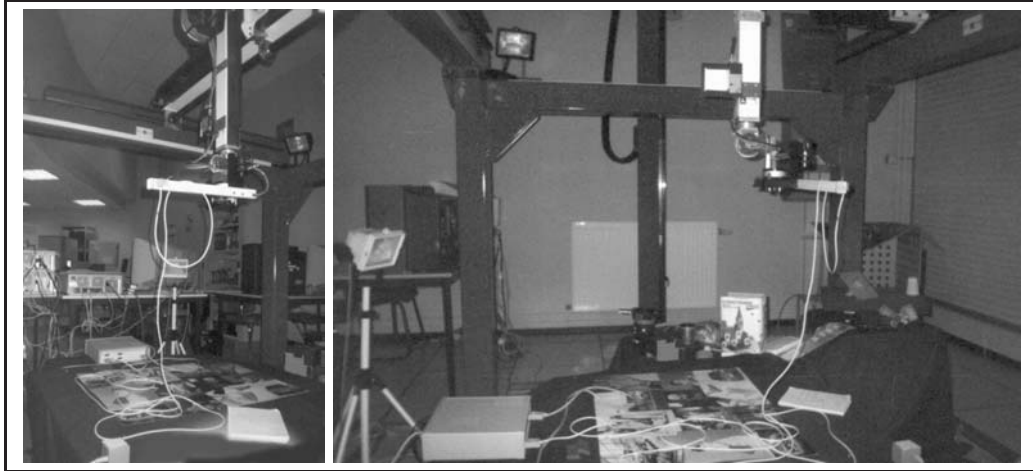


FIG. 2.2: Environnement de travail dans lequel a été menée l'évaluation de la précision des systèmes de localisation magnétiques.

Contrairement à l'étude menée par Barratt *et al.* [Barratt 01b], les mesures peuvent être acquises dans un espace de travail relativement vaste. De plus, on peut considérer que ces conditions d'acquisition des mesures sont assez proches des conditions cliniques, voire pires compte tenu des possibles interférences magnétiques provoquées par la présence de métal dans la pièce (les moniteurs des ordinateurs proche du robot ne perturbent pas les mesures car la distance entre le système de localisation et les moniteurs est supérieure à un mètre [Nixon 98]).

Le capteur du système de repérage est fixé à une tige en plastique, au bout du bras du robot, afin d'éloigner le capteur des pièces métalliques du robot. Le transmetteur est posé sur une table en bois, au milieu de l'espace de travail. Le robot possède six degrés de liberté et nous permet donc d'évaluer la précision du Fastrak et du Flock of Bird pour les trois translations et les trois rotations. Les axes x et y utilisés définissent le plan horizontal, l'axe z correspond à l'axe vertical. Quarante mesures sont enregistrées pour chaque position. De plus, seul Ascension Technology fournit des filtres sensés permettre d'améliorer les mesures. Pour comparer correctement les deux systèmes, aucun filtre dans le cas du Flock of Bird n'a été employé pour acquérir les mesures. La distance entre le transmetteur et le capteur varie de $30cm$ à $1m$. tout au long de l'évaluation, nous utilisons les taux d'acquisition par défaut : 103 mesures par seconde pour le Flock of Bird et 120 mesures par seconde pour le Fastrak.

⁵<http://perso.wanadoo.fr/afma.robots>

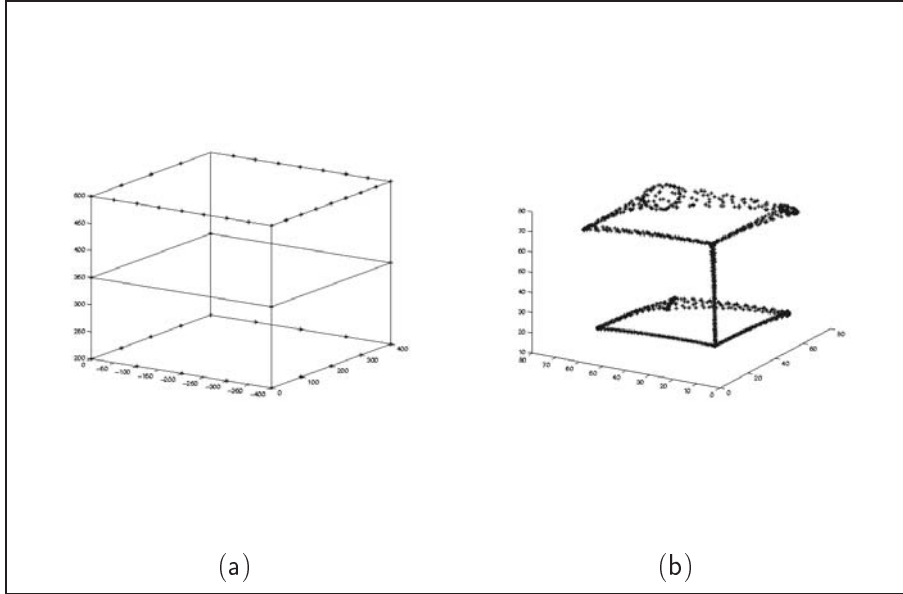


FIG. 2.3: (a) : *Distribution des points utilisés dans l'espace de travail (dimension : 40 . 40 . 30 (cm))*; (b) : *Exemple de trajectoire fournies par un système de repérage magnétique (en cm)*.

La figure 2.3(a) montre la distribution des points utilisés pour évaluer la précision des deux systèmes de repérage. La figure 2.3(b) présente quant à elle un exemple de mesures acquises correspondant à une trajectoire «cubique» du robot.

2.2.2 Critères d'évaluation

Pour évaluer la qualité d'un système de localisation, nous étudions la répétabilité et la précision pour les six degrés de liberté de chaque système.

2.2.2.1 Répétabilité

La répétabilité d'un système de repérage est donnée par l'erreur moyenne pour un point fixe. Cette caractéristique est calculée sur un ensemble de points, pour différentes positions et orientations du capteur. Pour chaque point, on acquiert quarante mesures. On peut ainsi calculer un écart-type qui nous renseigne sur la capacité de répétabilité du système.

2.2.2.2 Précision en translation

La précision du système évalué est obtenue en effectuant des calculs de distances. Le robot sert de référence et les mouvements calibrés du robot permettent d'obtenir des points de repère. Il est alors possible de calculer des distances en utilisant l'ensemble des points acquis. Les données fournies par le robot peuvent ensuite être comparées avec les données fournies par le système de localisation étudié :

$$d = \sqrt{(x_i - x_j)^2 + (y_i - y_j)^2 + (z_i - z_j)^2}$$

$$d' = \sqrt{(\overline{x}_i - \overline{x}_j)^2 + (\overline{y}_i - \overline{y}_j)^2 + (\overline{z}_i - \overline{z}_j)^2}$$

avec :

- d , la distance calculée à partir des données fournies par le robot,
- d' , la distance calculée à partir des données fournies par le système de localisation,
- i et j , index des points utilisés,
- \overline{x}_i la moyenne des positions mesurées par le système de repérage pour le point i , sur l'axe des x ; $\overline{x}_i = \sum_{i=1}^N x_i$. On fait de même avec les axes y et z .

2.2.2.3 Précision angulaire

La rotation du bras du robot peut être exprimée comme étant une rotation d'angle θ autour d'un vecteur V de longueur unité. Les angles fournis par les systèmes de localisation testés utilisent la représentation Eulérienne. La valeur de l'angle θ à partir de la matrice de rotation M est donnée par la formule suivante [Spoor 80] :

$$\theta = \arccos \left(\frac{\text{Tr}(M) - 1}{2} \right) \quad (2.1)$$

avec :

$$\text{Tr}(M) = m_{11} + m_{22} + m_{33}$$

$$M = \begin{bmatrix} \cos \alpha \cos \beta & \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma - \sin \alpha \cos \gamma & \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma + \sin \alpha \sin \gamma \\ \sin \alpha \cos \beta & \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma + \cos \alpha \cos \gamma & \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma - \cos \alpha \sin \gamma \\ -\sin \beta & \cos \beta \sin \gamma & \cos \beta \cos \gamma \end{bmatrix}$$

où $\text{Tr}(M)$ est la trace de la matrice M , α l'angle de rotation autour de l'axe z , β l'angle de rotation autour de l'axe y et enfin γ , l'angle de rotation autour de l'axe x . Pour exprimer les rotations, nous avons choisi une représentation d'Euler et opté pour le système du deuxième type zyx :

$$\begin{aligned} M(\alpha, \beta, \gamma) &= M_z(\alpha).M_y(\beta).M_x(\gamma) \\ &= \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \gamma & -\sin \gamma \\ 0 & \sin \gamma & \cos \gamma \end{bmatrix} \end{aligned}$$

Le type zyx consiste à dire que l'on commence par faire une rotation autour de l'axe x , puis une rotation autour de l'axe y et enfin une rotation autour de l'axe z . Si $\sin(\theta) \leq \frac{1}{2}\sqrt{2}$, il est préférable d'utiliser l'expression suivante au lieu de l'équation 2.1:

$$\theta = \arcsin \left(\frac{1}{2} \sqrt{(m_{13} - m_{31})^2 + (m_{21} - m_{12})^2 + (m_{32} - m_{23})^2} \right)$$

Le calcul de la précision angulaire nécessite juste de comparer l'angle calculé avec les données du robot et celui calculé avec les données fournies par le système de localisation.

2.2.3 Résultats

2.2.3.1 Répétabilité

Les figures 2.4(a) et (b) présentent les résultats concernant la répétabilité pour les translations en x , y et z des systèmes Fastrak et Flock of Bird et les figures 2.4(a) et (b) donnent les résultats pour les rotations. La reproductibilité du robot est égale à $0.1mm$. Ces résultats montrent que la capacité de répétabilité du Fastrak est légèrement meilleure que celle du Flock of Bird. Cependant, les deux systèmes se comportent très bien. En effet, lorsque le capteur est à environ $90cm$ du transmetteur, l'écart-type reste inférieur à $0.5mm$ pour les translations et inférieur à 0.4 degrés pour les rotations. On notera que pour les deux systèmes, l'erreur de répétabilité est moins forte pour l'angle β . Cette différence provient probablement de la façon de calculer les angles à partir des champs magnétiques détectés.

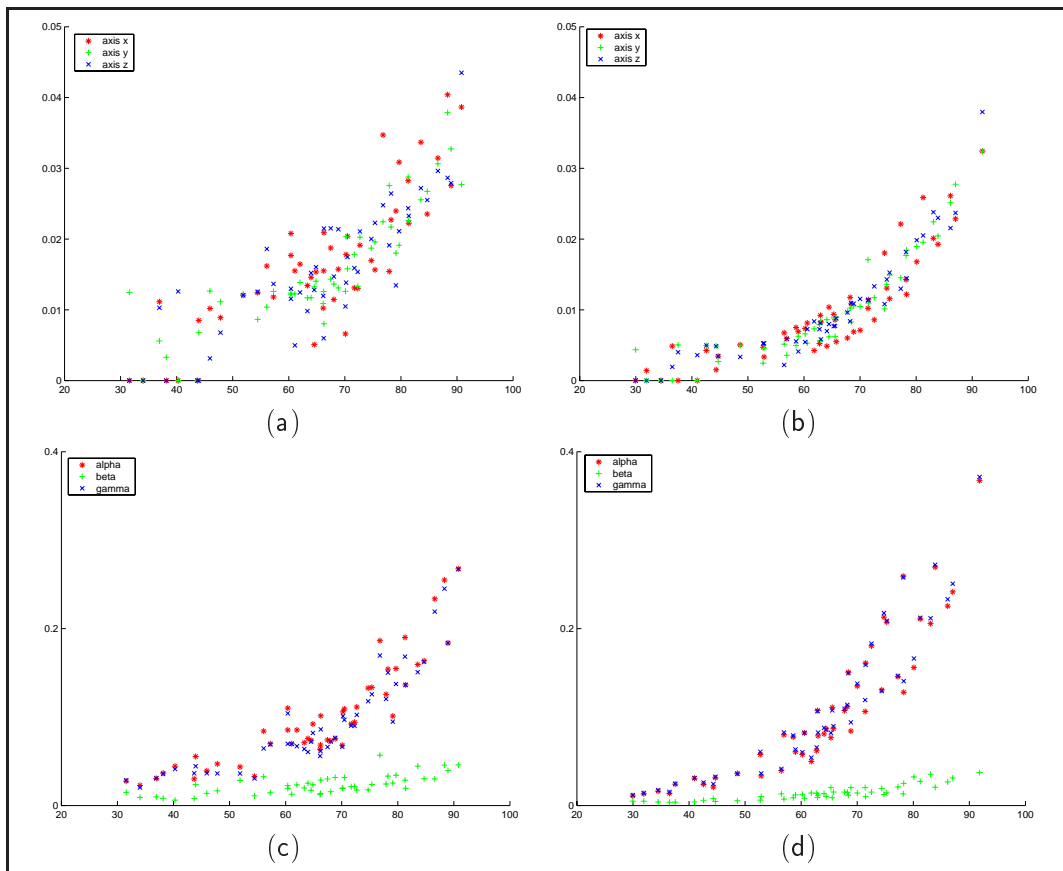


FIG. 2.4: Répétabilité mesurées pour les positions sur les trois axes ((a) et (b)) et répétabilité mesurée pour les trois orientations ((c) et (d)); abscisse : distance entre le capteur et le transmetteur, ordonnée : écart-type en cm pour les positions et en degré pour les orientations. (a) et (c) : Flock of Bird; (b) et (d) : Fastrak.

Pour évaluer la capacité de répétabilité d'un système, Barratt *et al.* ont introduit le critère ΔD suivant [Barratt 01b] :

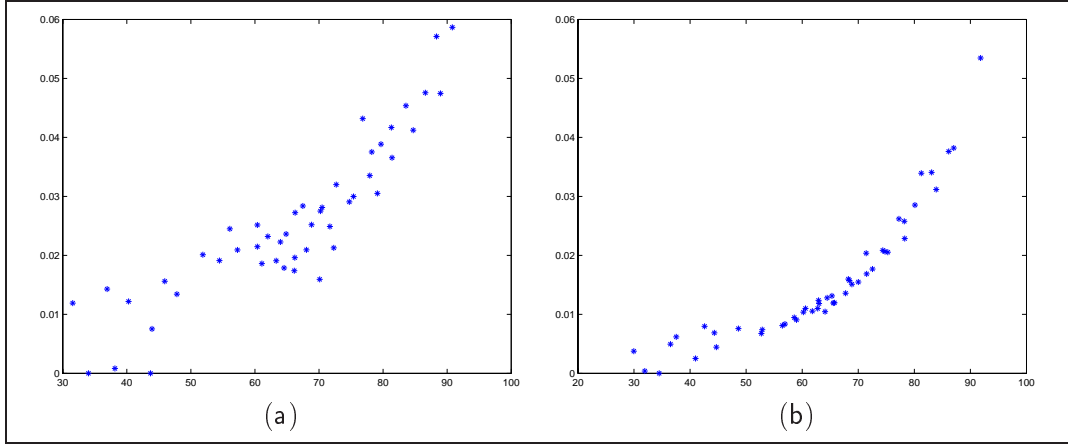


FIG. 2.5: Évaluation de la répétabilité en utilisant le critère ΔD ((a) : Flock of bird et (b) : Fastrak); abscisse : distance entre le capteur et le transmetteur (cm), ordonné : valeur de ΔD (cm).

$$\Delta D = \sqrt{(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2}$$

avec :

- (x, y, z) , le vecteur position mesuré,
- $(\bar{x}, \bar{y}, \bar{z})$, le vecteur position moyen.

En fait, ce critère est moins pertinent et moins précis que celui défini dans la section 2.2.2.1 car les trois coordonnées du vecteur position sont analysées ensemble, et les rotations ne sont pas prises en compte. L'erreur de reproductibilité n'est pas obligatoirement la même pour toutes les directions. La figure 2.5 présente les résultats obtenus en utilisant ce critère. Ces derniers confirment évidemment les remarques que nous avons pu faire précédemment.

2.2.3.2 Précision

La figure 2.6 présente les résultats de l'évaluation de la précision des systèmes de localisation pour les translations. Ces résultats sont synthétisés dans le tableau 2.1. On rappelle que la précision du robot est de $0.5mm$. L'erreur moyenne et l'écart-type sont calculés pour plusieurs distances, variant de $10cm$ à $60cm$. Pour des distances inférieures à $30cm$, l'erreur du Fastrak est inférieure à $1,733mm$ et celle du Flock of Bird inférieure à $1.321mm$. La précision angulaire du Flock of Bird est égale à 0.59° et celle du Fastrak égale à 0.54° .

Dans le domaine des ultrasons 3D, pour des mesures de volumes par exemple, le mouvement de la sonde est souvent de l'ordre de 20 à $30cm$. Pour des applications particulières comme l'analyse de la carotide, les mouvements de translation de la sonde sont même inférieurs à $10cm$. Pour des mouvements de ce type, l'erreur du Fastrak est inférieure à $0.777mm$ et celle du Flock of Bird inférieure à $0.465mm$.

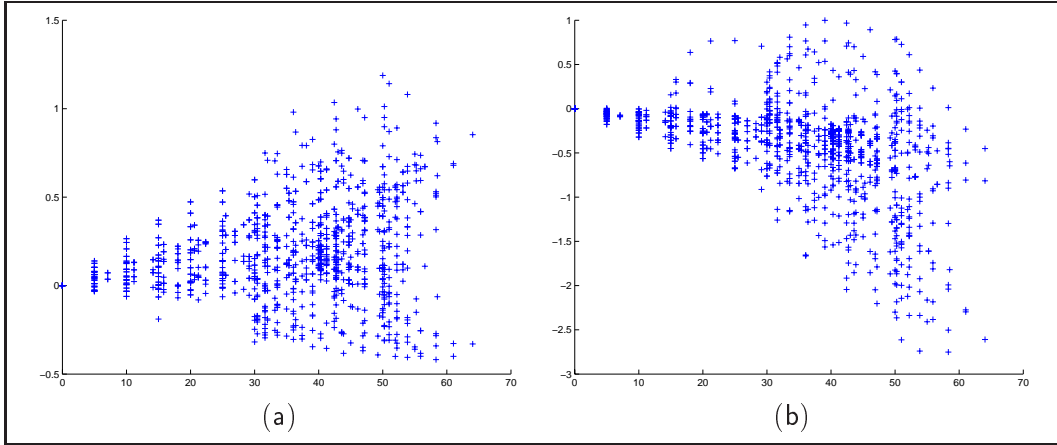


FIG. 2.6: *Évaluation de la précision par mesure de distance. Abscisse : distance mesurée, ordonnée : différence entre la distance calculée à partir des données du robot (vérité terrain) et la distance calculée à partir des données du système de localisation évalué. ((a) : Flock of bird et (b) : Fastrak).*

TAB. 2.1: *Erreur moyenne et écart-type (en cm) pour l'évaluation de la précision en translation (mesurée par le calcul de distance).*

Distance	10cm	20cm	30cm	40cm	50cm	60cm
Fastrak, Erreur Moyenne	-0.0777	-0.1952	-0.2472	-0.4527	-0.8111	-1.1085
Flock of Bird, Erreur Moyenne	0.0465	0.1327	0.2146	0.2625	0.2971	0.5574
Fastrak, Écart-type	0.0058	0.0501	0.1230	0.2141	0.5259	0.6579
Flock of Bird, Écart-type	0.0046	0.0195	0.1595	0.1738	0.2916	1.0949

2.2.4 Analyse des résultats

2.2.4.1 Comparaison avec d'autres études

Nous présentons tout d'abord les protocoles utilisés dans les autres études puis comparerons les différents résultats obtenus avec les résultats d'autres études (reportés dans les tableaux 2.2 et 2.3).

[Barratt 01b] Dans son étude, Barratt *et al.* ont étudié le comportement du pc Bird d'Ascension Technology. D'après le fabricant, ce système de localisation possède le même comportement que le Flock of Bird que nous avons utilisé dans nos expériences. Afin d'évaluer la précision en translation, ils ont utilisé un micromètre digital (Digimatic Scale Unit, Mitutoyo UK Ltd, Hampshire) pour des translations variant de 0 à 90mm, avec une précision de $\pm 0.005mm$. Un goniomètre a été utilisé pour l'étude de la précision angulaire (aucune information sur la précision du goniomètre n'est fournie dans [Barratt 01b]). Lors de cette étude, Barratt a également testé plusieurs filtres fournis par le fabricant pour circonvier aux problèmes des interférences magnétiques.

[Milne 96] Milne *et al.* ont évalué la précision du Flock of Bird d'Ascension Technology. La précision en translation a été étudiée à l'aide d'une grille, avec des marques espacées régulièrement de 25mm. Ces intervalles ont été mesurés à l'aide d'une machine spéciale (DEA Swift, Livonia, MI) avec une précision de $\pm 0.005mm$. Les translations effectuées varient de 15 à 85cm. Les rotations ont été mesurées à l'aide d'un bras mécanique d'une précision de 0.75%. Dans cette étude, la distance entre le transmetteur et le capteur varie de 35cm à 41cm environ. Milne a utilisé la système de localisation avec la configuration par défaut. Aucun filtre particulier n'a été employé.

Comparaison Les résultats pour l'évaluation des précisions en translation et en orientations ainsi que la répétabilité des deux systèmes sont reportés dans les tableaux 2.2 et 2.3. Polhemus rapporte pour le Fastrak une précision en position égale à 0.76 mm pour chaque axe x , y et z . Ainsi, l'erreur en position maximale vaut donc $0.76 \sqrt{3} = 1.3164$ mm. C'est cette valeur qui nous intéresse dans notre cas, car elle est comparable avec les données fournies par Ascension Technology et nos résultats.

Les données reportées dans les tableaux 2.2 et 2.3 sont en fait difficilement comparables car les deux autres études [Milne 96, Barratt 01b] n'ont pas exactement utilisé les mêmes tests, ni analysé les résultats de la même façon. Ainsi, Milne *et al.* rapportent une erreur moyenne de 1.8% pour des translation variant de 25 mm à 152 mm (la distance entre le capteur et le transmetteur est environ égale à 40 cm) et Barratt *et al.* n'ont en réalité testé la précision en translation que pour de très petites translations (inférieures à 90 mm). Pour de petites translations de ce type, nos résultats sont moins bons que ceux rapportés par Barratt (voir section 2.2.3.2). Ceci est probablement dû au fait que la distance qui sépare le capteur du transmetteur est environ égale à 30 cm pour Barratt, et que dans notre cas, cette distance varie entre 10 et 90 cm. Cependant, les résultats que nous obtenons correspondent aux données fournies par les constructeurs et sont satisfaisants.

De même, les résultats concernant la répétabilité des systèmes sont très satisfaisants et relativement similaires. Il est à noter que les études sur les systèmes de type Flock of

Bird ont obtenu de meilleurs résultats que les données fournies par le fabricant. Enfin, le Fastrak semble posséder une meilleure capacité de répétabilité que le Flock of Bird, mais cet écart s’est avéré beaucoup plus réduit que les données constructeur pouvaient le laisser entendre.

TAB. 2.2: *Comparaison pour la précision en translation et en orientation.*

Système	Précision pour les translations	Précision pour les orientations
Fastrak (fabricant)	1.3164 mm	0.15°
Flock of Bird (fabricant)	1.8 mm	0.5°
Flock of Bird ([Barratt 01b]) (capteur posé sur la sonde)	0.16 mm	0.28° (range: -0.842° - 0.868°)
Flock of Bird ([Milne 96])	1.8% (2.5 à 15.2 cm)	1.6% (de 1° à 20°)
Fastrak/Notre étude	1.733 mm	0.54°
Flock of Bird/Notre étude	1.312 mm	0.59°

TAB. 2.3: *Comparaison pour la répétabilité (position et orientation), d_{tr} représente la distance entre le capteur et le transmetteur.*

Système	Répétabilité position	Répétabilité orientation
Fastrak (fabricant)	0.061 mm ($d_{tr} = 30.5cm$)	0.025°
Flock of Bird (fabricant)	0.5 mm ($d_{tr} = 30.5cm$)	0.1°
Flock of Bird ([Barratt 01b])	0.059 mm	0.02°
Flock of Bird ([Milne 96])	0.25 mm	0.1°
Fastrak/Notre étude	0.1 mm ($d_{tr} = 60cm$)	0.05°
Flock of Bird/Notre étude	0.2 mm ($d_{tr} = 60cm$)	0.06°

2.2.4.2 *Comparaison avec le comportement théorique*

Comme nous avons pu le voir dans la section 2.1.2, le comportement des systèmes de localisation magnétique est modélisable. Ainsi, on peut prédire l’amplitude des erreurs de position pour un point fixe.

En l’absence de perturbations magnétiques, l’erreur de répétabilité pour les translations est proportionnelle à la distance qui sépare le capteur du transmetteur, à la puissance quatre. Dans notre cas, on peut considérer qu’il n’y a pas eu de perturbations magnétiques. En effet, le bras et l’armature du robot sont suffisamment éloigné du système de localisation pour éviter d’éventuelles interférences [Nixon 98]. Pour chaque système évalué, nous avons calculé ce coefficient de proportionnalité. Les résultats présentés dans le tableau 2.4 confirment les analyses faites dans la section 2.2.3.1. La figure 2.7 présente les résultats

de reproductibilité pour les positions et orientations, superposées sur le comportement théorique. La capacité de reproductibilité du Fastrak est meilleure que celle du Flock of Bird.

TAB. 2.4: Coefficients de proportionnalité estimés pour les positions et les orientations, pour le Fastrak et le Flock of Bird.

	Fastrak	Flock of Bird
x	4.4065 10^{-10}	6.1778 10^{-10}
y	4.5495 10^{-10}	5.7585 10^{-10}
z	4.5747 10^{-10}	5.8406 10^{-10}
α	4.9212 10^{-9}	3.8340 10^{-9}
β	5.9140 10^{-10}	7.9197 10^{-10}
γ	5.0370 10^{-9}	3.6313 10^{-9}

2.2.4.3 Précision du repérage pour l'échographie 3D

Jusqu'ici, nous nous sommes intéressés au comportement de deux systèmes de localisation magnétique, en terme de précision des mesures fournies par ces systèmes. Notre but est cependant d'utiliser de tels systèmes dans le cadre d'applications médicales, et plus particulièrement pour l'échographie 3D. Pour les systèmes échographiques 3D main-libre, le capteur est placé sur la sonde. Nous connaissons maintenant la précision du capteur mais il nous faut connaître la précision de localisation pour un point dans l'image. Nous présentons ici deux études qui ont portés sur la précision du repérage.

[Robert 99] Robert s'est intéressé à la précision de localisation d'un point dans l'image à partir des données «constructeur» d'un capteur. Soit un point P dans l'image, de coordonnées (x_r, y_r, z_r) dans le repère du capteur (la transformation entre le repère image et le repère du capteur est supposée connue exactement, voir la figure 2.8).

Les coordonnées du point P dans le repère du transmetteur (x_t, y_t, z_t) sont données par l'équation suivante :

$$\begin{pmatrix} x_t \\ y_t \\ z_t \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x' + \delta_x \\ y' + \delta_y \\ z' + \delta_z \end{pmatrix} + M(\alpha + \delta_\alpha, \beta + \delta_\beta, \gamma + \delta_\gamma) \begin{pmatrix} x_r \\ y_r \\ z_r \end{pmatrix}$$

où (x', y', z') est la position du capteur dans le repère du transmetteur. La matrice M est la matrice de rotation et les valeurs δ représentent les erreurs de mesures du système de localisation. L'erreur de positionnement recherchée est donc :

$$\Delta = \left\| \begin{pmatrix} \delta_x \\ \delta_y \\ \delta_z \end{pmatrix} + (M(\alpha + \delta_\alpha, \beta + \delta_\beta, \gamma + \delta_\gamma) - M(\alpha, \beta, \gamma)) \begin{pmatrix} x_r \\ y_r \\ z_r \end{pmatrix} \right\|$$

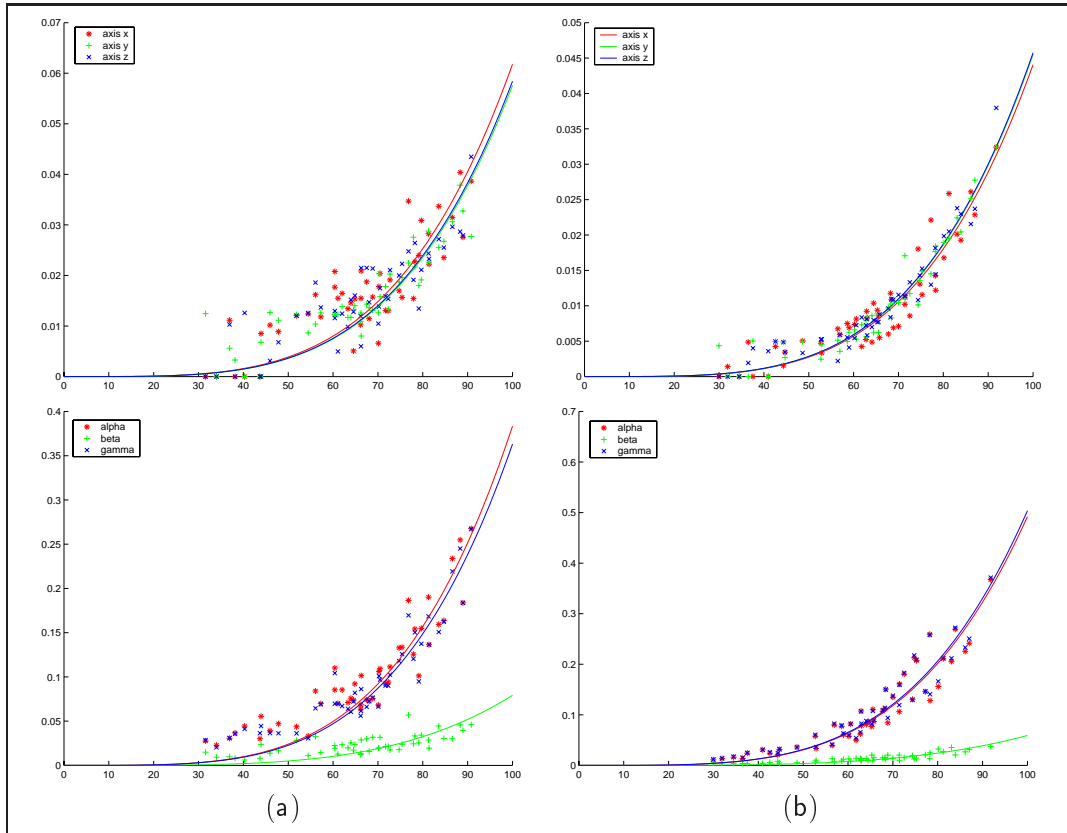


FIG. 2.7: *Reproductibilité pour les positions (en haut) et orientations (en bas), superposées sur le comportement théorique. (a) : Flock of bird et (b) : Fastrak.*

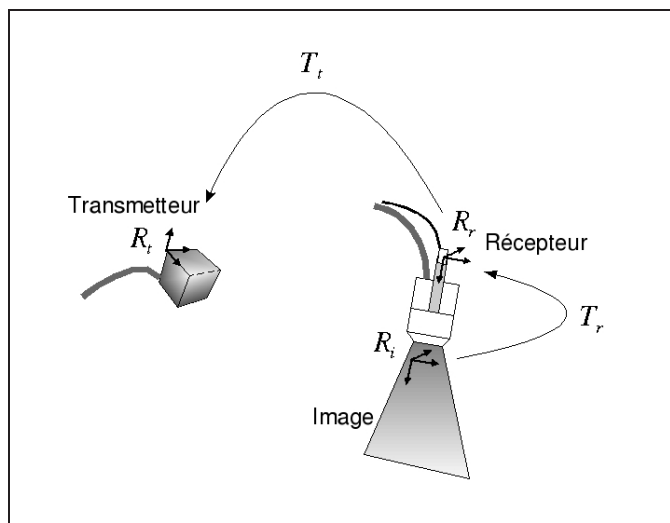


FIG. 2.8: *Les différents repères qui interviennent pour estimer la précision de localisation d'un point d'une image dans l'espace du transmetteur.*

En supposant que les δ sont des variables aléatoires réelles, indépendantes, de moyenne nulle et que l'espace est isotrope, Robert a pu exprimer en linéarisant les équations l'erreur moyenne e en fonction de la distance d entre le point et le capteur :

$$e = \sqrt{3\delta_t^2 + 2d^2\delta_r^2}$$

où δ_t représente l'erreur en translation pour chaque axe, δ_r l'erreur pour les rotations et $d = \sqrt{x_r^2 + y_r^2 + z_r^2}$.

L'hypothèse d'isotropie permet de supposer que $\langle \delta_x^2 \rangle = \langle \delta_y^2 \rangle = \langle \delta_z^2 \rangle = \delta_t^2$. Nous avons vu que cette hypothèse n'est pas toujours vérifiée mais cela permet d'obtenir un ordre de grandeur pour une estimation de l'erreur de localisation d'un point de l'image dans l'espace 3D.

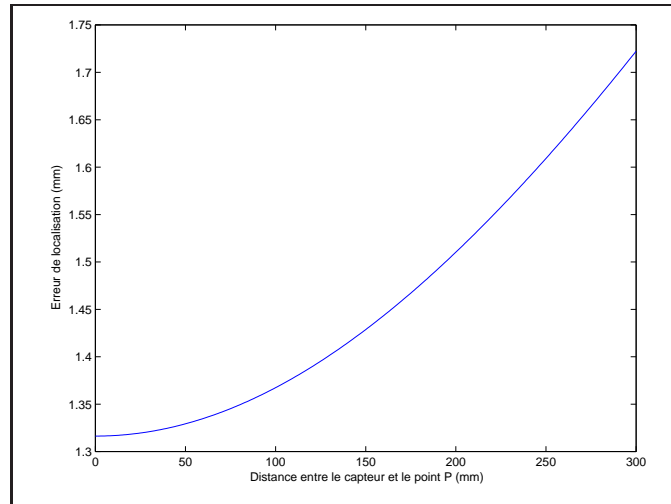


FIG. 2.9: Évolution de l'erreur de localisation d'un point P en fonction de sa distance au capteur magnétique. Les valeurs sont données en mm, pour le Fastrak

Dans le cas du Fastrak, on a $\delta_t = 0.76 \text{ mm}$ et $\delta_r = 0.15^\circ$. Lorsque $d = 10 \text{ cm}$, l'erreur de localisation est alors égale à 1.3674 mm . La figure 2.9 présente l'évolution de l'erreur de localisation en fonction des valeurs prises par d . On peut donc espérer, lorsque la transformation entre le repère image et le repère du capteur est parfaitement connue, obtenir une erreur de localisation de l'ordre de 1.5 mm .

Par comparaison, avec un système de localisation optique, tel que le système Optotrack (Northern Digital⁶), on a $\delta_x = \delta_y = 0.1 \text{ mm}$ et $\delta_z = 0.15 \text{ mm}$. Les erreurs en rotation ne sont pas indiquées. En supposant que $\delta_t = 0.15 \text{ mm}$ et $\delta_r = 0.15^\circ$, $d = 10 \text{ cm}$, l'erreur de localisation est alors égale à 0.4523 mm .

[Detmer 94] Afin d'évaluer la précision du système de localisation (Bird, Ascension Technology), Detmer *et al.* ont mis au point une expérience particulière. Le capteur est attaché sur une base en bois au bout de laquelle est collée une boule (voir la figure 2.10). La boule est positionnée dans un panneau perforé sur lequel est posé le transmetteur. Une

⁶<http://www.ndigital.com>

trentaine de positions et orientations du capteur, uniformément distribuées, sont enregistrées pour une position fixe de la boule. Cette procédure est répétée pour neuf positions distinctes de la boule, par rapport au transmetteur.

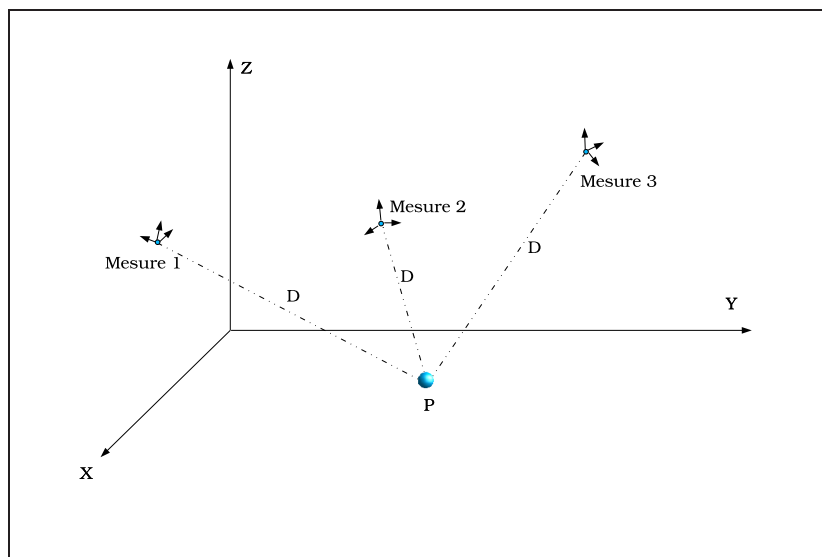


FIG. 2.10: *Expérience de Detmer pour évaluer la précision d'un système de localisation. Il s'agit d'acquérir plusieurs mesures pour un seul point P . La position de P est fixe mais inconnue. La distance D entre P et le capteur est également fixe.*

Dans les expériences qu'il a menées, l'erreur moyenne du système de localisation magnétique seul varie de 1.4mm à 3.2mm (la distance maximale entre le capteur et le transmetteur étant de 60cm). L'écart-type est égal à 0.7mm en x , 0.5mm en y et 1.1mm en z . À l'époque (1994), les caractéristiques fournies par Ascension Technology selon Detmer indiquent une erreur de 2.5mm en translation et 0.5 degrés pour les rotations.

2.2.5 Discussion

D'après les expériences de Detmer et Robert, on a pu voir que la précision de localisation du système de type magnétique est de l'ordre de 1.5mm , contrairement aux systèmes optiques qui permettraient de passer sous la barre du millimètre. Cette erreur de localisation de 1.5mm est comparable à la résolution des données échographiques acquises avec une sonde 3.5MHz [Robert 99]. Ces ordres de grandeurs sont en accord avec les résultats que nous avons obtenus.

L'utilisation de capteurs magnétiques nécessite quelques précautions. Tout d'abord, il faut veiller à éloigner le plus possible du système de localisation les appareils pouvant créer des interférences magnétiques (l'échographe et les lits en métal par exemple) [Nixon 98, Barratt 01b]. De plus, la distance qui sépare le capteur du transmetteur ne doit pas être trop importante. Milne [Milne 96] a montré que cette distance ne devait pas excéder 65cm environ.

Dans certains domaines comme la réalité virtuelle, une étape de calibration du système magnétique permet de diminuer les erreurs de localisation. Dans un environnement opératoire, par la présence d'outils métalliques et du matériel échographique par exemple,

les erreurs des systèmes magnétiques de type courant alternatif peuvent être très élevées : $3.2 \pm 2.4 \text{ mm}$ pour les positions et $2.9^\circ \pm 1.9^\circ$ pour les orientations [Birkfellner 98a]. De nombreuses méthodes de calibration pour les capteurs ont déjà été proposées [Ikits 01]. Cependant, pour des examens échographiques dans un hôpital, la configuration de chaque pièce est particulière. La calibration du système dépend évidemment de la configuration de la pièce. Ainsi ces méthodes de calibration de capteurs dans des environnements spécifiques sont difficilement envisageables dans un environnement clinique. Pour ce type d'environnement particulier, des systèmes de localisation hybrides ont été proposés [Birkfellner 98b, Nakamoto 02]. Ces systèmes hybrides profitent des technologies optique et magnétique et représentent une solution élégante pour les environnements chirurgicaux où des systèmes optiques sont déjà installés. Cependant, pour des examens échographiques nécessitant un certain degré de flexibilité, ce type de système (coûteux) ne peut être envisagé. Les systèmes de localisation magnétiques représentent en prenant certaines précautions, une solution flexible, peu coûteuse, offrant une précision satisfaisante pour des examens échographiques 3D de routine. Ces systèmes ont notamment été utilisés pour des produits industriels d'échographie 3D par les compagnies Esaote et Ultraguide Inc.

Nous allons dans la section suivante comparer la précision obtenue avec une méthode par calcul de pose avec un système de localisation magnétique. L'estimation de la position et de l'orientation par calcul de pose ne nécessite que l'utilisation d'une caméra CCD. Ainsi, cette méthode représente également une solution intéressante car peu coûteuse.

2.3 Comparaison avec une méthode par calcul de pose

Afin de suivre les mouvements de la sonde échographique, il peut être intéressant de considérer une méthode basée vision. Le but est de calculer la pose qui permette d'estimer la position et l'orientation de la caméra par rapport à un objet particulier. La plupart des approches considère le calcul de pose comme un problème de recalage qui consiste à déterminer la relation qui existe entre des points 3D (on peut considérer d'autres formes telles des lignes ou des ellipses etc.) avec leur projection 2D dans le plan de l'image. De nombreuses approches ont été développées afin d'estimer la position de la caméra par rapport à l'objet d'intérêt en considérant sa projection dans le plan image : approches géométriques [Horaud 89, Dhome 89], approches numériques et itératives [Dementhon 95]. Les approches linéaires utilisent la méthode des moindres carrés pour estimer la pose. Les techniques d'optimisation non-linéaires [Lowe 87] consistent à minimiser l'erreur entre l'observation et la reprojexion du modèle. La minimisation s'effectue à l'aide d'algorithmes itératifs tels que Newton-Raphson ou Levenberg-Marquardt.

Nous considérons ici une formulation du calcul de pose utilisant un schéma d'optimisation non-linéaire : asservissement visuel virtuel qui traite du problème du calcul de pose de la même façon que l'asservissement visuel 2D [Sundareswaran 98, Marchand 02]. C'est une formulation simple, précise et souple de ce problème. Un des avantages de cette approche est la possibilité d'utiliser différentes formes géométriques [Marchand 02].

L'objectif de l'asservissement visuel est de déplacer une caméra afin d'observer un objet à une position donnée dans l'image. Ceci est réalisé en minimisant l'erreur entre la position désirée des informations visuelles (\mathbf{p}_d) dans l'image et leur position courante (\mathbf{p}). Si le vecteur des informations visuelles est bien choisi, il y a une unique position de la

caméra qui assure la régulation à zéro de cette erreur. Nous décrivons maintenant pourquoi le calcul de pose est un problème très similaire.

Pour illustrer notre propos, nous considérerons ici, le cas d'un objet constitué de points. Définissons une caméra virtuelle par ses paramètres intrinsèques ξ et ses paramètres extrinsèques donnés par la matrice homogène 4×4 ${}^c\mathbf{M}_o$. ${}^c\mathbf{M}_o$ définit la pose, c'est-à-dire la position de l'objet dans le repère de la caméra. La position d'un point ${}^c\mathbf{P}$ dans le repère de la caméra est donnée par :

$${}^c\mathbf{P} = {}^c\mathbf{M}_o {}^o\mathbf{P} \quad (2.2)$$

où ${}^o\mathbf{P}$ définit les coordonnées homogènes du point dans un repère lié à l'objet. La projection de ce point dans l'image est donnée par:

$$\mathbf{p} = pr_\xi({}^c\mathbf{P}) = pr_\xi({}^c\mathbf{M}_o {}^o\mathbf{P}) \quad (2.3)$$

où $pr_\xi(\cdot)$ est le modèle de projection fonction des paramètres intrinsèques de la caméra ξ . L'objectif du processus de calcul de pose est de minimiser l'erreur entre les données observées et notées \mathbf{p}_d et la position des mêmes informations visuelles \mathbf{p} calculées par reprojection en fonction des paramètres extrinsèques et intrinsèques de la caméra (définie par l'équation 2.3). De manière à réaliser cette minimisation, nous déplaçons la caméra virtuelle (initialement en ${}^{ci}\mathbf{M}_o$) en utilisant une loi de commande classique en asservissement visuel. Quand la minimisation est réalisée, la position finale de la caméra est donnée par ${}^{cf}\mathbf{M}_o$ c'est à dire la pose.

2.3.1 Asservissement visuel virtuel et calcul de pose

Pour le calcul de pose, les paramètres intrinsèques de la caméra étant connus, nous considérerons que la position des informations visuelles est exprimée dans l'espace métrique. Nous noterons donc \mathbf{p}_{md} le vecteur d'information visuel extrait de l'image et \mathbf{p}_m la valeur du même vecteur calculée par reprojection.

L'objectif est donc de minimiser l'erreur $\|\mathbf{p}_m - \mathbf{p}_{md}\|$. Nous définissons donc simplement l'erreur dans l'image \mathbf{e} par la simple équation :

$$\mathbf{e} = \mathbf{p}_m(\mathbf{r}) - \mathbf{p}_{md} \quad (2.4)$$

où \mathbf{r} est la pose.

Le déplacement des informations visuelles est relié à la vitesse \mathbf{T}_c de déplacement de la caméra par :

$$\dot{\mathbf{p}}_m = \frac{\partial \mathbf{p}_m}{\partial \mathbf{r}} \frac{d\mathbf{r}}{dt} = \mathbf{L}_{p_m} \mathbf{T}_c \quad (2.5)$$

La matrice \mathbf{L}_{p_m} est classiquement appelée matrice d'interaction ou Jacobien image.

Si l'on souhaite une décroissance exponentielle de l'erreur \mathbf{e} , c'est à dire :

$$\dot{\mathbf{e}} = -\lambda \mathbf{e} \quad (2.6)$$

où λ est un scalaire qui définit la vitesse de convergence, on obtient finalement la loi de commande suivante :

$$\mathbf{T}_c = -\lambda \mathbf{L}_{p_m}^+ \mathbf{e} \quad (2.7)$$

où $\mathbf{L}_{p_m}^+$ est la pseudo inverse de la matrice \mathbf{L}_{p_m} ($\mathbf{L}^+ = (\mathbf{L}^T \mathbf{L})^{-1} \mathbf{L}^T$ si \mathbf{L} est une matrice $m \times n$ de rang plein avec $m > n$).

2.3.2 Les matrices d'interaction

Tout type d'information visuelle peut *a priori* être utilisé dans cette loi de commande si l'on est capable d'établir la matrice d'interaction $\mathbf{L}_{\mathbf{p}_m}$ qui lui est associée. Dans [Espiau 92], un cadre général permettant le calcul de $\mathbf{L}_{\mathbf{p}_m}$ a été proposé. C'est en fait le principal avantage de cette formulation par rapport à la formulation classique de minimisation non-linéaire. En effet, ces matrices d'interaction ont déjà été établies pour un grand nombre d'informations visuelles (points, droites, segments, cercles, sphères, quadriques, distances, etc.). De plus différentes informations visuelles peuvent être combinées entre elles au sein du même processus de calcul de pose. Dans notre cas, seul le cas des points sera considéré.

Considérons $\mathbf{M} = (X, Y, Z)^T$ les coordonnées d'un point dans le repère de la caméra. La projection perspective de ce point dans le plan image est donnée par $\mathbf{m} = (x, y)^T$ avec :

$$\begin{cases} x = X / Z \\ y = Y / Z \end{cases} \quad (2.8)$$

La matrice d'interaction $\mathbf{L}_{\mathbf{p}_m}$ qui lie le mouvement $\dot{\mathbf{p}}_m = (\dot{x}, \dot{y})$ d'un point $\mathbf{p}_m = (x, y)$ dans l'image à la vitesse \mathbf{T}_c de la caméra est bien connue [Hutchinson 96][Espiau 92] :

$$\mathbf{L}_{\mathbf{p}_m} = \begin{pmatrix} -\frac{1}{Z} & 0 & \frac{x}{Z} & xy & -(1+x^2) & y \\ 0 & -\frac{1}{Z} & \frac{y}{Z} & 1+y^2 & -xy & -x \end{pmatrix} \quad (2.9)$$

Précisons que si l'on utilise que des points, l'asservissement visuel virtuel est très similaire à la méthode proposée par Lowe [Lowe 87].

2.3.3 Expériences

Dans cette étude, nous souhaitons comparer la précision du système de localisation magnétique avec celle de la méthode par calcul de pose. Les mesures des deux systèmes sont comparées avec les positions fournies par le robot, qui constituent la vérité terrain.

Le capteur du système de localisation magnétique (mini-Bird, Ascension Technology) est fixé sur une tige en plastique, au bout du bras du robot. Pour la méthode basée vision, le motif utilisé est une simple feuille de papier blanche avec quatre ronds noirs (voir figure 2.11). Le motif est placé sur la même tige en plastique que le capteur magnétique. La distance qui sépare le transmetteur du capteur magnétique varie de 65cm à 90cm, et la distance qui sépare la caméra CCD et le motif varie de 100cm à 125cm. La caméra CCD a été calibrée en utilisant une seule image à l'aide d'une méthode classique de calibration [Marchand 01].

Pour chaque position du robot, 30 positions ont été acquises avec le système de localisation magnétique et une image a été acquise avec la caméra. 14 positions du bras du robot ont été utilisées pour cette étude. Ces mesures nous permettent de calculer 15 mesures de distances et 35 mesures pour les rotations. Nous utilisons les mêmes critères pour quantifier la précision des deux systèmes que pour l'évaluation précédente.

Les résultats sont présentés dans la figure 2.12. Pour toutes les mesures (15 pour les translations et 35 pour les rotations), les erreurs du système de localisation magnétique et les erreurs de la méthode par calcul de pose sont reportées. Pour le système magnétique, l'erreur moyenne pour les mesures de distances est égale à 0.15cm et l'écart-type est égale

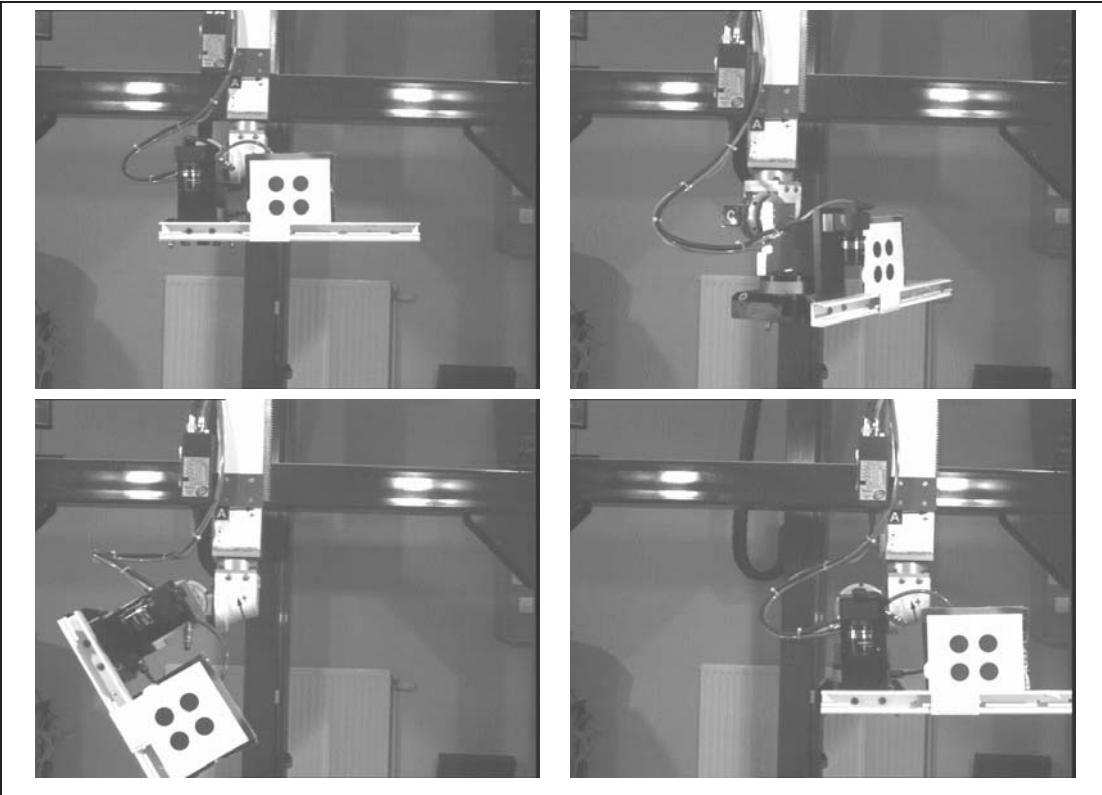


FIG. 2.11: Échantillon de différentes positions du bras du robot, vu par la caméra.

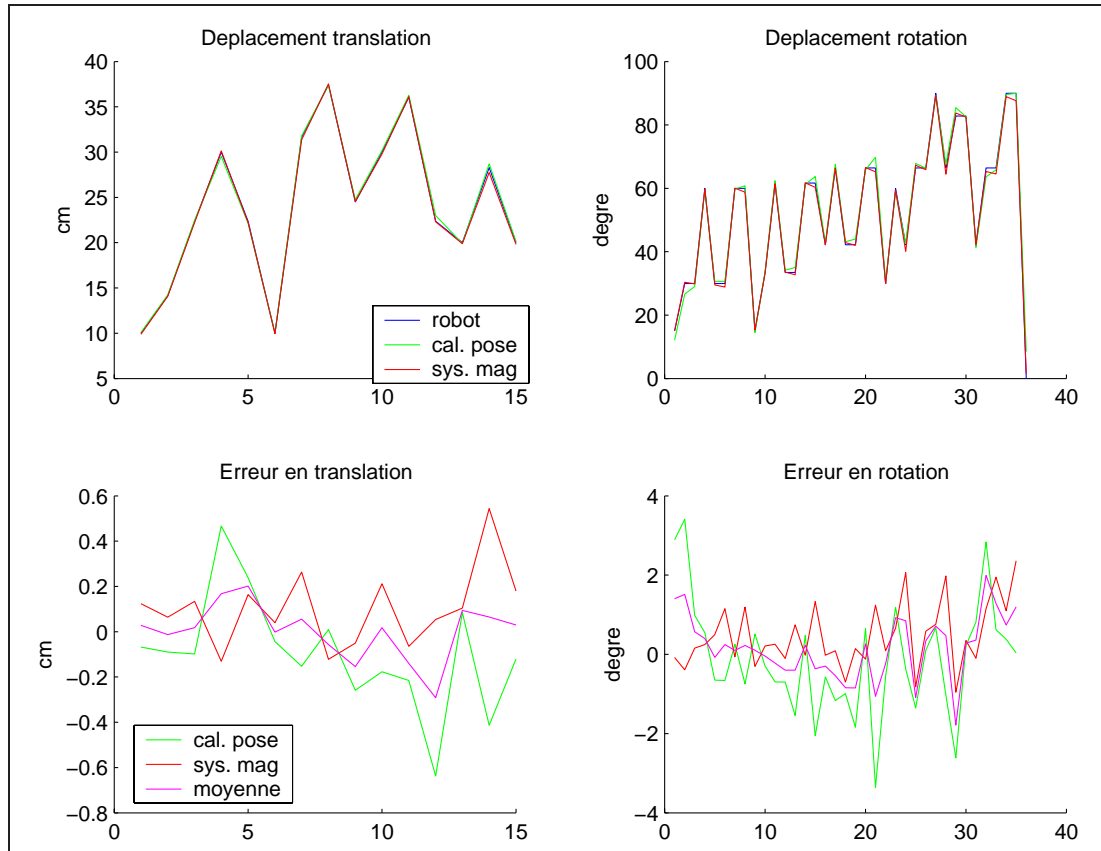


FIG. 2.12: En haut : déplacement en translation (cm) et en rotation (degré) effectués par le bras du robot. En bas : erreurs en translation (cm) et en rotation (degré) du système magnétique et de la méthode par calcul de pose. L'erreur commise en moyennant les deux informations est indiquée en magenta. En abscisse, l'indice des mesures (15 mesures ont été effectuées pour les translations et 35 pour les rotations).

à 0.126cm. Pour la méthode par calcul de pose, l'erreur moyenne pour les mesures de distances est égale à 0.205cm et l'écart-type vaut 0.176cm. En ce qui concerne l'estimation des rotations, l'erreur moyenne est égale à 0.69 degré pour le système de localisation magnétique et égale à 1.08 degré pour la méthode par calcul de pose. Les écarts-type sont égaux respectivement à 0.66 degré et 0.93 degré.

2.3.4 Discussion

Les résultats obtenus avec le système de localisation magnétique sont comparables aux résultats présentés dans le tableau 2.2. Il est à noter que ce système de localisation a été testé dans un environnement de travail relativement grand. Afin d'obtenir de meilleurs résultats, la distance maximale qui sépare le transmetteur du capteur doit être inférieure à 60cm.

Les résultats obtenus avec la méthode par calcul de pose sont intéressants car la caméra n'a été calibrée qu'avec une seule image. Ainsi, il est possible d'obtenir de meilleurs résultats en considérant plusieurs images pour la calibration de la caméra. De plus, une seule image a été acquise afin d'estimer la position du motif attaché à la tige plastique. Comme dans le cas du système de localisation magnétique, il est possible d'utiliser plusieurs images afin de calculer une position moyenne du motif, afin de diminuer les bruits liés à l'acquisition des images.

La précision atteinte avec la méthode par calcul de pose est équivalente à la précision obtenue avec un système de localisation magnétique. L'intérêt de la méthode par calcul de pose est son faible coût. Dans le but d'obtenir un système de localisation fiable, flexible et peu coûteux, il pourrait être intéressant de développer un système de localisation hybride en vue d'une utilisation en milieu hospitalier. Considérer simplement la moyenne des deux informations de position permet d'améliorer la précision et la robustesse du localisateur (voir figure 2.12). Ce type d'approche a déjà été étudié pour fusionner les données provenant d'un système optique avec les données provenant d'un système magnétique [Birkfellner 98b]. Un système hybride fusionnant des données d'un capteur magnétique et des données «images» a été proposé pour des applications de réalité augmentée [State 96a]. Dans notre cas, le motif utilisé par la méthode par calcul de pose peut être modifié afin d'adapter le système à une application médicale. Le problème des interférences des capteurs magnétiques limite en pratique la portée d'utilisabilité de ces systèmes. De même, le problème d'occlusion du motif pour la méthode basée calcul de pose est relativement contraignant pour des applications médicales. Le système hybride permet de profiter des avantages de chaque système (insensibilité aux objets métalliques et aux problèmes d'occlusion) afin d'obtenir des mesures de positions et d'orientations robustes et fiables. De plus, le coût d'un tel système hybride demeure relativement faible comparé aux systèmes de localisation optiques; cependant, la précision d'un système hybride reste inférieure à la précision obtenue avec un système optique. Enfin, de part son aspect robuste, cette approche permettrait le développement de systèmes échographiques 3D dans les milieux hospitaliers.

Conclusion

Nous nous sommes intéressés dans cette partie aux performances des systèmes de localisation, et plus particulièrement les systèmes magnétiques. La précision et la reproductibilité de ces localisateurs a été évaluée à l'aide d'un robot. La précision obtenue est de l'ordre de 1.5mm, ce qui est satisfaisant pour une utilisation clinique.

Les localisateurs magnétiques sont cependant sensibles à la présence d'objets métalliques. Pour utilisation courante de ces systèmes en échographie 3D main-libre, il apparaît nécessaire d'améliorer la robustesse de ces localisateurs. Dans ce but, nous avons comparé leurs performances avec les résultats obtenus à l'aide d'une méthode par calcul de pose. Les expériences menées ont montré que ces deux types de systèmes avaient une précision relativement similaire. Il semble alors d'intéressant d'utiliser ces deux technologies afin de développer un système hybride profitant des avantages de chaque méthode. Le coût d'un tel système demeure faible ce qui permet l'introduction de systèmes hybrides de ce type dans des applications cliniques de routine.

Troisième partie

Calibration d'un système échographique 3D main-libre

Introduction

Un examen échographique 3D peut se décomposer en deux parties : l'acquisition et l'exploitation des données. La phase d'acquisition est primordiale car la qualité de celle-ci conditionne fortement les résultats finaux. Dans ce travail, nous nous sommes intéressés au cas des systèmes échographiques 3D de type main-libre car ceux sont des systèmes flexibles, peu coûteux et simples d'utilisation pour le médecin.

Avant d'acquérir les données, il est indispensable de calibrer le système pour pouvoir effectuer des études quantitatives précises. La calibration (ou calibrage) d'un système de type main-libre est nécessaire pour localiser correctement une image dans l'espace 4D (dimensions spatiales et temporelle). L'étape de calibration peut être décomposée en deux parties : la calibration temporelle et la calibration spatiale. Le but de la calibration temporelle est de mettre en correspondance les images ultrasonores avec les positions 3D fournies par le système de localisation. La calibration spatiale quant à elle consiste à déterminer la transformation rigide qui relie le repère image au repère de l'espace 3D.

Quelque soit le système de localisation employé, l'étape de calibration est cruciale car son impact sur la qualité de la reconstruction est fondamental. De plus, la calibration du système échographique doit être la plus simple possible pour pouvoir être utilisée dans un contexte hospitalier, c'est-à-dire automatique, facile d'utilisation pour le médecin, robuste et rapide. Nous abordons le problème de la calibration de façon générale, sans nous focaliser sur une application médicale particulière.

Nous exposons dans cette partie les approches que nous avons développées pour traiter le problème de la calibration. Le chapitre 1 traite du problème de la calibration spatiale. Nous ferons tout d'abord un tour d'horizon des méthodes proposées dans la littérature et analyserons leurs avantages et inconvénients. Ensuite, nous décrirons une nouvelle méthode de calibration spatiale qui réunit les spécifications précédemment citées. Dans le chapitre 2, nous évaluons la méthode proposée et la comparons à d'autres méthodes de calibration. L'évaluation que nous avons menée repose sur l'utilisation de trois critères fondamentaux : la capacité de localisation 3D d'un point, des mesures de distances et de volumes. Enfin, le troisième chapitre traite du problème de la calibration temporelle. Nous proposons une nouvelle méthode de calibration temporelle simple, automatique pour estimer la latence du système.



Chapitre 1

Calibration spatiale

La calibration spatiale est une étape préalable indispensable à toute application nécessitant une localisation précise des images échographiques dans l'espace 3D. Dans ce chapitre, après avoir décrit la formulation du problème de la calibration spatiale, nous ferons un tour d'horizon des méthodes existantes et présenterons une nouvelle méthode de calibration spatiale développée dans le but d'une utilisation de routine dans un contexte clinique.

1.1 Formulation

Afin de développer un système échographique 3D main-libre utilisable dans le cadre d'études quantitatives précises, il est nécessaire de déterminer la position des images dans l'espace 3D. L'étape de calibration spatiale permet d'estimer la matrice de changement de passage entre le repère de l'image et le repère du capteur posé sur la sonde.

Le problème de la calibration spatiale d'un système échographique 3D main-libre peut se formuler de la façon suivante [Prager 98] :

$$\mathbf{x}_c = T_c T_t T_r S \mathbf{x}_r \quad (1.1)$$

$$\text{avec } \mathbf{x}_r = (u, v, 0, 1)^T \text{ et } S = \begin{pmatrix} s_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}.$$

\mathbf{x}_r est le vecteur de coordonnées du point dans l'image et \mathbf{x}_c le vecteur de coordonnées de ce point dans le repère associé au fantôme. T_r représente la transformation rigide entre le repère de l'image¹ et le repère du récepteur, T_t entre le repère du récepteur et celui du transmetteur et enfin T_c entre le repère du transmetteur et le repère associé au fantôme. u et v sont les coordonnées du pixel dans l'image, s_x et s_y représentent les facteurs d'échelle (voir la figure 1.1).

Le but de la calibration spatiale est d'estimer la matrice T_r (3 translations et 3 rotations) et les deux facteurs d'échelle s_x et s_y . On suppose que l'image produite par l'échographe est rééchantillonnée suivant les deux axes x et y . Ainsi, il suffit d'appliquer les deux facteurs

¹En imagerie ultrasonore, une image est également appelée B-scan.

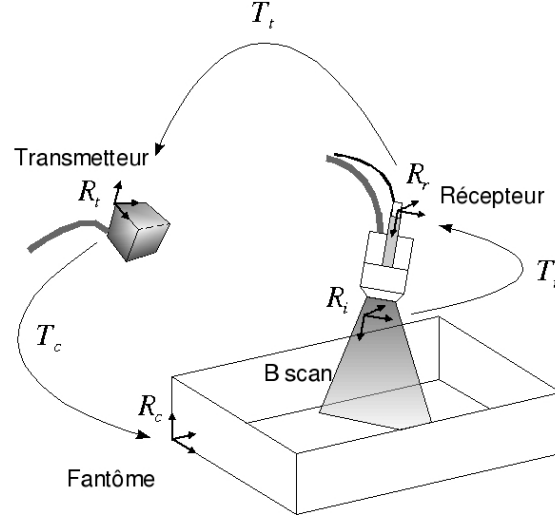


FIG. 1.1: Repères utilisés pour la calibration spatiale : R_i (image), R_r (récepteur), R_t (transmetteur), R_c (fantôme).

d'échelle s_x et s_y pour passer du système pixellique au système métrique. La matrice T_r ne doit être ré-estimée que lorsque la position du récepteur par rapport à la sonde est modifiée (lors d'un changement de sonde par exemple). La matrice T_t est fournie par le système de localisation à chaque instant et donne la position du récepteur par rapport au transmetteur (qui est fixe dans l'espace 3D). La transformation T_c est optionnelle, mais permet pour certains types de fantômes de simplifier l'équation 1.1 [Prager 98].

T_r est une transformation rigide et s'écrit en coordonnées homogènes de la façon suivante :

$$T_r(t_x, t_y, t_z, \alpha, \beta, \gamma) = \begin{bmatrix} R(\alpha, \beta, \gamma) & \mathbf{t}(t_x, t_y, t_z) \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1.2)$$

où $\mathbf{t}(t_x, t_y, t_z)$ est un vecteur de translation, (α, β, γ) représentent les angles de rotation autour des axes (z, y, x) et $R(\alpha, \beta, \gamma)$ la matrice de rotation. Pour exprimer les rotations, nous avons choisi une représentation d'Euler et opté pour le système du deuxième type zyx (voir le chapitre II, section 2.2.2.3) :

$$R(\alpha, \beta, \gamma) = \begin{bmatrix} \cos \alpha \cos \beta & \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma - \sin \alpha \cos \gamma & \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma + \sin \alpha \sin \gamma \\ \sin \alpha \cos \beta & \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma + \cos \alpha \cos \gamma & \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma - \cos \alpha \sin \gamma \\ -\sin \beta & \cos \beta \sin \gamma & \cos \beta \cos \gamma \end{bmatrix} \quad (1.3)$$

1.2 État de l’art

Afin d’estimer les huit paramètres de calibration (translation, rotation et échelle), un fantôme (ou mire) de calibration dont les propriétés géométriques 3D sont connues, est scanné. En introduisant les différentes contraintes liées aux propriétés du fantôme dans l’équation 1.1, il est alors possible de déterminer T_r , s_x et s_y . Afin d’estimer ces paramètres, on extrait tout d’abord des caractéristiques dans les images. Ensuite, il s’agit de mettre en correspondance ces caractéristiques avec la géométrie 3D du fantôme. Une estimation correcte de ces paramètres de calibration permet de retrouver à travers la séquence d’images ultrasonores la géométrie du fantôme. Ce principe général est valable quelque soit la méthode de calibration spatiale développée. Nous avons donc choisi de classer les différentes méthodes existantes en fonction des fantômes utilisés.

Nous avons répertorié six types de fantômes pour estimer les paramètres de calibration. Voici les différentes dénominations que nous utiliserons par la suite :

- * fantôme de type «point d’intersection» ²
- * fils orthogonaux,
- * ensemble de points,
- * fantôme plan,
- * fantôme multimodal,
- * pointeur de localisation.

Pour plus de clarté, un tableau à la fin de cette section récapitule l’ensemble des méthodes, les fantômes associés et les précisions atteintes.

1.2.1 Fantôme de type «point d’intersection»

C’est en étudiant la précision d’un système échographique 3D que Detmer propose d’utiliser une mire constituée d’un seul point pour la calibration [Detmer 94]. En effet, évaluer la reproductibilité et la précision ou exactitude d’un système d’imagerie 3D n’est pas simple. Selon Detmer, les mesures de volumes et de distances ne permettent pas de connaître de façon précise les capacités du système. Des erreurs se compensant «mutuellement» font que les erreurs de localisation du système sont sous-estimées. Partant du principe général des méthodes de calibration énoncé précédemment, Detmer propose l’utilisation d’un fantôme très simple pour effectuer la calibration du système. Ce fantôme est composé de deux fils qui se croisent. Le point d’intersection est fixe dans l’espace 3D. Pour estimer les paramètres de calibration spatiale, le point d’intersection est scanné sous plusieurs angles de vue. Le principe de la méthode est fondé sur l’hypothèse que lorsque les positions 3D de ce point coïncident, les paramètres de calibration sont corrects.

Afin d’estimer les paramètres de calibration, une quarantaine d’images échographiques (Ultramark-9 HDI, avec une sonde linéaire à la fréquence de $7.5MHz$) du point d’intersection des deux fils sont enregistrées avec différents points de vue. Les paramètres de calibration spatiale sont estimés en minimisant la différence entre les positions 3D estimées du point d’intersection $\mathbf{P} = (P_x, P_y, P_z)$ et sa position moyenne $\bar{\mathbf{P}} = (\bar{P}_x, \bar{P}_y, \bar{P}_z)$. L’erreur à minimiser est donnée par la formule suivante :

²Point d’intersection étant la traduction française de «cross wire».

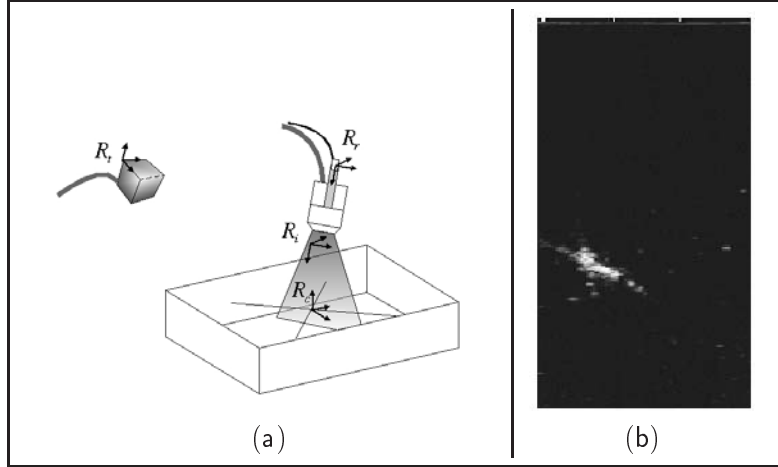


FIG. 1.2: *Fantôme de type «point d'intersection».* (a) : schéma du fantôme ; (b) : image ultrasonore du point d'intersection (image tirée de [Prager 98]).

$$L = [\mathbf{P} - \bar{\mathbf{P}}]^T [\mathbf{P} - \bar{\mathbf{P}}],$$

$$\text{avec } \mathbf{P} - \bar{\mathbf{P}} = (P_{x1} - \bar{P}_x, P_{y1} - \bar{P}_y, P_{z1} - \bar{P}_z, P_{x2} - \bar{P}_x, \dots, P_{zN} - \bar{P}_z)^T$$

Il est à noter qu'il est possible de réutiliser directement l'équation 1.1. En positionnant l'origine du repère associé au fantôme au point d'intersection, les points d'intérêts extraits dans les images (correspondant au point d'intersection) doivent vérifier l'équation suivante [Prager 98] :

$$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = T_c T_t T_r S \mathbf{x}_r \quad (1.4)$$

L'estimation des paramètres de calibration se fait alors en résolvant sur toute la séquence de n images le système d'équations de la forme $f(T_r, s_x, s_y) = 0$. Ici, on pourrait définir cette fonction f en utilisant les trois premières lignes du système d'équations 1.4. La taille de ce système d'équations est égale à $3n$.

Pour étudier la précision de la calibration, Detmer observe la variabilité de la position 3D des points reconstruits autour de la position moyenne 3D de cet ensemble de points. À l'aide de ce fantôme, Detmer *et al.* ont ainsi pu évaluer la précision du système de localisation seul (voir section 2.2 de la partie précédente sur les systèmes de localisation) et la précision du système échographique tout entier (incluant les erreurs du système de localisation).

Dans les expériences qu'il a menées, l'erreur moyenne du système de localisation magnétique seul varie de $1.4mm$ à $3.2mm$ (la distance maximale entre le capteur et le transmetteur étant de $60cm$). L'erreur de localisation moyenne de tout le système calibré (incluant

donc les erreurs du système de localisation), varie de $2.1mm$ à $3.5mm$. Dans [Prager 98], en utilisant également un système de localisation de type magnétique et un fantôme de type «point d'intersection», Prager rapporte une erreur de localisation égale à $1.65mm$.

Le fantôme de type «point d'intersection», simple à la fabrication, permet à la fois de calibrer le système échographique et de mesurer sa précision. Cette méthode qui permet d'obtenir une calibration précise, a souvent été reprise [Meairs 00, Amin 01, Lloret 02] et est devenue une méthode de référence. Cependant, il est difficile d'obtenir de bonnes images du point d'intersection, et la localisation de ce point doit donc se faire manuellement pour chaque image. Estimer les paramètres de calibration avec un fantôme de type «point d'intersection» est donc un processus long, fastidieux et non-automatique.

1.2.2 Fils orthogonaux

En 1996, Carr a proposé un fantôme composé de trois fils orthogonaux [Carr 96]. La procédure d'acquisition des données consiste à scanner les trois fils. Les paramètres de calibration sont estimés en utilisant la contrainte d'orthogonalité. La précision de la calibration dépend donc de la qualité de construction du fantôme.

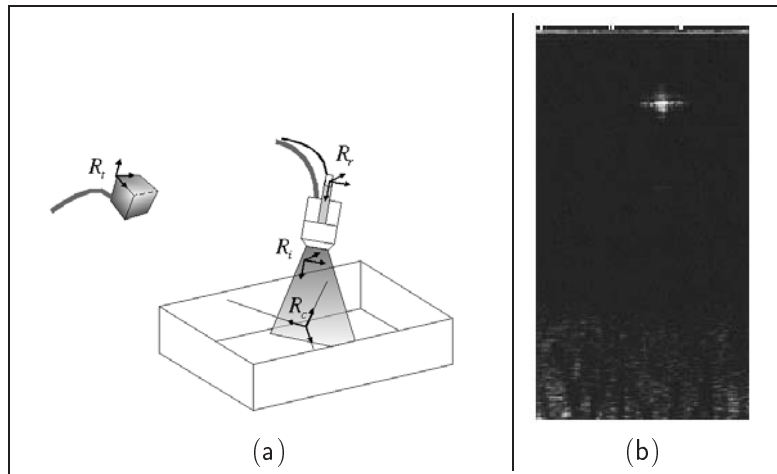


FIG. 1.3: *Fantôme composé de trois fils orthogonaux. (a) : schéma du fantôme ; (b) : image ultrasonore d'un fil (image tirée de [Prager 98]).*

On peut placer l'origine du repère associé au fantôme à l'intersection des fils et orienter le repère suivant les trois fils. En considérant le fil orienté suivant l'axe x , un pixel appartenant à ce fil vérifie l'équation suivante [Prager 98] :

$$\begin{pmatrix} x \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = T_c T_t T_r S \mathbf{x}_r \quad (1.5)$$

L'opération est répétée le long des deux autres fils. On obtient de la même façon que pour le fantôme de type «point d'intersection» un système d'équations de la forme $f(T_r, s_x, s_y) = 0$. La taille du système est égale à $2n$.

La procédure d'acquisition est plus simple que dans le cas du fantôme «point d'intersection». Il est en effet plus facile de scanner un fil sur toute sa longueur que de scanner un seul point avec de multiples vues. Cependant, la construction du fantôme nécessite plus d'attention. La calibration est moins précise et l'erreur de localisation moyenne obtenue dans [Prager 98] est égale à $2.67mm$ en utilisant un système de localisation magnétique.

1.2.3 Ensemble de points

Les fantômes de type «ensemble de points» sont les plus répandus. Le principe général de ces méthodes consiste à construire un fantôme relativement complexe dont le modèle 3D est connu. Ce dernier est localisé dans l'espace 3D à l'aide d'un système de localisation. Les paramètres de calibration sont alors estimés en mettant en correspondance les points extraits dans les images projetés dans l'espace 3D et leurs positions 3D connues.

Les premiers fantômes composés de motifs en forme de «Z» ont été proposés dans [Comeau 98] et [Gobbi 99]. La position des trois motifs est déterminée en utilisant un système de localisation optique indépendant. Chaque position des motifs est fixe et précisément connue par rapport à la base du fantôme. Dans [Bouchet 01], Bouchet *et al.* reprennent ce principe mais utilisent un fantôme plus complexe. Il s'agit d'un fantôme filaire, composé de 39 fils de nylon, plongés dans du zerdine³. Ces fils forment 13 motifs en forme de «Z», à 13 profondeurs différentes. La figure 1.4 illustre le fantôme développé par Bouchet. L'intersection de chaque fils avec le plan image est déterminée par un seuillage manuel sur l'intensité. Un ensemble de points d'intérêt est ainsi obtenu. Afin d'estimer les paramètres de calibration, il faut, pour les points d'intérêt extraits, mettre en correspondance les positions 3D repérées avec le système de localisation et les positions 3D estimées en utilisant l'équation 1.1.

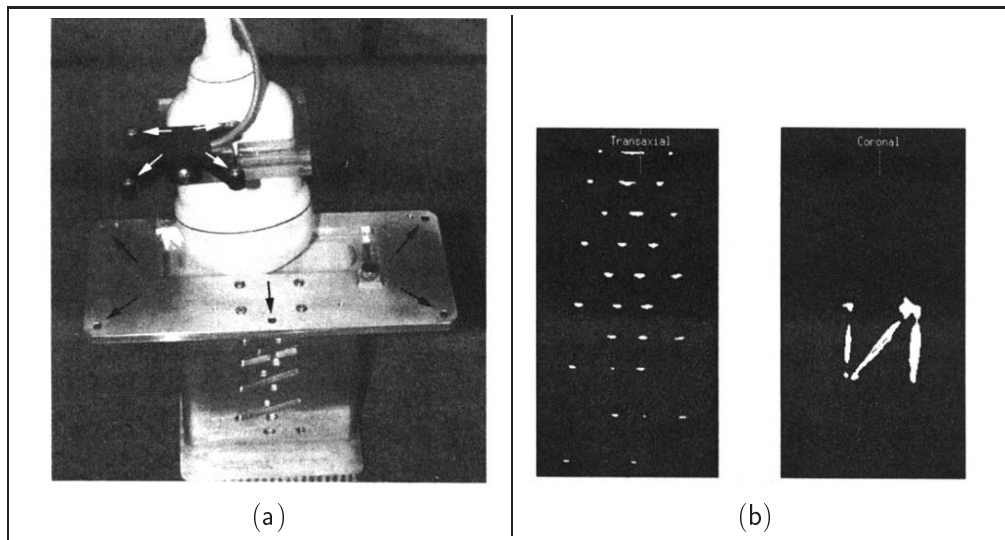


FIG. 1.4: (a) : fantôme développé par Bouchet; (b) : images ultrasonores correspondantes (figures tirées de [Bouchet 01]).

³la composition et les propriétés physiques de ce matériau sont décrites dans la section 2.3.3.

TAB. 1.1: *Précision obtenue par Bouchet [Bouchet 01], avec une sonde abdominal (3.5MHz).*

Profondeur (mm)	Distance Latérale	Distance Axiale	Distance Antéropostérieure
30	0.5 ± 0.4	0.2 ± 0.1	0.3 ± 0.2
60	1.2 ± 0.4	0.6 ± 0.5	0.2 ± 0.2
110	1.2 ± 0.6	0.9 ± 0.7	0.2 ± 0.1
Toutes profondeurs	0.9 ± 0.6	0.6 ± 0.5	0.2 ± 0.2

Le même type de fantôme filaire a été employé par Pagoulatos [Pagoulatos 01] dans le but de développer une méthode de calibration rapide. Le fantôme est constitué de 30 repères en forme de «Z». Ces repères sont étalés sur 5 plans, chaque plan contenant 6 formes en «Z». De la même manière que [Bouchet 01], il est nécessaire de localiser le fantôme dans l'espace de reconstruction en utilisant un système de localisation. Une seule image ultrasonore du fantôme est acquise. Les points d'intérêt sont ensuite segmentés manuellement.

On peut également citer les travaux présentés dans [Henry 97]. Henry *et al.* ont développé un fantôme dans lequel est fixé un fil de nylon formant un triangle. Le fantôme est plongé dans une cuve d'eau. L'ensemble des 33 plots (P_0 à P_{32}) permet de connaître la position du triangle. Les six points tests (T_0 à T_5) dont la position est connue par construction constituent la base du modèle géométrique 3D de la mire (voir figure 1.5). La position de ces points tests est déterminée à l'aide d'un pointeur.

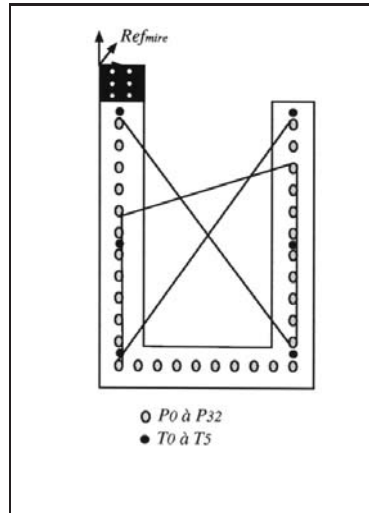


FIG. 1.5: *Fantôme développé par Henry constitué d'un ensemble de points formant un triangle (image tirée de [Henry 97]).*

Enfin, Sato [Sato 98] a développé un autre fantôme de type «ensemble de points». Ce fantôme, comme le montre la figure 1.6, possède trois points d'intérêt. Ces derniers sont repérés dans l'espace 3D l'aide d'un système de localisation optique (voir figure 1.6) et extraits manuellement des images échographiques. Soient \mathbf{x}_{ci} ($i = 1, 2, 3$) les coordonnées 3D

des points d'intérêts et \mathbf{x}_{ri} ($i = 1, 2, 3$) leurs coordonnées dans l'image. Sato fait l'hypothèse que $s_x = s_y$ et détermine le paramètre d'échelle à partir de l'équation suivante :

$$s = \frac{1}{3} \left(\frac{|\mathbf{x}_{c1} - \mathbf{x}_{c2}|}{|\mathbf{x}_{r1} - \mathbf{x}_{r2}|} + \frac{|\mathbf{x}_{c2} - \mathbf{x}_{c3}|}{|\mathbf{x}_{r2} - \mathbf{x}_{r3}|} + \frac{|\mathbf{x}_{c1} - \mathbf{x}_{c3}|}{|\mathbf{x}_{r1} - \mathbf{x}_{r3}|} \right)$$

La matrice T_r est estimée en minimisant le terme suivant

$$\sum_{i=1}^3 (\mathbf{x}_{ci} - T_c T_t T_r S \mathbf{x}_{ri})^2$$

en utilisant un algorithme d'optimisation non-linéaire comme Levenberg Marquardt. Cette méthode de calibration se révèle précise : l'erreur de localisation moyenne obtenue varie de $0.58mm$ à $0.77mm$.

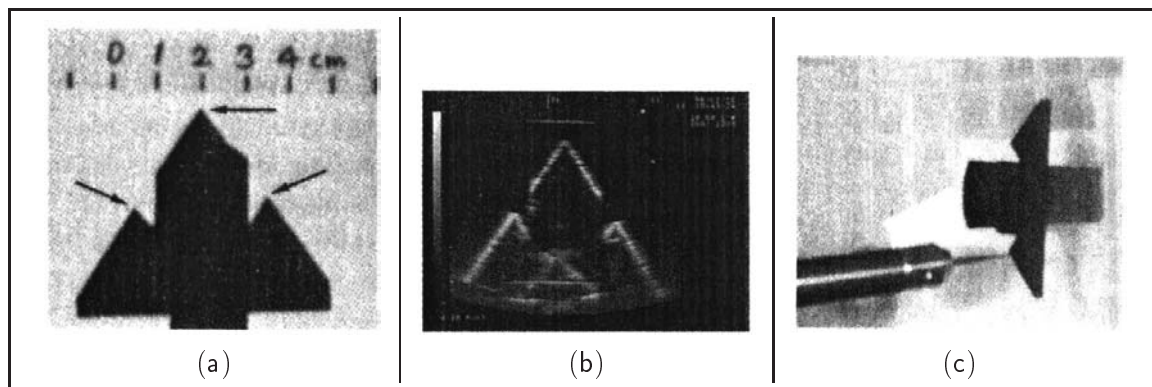


FIG. 1.6: (a) : fantôme développé par Sato; (b) : image ultrasonore du fantôme; (c) : repérage du fantôme dans l'espace 3D à l'aide d'un système de localisation optique (figures tirée de [Sato 98]).

1.2.4 Fantôme plan

Les fantômes filaires produisent des images qui sont difficiles à traiter de façon automatique et précise. En scannant les fantômes composés de fils orthogonaux et ceux de type «point d'intersection», Prager a remarqué que le fond du fantôme utilisé produisait dans l'image une ligne visible et relativement nette [Prager 98].

L'idée d'effectuer la calibration du système échographique à l'aide d'un fantôme plan est séduisante car ce type de fantôme est simple à construire. De plus, la ligne correspondant au plan dans l'image est nette. Bien qu'il puisse y avoir des artefacts dans l'image (échos parasites), l'extraction de la ligne peut se faire de façon automatique. La figure 1.7 illustre un fantôme de type plan et une image ultrasonore correspondante.

En positionnant le repère associé au fantôme R_c au niveau du plan du fantôme, chaque pixel d'une image appartenant à la ligne extraite vérifie l'équation suivante [Prager 98] :

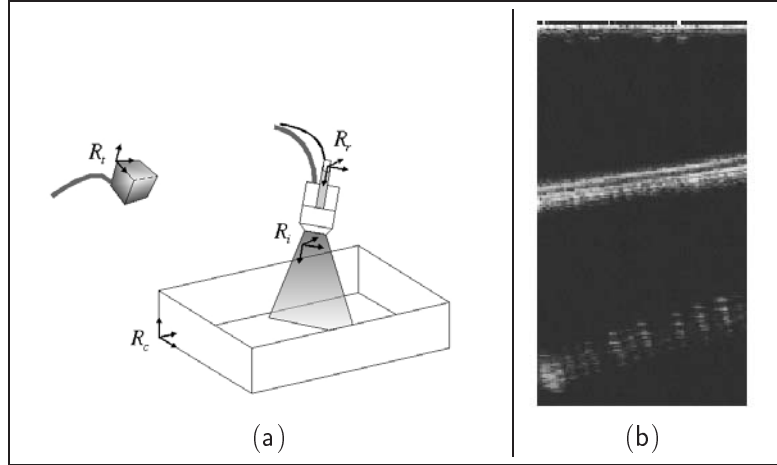


FIG. 1.7: (a) : fantôme plan; (b) : image ultrasonore du fantôme (image tirée de [Prager 98]).

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = T_c T_t T_r S \mathbf{x}_r \quad (1.6)$$

Afin d'estimer les paramètres de calibration, Prager exploite la troisième composante de cette équation pour chaque point appartenant à une ligne d'intérêt. En utilisant deux points par image (une ligne peut être définie uniquement par deux points), la taille du système d'équations de la forme $f(T_r, s_x, s_y) = 0$ est égale à $2n$.

Prager *et al.* ont développé une méthode semi-automatique d'extraction des lignes dans les images en exploitant l'information de gradient. L'utilisateur définit un nombre m de lignes verticales espacées de façon régulière dans une région d'intérêt prédéfinie. Un filtrage Gaussien 1D est appliqué le long de chaque ligne verticale :

$$s(y) = g_\sigma(y) * I(y)$$

avec :

$$g_\sigma(y) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{y^2}{2\sigma^2}\right)$$

Le gradient le long de chaque ligne est calculé par convolution :

$$s'(y) = g'_\sigma(y) * I(y)$$

L'utilisateur détermine la valeur du seuil pour extraire les points de gradient les plus forts. Afin d'obtenir une extraction robuste des droites correspondant au plan du fantôme à partir des m points d'intérêt, Prager *et al.* utilisent le «Random Sample Consensus» (RANSAC) [Fischler 81]. Cependant, l'étape d'extraction des droites doit être vérifiée manuellement pour toute la séquence. Lorsque la séquence est fortement bruitée, les paramètres doivent être réglés avec soin.

Afin d'obtenir des séquences de meilleure qualité, un fantôme complexe a été développé par Prager à l'université de Cambridge (voir la figure 1.8). Au lieu de scanner un plan, il s'agit de visualiser une fine barre montée entre deux disques. Il est possible d'effectuer les six mouvements nécessaires à l'estimation des paramètres de calibration (trois translations et trois rotations). La barre représente alors un plan virtuel. Comme le montre cette figure, ce fantôme est relativement encombrant et difficile d'utilisation. En utilisant un système de localisation magnétique (Polhemus FASTRAK) et le fantôme plan, l'erreur de localisation moyenne est égale à $3.43mm$ [Prager 98]. Pour le fantôme spécifique de Cambridge, l'erreur moyenne est alors égal à $2.17mm$. Cette approche développée par Prager utilisant un fantôme plan peut être considérée comme une référence dans le domaine de l'échographie 3D main-libre et a notamment été repris par Ionescu à l'université de Grenoble [Ionescu 98] et Lango à SINTEF Health en Norvège [Lango 00]. Ce dernier propose d'utiliser pour fantôme une fine membrane localisée à l'aide d'un système de localisation calibré et de détecter automatiquement chaque ligne dans la séquence d'images à l'aide de transformées en ondelettes..

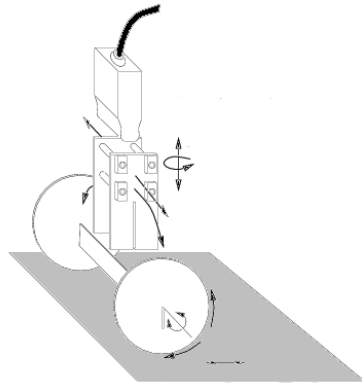


FIG. 1.8: *Fantôme spécifique développé à l'université de Cambridge (image extraite de [Prager 97]).*

Cette méthode de calibration est incluse dans le logiciel Stradx développé à Cambridge [Prager 99]. La figure 1.9 montre l'interface graphique de Stradx pour l'étape de calibration spatiale. Ce logiciel disponible sur le site Internet de l'université de Cambridge propose également des outils de segmentation et de visualisation très intéressants.

1.2.5 Fantôme multimodal

Une approche originale décrite dans [Blackall 00] considère un volume ultrasonore et un volume d'une autre modalité (CT ou IRM) d'un fantôme. L'estimation des paramètres de calibration spatiale est alors effectuée en recalant ces deux volumes. L'hypothèse sous-jacente consiste à supposer qu'un bon recalage correspond à une calibration correcte. Blackall *et al.* utilise l'information mutuelle normalisée comme mesure de similarité afin d'obtenir un recalage précis et robuste des différentes modalités [Studholme 99]. L'information mutuelle normalisée, notée $I(A, B)$, entre deux volumes A et B s'exprime par :

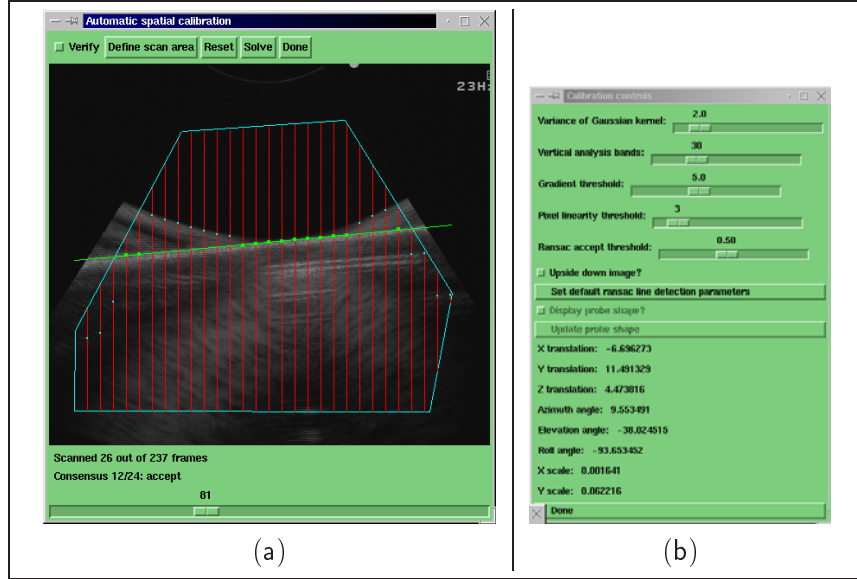


FIG. 1.9: Interface de Stradx. (a) : interface graphique pour visualiser la détection des lignes dans la région d'intérêt et le plan estimé ; (b) : panneau de contrôle pour les paramètres de calibration spatiale.

$$I(A, B) = \frac{H(A) + H(B)}{H(A, B)} \quad (1.7)$$

où $H(A)$ et $H(B)$ sont les entropies marginales des deux volumes et $H(A, B)$ représente l'entropie jointe. Les entropies marginales et jointe sont calculées à partir des histogrammes joints de A et B . La mesure de similarité est calculée pour chaque image ultrasonore. Pour chaque point d'une image 2D, la position 3D correspondante est calculée en utilisant l'équation 1.1 et l'intensité de ce point 3D est calculée par interpolation tri-linéaire. Cette approche permet d'éviter la reconstruction du volume des données ultrasonores pour chaque jeu de paramètres de calibration. Les bons paramètres de calibration spatiale correspondent à un alignement correct des deux volumes et l'information mutuelle normalisée est alors maximale. Ceci amène à considérer le problème d'optimisation suivant :

$$\hat{T}_r = \arg \max_T \{I(A, T(B))\} \quad (1.8)$$

où $I(A, T(B))$ est la mesure de similarité entre l'ensemble d'images ultrasonores B transformées par T et le modèle A .

Les résultats obtenus par Blackall sont comparables à ceux obtenus avec un fantôme de type point d'intersection. Le principal avantage de cette approche est de supprimer l'étape d'extraction de points d'intérêt qui se révèle fastidieuse dans bien des cas. Cependant, le volume IRM ou CT doit être exprimé dans le même repère que l'ensemble des images ultrasonores. Pour ce faire, il est nécessaire de connaître la position du fantôme dans l'espace de reconstruction. Ceci est effectué en utilisant un pointeur optique mais cette

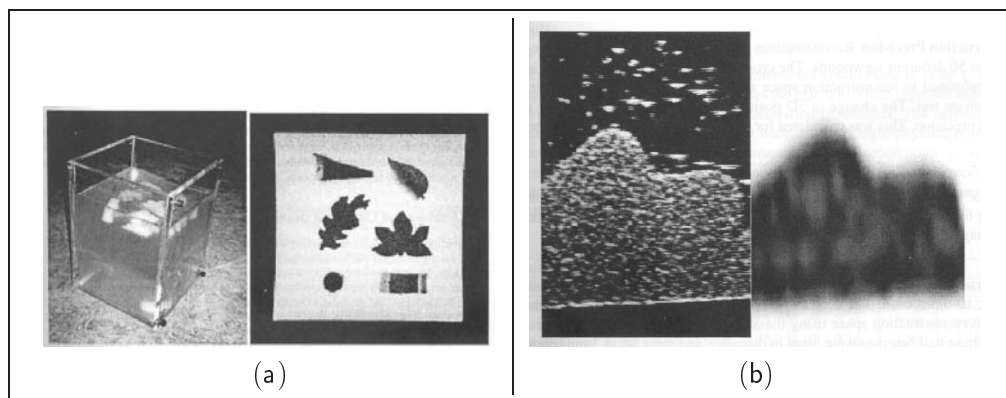


FIG. 1.10: (a) : fantôme multimodal utilisé par Blackall; (b) : image ultrasonore et IRM du fantôme (images extraites de [Blackall 00]).

étape est longue et relativement pénible. Enfin, il est à noter que pour obtenir un recalage efficace, il est nécessaire d'initialiser les paramètres de calibration proches de la solution. Ainsi, même en développant une stratégie multirésolution, l'algorithme a été initialisé à partir de résultats de calibration utilisant un fantôme de type point.

1.2.6 Pointeur de localisation

Diane Muratore et Robert Galloway Jr. [Muratore 01] ont développé deux méthodes de calibration spatiale qui n'utilisent pas de fantôme particulier. La sonde employée lors des différentes expériences est de type linéaire (Hewlett-Packard SONOS 1000). Le système de localisation optique utilisé est un Optotrak 3020 de Northern Digital. Ce système permet de suivre indépendamment la sonde échographique et un pointeur.

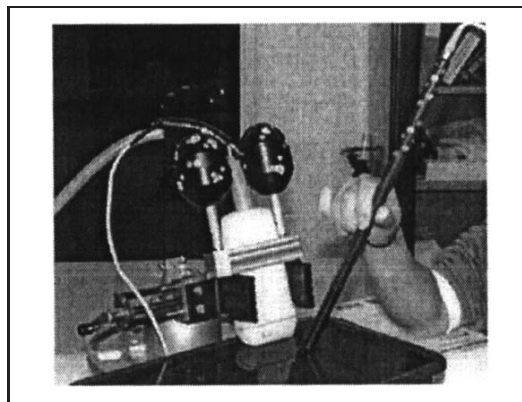


FIG. 1.11: Protocole d'acquisition des données pour la méthode de calibration «sans fantôme» (image tirée de [Muratore 01]).

Dans les deux méthodes proposées, le protocole d'acquisition des données est identique. Le pointeur optique est placé «dans» le faisceau ultrasonore (voir figure 1.11). Une centaine de points apparents dans l'image correspondant à la pointe du pointeur optique, est acquise. Ces points sont ensuite segmentés manuellement pour chaque image.

La première approche proposée repose sur la relation spatiale qui existe entre le pointeur optique et la sonde suivi par un système de localisation. Les paramètres de calibration spatiale sont estimés en recalant les points extraits des images ultrasonores avec leurs positions 3D physiques fournies par le pointeur.

La deuxième méthode repose sur l’hypothèse que les points d’intérêt extraits dans chaque image appartiennent à un même plan. Autrement dit, on peut assimiler le faisceau ultrasonore à un plan. Les paramètres de calibration spatiale sont estimés en utilisant cette contrainte planaire.

Les résultats obtenus [Muratore 01] ont tout d’abord permis de montrer que l’hypothèse selon laquelle le faisceau ultrasonore est plan est valable. Une fois la calibration effectuée, la précision de localisation 3D d’un point a été évaluée en utilisant un fantôme de type «point d’intersection». Dix points d’intersection ont été localisés avec le pointeur optique et cinq images ont été acquises pour chaque point d’intersection à une fréquence de $7,5MHz$. Les points ont été sélectionnés manuellement dans chaque image. La première (resp. deuxième) méthode permet d’atteindre une précision égale à $0,57mm \pm 0,33$ (resp. $0,59mm \pm 0,36$).

L’approche proposée par Muratore et Galloway permet d’obtenir une calibration précise. En revanche, les phases d’acquisition des données et d’extraction des points sont relativement longues et pénibles. Le processus de calibration dure environ 1 heure et limite ainsi l’utilisation d’une telle méthode de calibration en environnement clinique.

1.2.7 Discussion

Quelque soit le type de fantôme développé, les méthodes de calibration reposent toujours sur le principe suivant :

- un fantôme dont les propriétés géométriques 3D sont connues, est scanné,
- l’estimation des paramètres de calibration est réalisée en retrouvant cette géométrie dans la séquence d’images ultrasonores.

Le tableau 1.2 récapitule les différentes méthodes de calibration, avec le matériel utilisé par chaque auteur et la précision obtenue. Le critère retenu ici pour évaluer la précision de la calibration est la capacité du système à localiser un point dans l’espace 3D (critère proposé initialement par Detmer *et al.* dans [Detmer 94]). Dans le cas de [Bouchet 01], l’évaluation de la précision du système ne correspond pas exactement au critère de Detmer. En effet, l’erreur reportée dans [Bouchet 01] est donnée pour chaque axe (x, y, z) séparément. De plus, il existe d’autres critères pour évaluer une méthode de calibration (critères de reproductibilité et de précision par rapport à une vérité terrain [Prager 98, Blackall 00]) mais ceux-ci n’ont pas été utilisés dans tous les travaux d’évaluation. Ainsi, par soucis de clarté, nous avons préféré ne conserver que celui proposé par Detmer pour comparer les différentes méthodes existantes.

À la vue du tableau 1.2, il est difficile de dire si une méthode surpasse vraiment les autres. En effet, pour analyser correctement ce tableau, il faut prendre en compte la précision du système de localisation utilisé. On peut remarquer que les méthodes utilisant un système de type magnétique sont nettement moins précises que celles utilisant un système de type optique. Pour se convaincre de cela, il suffit de regarder la précision obtenue par [Detmer 94] et [Blackall 00] pour le fantôme de type «point d’intersection». Il semble cependant que la méthode avec «pointeur de localisation» proposée dans [Muratore 01] et les méthodes utilisant des points permettent d’obtenir de meilleurs résultats.

TABLE 1.2: Tableau récapitulatif des différentes méthodes de calibration proposées dans la littérature, avec le matériel utilisé par chaque auteur et la précision obtenue.

Auteurs	Fantôme	Matériel	Système de localisation	Précision
[Detmer 94]	Point d'intersection	Ultramar-k-9 HDI sonde linéaire (7.5MHz)	Magnétique	2.1mm - 3.5mm
[Mearns 00]	Point d'intersection	ATL HDI 5000 sonde convexe (2MHz)	Magnétique	2.11 ± 1.78mm
[Prager 98]	Point d'intersection Fils orthogonaux Plan Fantôme Cambridge	Toshiba SSA-270A/HG sonde linéaire (7MHz)	Magnétique	1.65mm 2.67mm 3.43mm 2.17mm
[Bouchet 01]	Points	Medison Voluson	Optique	voir tableau 1.1
[Pagoulatos 01]	Points	Siemens Sonoline Elegra sonde convexe (3.5MHz)	Magnétique	de 2.41mm ± 0.33 à 3.14mm ± 0.26
[Leotta 97]	Points	ATL HDI 3000 sonde convexe (3MHz)	Magnétique	2.41mm
[Sato 98]	Points	Aloka SSD-2000 sonde convexe (10MHz)	Optique	0.58mm et 0.77mm
[Blackall 00]	Recalage avec un volume IRM	Siemens Sonoline Versa Pro sonde linéaire (10MHz)	Optique	1.15mm et ($\sigma = 0.62$)
	Point d'intersection		Optique	0.80mm et ($\sigma = 0.46$)
[Muratore 01]	Pointeur optique	HP Sonos 1000 sonde linéaire (4.5MHz et 7.5MHz)	Optique	0.57mm ± 0.33mm

Afin d'évaluer une méthode de calibration, il est nécessaire de prendre en compte d'autres critères. En effet, cette étape indispensable de calibration pour les systèmes de type main-libre doit permettre d'effectuer un examen échographique 3D simplement. Nous avons donc également choisi d'utiliser d'autres critères qui concernent plus spécifiquement le type du fantôme et l'utilisation du système échographique par le médecin, pour évaluer les méthodes proposées dans la littérature :

- le coût nécessaire à la mise en œuvre de la méthode de calibration (fantôme, système de localisation optique etc.)
- la simplicité d'utilisation et de construction du fantôme de calibration,
- la simplicité d'utilisation de la méthode de calibration (le degré d'expertise de l'utilisateur),
- le temps employé à calibrer le système,
- la nécessité d'une intervention de l'utilisateur (la méthode de calibration est-elle totalement automatique?).

Le tableau 1.3 résume les avantages et inconvénients des différents fantômes proposés. Ce tableau montre clairement qu'il est nécessaire de développer une nouvelle méthode de calibration spatiale dans le but d'une utilisation clinique de routine. Les deux points clés sont notamment le temps passer à calibrer le système et le caractère automatique de la méthode. Dans la section suivante, nous présentons une nouvelle méthode de calibration dans le but de satisfaire aux critères cités précédemment.

TAB. 1.3: *Avantages et inconvénients des fantômes existants.*

Fantôme	Coût	Fabrication	Utilisation	Rapidité	Automatique
Point d'intersection	+	+	-	-	-
Ensemble de points	+	-	+	-	-
Pointeur	-	+	-	-	-
Fantôme plan	+	+	+	-	-
Calibration par recalage	-	+	-	-	-

1.3 Méthode de calibration spatiale proposée

1.3.1 Principe de la méthode

Dans le but de proposer une méthode simple, rapide et complètement automatique, nous utilisons un fantôme de type plan (voir figure 1.12). Comme nous l'avons mentionné précédemment, ce fantôme est très simple à construire et à utiliser. Comme le montre la figure 1.13, lors de l'acquisition d'une séquence d'images pour la calibration spatiale, il est nécessaire six mouvements de la sonde (trois translations et trois rotations). Lors de l'acquisition, le mouvement appliqué à la sonde est lent et régulier. De plus, ce fantôme permet d'obtenir dans chaque image ultrasonore une ligne détectable automatiquement avec précision (voir figure 1.7). Contrairement aux fantômes complexes tels que les fantômes de type «ensemble de points» [Bouchet 01, Pagoulatos 01], il n'est pas nécessaire

de localiser le fantôme dans l'espace 3D à l'aide d'un pointeur optique. Le fantôme plan représente ainsi une solution simple et économique pour le problème de la calibration.



FIG. 1.12: *Fantôme plan utilisé : il s'agit d'une plaque de plexiglass collée au fond d'un bac, l'air séparant la plaque du bac permet de diminuer les artefacts dans les images.*

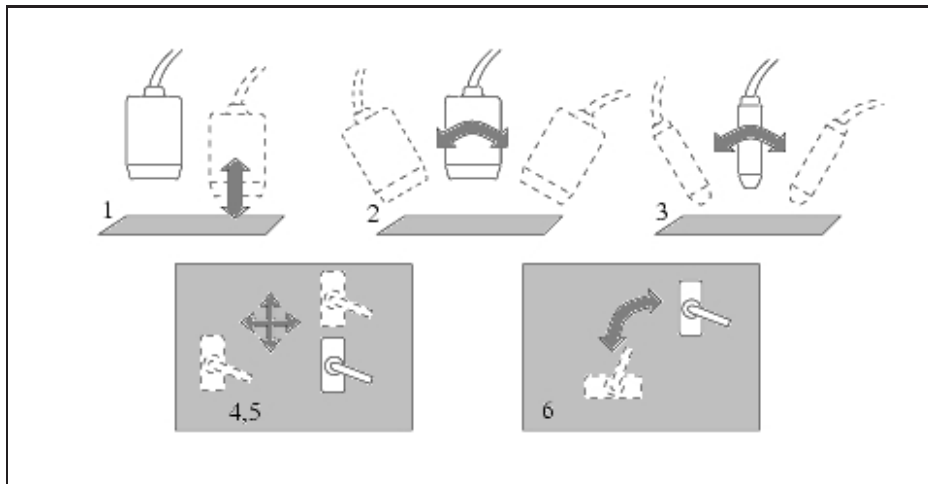


FIG. 1.13: *Les six mouvements à effectuer lors de l'acquisition d'une séquence d'images pour la calibration spatiale : trois translations et trois rotations [Prager 97].*

La première étape consiste à extraire de la séquence ultrasonore un ensemble de points d'intérêt (section 1.3.2). Dans chaque image de la séquence, on extrait des points appartenant à la ligne correspondant à la projection du plan dans l'image. D'après la géométrie du fantôme utilisé, cet ensemble de points doit former un plan. L'estimation des paramètres de calibration spatiale est effectuée en alignant les points extraits avec le plan du fantôme (section 1.3.3). Enfin, nous présenterons dans les sections 1.3.4, 1.3.5 et 1.3.6 les algorithmes d'optimisation mis en œuvre ainsi que les estimateurs robustes utilisés pour estimer les paramètres de calibration.

1.3.2 Extraction des points d'intérêt

1.3.2.1 Critères d'extraction

Tout d'abord, pour chaque image de la séquence ultrasonore, un ensemble de points d'intérêt correspondant au plan est extrait. Comme premier critère d'extraction, nous utilisons l'intensité et le gradient de chaque point et ne conservons que les points où ces mesures sont les plus fortes. En effet, la position du plan dans l'image est donnée par le maximum en intensité [Ionescu 98]. Il est nécessaire de combiner ces deux informations car, comme le montre la figure 1.14, lorsque le mouvement de la sonde est assez rapide (5 cm/s par exemple), l'information fournie par le gradient ou l'intensité n'est pas suffisante pour obtenir une extraction fiable. L'extraction des points d'intérêt s'effectue à l'aide d'un seuillage par rapport aux valeurs maximales détectées (gradient et intensité) dans la première image de la séquence. La première image sert d'image de «référence». Le gradient est calculé par convolution de l'image par un masque prédéfini [Tommasini 98] ⁴.

Remarque Dans les méthodes [Prager 98], et [Ionescu 98], seule l'information de gradient est utilisée. Or l'intensité nous renseigne également sur la qualité d'acquisition de l'image. C'est la raison pour laquelle l'étape d'extraction des points d'intérêt que nous proposons fusionne l'information de gradient et d'intensité.

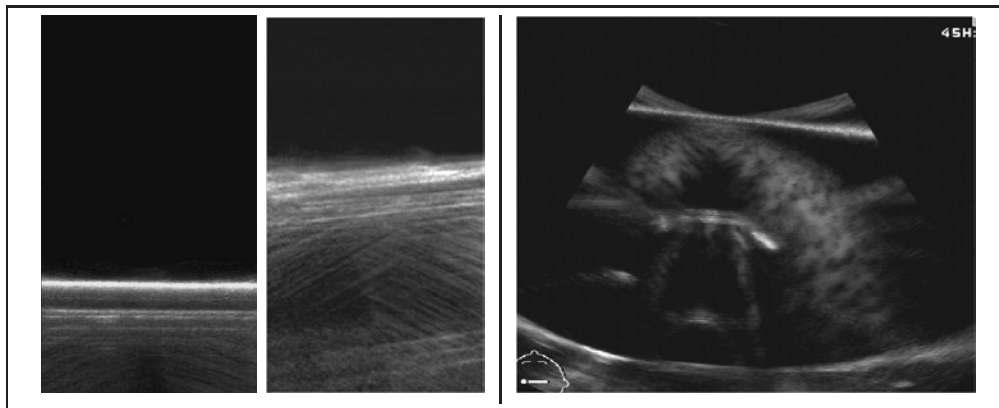


FIG. 1.14: Images extraites de séquences ultrasonores réelles (sonde linéaire et sonde convexe).

L'extraction des points d'intérêt s'effectuant par un seuillage, cette étape est sensible aux points aberrants (voir la figure 1.15). Un algorithme 3D de rejet de points aberrants utilisant un estimateur robuste classique ne peut être utilisé ici car il faut pour estimer correctement les paramètres de calibration utiliser l'ensemble complet des mouvements de la sonde [Prager 98] (ce point sera plus particulièrement détaillé dans la section 1.3.4). Pour obtenir une méthode robuste, il faut utiliser en même temps des informations 2D et 3D. Pour cela, nous introduisons une contrainte de colinéarité sur les points extraits dans chaque image (section 1.3.2.2), une contrainte temporelle sur toute la séquence pour rejeter les points aberrants (section 1.3.2.3) et enfin un estimateur robuste particulier (section 1.3.4).

⁴Le code développé par Tommasini est disponible via ftp : <http://mvl.dimi.uniud.it/Respro/Tracker>

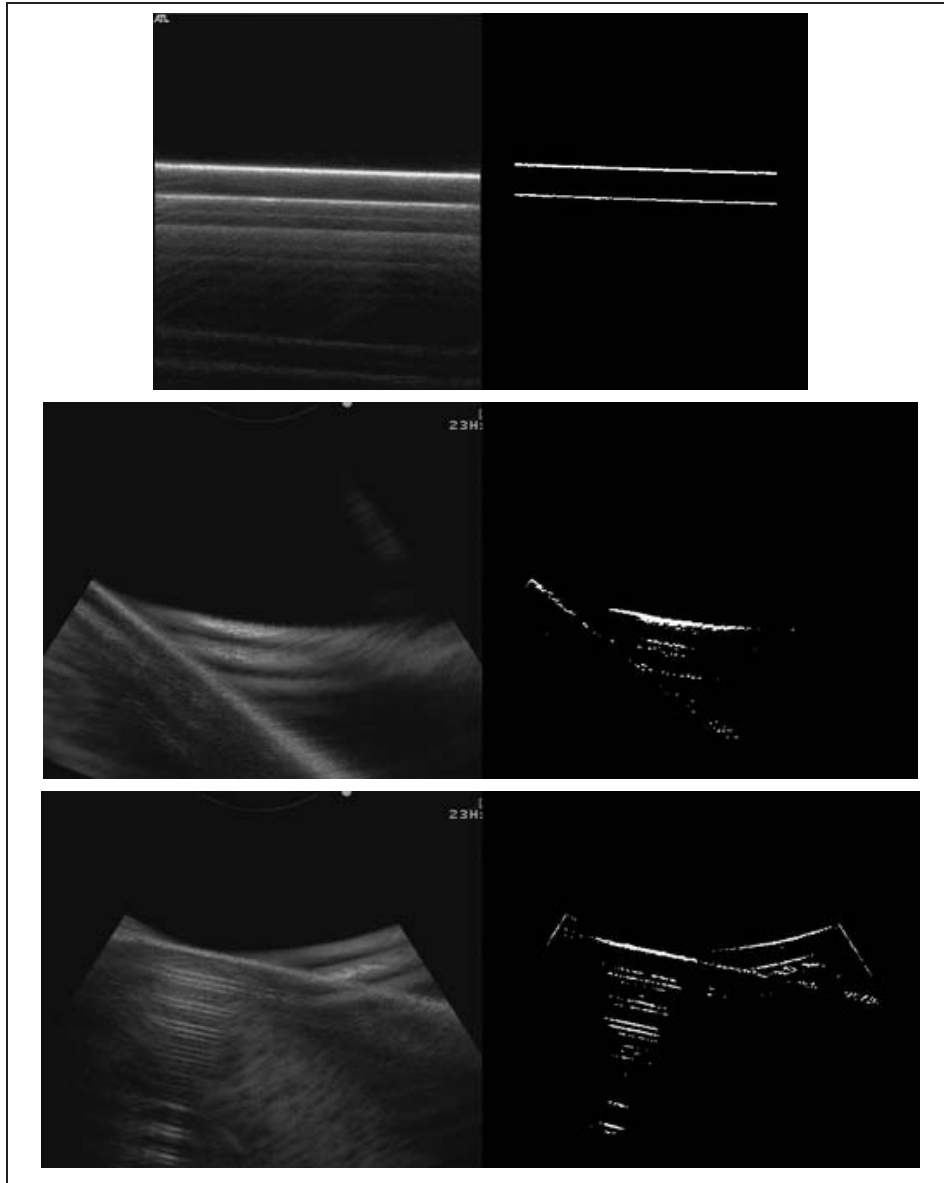


FIG. 1.15: Points d'intérêt extraits dans les images en utilisant un seuillage sur la luminance et l'information de gradient (pour des séquences acquises avec une sonde linéaire et avec une sonde curvilinéaire).

1.3.2.2 Contrainte de colinéarité

Les images obtenues du fantôme plan semblent relativement simples à traiter puisqu'en effet, la projection du plan dans l'image est une ligne. Cependant, il est possible que la droite dans l'image correspondant au plan soit difficile à extraire. En effet, lors de la phase d'acquisition des données, certains mouvements de la sonde (et plus particulièrement avec une sonde convexe) produisent des artefacts aussi puissants que la ligne que l'on cherche à extraire (voir figure 1.16).

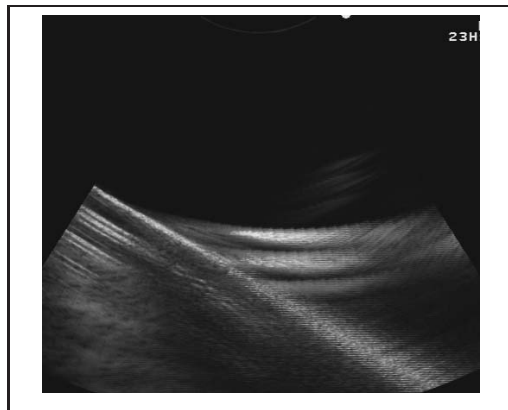


FIG. 1.16: Exemple d'image où les échos parasites sont plus forts que la ligne correspondant au plan du fantôme (sonde convexe).

Pour rejeter les points aberrants, nous utilisons la transformée de Hough [Hough 59]. Cet outil devenu classique en traitement d'images permet d'isoler des caractéristiques de forme particulière dans une image. De la même façon que [Ionescu 98], nous l'employons ici pour extraire dans chaque image échographique une ligne dont l'équation est : $x \cos \theta + y \sin \theta - \rho = 0$ où ρ est la distance de l'origine du repère à la droite et θ représente l'angle entre la normale à la droite et l'axe des x (voir figure 1.17).

Pour tout point (x, y) en coordonnées cartésiennes appartenant à cette droite, ρ et θ sont constants. Dans l'espace des paramètres de Hough (ρ, θ) , les points colinéaires dans l'espace cartésien appartiennent à des courbes qui s'intersectent en un seul point $(\hat{\rho}, \hat{\theta})$ (voir la figure 1.17b). La mise en œuvre s'effectue en quantifiant l'espace de Hough en intervalles finis, appelés accumulateurs. Chaque point de l'ensemble d'intérêt extrait est transformé en une courbe discrète dans l'espace de Hough. Chaque accumulateur qui appartient à la courbe correspondante est incrémenté. L'équation de la droite la plus plausible est donnée par les coordonnées (ρ, θ) de l'accumulateur de plus grande valeur. Le niveau de discrétisation de l'espace de Hough est fixé à 1 pixel pour ρ et 1 degré pour θ .

Comme le montre la figure 1.14, dans le cas particulier des sondes linéaires, les échos parasites se situent «sous» la ligne que nous cherchons à extraire. Ainsi, pour éviter d'extraire des lignes parasites plus «fortes» (en intensité et gradient) que la ligne d'intérêt, nous utilisons la transformée de Hough pour extraire un ensemble de droites les plus plausibles (uniquement dans le cas de sonde linéaire) et ne conservons que celle qui a l'ordonnée à l'origine la plus faible.

Afin d'affiner grossièrement l'ensemble de points d'intérêt, on conserve les points les plus proches (au sens de la distance Euclidienne) de la droite estimée. L'influence de la

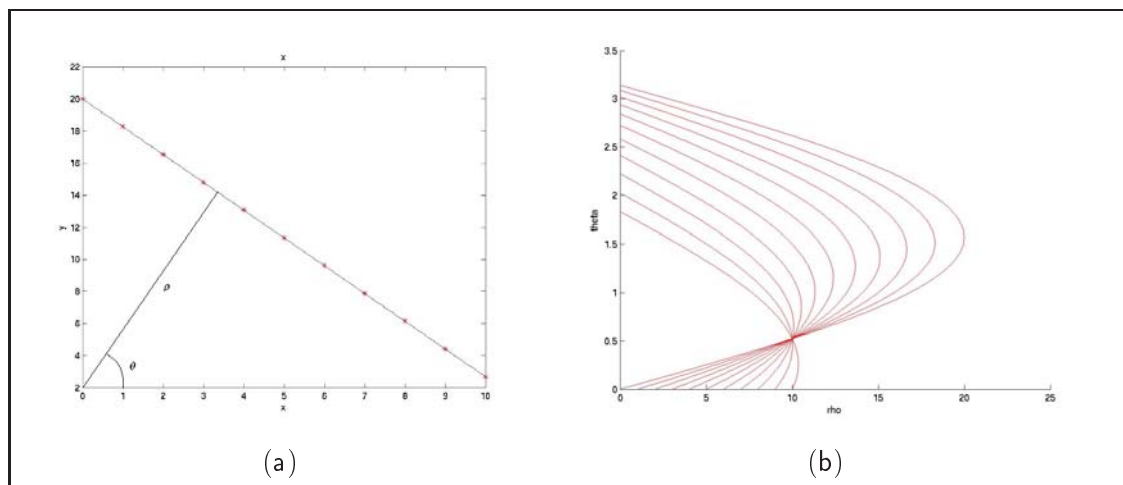


FIG. 1.17: (a) : Droite dans l'espace cartésien, ρ est la distance de l'origine du repère à la droite et θ représente l'angle entre la normale à la droite et l'axe des x . Ici, $\rho = 10$ et $\theta = 30$ degrés. (b) : courbes dans l'espace de Hough associées aux points rouges appartenant à la droite.

valeur du seuil sera discutée dans le chapitre 2 consacré à l'évaluation de la méthode de calibration spatiale.

Remarque Contrairement à la stratégie développée par [Prager 98] qui consiste à extraire des points espacés de façon régulière et de calculer le gradient en partant du haut de l'image et d'estimer la droite la plus plausible avec l'algorithme RANSAC (voir section 1.2.4), la méthode d'extraction que nous proposons, outre son aspect automatique, est moins sensible aux échos parasites. En effet, en utilisant des sondes convexes, de forts échos peuvent apparaître. Privilégier une direction pour traiter les images comme il fait dans [Prager 98] est alors problématique car il devient difficile de détecter la droite d'intérêt.

1.3.2.3 Cohérence temporelle

Les informations de gradient et d'intensité et la contrainte de colinéarité que nous avons introduite ne suffisent pas toujours pour garantir une bonne extraction de points d'intérêt, notamment avec des sondes convexes. Ainsi, la figure 1.18 illustre le cas d'une détection incorrecte due à la présence de forts échos dans l'image (signalée par une flèche). On cherche donc à rejeter les images pour lesquelles la droite extraite est incorrecte en assurant une cohérence temporelle dans l'étape d'extraction des lignes. En pratique, lors de l'acquisition d'une séquence de calibration, le mouvement de la sonde pour les six degrés de liberté considérés (les trois translations et les trois rotations) est lent et régulier. Les six mouvements sont effectués à la suite. Il n'y a aucune interruption lors de l'acquisition de la séquence.

Afin de rejeter les droites incorrectes, nous étudions l'évolution des paramètres des droites tout au long de la séquence. Nous approximons tout d'abord les courbes d'évolution des paramètres $\frac{-\rho}{\sin\theta}$ et $\frac{\cos\theta}{\sin\theta}$ des droites par des B-splines, dont nous rappelons brièvement

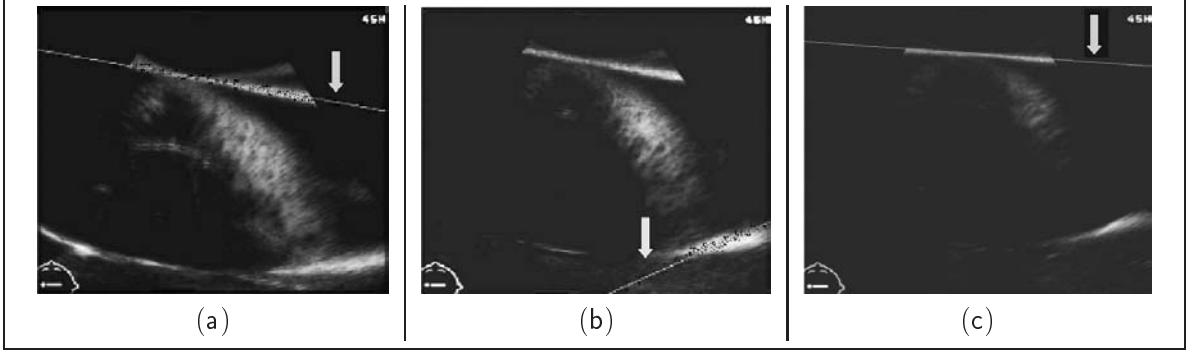


FIG. 1.18: Droites détectées par la transformée de Hough pour trois images successives acquises avec une sonde convexe. (a) et (c) détection correcte; (b) détection incorrecte, la droite doit être rejetée.

le principe.

Soient n abscisses $\{\tau_i, i = \dots, n\} = \mathcal{T}$, appelées nœuds. Une B-spline pour des nœuds équidistants τ_i tels que $\tau_{i+1} - \tau_i = h$ pour tout i est une spline cubique de support $4h$ définie de la façon suivante [Chalmond 00] :

$$B_i(t) = \begin{cases} (t - \tau_{i-2})^3 & , t \in [\tau_{i-2}, \tau_{i-1}] \\ h^3 + 3h^2(t - \tau_{i-1}) + 3h(t - \tau_{i-1})^2 - 3(t - \tau_{i-1})^3 & , t \in [\tau_{i-1}, \tau_i] \\ h^3 + 3h^2(\tau_{i+1} - t) + 3h(\tau_{i+1} - t)^2 - 3(\tau_{i+1} - t)^3 & , t \in [\tau_i, \tau_{i+1}] \\ (\tau_{i+2} - t)^3 & , t \in [\tau_{i+1}, \tau_{i+2}] \\ 0 & , \text{sinon.} \end{cases} \quad (1.9)$$

Remarque Il est possible de définir les B-splines d'ordre m , $m = 0, 1, 2, \dots$, avec des nœuds qui ne sont pas équidistants. Dans ce cas, l'expression des B_i est donnée par la formule suivante [Chalmond 00] :

$$B_i(t) = (\tau_{i+m+2} - \tau_i) \sum_{j=0}^{m+2} \left(\frac{(\tau_{i+j} - t)_+^{m+1}}{\prod_{l=0: l \neq j}^{m+2} (\tau_{i+j} - \tau_{i+l})} \right)$$

avec

$$\begin{aligned} (\tau_{i+j} - t)_+^{m+1} &= (\tau_{i+j} - t)^{m+1} \quad \text{si } t \leq \tau_{i+j} \\ &= 0 \quad \text{sinon.} \end{aligned}$$

Pour approximer nos données $\{(t_i, y_i), i = 1, \dots, n\}$ par une spline cubique, il faut tout d'abord fixer un ensemble de nœuds noté $\{\tau_1, \dots, \tau_q\}$ tel que $\tau_1 = t_1$ et $\tau_q = t_n$. L'approximation est basée sur le modèle suivant :

$$Y_i = g(t_i) + W_i, \quad i = 1, \dots, n \quad (1.10)$$

$$g(t_i) = \sum_{j=0}^{q+1} \beta_j B_j(t_i) \quad (1.11)$$

où Y_i est le signal que l'on souhaite approcher, g la spline cubique de régression, W_i des variables aléatoires indépendantes, B_j des B-splines.

Ce modèle linéaire peut s'écrire sous la forme vectorielle suivante :

$$Y = \mathbf{B}\beta + W, \quad (1.12)$$

\mathbf{B} étant la matrice d'éléments $\mathbf{B}(i, j) = B_j(t_i)$ et W le vecteur bruit. Sous l'hypothèse que les W_i suivent une loi normale $\mathcal{N}(0, \sigma^2)$ et en utilisant le principe du maximum de vraisemblance [Chalmond 00], la spline d'approximation est donnée par $\hat{g} = \mathbf{B}\hat{\beta}$, $\hat{\beta}$ étant l'estimateur des moindres-carrés :

$$\hat{\beta} = \arg \min_{\beta} \|y - \mathbf{B}\beta\|^2.$$

$\hat{\beta}$ est solution de l'équation normale :

$$\mathbf{B}^T \mathbf{B} \hat{\beta} = \mathbf{B}^T y$$

obtenue après dérivation de $\|y - \mathbf{B}\beta\|^2$. Dans le cas où les $\{t_i\}$ sont équidistants, ainsi que les τ_j , les intervalles (τ_j, τ_{j+1}) contiennent le même nombre k de t_i . k peut être interprété comme un paramètre de lissage de la courbe d'origine. La figure 1.19 illustre l'influence de k sur l'approximation.

On étudie ensuite la différence X_i entre les signaux d'origine Y_i et les splines g pour les deux paramètres des droites extraites (voir la figure 1.20(b)). Le fantôme étant scanné de façon continue, sans à-coups, on peut faire l'hypothèse que les paramètres des droites extraites évoluent avec une certaine «régularité». L'approximation par B-spline doit donc «coller» aux données originales pour chaque cas ($\frac{\cos \theta}{\sin \theta}$ et $\frac{-\rho}{\sin \theta}$). Nous faisons alors l'hypothèse que le signal «différence» X_i a pour moyenne $m = 0$, et nous utilisons un test statistique afin de rejeter les points aberrants [Lecoutre 87, Saporta 90]. Le modèle retenu (hypothèse nulle H_0) considère que les observations X_i sont indépendantes et proviennent d'une même loi normale $\mathcal{N}(0, \sigma^2)$ où σ est inconnu. La moyenne m étant connue, $T = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X_i - m)^2$ est le meilleur estimateur de σ^2 . Le risque de première espèce α est fixé à 0.05. Ainsi, si $\frac{|X_i|}{\sigma} > 1.96$, l'observation X_i est rejetée [Saporta 90]. Pour des séquences de qualité médiocres, il est possible de diminuer la valeur du seuil du test (c'est-à-dire d'augmenter la valeur de α).

La figure 1.20((a) et (b)) montre en bleu l'évolution des paramètres $\frac{\cos \theta}{\sin \theta}$ et $\frac{-\rho}{\sin \theta}$ de chaque droite pour toute une séquence de calibration. En vert sont représentées les approximations obtenues avec les B-splines, pour $k = 4$ (cette valeur est fixée arbitrairement et n'est pas critique dans le déroulement de la sélection des images). Les signaux différences sont représentés sur la figure 1.20((c) et (d)). Pour chaque signal, le test statistique a été appliqué avec $\alpha = 0.05$. Les points rouges représentent les images qui sont rejetées en appliquant le test. Afin de rejeter les images aberrantes, il est nécessaire de fusionner les informations provenant des deux signaux «différences». L'étape de fusion se fait en appliquant un opérateur «ou» logique.

Ce critère introduit sur la cohérence temporelle de l'extraction des droites d'intérêt permet d'éliminer les images dont les droites extraites ne correspondent pas au plan du fantôme.

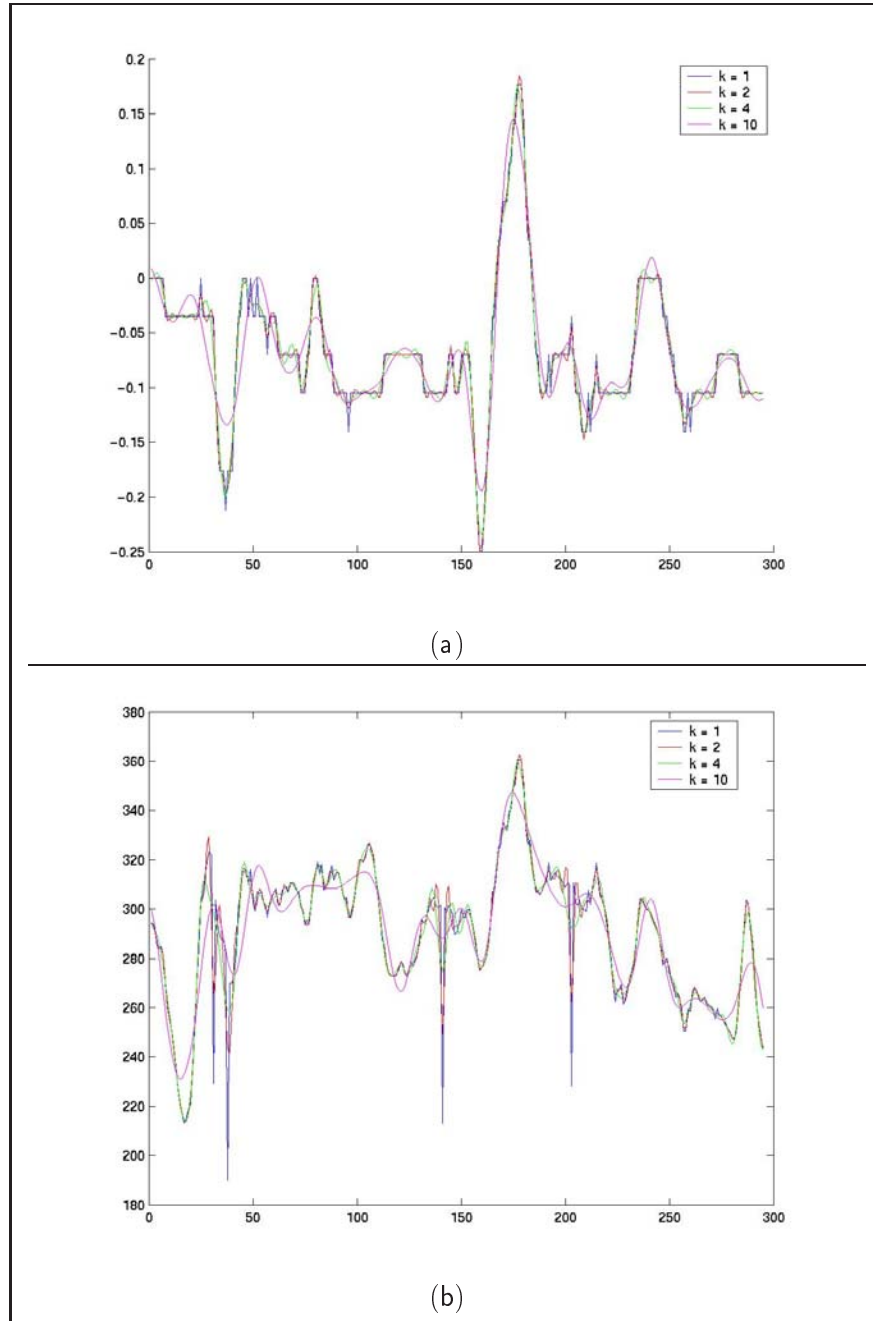


FIG. 1.19: Approximation par B-spline pour $k=1,2,4,10$ de la courbe d'évolution des paramètres (a) $\frac{\cos \theta}{\sin \theta}$ et (b) $\frac{-\rho}{\sin \theta}$ des droites extraites pour tout une séquence.

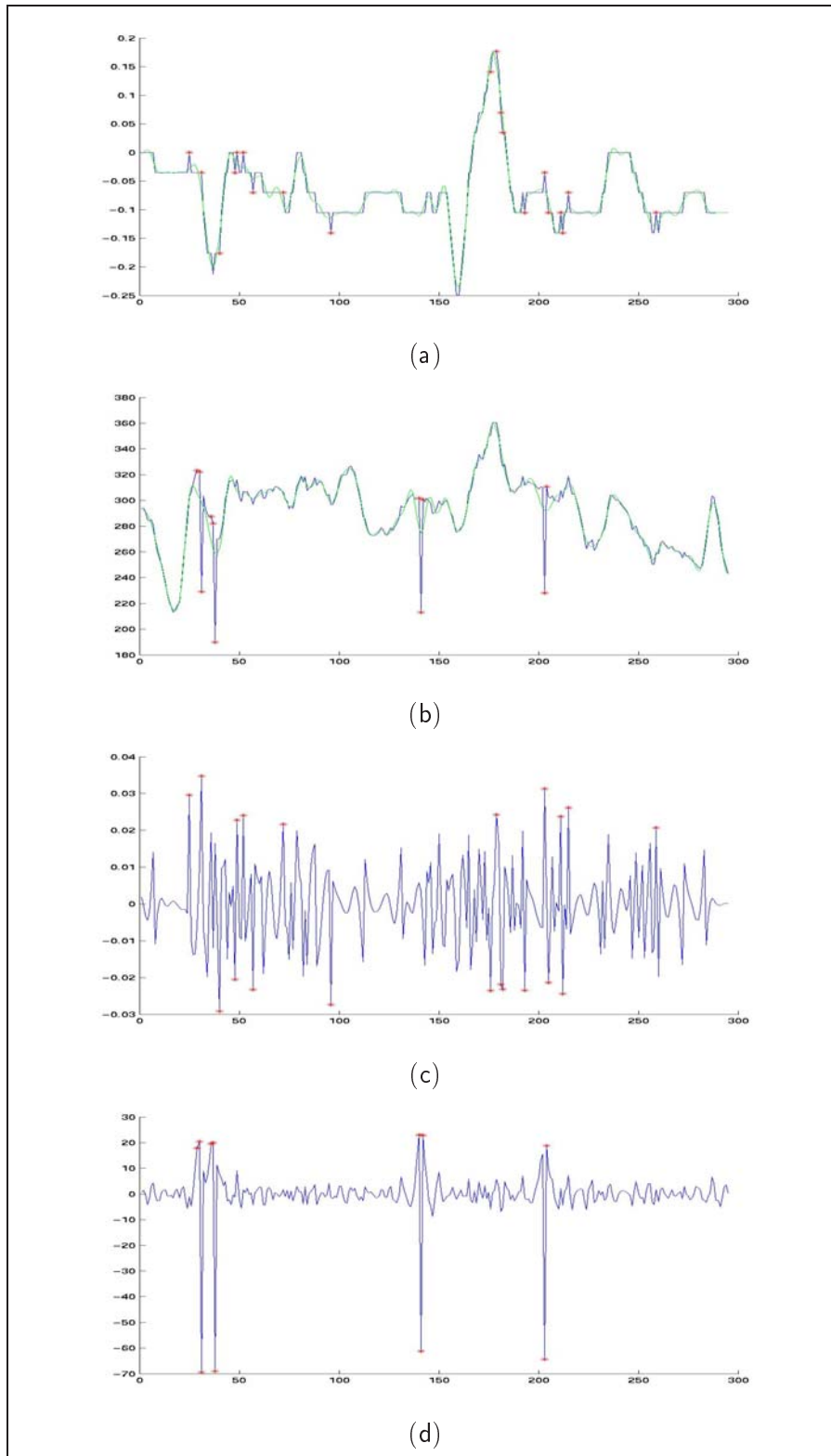


FIG. 1.20: (a) et (b) : Approximation par B-spline (en vert) de la courbe d'évolution des paramètres (a) $\frac{\cos \theta}{\sin \theta}$ et (b) $\frac{-\rho}{\sin \theta}$ des droites extraites (en bleu). (c) et (d) : Différence entre le signal d'origine et le signal filtré ((c) : $\frac{\cos \theta}{\sin \theta}$ et (d) : $\frac{-\rho}{\sin \theta}$). Les points rouges représentent les images rejetées en utilisant le test statistique avec $\alpha = 0.05$.

Remarque Afin de rejeter les droites incorrectes, le filtre de Kalman n'est ici pas adapté car il nécessite une connaissance a priori sur l'évolution de l'état à estimer. Ceci suppose une connaissance sur le mouvement de la sonde que nous ne pouvons avoir. On pourrait éventuellement l'envisager (dynamiques des mouvements nécessaires pour la calibration dans un ordre déterminé avec des marqueurs temporels entre les mouvements) mais cela serait incompatible avec l'objectif d'utilisation clinique du système.

1.3.2.4 Récapitulatif

Le tableau 1.21 résume les différentes étapes de la procédure d'extraction et de sélection des points d'intérêt. L'ensemble de points extraits sera utilisé lors de l'étape d'estimation des paramètres de calibration.

1.3.3 Critère à minimiser

Notons $\mathcal{S} = \{M_i; i \in [1, N]\}$ l'ensemble des points extraits, π le plan à estimer. Nous estimons la transformation rigide optimale qui aligne le plan π et l'ensemble de points extraits \mathcal{S} en minimisant la distance Euclidienne entre π et \mathcal{S} . Il est à noter que l'équation du plan n'est pas connue dans l'espace de reconstruction et doit donc être estimée. Ainsi, l'équation (1.1) devient :

$$\mathbf{x}_t = T_t T_r \mathbf{x}_r \quad (1.13)$$

Les paramètres de calibration sont estimés en minimisant la distance entre le plan et l'ensemble des points d'intérêt. Nous proposons deux formulations pour décrire cette distance :

- un critère de distance exprimé dans l'espace 3D :

$$\hat{T}_r = \arg \min_T \left\{ \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N d_{3D}(\pi, M_i)^2 \right\} \quad (1.14)$$

où N est le cardinal de l'ensemble de points, $d_{3D}(\pi, M)$ la distance euclidienne 3D entre le plan π et le point d'intérêt M_i dans l'espace 3D;

- une distance 2D exprimée dans chaque image:

$$\hat{T}_r = \arg \min_T \left\{ \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N d_{2D}(P(\pi), m_i)^2 \right\} \quad (1.15)$$

où $d_{2D}(P(\pi), m)$ est la distance euclidienne 2D entre $P(\pi)$, le plan π projeté dans l'image et le point d'intérêt m_i dans l'image.

La première formulation utilisant une distance euclidienne 3D est relativement intuitive car l'ensemble de points extraits doit être aligné avec le plan du fond du bassin (objet 3D). Cependant, dans de nombreux domaines de vision par ordinateur, il peut être plus intéressant et légitime de définir la fonction à minimiser en 2D dans les images. Dans le domaine de la reconstruction où la structure 3D et les paramètres de calibration et/ou de pose doivent être estimés conjointement, la fonction de coût est classiquement définie dans

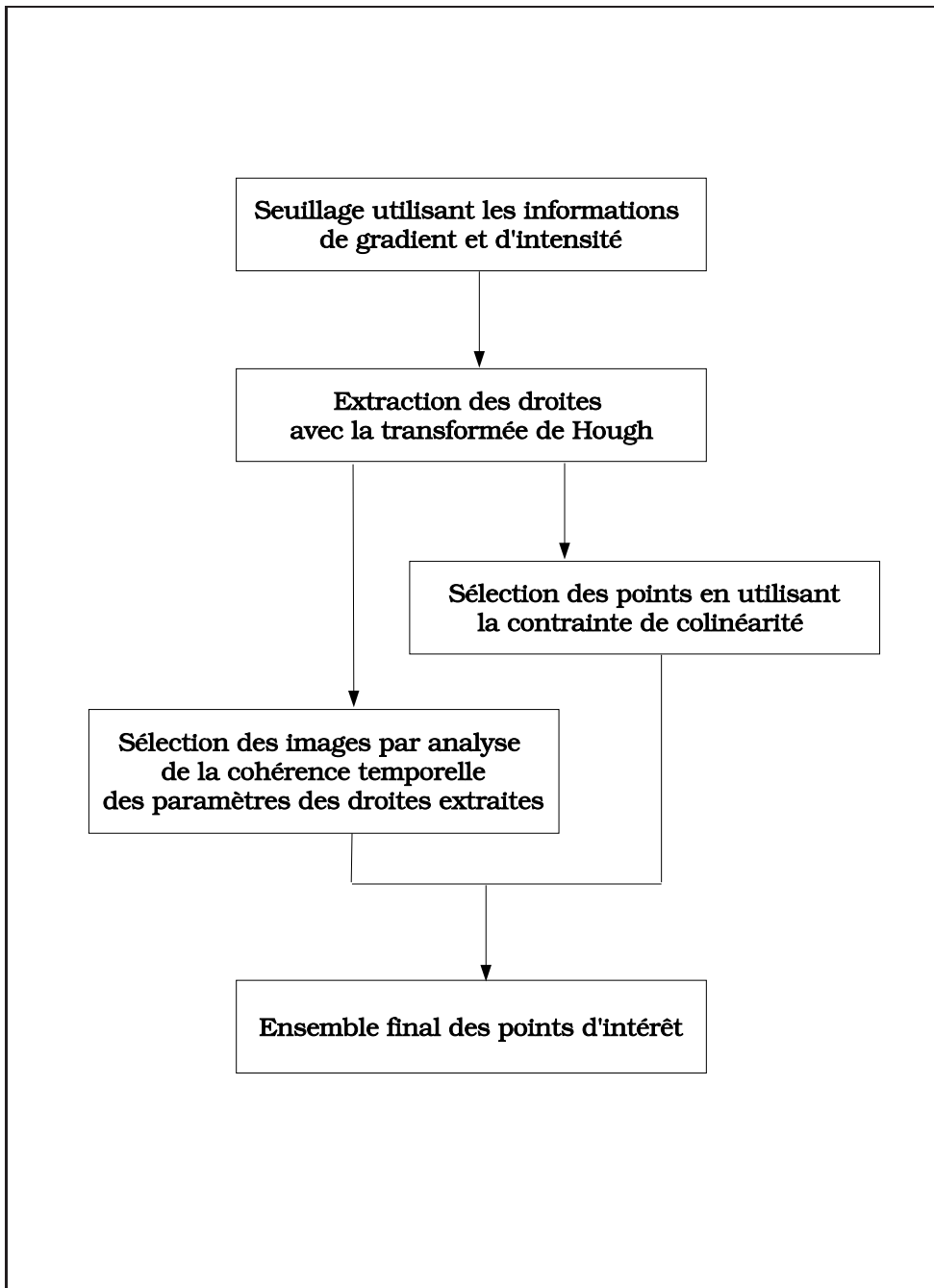


FIG. 1.21: Les différentes étapes pour l'extraction et la sélection des points d'intérêt.

l'image utilisant un modèle de projection [Triggs 00]. Cela s'explique par le fait que les coordonnées 3D de la structure sont incertaines et que la distance 3D minimisée n'a pas de signification géométrique dans les images. Dans [Laveau 96], les deux formulations sont comparées dans le contexte de géométrie d'un système de N caméras. Laveau a montré que les deux approches se comportent dans ce contexte de manière similaire. Ainsi, concernant le problème de la calibration de systèmes échographiques 3D de type main-libre, nous ne pouvons pas favoriser a priori l'une des deux modélisations. Ces deux formulations seront comparées expérimentalement dans le chapitre 2.

1.3.4 Robustesse

Pour estimer les paramètres de calibration, quelque soit la formulation choisie pour le critère à minimiser (2D ou 3D), nous utilisons une méthode de minimisation basée sur les moindres carrés, sensible aux points aberrants. Bien que nous ayons déjà introduit dans la phase d'extraction deux contraintes spécifiques (une contrainte de colinéarité par l'utilisation de la transformée de Hough et une contrainte portant sur la cohérence spatio-temporelle des droites extraites par un test statistique), il est intéressant d'introduire un estimateur robuste dans l'étape d'optimisation afin d'améliorer les résultats de l'estimation. Dans cette section, nous présenterons deux types d'estimateurs robustes puis nous verrons pourquoi les estimateurs robustes classiques ne peuvent être appliqués ici, en utilisant un critère global sur l'ensemble des points d'intérêt. Nous décrirons ensuite l'idée mise en œuvre pour obtenir une méthode robuste en utilisant une information 3D dans chaque image.

1.3.4.1 Estimateurs robustes

De nombreux problèmes en traitement d'images reviennent à estimer des variables en utilisant un ensemble de données bruitées. Afin de rejeter les données aberrantes, les estimateurs robustes ont été introduits en analyse d'images [Huber 81, Odobez 94]. Le point de rupture et l'efficacité sont deux notions fondamentales qui permettent de caractériser un estimateur robuste \mathcal{T} [Ourselin 02]:

- * $P_{rupture} = \frac{p_{max}}{n}$, où p_{max} est le nombre maximal de mesures dont on peut changer la valeur sans que la norme de \mathcal{T} devienne arbitrairement grande, n le nombre de points total;
- * $\mathcal{E} = \frac{\sigma_{min}^2}{\sigma^2}$ où σ_{min}^2 correspond à la variance du meilleur estimateur et σ^2 la variance de \mathcal{T} .

Nous présentons ici les moindres carrés tamisés et les M-estimateurs. Pour plus d'informations concernant les estimateurs robustes, nous renvoyons le lecteur intéressé vers [Rousseeuw 87, Ourselin 02].

Moindres carrés tamisés [Rousseeuw 87] On cherche l'estimateur \mathcal{T} qui minimise le critère \mathcal{C} avec $r_1^2 \leq r_2^2 \leq \dots \leq r_N^2$ les résidus ordonnés, et h est le nombre de points utilisés pour l'estimation :

$$\hat{T} = \arg \min_T \sum_{i=1}^h r_i^2, \quad \text{avec } \frac{N}{2} \leq h \leq N \quad (1.16)$$

Le point de rupture de ce type d'estimateur est $\frac{1}{2}$ et son efficacité est proche de 1.

Les M-estimateurs [Black 96] Soit un ensemble de m données $y = \{y_i, 1 \leq i \leq m\}$ avec $y_i = f(\theta, x_i) + r_i$. Le problème est d'estimer le jeu de paramètres θ compte tenu des données x_i et du bruit r_i . Le principe de cet estimateur consiste à minimiser une somme de résidus :

$$\hat{\theta} = \arg \min_{\theta} E(\theta) \quad \text{avec } E(\theta) = \sum_i \rho(y_i - f(\theta, x_i))$$

Sous l'hypothèse que les résidus sont distribués suivant une loi gaussienne, l'estimateur optimal est :

$$\rho(y_i - f(\theta, x_i), \sigma) = \frac{(y_i - f(\theta, x_i))^2}{2\sigma^2}$$

La fonction ρ est appelée un M-estimateur puisqu'elle correspond à une estimation suivant le maximum de vraisemblance [Odobez 94]. Le point de rupture maximal est égal à $\frac{1}{1+p}$ où p est le nombre de paramètres du modèle à estimer. La technique des moindres-carrés pondérés et itérés est une méthode classique pour minimiser $E(\theta)$. Le principe de cette méthode est d'attribuer un poids w_i à chaque résidu : un poids élevé pour les données correctes et un faible poids pour les données aberrantes. Une condition nécessaire pour atteindre le minimum est que les dérivées partielles par rapport à chaque θ_j soient nulles. En posant $\rho(r_i) = \frac{1}{2}w_i r_i^2$, on obtient :

$$\sum_i \psi(r_i) \frac{\partial r_i}{\partial \theta_j} = \sum_i w_i r_i \frac{\partial r_i}{\partial \theta_j} = 0$$

Les poids w_i s'expriment comme suit : $w_i = \frac{\psi(r_i)}{r_i}$. Le principe de minimisation est le suivant : à partir du jeu de paramètres initial, on évalue les poids w_i . On estime les paramètres θ_j en résolvant le problème de moindres carrés pondérés. Ces deux phases sont menées de manière alternée. La figure 1.22 présente différents estimateurs.

Pour utiliser les estimateurs robustes, il est nécessaire de fixer ou d'estimer σ . C'est la principale difficulté des M-estimateurs car cela influence la distance de coupure de l'estimateur. Cette variable d'ajustement est estimable avec la méthode de l'écart absolu médian (MAD en anglais) :

$$\hat{\sigma} = \frac{1}{\Phi(0.75)^{-1}} \text{Med}(|r_i - \text{Med}(\{r_i\})|)$$

où $\frac{1}{\Phi(0.75)^{-1}} = 1.48$ représente un écart-type de la distribution normale, Φ est la fonction de répartition dans le cas Gaussien [Odobez 94] et Med représente la médiane.

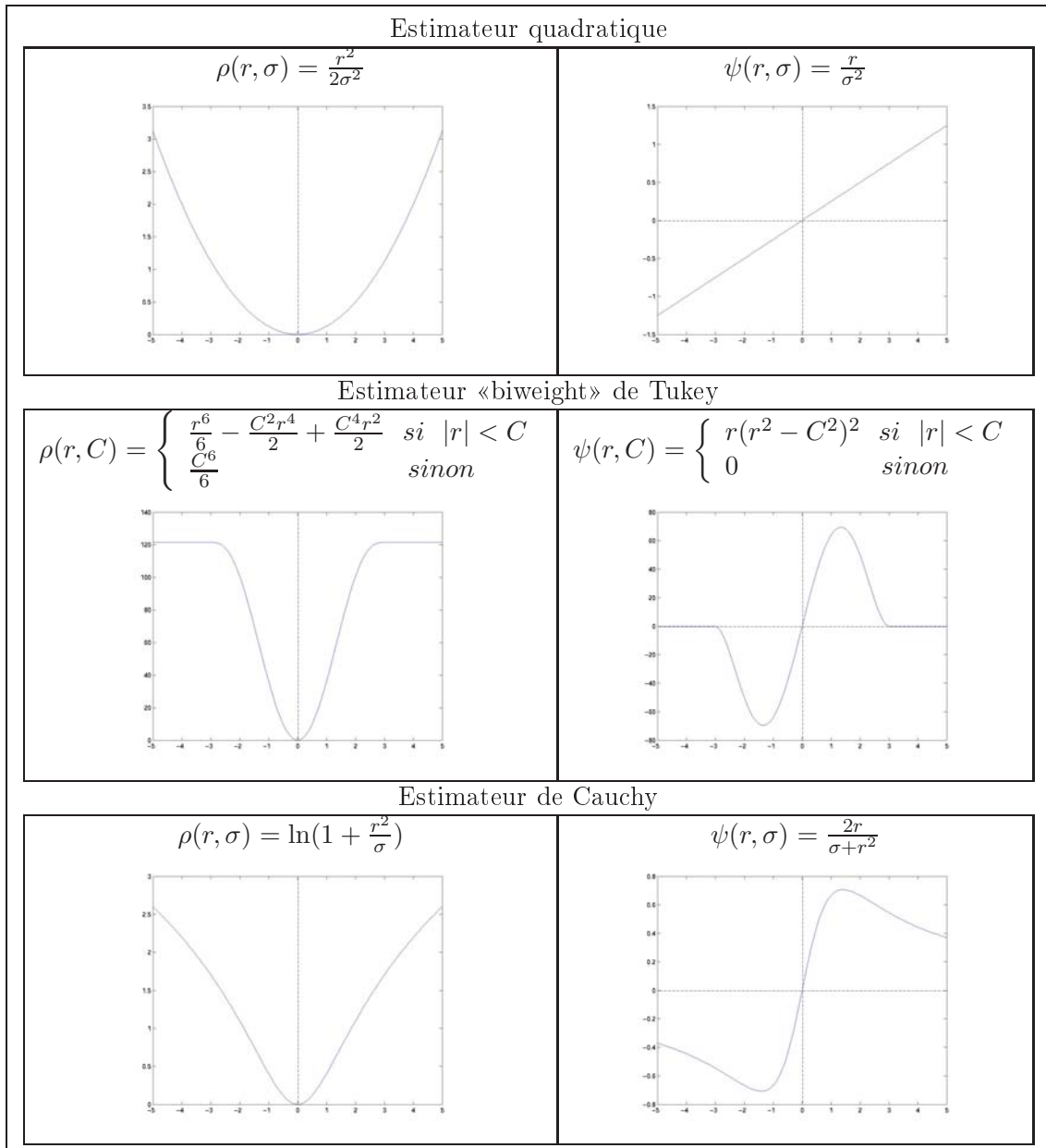


FIG. 1.22: Différents estimateurs avec leur fonction d'influence associée.

1.3.4.2 Robustesse 3D

Malheureusement, il n'est pas possible d'utiliser directement des estimateurs robustes dans l'estimation de la calibration. En effet, par exemple pour les M-estimateurs, le critère à minimiser devient dans le cas de la formulation 3D :

$$\hat{T}_r = \arg \min_T \left\{ \sum_{i=1}^N \rho(d_{3D}(\pi, M_i)) \right\} \quad (1.17)$$

Pour estimer correctement les paramètres de calibration spatiale, il est nécessaire d'utiliser tous les mouvements de la sonde. Les estimateurs robustes sont basés sur la formulation suivante :

$$y_i = f(\theta, x_i) + r(\sigma)$$

où les résidus r suivent une loi gaussienne $\mathcal{N}(0, \sigma^2)$. Dans notre cas, la valeur du paramètre σ de la loi du bruit n'est pas le même pour toute la séquence et dépend de l'image considérée. La figure 1.23 montre l'évolution de σ pour une séquence synthétique, au début du processus d'optimisation (une description plus détaillée de la création des séquences synthétiques est faite dans la section 2.1). La figure 1.23(a) montre l'évolution de σ pour une séquence non bruitée et la figure 1.23(b) pour une séquence bruitée. Le bruit rajouté ici consiste à modifier les ordonnées des points extraits. On s'aperçoit que la valeur de σ varie fortement en fonction de l'image considérée. Même dans le cas non bruité, il est nécessaire de choisir σ grand pour pouvoir converger vers la solution. Lorsque σ est faible, tous les mouvements de la sonde ne sont pas utilisés et les paramètres de calibration sont alors mal estimés. En considérant toutes les images, σ est égal à 4.0275 pour le cas (a) et 4.0294 pour (b). Ces valeurs montrent que l'utilisation d'estimateurs robustes avec un critère de sélection global n'est pas envisageable. En effet, en analysant la figure 1.23, on peut se rendre compte que de nombreuses images ne seraient pas exploitées lors de l'estimation des paramètres de calibration. Ces images rejetées correspondent ici à des mouvements de rotation qui sont nécessaires pour estimer correctement les paramètres de calibration. On observe le même type de phénomène en utilisant la formulation 2D de minimisation.

1.3.4.3 Approche proposée

Comme nous l'avons vu précédemment, il n'est pas possible d'utiliser des estimateurs robustes classiques directement sur le nuage 3D de points extraits. Cela aurait pour conséquence d'éliminer certaines images lors de la phase d'optimisation, or pour calibrer correctement notre système, tous les mouvements de la sonde sont nécessaires. Nous devons donc utiliser un estimateur robuste pour chaque image et non sur tout le nuage 3D de points extraits.

Pour chaque point, le résidu calculé est égal à la distance de ce point au plan estimé pour la formulation 3D. Dans le cadre de la formulation 2D, le résidu est égal à la distance entre le point considéré et la projection du plan dans l'image. Ceci nous permet d'introduire une information 3D dans l'algorithme de rejet 2D. Nous utilisons un estimateur de moindres carrés tamisés car le seul paramètre à régler est le nombre de points retenus pour l'estimation h , contrairement aux M-estimateurs pour lesquels les paramètres de rejet doivent

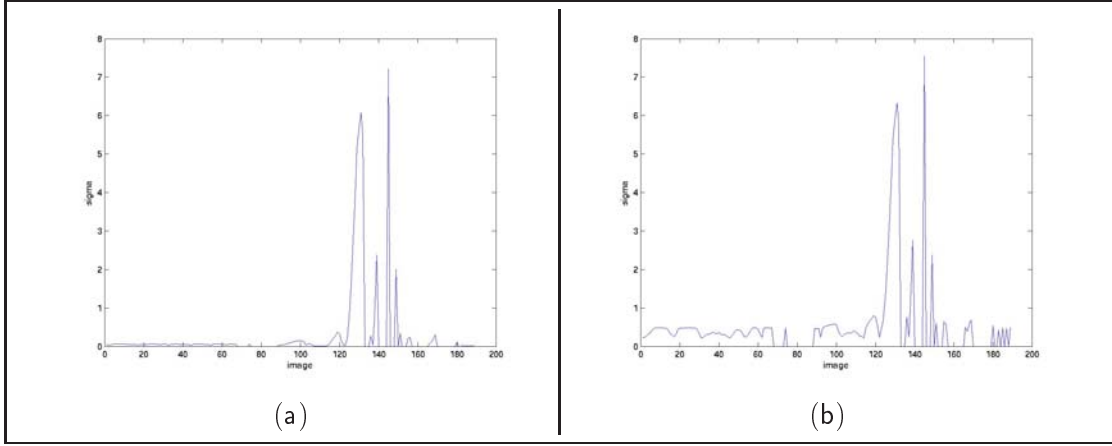


FIG. 1.23: Évolution du paramètre σ pour une séquence synthétique, (a) : séquence non bruitée, (b) : séquence bruitée.

être réglés avec précaution [Ourselin 02]. En effet, si les paramètres du M-estimateur sont mal estimés, la distance de coupure peut être trop grande (on se retrouve dans le cas des moindres carrés) ou trop petite (l'estimation est fortement contrainte).

1.3.5 Optimisation

Pour minimiser la fonction de coût (quelqu'elle soit), nous utilisons l'algorithme de Levenberg-Marquardt [Moré 78] connu pour son efficacité et sa rapidité. Nous détaillerons brièvement dans cette section le principe de l'algorithme et renvoyons le lecteur à l'excellent ouvrage de Bonnans *et al.* pour plus détails [Bonnans 97].

Le problème de moindres carrés se rencontre fréquemment :

$$\min f(x), \quad f(x) = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^p f_j^2(x) \quad (1.18)$$

où f est supposée suffisamment régulière (par exemple, deux fois différentiable). Le gradient vaut $f' = \sum f_j f_j'$ et le hessien

$$f''(x) = \sum_{j=1}^p f_j'(x) f_j'^T + \sum_{j=1}^p f_j(x) f_j''(x)$$

est composé de deux termes. Le premier terme dépend des gradients de f et le second terme fait intervenir les dérivées secondes de f . Partant de l'itéré courant $x = x_k$, on cherche une estimation meilleure x^N obtenue par minimisation d'un modèle représentant f au voisinage de x . On considère le modèle quadratique \tilde{f} suivant :

$$\tilde{f}(x+h) = f(x) + (g, h) + \frac{1}{2} (f'' h, h)$$

où g est le gradient de f et f'' le hessien de f . Dans les problèmes de moindres carrés, on considère alors la matrice

$$G(x) := \sum_{j=1}^p f'_j(x) f'_j{}^T = J(x) J^T(x) \quad (1.19)$$

où $J(x)$ représente le vecteur gradient de f . $G(x)$ est appelée matrice de *Gauss-Newton*. Cette matrice est souvent utilisée pour approximer le hessien de f [Press 92, Bonnans 97]. L'approximation est correcte lorsque les f_j sont faiblement non affines ou lorsque la solution des moindres carrés donne un bon ajustement et la valeur optimale de f est quasi-nulle. La direction de recherche est donnée par le calcul de $-G_k^{-1}g_k$. Un problème de cette méthode concerne la nature de G_k qui doit être définie positive. Levenberg et Marquardt ont proposé chacun de leur côté un procédé pour palier au problème de mauvais conditionnement de G_k . Il s'agit d'ajouter à G_k un multiple $\lambda > 0$ de l'identité, «bien choisi». En cela, la méthode de Levenberg-Marquardt appartient aux méthodes par région de confiance. Le calcul des dérivées est détaillé en annexe.

Algorithme Pour résoudre 1.18, on part d'un jeu de paramètres x_1 . On pose une tolérance d'arrêt $\epsilon > 0$ fixée et $k = 1$ [Bonnans 97]:

- Calculer le gradient g_k de f en x_k . Si $|g_k| \leq \epsilon$, stop.
- Calculer la matrice de Gauss-Newton G_k définie par 1.19,
- Utiliser un algorithme de région de confiance pour calculer λ et obtenir x_{k+1} ,
- Remplacer k par $k + 1$ et recommencer.

Pour calculer λ , on peut utiliser un algorithme de région comme décrit dans [Bonnans 97], l'algorithme d'Hebden [Bereaux 97] ou un algorithme simple [Press 92] qui consiste à diviser λ par 10 si le nouvel itéré est meilleur, sinon on multiplie λ par 10.

1.3.6 Algorithme hiérarchique

Pour accélérer la convergence de la minimisation, nous proposons un algorithme hiérarchique. La complexité de l'algorithme ne dépend que du nombre de points d'intérêt utilisés pour minimiser f . En traitement d'images, afin de diminuer le temps de traitement, le principe de la multirésolution est souvent utilisé [Burt 84]. L'approche multirésolution classique s'appuie sur la construction d'une pyramide d'images obtenue par filtrage Gaussien et sous-échantillonnage. Cette approche permet d'éviter de nombreux minima locaux et de diminuer le temps de calcul.

En partant de la même idée, nous pouvons diviser l'étape d'optimisation en plusieurs parties en sous-échantillonnant le nuage 2D de points d'intérêt dans chaque image. On construit ainsi pour chaque image une pyramide contenant les points d'intérêt. Au niveau de «résolution» k , on utilise $\frac{n}{k}$ points pour chaque image (n étant le nombre de points d'intérêt dans l'image courante). Des expériences sur les séquences synthétiques ont été menées pour trouver le nombre de niveaux de la pyramide optimal. Cette décomposition hiérarchique nous permet de diminuer le temps accordé pour l'optimisation.

Le schéma 1.24 récapitule la procédure d'optimisation, incluant la décomposition hiérarchique et la modification des poids à l'aide de l'estimateur LTS.

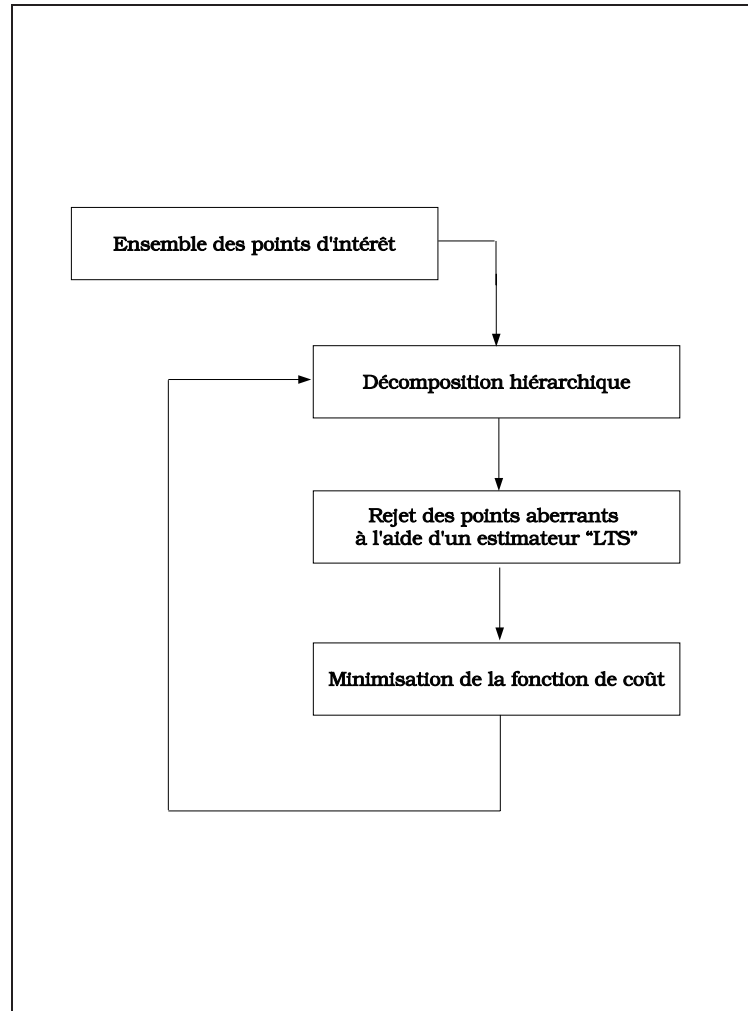


FIG. 1.24: *Récapitulation de la procédure d'optimisation.*

Chapitre 2

Évaluation de la calibration spatiale

La méthode de calibration proposée dans le chapitre précédent a été validée avec des images synthétiques et des images réelles. Dans ce chapitre, nous présentons tout d'abord la construction de ces séquences synthétiques et les différentes expériences que nous avons pu menées afin d'analyser le comportement de notre algorithme. Ensuite, nous décrirons une évaluation menée en collaboration avec Marloes Letteboer et Wiro Nielsen de l'Image Science Institute d'Utrecht (Pays-Bas) de trois méthodes de calibration spatiale [Prager 98, Bouchet 01, Rousseau 03b] effectuée sur des séquences réelles.

2.1 Séquences synthétiques

2.1.1 Présentation

La méthode de calibration proposée a tout d'abord été évaluée avec trois séquences d'images synthétiques. Chaque séquence a été générée avec un jeu de paramètres de calibration différents. Cette étape de validation est indispensable car les paramètres de calibration sont parfaitement connus. Ainsi, il est possible d'évaluer exactement la précision et la répétabilité de l'algorithme dans un contexte connu. De plus, nous pouvons tester la précision intrinsèque de la méthode en l'absence d'artefacts d'acquisition : erreur de localisation, erreur due à l'épaisseur du faisceau ultrasonore, etc. Il est alors possible d'estimer l'influence de ces paramètres extérieurs sur le résultat final de la calibration.

Dans cette section, nous évaluerons tout d'abord le schéma de décomposition hiérarchique, le domaine de convergence, la précision et la robustesse de la méthode en utilisant les formulations 2D et 3D. La robustesse de notre méthode sera comparée à celle de Stradx [Prager 99]. Nous étudierons dans un deuxième temps l'influence de la température de l'eau et l'influence de la précision du système de localisation sur l'estimation de la calibration.

Nature des images Pour plus de réalisme, les séquences ont été bruitées avec un bruit de type «speckle» modélisé par la loi de Rayleigh de densité de probabilité f :

$$f(x) = \frac{x}{\sigma^2} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}}, x \geq 0 \quad (2.1)$$

Le speckle est un bruit multiplicatif : $I_2 = nI_1$, où I_1 est l'image originale, I_2 l'image bruitée et n le bruit de speckle. Le speckle est un bruit corrélé. Pour le simuler, il suffit

d'appliquer un filtre passe-bas sur l'image bruitée [Sattar 97]. La figure 2.1(a) montre une image d'une séquence synthétique bruitée.

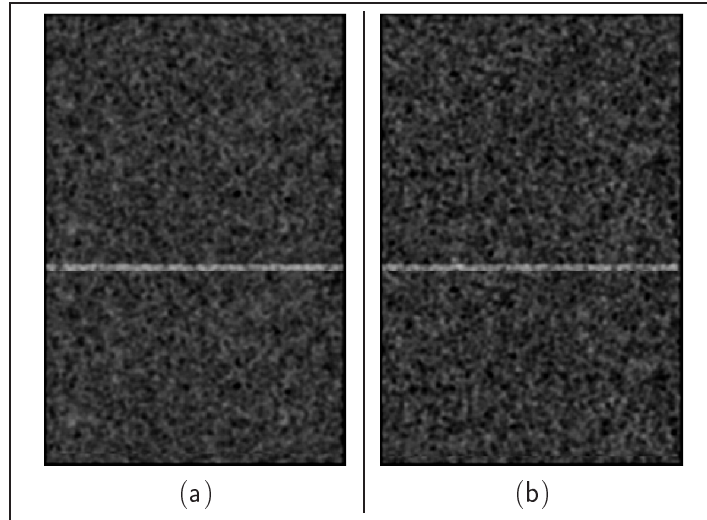


FIG. 2.1: Images extraites d'une séquence ultrasonore synthétique, (a) : en utilisant la loi de Rayleigh, (b) : en utilisant la loi K Homodyned.

Remarque *Le speckle peut être modélisé suivant les cas par quatre distributions : Rayleigh, Rice, K distribution et la distribution K homodyned [Dutt 95] (voir la section 2.1 de la partie IV pour plus de détails). La figure 2.1 illustre le résultat des simulations pour une loi de Rayleigh et une distribution K Homodyned. Pour le type d'image considéré, les différences visuelles ne sont pas évidentes. Nous avons donc conservé le modèle simple du speckle pleinement développé simulé par une loi de Rayleigh.*

Mouvements de la sonde Les mouvements de la sonde ont été simulés en utilisant des B-splines (voir section 1.3.2.3). Pour les trois séquences synthétiques, nous avons utilisé six mouvements de la sonde différents : trois translations et trois rotations. L'amplitude des translations est de 50 cm et l'amplitude des rotations est de 40 degrés. La figure 2.2 montre l'évolution des paramètres de mouvement (translation et rotation) du capteur posé sur la sonde dans le repère du transmetteur. La figure 2.3 illustre ces mouvements dans l'espace 3D.

Critères d'évaluation Pour évaluer la qualité des résultats sur les trois séquences tests, on calcule la moyenne et l'écart-type de e_t , e_r , e_s , définis de la façon suivante :

$$e_t = \|dt\|_2 \text{ avec } dt = \begin{pmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \hat{t}_x \\ \hat{t}_y \\ \hat{t}_z \end{pmatrix}$$

$$e_r = \|dR\|_2 = \sqrt{\text{trace}(dR^t dR)} \text{ avec } dR = R - \hat{R}$$

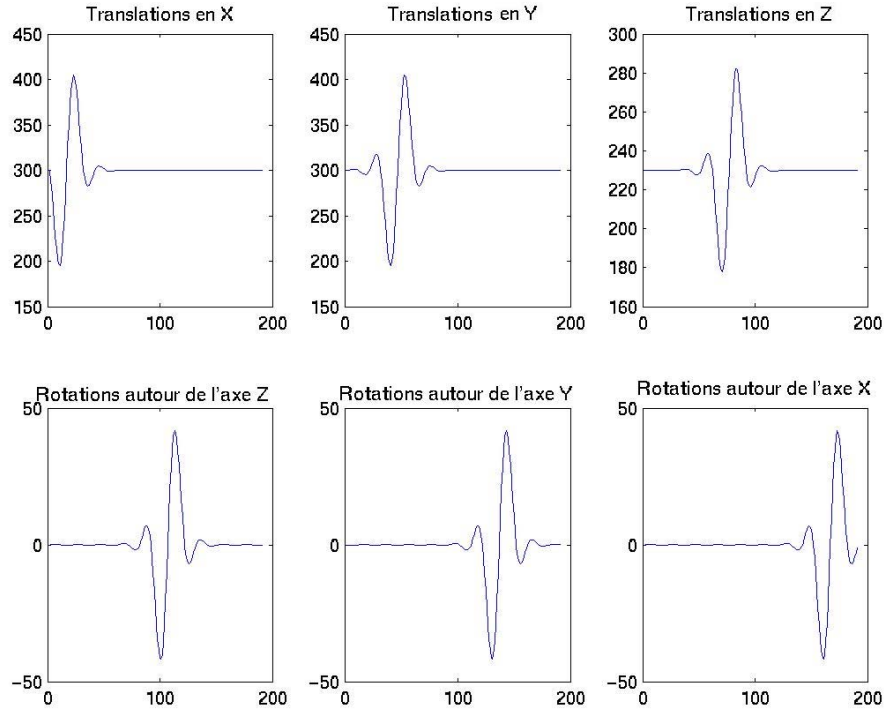


FIG. 2.2: Évolution des paramètres du système de localisation pour les séquences synthétiques. Les translations sont exprimées en cm et les rotations en degré.

$$e_s = \|ds\|_2 \text{ avec } ds = \begin{pmatrix} s_x \\ s_y \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} \hat{s}_x \\ \hat{s}_y \end{pmatrix}$$

e_t est l'erreur sur les paramètres de translation (t_x, t_y, t_z) , $(\hat{t}_x, \hat{t}_y, \hat{t}_z)$ est le vecteur des paramètres de translation estimé. e_r est l'erreur sur la matrice de rotation R , \hat{R} est la matrice de rotation estimée. e_s est l'erreur sur les paramètres d'échelle (s_x, s_y) , (\hat{s}_x, \hat{s}_y) est le vecteur des paramètres d'échelle estimé. La norme L_2 est employée dans chaque cas. Par la suite, e_t sera exprimée en mm , e_r en degré et e_s en $mm/pixel$.

L'erreur moyenne nous informe sur la capacité de convergence de l'algorithme et l'écart-type nous informe sur la fiabilité des résultats. Pour chaque test, l'algorithme a été testé avec 20 jeux de paramètres de calibration initiaux différents.

Il est intéressant de décomposer l'erreur d'estimation des paramètres de calibration car les ordres de grandeur des erreurs pour les translations, rotations et facteurs d'échelle sont différents. En utilisant cette décomposition, les résultats peuvent cependant être plus difficiles à interpréter. Ainsi, dans certains cas, il sera parfois préférable d'étudier l'erreur e_m lié à la matrice incluant les huit paramètres de calibration :

$$e_m = \|dM\|_2 \text{ avec } dM = M - \hat{M}, \quad M = T_r S \text{ et } \hat{M} = \hat{T}_r \hat{S}$$

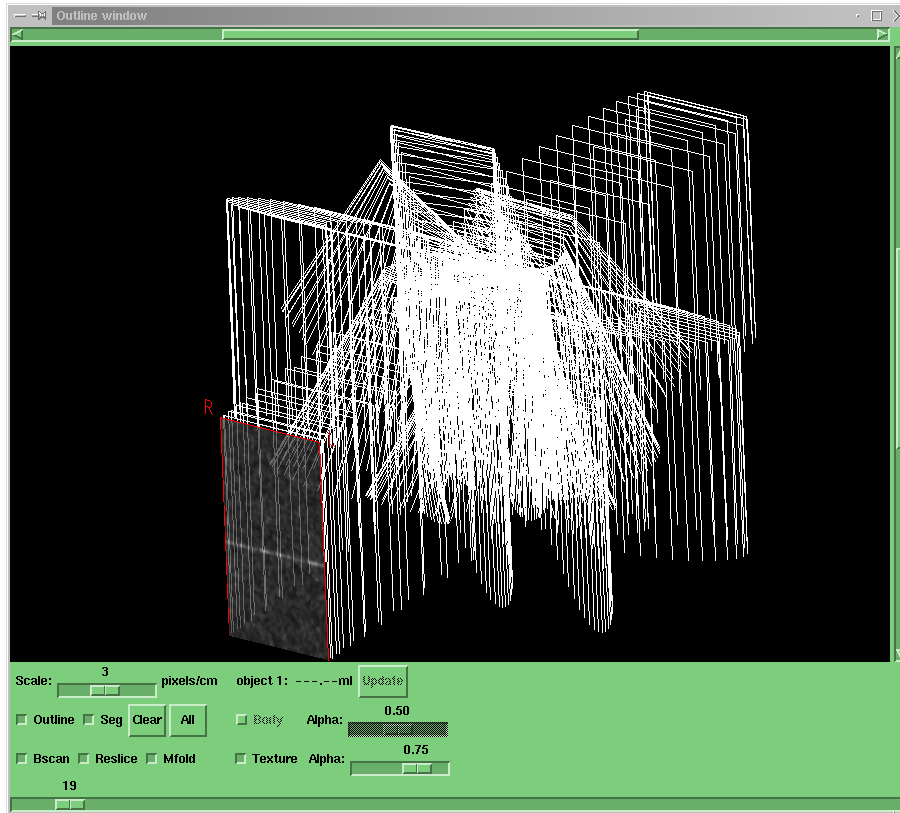


FIG. 2.3: Ensemble des mouvements effectués pour les séquences synthétiques, visualisé avec la fenêtre «outline» du logiciel Stradx.

2.1.2 Aspect hiérarchique

Le figure 2.4 montre l'évolution des erreurs e_t , e_r et e_s en fonction du nombre de niveaux de hiérarchie appliqué. La courbe pleine représente l'erreur moyenne, les courbes en pointillés représentent la moyenne plus ou moins l'écart-type. On remarque qu'en utilisant la formulation 3D, le découpage hiérarchique dans la phase d'optimisation permet nettement de diminuer les erreurs e_t , e_r et e_s . Concernant la formulation 2D, e_t décroît, e_r et e_s sont stables et restent faibles. Au vu de ces expériences, il semble adéquat d'utiliser trois niveaux pour l'optimisation hiérarchique, quel que soit le critère à minimiser.

2.1.3 Domaines d'initialisation

L'étape d'initialisation de l'algorithme est une partie importante de la méthode que nous devons évaluer. Pour chaque paramètre, le domaine d'initialisation a été défini en fonction du paramètre à estimer. Afin d'évaluer la stabilité de l'algorithme par rapport à l'étape d'initialisation, nous avons parcouru six domaines d'initialisation (voir le tableau 2.1).

La figure 2.5 montre l'évolution des erreurs e_t , e_r et e_s en fonction du domaine d'initialisation testé pour les deux formulations proposées. On utilise la même représentation que

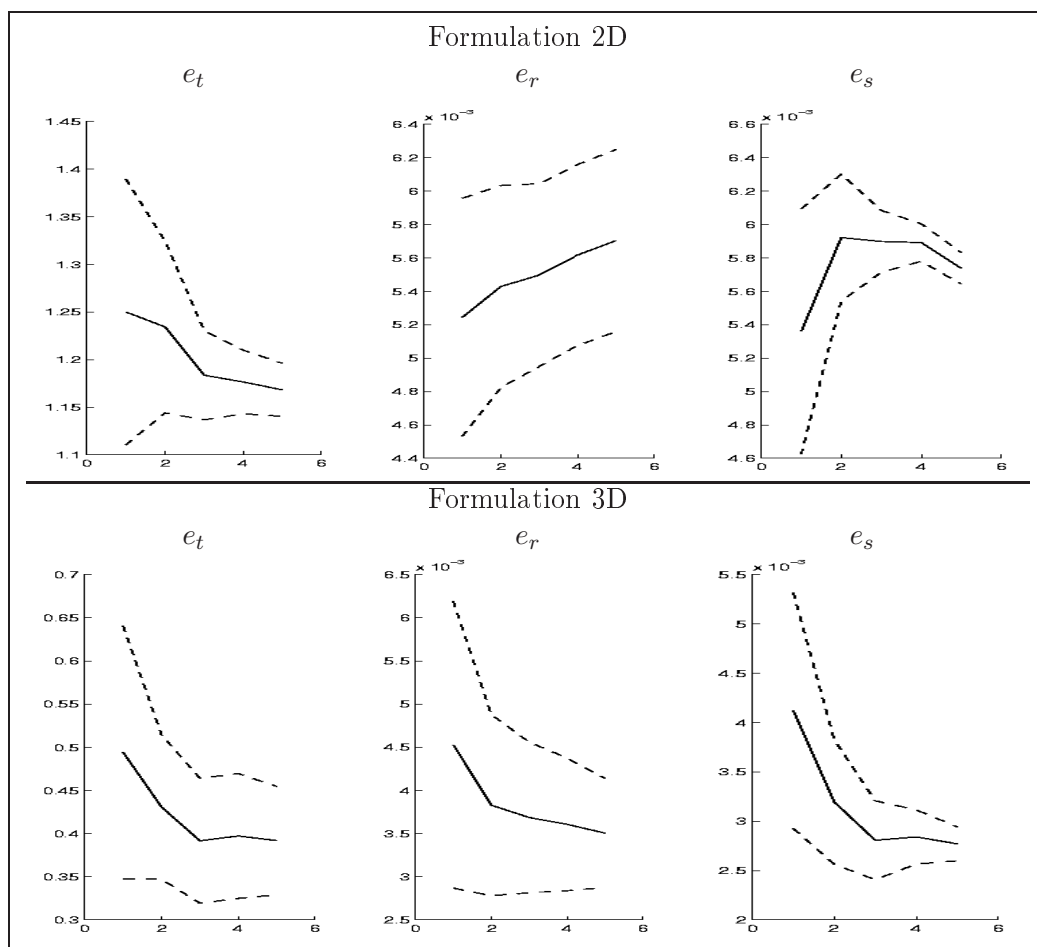


FIG. 2.4: Évolution des erreurs e_t , e_r et e_s en fonction du nombre de niveaux de hiérarchie appliqué, en utilisant la formulation 2D (en haut) et la formulation 3D (en bas). e_t est exprimée en mm, e_r en degré et e_s en mm/pixel.

pour la figure 2.4. On peut remarquer que la méthode utilisant le critère de distance 3D est plus stable que celle utilisant le critère 2D dans l'image. Même si une tendance assez prononcée est visible, l'évolution des courbes n'est pas parfaitement monotone du fait du nombre de séquences synthétiques utilisées et de tests réalisés. Cependant, même lorsque le domaine d'initialisation est vaste, l'algorithme se comporte bien, quel que soit le critère à minimiser retenu.

2.1.4 Simulation avec un bruit multiplicatif de type «Speckle»

Pour chaque séquence synthétique, l'algorithme a été testé avec 20 jeux de paramètres initiaux différents, avec des combinaisons de ± 40 mm et $\pm 20^\circ$ pour les paramètres de la transformation rigide, et $\pm 20\%$ pour les facteurs d'échelle. Les résultats de calibration sur les trois séquences synthétiques sont résumés dans le tableau 2.2.

Ces résultats indiquent que même pour des séquences bruitées et un domaine d'initialisation grand, la méthode de calibration proposée semble précise. Nous avons pu tester

TAB. 2.1: Domaines d'initialisation testés sur les séquences synthétiques. Pour chaque domaine, les variations des paramètres d'initialisation sont indiquées en translation, rotation et échelle. Les échantillons sont tirés suivant une loi uniforme.

Domaine d'initialisation	Translation (mm)	Rotation (degré)	Échelle (%)
1	± 5	± 5	± 10
2	± 10	± 10	± 20
3	± 20	± 20	± 30
4	± 30	± 30	± 40
5	± 40	± 40	± 50
6	± 80	± 40	± 50

les trois séquences synthétiques avec une méthode de référence. Cette méthode [Prager 98] inclue dans le logiciel Stradx¹ utilise également un fantôme plan. Stradx fournit des résultats équivalents aux autres méthodes de calibration existantes. Les résultats de Stradx sont également notés dans le tableau 2.2. En présence de speckle pleinement développé, les paramètres de détection de lignes de Stradx doivent être réglés de façon précise. Dans le cas contraire, la méthode peut diverger. Ainsi, Stradx a été testé avec différents jeux de paramètres.

Sur l'ensemble des trois séquences synthétiques, on peut dire que la méthode que nous proposons semble plus performante que Stradx quel que soit le critère de minimisation choisi. Même si les séquences synthétiques permettent de bien tester une méthode de calibration car la vérité terrain est connue, il est indispensable de tester la méthode sur des données réelles.

TAB. 2.2: Résultats de calibration pour les séquences synthétiques : l'erreur moyenne et l'écart-type sont donnés pour les paramètres de translation (mm), de rotation (en degré) et d'échelle (mm/pixel).

Méthode de Calibration	critère 2D	critère 3D	Stradx
Erreur moyenne et Écart-type (mm)	0.9594 (0.1137)	0.5454 (0.0952)	1.4874 (0.7293)
Erreur moyenne et Écart-type (deg)	0.0068 (0.0010)	0.0015 (0.0006)	0.0060 (0.0037)
Erreur moyenne et Écart-type (mm/pix)	0.0014 (0.0004)	0.0021 (0.0003)	0.0080 (0.0091)

¹logiciel développé à l'université de Cambridge [Prager 99]

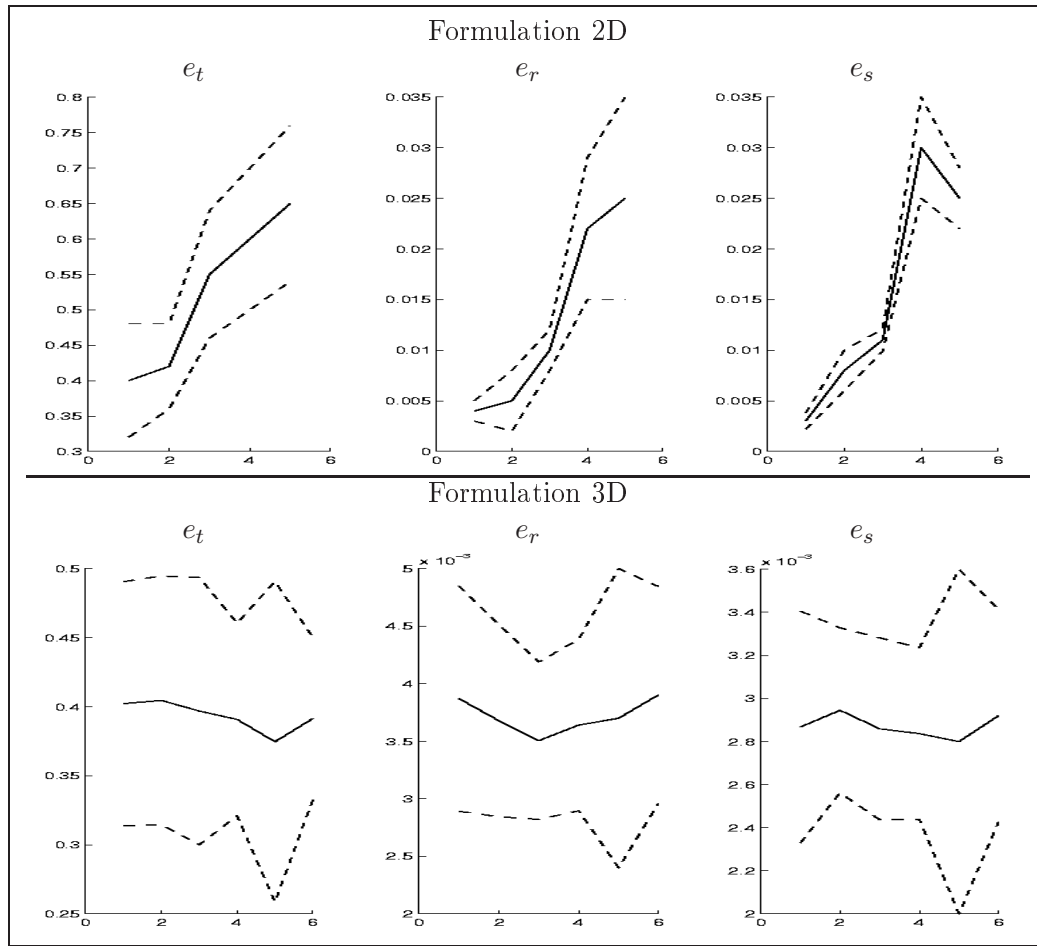


FIG. 2.5: Évolution des erreurs e_t , e_r et e_s en fonction du domaine d'initialisation testé (voir tableau 2.1), en utilisant la formulation 2D (en haut) et la formulation 3D (en bas). e_t est exprimée en mm, e_r en degré et e_s en mm/pixel.

2.1.5 Détection des droites

Dans cette section, nous étudions l'influence de points aberrants dans l'étape d'optimisation. Pour cela, nous avons introduit dans les séquences synthétiques des images aberrantes (voir figure 2.6). Plusieurs tests ont été menés en incluant un pourcentage d'images incorrectes x dans la séquence, avec $x \in \{0, 2.5, 5, 10\}$. La figure 2.7 illustre les résultats obtenus et permet de comparer les résultats obtenus avec notre méthode et Stradx. Sont évaluées ici cinq méthodes : Stradx, Rennes2D, Rennes3D, Rennes2D* et Rennes3D*. L'étoile permet de différencier les méthodes qui utilisent ou non, pour cette expérience, l'étape de cohérence temporelle décrite dans la section 1.3.2.3. Seules les méthodes Rennes3D* et Rennes2D* utilisent l'étape de cohérence temporelle. On peut remarquer que les résultats de ces deux méthodes ne sont pas perturbées par l'introduction d'images aberrantes. Sans analyse temporelle des paramètres de la droite extraite, l'estimation des paramètres de calibration est fortement perturbée par la présence de droites aberrantes dans la séquence (Stradx, Rennes3D, Rennes2D). Cette simulation montre clairement qu'il est indispen-

sable que la méthode de calibration soit robuste aux possibles perturbations de ce type. Par la suite, nous utiliserons toujours l'étape de cohérence temporelle pour les méthodes Rennes2D et Rennes3D.

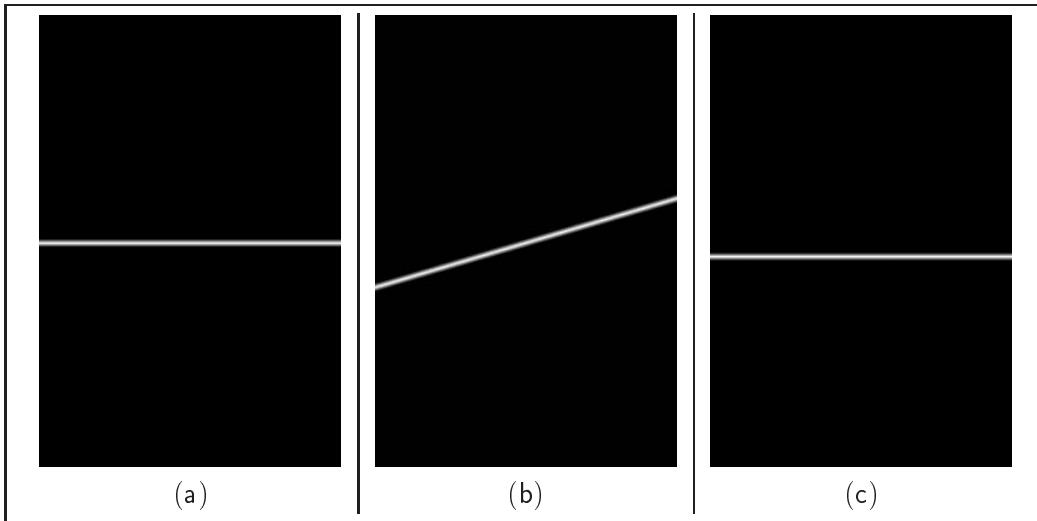


FIG. 2.6: Exemple d'insertion de droites incorrectes dans une séquence d'images synthétiques non bruitées.

2.2 Influences de paramètres extérieurs

Comme nous avons pu le voir dans l'introduction sur l'échographie 3D, de nombreux phénomènes peuvent intervenir durant la phase d'acquisition des données et dégrader la précision du système. Concernant l'étape de calibration spatiale, des erreurs en amont dans le processus d'acquisition peuvent perturber l'estimation des paramètres. Ces erreurs concernent :

- le processus de création des images ultrasonores (variation de la vitesse du son dans le milieu observé, résolution de l'image, distorsions dues à la pression exercée par la sonde etc.),
- le système de localisation (précision intrinsèque, bruits liés à l'environnement etc.),
- la numérisation des images échographiques,
- la fusion des données «images» et des mesures de positions fournies par le système de localisation (calibration temporelle, etc.).

Dans cette section, nous allons nous intéresser à l'influence que peuvent avoir sur la qualité de la calibration une mauvaise estimation de la vitesse du son ainsi que la qualité du système de localisation utilisé. Le problème de la calibration temporelle sera traité dans le chapitre suivant.

2.2.1 Influence de la température de l'eau

Le fantôme que nous utilisons pour calibrer le système échographique 3D est un plan. Ce plan est une planche de plexiglas plongée dans de l'eau. La vitesse du son dans l'eau

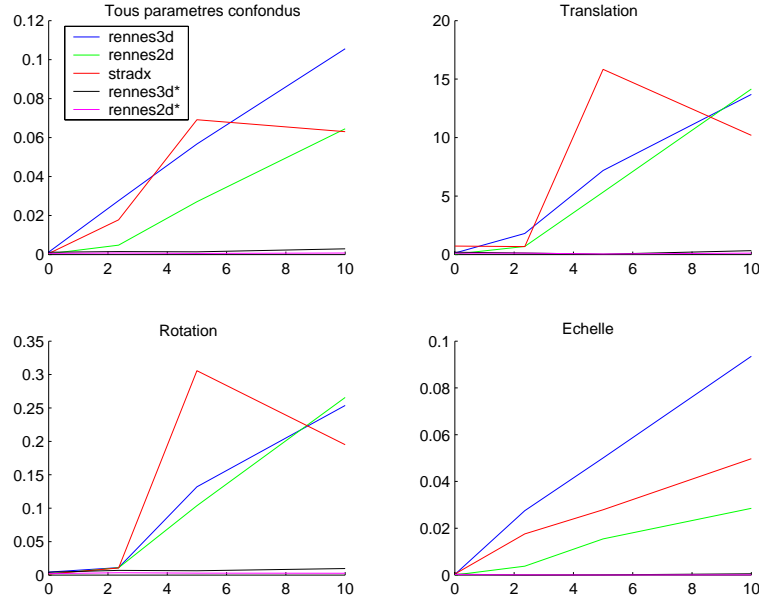


FIG. 2.7: Influence de l'insertion de droites aberrantes dans une séquence d'images synthétiques non bruitées sur l'estimation des paramètres de calibration. En abscisse : le pourcentage de droites aberrantes insérées, en ordonnée : l'erreur moyenne (norme L2). e_t est exprimée en mm, e_r en degré et e_s en mm/pixel. Rennes3D* et Rennes2D* sont les seules méthodes utilisant une étape d'analyse temporelle des droites extraites.

dépend de la température de l'eau. Pour une pression égale à la pression atmosphérique, la vitesse du son dans l'eau peut être approchée en utilisant un polynôme du cinquième degré [Marczak 97] :

$$\begin{aligned}
 c = & 1.402385 * 10^3 + 5.038813 * T \\
 & - 5.799136 * 10^{-2} * T^2 + 3.287156 * 10^{-4} * T^3 \\
 & - 1.398845 * 10^{-6} * T^4 + 2.787860 * 10^{-9} * T^5
 \end{aligned} \tag{2.2}$$

La figure 2.8 montre l'évolution de la vitesse du son en fonction de la température. Lorsque la température de l'eau est égale à 20°, la vitesse du son dans l'eau est égale à 1482.4 m/s. La vitesse du son utilisée par l'échographe est égale à 1540 m/s.

Les erreurs dans l'estimation de la vitesse du son provoquent des distorsions dans les images. Goldstein a étudié les erreurs de positionnement observés dans les images pour différents types de sonde [Goldstein 00a]. Nous verrons que ces erreurs de positionnement peuvent être relativement importantes. Dudley *et al.* ont étudié l'influence d'une mauvaise estimation de la vitesse du son sur la résolution latérale [Dudley 02]. Anderson *et al.* ont également montré que ces erreurs sur la vitesse du son provoque une baisse de contraste ainsi qu'une baisse de la résolution dans les images ultrasonores [Anderson 00].

Quelques travaux concernant la calibration ont pris ce facteur en compte. On peut notamment citer le travail de Sato *et al.* [Sato 98] (la méthode de calibration développée par Sato est décrite dans la section 1.2.3). C'est une méthode de calibration utilisant trois points. Pendant la procédure de calibration, la température de l'eau est égale à 25°. Afin

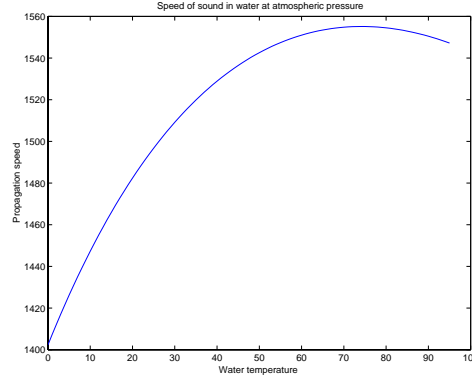


FIG. 2.8: Relation entre la température de l'eau (degrés Celsius) et la vitesse du son (m/s) à la pression atmosphérique, en utilisant l'approximation de [Marczak 97].

d'évaluer la précision de la calibration, Sato *et al.* ont repris le même fantôme triangulaire et ont de nouveau mesuré manuellement la position des trois points pour deux températures de l'eau (25° et 40° degrés). Dix images ont été acquises avec plusieurs positions de la sonde. Les résultats de cette évaluation sont reportés dans le tableau 2.3 où $(\bar{x}, \bar{y}, \bar{z})$ représente la position moyenne dans le repère lié au système Optotrak, et $(\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z)$ l'écart-type pour chaque axe; $\sigma_D = \sqrt{\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + \sigma_z^2}$. $(\Delta_x, \Delta_y, \Delta_z)$, Δ_D représente la différence entre la position moyenne estimée par le système échographique avec la position moyenne donnée par le système Optotrak; $\Delta_D = \sqrt{\Delta_x^2 + \Delta_y^2 + \Delta_z^2}$. Pour les deux températures, les résultats sont très satisfaisants et proches des mesures fournies par le système Optotrak (ce système possède une précision de localisation 3D égale à 0.1 mm). La précision atteinte lors de ces expériences est inférieure au millimètre. Lorsque la température de l'eau est égale à 25° degrés (resp. 40° degrés), la vitesse du son vaut 1496.7 m/s (resp. 1528.9 m/s). Dans les deux cas, la vitesse du son réelle est différente de la vitesse du son supposée par l'échographe. Il est difficile d'interpréter ces résultats car la calibration a été faite avec une température égale à 25° degrés, et le fantôme utilisé pour la calibration a également servi à évaluer la capacité de localisation 3D du système calibré. Cependant, cette étude montre que la température de l'eau a une influence sur l'estimation des paramètres de calibration et que ce phénomène doit être étudié plus en détails.

Pour se soustraire au problème de la variation de la vitesse du son, une approche intéressante consiste à modifier les images acquises pour respecter les contraintes concernant la vitesse du son dans l'eau. Dans sa méthode de calibration, Ionescu modifie les images ultrasonores acquises en supposant que la vitesse moyenne des ultrasons dans l'eau est de 1480 m/s [Ionescu 98]. Les nouvelles images sont générées par interpolation bilinéaire. Cette étape permet d'estimer les paramètres de calibration en réduisant les distorsions que provoquent des erreurs dans l'estimation de la vitesse du son.

Dans le cas de la calibration avec un fantôme plan, les distorsions observées dépendent de la position de la sonde par rapport au plan. Une mauvaise estimation de la vitesse du son crée un décalage du plan dans l'image. Sa position observée est différente de sa position réelle (voir figure 2.9(a)). Ce décalage dépend de la position du plan dans l'image. Dans le cas simple où la sonde est linéaire et le plan orthogonal à l'image (voir figure 2.9(a)), si

TAB. 2.3: Évaluation de la précision de la localisation de points 3D dans l'étude de Sato [Sato 98].

	Position moyenne $(\bar{x}, \bar{y}, \bar{z})$ (mm)	Écart type $(\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z), \sigma_D$ (mm)	Biais avec la position moyenne estimée par le système Optotrak $(\Delta_x, \Delta_y, \Delta_z), \Delta_D$ (mm)
Eau à 25° degrés	(156.97, 14.96, -2198.22)	(0.28, 0.39, 0.37), 0.60	(-0.12, -0.47, -0.31), 0.58
Eau à 40° degrés	(157.04, 15.12, -2198.15)	(0.23, 0.69, 0.29), 0.79	(-0.19, -0.63, -0.39), 0.77
Optotrak	(156.85, 14.49, -2198.54)	(0.12, 0.33, 0.39), 0.53	-

l'ordonnée réelle du plan est par exemple égale à 200 pixels, sa position observée est égale à $200r$ avec $r = \frac{C_h}{C_t}$. C_h est la vitesse du son supposée par l'échographe (1540 m/s), C_t représente la véritable vitesse du son dans l'eau (1482.4 m/s si la température de l'eau est égale à 20°). On obtient pour la position observée 207.77 pixels. Il y a donc une erreur non négligeable de 7.77 pixels.

Pour la calibration, seuls les mouvements de translation suivant l'axe des y et les rotations autour de l'axe z dans le repère de l'image induisent des distorsions. Les quatre autres mouvements de la sonde nécessaires à la calibration ne provoquent qu'une petite translation constante du plan dans l'image. Cette translation constante ne perturbe pas l'estimation des paramètres de calibration. En effet, la seule propriété du fantôme que nous utilisons est sa planéité. Le plan du fantôme produit dans chaque image ultrasonore une ligne. Cependant, dans l'espace 3D, à cause des distorsions provoquées par une mauvaise estimation de la vitesse du son dans l'eau, chaque ligne n'appartient pas au même plan.

Nous présentons maintenant une étude des distorsions provoquées par un mouvement de translation en y et une rotation autour de l'axe z dans le repère image, pour les sondes linéaires et convexes.

Sondes linéaires Un mouvement de translation suivant l'axe y dans le repère image provoque une erreur de positionnement du plan dans l'image. Cette erreur dépend de la position de la sonde par rapport au plan (voir figure 2.9(b)). Pour un déplacement d du plan dans l'image, l'erreur provoquée est égale à :

$$\epsilon = \|\overrightarrow{M_2M_2'}\| - \|\overrightarrow{M_1M_1'}\| \quad (2.3)$$

$$= d(r - 1) \quad (2.4)$$

où :

- H et H' sont les ordonnées du plan projeté dans l'image,
- $d = H' - H$,
- $r = \frac{C_h}{C_t}$,

- . C_h est la vitesse du son supposée par l'échographe (1540 m/s),
- . C_t représente la véritable vitesse du son dans l'eau (1482.4 m/s si la température de l'eau est égale à 20°).

Ainsi, si $d = 60$ pixels et $r = \frac{1540}{1482.4} = 1.0389$, alors $\epsilon = 2.3340$. On obtient dans ce cas une erreur de position de l'ordre de 2 pixels.

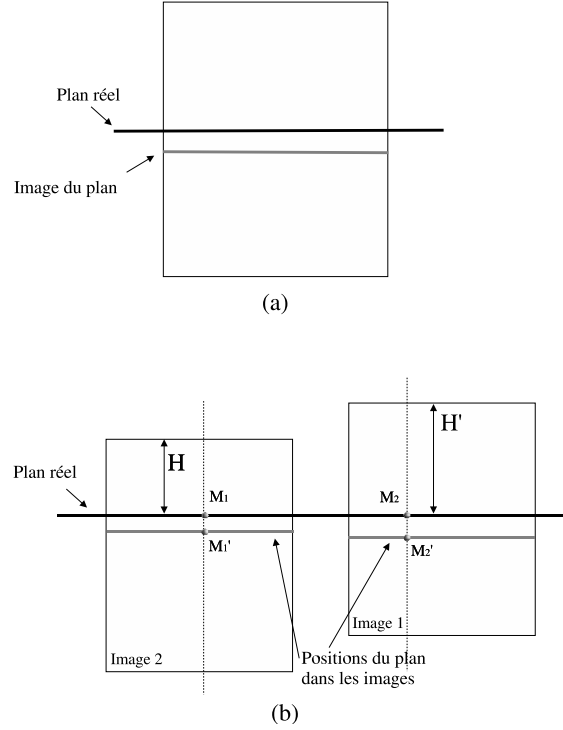


FIG. 2.9: (a) : Translation du plan dans l'image provoquée par une mauvaise estimation de la vitesse du son; (b) : Distorsions observées pour un mouvement de translation avec une sonde linéaire.

Pour une rotation d'un angle α autour de l'axe z , la ligne correspondant au plan du fantôme n'est plus horizontale. Soient deux points M_1 et M_2 appartenant au plan réel, tels que $\|\overrightarrow{M_1 M_2}\| = x$, et M_1 appartient à l'axe vertical passant par O (voir la figure 2.10). Soient M_1' et M_2' les points observés correspondant à M_1 et M_2 . L'erreur observée ϵ est égale alors à la distance entre la projection du point M_1' et la projection du point M_2' sur l'axe vertical. L'erreur ϵ s'exprime de la façon suivante :

$$\epsilon = (\|\overrightarrow{M_2' M_2'}\| - \|\overrightarrow{M_1' M_1'}\|) \cos \alpha \quad (2.5)$$

$$= \left[(\|\overrightarrow{O M_1'}\| + x \tan \alpha)(r - 1) - \|\overrightarrow{O M_1'}\|(r - 1) \right] \cos \alpha \quad (2.6)$$

$$= x \sin \alpha (r - 1) \quad (2.7)$$

Si par exemple, $\alpha = 30^\circ$, $x = 100$ pixels, $r = \frac{1540}{1482.4} = 1.0389$, alors l'erreur ϵ est égale à 1.9450 pixels. Pour une sonde linéaire, le décalage du plan provoqué par une mauvaise

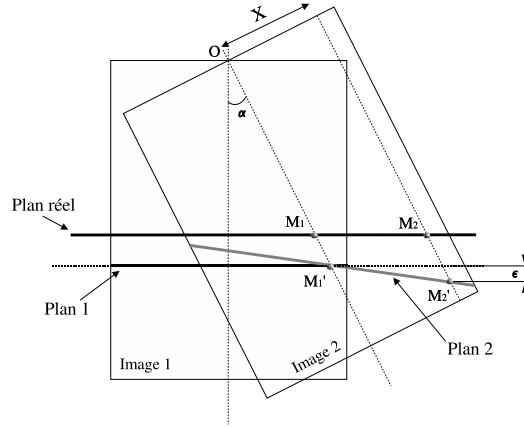


FIG. 2.10: *Distorsions observées pour un mouvement de rotation avec une sonde linéaire.*

estimation de la vitesse du son est donc de l'ordre de 2 à 3 pixels maximum, suivant la valeur de l'angle de rotation autour de l'axe z .

Sondes convexes Les distorsions observées avec les sondes convexes sont provoquées par les mêmes mouvements que pour les sondes linéaires. Il existe de plus une déformation du plan due au principe d'acquisition de ces sondes (voir figure 2.11). Goldstein a étudié ce type de déformation pour un point [Goldstein 00a] et l'erreur s'exprime de la façon suivante :

$$\epsilon_{pa} = \|\overrightarrow{M_1 M_1'}\| - \|\overrightarrow{M_2 M_2'}\| \quad (2.8)$$

$$= \|\overrightarrow{M_1 M_1'}\| - \left(\|\overrightarrow{O M_2'}\| - R \right) \left(\frac{C_h}{C_t} - 1 \right) \cos \theta \quad (2.9)$$

$$= D \left(\frac{C_h}{C_t} - 1 \right) - (D + R) \left(\frac{C_h}{C_t} - 1 \right) \left(1 - \frac{R}{\sqrt{(D + R)^2 + x^2}} \right) \quad (2.10)$$

où :

- . $\theta = (\overrightarrow{M_1 O}, \overrightarrow{O M_2'})$,
- . $x = \|\overrightarrow{O M_2'}\| \sin \theta$,
- . $D = \|\overrightarrow{O M_1}\| - R$, c'est la distance entre le point M_1 et la sonde,
- . R est le rayon pour la courbure de la sonde.

Si $r = \frac{1540}{1482.4} = 1.0389$, $R = 30$ pixels, $D = 170$ pixels et $\theta = 15^\circ$ degrés, alors $\|\overrightarrow{M_1M_1'}\| = 6.6055$ pixels et $\|\overrightarrow{M_2M_2'}\| = 6.6452$ pixels. Ce qui donne une erreur ϵ_{pa} égale à -0.0397 pixels. La déformation observée du plan est donc négligeable. On peut alors considérer que même avec une sonde convexe, l'image du plan observé demeure une ligne. Pour des mouvements de translation verticale et de rotation autour de l'axe z , nous obtenons donc des distorsions du même ordre de grandeur que celles observées avec une sonde linéaire (qui étaient de 2 à 3 pixels maximum).

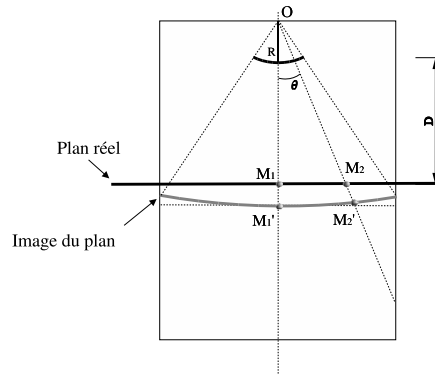


FIG. 2.11: *Distorsions observées avec une sonde convexe lorsque la vitesse du son est mal estimée.*

Expérimentations Nous avons mené des expériences sur des séquences synthétiques afin d'étudier la sensibilité de la méthode de calibration aux mauvaises estimations de la vitesse du son. Nous avons simulé ces séquences synthétiques pour des températures variant de 0° à 65° , par pas de 5° . Afin d'étudier uniquement l'influence de la température, les images ne sont pas bruitées. La figure 2.12 illustre les résultats obtenus pour des sondes linéaires. Il est intéressant de noter que le petit décalage provoqué par une mauvaise estimation de la vitesse du son ne perturbe pas beaucoup l'estimation des paramètres de rotation et de translation. En revanche, on peut nettement observer l'influence de ce décalage sur l'estimation des facteurs d'échelle, ce qui conditionne fortement l'erreur analysée pour tous les paramètres confondus. Ces résultats montrent que la vitesse du son dans l'eau doit être égale à la valeur utilisée par l'échographe, c'est-à-dire 1540 m/s, lors de l'acquisition des images pour obtenir une estimation satisfaisante des paramètres de calibration et

notamment des facteurs d'échelle.

La vitesse du son est égale à 1540 m/s lorsque la température de l'eau est proche de 50° degrés. Effectuer la procédure de calibration dans une eau à 50 degrés n'est pas envisageable. La solution proposée par Ionescu qui consiste à modifier directement les images acquises, est intéressante [Ionescu 98] mais n'est pas toujours aisée à mettre en œuvre, notamment pour des images découpées sur les bords («crops»). Martin *et al.* ont montré qu'en mélangeant de l'eau et de l'éthanol, on pouvait obtenir une vitesse du son égale à 1540 m/s [Martin 01]. Ce mélange est composé d'eau et d'éthanol à $9.5 \pm 0.25\%$. La vitesse du son dans ce mélange est égale à 1540 ± 1.5 m/s lorsque la température de l'eau est maintenue à $20^\circ \pm 0.75^\circ$ C. Cette approche sera étudiée dans la section 2.3 lors de l'évaluation de la calibration avec des séquences réelles.

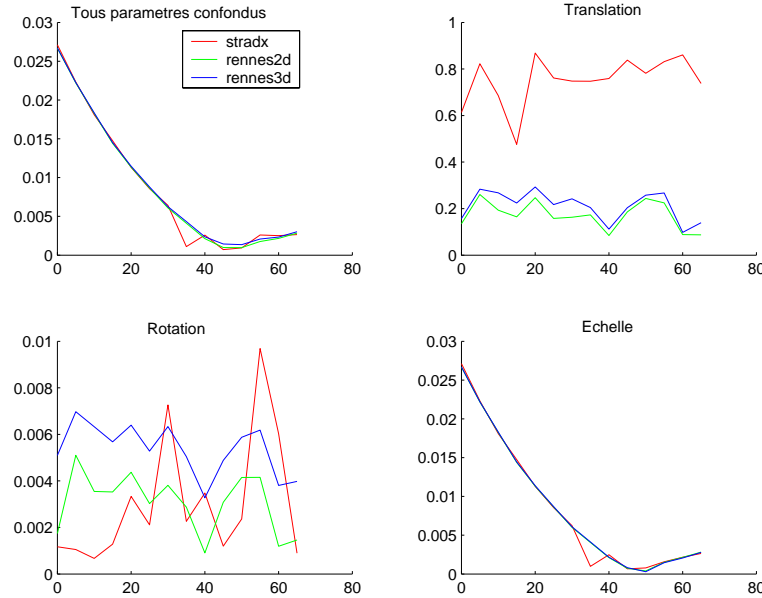


FIG. 2.12: Influence de la température de l'eau sur l'estimation des paramètres de calibration : évolution des erreurs de translation e_t , de rotation e_r , d'échelle e_s et de l'erreur sur tous les paramètres confondus e_m en fonction de la température de l'eau. En abscisse : la température de l'eau et en ordonnée : l'erreur moyenne (norme L2). e_t est exprimée en mm, e_r en degré et e_s en mm/pixel.

2.2.2 Influence de la précision du système de localisation

Dans cette section, nous étudions l'influence de la précision du système de localisation sur l'estimation des paramètres de calibration. Pour cela, nous avons bruité les positions de la sonde pour toute la séquence d'images (comme pour l'expérience précédente, les images ici ne sont pas bruitées). Nous avons vu dans la partie II que la précision des systèmes de localisation optique varie de 0.1 à 0.35 mm et que celle des systèmes magnétiques est comprise entre 1 et 2 mm. Nous souhaitons donc simuler ces ordres de grandeurs de précision. Pour cela, on suppose que le bruit sur les données de position est gaussien, de moyenne nulle et d'écart-type σ .

TAB. 2.4: Correspondance entre la précision simulée et l'écart-type du bruit sur les positions fournies par le système de localisation.

Précision (mm)	Écart-type
0.1	0.051
0.35	0.179
0.5	0.255
1	0.510
1.5	0.765
2	1.020

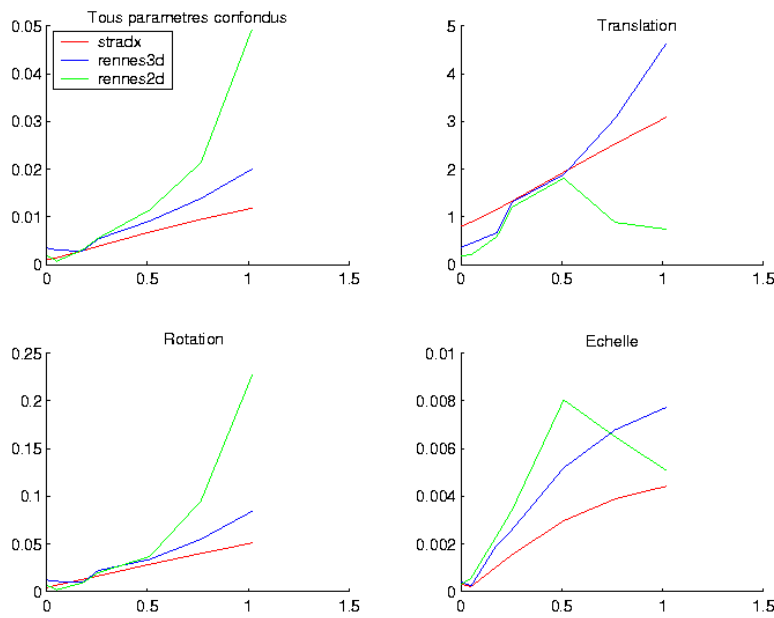


FIG. 2.13: Influence de la précision du système de localisation sur l'estimation des paramètres de calibration. En abscisse : l'écart-type du bruit appliqué aux positions du capteur et en ordonnée : l'erreur moyenne (norme L2). e_t est exprimée en mm, e_r en degré et e_s en mm/pixel.

Soit x la vraie position, y la position bruitée et b le bruit. On peut modéliser très simplement cette perturbation comme suit : $y = x + b$. Le bruit b suit une loi normale $\mathcal{N}(0, \sigma^2)$. L'intervalle de confiance de b à 95% est $[-1.96\sigma; 1.96\sigma]$. On peut ainsi déterminer l'écart-type correspondant à la précision que l'on souhaite simuler (voir le tableau 2.4). La figure 2.13 illustre les résultats obtenus. Même si chaque méthode de calibration ne réagit pas exactement de la même façon aux perturbations liées au système de localisation, on peut noter une nette dégradation des estimations des paramètres de calibration lorsque les bruits sur les positions du capteur augmentent. Ainsi, lorsque l'écart-type du bruit est proche de 1, les paramètres de calibration ne sont plus estimés correctement. On peut enfin remarquer que l'évolution des erreurs n'est pas complètement monotone pour Rennes2D. Il serait vraisemblablement nécessaire d'effectuer ces tests en utilisant un nombre plus conséquent de séquences synthétiques.

2.2.3 Discussion

Dans cette section, nous nous sommes intéressés à l'influence de la température de l'eau et de la précision du système de localisation sur les résultats de la calibration. Nous avons vu que ces deux sources d'erreurs pouvaient modifier sensiblement les résultats de la calibration.

Nous n'avons pas considéré dans ce travail l'influence de la largeur du faisceau ultrasonore sur l'estimation de la calibration. La largeur du faisceau peut engendrer un mauvais positionnement des lignes dans les images ultrasonores. Le travail de Muratore *et al.* a montré par expérience que le faisceau ultrasonore est assimilable à un plan [Muratore 01]. De plus, une étude sur l'influence de la largeur du faisceau sur l'étape de calibration a déjà été réalisée [Prager 97] et a conduit Prager *et al.* à développer un fantôme «plan» spécial. Leurs simulations ont montré que l'erreur pour la localisation d'un point provoquée par une épaisseur du faisceau égale à 1mm est de l'ordre de 2mm. Ce facteur peut donc être une source d'erreur non négligeable pour les méthodes de calibration utilisant un fantôme plan. Nous verrons cependant dans les expériences réalisées sur les séquences réelles qu'il est possible d'obtenir de meilleurs résultats avec un fantôme plan classique.

2.3 Évaluation à partir de séquences réelles

2.3.1 Introduction

Nous évaluons dans cette section la précision de trois méthodes de calibration : [Prager 98], [Bouchet 01] et [Rousseau 03b] que nous avons décrites dans le chapitre précédent. La méthode développée par Prager *et al.* utilise un fantôme plan pour estimer les paramètres de calibration. Bouchet utilise quant à lui un fantôme complexe de type «ensemble de points» (voir section 1.2.3). Avant d'évaluer une méthode de calibration, il est nécessaire de connaître les sources d'erreurs qui perturbent la précision d'un système échographique 3D et notamment l'estimation des paramètres de calibration (voir section 2.2). Dans le but d'évaluer correctement les méthodes de calibration, nous avons donc cherché à minimiser toutes ces erreurs (matériel utilisé, protocole expérimental, etc.). Cependant, il est très important de les garder toujours en tête pour interpréter efficacement les résultats.

L'échographe utilisé est un Aloka SSD-5000 avec une sonde crâniale 7.5 MHz. La position de la sonde est déterminée à l'aide d'une caméra Polaris du système de neuro-navigation (Medtronic Inc., USA). La précision de ce système de localisation est très bonne et est égale à 0.35 mm. Le système de neuro-navigation développé par Medtronic est calibré avec la méthode développée par Bouchet [Bouchet 01].

Les images sont acquises avec le système de neuro-navigation puis redirigées vers une station Silicon Graphics O2 sur laquelle Stradx est installé. L'architecture et la carte d'acquisition dédiée de cette station permettent de réduire fortement les erreurs dues à la numérisation des images et de réduire également le temps de transfert entre l'échographe et la station. Pour ces expériences, le temps de transfert des données vers la station est supposé négligeable.

Le logiciel Stacksx développé par Graham Treece² a permis de reconstruire les volumes pour chaque calibration (les mêmes paramètres ont été utilisés pour chaque reconstruction). Avec ce logiciel, les volumes sont construits à l'aide un algorithme simple reposant sur le principe du plus proche voisin et en utilisant une interpolation bilinéaire. Nous considérons que Stacksx n'apportera pas de biais corrélé à la méthode de calibration dans la suite de ce travail.

Dans cette section, nous allons tout d'abord nous intéresser aux protocoles expérimentaux nécessaires à l'évaluation des méthodes de calibration. Dans ce cadre, nous détaillerons les objectifs de l'évaluation et les fantômes utilisés. Ensuite, nous considérerons l'étape d'acquisition des images et leur traitement nécessaire pour l'estimation de distances et de volumes. Enfin, nous détaillerons les résultats de l'ensemble des expériences réalisées.

2.3.2 Protocole expérimental

Le résultat de l'estimation des paramètres de calibration peut être visualisé en reprojétant les caractéristiques géométriques du fantôme (points ou plan) dans chaque image de la séquence échographique. Ainsi, pour les méthodes Stradx et Rennes (2D et 3D), on peut projeter le plan estimé dans chaque image et analyser l'écart entre la droite extraite et la projection du plan. Cependant, cette vérification visuelle ne permet pas de quantifier avec précision le résultat de l'estimation des paramètres. Nous allons maintenant définir un protocole expérimental qui permet d'effectuer une évaluation correcte de la précision des méthodes de calibration. Comme nous l'avons mentionné dans la section 2.2.4.3 de la partie II, Detmer a proposé l'utilisation du fantôme de type «point d'intersection» pour mesurer la précision de localisation 3D d'un système échographique 3D main-libre [Detmer 94]. Ce type d'expérience permet de quantifier la précision d'un système échographique 3D mais ne nous renseigne pas directement sur la capacité du système à estimer des volumes et des distances. Or, ce type d'information est très important. Il est donc essentiel d'évaluer les méthodes de calibration à l'aide d'un autre fantôme.

En 2000, Blackall *et al.* ont proposé l'utilisation d'un autre critère pour mesurer la qualité de la calibration. Il s'agit de scanner huit boules, dix fois chacune. Le centre de chaque boule est localisé dans chaque image manuellement et sa position dans le repère du système de localisation est ensuite calculée. La position de chaque boule est également déterminée à l'aide du système de repérage. Ces mesures sont supposées constituer la vérité terrain. Il est alors possible de définir les deux critères suivants :

²<http://mi.eng.cam.ac.uk/~rwp/stradx/utilities.html>, Université de Cambridge

- $\Delta x^a = \|T_t T_r S x^m - x^{vt}\|$ qui correspond à la distance entre la position estimée avec le système échographique et la position mesurée par le système de localisation x^{vt} . T_t représente la transformation rigide entre le repère du capteur posé sur la sonde et le repère du système de localisation, T_r et S les matrices de calibration et x^m la position du point détecté manuellement.
- $\Delta x^d = \|T_t^1 T_r S x^{m1} - T_t^2 T_r S x^{m2}\| - \|x^{vt1} - x^{vt2}\|$ qui correspond à la différence entre une distance estimée avec le système échographique 3D et une distance mesurée avec le système de repérage. T_t^i correspond à la transformation rigide entre le capteur sur la sonde et le système de repérage pour l'image i , x^{mi} la position du point détecté dans l'image i et x^{vti} la position mesurée par le système de localisation de la i^{me} boule.

Ces deux critères reposent sur la même approche que la mesure de localisation 3D obtenue avec le fantôme type «point d'intersection». La différence entre ces critères réside dans la comparaison des positions estimées avec les mesures du système de localisation, qui servent alors de vérité terrain. Cependant, comme nous le verrons plus tard à l'aide de simulations décrites dans la section 2.3.7.1, la position moyenne estimée peut servir à estimer la précision de la calibration, sans avoir à localiser précisément la position 3D du point.

Ainsi, afin d'évaluer la précision d'une méthode de calibration, nous avons décidé d'utiliser un fantôme de type «point d'intersection» [Detmer 94], ainsi qu'un fantôme spécial de calibration (décrit dans la section 2.3.3). Ce dernier nous permettra de nous rapprocher de préoccupations cliniques et d'effectuer des mesures de distances et de volumes. Nous comparerons donc trois méthodes de calibration sur trois critères d'évaluation : localisation d'un point, mesure de distance et mesure de volume.

2.3.3 Fantôme d'évaluation Cirsinc



FIG. 2.14: *Fantôme de calibration pour l'échographie 3D utilisé pour l'évaluation des méthodes de calibration.*

La figure 2.14 illustre le fantôme de calibration pour ultrasons 3D développé par la compagnie Cirsinc³ que nous avons utilisé pour pratiquer des mesures de distances et de

³<http://www.cirsinc.com>

volumes. Ce fantôme fabriqué en Zerdine (polymère solide élastique) contient deux objets tests calibrés, qui sont deux ellipsoïdes (voir le figure 2.15). La vitesse du son pour le fond et les objets est égale à $1540 \text{ m/s} \pm 6 \text{ m/s}$.

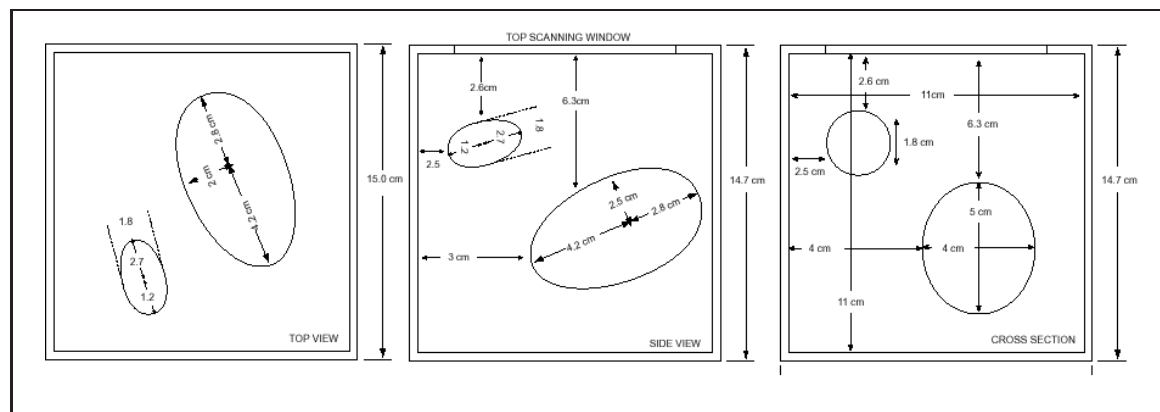


FIG. 2.15: *Caractéristiques géométriques du fantôme de calibration pour l'échographie 3D développé par Cirsinc.*

Dans cette étude nous n'avons pu utiliser que le petit ellipsoïde car la sonde crâniale mise à notre disposition ne permettait pas de visualiser l'autre ellipsoïde dans son ensemble. La distance entre la sonde et le petit ellipsoïde est environ égale à 2.6 cm. Cette distance est suffisamment importante pour pouvoir supposer que l'ellipsoïde n'est pas déformé pendant l'examen par la pression de la sonde sur le fantôme. Les ellipsoïdes sont entièrement définis à partir de la longueur de leurs axes (voir la figure 2.17). Les longueurs des axes du petit «œuf» sont respectivement 2.7 cm, 1.2 cm et 0.9 cm, et le volume total est égal à 6.6162 cm^3 .

Dans ce fantôme, la vitesse du son est égale à $1540 \text{ m/s} \pm 6 \text{ m/s}$. Pour un mouvement de translation de la sonde, la mesure d'un seul axe est affecté par une éventuelle mauvaise estimation de la vitesse du son. Dans ce cas, l'erreur maximale provoquée par une erreur concernant la vitesse du son dans le fantôme est égale à 0.5 % du volume théorique. Le volume estimé est alors compris entre 6.5818mL et 6.6506mL.

2.3.4 Acquisition des images échographiques

Fantôme de calibration Pour Stradx et la méthode que nous avons développée, un fantôme «plan» est utilisé afin de calibrer le système échographique 3D. Comme mentionné dans la section 2.2.1, la vitesse du son dans l'eau à température ambiante est différente de la vitesse du son supposée par l'échographe. Ainsi, pour chaque profondeur, nous avons acquis les données en utilisant de l'eau et le mélange eau-éthanol décrit dans [Martin 01].

Fantômes pour l'évaluation Les images échographiques du fantôme Cirsinc ont été acquises pour plusieurs profondeurs (6, 8, 10 et 12 cm). Pour chaque profondeur, les images ont été acquises avec deux mouvements différents de la sonde : une translation et une rotation (de type «fan» en anglais, voir figure 2.16). Ce mouvement de rotation est notamment très utilisé pour des examens de l'abdomen, en pédiatrie et en neurochirurgie. Pour chaque

type de mouvement, deux séquences d'images ont été acquises. Nous avons au total 16 séquences de l'ellipsoïde.

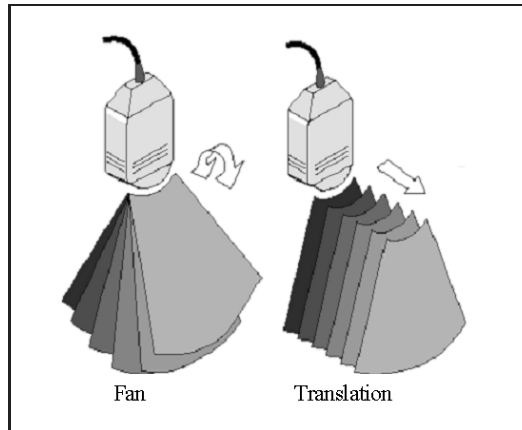


FIG. 2.16: *Mouvements de la sonde utilisés pour l'acquisition des images du fantôme de calibration.*

Pour le fantôme de type «point d'intersection», six profondeurs différentes ont été utilisées : 6, 7, 8, 9, 10, et 12 cm. Pour chaque profondeur, cinq à six images ont été acquises avec des points de vue différents. Par commodité, au lieu d'utiliser deux fils qui se croisent, nous avons collé sur le fond du fantôme plan une bille d'environ 1.5mm de diamètre. La figure 2.18 montre les images obtenues de la bille. La position de la bille dans l'image est mesurée manuellement.

2.3.5 Estimation de distances et de volumes

Le fantôme d'évaluation Cirsinc nous permet de mesurer des distances et des volumes. Pour estimer le volume de l'ellipsoïde, nous avons employé trois méthodes :

- estimation du volume à partir de mesures des axes de l'ellipsoïde,
- segmentation manuelle avec Stradx,
- segmentation de type contours actifs,

Nous allons maintenant décrire le protocole utilisé pour les mesures de distance et les trois méthodes utilisées pour l'estimation des volumes.

2.3.5.1 Mesures de distances

Nous avons employé le logiciel Stradx pour mesurer les axes de l'ellipsoïde. Compte tenu de la géométrie de l'ellipsoïde, il est possible de ne mesurer que deux distances : le grand axe et le petit axe. Stradx nous permet d'obtenir des coupes le long de chaque axe. Une fois les paramètres de calibration chargés dans Stradx, ces deux axes sont alors mesurés manuellement.

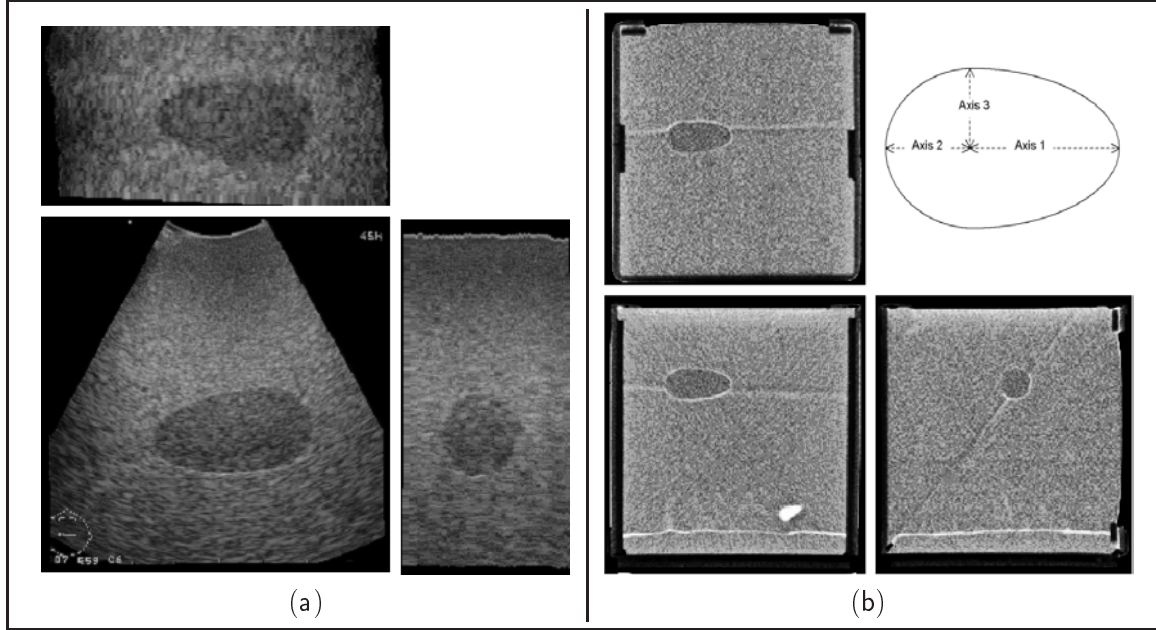


FIG. 2.17: Images du fantôme de calibration contenant l'ellipsoïde d'intérêt : (a), images ultrasonores du fantôme de calibration; (b), images du fantôme obtenues avec le scanner X.

2.3.5.2 Estimation du volume à partir de mesures de distances

L'objet que nous étudions est simple. Il s'agit d'un ellipsoïde défini par la longueur de ses axes (voir la figure 2.17). Trois axes définissent la forme d'un ellipsoïde. Le volume de l'ellipsoïde est déterminé par la formule suivante :

$$V = \frac{1}{2} \times \frac{4}{3}\pi(axe_1 * axe_2 * axe_3) + \frac{1}{2} \times \frac{4}{3}\pi(axe_2 * axe_3 * axe_3) \quad (2.11)$$

$$= \frac{4}{6}\pi.axe_3^2(axe_1 + axe_2) \quad (2.12)$$

Il suffit donc pour estimer le volume de l'ellipsoïde de mesurer l'axe 3 et la somme de l'axe 1 et l'axe 2 (*i.e.* l'axe principal de l'ellipsoïde).

2.3.5.3 Segmentation manuelle

La segmentation manuelle a été réalisée avec le logiciel Stradx (voir la figure 2.19). Il s'agit de délimiter manuellement les contours de l'ellipsoïde dans la séquence d'images ultrasonore. Cette étape de segmentation est 2D et ne dépend donc pas des paramètres de calibration. Afin d'obtenir une segmentation satisfaisante, les contours sont délimités toutes les trois images ultrasonores. Stradx permet, une fois les contours délimités, de calculer le volume de l'objet segmenté sans reconstruire le volume. Ainsi, pour une séquence donnée, la segmentation manuelle est exactement identique pour les trois méthodes de calibration évaluées.



FIG. 2.18: Image échographique de la bille collée sur le fond du fantôme plan.

2.3.5.4 Contours actifs 3D

Nous avons développé une méthode de segmentation de type contours actifs (ou «snakes») pour estimer le volume de l'ellipsoïde du fantôme de calibration. Ce type de méthode s'appuie sur des modèles déformables. Ces modèles permettent de développer des méthodes de segmentation robustes pour les images bruitées, telles que les images ultrasonores (faible rapport signal sur bruit, présence de speckle, etc.). Un contour actif 3D est une surface qui évolue sous l'influence de multiples forces. Cette surface se déforme au cours du temps et finit par atteindre un équilibre. Nous renvoyons le lecteur vers [Kass 88, Cohen 93, Xu 98] pour plus de détails concernant les contours actifs en général et vers [McInerney 96, Chen 01b, Mignotte 01, Bosnjak 03] pour des utilisations de ces méthodes en imagerie médicale et dans le domaine de l'échographie. Cette méthode est décrite en détails dans la partie suivante.

2.3.6 Vérité terrain pour le fantôme d'évaluation Cirsinc

Cirsinc, le fabricant du fantôme de calibration pour ultrasons 3D fournit les caractéristiques géométriques des deux objets tests (voir la section 2.3.3). Cependant, le fabricant ne donnant aucune mesure de confiance concernant ces dimensions, nous devons vérifier que cette vérité terrain est correcte.

2.3.6.1 CT scan

Afin de déterminer la vérité terrain, nous avons acquis un scan CT du fantôme (voir la figure 2.17). Nous avons mesuré les longueurs des trois axes et le volume de l'objet et comparé ces résultats aux données du fabricant.

Les mesures des axes et du volume ont été effectuées deux fois, par trois experts. De ces résultats, nous avons pu calculer la moyenne et la variance pour les longueurs d'axes et la mesure de volume. Ces résultats, comparés à ceux donnés par le fabricant sont reportés dans le tableau 2.5 pour les mesures de distances et dans le tableau 2.6 pour les mesures de volumes. À la vue de ces deux tableaux, nous pouvons dire que nos résultats correspondent

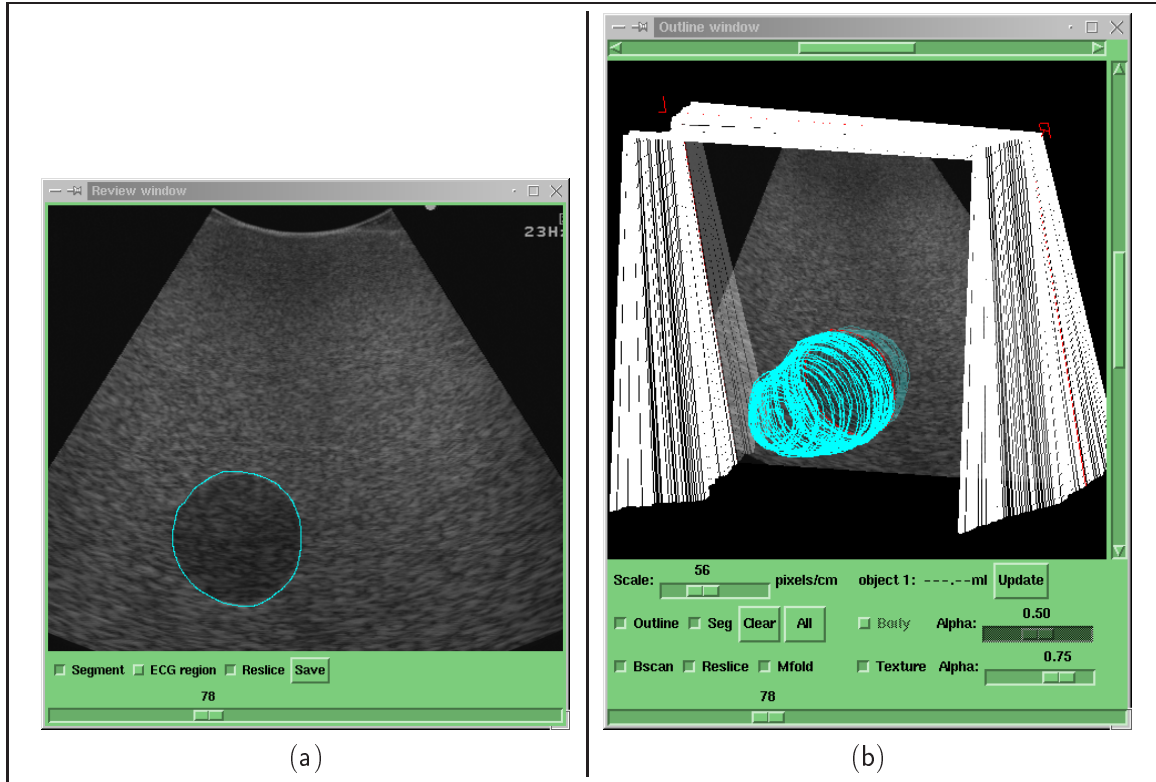


FIG. 2.19: *Segmentation manuelle avec le logiciel Stradx. (a) : image ultrasonore segmentée manuellement; (b) : visualisation 3D de la segmentation manuelle sur la séquence d'images.*

aux caractéristiques fournies par le fabricant. Ces dernières peuvent donc être considérées comme vérité terrain pour l'évaluation des méthodes de calibration.

On peut également remarquer que la variabilité inter-experts est faible. L'écart-type pour les mesures manuelles des trois experts pour les distances et les volumes est en effet de l'ordre de 3 à 4 % de la vérité terrain. Les mesures d'un seul expert semblent ainsi suffisantes.

TAB. 2.5: *Résultats pour les mesures de distances avec les données du scanner : caractéristiques fournies par Cirsinc comparées aux résultats obtenus.*

	Axe 1 (cm)	Axe 2 (cm)	Axe 3 (cm)
Données Cirsinc	2.7	1.2	0.9
Moyenne	2.61 (96.66%)	1.23 (102.5%)	0.88 (97.77%)
Écart-type	0.11 (4.07%)	0.05 (4.16%)	0.03 (3.33%)

Il est à noter que le volume estimé sur l'acquisition CT avec la méthode de contours actifs 3D est proche des données du fabricant : 6.51 mL et 6.48 mL (pour deux jeux de paramètres différents). Le caractère automatique de la méthode de segmentation utilisant les contours actifs nous permet de nous affranchir d'une variabilité inter-expert. Cepen-

TAB. 2.6: Résultats pour les mesures de volume avec les données du scanner : caractéristiques fournies par Cirsinc comparés aux résultats obtenus.

	Volume (mL)
Données Cirsinc	6.6162
À partir des mesures de distances	6.18 (93.40 %) (écart-type : 0.55 (8.31 %))
Segmentation manuelle	6.66 (100.6%) (écart-type : 0.20 (3.02%))
Contours actifs	6.51 (98.4 %) et 6.48 (97.9 %)

dant, il apparaît que cette méthode de segmentation sous estime légèrement le volume de l'ellipsoïde.

2.3.7 Évaluation des méthodes de calibration

Afin d'évaluer chaque méthode de calibration, plusieurs expériences ont été réalisées. Tout d'abord, nous nous sommes intéressés à la capacité de localisation 3D d'un point fixe du système échographique. Ensuite, nous avons réalisé des mesures de distances et de volumes à l'aide d'un fantôme industriel. Enfin, nous étudierons la dépendance des mesures aux modes d'acquisition des données utilisés et la reproductibilité des méthodes de calibration.

2.3.7.1 Précision pour la localisation 3D d'un point

Avant d'analyser les résultats obtenus avec les séquences réelles, il est intéressant d'effectuer des simulations pour comprendre l'influence d'une estimation incorrecte des paramètres de calibration spatiale sur la précision de localisation 3D du système échographique. Cela nous permet également de connaître les «limites» de précision que l'on peut atteindre avec un système de ce type.

Simulation pour la précision de localisation d'un point 3D Nous souhaitons analyser l'influence des erreurs de calibration sur la précision de localisation 3D d'un point. Aucune séquence d'images synthétiques n'est ici nécessaire. Cette simulation requiert simplement la définition de plusieurs changements de repère entre chaque entité utilisée : le point fixe, l'image, le capteur et le transmetteur. Le bruit lié aux paramètres de calibration est simulé avec une loi normale. De la même manière que dans la section 2.2.2, on peut déterminer la valeur de l'écart-type en fonction de l'erreur que l'on désire simuler. Le tableau 2.7 indique les quatre types de perturbations qui ont été appliqués aux paramètres de calibration. Les résultats de ces simulations sont reportés dans le tableau 2.8. Ces simulations montrent que l'estimation des paramètres de calibration spatiale doit être précise. En effet, pour l'expérience 3 ($\sigma_{translation} = 2 \text{ mm}$, $\sigma_{rotation} = 2^\circ$, $\sigma_{echelle} = 10\%$), l'erreur moyenne de localisation du point est égale à 3.270 mm. La précision exigée pour un système échographique 3D dépend de l'application médicale visée. Toutefois, cette simulation montre l'importance du processus de calibration spatiale dans l'utilisation quantitative de l'échographie 3D main-libre.

Nous avons également calculé pour chaque expérience la distance entre la position moyenne et la vraie position du point. Nous souhaitons par le biais de cette expérience savoir s'il est indispensable de connaître la position réelle du point dans l'espace de reconstruction. Les résultats (voir tableau 2.8) montrent que cette distance demeure faible quels que soient les bruits simulés. Il semblerait ainsi que l'on puisse considérer la connaissance de la position moyenne suffisante pour mesurer la précision de localisation 3D du système. Dans ce cas, mesurer la position du point à l'aide d'un système de localisation précis (optique par exemple) n'est pas nécessaire.

TAB. 2.7: Les échantillons sont tirés suivant une loi gaussienne. Pour chaque domaine de test, les valeurs de l'écart-type sont indiquées pour les translation, rotation et échelle.

Domaine de tests	Translation (mm)	Rotation (degré)	Échelle (%)
1	0.5	0.5	5
2	1	1	10
3	2	2	10
4	3	3	15

TAB. 2.8: Erreurs de localisation (distance entre la position estimée et la position réelle) pour les quatre domaines de tests définis dans le tableau 2.7.

Mesure de qualité	exp. 1	exp. 2	exp. 3	exp. 4
Moyenne (mm)	0.824	1.626	3.270	4.937
Écart-type (mm)	0.346	0.705	1.400	2.090
Maximum (mm)	2.252	4.102	8.539	13.216
Minimum (mm)	0.060	0.132	0.146	0.411
$\ x^m - x^v\ $ (mm)	0.059	0.032	0.073	0.194

Dans l'évaluation que nous avons menée pour les trois méthodes de calibration, la précision du système de localisation et la précision de localisation du point dans l'image peuvent influencer la précision de localisation 3D du système échographique. Nous avons donc chercher à simuler ces deux types de perturbations. Pour cela, on considère simplement que ces bruits suivent une loi normale de moyenne nulle et d'écart-type σ . Ce dernier est un paramètre à fixer suivant l'amplitude de la perturbation que l'on souhaite simuler. En ce qui concerne l'erreur liée au système de repérage, nous avons choisi $\sigma = 0.025$ pour un système optique (cela correspond à une précision de 0.5 mm) et $\sigma = 0.075$ pour un système magnétique (cette valeur de σ correspond à une précision du système de localisation égale à 1.5 mm). Dans les deux cas, l'écart-type du bruit de localisation du point dans l'image est égal à 0.5. Cette dernière valeur représente une précision de localisation dans l'image de 5 pixels pour une profondeur d'observation égale à 7cm. On obtient les résultats suivants :

- pour le système optique, l'erreur moyenne est égale à 1.00 mm et l'écart-type à 0.41 mm,
- pour le système magnétique, l'erreur moyenne est égale à 1.52 mm et l'écart-type à 0.63 mm.

Ces résultats donnent un ordre de grandeur de la précision que l'on peut atteindre avec un système échographique main-libre. Dans les deux cas, la précision de localisation 3D atteinte est très satisfaisante.

TAB. 2.9: *Erreurs de localisation (distance entre la position estimée et la position moyenne) exprimées en millimètres. Notation : l'expression «Stradx (a/e)» signifie que la calibration a été effectuée avec Stradx, la première lettre indique le mélange utilisé lors de la calibration (a : mélange eau-éthanol, e : eau), la seconde lettre indique le milieu utilisé lors de l'acquisition.*

Méthode	Moyenne (mm)	Écart-type (mm)	Maximum (mm)	Médiane (mm)
Medtronic (a)	1.6169	0.6735	3.1300	1.5604
Medtronic (e)	1.2212	0.4673	2.5074	1.1755
Stradx (a/a)	2.7007	0.9204	4.8675	2.5782
Stradx (a/e)	2.4530	0.8356	4.4851	2.6036
Stradx (e/a)	3.1128	1.1926	5.9863	2.8201
Stradx (e/e)	2.8052	0.9908	4.6475	2.5080
Rennes3D (a/a)	2.2924	0.9119	4.5455	2.2885
Rennes3D (a/e)	1.9015	0.6526	3.2480	1.8930
Rennes3D (e/a)	2.7553	1.2343	5.6506	2.6016
Rennes3D (e/e)	2.2310	1.0368	4.3335	2.1404
Rennes2D (a/a)	1.6650	0.6637	3.2874	1.5206
Rennes2D (a/e)	1.4299	0.8319	3.7764	1.1400
Rennes2D (e/a)	1.9816	0.9234	4.0294	1.8602
Rennes2D (e/e)	1.5387	0.6600	3.2797	1.4442

Expériences sur des données réelles Les résultats des expériences effectuées sur le fantôme de type «point d'intersection» sont présentés dans le tableau 2.9. Dans ce tableau sont distingués les cas où les fantômes de calibration et d'évaluation ont été observés dans de l'eau et dans le mélange eau-éthanol⁴. Par exemple, la notation «Stradx (a/e)» signifie que la calibration a été effectuée avec Stradx avec le mélange eau-éthanol (a) et que l'expérience pour mesurer la précision de la méthode avec le fantôme «point d'intersection» a été réalisée uniquement avec de l'eau (e). Il y a quatre cas possibles :

- (a/a) : c'est le cas où la calibration et l'évaluation ont été effectuées avec une vitesse du son proche de 1540 m/s (vitesse utilisée par l'échographe),

⁴Par souci de simplicité, le mélange eau-éthanol sera parfois appelé simplement «alcool».

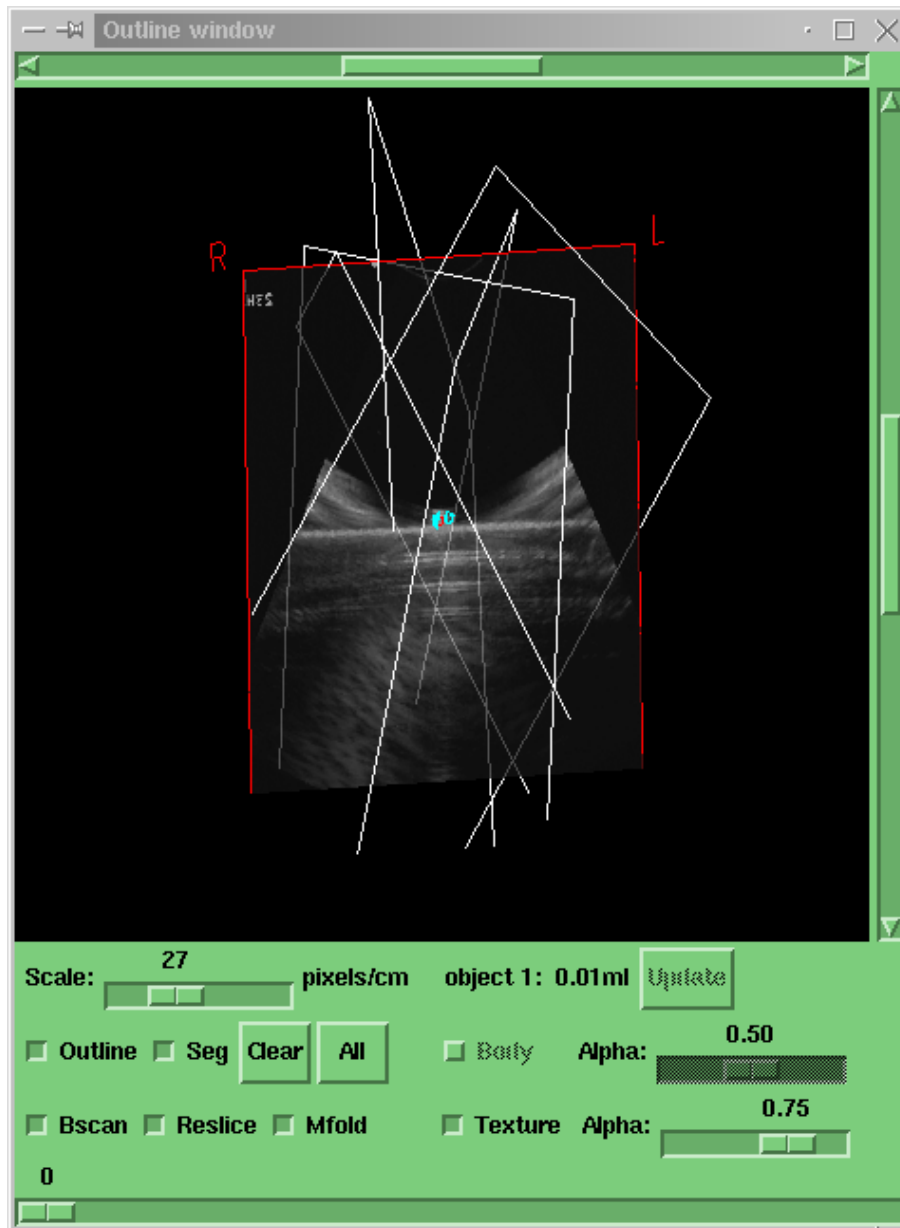


FIG. 2.20: Images acquises pour mesurer la précision de localisation 3D du système échographique 3D (visualisation avec Stradx).

- (a/e) : la calibration a été effectuée dans de bonnes conditions mais pas l'évaluation,
- (e/a) : la calibration est probablement perturbée par une mauvaise estimation de la vitesse du son. L'évaluation s'est déroulée dans de bonnes conditions,
- (e/e) : la calibration et l'évaluation ont été réalisées avec une même vitesse du son proche de 1480 m/s,

Pour une méthode de calibration donnée et un type d'acquisition des images donné (eau ou mélange eau-éthanol), l'erreur moyenne est calculée entre la position moyenne estimée dans ces conditions et l'ensemble des positions estimées pour les différents points de vue. Avant d'étudier ces résultats plus avant, il convient de vérifier que comme pour les simulations, la position moyenne correspond à la position réelle de la bille. Dans le tableau 2.10 sont reportées les positions moyennes calculées pour les différentes méthodes de calibration et pour tous les cas d'acquisition possibles. En considérant toutes les méthodes de calibration, la position moyenne de la bille est égale à (53.86, -26.94, -1883.8) et l'écart-type vaut (1.29, 1.01, 1.34) (ces valeurs sont données en millimètres). Cet écart-type est trop élevé pour pouvoir considérer la position moyenne de la bille estimée avec une méthode de calibration comme étant la position réelle de la bille. De plus, en considérant la figure 2.21 qui présente les positions moyennes calculées pour chaque méthode de calibration, il n'est pas possible de rejeter certaines méthodes qui semblerait fournir des valeurs aberrantes afin d'obtenir une position de la bille considérée comme vérité terrain. On ne peut donc pas quantifier la précision de localisation 3D d'une méthode de calibration à l'aide de cette expérience. Contrairement à ce que laissent supposer les simulations présentées précédemment, il aurait été indispensable de mesurer la position de la bille à l'aide d'un système de localisation indépendant (avec un pointeur optique par exemple). Néanmoins, les résultats obtenus permettent de quantifier la dispersion moyenne des positions estimées pour chaque méthode de calibration.

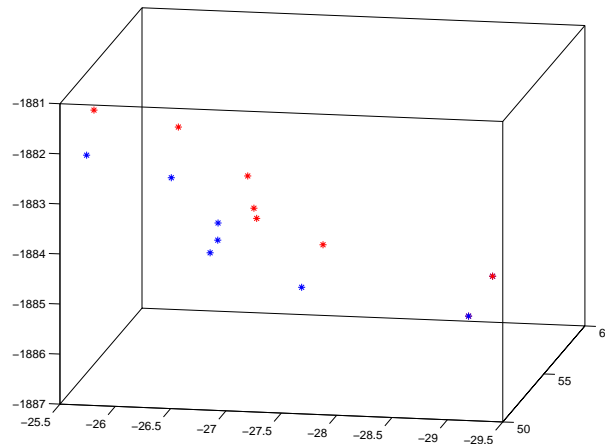


FIG. 2.21: Positions moyennes de la bille pour chaque méthode de calibration. En rouge, l'acquisition du point a été réalisée avec le mélange eau-éthanol; en bleu, uniquement de l'eau.

Dans les expériences que nous avons menées, la dispersion moyenne varie entre 1.22 mm (Medtronic) et 3.11 mm (Stradx). On remarque tout d'abord que les expériences menées avec le mélange eau-éthanol ne donnent pas les meilleurs résultats. Cela s'explique par le

TAB. 2.10: *Position moyenne calculée pour toutes les profondeurs (6, 8, 10 et 12 cm). Notation : l'expression «stradx (a/e)» signifie que la calibration a été effectuée avec Stradx avec le mélange eau-éthanol (a) et que l'expérience a été réalisée uniquement avec de l'eau (e).*

Méthode	x (mm)	y (mm)	z (mm)
Medtronic (a)	55.10	-29.03	-1885.11
Medtronic (e)	56.08	-28.74	-1886.12
Stradx (a/a)	53.67	-26.98	-1883.66
Stradx (a/e)	54.80	-26.57	-1884.55
Stradx (e/a)	51.86	-25.67	-1881.47
Stradx (e/e)	52.99	-25.52	-1882.60
Rennes3D (a/a)	52.79	-27.67	-1884.16
Rennes3D (a/e)	53.82	-27.40	-1885.23
Rennes3D (e/a)	52.11	-27.04	-1882.71
Rennes3D (e/e)	53.35	-26.68	-1883.92
Rennes2D (a/a)	54.68	-26.93	-1884.06
Rennes2D (a/e)	55.76	-26.43	-1885.00
Rennes2D (e/a)	52.97	-26.35	-1881.96
Rennes2D (e/e)	53.99	-26.21	-1883.18
Moyenne	53.86	-26.94	-1883.8
Écart-type	1.29	1.01	1.34

fait que pour les acquisitions effectuées uniquement avec de l'eau, les images recueillies étaient de meilleure qualité que lors des acquisitions réalisées avec le mélange eau-éthanol. Ainsi, l'erreur de localisation de la bille dans les images est plus grande avec le mélange eau-éthanol qu'avec de l'eau seule. Ceci apparaît très nettement sur les résultats obtenus avec la méthode utilisée par le système Medtronic. Les meilleurs résultats pour les méthodes Stradx, Rennes3D et Rennes2D ont été obtenus lorsque la calibration spatiale a été faite dans le mélange eau-éthanol et que la localisation de la bille a été accomplie avec de l'eau uniquement. La différence maximale entre le cas favorable (a/e) et le cas défavorable (e/a) est égale à 0.85 mm.

La figure 2.21 illustre les positions moyennes de la bille dans le repère du système de localisation. Sur cette figure sont différenciées les acquisitions des images de la bille réalisées avec de l'eau et celles réalisées avec le mélange eau-éthanol. On peut remarquer le biais assez prononcé qu'il y a entre les positions moyennes estimées en utilisant le mélange eau-éthanol et les positions moyennes estimées en utilisant uniquement de l'eau pour l'acquisition des images de la bille. Ceci illustre bien l'influence de la variation de la vitesse du son sur le processus de localisation 3D.

Pour cette expérience, la méthode que nous avons développée se positionne entre Medtronic et Stradx, avec un avantage pour la formulation 2D. Dans ce cas, on peut remarquer que l'on atteint une erreur moyenne inférieure à 1.5 mm et l'erreur médiane est égale à 1.14 mm (l'erreur médiane minimale pour Medtronic est égale à 1.17 mm).

Nous avons réalisé cette expérience pour différentes profondeurs (6,7,8,9,10 et 12 cm). La figure 2.22 montre les erreurs moyennes des méthodes de calibration pour chaque profondeur et chaque milieu d'acquisition des images (eau et mélange eau-éthanol). Ces résultats semblent indiquer que la dispersion moyenne des positions estimées ne dépend pas de la profondeur d'acquisition. Cela peut paraître étonnant mais il ne faut pas oublier que l'on ne mesure pas la précision de localisation du système échographique mais une dispersion autour de la position moyenne estimée.

Enfin, dans le tableau 2.11 sont reportés les résultats rapportés par d'autres études sur la localisation 3D d'un système échographique. Les astérisques signifient que les expériences ont été réalisées avec un système de repérage magnétique. Les autres études ([Sato 98, Blackall 00, Muratore 01]) ont utilisé un système de repérage optique. Ce tableau fournit des ordres de grandeurs de résultats qu'il est possible d'atteindre en utilisant des systèmes de repérage magnétiques et optiques. On ne peut rigoureusement comparer directement ces données avec les résultats que nous avons obtenus car les conditions expérimentales sont différentes. Ce tableau est donc donné à titre indicatif.

TAB. 2.11: *Comparaison pour la précision de localisation 3D mesurée avec un fantôme de type «point d'intersection».*

Méthode	Fréquence (MHz)	Moyenne (mm)	Écart-type (mm)	Maximum (mm)
[Detmer 94](*)	7.5	2.1 - 3.5	-	-
[Meairs 00](*)	2	2.11	1.78	-
[Prager 98](*)(1)	7	3.43	-	-
[Prager 98](*)(2)	7	2.17	-	-
[Pagoulatos 01](*)	3.5	2.41 - 3.14	0.33 - 0.26	-
[Leotta 97](*)	3	2.41	-	-
[Sato 98]	10	0.58 - 0.77	-	-
[Blackall 00]	10	1.15	0.62	5.15
[Muratore 01]	4.5 et 7.5	0.57	0.33	-

2.3.7.2 Mesures de distances

L'ellipsoïde test du fantôme est défini par la longueur de deux axes qui ont été mesurés manuellement. Ces mesures de distances ont été effectuées pour quatre profondeurs différentes (6,8,10 et 12 cm). Les résultats sont présentés dans le tableau 2.12.

On peut tout d'abord remarquer qu'il y a une nette différence entre les calibrations effectuées avec l'alcool et celles effectuées uniquement avec de l'eau. Considérons le résidu r défini de la façon suivante :

$$r = \left(d_{eau} * \frac{s_{alcool}}{s_{eau}} \right) - d_{alcool}$$

où d représente la mesure d'un axe et s le facteur d'échelle moyen pour la profondeur

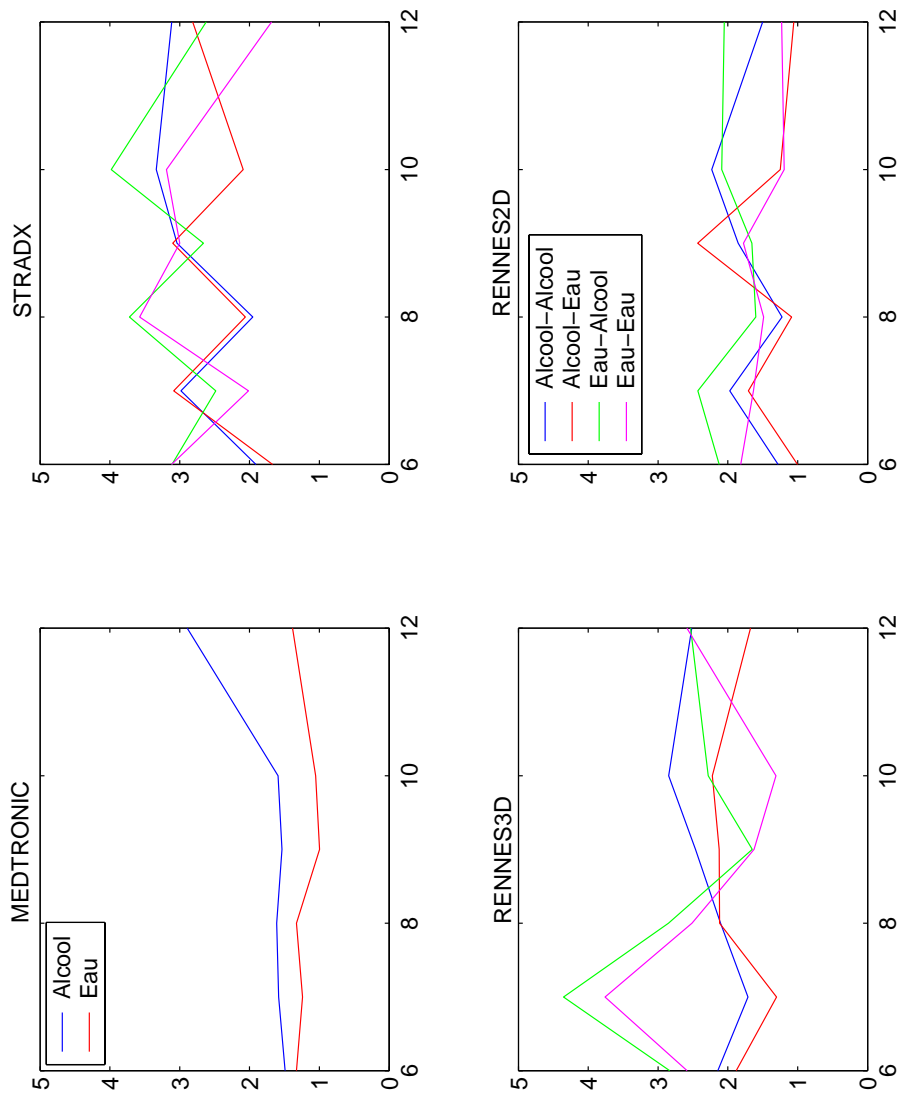


FIG. 2.22: Évolution de l'erreur de localisation du point en fonction de la profondeur; en abscisse : la profondeur utilisée (cm), en ordonnée : l'erreur de localisation (distance en mm). Stradx, Rennes3D et Rennes2D utilisent les mêmes légendes.

TAB. 2.12: Résultats des mesures de distances (petit axe et grand axe de l'ellipsoïde) et de l'estimation du volume à partir de ces mesures de distances. Les mesures sont données en cm avec entre parenthèses le pourcentage que chaque mesure représente par rapport aux données du fabricant.

Méthode	Petit axe		Grand axe		Volume	
	Moyenne (cm)	Écart-type (cm)	Moyenne (cm)	Écart-type (cm)	Moyenne (mL)	Écart-type (mL)
Données Fabricant	1.8	-	3.9	-	6.6162	-
Medtronic	1.7481 (97.12 %)	0.0421 (2.34 %)	3.7031 (94.95 %)	0.0758 (1.94 %)	5.9281 (89.60 %)	0.3006 (4.54 %)
Stradx - Eau	1.6406 (91.14 %)	0.0463 (2.57 %)	3.5631 (91.36 %)	0.1903 (4.88 %)	5.0260 (75.65 %)	0.3964 (5.99 %)
Stradx - Alcool	1.6869 (93.71 %)	0.0476 (2.64 %)	3.6313 (93.11 %)	0.1340 (3.44 %)	5.4170 (81.87 %)	0.3991 (6.03 %)
Rennes3D - Eau	1.645 (91.39 %)	0.0283 (1.57 %)	3.6194 (92.80 %)	0.1197 (3.07 %)	5.1308 (77.55 %)	0.2720 (4.11 %)
Rennes3D - Alcool	1.7238 (95.77 %)	0.0324 (1.8 %)	3.6425 (93.40 %)	0.1244 (3.18 %)	5.6687 (85.68 %)	0.2851 (4.31 %)
Rennes2D - Eau	1.6694 (92.74 %)	0.0315 (1.75 %)	3.6075 (92.5 %)	0.1421 (3.64 %)	5.2660 (79.59 %)	0.2915 (4.41 %)
Rennes2D - Alcool	1.7419 (96.77 %)	0.0261 (1.45 %)	3.6856 (94.50 %)	0.0799 (2.05 %)	5.8562 (88.51 %)	0.2084 (3.15 %)

considérée ($s = \frac{s_x + s_y}{2}$). La figure 2.23 illustre la distribution de ce résidu pour les méthodes Stradx, Rennes3D et Rennes2D pour les quatre profondeurs testées. La moyenne des résidus est égale à -0.0284 cm et l'écart-type vaut 0.1120 cm. La différence de mesures entre les calibrations effectuées avec de l'alcool et celles effectuées avec de l'eau est donc principalement due aux différences d'estimation des facteurs d'échelle.

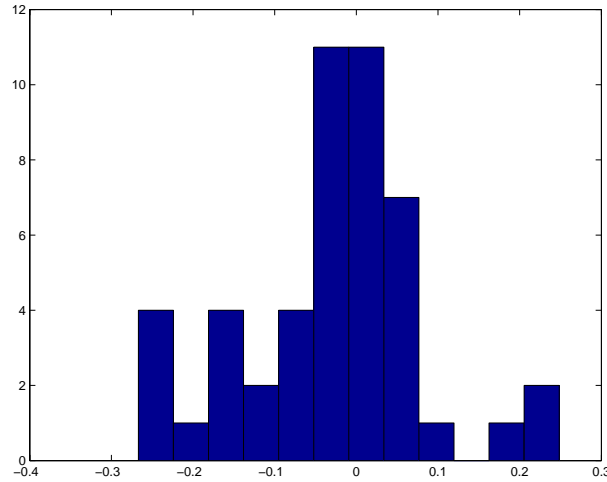


FIG. 2.23: *Distribution des résidus pour les mesures de distances (en cm).*

Ensuite, quelle que soit la méthode de calibration utilisée, les longueurs de chaque axe sont sous estimées. Ce biais systématique peut provenir d'une mauvaise estimation des facteurs d'échelle, de l'outil de mesure (Stradx) ou du protocole de mesure utilisé. Une sous-estimation systématique des facteurs d'échelle pour toutes les méthodes est peu probable (l'analyse des mesures de volumes le confirmera). Ensuite, nous pouvons considérer que le biais lié à notre outil de mesure est négligeable. En effet, cette sous estimation systématique ne se retrouvera pas pour les mesures de volumes. Enfin, ce biais observé provient vraisemblablement du protocole utilisé. Pour une profondeur d'acquisition égale à 7cm, les facteurs d'échelle sont proches de 0.015 cm/pixel. Pour mesurer la longueur d'un axe, il est nécessaire de positionner deux points dans l'espace 3D. Une erreur de localisation d'environ 3 voxels pour chaque point peut engendrer une sous estimation de la longueur de l'axe de l'ordre d'un millimètre. La structure du fantôme ne semble donc pas adéquate pour évaluer rigoureusement la précision des méthodes de calibration pour des critères de distances. Un fantôme constitué d'un ensemble de points serait plus approprié. On peut notamment citer le fantôme utilisé par [Blackall 00] pour mesurer des distances. Cependant, les conditions d'évaluation qu'offre le fantôme Cirsinc sont proches des conditions que peut rencontrer un médecin lors d'un examen échographique.

Enfin, les estimations de volumes effectuées à partir des mesures de distances sont très éloignées de la vérité terrain. En effet, le volume estimé maximal, toutes méthodes confondues, est égal à 89.60 % du véritable volume de l'ellipsoïde et l'écart-type est compris entre 3 et 6 %. Ainsi, même pour un objet simple, l'estimation d'un volume à partir de mesures de distances n'est pas très fiable.

2.3.7.3 Mesures de volumes

Pour les seize séquences acquises et pour toutes les méthodes de calibration, le volume de l'ellipsoïde a été estimé à l'aide d'une méthode de segmentation manuelle et d'une méthode utilisant des contours actifs 3D. La figure 2.24 illustre un résultat de segmentation obtenu avec les contours actifs 3D visualisé avec le logiciel Anatomist⁵. Le tableau 2.13 regroupe les résultats obtenus.

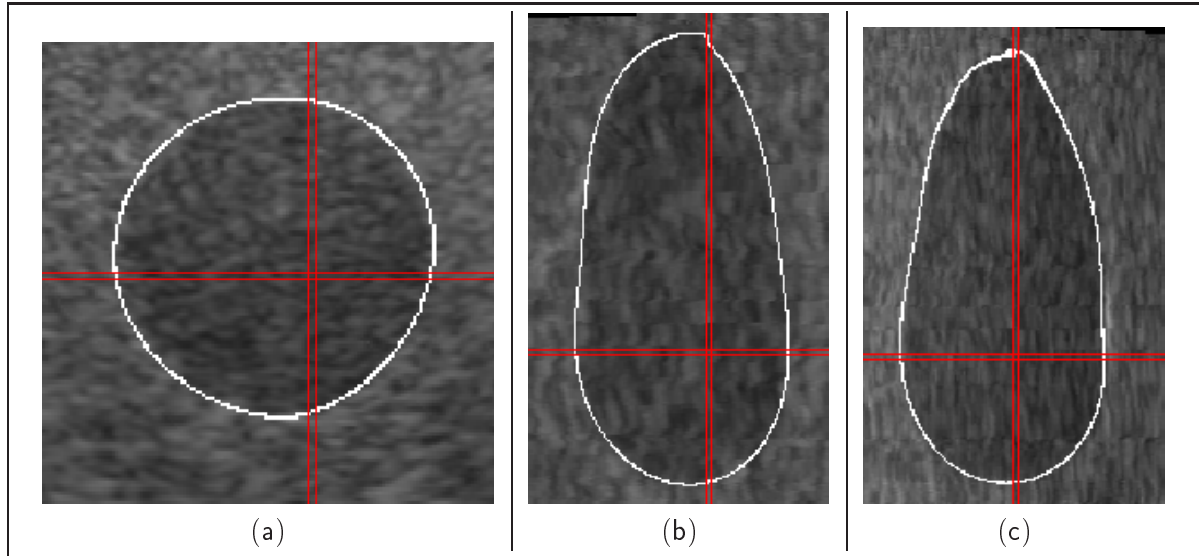


FIG. 2.24: Résultat de segmentation obtenu avec la méthode utilisant les contours actifs 3D (visualisé avec le logiciel Anatomist). (a) : coupe axiale, (b) : coupe saggitale, (c) : coupe coronale.

Comme pour les mesures de position de la bille et les mesures de distances, on peut noter une nette différence entre les résultats obtenus avec des acquisitions effectuées avec le mélange eau-éthanol et ceux effectuées uniquement avec de l'eau. De plus, l'écart-type des mesures obtenues avec le mélange eau-éthanol est généralement inférieur à l'écart-type des mesures obtenues avec l'eau (la seule exception concerne les mesures reportées pour la méthode Rennes3D avec une segmentation manuelle). La différence d'estimation entre les deux types d'acquisition varie entre 0.26 mL (Stradx, segmentation par contours actifs) et 0.68 mL (Rennes2D, segmentation manuelle).

Une ANOVA («ANalysis Of VARIance», [Miller 97]) a été réalisée pour les deux méthodes de segmentation (voir les figures 2.25 et 2.26). Les sept groupes utilisés pour cette ANOVA sont :

- A : Medtronic,
- B : Stradx (eau),
- C : Stradx (eau-éthanol),
- D : Rennes3D (eau),
- E : Rennes3D (eau-éthanol),

⁵<http://brainvisa.free.fr>

TAB. 2.13: Résultats des mesures du volume de l'ellipsoïde en fonction de la méthode de calibration, du milieu de calibration et de la méthode de segmentation manuelle ou automatique. Les mesures sont données en mL avec entre parenthèses le pourcentage que chaque mesure représente par rapport aux données du fabricant.

Méthode	Moyenne (mL)	Médiane (mL)	Écart-type (mL)
Segmentation manuelle			
Medtronic	6.9606 (105.20 %)	6.965 (105.27 %)	0.1937 (2.93 %)
Stradx - Eau	5.7525 (86.95 %)	5.73 (86.61 %)	0.4582 (6.93 %)
Stradx - Alcool	6.075 (91.82 %)	6.09 (92.05 %)	0.2803 (4.24 %)
Rennes3D - Eau	5.7619 (87.09 %)	5.74 (86.76 %)	0.0259 (0.39 %)
Rennes3D - Alcool	6.3994 (96.72 %)	6.425 (97.11 %)	0.1967 (2.97 %)
Rennes2D - Eau	5.8575 (88.53 %)	5.85 (88.42 %)	0.2399 (3.63 %)
Rennes2D - Alcool	6.5388 (98.83 %)	6.525 (98.62 %)	0.2023 (3.06 %)
Segmentation par contours actifs			
Medtronic	6.3969 (96.69 %)	6.475 (97.87 %)	0.2957 (4.47 %)
Stradx - Eau	5.4231 (81.97 %)	5.545 (83.81 %)	0.4701 (7.11 %)
Stradx - Alcool	5.6894 (85.99 %)	5.775 (87.29 %)	0.4357 (6.59 %)
Rennes3D - Eau	5.4531 (82.42 %)	5.42 (81.92 %)	0.3029 (4.58 %)
Rennes3D - Alcool	5.9775 (90.35 %)	5.93 (89.63 %)	0.2874 (4.34 %)
Rennes2D - Eau	5.5281 (83.55 %)	5.53 (83.58 %)	0.2643 (3.99 %)
Rennes2D - Alcool	6.0812 (91.91 %)	6.075 (91.82 %)	0.2023 (3.06 %)
Données Fabricant	6.6162	-	-

- F : Rennes2D (eau),
- G : Rennes2D (eau-éthanol).

La différence entre les résultats obtenus avec une calibration effectuée avec le mélange eau-éthanol et ceux obtenus avec une calibration effectuée avec de l'eau est très nette et observable avec ces deux ANOVA.

Cependant, ces résultats ne nous permettent pas de conclure sur la qualité des méthodes de calibration évaluées. En effet, on peut tout d'abord noter que comme lors de l'analyse des données acquises avec le scanner, les mesures de volumes obtenues avec la méthode des contours actifs 3D sont inférieures aux mesures obtenues avec une segmentation manuelle (voir tableau 2.6). Les résultats de l'ANOVA illustrés par la figure 2.26 montrent que le volume de l'ellipsoïde est nettement sous estimé, quelle que soit la méthode de calibration. Le biais prononcé de cette méthode de segmentation empêche toute comparaison avec la valeur théorique du volume. Ensuite, les images du scanner et les images échographiques sont par nature différentes. Ainsi, il n'est pas possible de déterminer dans quelle proportion nous pouvons nous fier aux résultats obtenus avec la méthode de segmentation manuelle. Afin d'évaluer et de comparer correctement les résultats des méthodes de calibration, il est pourtant indispensable de connaître le biais de chaque méthode de segmentation.

Sur la figure 2.27 sont représentés les volumes estimés par segmentation manuelle en fonction des volumes obtenus avec les contours actifs 3D. La figure 2.27(a) montre l'ensemble des résultats obtenus pour toutes les méthodes de calibration pour toutes les profondeurs testées. La figure 2.27(b) présente le volume moyen obtenu par chaque méthode de calibration. Ces volumes moyens sont visiblement alignés. Ceci traduit une forte corrélation entre les deux méthodes de segmentation. Il n'est donc pas nécessaire d'utiliser deux méthodes de segmentation pour estimer le volume de l'ellipsoïde. Les procédures des deux méthodes de segmentation étant indépendantes, la corrélation observée sur la figure 2.27(b) nous assure de la cohérence des résultats.

La comparaison des méthodes de calibration repose sur une hypothèse très importante qui est la suivante : le biais des méthodes de segmentation est faible ou connu. L'équation de la droite estimée sur l'ensemble des sept points correspondant aux volumes moyens estimés avec chaque méthode de calibration est : $y = 1.2492x - 1.0462$ (cette droite illustrée sur la figure 2.27(b) est notée «droite 1»). On peut alors faire deux remarques concernant l'équation de cette droite, l'une se rapportant à la valeur de la pente et l'autre portant sur la valeur de l'ordonnée à l'origine :

- La pente de la droite nous renseigne sur le rapport des deux biais. Le biais de la méthode de segmentation par contours actifs est plus élevé que celui de la méthode manuelle : $biais_{contours\ actifs} \simeq 1.25\ bias_{manuelle}$. Le biais de chaque méthode demeure cependant inconnu car pour une droite donnée, il existe une infinité de couple de biais.
- Quelle que soit la méthode de segmentation utilisée, il existe un jeu de paramètres de calibration tel que le volume estimé soit nul (il suffit pour cela de choisir les facteurs d'échelle égaux à zéro). Or dans notre cas, la droite estimée ne passe pas par zéro. Le schéma 2.28 illustre le principe des deux méthodes de segmentation. En ce qui concerne la segmentation manuelle, une même segmentation est utilisée par toutes les méthodes de calibration. En revanche, pour la méthode des contours actifs 3D, la segmentation de l'ellipsoïde dépend des paramètres de calibration. Cette dépendance

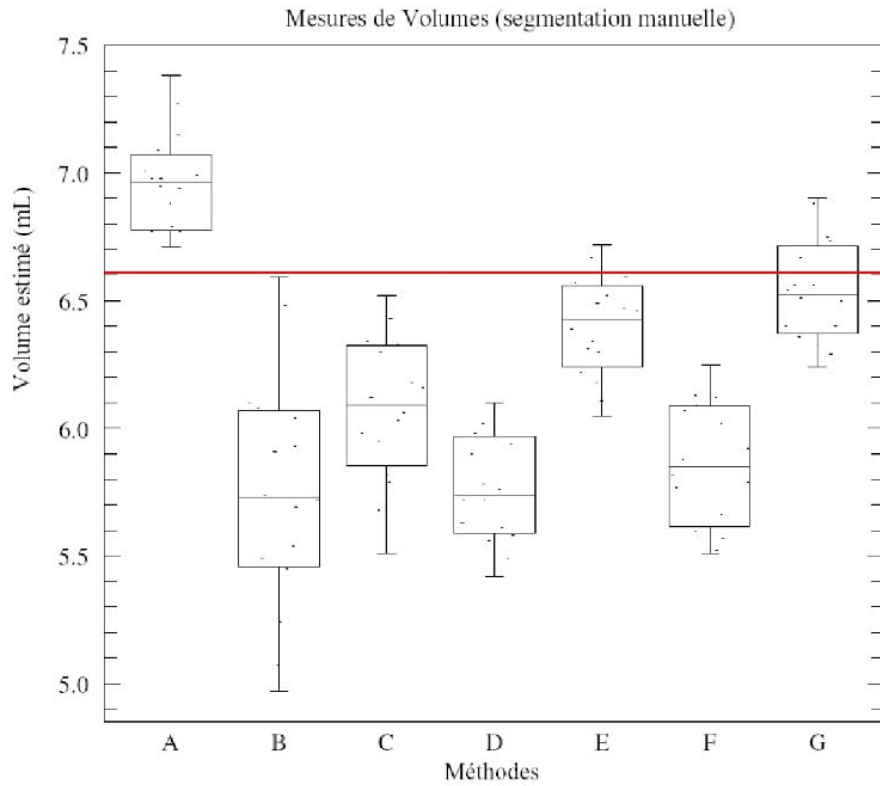


FIG. 2.25: Résultats de l'ANOVA réalisée sur les mesures de volumes segmentés manuellement. Les groupes utilisés sont : A. Medtronic, B. Stradx-eau, C. Stradx-alcool, D. Rennes3D-eau, E. Rennes3D-alcool, F. Rennes2D-eau et G. Rennes2D-alcool. Le trait rouge représente la valeur du volume théorique.

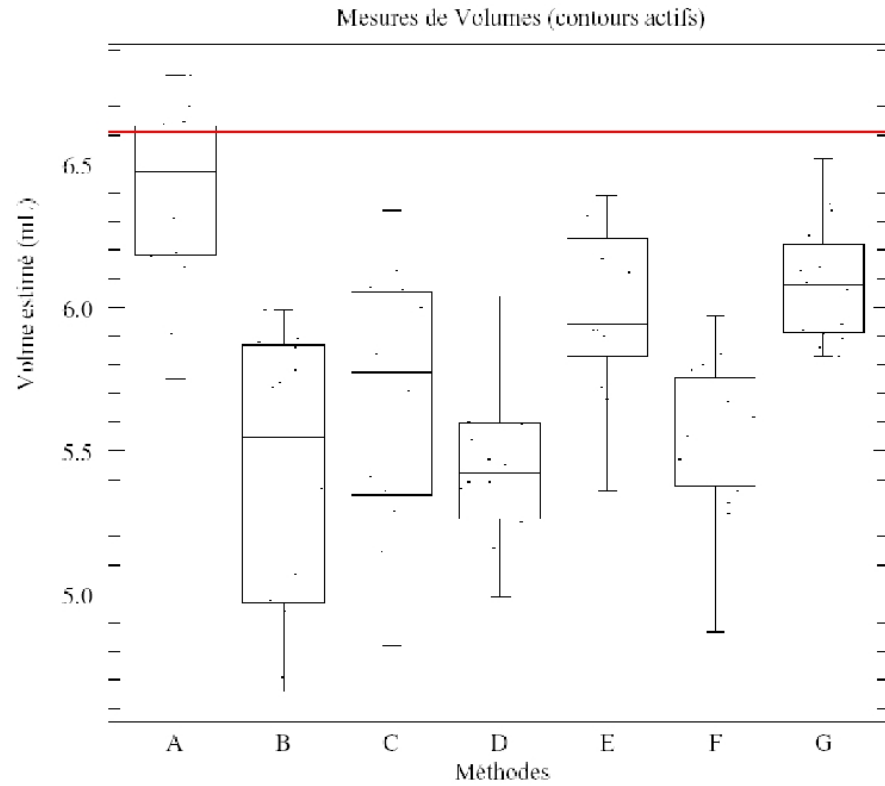


FIG. 2.26: Résultats de l'ANOVA réalisée sur les mesures de volumes segmentés à l'aide des contours actifs 3D. Les groupes utilisés sont : A. Medtronic, B. Stradx-eau, C. Stradx-alcool, D. Rennes3D-eau, E. Rennes3D-alcool, F. Rennes2D-eau et G. Rennes2D-alcool. Le trait rouge représente la valeur du volume théorique.

influence les résultats des mesures de volumes pour cette méthode. En supposant que la droite doit passer par l'origine, on obtient : $y = 1.0692x$ (cette droite illustrée sur la figure 2.27(b) et notée «droite 2»). Le rapport des biais de chaque méthode de segmentation est alors plus faible et proche de 1.

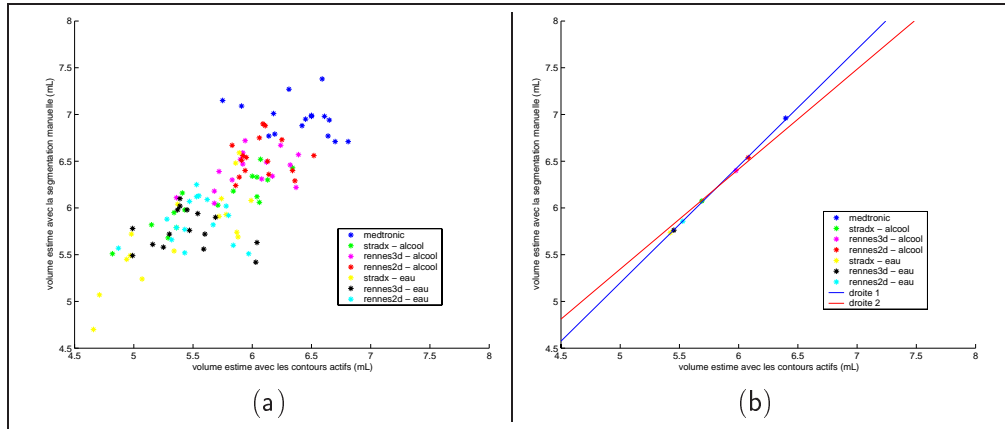


FIG. 2.27: *Volumes estimés avec la segmentation manuelle en fonction des mesures obtenues avec les contours actifs 3D. (a) : nuage de points correspondant à l'ensemble des résultats, (b) : volumes moyens estimés par chaque méthode de calibration.*

Pour illustrer ces deux remarques, nous avons tracé pour deux séquences d'images (profondeur 8cm et 10cm), les volumes estimés manuellement par un premier expert en fonction des mesures obtenues par un second expert. Les résultats sont illustrés par la figure 2.29. Pour la première séquence, l'équation de la droite est : $y = x - 0.03$ (la norme des résidus est égale à 1.53810^{-15}). Pour le second cas, on obtient $y = 1.0289x - 0.0053$ (la norme des résidus est égale à 0.0067). On peut dire que pour ces deux séquences, les biais de segmentation des deux experts sont équivalents. Les deux droites passent quasiment par l'origine car dans les deux cas, chaque méthode de calibration utilise la même séquence d'images segmentée.

Afin d'évaluer les méthodes de calibration en se basant sur le critère de volume, il est nécessaire de connaître la valeur du volume «vérité-terrain» en utilisant une des deux méthodes de segmentation. Cette démarche revient à projeter le point de coordonnées (v^*, v^*) sur la droite \mathcal{D} , où $v^* = 6.6162mL$ (volume théorique de l'ellipsoïde) et \mathcal{D} est la droite caractérisant la relation qui existe entre les biais de chaque méthode de segmentation. Sans connaissance a priori, il n'est pas possible de déterminer la projection réelle. Cependant, on peut effectuer une projection orthogonale qui correspond à une minimisation de la somme des deux biais au carré. La projection du point de coordonnées (v^*, v^*) sur la droite 1 est (6.3223, 6.8516). Pour la droite 2, on obtient les coordonnées suivantes : (6.3878, 6.8298). Cette projection est intéressante car elle donne un ordre de grandeur des biais relatifs à chaque méthode de segmentation. Cependant, on ne peut définir rigoureusement la valeur exacte de chaque biais et évaluer ainsi chaque méthode de calibration par rapport aux mesures de volumes obtenus.

Nous avons vu que la méthode de segmentation par contours actifs, quelle que soit la méthode de calibration utilisée, sous estimait le volume de l'ellipsoïde. On peut également

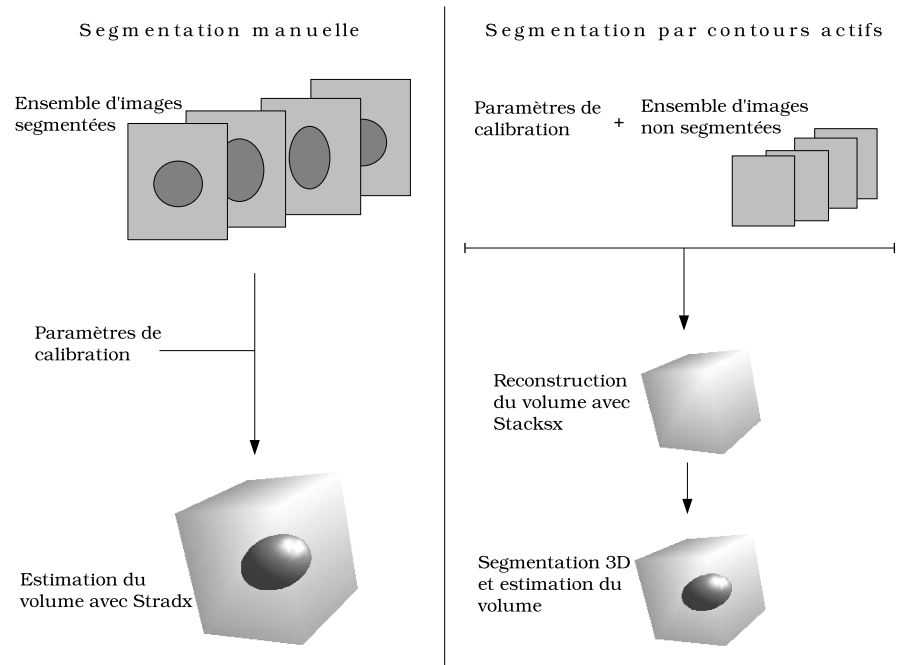


FIG. 2.28: Principe des deux méthodes de segmentation utilisées pour l'estimation du volume de l'ellipsoïde.

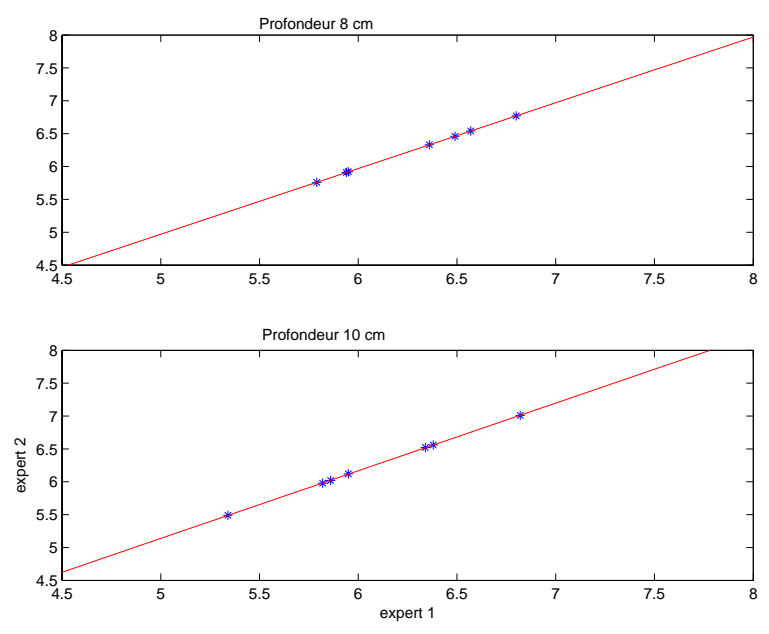


FIG. 2.29: Volumes estimés manuellement par le premier expert en fonction des mesures obtenues par le second, pour deux séquences d'images (à profondeur 8cm et 10cm). Chaque point représente le résultat obtenu pour une méthode de calibration.

remarquer que plus la profondeur est grande, plus la sous-estimation du volume est importante. Cette méthode de segmentation utilise les informations de gradient pour déterminer la forme du contour actif. Le contour segmenté ne se confond donc pas complètement avec les bords de l'objet. Une modélisation de cette sous-estimation systématique permettrait d'estimer le biais de la méthode et de comparer ainsi les résultats de l'expérience avec le volume théorique. Nous avons simulé le comportement de cette méthode de segmentation en considérant des erreurs de position de $\frac{1}{2}$ et 1 pixel sur le contour. Ces valeurs simulées sont comparées aux mesures obtenus avec les méthodes de calibration Medtronic, Stradx-alcool, Rennes3D-alcool et Rennes2D-alcool (voir tableau 2.14). Cette analyse montre l'influence d'un mauvais positionnement du contour sur la mesure du volume. Cependant, il n'est pas possible de modéliser précisément le comportement de cette méthode de segmentation.

TAB. 2.14: *Mesures de volumes obtenues (en mL) pour chaque méthode de calibration avec les contours actifs en fonction des profondeurs d'acquisition (6, 8, 10 et 12 cm). Ces résultats sont comparés aux mesures de volume simulées en considérant des erreurs de positionnement du contour actif. Le volume théorique de l'ellipsoïde est égal à 6.6162 mL*

Méthodes	6cm	8cm	10cm	12cm
Medtronic	6.5725	6.4375	6.4375	6.1400
Stradx - alcool	6.1425	5.9875	5.3550	5.2725
Rennes3D - alcool	6.2525	6.1275	5.7950	5.7350
Rennes2D - alcool	6.3400	6.0550	5.9075	6.0225
Erreur d'un demi pixel	6.3938	6.3217	6.2516	6.1789
Erreur d'un pixel	6.1758	6.0350	5.8992	5.7591

En imagerie médicale, les segmentations manuelles effectuées par des experts sont souvent utilisés pour établir une vérité terrain. Nous avons pu remarquer lors d'expériences précédentes que la variabilité inter-experts des segmentations manuelles était faible. En considérant les résultats obtenus avec la segmentation manuelle (effectuée par une seule personne) comme fiables, on peut alors calculer l'écart moyen du volume moyen estimé pour chaque méthode de calibration avec la valeur théorique. Cet écart moyen est égal à :

- Medtronic : 0.3444 mL (5.20 %),
- Stradx - alcool : -0.5412 mL (-8.18 %),
- Rennes3D - alcool : -0.2168 mL (-3.27 %),
- Rennes2D - alcool : -0.0774 mL (-1.17%),
- Stradx - eau : -0.8637 mL (-13.05 %),
- Rennes3D - eau : -0.8543 mL (-12.91 %),
- Rennes2D - eau : -0.7587 mL (-11.47 %).

2.3.7.4 Dépendance des mesures aux mouvements de la sonde

Les résultats qui viennent d'être présentés ont été obtenus par l'acquisition de seize séquences d'images (la profondeur d'acquisition varie de 6cm à 12cm et pour chaque pro-

fondeur, quatre mouvements de la sonde ont été utilisés). Nous allons étudier dans cette section le comportement des méthodes de calibration pour les mesures de volumes avec des mouvements en translation et des mouvements de type «fan». Dans cette étude, en plus de Medtronic, seules les méthodes Stradx et Rennes utilisant le mélange eau-éthanol sont considérées.

Les erreurs de reconstruction provoquées par une mauvaise estimation des paramètres de calibration dépendent du mouvement de la sonde effectué durant l'étape d'acquisition des données. Ainsi, pour un mouvement de translation parfait de la sonde, une mauvaise estimation des paramètres de rotation ne perturbe pas la reconstruction du volume ultrasonore. Dans cette section sont étudiés les résultats concernant les mesures de volumes obtenus avec des mouvements de translation et des mouvements de type «fan». La figure 2.30 présente les mesures de volumes effectuées avec les toutes les méthodes de calibration pour les seize séquences acquises.

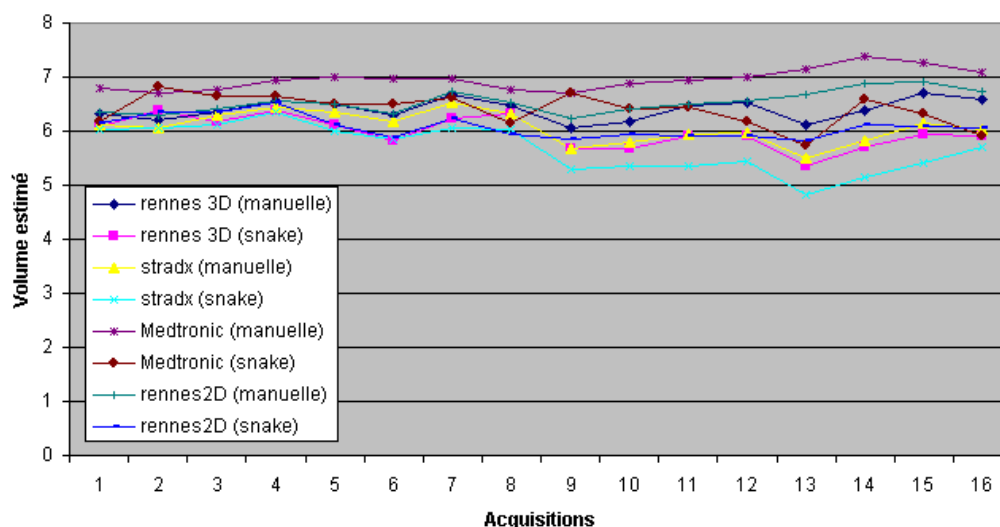


FIG. 2.30: Résultats des mesures de volume de l'ellipsoïde pour toutes les méthodes de calibration en fonction des séquences acquises (seize au total).

Afin de comparer les résultats obtenus suivant les mouvements de la sonde effectués, un test de comparaison d'échantillons a été réalisé [Saporta 90] : étant donné deux échantillons, peut-on considérer qu'ils ont été prélevés dans une même population relativement à la variable étudiée, ces deux échantillons ayant été prélevés indépendamment l'un de l'autre ? On considère deux variables aléatoires X_1 et X_2 , et on veut tester :

$$\begin{cases} H_0 : F_1(x) = F_2(x) \\ H_1 : F_1(x) \neq F_2(x) \end{cases}$$

où F_1 et F_2 sont les fonctions de répartition de X_1 et X_2 . En pratique, on ne s'intéresse qu'aux moyennes et variances des deux échantillons. Les échantillons qui nous concernent sont illustrés par les figures 2.31 et 2.32. Il s'agit des volumes acquis avec un mouvement de translation ou de rotation et segmentés manuellement ou de façon automatique. Les

moyennes et écart-types des volumes pour toutes les méthodes de calibration, en différenciant les méthodes de segmentation et les mouvements utilisés sont reportés dans le tableau 2.15.

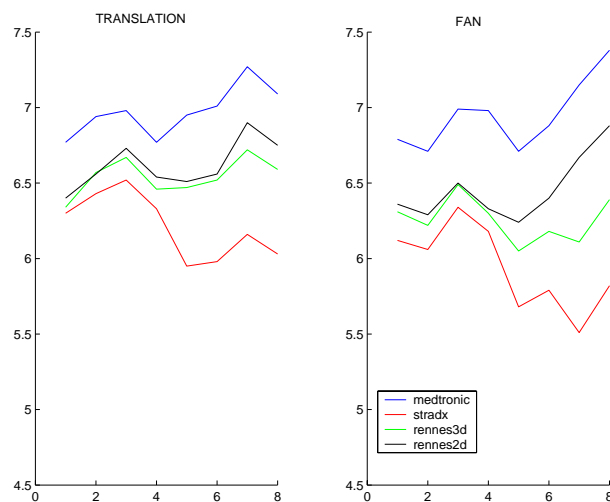


FIG. 2.31: Évolution des volumes estimés avec la segmentation manuelle pour les différentes méthodes de calibration (8 acquisitions). En abscisse : indice de l'acquisition, en ordonnée : le volume estimé en mL.

Le test de Fisher-Snedecor permet de vérifier l'égalité des variances. Si ce test aboutit à la conclusion $\sigma_1 = \sigma_2$, on passe au test des espérances de Student [Saporta 90]. Le test de Student suppose explicitement $\sigma_1 = \sigma_2$. Ainsi, si cette condition n'est pas vérifiée, le résultat du test de Student ne peut être interpréter. Les résultats de ces deux tests sont présentés dans le tableau 2.16 en considérant un intervalle de confiance de 95%. Le test de Fisher-Snedecor donne la probabilité que les deux échantillons aient la même variance et le test de Student donne la probabilité qu'en supposant les variances égales, les moyennes des deux échantillons soient égales.

Quelles que soient la méthode de calibration et la méthode de segmentation utilisées, les variances des deux échantillons peuvent être considérées comme étant semblables, même si dans la plupart des cas, l'écart-type des mesures obtenues avec un mouvement de type «fan» est supérieur à l'écart-type obtenu pour des mouvements de translation. En revanche, les résultats du test de Student indiquent que les moyennes sont significativement différentes pour Rennes3D pour les deux types de segmentation, Stradx et Rennes2D pour les segmentations par contours actifs. On peut également noter que le volume moyen mesuré avec des mouvements de type «fan» est inférieur au volume moyen obtenu avec un mouvement en translation. À la vue de ces résultats, on peut dire que les deux méthodes de calibration qui semblent être les moins perturbées par les différents mouvements de la sonde sont Medtronic et Rennes2D.

2.3.7.5 Reproductibilité des méthodes de calibration

Dans cette section, nous étudions la reproductibilité des méthodes Stradx, Rennes3D et Rennes2D pour une profondeur fixe (10cm). Pour évaluer la reproductibilité de la cali-

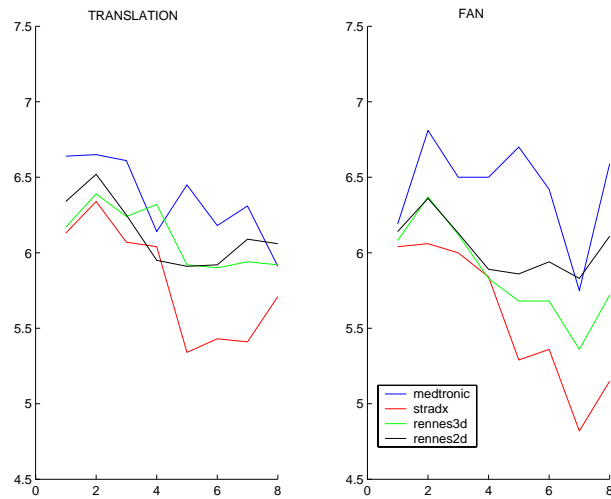


FIG. 2.32: Évolution des volumes estimés avec la segmentation de type contours actifs pour les différentes méthodes de calibration (8 acquisitions). En abscisse : indice de l'acquisition, en ordonnée : le volume estimé en mL.

TAB. 2.15: Moyenne et écart-type des mesures de volume pour toutes les méthodes de calibration, en différenciant les méthodes de segmentation et les mouvements utilisés.

Méthodes	Fan		Translation	
	Moyenne (mL)	Écart-type (mL)	Moyenne (mL)	Écart-type (mL)
Contours Actifs 3D				
Medtronic	6.4325	0.3323	6.3612	0.2723
Stradx (a)	5.57	0.4751	5.8087	0.3853
Rennes3D (a)	5.855	0.3187	6.1	0.2026
Rennes2D (a)	6.0325	0.1828	6.13	0.2210
Segmentation manuelle				
Medtronic	6.9487	0.2309	6.9725	0.1636
Stradx (a)	5.9375	0.2813	6.2125	0.2146
Rennes3D (a)	6.2562	0.1456	6.5425	0.1221
Rennes2D (a)	6.4587	0.2171	6.6187	0.1611

TAB. 2.16: Probabilités des hypothèses H_0 des tests de Fisher-Snedecor et de Student. Le test de Fisher-Snedecor permet de vérifier l'égalité des variances. Si c'est le cas, on peut effectuer un test de Student qui teste l'égalité des espérances.

Méthodes	Test de Fisher-Snedecor	Test de Student
Contours Actifs 3D		
Medtronic	61.23%	64.61%
Stradx (a)	59.38%	28.82%
Rennes3D (a)	25.49%	8.79%
Rennes2D (a)	62.88%	35.26%
Segmentation manuelle		
Medtronic	38.36%	81.57%
Stradx (a)	49.22%	4.52%
Rennes3D (a)	65.39%	0.08%
Rennes2D (a)	44.87%	11.62%

bration, nous utilisons le critère proposé par [Prager 98] :

$$\Delta \mathbf{x}^t = \|T_{r1}\mathbf{x}_r - T_{r2}\mathbf{x}_r\| \quad (2.13)$$

où \mathbf{x}_r est un coin de l'image (cette expression inclue les facteurs d'échelle), T_{r1} et T_{r2} sont deux calibrations obtenues pour la même séquence ultrasonore. $\Delta \mathbf{x}^t$ est la mesure de reproductibilité. Plus $\Delta \mathbf{x}^t$ est proche de zéro, plus grande est la reproductibilité de la méthode de calibration évaluée.

Afin d'étudier la reproductibilité des méthodes Stradx et Rennes, nous avons acquis trois séquences du fantôme «plan» dans le mélange eau-éthanol. Il n'a pas été possible d'évaluer la reproductibilité de la méthode utilisée par Medtronic car l'estimation des paramètres de calibration a été effectuée par l'entreprise Medtronic avec un fantôme spécial. Les résultats sont présentés dans le tableau 2.17. Sur la base du critère proposé par Prager, Rennes2D semble être la méthode de calibration possédant la meilleure reproductibilité, avec une erreur moyenne égale à 0.1732 cm.

TAB. 2.17: Reproductibilité des méthodes Stradx et Rennes avec le critère de [Prager 98].

Reproductibilité ($\Delta \mathbf{x}^t$)	Rennes2D	Rennes3D	Stradx
Erreur moyenne (cm)	0.1732	0.2749	0.4109
Écart-type(cm)	0.0427	0.1157	0.1534

Afin de quantifier la reproductibilité des méthodes de calibration, nous pouvons utiliser le fantôme Cirsinc, et mesurer pour chaque jeu de paramètres de calibration le volume de l'ellipsoïde. Ces volumes ont été mesurés manuellement. Ainsi, pour chaque méthode

de calibration, nous appliquons pour une même séquence d'images segmentées trois jeux de paramètres de calibration différents. Pour la profondeur considérée (10cm), quatre séquences de l'ellipsoïde ont été acquises : deux avec un mouvement de translation et deux avec un mouvement de type «fan» Les résultats sont présentés dans le tableau 2.18.

TAB. 2.18: *Reproductibilité des méthodes Stradx et Rennes fondée sur des mesures de volumes (en mL) obtenues avec la segmentation manuelle. La calibration a été réalisée avec le mélange eau-éthanol, pour une profondeur de 10cm.*

Méthodes	Fan1	Fan2	Translation1	Translation2
Stradx (<i>acq. 1</i>)	5.68	5.79	5.95	5.98
Stradx (<i>acq. 2</i>)	5.84	5.94	6.43	6.48
Stradx (<i>acq. 3</i>)	6.02	6.12	6.42	6.46
Moyenne (mL)	5.8983		6.2867	
Écart-type (mL)	0.1603		0.2503	
Rennes3D (<i>acq. 1</i>)	6.05	6.18	6.47	6.52
Rennes3D (<i>acq. 2</i>)	5.77	5.86	6.6	6.66
Rennes3D (<i>acq. 3</i>)	6.1	6.27	6.47	6.52
Moyenne (mL)	6.0383		6.5400	
Écart-type (mL)	0.1905		0.0756	
Rennes2D (<i>acq. 1</i>)	6.24	6.40	6.51	6.56
Rennes2D (<i>acq. 2</i>)	6.11	6.16	6.44	6.45
Rennes2D (<i>acq. 3</i>)	6.24	6.93	6.55	6.60
Moyenne (mL)	6.3450		6.5183	
Écart-type (mL)	0.3038		0.0637	

Cette autre mesure de reproductibilité montre le comportement des méthodes suivant le mouvement effectué par la sonde. Ainsi, les méthodes Rennes2D et Rennes3D se comportent mieux que Stradx lorsque le mouvement de la sonde est une translation. En revanche, la variabilité des résultats obtenus avec un mouvement de type «fan» pour Rennes2D et Rennes3D est relativement importante.

2.3.8 Discussion

Dans cette section, nous avons présenté une série d'expériences afin d'évaluer comparativement plusieurs méthodes de calibration spatiale pour les systèmes échographiques 3D main-libre (Medtronic, Stradx, Rennes2D et Rennes3D). Cette évaluation repose sur plusieurs critères :

- la précision de localisation 3D d'un point,
- la précision pour des mesures de distances,
- la précision pour des calculs de volumes,
- la reproductibilité de la méthode en utilisant deux critères : la localisation d'un point et le calcul d'un volume.

Afin d'évaluer la précision de localisation 3D, nous avons utilisé un fantôme de type «point d'intersection» [Detmer 94]. Pour les critères de distances et de volumes, nous avons utilisé un fantôme industriel et comparé les caractéristiques fournies par le fabricant avec des données recueillies en scanner X. Ces expériences ont permis de montrer que les données du fabricant étaient fiables et pouvaient être considérées comme vérité terrain.

Ces expériences réalisées sur ces deux fantômes ont tout d'abord permis de mettre en avant un problème bien connu de la communauté [Sato 98, Goldstein 00a, Anderson 00, Krücker 02], à savoir le problème de l'estimation de la vitesse du son dans le milieu observé. La variation de positionnement due à une mauvaise estimation de la vitesse du son est de l'ordre du millimètre [Sato 98].

Les expériences effectuées avec le fantôme développé par Cirsinc ont montré que les facteurs d'échelle sont des paramètres de calibration importants. La figure 2.33 présente l'évolution de ces paramètres pour chaque méthode de calibration en fonction de la profondeur d'acquisition utilisée. C'est le principal facteur qui explique les différences de mesures de distances et de volumes entre toutes les méthodes de calibration. Comme [Ionescu 98], la méthode utilisée par Medtronic considère que les deux facteurs d'échelle sont égaux. De plus, pour cette méthode, l'évolution des facteurs d'échelle en fonction de la profondeur est totalement linéaire. Inclure ces deux contraintes dans notre méthode de calibration permettrait vraisemblablement une meilleure estimation des facteurs d'échelle. Enfin, on peut voir sur la figure 2.33 une nette différence entre le facteur d'échelle s_x estimé par Medtronic et celui estimé par les autres méthodes, quels que soient la profondeur et le type d'acquisition utilisé (eau ou eau-éthanol). Ceci laisse à penser que le fantôme «plan» ne permet pas d'effectuer une estimation aussi précise de ce paramètre de calibration qu'un fantôme à géométrie plus complexe.

Ensuite, le protocole d'évaluation utilisé permet de quantifier la précision de chaque méthode sur la base de quatre critères. Pour chacun de ces critères, il est nécessaire d'analyser les sources possibles d'erreurs extrinsèques et de quantifier ces erreurs au travers de simulations par exemple. Ainsi, l'expérience de la bille ne nous a pas permis d'évaluer, pour chaque méthode de calibration, la précision de localisation d'un point fixe mais seulement de quantifier la dispersion du nuage de points autour de la position moyenne de la bille. Cette dispersion varie entre 1.22 mm pour Medtronic (avec une acquisition en eau) et 3.11 mm pour Stradx (dans le cas défavorable où la calibration a été réalisée avec de l'eau et l'analyse de la bille dans le mélange eau-éthanol). La dispersion moyenne de la méthode que nous avons proposée est dans le meilleur des cas égale à 1.42 mm en utilisant le critère de minimisation 2D et 1.90 mm avec le critère 3D.

En ce qui concerne les mesures de distances, quelle que soit la méthode de calibration utilisée, les longueurs des deux axes de l'ellipsoïde sont sous estimées. La méthode de calibration proposée se positionne entre les deux autres méthodes utilisées dans cette évaluation avec une sous estimation des deux axes de l'ordre de 5% (ce qui représente une erreur d'environ 6 pixels pour le petit axe et une douzaine de pixels pour le grand axe). Même si le protocole utilisé dans ce cas ne permet pas de quantifier exactement la précision des méthodes de calibration pour des calculs de distances, le fantôme développé par Cirsinc a permis d'étudier le comportement de ces méthodes pour effectuer des mesures de distances dans des conditions proches des conditions réelles.

Enfin, des mesures de volumes de l'ellipsoïde ont été réalisées à l'aide de deux méthodes de segmentation. Le comportement de celles-ci peuvent très nettement influencer les résul-

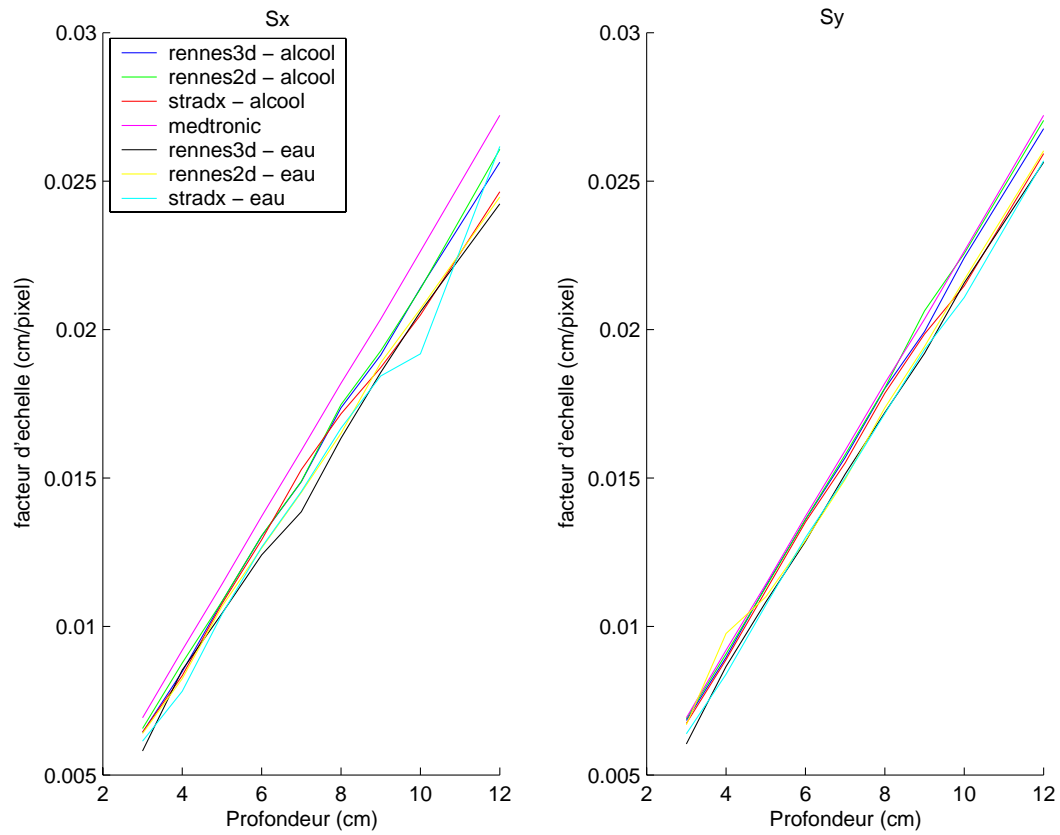


FIG. 2.33: Évolution des paramètres d'échelle pour chaque méthode de calibration en fonction de la profondeur d'acquisition utilisée.

tats obtenus. Nous avons vu que de part son principe, la méthode de segmentation utilisant les contours actifs 3D engendre une sous estimation systématique du volume de l'ellipsoïde. En supposant que le biais de la méthode de segmentation manuelle est faible, la méthode que nous avons proposée fournit les résultats les plus satisfaisants. En utilisant le critère de minimisation 2D, l'écart moyen au volume théorique est égal à -1.17%. Afin d'étudier plus en détails le biais de chaque méthode de segmentation, il pourrait être envisager de recalibrer les données ultrasonores avec les données du scanner. Ce recalage permettrait de vérifier les résultats de segmentation de chaque méthode. Cependant, les erreurs introduites par l'étape de recalage pourraient être du même ordre de grandeur que les erreurs liées aux méthodes de segmentation.

Pour tous les critères utilisés avec les séquences réelles, les résultats de la méthode Rennes2D sont meilleurs que ceux de Rennes3D. Nous avons constaté pour les séquences synthétiques que la tendance était inversée. La raison de ces résultats est que la méthode rennes3D est plus stable et son domaine de convergence plus grand. Cependant, en pratique, notre procédure d'initialisation fournit un jeu de paramètres proches des paramètres estimés finaux, pour Rennes2D et Rennes3D, de façon automatique.

Une des raisons pour lesquelles il est difficile d'interpréter tous ces résultats est que nous n'avons pu utiliser que le petit ellipsoïde pour les mesures de distances et de volumes (les longueurs de ces axes sont égales à 1.8cm et 3.9cm). Le fantôme d'évaluation développé par Cirsinc contient un autre ellipsoïde de plus grande taille. Malheureusement, ce dernier n'était pas visible avec la sonde mise à notre disposition. Une analyse portant sur ce second ellipsoïde permettrait par exemple une meilleure compréhension des phénomènes de sous estimation que nous avons rencontrés lors des mesures de distances et de volumes, et ainsi de tirer des conclusions claires sur les précisions atteintes par chaque méthode.

L'évaluation menée sur les séquences réelles a montré qu'il était important lors d'un examen échographique 3D de prendre des précautions concernant les distortions provoquées par une mauvaise estimation de la vitesse du son, mais également pour les mouvements de sonde utilisés et la nécessité d'estimer précisément les paramètres de calibration et notamment les facteurs d'échelle.

Enfin, à l'aide du fantôme industriel, nous avons évalué les méthodes de calibration spatiale sur la base de deux critères fondamentaux pour des examens quantitatifs : les mesures de distances et de volumes. Il serait également possible d'évaluer chaque méthode de calibration sur la base d'un critère de forme. En effet, il serait intéressant d'étudier les déformations provoquées par une mauvaise estimation des paramètres de calibration. Dans notre cas, la forme de l'objet étant très simple, ce critère de forme ne serait vraisemblablement pas discriminant. Cependant, on pourrait élaborer un fantôme plus complexe et analyser les résultats de segmentation en paramétrant la forme finale par une superquadrique [Solina 90, Bardinnet 96, Bosnjak 03] afin d'estimer d'éventuelles distortions par rapport au modèle théorique du fantôme.

2.4 Conclusion

Dans cette section, nous avons évalué différentes méthodes de calibration à partir de séquences réelles et synthétiques. Ces dernières nous ont permis d'étudier le comportement des méthodes de calibration face à diverses sources d'erreurs : vitesse du son utilisée pour la

calibration, erreurs de positions du systèmes de localisation, et bruits dans les images. Ces séquences synthétiques ont montré l'intérêt de la méthode de calibration robuste que nous proposons par rapport aux autres méthodes de calibration utilisant un fantôme «plan». Nous avons ensuite comparé trois méthodes de calibration à partir de données réelles sur des critères de localisation d'un point, de mesures de distances et de volumes. Ces trois critères sont fondamentaux pour les études quantitatives effectuées avec un système échographique main-libre. Cette évaluation a montré l'intérêt de définir un protocole précis pour étudier chaque méthode calibration et l'importance d'une estimation précise de la calibration pour des analyses quantitatives reproductibles.



Chapitre 3

Calibration Temporelle

Pour les systèmes échographiques 3D main-libre, la latence entre l'acquisition des images ultrasonores et l'acquisition des données de positionnement du capteur attaché à la sonde peut provoquer des erreurs importantes lors de la reconstruction 3D du volume échographique. Dans ce chapitre, après avoir présenté le contexte de la calibration temporelle et les méthodes existantes, nous exposerons une nouvelle approche qui sera validée sur des expériences synthétiques et réelles.

3.1 Introduction

Comme nous l'avons vu précédemment, il est indispensable de calibrer correctement le système échographique 3D pour pouvoir effectuer des études quantitatives fiables. L'étape de calibration peut être décomposée en deux parties : la calibration temporelle et la calibration spatiale. Les deux chapitres précédents ont traité le problème de la calibration spatiale. Dans ce chapitre, nous allons nous focaliser sur le problème de la calibration temporelle.

La calibration temporelle consiste à mesurer de façon précise la latence qui existe entre l'acquisition des images échographiques transmises par l'échographe et l'acquisition des données position du capteur transmises par le système de localisation. Cette latence dépend du matériel utilisé et notamment de la carte d'acquisition de la station qui recueille les données image et les données position.

Jacobs *et al.* se sont intéressés au problème de la latence entre différents systèmes et ont montré que l'étape de calibration temporelle était cruciale [Jacobs 97]. Le contexte de leur travail concerne la réalité augmentée. Dans ce domaine, le recalage des données image synthétiques avec le monde réel est très important. Leur système de réalité augmentée développé à l'université de Chapel Hill (Caroline du Nord) comporte un casque de réalité virtuelle dont les positions sont suivies par un capteur magnétique et la position de la sonde échographique est donnée par un bras mécanique. La latence entre les images ultrasonores et le bras mécanique est estimée manuellement sur des critères visuels. Pour un taux d'acquisition égal à 10 images par seconde, Jacobs *et al.* ont mesuré une latence de 220 ms. Cette latence très élevée est due au temps de conversion de la vidéo de l'échographe vers la station de travail.

Deux méthodes de calibration temporelle sont disponibles dans le logiciel Stradx

[Prager 99]. La première méthode consiste à repérer un changement brusque dans les données image et les données position. La latence est calculée en mesurant la différence temporelle entre les deux changements. En pratique, il s'agit de maintenir la sonde ultrasonore dans une position constante (par exemple, contre la peau). Ensuite, il faut bouger la sonde brusquement, à une vitesse d'au moins 5cm par seconde. Le logiciel calcule alors le délai qui permet de recalculer les données position et les données image. La précision annoncée est égale à ± 40 ms. Cette méthode de calibration temporelle n'étant pas très fiable, Prager *et al.* ont proposé une seconde méthode. Celle-ci utilise le même fantôme plan que pour la calibration spatiale. Stradx estime alors automatiquement avec le même algorithme que pour la calibration spatiale la ligne qui correspond au fantôme. Ensuite, il suffit d'appliquer à la sonde un mouvement oscillatoire de haut en bas. La latence est estimée en maximisant la corrélation entre les signaux de positions fournis par le système de localisation et la position de la ligne dans l'image. Afin d'obtenir une mesure fiable, l'expérience peut être répétée cinq fois afin de calculer la latence moyenne. Pour un taux d'acquisition de 25Hz, la précision annoncée de cette méthode est égale à ± 5 ms. Ces deux méthodes ont été essayées lors du travail d'évaluation des méthodes de calibration spatiale. Cependant, compte tenu du bruit présent dans les images, la détection de la ligne n'était pas suffisamment fiable pour estimer la latence du système.

Enfin, Nakamoto *et al.* ont proposé une méthode de calibration temporelle utilisant un fantôme de type «point» [Nakamoto 03]. La première étape de leur méthode consiste à maintenir la sonde dans une position constante en visualisant un point. La position du point 3D, \mathbf{p} , est déterminée à l'aide des paramètres de calibration spatiale et des données fournies par le système de localisation. Ensuite, il s'agit d'acquérir une séquence d'images de ce point en déplaçant la sonde. Les données position fournies par le système de localisation sont interpolés linéairement. Il est alors possible de calculer la position du point \mathbf{q}_i , pour l'image i . Enfin, la latence est estimée en minimisant au sens des moindres carrés la distance entre \mathbf{p} et l'ensemble des \mathbf{q}_i .

La calibration temporelle peut être une étape très importante si la latence entre les différents systèmes est conséquente. La méthode proposée par Nakamoto semble fournir une estimation fiable de la latence. Cependant, les fantômes de type «point» ne sont pas simple d'utilisation. Ainsi, la méthode de Prager *et al.* est intéressante car elle réutilise le fantôme plan, qui lui, est simple à fabriquer et à utiliser. En contrepartie, l'extraction de la droite dans la séquence d'images doit être robuste. En utilisant l'algorithme d'extraction de droites proposé pour notre méthode de calibration spatiale, nous présentons une nouvelle méthode de calibration temporelle reposant sur un fantôme plan.

3.2 Approche proposée

3.2.1 Principe

Afin de proposer une méthode simple et totalement automatique, nous réutilisons le fantôme plan. Pour obtenir une méthode rapide qui ne nécessite pas de nouvelles acquisitions d'images, nous utilisons la séquence acquise pour la calibration spatiale. En utilisant le même principe que Prager *et al.*, la latence du système est calculée en recalant les signaux de positions avec les données correspondant à la droite extraite dans chaque image de la séquence. Les figures 3.1 et 3.2 présentent les évolutions des paramètres de la droite

extraite et des positions fournies par le système de localisation tout au long d'une séquence d'images réelles.

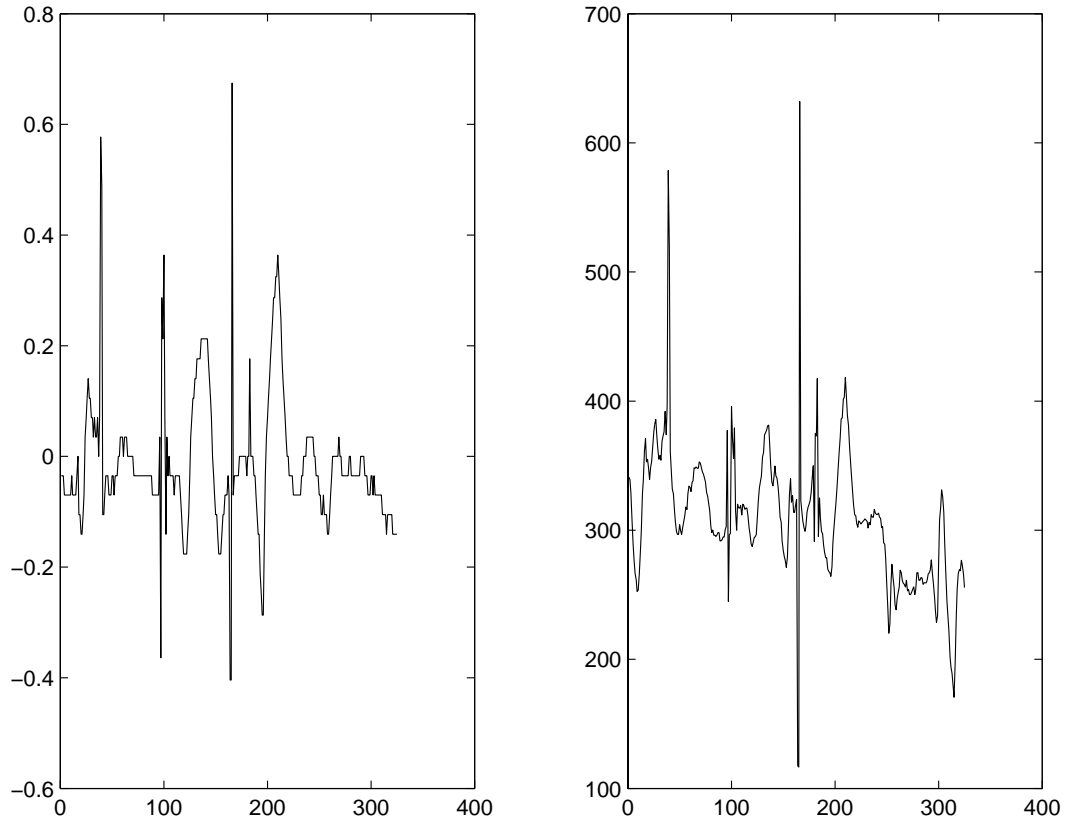


FIG. 3.1: Évolution des paramètres de la droite extraite par la transformée de Hough pour une séquence d'images réelles. À gauche, l'évolution de la pente et à droite, l'évolution de l'ordonnée à l'origine. En abscisse : l'indice des images.

Les mouvements de la sonde ne provoquent pas tous des changements dans l'image. En revanche, un changement d'un des paramètres de la droite extraite correspond à une ou plusieurs variations du mouvement de la sonde. Afin d'estimer la latence du système, il suffit de mettre en correspondance les changements détectés dans l'évolution des paramètres de la droite extraite avec les changements visibles dans les signaux de positions fournies par le système de localisation. Au cours d'une séquence d'acquisition, il n'est pas nécessaire d'utiliser les deux paramètres de la droite. Nous utilisons seulement le signal lié à l'évolution de l'ordonnée à l'origine. Ce signal contient suffisamment d'information pour estimer de façon précise la latence. De plus, ce signal est moins bruité et les plages de variations sont plus grandes que le signal lié à l'évolution de la pente de la droite extraite. L'estimation de la latence s'effectue alors en recalant les signaux de positions du capteur avec la courbe d'évolution de l'ordonnée à l'origine de la droite, appelée signal de référence. Nous nous intéressons aux changements du signal de référence qui correspondent à des variations du mouvement de la sonde.

Soit sr le signal de référence et sp_i les signaux de positions fournis par le système de

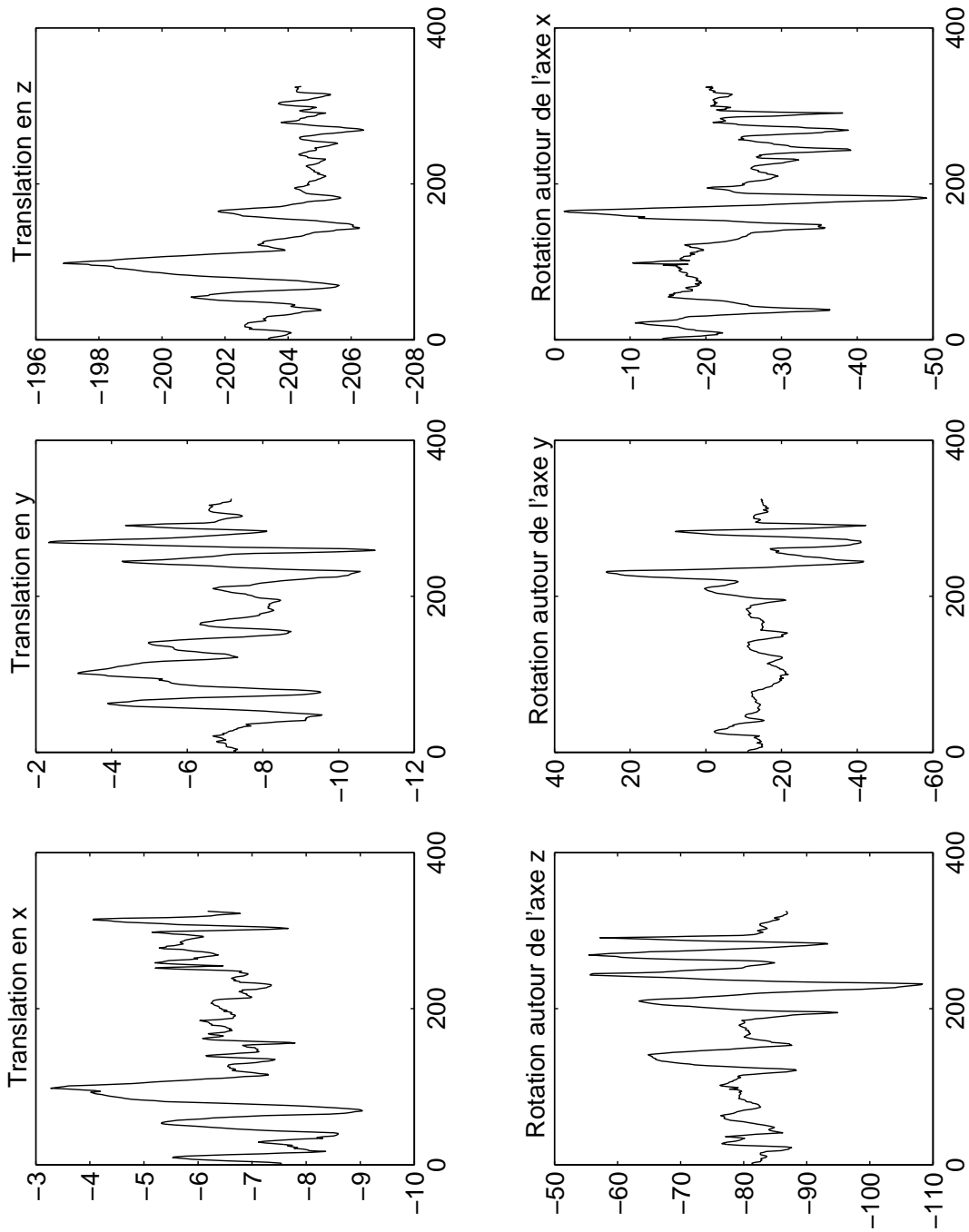


FIG. 3.2: Évolution des positions fournies par le système de localisation tout au long de la séquence. En abscisse : l'indice des images.

localisation, $i \in \{1, \dots, 6\}$ (nous considérons les trois translations et les trois rotations). Soit \mathcal{G} , l'ensemble des points x pour lesquels le gradient de sr s'annule : $\mathcal{G} = \{x, \frac{dsr}{dt}(x) = 0\}$. La latence \mathcal{L} du système s'obtient alors de la façon suivante :

$$\mathcal{L} = \arg \min_u \sum_{i=1}^6 \sum_{x \in \mathcal{G}} \left(\frac{dsp_i}{dt}(x + u) \right)^2$$

Remarque *Dans le chapitre précédent, l'estimation des paramètres de calibration spatiale s'est effectuée avec une latence fixée. On peut envisager d'inclure ce paramètre temporel dans la formulation de la calibration et obtenir ainsi un modèle qui permette d'estimer à la fois la latence et les paramètres spatiaux (translations, rotations et facteurs d'échelle). Il faut alors estimer neuf paramètres. Sachant que la méthode de calibration spatiale peut dans certains cas ne pas converger, il ne semble pas par conséquent intéressant d'utiliser un modèle global de ce type.*

3.2.2 En pratique

Les données que nous recueillons sont relativement bruitées. Afin de supprimer ces perturbations tout en conservant une localisation précise des gradients, chaque signal est lissé en appliquant un masque de convolution gaussien. Ce filtrage peut légèrement déplacer les gradients, mais sans direction privilégiée. Ainsi, en considérant l'ensemble des points où le gradient du signal de référence est nul, cette étape de filtrage n'introduit a priori pas de biais dans l'estimation de la latence. Ensuite, chaque signal est approximé par des B-splines. Le paramètre de lissage k est fixé à 1 afin d'approximer au mieux les signaux. Ceci nous permet d'avoir une forme analytique de chaque signal et de calculer précisément leur gradient. La localisation des gradients nuls du signal de référence s'effectue par dichotomie. La figure 3.3 illustre l'étape de lissage et l'extraction des points de gradient nul sur le signal de référence. On peut ainsi calculer la latence du système avec une précision inférieure au taux d'acquisition des images.

3.3 Validation

L'algorithme présenté précédemment a été évalué à partir de séquences synthétiques et réelles. Les séquences synthétiques permettent d'étudier le comportement de la méthode en présence de données aberrantes.

3.3.1 Données synthétiques

Afin de générer des données synthétiques, nous considérons un signal de référence. Ce dernier est extrait d'une séquence réelle. À un point de gradient nul du signal de référence x (*i.e.* $x \in \mathcal{G}$) correspond parmi les six signaux de positions fournis par le système de localisation, un ou plusieurs points de gradient nul. En effet, un changement dans le signal de référence correspond à un changement du mouvement de la sonde échographique, et donc à une variation dans les signaux de positions du capteur. Ainsi, à partir du signal de référence, nous souhaitons simuler plusieurs signaux bruités dont certains points de gradient nul appartiennent à l'ensemble \mathcal{G} .

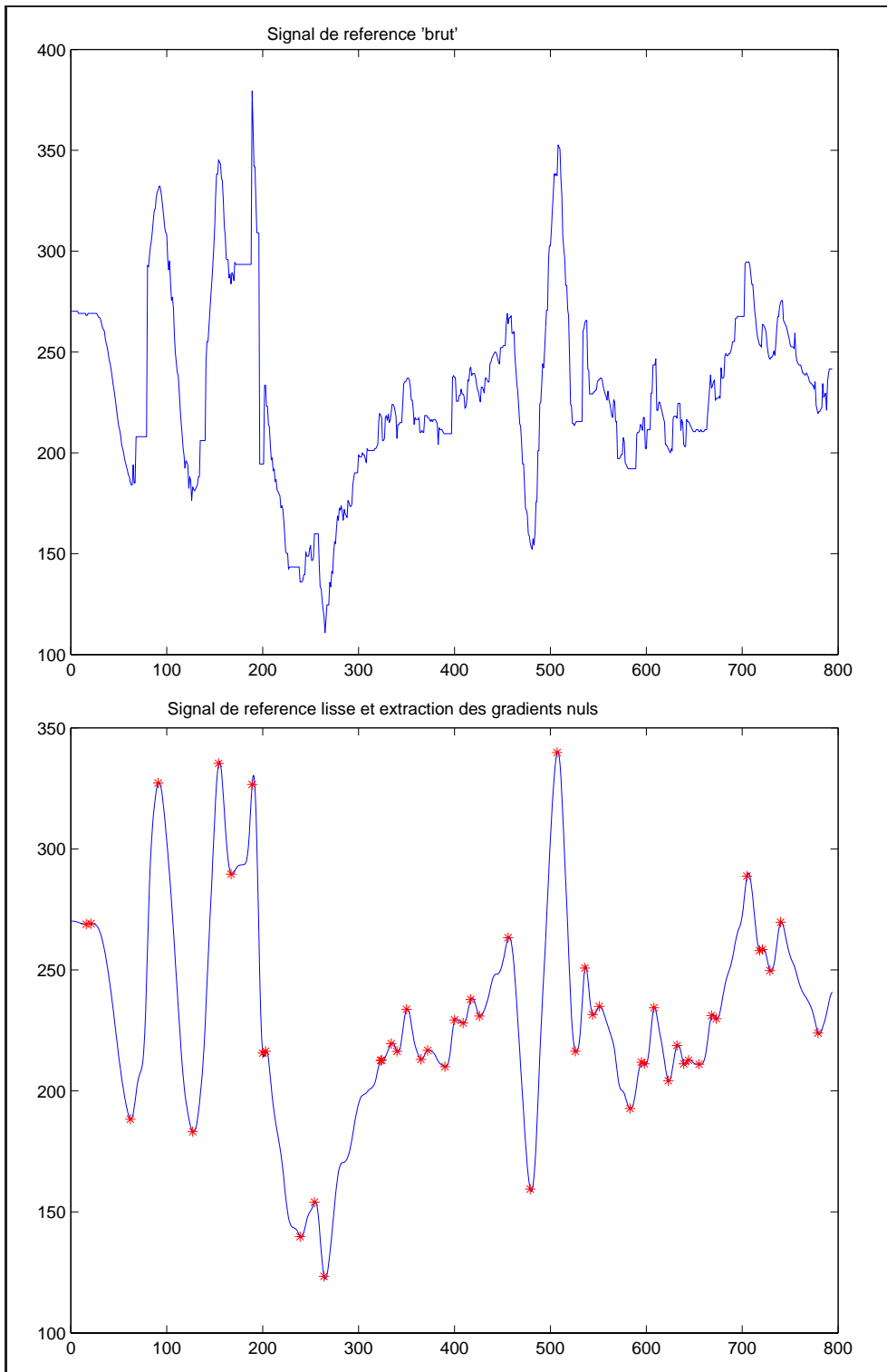


FIG. 3.3: Lissage du signal de référence et extraction des points de gradient nul. En haut, le signal de référence brut, en bas, ce même signal lissé sur lequel sont superposés les points extraits de gradient nul.

Un tirage aléatoire des points appartenant à l'ensemble \mathcal{G} est réalisé. Afin de conserver un gradient nul en ces points, ces derniers et leur voisinage ne sont pas modifiés. Les autres points de la courbe sont perturbés par des oscillations (on additionne au signal de référence des fonctions trigonométriques). La figure 3.4 illustre le résultat obtenu en conservant 20 % des points appartenant à l'ensemble \mathcal{G} .

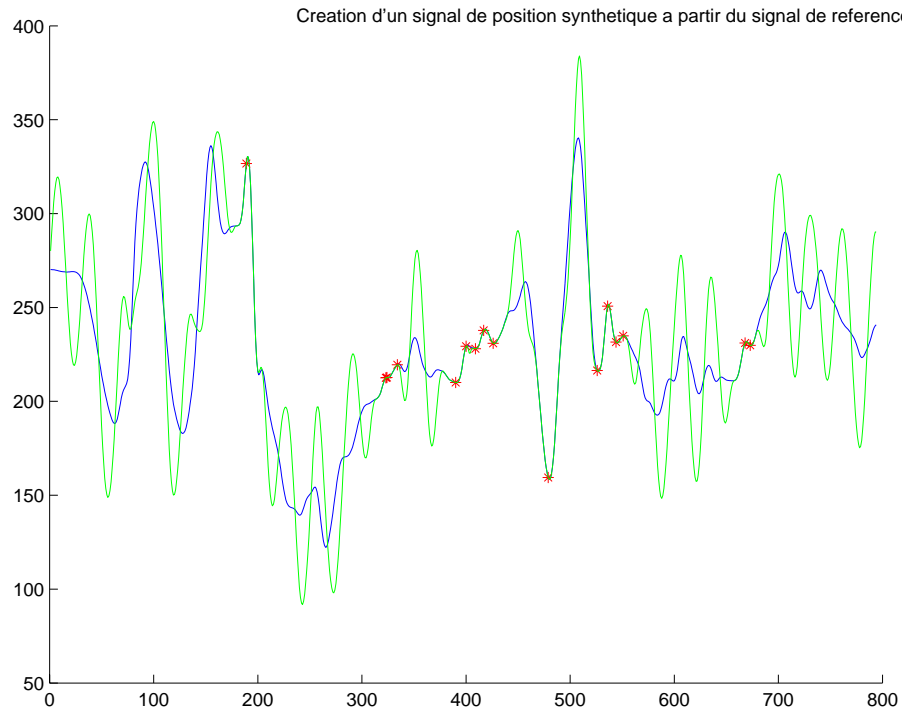


FIG. 3.4: Création d'un signal de position synthétique (en vert) à partir d'un signal de référence (en bleu). Les points de gradient nul conservés sont indiqués en rouge.

Pour ces expériences synthétiques, la latence du système est nulle. La figure 3.5(a) montre l'évolution de la fonction de coût en fonction du taux de points de \mathcal{G} conservés (ce taux sera appelé tc). On peut remarquer que quelle que soit la valeur de tc , le minimum global de la fonction de coût est assez net. La figure 3.5(b) illustre la variation de la fonction de coût pour une même séquence et une valeur de tc fixe ($tc = 10\%$). On peut noter que le minimum global n'est pas toujours exactement égal à 0 et que dans certains cas, 0 est un minimum local. Pour expliquer ceci, il suffit de revenir à la définition de notre fonction de coût. La fonction de coût est calculée en sommant pour tous les points x appartenant à \mathcal{G} la valeur du gradient au carré pris en $(x + l)$ pour tous les signaux de positions, l étant la latence. Pour chaque point x , il existe un ou plusieurs signaux tels que la valeur de leur gradient en x translaté de la valeur de la latence soit nul. Cependant, au point $x + l$, la gradient de chaque signal n'est pas forcément nul. Ainsi, lorsque tc est faible, il peut exister un l' tel que la valeur de la fonction de coût en $x + l'$ soit inférieure à la valeur de cette fonction de coût en $x + l^*$ où l^* représente la vraie latence du système.

Afin de rejeter pour chaque signal de position les points pour lesquels la valeur du gradient est grande, nous utilisons une formulation robuste du problème de la calibration

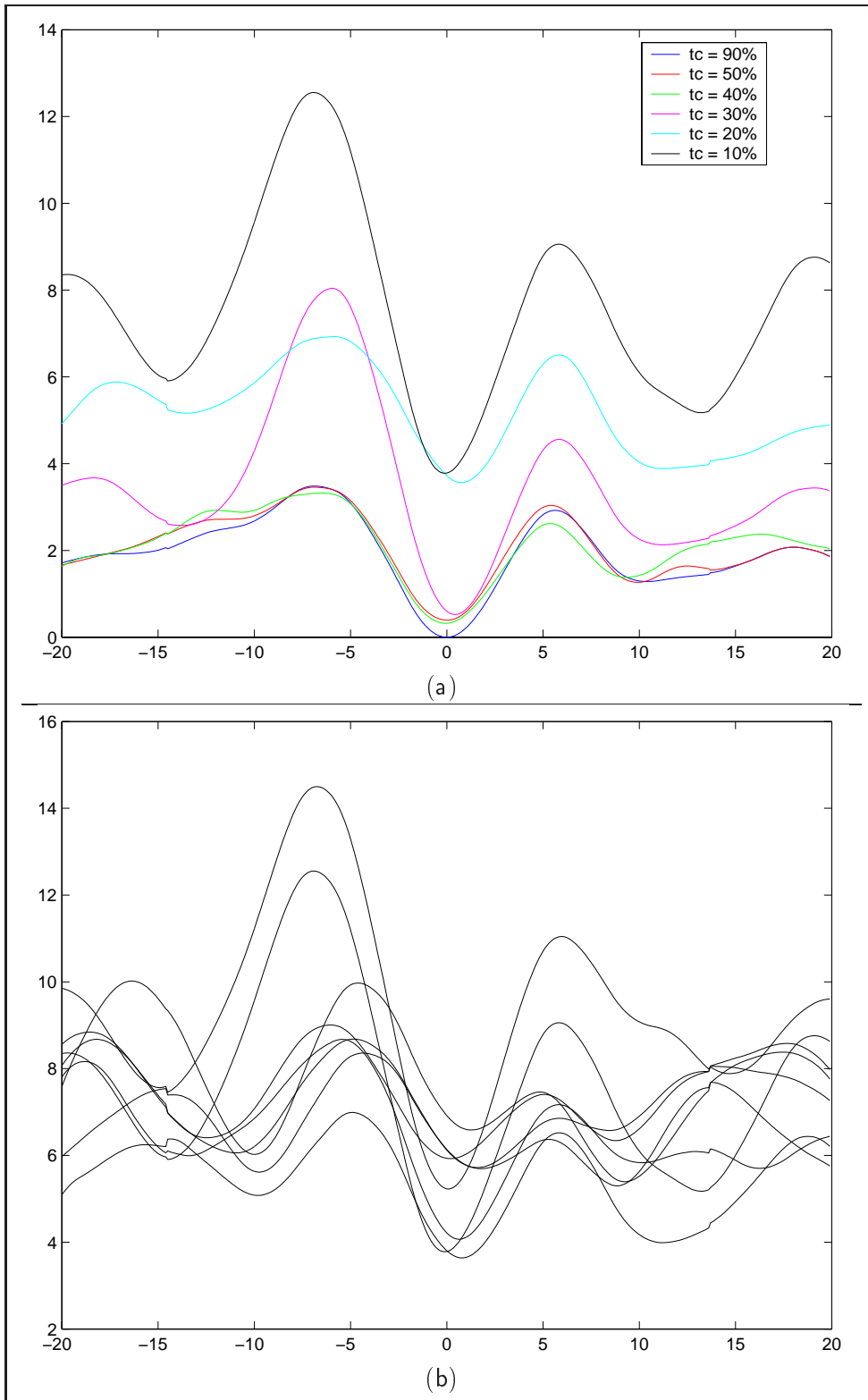


FIG. 3.5: En haut : exemple d'évolution de la fonction de coût en fonction du taux de points de \mathcal{G} conservés (tc). En bas : la variation de la fonction de coût pour une même valeur de tc ($tc = 10\%$). Dans les deux cas : en abscisse, la latence exprimée en «image» et en ordonnée, la valeur de la fonction de coût.

temporelle. Cette nouvelle formulation permet de ne prendre en compte que les signaux de positions qui participent aux changements visibles dans l'image et donc aux variations du signal de référence. Tous les points ne sont alors plus pris en compte de manière identique. Nous avons choisi d'utiliser les M-estimateurs robustes pour leur efficacité avérée. La valeur du paramètre σ est fixée arbitrairement à 5 (le choix de cette valeur n'influence pas de façon significative la forme de la fonction de coût). La figure 3.6 illustre la variation de la fonction de coût en utilisant un M-estimateur, pour une valeur de tc égale à 10%. L'introduction d'un estimateur robuste permet d'obtenir un minimum global net, même lorsque tc est faible.

L'optimisation de la fonction de coût n'est pas un problème. En effet, le domaine d'intérêt de la latence est relativement petit : $[-1, 1]$ (soit deux secondes). Pour un taux d'acquisition maximal égal à 25 images par secondes, cet intervalle comprend 50 images. Une approximation du minimum peut être obtenue en effectuant une recherche exhaustive afin d'initialiser l'algorithme d'optimisation. L'estimé de la latence est ensuite calculée à l'aide d'un algorithme d'optimisation classique.

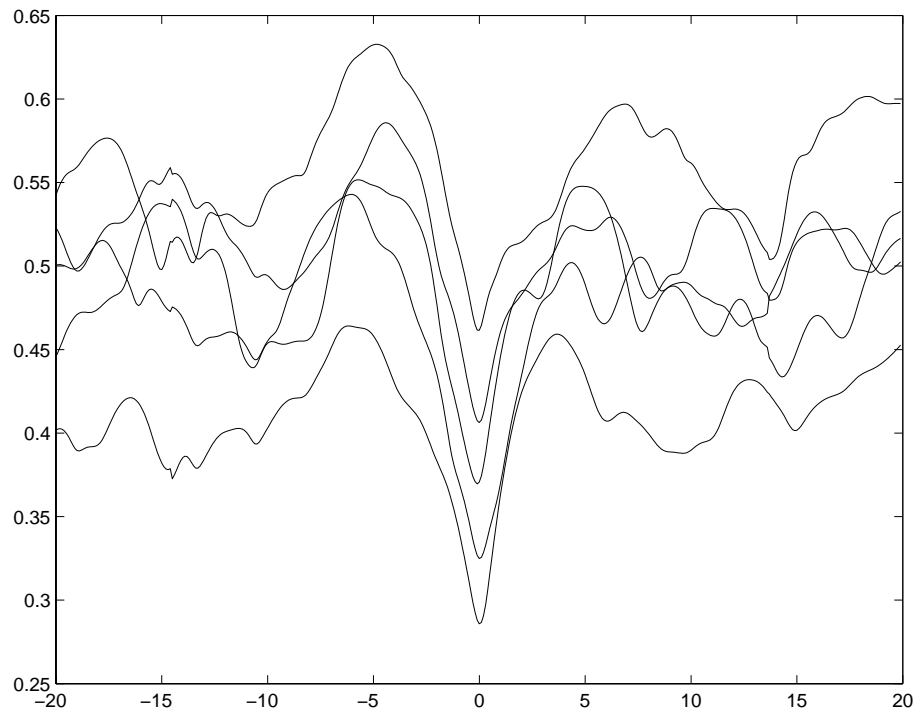


FIG. 3.6: Variation de la fonction de coût pour une même valeur de tc ($tc = 10\%$) en utilisant un estimateur robuste, pour plusieurs séquences synthétiques bruitées. En abscisse, la latence exprimée en «image» et en ordonnée, la valeur de la fonction de coût.

3.3.2 Données réelles

Les données réelles ont été acquises avec le matériel qui a servi pour l'évaluation des méthodes de calibration spatiale. Ainsi, l'échographe utilisé est un Aloka SSD-5000 avec une sonde crâniale 7.5 MHz. Le système de localisation est de type optique et la station

qui stocke les images et les positions de la sonde est une O2, de Silicon Graphics. Nous avons utilisé le logiciel Stradx afin d'enregistrer les positions du système de localisation et les images ultrasonores. Le taux d'acquisition des données de positionnement est alors égal au taux d'acquisition des images.

Nous avons évalué notre algorithme à l'aide de deux types de séquences : «oscillation» et «calibration spatiale». Les séquences de type oscillation sont obtenues en maintenant la sonde perpendiculaire au fantôme plan et en appliquant un mouvement oscillatoire verticale. Les séquences de type calibration spatiale sont des séquences utilisées pour estimer les paramètres de calibration spatiale. Ce type de séquence est constitué de six mouvements différents de la sonde : trois translations et trois rotations. L'ordre de ces mouvements n'est pas connu et ils peuvent être réalisés conjointement.

Nous étudions tout d'abord les résultats obtenus pour les séquences oscillation. La figure 3.7 présente le signal de référence et les signaux du capteur (uniquement pour les translations). Le mouvement est très simple et les points de gradient nul sont aisément détectés. C'est le type de séquence qui est utilisé pour calibrer temporellement le logiciel Stradx. Le taux d'acquisition est choisi maximal et est égal à 25 images par seconde. Le laps de temps qui s'écoule entre deux images est donc égal à 40ms.

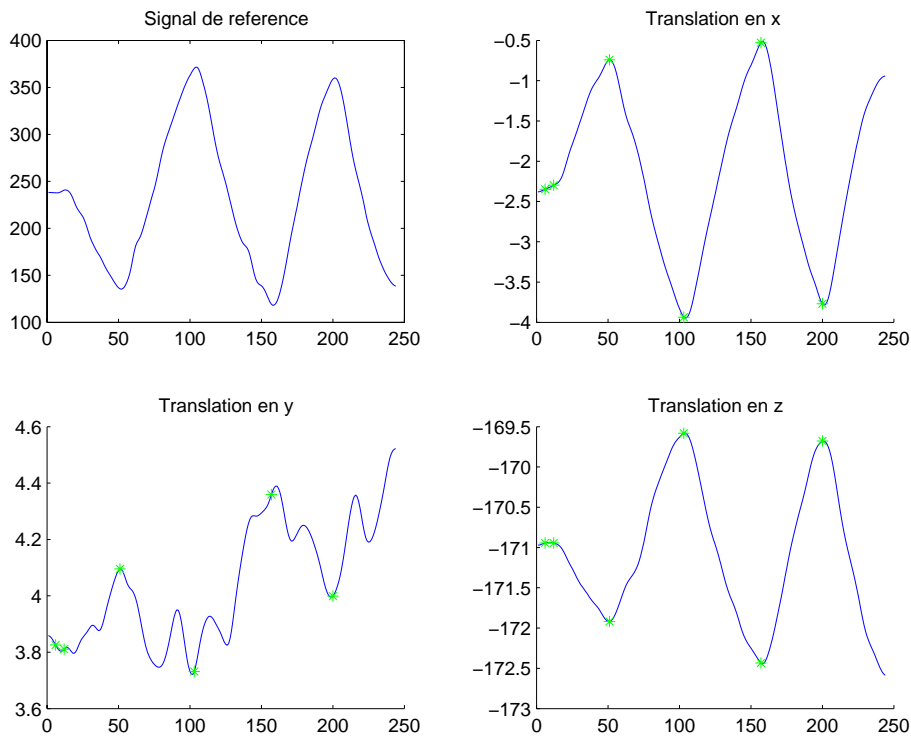


FIG. 3.7: *Signal de référence et signaux de translation du capteur pour une séquence de type oscillation (profondeur 8cm). Les points verts représentent les points de gradient nul du signal de référence, et sont reportés sur les signaux du système de localisation.*

Même si ce type de séquence est simple, l'extraction de la droite d'intérêt n'est pas toujours évidente, comme en témoigne la figure 3.8. Cette dernière présente la première image d'une séquence ainsi qu'une image acquise pendant le mouvement de la sonde. On peut voir

dans ce second cas que la droite est fortement bruitée et donc relativement difficile à extraire. C'est la raison pour laquelle il ne nous a pas été possible de calibrer temporellement le logiciel Stradx lors de notre évaluation des méthodes de calibration spatiale. Contrairement à Stradx, notre procédure d'extraction des droites dans la séquence est robuste à la présence de données aberrantes. La procédure d'analyse temporelle des paramètres des droites extraites nous permet de rejeter les droites incorrectes. Lorsqu'une image est rejetée parce que la droite extraite est considérée incorrecte, nous perdons l'information relative à l'évolution des paramètres de droite dans la séquence. Pour ne pas introduire d'erreur lors de l'estimation de la latence, nous considérons que pour le voisinage d'une image rejetée, le gradient du signal de référence est non nul.

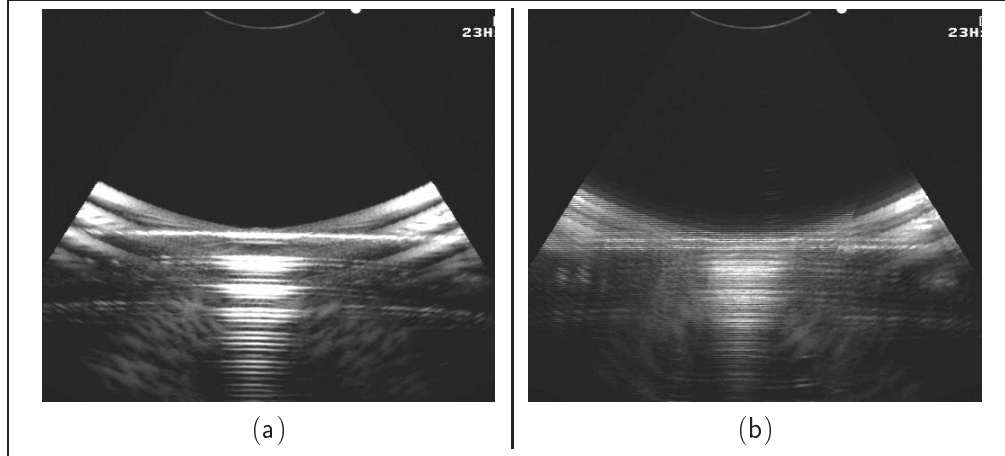


FIG. 3.8: *Images extraites d'une séquence de type oscillation, pour une profondeur de 8cm. (a) : première image de la séquence, (b) : image acquise pendant le mouvement vertical de la sonde.*

Nous avons utilisé trois séquences de type oscillation. Les résultats obtenus sont reportés dans le tableau 3.1. La latence estimée est faible et inférieure au laps de temps qui sépare l'acquisition de deux images. Elle est négative ce qui signifie que les images échographiques arrivent après les signaux de positions. Afin de simplifier la procédure de calibration du système échographique 3D, nous souhaitons estimer la latence avec les mêmes acquisitions que pour la calibration spatiale.

Les séquences de type calibration spatiale sont complexes à analyser (voir figures 3.1 et 3.2). Elles ont été acquises à un taux de 5 images par seconde. La présence de bruit dans le signal de référence introduit de nombreux points pour lesquels le gradient est nul et perturbe ainsi l'estimation de la latence, même en utilisant les M-estimateurs. Nous souhaitons donc quantifier la qualité des points d'intérêt. La qualité q d'un point x est définie de la façon suivante :

$$q(x) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(\frac{dsr}{dt}(x) - \frac{dsr}{dt}(x_i) \right)^2$$

où x_i est un point appartenant au voisinage de x , n est le nombre de voisins considérés. Plus $q(x)$ est grand, plus le point x est intéressant. La sélection des points d'intérêt de

TAB. 3.1: Estimation de la latence du système pour des séquences réelles de type oscillation (taux d'acquisition de 25 images par seconde) et des séquences de type calibration spatiale (taux d'acquisition de 5 images par secondes). Les notations (a,b,c) permettent de différencier les résultats obtenus pour deux séquences oscillation acquises à une profondeur de 8cm et trois séquences calibration spatiale acquises à une profondeur 10cm.

Séquence (25 im/s)	Latence estimée (ms)
Oscillation, profondeur 8cm (a)	-20.2
Oscillation, profondeur 8cm (b)	-36.2
Oscillation, profondeur 10cm	-15.0
Séquence (5 im/s)	
Calibration spatiale, profondeur 6cm	-18.1
Calibration spatiale, profondeur 8cm	-134.8
Calibration spatiale, profondeur 10cm (a)	-87.1
Calibration spatiale, profondeur 10cm (b)	-53.3
Calibration spatiale, profondeur 10cm (c)	-37.7
Calibration spatiale, profondeur 12cm	-45.3

gradient nul s'effectue en ne retenant que les points pour lesquels la valeur de q est grande. Le seuillage est déterminé en pourcentage de l'ensemble des points d'intérêt extraits.

Les résultats obtenus pour les séquences de type calibration spatiale sont reportés dans le tableau 3.1. La latence estimée est comprise entre -134.8ms et -18.1ms. On peut remarquer que les valeurs obtenues sont relativement faibles mais différentes de celles obtenues avec les séquences de type oscillation. Cependant on ne peut directement comparer ces deux expériences car le taux d'acquisition des images est différent.

Nous avons étudié l'influence du sous-échantillonnage du taux d'acquisition sur l'estimation de la latence. À partir d'une séquence de type calibration spatiale acquise à un taux de 25 images par seconde, nous avons généré quatre séquences avec des sous-échantillonnages égaux à 2, 3, 4 et 5. Pour un taux d'acquisition de 5 images par seconde, le laps de temps entre deux images consécutives est égal à 200ms. Le tableau 3.2 présente les résultats obtenus pour ces cinq séquences. La latence estimée est comprise entre -124.1ms et -8.5ms.

3.4 Discussion

Les expériences effectuées sur les séquences de type oscillation ont montré que la méthode proposée estime efficacement la latence d'un système échographique 3D main-libre. La latence du système complet est faible et inférieure à 40ms. Il est en revanche plus complexe d'estimer la latence en utilisant les mêmes séquences que pour la calibration spatiale et ceci pour deux raisons. La première raison concerne le taux d'acquisition des images et la taille de la séquence. Lorsque ce taux est égal à 25 images par seconde, pour une durée d'acquisition de 30s, la taille d'une séquence de calibration spatiale est environ égale à 200Mo. Ce volume de données est relativement important alors que le temps d'acquisition

TAB. 3.2: *Influence du sous échantillonnage sur l'estimation de la latence du système pour une séquence réelle de type «calibration spatiale», pour une profondeur de 8cm.*

Taux d'échantillonnage (ms)	Latence estimée (ms)
40	-73.75
80	-124.1
120	-57.1
160	-104.5
200	-8.5

de la séquence est court. La deuxième raison se rapporte au sous-échantillonnage appliqué lors de l'acquisition. Les expériences menées n'ont pu mettre en évidence l'influence exacte du sous-échantillonnage sur l'estimation de la latence du système. Nous ne savons pas dans quelle mesure le choix du taux d'échantillonnage perturbe le calcul de la latence du système. De plus, le système optique Polaris mesure 60 positions par secondes. Stradx a donc dû sous-échantillonner également les signaux de positions. Les données que nous utilisons proviennent de Stradx. Elles ont donc subi un sous-échantillonnage. Cette étape peut également provoquer des erreurs dans l'estimation de la latence.

TAB. 3.3: *Influence de la latence du système sur l'estimation du volume de l'ellipsoïde du fantôme d'évaluation, pour deux séquences acquises à une profondeur de 10cm, calibrées avec Rennes2D et segmentées manuellement. On simule différentes latences du système à partir des données réelles en supposant la latence réelle égale à 40ms.*

Séquence	Latence Simulée (ms)	Volume estimé (mL)
Mouvement Fan, profondeur 10cm	0	6.25
	-40	6.24
	-80	6.23
	-120	6.22
	-160	6.19
	-240	6.15
Mouvement Translation, profondeur 10cm	0	6.53
	-40	6.51
	-80	6.49
	-120	6.44
	-160	6.39
	-240	6.33

Lors de l'évaluation des méthodes de calibration spatiale, nous avons considéré que la latence était négligeable. Pour vérifier cette hypothèse, nous avons simulé des décalages

entre les signaux de position et les données images. Le tableau 3.3 présente les résultats d'estimation de volume obtenus pour deux séquences d'acquisition de l'ellipsoïde (en mouvement de translation et de rotation type fan), à une profondeur de 10cm avec la calibration estimée par Rennes2D et en utilisant une segmentation manuelle. Le taux d'acquisition utilisé pour ces séquences de l'ellipsoïde est égal à 25 images par seconde. Une latence négative simule un retard de l'arrivée des images par rapport aux signaux du système de localisation. On a supposé que la latence du système est égale à -40ms. On peut alors corriger cette latence pour recalibrer les signaux de positions avec les images (cela correspond à la latence nulle simulée dans le tableau 3.3). À partir de cette mise en correspondance, on simule des latences allant jusqu'à 240ms. On peut voir qu'une latence de l'ordre de -40ms ne perturbe pas de façon significative le résultat de l'estimation du volume. L'hypothèse de départ est donc vérifiée. Un tel résultat était prévisible car lors de l'acquisition des séquences, la vitesse de déplacement de la sonde était faible. La norme du vecteur de translation entre deux images est environ égale à 0.2mm, ce qui est inférieure à la précision du système de localisation. Une latence de l'ordre de 40ms n'introduit pas d'erreur significative dans l'estimation du volume de l'ellipsoïde.

3.5 Conclusion

En résumé, nous avons présenté dans cette section une nouvelle approche pour estimer la calibration temporelle d'un système échographique 3D main-libre. La méthode proposée s'est révélée efficace pour estimer la latence à l'aide de séquences de type oscillation. Cependant, l'estimation de la latence sur des séquences de calibration spatiale est plus complexe. De nouvelles expériences sont nécessaires afin de mieux appréhender l'influence du taux d'acquisition des images et des signaux de position sur l'estimation de la latence du système échographique 3D. Ces expériences permettraient de savoir s'il est nécessaire d'utiliser des séquences particulières (type oscillation) pour calibrer temporellement le système. Enfin, l'influence d'une latence de l'ordre de -40ms s'est révélée négligeable sur l'estimation du volume de l'ellipsoïde du fantôme d'évaluation. On peut donc considérer que dans le cas d'une latence faible, il n'est pas nécessaire de calibrer temporellement le système d'acquisition.

Conclusion

Cette partie était consacrée au problème de la calibration d'un système échographique 3D main-libre. Nous avons tout d'abord proposé une méthode de calibration spatiale reposant sur l'utilisation d'un fantôme plan, simple d'utilisation et de construction. La simplicité et le caractère automatique des méthodes de calibration sont fondamentaux pour une utilisation de l'échographie 3D main-libre dans un contexte clinique. Pour chaque image de la séquence échographique, un ensemble de points d'intérêt est extrait en utilisant les informations de luminance et de gradient. Afin d'améliorer la robustesse de la méthode, une procédure de rejet des points et des images aberrants a été développée en se basant sur la transformée de Hough et sur une analyse spatio-temporelle des paramètres des droites extraites dans chaque image. Les paramètres de calibration sont estimés en minimisant la distance entre le plan estimé du fantôme et l'ensemble de points d'intérêt. Pour cette étape, nous avons proposé deux types de critères de minimisation. Fréquent dans le domaine de la reconstruction 3D, le premier critère bidimensionnel utilise un modèle de projection qui permet le calcul de la distance d'un point au plan dans chaque image. Le second critère est plus intuitif et considère la distance entre le plan et l'ensemble de points dans l'espace 3D.

Dans un second temps, la méthode de calibration spatiale proposée a été évaluée à partir de séquences synthétiques et réelles. Les expériences sur les séquences synthétiques ont montré le bon comportement de la méthode face aux divers bruits présents dans les images. Nous avons ensuite étudié l'influence de paramètres extérieurs tels que la température de l'eau et la précision du système de localisation. Les résultats montrent que ces deux sources d'erreur peuvent modifier sensiblement l'estimation des paramètres de calibration et qu'il est donc nécessaire de diminuer autant que possible leur influence lors de l'acquisition des données. Nous avons ensuite mené une évaluation de cette méthode de calibration et comparée celle-ci avec deux méthodes de référence. Le protocole d'évaluation repose sur l'utilisation de trois critères essentiels pour les études quantitatives : la capacité de localisation 3D d'un point, les mesures de distances et de volumes. Cette étude a montré l'intérêt de définir un protocole précis pour étudier la qualité de l'estimation des paramètres de calibration de chaque méthode. Les résultats obtenus avec le fantôme industriel sont satisfaisants dans la mesure où la taille de l'objet testé est petite. Pour les méthodes Rennes2D et Rennes3D, l'erreur d'estimation du volume de cet objet est ainsi inférieure à 5% avec une segmentation manuelle.

Le troisième chapitre traite du problème de la calibration temporelle. Il s'agit d'estimer le décalage temporel entre l'acquisition des images et l'acquisition des données de positionnement fournies par le système de localisation. Afin de simplifier l'étape de calibration du système échographie 3D, la méthode proposée permet d'estimer la latence en utilisant les

mêmes séquences d'images que la procédure de calibration spatiale. Le fantôme utilisé est plan. La latence est estimée par effectuant une mise en correspondance des signaux de position avec le signal lié aux paramètres des droites extraites avec la transformée de Hough. Les expériences sur séquences réelles ont cependant montré qu'il est préférable d'utiliser une séquence d'images spécifique afin d'estimer la latence avec précision. Enfin, l'influence d'une faible latence s'est révélée négligeable sur les résultats de mesures de volumes. Ainsi, dans le cas d'une latence faible, il n'est pas nécessaire de calibrer temporellement le système échographique.

Quatrième partie

Traitement d'images échographiques

Introduction

L'exploitation des données échographiques 3D est problématique pour plusieurs raisons. Tout d'abord, les images ultrasonores sont fortement bruitées. Le bruit de speckle qui caractérise ces images est complexe et perturbe l'analyse des images. Ensuite, la formation de l'image échographique est réalisée à partir des échos réfléchis. Les contours des entités étudiées ne sont ainsi pas toujours clairement définis.

Le premier chapitre présente la méthode de segmentation développée afin de mesurer le volume de l'ellipsoïde utilisé lors de l'évaluation des méthodes de calibration. Cette méthode utilise le principe des contours actifs 3D. Cette approche permet de traiter simplement le problème de visibilité des contours de l'objet à segmenter. La méthode a été appliquée pour la segmentation de l'ellipsoïde du fantôme d'évaluation.

Le second chapitre traite plus en détails le problème de l'analyse d'images ultrasonores. Afin de prendre en compte les spécificités des images échographiques, nous proposons une approche reposant sur l'analyse de texture. Nous présentons une modélisation statistique qui permet d'intégrer simplement les informations de texture pour l'analyse d'images. Cette approche statistique est appliquée dans le cadre du problème du recalage rigide de volumes échographiques.



Chapitre 1

Segmentation de volumes ultrasonores par contours actifs 3D

Nous présentons dans ce chapitre l'outil de segmentation développé afin d'estimer le volume de l'ellipsoïde du fantôme d'évaluation utilisé dans la partie précédente. Cet outil de segmentation repose sur la méthode des contours actifs devenue classique en traitement d'images.

1.1 Introduction

La segmentation d'images est un problème fondamental en traitement d'images. Le but de la segmentation est de délimiter différents objets présents dans l'image. Dans le cas des images échographiques, différencier ces objets de façon automatique n'est pas chose aisée car le rapport signal sur bruit est faible, l'intensité d'un même objet peut ne pas être constante et le bruit de speckle est très présent. On peut classer les méthodes de segmentation selon leur niveau de complexité [Bosnjak 03] :

- bas niveau : détection de contours (calcul du gradient ou du laplacien), détection de contours (seuillage, croissance de régions, K-means),
- niveau intermédiaire : segmentation par morphologie mathématique, segmentation utilisant la dimension fractale ou l'information de texture,
- haut niveau : segmentation utilisant les modèles déformables ou les fronts de propagation.

Nous avons développé une méthode de segmentation de type contours actifs (ou «snakes») pour estimer le volume de l'ellipsoïde du fantôme d'évaluation. Ce type de méthode s'appuie sur des modèles déformables. Ces modèles permettent de développer des méthodes de segmentation robustes pour les images bruitées, telles que les images ultrasonores. Un contour actif 3D est une surface qui évolue sous l'influence de multiples forces. Cette surface se déforme au cours du temps et finit par atteindre un équilibre. Nous renvoyons le lecteur vers [Kass 88, Cohen 93, Xu 98] pour plus de détails concernant les contours actifs en général et vers [McInerney 96, Chen 01b, Mignotte 01, Bosnjak 03] pour des utilisations de ces méthodes en imagerie médicale et dans le domaine de l'échographie.

La forme de l'objet que nous devons segmenter étant simple, les contours actifs représentent une solution efficace et simple à implanter. Dans ce chapitre, nous présentons la

formulation utilisée pour définir les contours actifs 3D, la définition des forces externes du contour et enfin la paramétrisation de ce contour en 3D.

1.2 Formulation des contours actifs 3D

Nous reprenons ici la formulation développée dans [Cohen 93]. Une surface \mathcal{S} est définie par une application v :

$$v : \Omega = [0, 1] \times [0, 1] \rightarrow \mathbb{R}^3$$

$$(s, r) \mapsto v(s, r) = (v_1(s, r), v_2(s, r), v_3(s, r))$$

et l'énergie associée E s'exprime de la façon suivante :

$$E : \mathcal{A} \rightarrow \mathbb{R}$$

$$v \mapsto E(v) = \int_{\Omega} w_{10} \left\| \frac{\partial v}{\partial s} \right\|^2 + w_{01} \left\| \frac{\partial v}{\partial r} \right\|^2 + 2w_{11} \left\| \frac{\partial^2 v}{\partial s \partial r} \right\|^2$$

$$+ w_{20} \left\| \frac{\partial^2 v}{\partial s^2} \right\|^2 + w_{02} \left\| \frac{\partial^2 v}{\partial r^2} \right\|^2 + P(v(s, r)) ds dr \quad (1.1)$$

où \mathcal{A} dénote l'espace des déformations admissibles et $P(v(s, r))$ est le potentiel associé aux forces extérieures. Les coefficients $(w_{10}, w_{01}, w_{11}, w_{20}, w_{02})$ déterminent les propriétés mécaniques de la surface : (w_{10}, w_{01}) pour l'élasticité, (w_{20}, w_{02}) pour la rigidité et w_{11} pour la résistance du contour à la torsion.

Un minimum local v de E doit satisfaire l'équation d'Euler-Lagrange associée :

$$\begin{cases} -\frac{\partial}{\partial s} \left(w_{10} \frac{\partial v}{\partial s} \right) - \frac{\partial}{\partial r} \left(w_{01} \frac{\partial v}{\partial r} \right) + 2 \frac{\partial^2}{\partial s \partial r} \left(w_{11} \frac{\partial^2 v}{\partial s \partial r} \right) \\ + \frac{\partial^2}{\partial s^2} \left(w_{20} \frac{\partial^2 v}{\partial s^2} \right) + \frac{\partial^2}{\partial r^2} \left(w_{02} \frac{\partial^2 v}{\partial r^2} \right) = F(v) \end{cases} \quad (1.2)$$

Cette équation est sujette aux conditions limites. L'équation d'Euler-Lagrange est une condition nécessaire pour atteindre un minimum. F représente les forces externes, classiquement dépendantes de l'image. La fonction d'énergie n'étant pas convexe, il peut y avoir plusieurs minima. L'équation d'Euler-Lagrange est satisfaite pour tout minimum local. Il nous faut donc supposer qu'une première approximation de la surface peut être obtenue. Cette surface de départ sert de donnée initiale pour l'équation d'évolution associée, dans laquelle le paramètre temporel t est ajouté :

$$\begin{cases} \frac{\partial v}{\partial t} - \frac{\partial}{\partial s} \left(w_{10} \frac{\partial v}{\partial s} \right) - \frac{\partial}{\partial r} \left(w_{01} \frac{\partial v}{\partial r} \right) + 2 \frac{\partial^2}{\partial s \partial r} \left(w_{11} \frac{\partial^2 v}{\partial s \partial r} \right) \\ + \frac{\partial^2}{\partial s^2} \left(w_{20} \frac{\partial^2 v}{\partial s^2} \right) + \frac{\partial^2}{\partial r^2} \left(w_{02} \frac{\partial^2 v}{\partial r^2} \right) = F(v), \\ v(0, s, r) = v_0(s, r). \end{cases} \quad (1.3)$$

considérant également des conditions aux bords. Une solution du problème est trouvée lorsque la solution $v(t, s, r)$ converge quand t tend vers l'infini.

1.3 Définition des forces externes

Un contour actif 3D est une surface qui évolue sous l'influence de forces internes (caractéristiques physiques du contour) et de forces externes (dépendant de l'image traitée). La force externe qui doit attirer la surface vers les bords d'intérêt est calculée à partir de l'image. Typiquement, cette force est déterminée en utilisant le gradient de l'image. À partir du calcul de ce dernier, on peut définir une carte des contours notée f . Cette dernière possède trois propriétés importantes dans le contexte des contours actifs [Xu 98] :

- les vecteurs gradients de la carte des contours pointent en direction des contours et sont normaux à eux,
- ces vecteurs ont de grandes amplitudes aux abords des contours,
- dans une région homogène en intensité, les gradients de la carte des contours sont nuls.

La première propriété est intéressante dans le cas des contours actifs car si la surface initiale est proche de la solution, la surface finale convergera près des contours recherchés. Les deux autres propriétés rendent la zone d'attraction relativement petite et sont problématiques dans le cas des contours actifs. Afin de circonvenir à ces deux problèmes tout en conservant la première propriété, [Xu 98] a proposé une formulation variationnelle pour définir le champ de forces externes.

Le «gradient vector flow» (GVF) est défini comme étant le champ de vecteurs $\mathbf{v}(x, y) = (u(x, y), v(x, y))$ qui minimise l'énergie suivante :

$$\mathcal{E} = \int \int \mu(u_x^2 + u_y^2 + v_x^2 + v_y^2) + |\nabla f|^2 |\mathbf{v} - \nabla f|^2 dx dy$$

Quand $|\nabla f|$ est grand, \mathbf{v} tend vers ∇f . Cette formulation variationnelle permet ainsi la conservation de la première propriété des cartes de contours. Lorsque $|\nabla f|$ est petit, l'énergie est dominée par la somme des carrés des dérivées partielles du champ de vecteurs, ce qui force le champ à une certaine régularité dans les zones homogènes. Le paramètre μ permet le réglage du compromis entre les deux termes de l'intégrale.

Le champ GVF est calculé en utilisant les équations d'Euler suivantes [Xu 98] :

$$\mu \nabla^2 u - (u - f_x)(f_x^2 + f_y^2) = 0 \tag{1.4}$$

$$\mu \nabla^2 v - (v - f_y)(f_x^2 + f_y^2) = 0 \tag{1.5}$$

où ∇^2 est l'opérateur Laplacien.

1.4 Description de la surface active

La surface active est représentée par des descripteurs de formes utilisant une décomposition en harmoniques sphériques. Les représentations fréquentielles consistent à décomposer la forme initiale sur une base de fonctions orthonormales. Les descripteurs fréquentiels autorisent une représentation globale de la forme par les basses fréquences, pouvant être affinée par l'ajout des plus hautes fréquences.

Soit une surface fermée s représentée par les coordonnées cartésiennes x, y et z et paramétrée par les coordonnées polaires θ et ϕ , $\theta \in [0, \pi]$ et $\phi \in [0, 2\pi]$. Cette surface peut se décomposer sur une base de fonctions orthogonales d'harmoniques sphériques Y_l^m :

$$s(\theta, \phi) = \begin{pmatrix} x(\theta, \phi) \\ y(\theta, \phi) \\ z(\theta, \phi) \end{pmatrix} = \sum_{l=0}^{\infty} \sum_{m=-l}^l \mathbf{c}_l^m Y_l^m(\theta, \phi) \quad (1.6)$$

Y_l^m est la fonction de base de degré l et d'ordre m définie par :

$$Y_l^m(\theta, \phi) = \sqrt{\frac{2l+1}{4} \frac{(l-m)!}{(l+m)!}} P_l^m(\cos \theta) e^{im\phi} \quad (1.7)$$

$$Y_l^{-m}(\theta, \phi) = (-1)^m Y_l^{m*}(\theta, \phi) \quad (1.8)$$

où P_l^m est un polynôme de Legendre défini par l'équation différentielle :

$$P_l^m(x) = (-1)^m (1-x^2)^{\frac{m}{2}} \frac{d^m}{dx^m} P_l(x) = \frac{(-1)^m}{2^l l!} v (1-x^2)^{\frac{m}{2}} \frac{d^{(m+l)}}{dx^{(m+l)}} (x^2-1)^l \quad (1.9)$$

avec

$$P_l(x) = \frac{1}{2^l l!} \frac{d^l}{dx^l} (x^2-1)^l \quad (1.10)$$

La base de fonctions est orthogonale, les coefficients sont calculés en utilisant le produit scalaire entre s et les fonctions de la base :

$$\mathbf{c}_l^m = \langle s(\theta, \phi), Y_l^m(\theta, \phi) \rangle = \int_0^\pi \int_0^{2\pi} s(\theta, \phi) Y_l^m(\theta, \phi) d\phi \sin \theta d\theta \quad (1.11)$$

Ces coefficients sont des vecteurs (généralement complexes, réels pour $m = 0$) de dimension 3. En pratique, la série 1.6 est tronquée en limitant l : $0 \leq l \leq n_l$. Les valeurs élevées de l correspondent aux hautes fréquences.

Il est à noter que la paramétrisation utilisée ne définit la fonction $\mathbf{x}(\theta, \phi)$ que pour les coordonnées des sommets. Soit n_{vert} le nombre de sommet, i l'indice : $0 \leq i \leq n_{vert}$. Calculer l'intégrale par interpolation bilinéaire ou par discrétisation directe n'est pas satisfaisant [Brechtbühler 96]. Ceci est dû au fait que les fonctions Y_l^m sont orthonormales et leurs valeurs évaluées pour certains couples (θ_i, ϕ_i) ne formeront pas généralement un ensemble de vecteurs orthonormaux.

On construit alors une matrice B de la façon suivante : $j(l, m)$ unique indice pour la paire (l, m) , $j(l, m) = l^2 + l + m$. B est de dimension $n_{vert} \times n_j$. Si n_j est largement plus petit que n_{vert} , B est approximativement orthogonale. Soit X et C les matrices définies de la façon suivante : $X = (\mathbf{x}_0, \dots, \mathbf{x}_{n_{vert}})^T$, $C = (\mathbf{c}_0^0, \mathbf{c}_1^{-1}, \mathbf{c}^0, 1 \dots)^T$. On veut $X = BC + E$ où la matrice d'erreur E est petite. On obtient la matrice C en résolvant les équations normales par les moindres carrés :

$$C = (B^T B)^{-1} B^T X \quad (1.12)$$

1.5 Résultats et discussion

Nous avons implanté cette méthode afin de segmenter de façon automatique l'objet présent dans le fantôme d'évaluation et d'estimer son volume. La forme de cet objet est très simple puisqu'il s'agit d'un ellipsoïde. La paramétrisation utilisée permet d'initialiser la surface active avec un ellipsoïde. L'étape d'initialisation de la méthode est simple à réaliser compte tenu de l'objet à segmenter. Les forces externes définies à partir des gradients dans l'image rend la méthode robuste aux variations d'intensité présentes dans le volume à segmenter. La figure 1.1 présente un résultat obtenu pour la segmentation de l'ellipsoïde du fantôme d'évaluation.

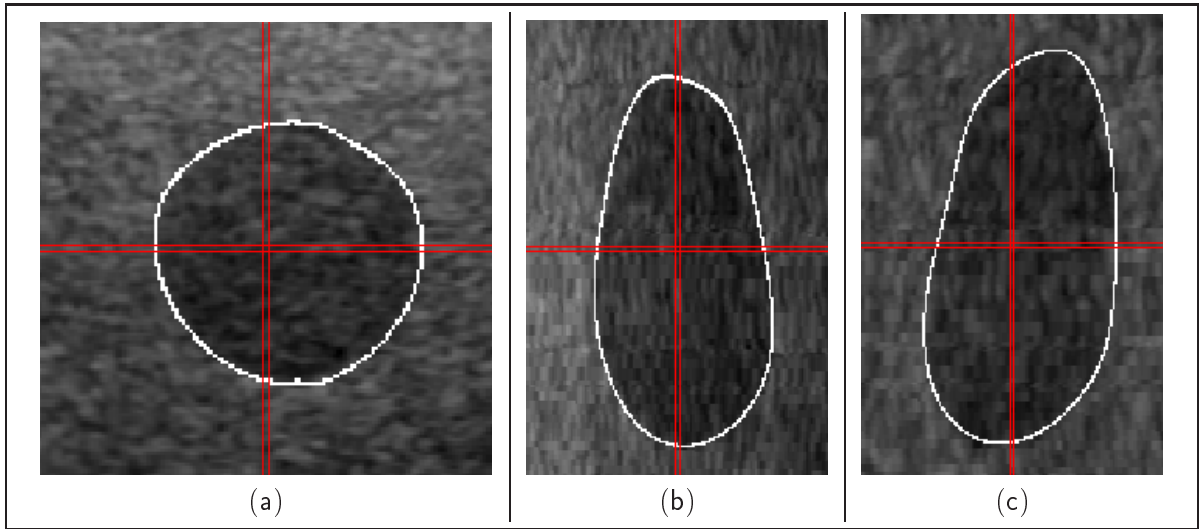


FIG. 1.1: *Résultat de segmentation obtenu avec la méthode des contours actifs 3D (visualisé avec le logiciel Anatomist). (a) : coupe axiale, (b) : coupe sagittale, (c) : coupe coronale.*

Ces résultats sont très satisfaisants visuellement. Cependant, le travail d'évaluation des méthodes de calibration spatiale présenté dans le chapitre 2 a montré que cette méthode de segmentation introduisait un biais dans l'estimation du volume de l'objet d'intérêt. Lors d'expériences menées sur ce même fantôme d'évaluation, nous avons comparé la méthode de segmentation utilisant les contours actifs avec un algorithme semi-automatique multi-échelle de ligne de partage des eaux [Olsen 97]. Ce dernier utilise également l'information de gradient pour segmenter l'image. Les volumes estimés par ces deux algorithmes étaient inférieurs au volume estimé par la segmentation manuelle et au volume théorique. Une étude plus approfondie sur le comportement des méthodes de segmentation utilisées et notamment concernant le critère image serait nécessaire. La raison de ce biais réside vraisemblablement dans l'utilisation de l'information de gradient, sachant que la taille de l'objet à segmenter est très petite.

En conclusion, la méthode de segmentation par contours actifs 3D fournit des résultats satisfaisants visuellement de façon automatique pour l'ellipsoïde à segmenter. Il serait intéressant de comparer ces résultats avec une méthode de contours actifs 3D utilisant d'autres informations dans l'image comme la texture par exemple.



Chapitre 2

Analyse d'images échographiques par approche statistique

Dans ce chapitre, nous nous intéressons à l'analyse des images échographiques. Après avoir présenté la spécificité du bruit présent dans les images échographiques, nous exposons les principes des méthodes d'analyse de texture. Nous proposons ensuite une approche statistique qui permet de modéliser l'information de texture et nous l'appliquons au problème du recalage rigide monomodal. Enfin, nous décrivons les résultats obtenus et les perspectives de ce travail.

2.1 Nature des images ultrasonores

Nous avons vu dans l'introduction portant sur l'échographie 2D que le phénomène d'interférence aléatoire provoque un bruit particulier que l'on appelle speckle. Ce speckle est une source importante d'informations car il exprime l'organisation spatiale des éléments réflecteurs de la zone étudiée. On a ainsi déjà pu voir que l'analyse du speckle pouvait permettre d'estimer un mouvement dans une séquence d'images. Les propriétés statistiques du speckle sont liées à celles des diffuseurs présents dans le milieu observé. Vinayak Dutt a étudié différentes modélisations statistiques du speckle suivant le nombre de diffuseurs et leur répartition spatiale [Dutt 95]. Ces formulations ont été obtenues en modélisant le signal échographique défini par son amplitude (ou enveloppe) A et sa fréquence de transmission w_0 : $s(t) = Ae^{jw_0t}$. Ces modélisations dépendent de deux paramètres : la cohérence et le nombre de diffuseurs présents dans le milieu imagé. Les diffuseurs sont appelés diffuseurs cohérents lorsque leur espacement est périodique de période $\frac{\lambda}{2}$, où λ représente la longueur d'onde. Les diffuseurs sont incohérents lorsqu'ils sont positionnés aléatoirement dans les tissus observés. Les ondes réfléchies sont alors déphasées.

Quatre lois permettent de caractériser l'enveloppe du signal suivant la cohérence et le nombre de diffuseurs. Les densités de probabilité de l'amplitude de l'enveloppe de ces lois sont reportées dans le tableau 2.1. La distribution de Rayleigh permet de caractériser l'amplitude de l'enveloppe lorsque le nombre de diffuseurs par cellule de résolution est très supérieur à 10 (la taille de chaque cellule de résolution est définie par la résolution axiale et latérale de l'échographe). La distribution Rice modélise l'enveloppe pour un nombre de diffuseurs élevé avec alignement périodique. La distribution K caractérise l'enveloppe

lorsque le nombre de diffuseurs est faible. Enfin, la distribution K Homodyned permet de modéliser les images pour un nombre quelconque de diffuseurs et quelle que soit leur répartition. La figure 2.1 illustre tous les cas possibles, avec la distribution associée dans chacun des cas. Ces distributions ont été utilisées afin de caractériser l'enveloppe du signal réfléchi par certains organes : les poumons du fœtus [Ossant 01], le cœur [Clifford 93], l'abdomen et la poitrine [Liu 97].

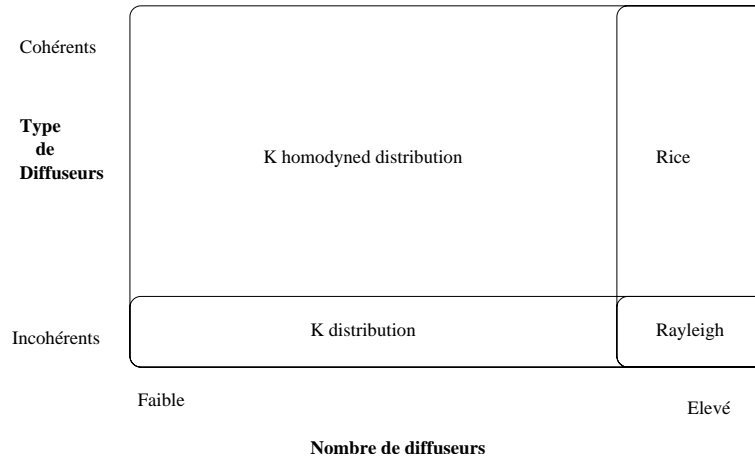


FIG. 2.1: Domaines d'application des lois de Rayleigh, Rice, K et K Homodyned suivant la cohérence et le nombre de diffuseurs présents dans le milieu observé.

La grande variation des échos reçus oblige cependant à modifier l'image en effectuant une compression logarithmique. Ce filtrage non-linéaire modifie les statistiques. Deux approches ont été proposées : la première consiste à décompresser les données pour travailler avec les distributions définies précédemment [Dutt 95, Boukerroui 00], la seconde est de modéliser le speckle à partir des données compressées [Waag 91, Dutt 96, Boukerroui 00].

Les paramètres de la compression logarithmique dépendent de l'échographe utilisé et le médecin est souvent amené à modifier le gain de compression pour visualiser différentes structures. L'inversion de la compression est alors impossible. La seconde approche est relativement complexe car l'étude des distributions telles que la distribution K Homodyned est difficile après l'étape de compression logarithmique. Il est souvent nécessaire d'approximer ces distributions. Il peut alors y avoir une accumulation d'erreurs concernant la distribution employée et l'approximation de celle-ci.

Certains tissus peuvent être caractérisés efficacement par des modèles statistiques. Cette approche de l'analyse de l'amplitude du signal est ainsi très intéressante. Toutefois, les modèles mathématiques du bruit et du signal sont complexes et difficiles d'utilisation. Ces raisons nous invitent à regarder d'autres approches et notamment l'analyse de la texture dans l'image.

TAB. 2.1: Densité de probabilité de l'amplitude de l'enveloppe pour les distributions de Rayleigh, Rice, K et K Homodyned.

Distribution	Densité de probabilité de l'amplitude de l'enveloppe
Rayleigh	$p(A) = \frac{A}{\sigma^2} e^{-\frac{A^2}{2\sigma^2}}$ avec $A > 0$
Rice	$p(A) = \frac{A}{\sigma^2} e^{-\frac{(A^2+s^2)}{2\sigma^2}} I_0 \frac{sA}{\sigma^2}$
Distribution K	$p(A) = \frac{2}{\Gamma(\mu)} \left(\frac{A}{2}\right)^\mu K_{\mu-1} \left(\frac{A\sqrt{2\mu}}{\sigma}\right)$
Distribution K Homodyned	$p(A) = \frac{1}{\sigma\Gamma(\mu)} \sqrt{\frac{2A\mu}{s\pi}} \sum_{m=0}^{+\infty} \left\{ \frac{\Gamma(1/2+m)}{m!\Gamma(1/2-m)} \left(\frac{-\sigma^2}{sA\mu}\right)^m \left(\frac{ s-A \sqrt{\mu}}{\sigma\sqrt{2}}\right)^{\mu+m-1/2} K_{\mu+m-1/2} \left(\frac{ s-A \sqrt{2\mu}}{\sigma}\right) \right\}$

2.2 Analyse de texture

2.2.1 Contexte

La notion de texture est très importante en imagerie ultrasonore. En échographie, l'analyse de texture s'est révélée être un outil intéressant pour la caractérisation des tissus. Malgré l'utilisation de paramètres d'acquisition différents modifiant l'enveloppe de l'image, l'analyse de texture a été largement utilisée, notamment pour différencier des tissus sains de tissus pathologiques.

Le terme de texture est couramment employé pour décrire une propriété naturelle de la surface d'un objet qui se traduit dans une image par une zone présentant une organisation spatiale locale homogène. La texture est liée au mode de perception visuelle de l'homme et ne présente aucune définition précise et exacte. Toutefois, une définition intéressante a été proposée par Unser [Unser 84] en regroupant trois notions fondamentales qui sont la stationnarité, la notion d'échelle et la perception de l'observateur : *“Une texture est une région d'image pour laquelle il existe une fenêtre de dimension réduite telle qu'une observation au travers de celle-ci se traduise par une impression visuelle identique pour toutes les positions envisageables par translation à l'intérieur de la région considérée”*.

Le domaine de l'analyse de texture en traitement d'images est vaste et les applications très variées : la segmentation, la classification, la reconnaissance de formes et la caractérisation. En échographie, on peut notamment citer les travaux suivants [Muzzolini 93, Boukerroui 00, Chen 01a] pour la segmentation d'images échographiques, et [Lachmann 92, Kerut 00, Rakebrandt 00, Lefebvre 00, Christodoulou 03] pour la caractérisation et la classification de tissus.

2.2.2 Méthodes d'analyse de texture

De nombreuses méthodes d'analyse de texture ont été proposées depuis une vingtaine d'années. Nous décrirons brièvement dans cette section les principales approches d'analyse de texture. Pour plus de détails, nous renvoyons le lecteur aux travaux suivants : [Reed 93, Vautrot 96, Randen 99, Boukerroui 00].

Les méthodes statistiques Les méthodes statistiques consistent à caractériser la distribution spatiale des niveaux de gris en fonction de mesures statistiques. On peut citer parmi cette famille de méthodes les approches par histogrammes (les descripteurs de texture utilisés peuvent être les différents moments de la distribution estimée), la fonction d'autocorrélation, les histogrammes somme et différence. La méthode statistique de référence a été proposée par Julesz [Julesz 62] et développée par Haralick [Haralick 73]. Il s'agit des matrices de cooccurrence.

Une matrice de cooccurrence est définie pour un couple distance/angle (d, θ) . Les coefficients $P_{d,\theta}(i, j)$ de la matrice représentent la probabilité d'avoir un pixel de niveau de gris i et un autre de niveau de gris j situé à une distance d du premier selon un angle θ . Ces matrices sont calculées pour des distances discrètes et des orientations prédéfinies ($\theta = 0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ$). À partir de ces matrices, Haralick *et al.* ont défini 14 descripteurs de texture. Cette méthode constitue une méthode de référence dans le domaine de l'analyse de la texture mais demeure coûteuse en temps de calcul et en espace mémoire.

Approches par modèles Ces approches sont paramétriques et consistent à trouver un modèle qui permet d'analyser et de synthétiser la texture. Il s'agit alors d'estimer les paramètres du modèle de sorte que la texture synthétisée soit la plus semblable possible de la texture analysée. Les modèles stochastiques tels les champs de Markov et les modèles auto-régressifs 2D sont les plus utilisés. On peut noter la présence parmi ces approches par modèle de méthodes reposant sur la théorie fractale. Le modèle fractal a notamment été utilisé avec succès pour la classification d'images échographiques du foie [Wu 92].

Filtrage spatio-temporel L'analyse de texture par la transformée de Fourier discrète est peu efficace car les descripteurs de texture sont calculés à partir de la densité spectrale de puissance. Ainsi, l'information de phase n'est plus prise en compte et une grande partie de l'information est perdue. Pour pallier à cela, des méthodes de filtrage spatio-temporel ont été proposées. Ces méthodes reposent sur des recherches faites en psychophysiologie concernant le système visuel humain [Perona 90]. Les filtres de Gabor ont été très utilisés en analyse de texture. Le principe de ces filtres sera détaillé dans la section 2.2.3. Une autre approche très efficace est la transformée en ondelettes [Mallat 89]. Cette transformée permet une bonne localisation à la fois en fréquence et en espace. La transformée en ondelettes a notamment été utilisée en échographie pour la classification des tissus myocardiques [Mojsilovic 97] et en analyse et segmentation d'images ultrasonores du foie [Yoshida 98, Mojsilovic 98].

2.2.3 Approche proposée

Descripteurs de texture Dans un premier temps, nous avons choisi d'utiliser un banc de filtres de Gabor pour analyser la texture des images échographiques pour sa simplicité algorithmique et son efficacité avérée en analyse d'images dans le cas général [Jain 91, Dunn 94, Paragios 02], mais également pour les images échographiques [Chen 01a]. Une fonction de Gabor 2D se définit comme une fonction gaussienne modulée par une onde sinusoïdale :

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma_x\sigma_y} e^{-\left(\frac{x^2}{2\sigma_x^2} + \frac{y^2}{2\sigma_y^2}\right)} e^{j2\pi(xf_{x_0} + yf_{y_0})} \quad (2.1)$$

avec σ_x et σ_y l'écart-type selon x et y de la fonction gaussienne et f_{x_0} et f_{y_0} les fréquences spatiales de la modulation. Ce filtre passe-bas orienté a une réponse impulsionnelle complexe. La fréquence centrale f_0 est donnée par $\sqrt{f_{x_0}^2 + f_{y_0}^2}$, l'orientation θ par $\arctan\left(\frac{f_{x_0}}{f_{y_0}}\right)$ et la largeur de bande par σ_x et σ_y .

Nous allons maintenant nous intéresser à la formulation 3D de ces filtres. Dans ce cas, on doit prendre en compte un autre paramètre d'orientation ϕ . De plus, on utilise en pratique la réponse impulsionnelle d'un banc de filtre de Gabor symétrique. Pour $(\theta, \phi) = (0, 0)$, celle-ci est donnée par :

$$h(x, y, z) = e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x^2}{\sigma_x^2} + \frac{y^2}{\sigma_y^2} + \frac{z^2}{\sigma_z^2}\right)} \times \cos(2\pi(f_{x_0}x + f_{y_0}y + f_{z_0}z)) \quad (2.2)$$

Les autres orientations sont obtenues par rotation du système de coordonnées. Dans le cas bidimensionnel, [Jain 91] propose d'utiliser cinq fréquences différentes et quatre orienta-

tions. Pour le cas tridimensionnel, on utilise également cinq fréquences mais treize orientations différentes : $f \in \{\frac{\sqrt{2}}{2^6}, \frac{\sqrt{2}}{2^5}, \frac{\sqrt{2}}{2^4}, \frac{\sqrt{2}}{2^3}, \frac{\sqrt{2}}{2^2}\}$, $\theta \in \{0, \frac{\pi}{4}, \frac{\pi}{2}, \frac{3\pi}{2}\}$ et $\phi \in \{0, \frac{\pi}{4}, \frac{\pi}{2}, \frac{3\pi}{2}\}$, θ et ϕ représentent les angles de rotation autour des axes z et y respectivement. À partir des réponses obtenues après le filtrage, il est nécessaire de définir des descripteurs de texture. Grigorescu a comparé différents descripteurs basés sur le filtre de Gabor [Grigorescu 02]. Une solution simple consiste à calculer le module de la réponse de chaque filtre. Dans [Rousseau 03a], nous avons utilisé un banc de filtre de Gabor pour extraire l'information de texture. Cependant, l'analyse de texture par filtrage de Gabor utilise un nombre important de descripteurs. Ainsi, il devient très difficile de traiter des volumes de données importants.

Une approche très intéressante pour la discrimination de texture a été proposée par Bigün *et al.* [Bigün 91] et repris récemment dans le domaine de la segmentation par Rousson *et al.* [Rousson 03]. Il s'agit de considérer le tenseur de structure («structure tensor» en anglais) qui est défini de la façon suivante :

$$J_\rho = K_\rho * (\nabla I \nabla I^T) = \begin{pmatrix} K_\rho * I_x^2 & K_\rho * I_x I_y \\ K_\rho * I_x I_y & K_\rho * I_y^2 \end{pmatrix} \quad (2.3)$$

où K_ρ est un noyau gaussien d'écart-type ρ , I l'image considérée et les indices x et y dénotent les dérivées partielles de I . Rousson *et al.* utilisent les trois composantes du tenseur de structure et l'intensité pour caractériser la texture à une échelle donnée. En 2D, on obtient donc un vecteur descripteur de taille 4 ($u = (I, I_x^2, I_y^2, I_x I_y)$) et en 3D, un vecteur de taille 7 ($u = (I, I_x^2, I_y^2, I_z^2, I_x I_y, I_x I_z, I_y I_z)$), pour une échelle donnée. Pour analyser efficacement la texture de l'image, nous utilisons comme pour le filtrage de Gabor, cinq échelles : $\rho \in \{1, 2, 4, 8, 16\}$.

Modélisation statistique Nous présentons dans cette section une représentation statistique de l'information de texture extraite à l'aide du tenseur de structure. Soit $\{\mathbf{x}_i\}_i$ un ensemble de n points dans R_d , un espace de dimension d . Notons $\hat{f}(\mathbf{x})$ la densité multidimensionnelle estimée calculée au point \mathbf{x} de la façon suivante :

$$\hat{f}(\mathbf{x}) = \frac{1}{nh^d} \sum_{i=1}^n K\left(\frac{\mathbf{x} - \mathbf{x}_i}{h}\right) \quad (2.4)$$

où $K(\mathbf{x})$ est le noyau utilisé et h la taille de la fenêtre. La qualité de l'estimateur à noyau de la densité est mesurée en calculant l'erreur moyenne entre la densité et son estimé. Cette erreur est minimale si on utilise un noyau d'Epanechnikov [Comaniciu 02]. L'expression de ce noyau est :

$$K_E(\mathbf{x}) = \begin{cases} \frac{1}{2}c_d^{-1}(d+2)(1 - \|\mathbf{x}\|^2) & \text{si } \|\mathbf{x}\| < 1 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (2.5)$$

où c_d est le volume de la sphère unité de dimension d .

La texture est une information de type région. Ainsi, nous exploitons un estimateur non paramétrique de la densité pour représenter pour un point donné, l'information de texture fournie par le tenseur de structure. Soit $\{r_i\}_{i=1, \dots, n_h}$ l'ensemble des voxels appartenant au

voisinage du voxel \mathbf{r} . Étant donné une texture u , la probabilité associée pour le voxel \mathbf{r} est donnée par :

$$\hat{p}_u(\mathbf{r}) = C_h \sum_{i=1}^{n_h} K \left(\frac{\mathbf{r} - \mathbf{r}_i}{h} \right) \delta(u - V(\mathbf{r}_i)) \quad (2.6)$$

où C_h est une constante de normalisation, δ la fonction de Kronecker. La valeur de la texture u est un vecteur et $V(\mathbf{r}_i)$ est le vecteur caractéristique de la texture pour le voxel \mathbf{r}_i considéré. La densité \hat{p} est calculée en utilisant une formulation par histogramme. Plus les voxels sont loin du voxel considéré, plus leur poids assigné par le noyau K est faible. Cette propriété améliore la robustesse de l'estimation.

Associée à la procédure du «Mean-Shift» [Fukunaga 75]¹, cette formulation non paramétrique a été utilisée par Comaniciu *et al.* pour effectuer une tâche de suivi dans une séquence d'images [Comaniciu 03], du filtrage et de la segmentation d'images [Comaniciu 02]. Comaniciu *et al.* ont utilisé cette modélisation statistique pour les niveaux de gris et la couleur. Guo *et al.* ont appliqué cette formulation non paramétrique pour la segmentation d'images en utilisant l'information de texture extraite par des filtres de Gabor [Guo 00].

Nous proposons d'utiliser cette approche statistique pour modéliser l'information de texture dans le cadre d'une application de recalage monomodal de volumes échographiques.

2.3 Application en Recalage

2.3.1 Motivations

La procédure de recalage consiste à trouver la transformation qui permet de faire correspondre deux images. Classiquement, une des deux images est considérée comme image de référence et l'autre image subit une transformation afin de minimiser l'expression suivante [Barillot 99] :

$$\arg \min_{\theta \in \Theta} \Delta(\Phi_{\theta}(\Omega_s) - \Omega_d) \quad (2.7)$$

où Ω_s et Ω_d sont les deux structures homologues extraites des images I_s et I_d , $\Phi_{\theta \in \Theta}$ la transformation calculée, ($\theta \in \Theta$) l'ensemble des paramètres de la transformation, Δ la fonction de similarité et Ψ la méthode d'optimisation utilisée. Il est alors nécessaire de définir les quatre critères suivants :

- les structures homologues : ce sont des informations extraites des images caractérisées par leur dimension intrinsèque (point, contour, surface, volume, etc.), par la dimension de leur espace d'évolution et par leur nature (marqueurs externes, références anatomiques, caractéristiques de l'image, etc.),
- le type de transformation, linéaire (transformation rigide, affine, etc.) ou non-linéaire (champs denses de déformation),
- la fonction de similarité, qui peut être de nature très variée : utilisation d'une géométrie extrinsèque (cadre de stéréotaxies, marqueurs externes etc.), utilisation de

¹Le mean-shift est une procédure itérative qui permet d'atteindre les modes de la densité considérée en utilisant le gradient de la densité estimée.

critères euclidiens (distances, aires, volumes) pour des structures homologues obtenues à partir de segmentations (surfaces etc.), utilisation de l'intensité dans l'image (mesures de flot optique, information mutuelle, calculs de corrélation etc.),

- la méthode d'optimisation (approches quadratiques, stochastiques, optimisation exhaustive, etc.).

Le recalage d'images médicales 3D monomodales est une étape clef afin de visualiser et de quantifier les changements temporels anatomiques et physiologiques. Le recalage d'images cérébrales a fait l'objet de nombreux travaux. Toutefois, alors que l'imagerie ultrasonore est bien adaptée pour étudier d'autres parties du corps humain (le cœur, l'abdomen, les vaisseaux sanguins etc.), peu d'études se sont focalisées sur le problème du recalage d'images échographiques étant donné le faible intérêt que représente cette modalité pour le domaine de l'imagerie cérébrale. D'un autre côté, l'extension des techniques existantes pour l'échographie n'est pas direct compte tenu de qualité relativement médiocre des images ultrasonores. De plus, ces dernières sont intrinsèquement des mesures bidimensionnelles de l'organe étudié. Ces différents facteurs expliquent le manque de travaux concernant le recalage d'images ultrasonores.

Comme nous l'avons vu précédemment, l'échographie est une modalité d'imagerie flexible et peu coûteuse, non-invasive, d'une innocuité quasi-totale et temps réel. Le principal inconvénient de l'échographie est lié à son caractère bidimensionnel. La visualisation de la troisième dimension s'effectue mentalement en acquérant une série de plans de coupe. Ceci empêche un réel suivi du patient et des études quantitatives précises [Fenster 01]. Le but de l'échographie 3D est d'éliminer la subjectivité et la non-réutilisabilité inhérentes à l'échographie 2D, de permettre d'effectuer des études quantitatives plus précises et d'obtenir de nouveaux modes de visualisation. Le recalage de données échographiques est intéressant pour deux raisons. Premièrement, le recalage permet d'effectuer une composition de plusieurs volumes («spatial compounding», voir la partie sur l'échographie 3D) et réduire ainsi le bruit dans les images. De plus, cette composition de plusieurs volumes permet souvent une meilleure visualisation de l'organe étudié [Gee 03b]. Deuxièmement, le recalage de différentes données ultrasonores autorise la comparaison d'une série d'exams d'un même patient.

Les structures homologues utilisées pour le recalage d'images médicales sont principalement les marqueurs externes, les amers anatomiques, les repères de type contour ou surface et directement le niveau de gris de l'image. Les méthodes reposant sur l'utilisation de marqueurs externes supposent l'organe étudié non déformable et une transformation spatiale fixe entre l'anatomie et les marqueurs. De telles approches semblent inadaptées à l'échographie (étude du cœur, mouvement de l'abdomen etc.). Les méthodes utilisant des repères internes nécessitent une étape de segmentation au préalable. En raison de la qualité médiocre des images échographiques, cette étape de segmentation est difficile et peu fiable. Les méthodes reposant sur la luminance des voxels fournissent actuellement le meilleur cadre pour le recalage d'images échographiques. De plus, ne dépendant pas d'une procédure de segmentation, ces méthodes sont les plus enclines à être totalement automatiques.

Le recalage en imagerie ultrasonore reste encore problématique de par la nature des images [Pluim 03]. En effet, la réflexion du faisceau ultrasonore se fait sur des interfaces des tissus ayant des impédances acoustiques différentes. L'imagerie ultrasonore permet de vi-

sualiser des changements d'impédances. Dans la section suivante, nous nous intéressons aux méthodes basées sur la luminance qui ont été appliquées pour le recalage en échographie. Nous verrons que ces méthodes ne sont pas adaptées à la nature intrinsèque des images ultrasonores et qu'il est par conséquent important de prendre en compte la spécificité des ces images pour une application telle que le recalage.

2.3.2 Méthodes basées sur la luminance

Peu de méthodes basées sur la luminance ont été proposées pour le recalage en échographie. La flexibilité reconnue de ces méthodes [Maintz 98] est très intéressante pour l'imagerie ultrasonore. Les trois principales fonctions de similarité qui ont été utilisées en échographie sont le calcul de corrélation sur les niveaux de gris [Xiao 02] ou les gradients [Rohling 98b], les mesures de flot optique [Pratikakis 01, Pratikakis 03] et enfin l'information mutuelle sur l'intensité des images [Shekhar 02].

En échographie, l'intensité d'un tissu varie suivant le point de vue utilisé. Typiquement, l'hypothèse utilisée dans la formulation du flot optique n'est pas respectée. Cette hypothèse stipule l'invariance de la luminance d'un point physique entre deux images. Les méthodes n'utilisant que l'information de luminance ne sont pas adaptées à la nature des images échographiques. Ainsi, il est souvent nécessaire de filtrer les données [Shekhar 02] ou d'introduire des estimateurs robustes dans la formulation du recalage [Pratikakis 01]. Cependant, nous avons vu que même si la qualité des images ultrasonores est relativement médiocres, ces images contiennent des informations de texture importantes. L'intérêt de cette approche de traitement des images par analyse de texture a déjà été démontré dans le domaine de la segmentation par exemple [Boukerroui 99, Chen 01a]. Pour illustrer ce point de vue, considérons deux images présentées dans la figure 2.2. Les moyennes des niveaux de gris de ces deux images sont égales. Chacune est bruitée par un bruit multiplicatif suivant une loi de Rayleigh. On peut distinguer dans chaque image deux zones distinctes. Pour chaque zone, la variance du bruit est différente. Ces deux images ont été créées avec les mêmes paramètres. La transformation qui permet de mettre en correspondance les deux images est égale à l'identité. Nous nous retrouvons dans le même cas que pour l'analyse d'images ultrasonore. La texture est approximativement identique, mais la luminance d'un point physique entre deux images n'est pas identique.

La figure 2.3 présente trois histogrammes joints calculés à partir de ces deux images. Ces histogrammes permettent de visualiser la précision du recalage en utilisant comme mesure de similarité l'information mutuelle. La figure 2.3(a) illustre l'histogramme joint recherché, c'est à dire lorsque les volumes sont parfaitement recalés, dans le cas où l'information de luminance est pertinente. Cet histogramme a été obtenu en n'utilisant qu'une seule image et en considérant la transformation identité. L'histogramme joint (b) a été calculé en considérant les deux images synthétiques et la transformation identité. On peut voir très nettement que dans ce cas, l'information de luminance n'est pas pertinente. Le troisième histogramme joint a été calculé avec les deux images lissés par un filtre médian (solution proposée dans [Shekhar 02] pour améliorer la robustesse de leur méthode) en considérant la transformation identité. Même dans ce cas, la mesure de l'information mutuelle ne permet pas de recalage des deux images.

Ainsi, il semble très important et intéressant de considérer l'information de texture de l'image dans le cadre du recalage en échographie. Nous détaillons dans la prochaine

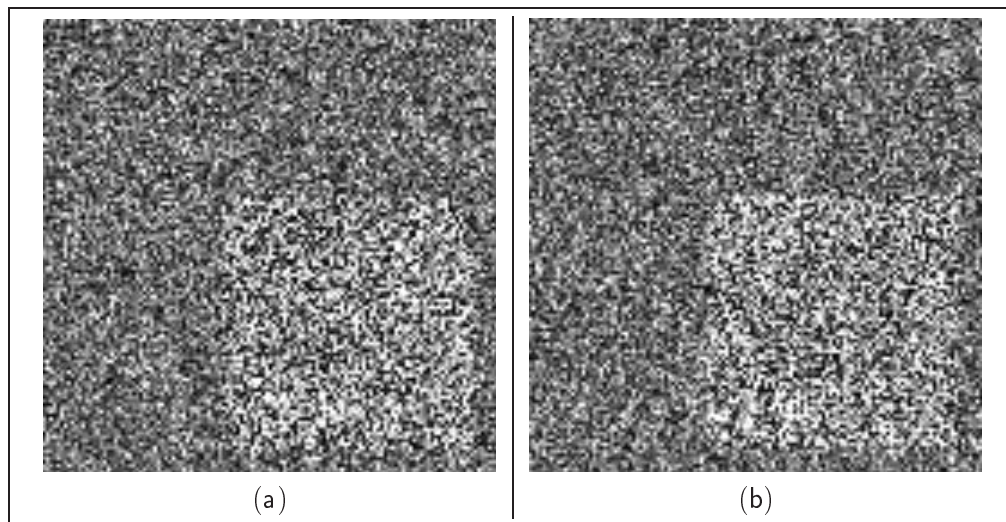


FIG. 2.2: Images synthétiques bruitées par du speckle suivant une loi de Rayleigh. Il y a deux zones distinctes correspondant à deux valeurs de σ distinctes.

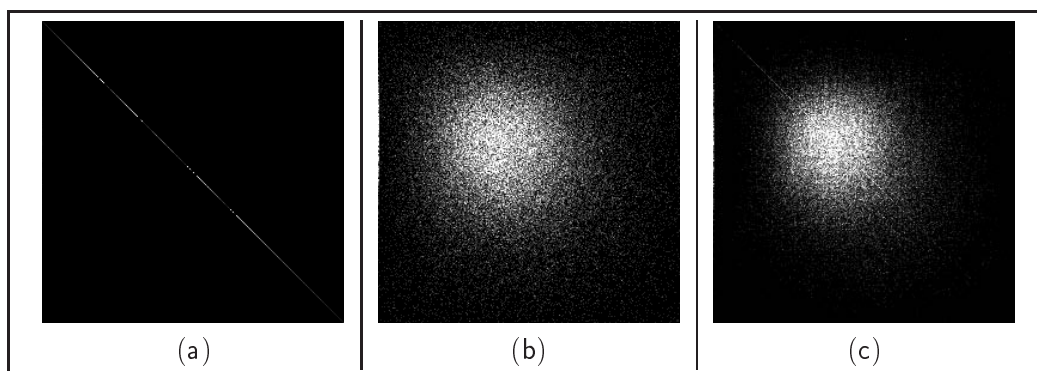


FIG. 2.3: Histogramme joint. (a) histogramme joint obtenu en considérant une seule image avec la transformation identité (le recalage est optimal), (b) histogramme joint obtenu pour les deux images texturées en considérant la transformation identité, (c) même cas que (b) en lissant les images par un filtre médian 3×3 .

section la mesure de similarité que nous proposons afin d'utiliser l'analyse de texture pour le recalage.

2.3.3 Mesure de similarité utilisant la distance de Hellinger

L'information de texture est extraite à l'aide du tenseur de structure. Nous utilisons une modélisation statistique pour représenter cette information. La mesure de similarité proposée repose sur cette représentation et sur le coefficient de Bhattacharyya, qui ont déjà été utilisés avec succès dans le cadre du filtrage et de la segmentation d'images couleur par Comaniciu *et al.* [Comaniciu 02].

Coefficient de Bhattacharyya Étant données les distributions calculées à partir des descripteurs de texture, nous définissons une fonction de similarité reposant sur le coefficient de Bhattacharyya. Ce coefficient a été très utilisé afin d'évaluer des distances entre distributions de probabilités. Considérons deux distributions p et q , pour les voxels \mathbf{r} et \mathbf{r}' respectivement, le coefficient de Bhattacharyya $\rho(p(\mathbf{r}), q(\mathbf{r}'))$ est défini de la façon suivante :

$$\rho(p(\mathbf{r}), q(\mathbf{r}')) = \int \sqrt{p_{\mathbf{z}}(\mathbf{r})q_{\mathbf{z}}(\mathbf{r}')} dz \quad (2.8)$$

où \mathbf{z} représente le descripteur de texture utilisé. Plus ce coefficient est grand, plus les deux distributions sont similaires.

Hypothèse d'indépendance des descripteurs Pour chaque voxel, la taille du descripteur de texture est relativement importante. Sachant que le comportement des estimateurs à noyaux pour les espaces de grande dimension n'est plus satisfaisant, nous supposons que les caractéristiques de texture extraites sont indépendantes, pour toutes les échelles considérées. Dans ce cas, la densité complète pour un voxel s'écrit de la façon suivante :

$$p_{\mathbf{z}}(\mathbf{r}) = \prod_{i=1}^{n_t} p_{z_i}(\mathbf{r}) \quad (2.9)$$

où n_t est la taille du vecteur descripteur de texture, z_i représente la i^{eme} composante caractérisant la texture. Ainsi, chaque caractéristique peut être analysée séparément et associée à une densité de probabilité monodimensionnelle. Le coefficient de Bhattacharyya est alors donné par :

$$\rho(p(\mathbf{r}), q(\mathbf{r}')) = \prod_{i=1}^{n_t} \rho(p_{z_i}(\mathbf{r}), q_{z_i}(\mathbf{r}')) \quad (2.10)$$

Mesure de similarité À partir du coefficient de Bhattacharyya, la fonction de similarité entre deux voxels \mathbf{r} et \mathbf{r}' est finalement définie de la manière suivante :

$$d(\mathbf{r}, \mathbf{r}') = 1 - \rho(p(\mathbf{r}), q(\mathbf{r}')) \quad (2.11)$$

D'autres mesures statistiques ont été utilisés dans le domaine du recalage et notamment la divergence de Kullback [Viola 97]. Cependant, contrairement au coefficient de Bhattacharyya et à la divergence de Kullback, cette mesure est une distance (ou métrique), c'est à dire qu'elle vérifie les trois conditions suivantes :

- $\forall \hat{p}, \hat{q}$ deux distributions de probabilités, $\rho(\hat{p}, \hat{q}) = \rho(\hat{q}, \hat{p})$,
- $\forall \hat{p}, \hat{q}$ deux distributions de probabilités, $\rho(\hat{p}, \hat{q}) = 0 \iff \hat{p} = \hat{q}$,
- l'inégalité triangulaire : $\forall \hat{p}, \hat{q}, \hat{r}$ trois distributions de probabilités, $\rho(\hat{p}, \hat{q}) \leq \rho(\hat{p}, \hat{r}) + \rho(\hat{r}, \hat{q})$.

Cette métrique est également appelée distance de Hellinger [DacunhaCastelle 94]. Pour plus détails sur cette mesure statistique, on pourra se référer à [Swain 91] pour une interprétation géométrique et aux travaux [Djouadi 90, Kailath 67] pour sa relation avec la mesure d'information de Fisher et ses formes explicites pour plusieurs distributions.

Cette fonction de similarité décrit la richesse de l'information de texture dans un cadre probabiliste et peut être directement exploitée pour le recalage de volumes ultrasonores.

2.3.4 Recalage Rigide

Dans cette section, nous présentons un cadre multirésolution robuste pour le recalage rigides d'images échographiques. Tout d'abord, nous détaillerons le modèle paramétrique de déformation que l'on veut estimer. Ensuite, le problème de recalage sera présenté comme un problème de minimisation robuste reposant sur la fonction de similarité statistique intégrant l'information de texture. Enfin, nous exposerons la stratégie incrémentale adoptée pour l'estimation des paramètres du modèle de déformation.

2.3.4.1 Modèle paramétrique déformation

Nous considérons un modèle paramétrique affine prenant en compte quatre types de transformations : translation, rotation, facteurs d'échelle et torsion. Nous utilisons pour cela un modèle paramétrique à 12 paramètres :

$$v_{\theta}(\mathbf{r}) = A(\mathbf{r})\theta \quad (2.12)$$

où $v_{\theta}(\mathbf{r})$ représente le vecteur de déplacement pour le voxel $\mathbf{r} = (x_r, y_r, z_r)$:

$$v_{\theta}(\mathbf{r}) = \begin{pmatrix} a_0 + a_3x_r + a_4y_r + a_5z_r \\ a_1 + a_6x_r + a_7y_r + a_8z_r \\ a_2 + a_9x_r + a_{10}y_r + a_{11}z_r \end{pmatrix}$$

et $\theta = (a_0, \dots, a_{11})^T$, le vecteur à 12 paramètres à estimer.

2.3.4.2 Formulation robuste

Recaler deux volumes échographiques revient à estimer les paramètres θ du modèle qui minimisent une distance calculée sur l'ensemble des voxels considérés. Très simplement, cette distance globale est égale à la somme des fonctions de similarité statistiques intégrant l'information de texture. Afin de prendre en compte des données aberrantes, nous introduisons dans le schéma de minimisation des estimateurs robustes [Hellier 00, Pratikakis 01]. Le problème du recalage revient à résoudre le problème de minimisation suivant :

$$\hat{\theta} = \arg \min_{\theta} \sum_{\mathbf{r}} \alpha (1 - \rho(p(\mathbf{r}), q(\mathbf{r} + v_{\theta}(\mathbf{r}))) \quad (2.13)$$

où α est un M-estimateur. L'estimation robuste est alors formulée comme une minimisation de moindres carrés pondérés alternée :

$$\hat{\theta} = \arg \min_{\theta} \sum_{\mathbf{r}} w_r \|1 - \rho(p(\mathbf{r}), q(\mathbf{r} + v_{\theta}(\mathbf{r}))\|^2 \quad (2.14)$$

w_r est une variable auxiliaire appelée «poids», calculée à partir de la fonction d'influence $\beta(x) = \alpha'(x)/x$ associée au M-estimateur α considéré. La minimisation s'effectue de manière alternée. Lorsque les variables auxiliaires sont fixées, le problème est équivalent à un problème des moindres carrés pondérés. Lorsque les paramètres du modèle de déformation sont estimés, les valeurs des variables auxiliaires sont actualisées. Dans notre cas, nous avons utilisé un estimateur de Cauchy.

2.3.4.3 Stratégie de minimisation incrémentale

Nous utilisons une stratégie incrémentale pour résoudre le problème de la minimisation des moindres carrés pondérés. Considérant un jeu de paramètres estimé courant $\hat{\theta}_k$, nous souhaitons estimer un petit incrément tel que : $\theta = \hat{\theta}_k + \Delta\theta_k$. Cette formulation incrémentale implique une linéarisation du critère quadratique autour de l'estimé courant afin d'obtenir une estimation de l'incrément $\Delta\theta_k$.

La linéarisation du coefficient de Bhattacharyya s'exprime de façon suivante :

$$\rho(p(\mathbf{r}), q(\mathbf{r} + v_{\theta+\Delta\theta}(\mathbf{r}))) = \rho(p(\mathbf{r}), q(\mathbf{r} + v_{\theta}(\mathbf{r}))) + B^T \cdot \Delta\theta \quad (2.15)$$

où

$$B = \left. \frac{d\rho(p(\mathbf{r}), q(\mathbf{r} + v_{\theta+\Delta\theta}(\mathbf{r})))}{d\Delta\theta} \right|_{\Delta\theta=0}$$

En utilisant une formulation de type moindres carrés, la solution incrémentale de l'équation (2.14) s'écrit sous la forme suivante :

$$\hat{\Delta\theta} = \left(\sum_{\mathbf{r}} w_r B B^T \right)^{-1} \sum_{\mathbf{r}} w_r (1 - \rho(p(\mathbf{r}), q(\mathbf{r} + v_{\theta}(\mathbf{r})))) B \quad (2.16)$$

L'expression de B est détaillée en annexe B.

Les notations sont les suivantes :

- $p(\mathbf{r})$ la densité multidimensionnelle estimée au voxel \mathbf{r} du volume de référence,
- $q(\mathbf{r})$ la densité multidimensionnelle estimée au voxel \mathbf{r} du volume subissant la transformation affine,
- $v_{\theta}(\mathbf{r})$ représente le vecteur de déplacement pour le voxel \mathbf{r} ,
- w_r la variable auxiliaire utilisée lors de l'optimisation alternée,

La procédure de minimisation est arrêtée lorsque l'estimé de l'incrément est inférieure à un certain seuil.

2.3.4.4 Schéma multirésolution

Pour améliorer la robuste de la procédure de minimisation, nous exploitons les caractéristiques des descripteurs de texture utilisés. Comme pour les filtres de Gabor, le tenseur de structure fournit des descripteurs de texture pour une échelle donnée. Les stratégies de multirésolution consistent à raffiner un estimé connu des paramètres du modèle de déformation. Cet estimé provient de l'estimation précédente, effectuée à une échelle plus grande. Lors de l'analyse de texture du volume considéré, cinq échelles sont utilisées : $\{1, 2, 4, 8, 16\}$ (voir section 2.2.3). Ainsi, le schéma multirésolution est composé de cinq étapes, l'estimation des paramètres du modèle de déformation se déroulant pour une échelle fixe.

2.3.5 Résultats

L'approche statistique proposée pour le recalage rigide de volumes ultrasonores a été testé sur des volumes synthétiques et des volumes réels déformés. La taille de ces volumes est égale à $128 \times 128 \times 64$. Pour évaluer la précision du recalage, nous étudions les paramètres affines estimés par rapport aux paramètres utilisés. L'erreur moyenne est calculée pour le vecteur translation et la matrice incluant les rotations, les facteurs d'échelle et les torsions.

2.3.5.1 Volumes synthétiques

Les deux volumes synthétiques ont été générés de la même façon que les images présentées par la figure 2.2. 50 initialisations différentes ont été testées. Les domaines d'initialisation pour les translations, rotations, échelles et torsion sont respectivement les suivants : $\pm 15 \text{ pixels}$, $\pm 30^\circ$, $\pm 30\%$ et $\pm 30^\circ$ [Shekhar 02]. Dans 6% des cas, l'algorithme n'a pas convergé. L'erreur moyenne calculée en rejetant ces 6% est égale à 0.34 voxels pour les translations et 0.11 pour la matrice incluant les rotations, les facteurs d'échelle et les torsions.

2.3.5.2 Volumes réels déformés

Les trois volumes réels que nous avons utilisés sont des volumes reconstruits à partir de séquences d'images de carotide. À partir d'un volume de référence, un volume déformé est généré en appliquant une déformation de type thin-plate splines.

Déformation du volume par thin-plate splines Bookstein propose une méthode algébrique pour décrire les déformations spécifiées par deux ensembles de points homologues de l'espace euclidien [Bookstein 89]. Cette méthode produit une fonction d'interpolation f qui transforme le premier ensemble de points, l'ensemble source, sur le second, l'ensemble cible. Nous utilisons cette transformation pour déformer un volume de référence.

Soit $\mathcal{P} = \{P_i(x_i, y_i, z_i), i = 1, \dots, n\}$ l'ensemble des points source dans l'espace euclidien et $\mathcal{V} = \{V_i = (x'_i, y'_i, z'_i), i = 1, \dots, n\}$ l'ensemble des points cible. Soit $r_{ij} = |P_i - P_j|$ la distance euclidienne entre deux points source P_i et P_j . Alors la fonction f est la somme de deux termes : une partie affine déterminant son comportement à l'infini et une partie

non linéaire qui est asymptotiquement horizontale :

$$f(x, y, z) = a_1 + a_x x + a_y y + a_z z + \sum_{j=1}^n w_j U(|P_j - (x, y, z)|) \quad (2.17)$$

où

- la fonction de base U est la solution fondamentale de l'équation biharmonique $\Delta^2 U = \delta(0, 0, 0)$, δ désignant la fonction de Kronecker. La fonction U est dépendante de la dimension de son espace de définition. Ainsi, en 3D, la fonction U est $U(r) = |r|$, tandis que $U(r) = r^2 \ln r$ en 2D et $U(r) = |r|^3$ en 1D ;
- les coefficients $\mathbf{a} = (a_1, a_x, a_y, a_z)^t$ et $\mathbf{w} = (w_1, w_2, \dots, w_n)^t$ sont les solutions du système linéaire :

$$\begin{cases} \mathbf{K}\mathbf{w} + \mathbf{P}\mathbf{a} = \mathbf{v} \\ \mathbf{P}^t \mathbf{w} = 0 \end{cases}, \quad (2.18)$$

où la matrice \mathbf{K} est une matrice $n \times n$ de terme général $(U(r_{ij}))_{1 \leq i, j \leq n}$, la matrice \mathbf{P} est définie par l'ensemble des points source :

$$\mathbf{P} = \begin{pmatrix} 1 & x_1 & y_1 & z_1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & x_n & y_n & z_n \end{pmatrix}, \quad (2.19)$$

et \mathbf{v} est un vecteur contenant une coordonnée de l'ensemble cible. Par exemple, $\mathbf{v} = (x'_1, \dots, x'_n)$, ce qui implique que (2.17) doit être exprimée pour $f_x(x, y, z)$, $f_y(x, y, z)$ et $f_z(x, y, z)$, et que le système (2.18) doit être résolu pour chacune des trois coordonnées x' , y' et z' .

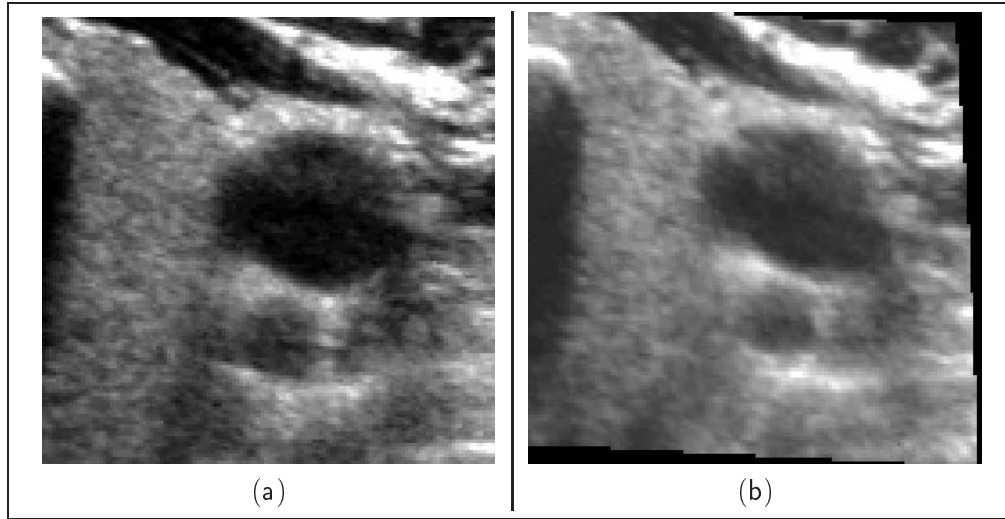


FIG. 2.4: Déformation d'un volume en utilisant les thin plate splines. (a) : volume original, (b) : volume déformé.

Afin de déformer le volume ultrasonore, nous générons à partir d'un premier ensemble de points en forme de cube, un ensemble de points cible tirés aléatoirement. La figure 2.4

illustre l'effet d'une telle déformation sur un volume échographique. Cette transformation globale permet de simuler de petites déformations non rigides inhérentes à l'acquisition des images échographiques.

Résultats Le domaine d'initialisation des paramètres du modèle affine est identique à celui de l'expérience précédente. Pour les trois volumes testés, le taux de convergence de l'algorithme est égal à 92%. L'erreur moyenne pour les translations est égale à 0.97 et à 0.15 pour la matrice incluant les trois autres types de déformations. La figure 2.5 illustre de façon quantitative les résultats obtenus. Sur cette figure sont présentées les différences entre un volume de référence et ce volume déformé, avant et après l'étape de recalage rigide. Même en présence de déformations, la transformation affine est correctement estimée. Le recalage rigide permet d'estimer les paramètres de translation, de rotation, d'échelle et de torsion. Utilisant le résultat de ce recalage rigide, une procédure de recalage non rigide permettrait ici d'estimer les déformations liées au thin plate splines.

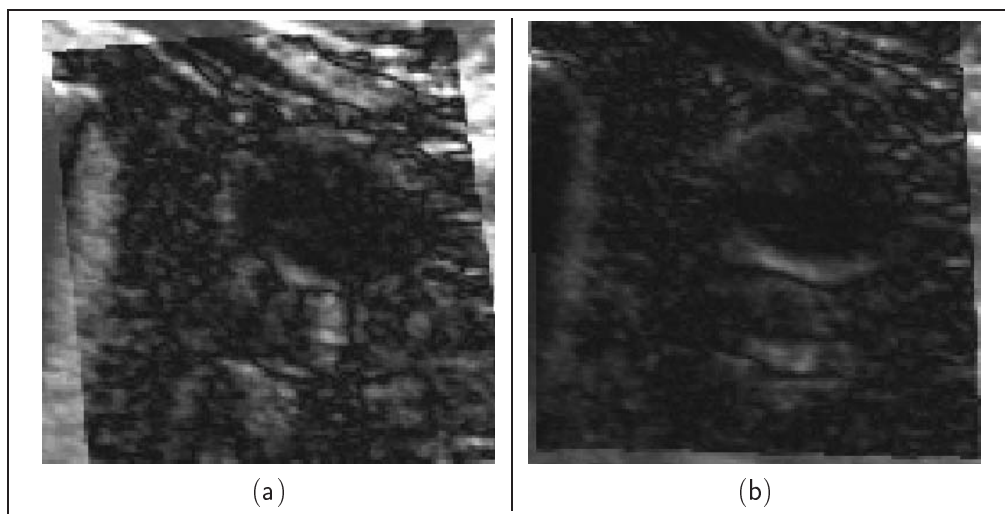


FIG. 2.5: *Différence entre le volume de référence et le volume déformé recalé, avant recalage (a) et après recalage (b).*

2.3.6 Discussion

L'approche statistique proposée pour l'analyse d'images ultrasonores a été appliquée ici dans le cadre du recalage rigide de volumes échographiques. Le tenseur de structure fournit un nombre réduit de descripteurs de texture ce qui permet de traiter des volumes de taille moyenne (128x128x64). L'information de texture est ensuite modélisée par une approche non paramétrique qui permet la caractérisation tout type de texture. Les résultats obtenus pour les deux types d'expériences sont intéressants et encourageants. Une évaluation plus approfondie est cependant nécessaire pour évaluer pleinement le comportement de l'algorithme. Le temps de calcul est encore conséquent (quelques heures) et limite l'utilisation de la méthode. Enfin, cette approche statistique intégrant l'information de texture dans un cadre formalisé peut être utilisée dans le cadre du filtrage et la segmentation d'images et de volumes ultrasonores. Associée à l'algorithme du «Mean Shift», cette approche peut

également être utilisée dans le cadre du recalage non rigide monomodal pour l'imagerie ultrasonore.

Conclusion

Dans cette partie, nous avons tout d'abord présenté une méthode de segmentation par contours actifs 3D. Les forces extérieures sont définies à partir des gradients dans l'image 3D. Cette méthode de segmentation utilisant des outils devenus classiques nous a permis de segmenter l'ellipsoïde utilisé lors de l'évaluation des méthodes de calibration spatiale. Les résultats obtenus sont visuellement très satisfaisants. Cependant, ce type de méthode a introduit un biais lors de l'estimation du volume de l'ellipsoïde. Une évaluation de la méthode menée sur le deuxième ellipsoïde permettrait vraisemblablement de mieux connaître la précision atteignable avec ce type de méthode.

Dans un second temps, nous nous sommes intéressés à l'analyse des images échographiques. Après avoir détaillé les caractéristiques du bruit présent en imagerie ultrasonore, nous avons présenté des méthodes d'analyse de texture qui permettent de mieux caractériser les images échographiques. Nous avons retenu le tenseur de structure pour ses capacités et le faible nombre de descripteurs utilisés. Une modélisation statistique a permis de prendre en compte ces informations particulières de texture et a été appliquée pour le problème du recalage rigide monomodal de volumes échographiques. Les expériences menées ont montré l'intérêt de la méthode et l'intérêt de la prise en compte de l'information de texture.

Conclusion générale et perspectives

Nous nous sommes intéressés dans ce travail de thèse aux problèmes de calibration et d'analyse d'images pour l'échographie 3D main-libre. Dans ce contexte, la qualité de la procédure d'acquisition des images est primordiale. La qualité de la procédure d'acquisition dépend de la précision du système de localisation et la qualité de l'estimation des paramètres de calibration. La localisation précise des images ultrasonores dans l'espace 3D est nécessaire pour des études quantitatives et de nombreuses applications (chirurgie guidée par l'image, télémédecine etc.). Ensuite, il s'agit d'exploiter au mieux les données acquises et fournir au médecin des informations fiables et pertinentes. L'exploitation et l'interprétation des données ultrasonores constituent encore une des principales difficultés pour l'échographie 3D. Les images échographiques sont très spécifiques et il est nécessaire de prendre en compte la nature de ces images afin de les exploiter au mieux. Il est également très important d'automatiser toutes les tâches liées au traitement des nombreux données acquises.

Notre contribution sur ce sujet se décline en plusieurs points :

- l'évaluation de la précision de systèmes de localisation magnétique et la comparaison de ce type de système avec une méthode basée sur le calcul de pose,
- l'élaboration d'une méthode de calibration spatiale simple, robuste et automatique reposant sur l'utilisation d'un fantôme plan,
- l'évaluation de trois méthodes de calibration en utilisant trois critères distincts et l'analyse des paramètres extérieurs sur l'estimation des paramètres de calibration,
- l'élaboration d'une méthode de calibration temporelle utilisant des mouvements quelconques de la sonde pour estimer la latence du système échographique 3D,
- une modélisation statistique de l'information de texture pour l'analyse d'images échographiques, appliquée au problème du recalage rigide.

En premier lieu, nous avons étudié la précision de deux systèmes de localisation de type magnétique. Dans le cadre de l'échographie 3D main-libre, le capteur de position est fixé sur la sonde échographique. Le système de localisation fournit la position du capteur dans l'espace 3D. Le principal inconvénient des systèmes de type magnétique est leur sensibilité aux perturbations électromagnétiques provoquées par la présence d'objets métalliques. L'étude que nous avons menée montre qu'en prenant les précautions nécessaires pour éviter ces perturbations, la précision de ces systèmes pour une distance séparant le capteur du transmetteur inférieure à 1m est de l'ordre de 1.5mm. La comparaison effectuée avec la méthode par calcul de pose a montré que la précision de ces deux types de méthodes sont similaires. Il est alors intéressant de fusionner les informations provenant des deux systèmes

afin d'obtenir un système de localisation hybride robuste profitant des avantages des deux méthodes.

Dans un second temps, nous nous sommes intéressés au problème de la calibration d'un système échographique main-libre. Afin de conserver la flexibilité et la simplicité de ces systèmes, la méthode de calibration spatiale proposée repose sur l'utilisation d'un fantôme de type plan. La projection du plan dans l'image correspond à une droite. L'étape d'extraction de la droite d'intérêt repose sur l'utilisation de la transformée de Hough. Une analyse spatio-temporelle des paramètres de la droite extraite permet d'améliorer la robustesse de la méthode. Les paramètres de calibration sont estimés en minimisant la distance entre l'ensemble des points d'intérêt extraits et le plan.

Une évaluation de différentes méthodes de calibration spatiale a ensuite été menée afin de quantifier la qualité d'estimation des paramètres de calibration. Des expériences sur séquences synthétiques ont montré l'intérêt de la méthode proposée et l'influence de paramètres extérieurs sur l'estimation des paramètres de calibration. Pour les séquences réelles, des critères de localisation d'un point, de mesures de distances et de volumes ont été utilisés. Cette étude complexe a montré l'importance de l'étape de calibration pour des études quantitatives reproductibles. Le fantôme industriel utilisé, dédié à l'évaluation des méthodes de calibration, a permis de quantifier la précision du système dans des conditions se rapprochant des conditions hospitalières. Les résultats obtenus ont été satisfaisants sachant que l'objet d'étude était très petit. Cette étude a montré que l'utilisation du fantôme plan engendrait une légère sous estimation des facteurs d'échelle. Un nouveau fantôme plan simple intégrant une nouvelle contrainte géométrique, de type filaire par exemple, permettrait vraisemblablement une meilleure estimation de ces paramètres d'échelle.

Nous avons ensuite abordé le problème de la calibration temporelle. Il s'agit d'estimer la latence du système, c'est-à-dire le décalage temporel entre l'acquisition des images et l'acquisition des signaux de positions fournis par le système de localisation. L'approche proposée ne nécessite pas de mouvements particuliers de la sonde. Cependant, les estimations obtenues à partir de séquences d'oscillation sont plus fiables. Dans le cas où la calibration temporelle est nécessaire, il convient donc d'utiliser des séquences simples.

Dans un troisième temps, nous nous sommes intéressés aux problèmes d'analyses d'images échographiques. Le bruit de speckle est très présent et de par la formation des images échographiques, l'information de luminance seule n'est pas suffisante. Il convient alors d'intégrer des descripteurs de texture dans la modélisation des images. Nous avons proposé une approche statistique non paramétrique qui prend en compte la texture de l'image. Cette approche a été appliquée pour le problème de recalage rigide de volumes échographiques. Les résultats obtenus sont encourageants. Il convient d'étudier de manière plus approfondie le comportement de la méthode pour valider pleinement cette approche. Ce type de modélisation peut être utilisé pour d'autres types de traitement des images, notamment la suppression de bruit et la segmentation. Associée à l'algorithme du «Mean Shift», cette approche peut servir de base pour un algorithme de suivi ou de recalage non rigide.

L'échographie 3D est une modalité d'imagerie prometteuse et ouvre la voie à de nombreuses applications. Cependant, il est nécessaire d'améliorer la simplicité et la flexibilité de cette modalité afin d'entrevoir de nouveaux outils et de faciliter son utilisation dans un contexte clinique. Concernant la phase d'acquisition, nous pourrions compenser automatiquement des artefacts tels que le bouger du patient ou son mouvement respiratoire durant

l'examen. Il serait également intéressant de considérer la pression exercée par la sonde sur la partie du patient observée. De plus, l'exploitation des données demeure problématique. De nouvelles techniques de segmentation, de recalage, de réalité augmentée, de reconstruction et de visualisation doivent être développées dans le but de fournir aux médecins les informations pertinentes. L'apport de la troisième dimension permet d'effectuer un réel suivi du patient. Associée à des techniques de modélisation, l'échographie 3D apporterait de nouvelles informations utiles pour la chirurgie assistée (plannings et simulations) et l'analyse de données physiologiques.

Annexes



Annexe A

Intersection du plan avec une image ultrasonore

Représentation d'un plan

L'équation d'un plan 3D peut s'écrire sous la forme :

$$ax + by + cz + d = 0$$

Avec la contrainte, $a^2 + b^2 + c^2 = 1$, le vecteur \mathbf{v} de coordonnées (a,b,c) normal au plan est de plus unitaire. Pour un point M du plan, on a :

$$\overrightarrow{OM} \cdot \mathbf{v} + d = 0$$

Le point “.” dans l'équation précédente désigne un produit scalaire. $-d$ est la projection de \overrightarrow{OM} sur le vecteur \mathbf{v} , $|d|$ est la distance de l'origine O à ce plan. Un plan est donc décrit par un couple formé d'un vecteur et d'un scalaire. Soit le même plan décrit dans un autre repère :

$$\overrightarrow{O'M'} \cdot \mathbf{v}' + d' = 0 \quad (\text{A.1})$$

Le changement de repère (rotation et translation) donne :

$$\overrightarrow{O'M'} = \mathbf{R}\overrightarrow{OM} + \mathbf{t} \quad (\text{A.2})$$

$$\mathbf{v}' = \mathbf{R}\mathbf{v} \quad (\text{A.3})$$

En injectant les équations A.2 et A.3 dans A.1 (M' appartient au plan), on obtient :

$$(\mathbf{R}\overrightarrow{OM} + \mathbf{t}) \cdot (\mathbf{R}\mathbf{v}) + d' = 0 \quad (\text{A.4})$$

Or, la rotation conserve le produit scalaire, ainsi :

$$(\mathbf{R}\overrightarrow{OM}) \cdot (\mathbf{R}\mathbf{v}) = \overrightarrow{OM} \cdot \mathbf{v}$$

On obtient donc finalement en développant l'équation A.4 l'expression de \mathbf{v}' et d' :

$$\mathbf{v}' = \mathbf{R}\mathbf{v} \quad (\text{A.5})$$

$$d' = d - (\mathbf{R}\mathbf{v}) \cdot \mathbf{t} \quad (\text{A.6})$$

Dans le cadre de la calibration spatiale

Le problème de la calibration spatiale peut se formuler de la façon suivante :

$$\mathbf{x}_t = T_t T_r S \mathbf{x}_r, \text{ avec } \mathbf{x}_r = \begin{pmatrix} u \\ v \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (\text{A.7})$$

avec S une matrice diagonale avec $S(1,1) = s_x$ et $S(2,2) = s_y$, les deux facteurs d'échelle considérés. $T_t = (\mathbf{R}_t, \mathbf{t}_t)$ est la transformation qui permet le passage du repère du capteur au repère du transmetteur, et $T_r = (\mathbf{R}_r, \mathbf{t}_r)$, la transformation qui permet le passage du repère de l'image au repère associé au capteur.

Le plan est estimé dans le repère du transmetteur. On souhaite le projeter dans chaque image de la séquence échographique. Il faut effectuer le passage du repère du transmetteur celui du capteur, puis du capteur à celui de l'image.

Passage du repère Transmetteur au repère Capteur

Lors du passage du transmetteur au capteur, on effectue une rotation et une translation. On va donc obtenir d'après ce qui précède :

$$\mathbf{v}' = \mathbf{R}_t^{-1} \mathbf{v}$$

$$d' = d - (\mathbf{R}_t^{-1} \mathbf{v}) \cdot \mathbf{t}_t^{-1}$$

où (\mathbf{v}', d') est le couple représentant le plan dans le repère du capteur. Or on a : $\mathbf{R}_t^{-1} = \mathbf{R}_t^t$ et $\mathbf{t}_t^{-1} = -\mathbf{R}_t^t \mathbf{t}_t$. On obtient donc :

$$\mathbf{v}' = \mathbf{R}_t^t \mathbf{v}$$

$$\begin{aligned} d' &= d - (\mathbf{R}_t^t \mathbf{v}) \cdot (-\mathbf{R}_t^t \mathbf{t}_t) \\ &= d + \mathbf{v} \mathbf{t}_t \end{aligned}$$

Passage du repère Capteur au repère Image

Considérons tout d'abord la transformation qui permet de passer du repère du capteur à celui de l'image, sans prendre en compte les facteurs d'échelle. On a :

$$\begin{aligned} d'' &= d' + \mathbf{v}' \mathbf{t}_r \\ &= d + \mathbf{v} \mathbf{t}_t + \mathbf{R}_t^t \mathbf{v} \mathbf{t}_r \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \mathbf{v}'' &= \mathbf{R}_r^t \mathbf{v}' \\ &= \mathbf{R}_r^t \mathbf{R}_t^t \mathbf{v} \end{aligned}$$

Il faut maintenant prendre en compte le changement d'échelle. Dans le cas général, en passant d'un repère A à un repère B par une matrice de changement d'échelle S , le nouveau

vecteur normal au plan dans le repère B est le vecteur normal dans le repère A multiplié par S^{-1} . Dans notre cas, on passe du repère image au repère du capteur en multipliant par la matrice S . Donc si \mathbf{v}'' est le vecteur normal au plan dans le repère image sans prendre en compte les facteurs d'échelle et si \mathbf{v}''' est le vecteur normal au plan dans le repère image en tenant compte des facteurs d'échelle, on a $\mathbf{v}''' = S\mathbf{v}''$. L'expression complète de \mathbf{v}''' est :

$$\begin{aligned}\mathbf{v}''' &= \mathbf{S}\mathbf{v}'' \\ &= \mathbf{S}\mathbf{R}_r^t\mathbf{R}_t^t\mathbf{v}\end{aligned}$$

Annexe B

Stratégie de minimisation incrémentale pour le recalage rigide

Pendant la phase d'optimisation robuste, les poids sont fixés :

$$\hat{\theta} = \arg \min_{\theta} \sum_{\mathbf{r} \in \mathcal{R}} w_{\mathbf{r}} \|1 - \rho(p(\mathbf{r}), q(\mathbf{r} + v_{\theta}(\mathbf{r}))\|^2 \quad (\text{B.1})$$

\mathcal{R} représente l'ensemble de tous les voxels du volume considéré. On veut linéariser cette equation. Pour cela, on utilise un développement de Taylor du coefficient de Bhattacharyya :

$$\rho(p(\mathbf{r}), q(\mathbf{r} + v_{\theta+\Delta\theta}(\mathbf{r}))) = \rho(p(\mathbf{r}), q(\mathbf{r} + v_{\theta}(\mathbf{r}))) + \left. \frac{d\rho(p(\mathbf{r}), q(\mathbf{r} + v_{\theta+\Delta\theta}(\mathbf{r})))}{d\Delta\theta} \right|_{\Delta\theta=0} \cdot \Delta\theta \quad (\text{B.2})$$

Soit la texture \mathbf{z} , un vecteur de dimension n_t : $\mathbf{z} = (z_1, \dots, z_{n_t})$. Nous avons supposé que les caractéristiques de texture extraites sont indépendantes, pour toutes les échelles considérées. Ainsi, la densité complète pour un voxel \mathbf{r} s'écrit de la façon suivante :

$$p_{\mathbf{z}}(\mathbf{r}) = \prod_{i=1}^{n_t} p_{z_i}(\mathbf{r}) \quad (\text{B.3})$$

Le coefficient de Bhattacharyya s'écrit alors : $\rho(p(\mathbf{r}), q(\mathbf{r}')) = \prod_{i=1}^{n_t} \rho(p_{z_i}(\mathbf{r}), q_{z_i}(\mathbf{r}'))$. Pour chaque caractéristique de texture, l'information est modélisée en utilisant un estimateur non-paramétrique de densité. Le coefficient de Bhattacharyya s'écrit alors de la façon suivante :

$$\rho(p(\mathbf{r}), q(\mathbf{r}')) = \prod_{i=1}^{n_t} \sum_{j=1}^{n_q} \sqrt{p_{u_{ij}}(\mathbf{r}) q_{u_{ij}}(\mathbf{r}')} \quad (\text{B.4})$$

où n_q représente le nombre de quantification utilisé pour chaque densité.

On pose $B = \left. \frac{d\rho(p(\mathbf{r}), q(\mathbf{r} + v_{\theta + \Delta\theta}(\mathbf{r})))}{d\Delta\theta} \right|_{\Delta\theta=0}$.

$$B = \left. \frac{d}{d\Delta\theta} \left(\prod_{i=1}^{n_t} \sum_{j=1}^{n_q} \sqrt{p_{u_{ij}}(\mathbf{r}) q_{u_{ij}}(\mathbf{r} + v_{\theta + \Delta\theta}(\mathbf{r}))} \right) \right|_{\Delta\theta=0} \quad (\text{B.5})$$

La dérivation du coefficient de Bhattacharyya nous donne l'expression suivante pour B :

$$B = \sum_{i=1}^{n_t} \left(\sum_{j=1}^{n_q} \left. \frac{d\sqrt{p_{u_{ij}}(\mathbf{r}) q_{u_{ij}}(\mathbf{r} + v_{\theta + \Delta\theta}(\mathbf{r}))}}{d\Delta\theta} \right|_{\Delta\theta=0} \prod_{k \neq i} \sum_{j=1}^{n_q} \sqrt{p_{u_{kj}}(\mathbf{r}) q_{u_{kj}}(\mathbf{r} + v_{\theta + \Delta\theta}(\mathbf{r}))} \right) \quad (\text{B.6})$$

or :

$$\left. \frac{d\sqrt{p_{u_{ij}}(\mathbf{r}) q_{u_{ij}}(\mathbf{r} + v_{\theta + \Delta\theta}(\mathbf{r}))}}{d\Delta\theta} \right|_{\Delta\theta=0} = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{p_{u_{ij}}(\mathbf{r})}{q_{u_{ij}}(\mathbf{r} + v_{\theta}(\mathbf{r}))} \frac{dq_{u_{ij}}(\mathbf{r} + v_{\theta + \Delta\theta}(\mathbf{r}))}{d\Delta\theta}} \Big|_{\Delta\theta=0} \quad (\text{B.7})$$

Il faut maintenant calculer le terme suivant : $\left. \frac{dq_{u_{ij}}(\mathbf{r} + v_{\theta + \Delta\theta}(\mathbf{r}))}{d\Delta\theta} \right|_{\Delta\theta=0}$. La probabilité d'avoir la composante u_{ij} au voxel $\mathbf{r} + v_{\theta + \Delta\theta}(\mathbf{r})$ est donnée par :

$$q_{u_{ij}}(\mathbf{r} + v_{\theta + \Delta\theta}(\mathbf{r})) = C_h \sum_{l=1}^{n_h} k \left(\left\| \frac{\mathbf{r} + v_{\theta + \Delta\theta}(\mathbf{r}) - \mathbf{r}_l}{h} \right\|^2 \right) \delta(u_{ij} - T(\mathbf{r}_l)) \quad (\text{B.8})$$

δ représente la fonction de Kronecker, C_h est une constante de normalisation qui vaut : $C_h = \frac{1}{\sum_{i=1}^{n_h} k \left(\left\| \frac{\mathbf{r} + v_{\theta + \Delta\theta}(\mathbf{r}) - \mathbf{r}_l}{h} \right\|^2 \right)}$.

La dérivée de densité $q_{u_{ij}}$ pour le voxel $\mathbf{r} + v_{\theta + \Delta\theta}(\mathbf{r})$ s'écrit comme suit :

$$\begin{aligned} \left. \frac{dq_{u_{ij}}(\mathbf{r} + v_{\theta + \Delta\theta}(\mathbf{r}))}{d\Delta\theta} \right|_{\Delta\theta=0} &= C_h \sum_{l=1}^{n_h} \frac{2}{h^2} k' \left(\left\| \frac{\mathbf{r} + v_{\theta + \Delta\theta}(\mathbf{r}) - \mathbf{r}_l}{h} \right\|^2 \right) \\ &\quad (\mathbf{r} + v_{\theta + \Delta\theta}(\mathbf{r}) - \mathbf{r}_l)^T \left. \frac{d(\mathbf{r} + v_{\theta + \Delta\theta}(\mathbf{r}) - \mathbf{r}_l)}{d\Delta\theta} \right|_{\Delta\theta=0} \delta(u_{ij} - T(\mathbf{r}_l)) \end{aligned} \quad (\text{B.9})$$

Or on a : $A(\mathbf{r}) = \left. \frac{d(\mathbf{r} + v_{\theta + \Delta\theta}(\mathbf{r}) - \mathbf{r}_l)}{d\Delta\theta} \right|_{\Delta\theta=0}$. De plus, en considérant le noyau d'Epanechnikov, on a :

$$\left. \frac{dq_{u_{ij}}(\mathbf{r} + v_{\theta + \Delta\theta}(\mathbf{r}))}{d\Delta\theta} \right|_{\Delta\theta=0} = \frac{2C_h}{h^2} \sum_{l=1}^{n_h} (\mathbf{r} + v_{\theta + \Delta\theta}(\mathbf{r}) - \mathbf{r}_l)^T A(\mathbf{r}) \delta(u_{ij} - T(\mathbf{r}_l)) \quad (\text{B.10})$$

Finalement, on obtient l'expression suivante pour B :

$$B = \sum_{i=1}^{n_t} D_i \cdot E_i \quad (\text{B.11})$$

avec :

$$D_i = \sum_{j=1}^{n_c} \left(\frac{C_h}{h^2} \sqrt{\frac{p_{u_{ij}}(\mathbf{r})}{q_{u_{ij}}(\mathbf{r} + v_\theta(\mathbf{r}))}} \sum_{l=1}^{n_h} (\mathbf{r} + v_{\theta+\Delta\theta}(\mathbf{r}) - \mathbf{r}_l)^T A(\mathbf{r}) \delta(u_{ij} - T(\mathbf{r}_l)) \right) \quad (\text{B.12})$$

et

$$E_i = \prod_{k \neq i} \sum_{j=1}^{n_c} \sqrt{p_{u_{kj}}(\mathbf{r}) q_{u_{kj}}(\mathbf{r} + v_{\theta+\Delta\theta}(\mathbf{r}))} \quad (\text{B.13})$$

Lors de la phase d'optimisation, pour un θ donné, on cherche le $\Delta\theta$ optimal :

$$\hat{\Delta\theta} = \arg \min_{\Delta\theta} \sum_r w_r \|1 - \rho(p(r), q(r + v_{\theta+\Delta\theta}(r)))\|^2 \quad (\text{B.14})$$

Après linéarisation, on a :

$$\hat{\Delta\theta} = \arg \min_{\Delta\theta} \sum_r w_r \|1 - \rho(p(r), q(r + v_\theta(r))) - B^T \cdot \Delta\theta\|^2 \quad (\text{B.15})$$

En appliquant une formulation de type moindres carrés, on obtient l'expression de $\hat{\Delta\theta}$ suivante :

$$\hat{\Delta\theta} = \left(\sum_r w_r B B^T \right)^{-1} \sum_r w_r (1 - \rho(p(r), q(r + v_\theta(r)))) B \quad (\text{B.16})$$

La procédure de minimisation est arrêtée lorsque l'estimé de l'incrément est inférieure à un certain seuil.

Table des figures

1.1	<i>Phénomène de réfraction [Berson 00].</i>	19
1.2	<i>Influence de la forme de l'interface sur le phénomène de réfraction (image tirée de [Coussement 95]).</i>	20
1.3	<i>Phénomène de diffusion (image tirée de [Coussement 95]).</i>	21
1.4	<i>Faisceau (image tirée de [Coussement 95]).</i>	22
1.5	<i>Faisceau d'une onde plane. (a), cas où le point M s'écarte de l'axe; (b), Diagramme de rayonnement (figures tirées de [Patat 00]).</i>	23
1.6	<i>Influence de la taille de l'ouverture sur la taille des zones de Fresnel et Fraunhofer (figures tirées de [Patat 00]).</i>	23
1.7	<i>Résolution axiale [Berson 00].</i>	26
1.8	<i>Largeur minimale R du faisceau (figure tirée de [Patat 00]).</i>	27
1.9	<i>Exemples d'images échographiques obtenues avec une sonde linéaire. (a): coupe d'une carotide, (b): coupe d'un bras.</i>	28
2.1	<i>Exemples d'images échographiques 3D : (a) visage et pied d'un fœtus; (b) colonne vertébrale d'un fœtus (images provenant du site internet de Medison).</i>	35
2.2	<i>Sondes échographiques : (a) sonde linéaire; (b) sonde convexe; (c) sonde 3D (figures provenant du site internet de Acuson). Ces trois sondes sont constituées de 192 transducteurs.</i>	35
2.3	<i>Systèmes mécaniques : (a) translation; (b) rotation; (c) éventail (figures tirées de [Rohling 98a]).</i>	36
2.4	<i>Système main-libre : un capteur de localisation (ici, de type optique) est fixé sur la sonde.</i>	37
2.5	<i>Erreurs intervenant pour les systèmes de type main-libre [Treece 03].</i>	39
1.1	<i>Illustrations des différents systèmes de localisation.</i>	48
2.1	<i>(a) : Système magnétique DC «Flock of Bird» d'Ascension Technology; (b) : Système magnétique AC «Fastrak» de Polhemus.</i>	52
2.2	<i>Environnement de travail dans lequel a été menée l'évaluation de la précision des systèmes de localisation magnétiques.</i>	53
2.3	<i>(a) : Distribution des points utilisés dans l'espace de travail (dimension : 40 . 40 . 30 (cm)); (b) : Exemple de trajectoire fournies par un système de repérage magnétique (en cm).</i>	54

2.4	<i>Répétabilité mesurées pour les positions sur les trois axes ((a) et (b)) et répétabilité mesurée pour les trois orientations ((c) et (d)); abscisse : distance entre le capteur et le transmetteur, ordonnée : écart-type en cm pour les positions et en degré pour les orientations. (a) et (c) : Flock of Bird; (b) et (d) : Fastrak.</i>	56
2.5	<i>Évaluation de la répétabilité en utilisant le critère ΔD ((a) : Flock of bird et (b) : Fastrak); abscisse : distance entre le capteur et le transmetteur (cm), ordonné : valeur de ΔD (cm).</i>	57
2.6	<i>Évaluation de la précision par mesure de distance. Abscisse : distance mesurée, ordonnée : différence entre la distance calculée à partir des données du robot (vérité terrain) et la distance calculée à partir des données du système de localisation évalué. ((a) : Flock of bird et (b) : Fastrak).</i>	58
2.7	<i>Reproductibilité pour les positions (en haut) et orientations (en bas), superposées sur le comportement théorique. (a) : Flock of bird et (b) : Fastrak.</i>	62
2.8	<i>Les différents repères qui interviennent pour estimer la précision de localisation d'un point d'une image dans l'espace du transmetteur.</i>	62
2.9	<i>Évolution de l'erreur de localisation d'un point P en fonction de sa distance au capteur magnétique. Les valeurs sont données en mm, pour le Fastrak.</i>	63
2.10	<i>Expérience de Detmer pour évaluer la précision d'un système de localisation. Il s'agit d'acquérir plusieurs mesures pour un seul point P. La position de P est fixe mais inconnue. La distance D entre P et le capteur est également fixe.</i>	64
2.11	<i>Échantillon de différentes positions du bras du robot, vu par la caméra.</i>	68
2.12	<i>En haut : déplacement en translation (cm) et en rotation (degré) effectués par le bras du robot. En bas : erreurs en translation (cm) et en rotation (degré) du système magnétique et de la méthode par calcul de pose. L'erreur commise en moyennant les deux informations est indiquée en magenta. En abscisse, l'indice des mesures (15 mesures ont été effectuées pour les translations et 35 pour les rotations).</i>	69
1.1	<i>Repères utilisés pour la calibration spatiale : R_i (image), R_r (récepteur), R_t (transmetteur), R_c (fantôme).</i>	78
1.2	<i>Fantôme de type «point d'intersection». (a) : schéma du fantôme; (b) : image ultrasonore du point d'intersection (image tirée de [Prager 98]).</i>	80
1.3	<i>Fantôme composé de trois fils orthogonaux. (a) : schéma du fantôme; (b) : image ultrasonore d'un fil (image tirée de [Prager 98]).</i>	81
1.4	<i>(a) : fantôme développé par Bouchet; (b) : images ultrasonores correspondantes (figures tirées de [Bouchet 01]).</i>	82
1.5	<i>Fantôme développé par Henry constitué d'un ensemble de points formant un triangle (image tirée de [Henry 97]).</i>	83
1.6	<i>(a) : fantôme développé par Sato; (b) : image ultrasonore du fantôme; (c) : repérage du fantôme dans l'espace 3D à l'aide d'un système de localisation optique (figures tirée de [Sato 98]).</i>	84
1.7	<i>(a) : fantôme plan; (b) : image ultrasonore du fantôme (image tirée de [Prager 98]).</i>	85

1.8	<i>Fantôme spécifique développé à l'université de Cambridge (image extraite de [Prager 97]).</i>	86
1.9	<i>Interface de Stradx. (a) : interface graphique pour visualiser la détection des lignes dans la région d'intérêt et le plan estimé ; (b) : panneau de contrôle pour les paramètres de calibration spatiale.</i>	87
1.10	<i>(a) : fantôme multimodal utilisé par Blackall; (b) : image ultrasonore et IRM du fantôme (images extraites de [Blackall 00]).</i>	88
1.11	<i>Protocole d'acquisition des données pour la méthode de calibration «sans fantôme» (image tirée de [Muratore 01]).</i>	88
1.12	<i>Fantôme plan utilisé : il s'agit d'une plaque de plexiglass collée au fond d'un bac, l'air séparant la plaque du bac permet de diminuer les artefacts dans les images.</i>	92
1.13	<i>Les six mouvements à effectuer lors de l'acquisition d'une séquence d'images pour la calibration spatiale : trois translations et trois rotations [Prager 97].</i>	92
1.14	<i>Images extraites de séquences ultrasonores réelles (sonde linéaire et sonde convexe).</i>	93
1.15	<i>Points d'intérêt extraits dans les images en utilisant un seuillage sur la luminance et l'information de gradient (pour des séquences acquises avec une sonde linéaire et avec une sonde curvilinéaire).</i>	94
1.16	<i>Exemple d'image où les échos parasites sont plus fort que la ligne correspondant au plan du fantôme (sonde convexe).</i>	95
1.17	<i>(a) : Droite dans l'espace cartésien, ρ est la distance de l'origine du repère à la droite et θ représente l'angle entre la normale à la droite et l'axe des x. Ici, $\rho = 10$ et $\theta = 30$ degrés. (b) : courbes dans l'espace de Hough associées aux points rouges appartenant à la droite.</i>	96
1.18	<i>Droites détectées par la transformée de Hough pour trois images successives acquises avec une sonde convexe. (a) et (c) détection correcte; (b) détection incorrecte, la droite doit être rejetée.</i>	97
1.19	<i>Approximation par B-spline pour $k=1,2,4,10$ de la courbe d'évolution des paramètres (a) $\frac{\cos \theta}{\sin \theta}$ et (b) $\frac{-\rho}{\sin \theta}$ des droites extraites pour tout une séquence.</i>	99
1.20	<i>(a) et (b) : Approximation par B-spline (en vert) de la courbe d'évolution des paramètres (a) $\frac{\cos \theta}{\sin \theta}$ et (b) $\frac{-\rho}{\sin \theta}$ des droites extraites (en bleu). (c) et (d) : Différence entre le signal d'origine et le signal filtré ((c) : $\frac{\cos \theta}{\sin \theta}$ et (d) : $\frac{-\rho}{\sin \theta}$). Les points rouges représentent les images rejetées en utilisant le test statistique avec $\alpha = 0.05$.</i>	100
1.21	<i>Les différentes étapes pour l'extraction et la sélection des points d'intérêt.</i>	102
1.22	<i>Différents estimateurs avec leur fonction d'influence associée.</i>	105
1.23	<i>Évolution du paramètre σ pour une séquence synthétique, (a) : séquence non bruitée, (a) : séquence bruitée.</i>	107
1.24	<i>Récapitulation de la procédure d'optimisation.</i>	109
2.1	<i>Images extraites d'une séquence ultrasonore synthétique, (a) : en utilisant la loi de Rayleigh, (b) : en utilisant la loi K Homodynamed.</i>	112
2.2	<i>Évolution des paramètres du système de localisation pour les séquences synthétiques. Les translations sont exprimées en cm et les rotations en degré.</i>	113

2.3	<i>Ensemble des mouvements effectués pour les séquences synthétiques, visualisé avec la fenêtre «outline» du logiciel Stradx.</i>	114
2.4	<i>Évolution des erreurs e_t, e_r et e_s en fonction du nombre de niveaux de hiérarchie appliqué, en utilisant la formulation 2D (en haut) et la formulation 3D (en bas). e_t est exprimée en mm, e_r en degré et e_s en mm/pixel.</i>	115
2.5	<i>Évolution des erreurs e_t, e_r et e_s en fonction du domaine d'initialisation testé (voir tableau 2.1), en utilisant la formulation 2D (en haut) et la formulation 3D (en bas). e_t est exprimée en mm, e_r en degré et e_s en mm/pixel.</i>	117
2.6	<i>Exemple d'insertion de droites incorrectes dans une séquence d'images synthétiques non bruitées.</i>	118
2.7	<i>Influence de l'insertion de droites aberrantes dans une séquence d'images synthétiques non bruitées sur l'estimation des paramètres de calibration. En abscisse : le pourcentage de droites aberrantes insérées, en ordonnée : l'erreur moyenne (norme L2). e_t est exprimée en mm, e_r en degré et e_s en mm/pixel. Rennes3D* et Rennes2D* sont les seules méthodes utilisant une étape d'analyse temporelle des droites extraites.</i>	119
2.8	<i>Relation entre la température de l'eau (degrés Celsius) et la vitesse du son (m/s) à la pression atmosphérique, en utilisant l'approximation de [Marczak 97].</i>	120
2.9	<i>(a) : Translation du plan dans l'image provoquée par une mauvaise estimation de la vitesse du son; (b) : Distorsions observées pour un mouvement de translation avec une sonde linéaire.</i>	122
2.10	<i>Distorsions observées pour un mouvement de rotation avec une sonde linéaire.</i>	123
2.11	<i>Distorsions observées avec une sonde convexe lorsque la vitesse du son est mal estimée.</i>	124
2.12	<i>Influence de la température de l'eau sur l'estimation des paramètres de calibration : évolution des erreurs de translation e_t, de rotation e_r, d'échelle e_s et de l'erreur sur tous les paramètres confondus e_m en fonction de la température de l'eau. En abscisse : la température de l'eau et en ordonnée : l'erreur moyenne (norme L2). e_t est exprimée en mm, e_r en degré et e_s en mm/pixel.</i>	125
2.13	<i>Influence de la précision du système de localisation sur l'estimation des paramètres de calibration. En abscisse : l'écart-type du bruit appliqué aux positions du capteur et en ordonnée : l'erreur moyenne (norme L2). e_t est exprimée en mm, e_r en degré et e_s en mm/pixel.</i>	126
2.14	<i>Fantôme de calibration pour l'échographie 3D utilisé pour l'évaluation des méthodes de calibration.</i>	129
2.15	<i>Caractéristiques géométriques du fantôme de calibration pour l'échographie 3D développé par Cirsinc.</i>	130
2.16	<i>Mouvements de la sonde utilisés pour l'acquisition des images du fantôme de calibration.</i>	131
2.17	<i>Images du fantôme de calibration contenant l'ellipsoïde d'intérêt : (a), images ultrasonores du fantôme de calibration; (b), images du fantôme obtenues avec le scanner X.</i>	132
2.18	<i>Image échographique de la bille collée sur le fond du fantôme plan.</i>	133

2.19	<i>Segmentation manuelle avec le logiciel Stradx. (a) : image ultrasonore segmentée manuellement; (b) : visualisation 3D de la segmentation manuelle sur la séquence d'images.</i>	134
2.20	<i>Images acquises pour mesurer la précision de localisation 3D du système échographique 3D (visualisation avec Stradx).</i>	138
2.21	<i>Positions moyennes de la bille pour chaque méthode de calibration. En rouge, l'acquisition du point a été réalisée avec le mélange eau-éthanol; en bleu, uniquement de l'eau.</i>	139
2.22	<i>Évolution de l'erreur de localisation du point en fonction de la profondeur; en abscisse : la profondeur utilisée (cm), en ordonnée : l'erreur de localisation (distance en mm). Stradx, Rennes3D et Rennes2D utilisent les mêmes légendes.</i>	142
2.23	<i>Distribution des résidus pour les mesures de distances (en cm).</i>	144
2.24	<i>Résultat de segmentation obtenu avec la méthode utilisant les contours actifs 3D (visualisé avec le logiciel Anatomist). (a) : coupe axiale, (b) : coupe saggitale, (c) : coupe coronale.</i>	145
2.25	<i>Résultats de l'ANOVA réalisée sur les mesures de volumes segmentés manuellement. Les groupes utilisés sont : A. Medtronic, B. Stradx-eau, C. Stradx-alcool, D. Rennes3D-eau, E. Rennes3D-alcool, F. Rennes2D-eau et G. Rennes2D-alcool. Le trait rouge représente la valeur du volume théorique.</i>	148
2.26	<i>Résultats de l'ANOVA réalisée sur les mesures de volumes segmentés à l'aide des contours actifs 3D. Les groupes utilisés sont : A. Medtronic, B. Stradx-eau, C. Stradx-alcool, D. Rennes3D-eau, E. Rennes3D-alcool, F. Rennes2D-eau et G. Rennes2D-alcool. Le trait rouge représente la valeur du volume théorique.</i>	149
2.27	<i>Volumes estimés avec la segmentation manuelle en fonction des mesures obtenues avec les contours actifs 3D. (a) : nuage de points correspondant à l'ensemble des résultats, (b) : volumes moyens estimés par chaque méthode de calibration.</i>	150
2.28	<i>Principe des deux méthodes de segmentation utilisées pour l'estimation du volume de l'ellipsoïde.</i>	151
2.29	<i>Volumes estimés manuellement par le premier expert en fonction des mesures obtenues par le second, pour deux séquences d'images (à profondeur 8cm et 10cm). Chaque point représente le résultat obtenu pour une méthode de calibration.</i>	151
2.30	<i>Résultats des mesures de volume de l'ellipsoïde pour toutes les méthodes de calibration en fonction des séquences acquises (seize au total).</i>	153
2.31	<i>Évolution des volumes estimés avec la segmentation manuelle pour les différentes méthodes de calibration (8 acquisitions). En abscisse : indice de l'acquisition, en ordonnée : le volume estimé en mL.</i>	154
2.32	<i>Évolution des volumes estimés avec la segmentation de type contours actifs pour les différentes méthodes de calibration (8 acquisitions). En abscisse : indice de l'acquisition, en ordonnée : le volume estimé en mL.</i>	155
2.33	<i>Évolution des paramètres d'échelle pour chaque méthode de calibration en fonction de la profondeur d'acquisition utilisée.</i>	159

3.1	<i>Évolution des paramètres de la droite extraite par la transformée de Hough pour une séquence d'images réelles. À gauche, l'évolution de la pente et à droite, l'évolution de l'ordonnée à l'origine. En abscisse : l'indice des images.</i>	165
3.2	<i>Évolution des positions fournies par le système de localisation tout au long de la séquence. En abscisse : l'indice des images.</i>	166
3.3	<i>Lissage du signal de référence et extraction des points de gradient nul. En haut, le signal de référence brut, en bas, ce même signal lissé sur lequel sont superposés les points extraits de gradient nul.</i>	168
3.4	<i>Création d'un signal de position synthétique (en vert) à partir d'un signal de référence (en bleu). Les points de gradient nul conservés sont indiqués en rouge.</i>	169
3.5	<i>En haut : exemple d'évolution de la fonction de coût en fonction du taux de points de \mathcal{G} conservés (t_c). En bas : la variation de la fonction de coût pour une même valeur de t_c ($t_c = 10\%$). Dans les deux cas : en abscisse, la latence exprimée en «image» et en ordonnée, la valeur de la fonction de coût.</i>	170
3.6	<i>Variation de la fonction de coût pour une même valeur de t_c ($t_c = 10\%$) en utilisant un estimateur robuste, pour plusieurs séquences synthétiques bruitées. En abscisse, la latence exprimée en «image» et en ordonnée, la valeur de la fonction de coût.</i>	171
3.7	<i>Signal de référence et signaux de translation du capteur pour une séquence de type oscillation (profondeur 8cm). Les points verts représentent les points de gradient nul du signal de référence, et sont reportés sur les signaux du système de localisation.</i>	172
3.8	<i>Images extraites d'une séquence de type oscillation, pour une profondeur de 8cm. (a) : première image de la séquence, (b) : image acquise pendant le mouvement vertical de la sonde.</i>	173
1.1	<i>Résultat de segmentation obtenu avec la méthode des contours actifs 3D (visualisé avec le logiciel Anatomist). (a) : coupe axiale, (b) : coupe saggitale, (c) : coupe coronale.</i>	187
2.1	<i>Domaines d'application des lois de Rayleigh, Rice, K et K Homodyned suivant la cohérence et le nombre de diffuseurs présents dans le milieu observé.</i>	190
2.2	<i>Images synthétiques bruitées par du speckle suivant une loi de Rayleigh. Il y a deux zones distinctes correspondant à deux valeurs de σ distinctes.</i>	198
2.3	<i>Histogramme joint. (a) histogramme joint obtenu en considérant une seule image avec la transformation identité (le recalage est optimal), (b) histogramme joint obtenu pour les deux images texturées en considérant la transformation identité, (c) même cas que (b) en lissant les images par un filtre médian 3×3.</i>	198
2.4	<i>Déformation d'un volume en utilisant les thin plate splines. (a) : volume original, (b) : volume déformé.</i>	203
2.5	<i>Différence entre le volume de référence et le volume déformé recalé, avant recalage (a) et après recalage (b).</i>	204

Liste des tableaux

1.1	<i>Paramètres acoustiques dans différents organes du corps humain, en comparaison avec ceux de l'air et de l'eau (milieux de référence) [Berson 00].</i>	18
1.2	<i>Valeurs approximatives de résolutions axiales et de profondeur maximale d'étude pour des fréquences classiques en échographie [Rohling 98a].</i>	27
1.1	<i>Comparaison des différents systèmes de repérage [Robert 99], en utilisant les critères proposés par [Burdea 93] et le coût du localisateur.</i>	49
2.1	<i>Erreur moyenne et écart-type (en cm) pour l'évaluation de la précision en translation (mesurée par le calcul de distance).</i>	58
2.2	<i>Comparaison pour la précision en translation et en orientation.</i>	60
2.3	<i>Comparaison pour la répétabilité (position et orientation), d_{tr} représente la distance entre le capteur et le transmetteur.</i>	60
2.4	<i>Coefficients de proportionnalité estimés pour les positions et les orientations, pour le Fastrak et le Flock of Bird.</i>	61
1.1	<i>Précision obtenue par Bouchet [Bouchet 01], avec une sonde abdominal (3.5MHz).</i>	83
1.2	<i>Tableau récapitulatif des différentes méthodes de calibration proposées dans la littérature, avec le matériel utilisé par chaque auteur et la précision obtenue.</i>	90
1.3	<i>Avantages et inconvénients des fantômes existants.</i>	91
2.1	<i>Domaines d'initialisation testés sur les séquences synthétiques. Pour chaque domaine, les variations des paramètres d'initialisation sont indiquées en translation, rotation et échelle. Les échantillons sont tirés suivant une loi uniforme.</i>	116
2.2	<i>Résultats de calibration pour les séquences synthétiques : l'erreur moyenne et l'écart-type sont donnés pour les paramètres de translation (mm), de rotation (en degré) et d'échelle (mm/pixel).</i>	116
2.3	<i>Évaluation de la précision de la localisation de points 3D dans l'étude de Sato [Sato 98].</i>	121
2.4	<i>Correspondance entre la précision simulée et l'écart-type du bruit sur les positions fournies par le système de localisation.</i>	126
2.5	<i>Résultats pour les mesures de distances avec les données du scanner : caractéristiques fournies par Cirsinc comparées aux résultats obtenus.</i>	134
2.6	<i>Résultats pour les mesures de volume avec les données du scanner : caractéristiques fournies par Cirsinc comparés aux résultats obtenus.</i>	135

2.7	<i>Les échantillons sont tirés suivant une loi gaussienne. Pour chaque domaine de test, les valeurs de l'écart-type sont indiquées pour les translation, rotation et échelle.</i>	136
2.8	<i>Erreurs de localisation (distance entre la position estimée et la position réelle) pour les quatre domaines de tests définis dans le tableau 2.7.</i>	136
2.9	<i>Erreurs de localisation (distance entre la position estimée et la position moyenne) exprimées en millimètres. Notation : l'expression «Stradx (a/e)» signifie que la calibration a été effectuée avec Stradx, la première lettre indique le mélange utilisé lors de la calibration (a : mélange eau-éthanol, e : eau), la seconde lettre indique le milieu utilisé lors de l'acquisition.</i>	137
2.10	<i>Position moyenne calculée pour toutes les profondeurs (6, 8, 10 et 12 cm). Notation : l'expression «stradx (a/e)» signifie que la calibration a été effectuée avec Stradx avec le mélange eau-éthanol (a) et que l'expérience a été réalisée uniquement avec de l'eau (e).</i>	140
2.11	<i>Comparaison pour la précision de localisation 3D mesurée avec un fantôme de type «point d'intersection».</i>	141
2.12	<i>Résultats des mesures de distances (petit axe et grand axe de l'ellipsoïde) et de l'estimation du volume à partir de ces mesures de distances. Les mesures sont données en cm avec entre parenthèses le pourcentage que chaque mesure représente par rapport aux données du fabricant.</i>	143
2.13	<i>Résultats des mesures du volume de l'ellipsoïde en fonction de la méthode de calibration, du milieu de calibration et de la méthode de segmentation manuelle ou automatique. Les mesures sont données en mL avec entre parenthèses le pourcentage que chaque mesure représente par rapport aux données du fabricant.</i>	146
2.14	<i>Mesures de volumes obtenues (en mL) pour chaque méthode de calibration avec les contours actifs en fonction des profondeurs d'acquisition (6, 8, 10 et 12 cm). Ces résultats sont comparés aux mesures de volume simulées en considérant des erreurs de positionnement du contour actif. Le volume théorique de l'ellipsoïde est égal à 6.6162 mL</i>	152
2.15	<i>Moyenne et écart-type des mesures de volume pour toutes les méthodes de calibration, en différenciant les méthodes de segmentation et les mouvements utilisés.</i>	155
2.16	<i>Probabilités des hypothèses H_0 des tests de Fisher-Snedecor et de Student. Le test de Fisher-Snedecor permet de vérifier l'égalité des variances. Si c'est le cas, on peut effectuer un test de Student qui teste l'égalité des espérances.</i>	156
2.17	<i>Reproductibilité des méthodes Stradx et Rennes avec le critère de [Prager 98].</i>	156
2.18	<i>Reproductibilité des méthodes Stradx et Rennes fondée sur des mesures de volumes (en mL) obtenues avec la segmentation manuelle. La calibration a été réalisée avec le mélange eau-éthanol, pour une profondeur de 10cm.</i>	157

3.1	<i>Estimation de la latence du système pour des séquences réelles de type oscillation (taux d'acquisition de 25 images par seconde) et des séquences de type calibration spatiale (taux d'acquisition de 5 images par secondes). Les notations (a,b,c) permettent de différencier les résultats obtenus pour deux séquences oscillation acquises à une profondeur de 8cm et trois séquences calibration spatiale acquises à une profondeur 10cm.</i>	174
3.2	<i>Influence du sous échantillonnage sur l'estimation de la latence du système pour une séquence réelle de type «calibration spatiale», pour une profondeur de 8cm.</i>	175
3.3	<i>Influence de la latence du système sur l'estimation du volume de l'ellipsoïde du fantôme d'évaluation, pour deux séquences acquises à une profondeur de 10cm, calibrées avec Rennes2D et segmentées manuellement. On simule différentes latences du système à partir des données réelles en supposant la latence réelle égale à 40ms.</i>	175
2.1	<i>Densité de probabilité de l'amplitude de l'enveloppe pour les distributions de Rayleigh, Rice, K et K Homodyned.</i>	191

Bibliographie

- [Abolmaesumi 01] P. Abolmaesumi, S.E. Salcudean, W.H. Zhu, M.R. Siroospour, S.P. DiMaio. – Image-guided control of a robot for medical ultrasound. *IEEE. Trans. Robotics and Automation*, 18(1):11–23, 2001.
- [Amin 01] D. V. Amin, T. Kanade, B. Jaramaz. – Calibration method for determining the physical location of the ultrasound image plane. – *Proc. of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 940–947, 2001.
- [Anderson 00] M. E. Anderson, M. S. McKeag, G. E. Trahey. – The impact of sound speed errors on medical ultrasound imaging. *J. Acoust. Soc. Am.*, 107(6):3540–3548, 2000.
- [Atkinson 01] D. Atkinson, M. Burcher, J. Declerck, J. A. Noble. – Respiratory motion compensation for 3-d freehand echocardiography. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 27(12):1615–1620, 2001.
- [Bardinet 96] E. Bardinet, L. D. Cohen, N. Ayache. – *Analyzing the deformation of the left ventricle of the heart with a parametric deformable model*. – Rapport de Recherche n2797, INRIA, 1996.
- [Barillot 99] C. Barillot. – *Habilitation à diriger des recherches : Fusion de données et imagerie 3D en médecine*. – Université Rennes 1, IRISA-IFSIC, 1999.
- [Barratt 01a] D. C. Barratt, A. H. Davies, A. D. Hughes, S. A. Thom, K. N. Humphries. – Accuracy of an electromagnetic three-dimensional ultrasound system for carotid artery imaging. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 27(10):1421–1425, 2001.
- [Barratt 01b] D. C. Barratt, A. H. Davies, A. D. Hughes, S. A. Thom, K. N. Humphries. – Optimisation and evaluation of an electromagnetic tracking device for high-accuracy three-dimensional ultrasound imaging of the carotid arteries. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 27(7):957–968, 2001.
- [Bereaux 97] Y. Bereaux, J.R. Clermont, A. Yassine. – Algorithme de région de confiance pour la simulation numérique d'écoulements de fluides viscoélastiques. – *ESAIM : Élasticité, Viscoélasticité et contrôle optimal*, pp. 225–233, 1997. – <http://www.emath.fr/proc/Vol.2/>.
- [Berger 98] M.O. Berger, T. Winterfeldt, J. P. Lethor. – Automatic 3d reconstruction of the beating left ventricle using transthoracic echographic images. – *Computers in Cardiology*, Cleveland, 1998.

- [Berson 00] M. Berson. – Physique des ultrasons, modes échographiques et structure des appareils d'échographie. – 2000. Cours de DEA SIBM, Université de Tours.
- [Bigun 91] J. Bigun, G. H. Grandlund, J. Wiklund. – Multidimensional orientation estimation with applications to texture analysis and optical flow. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 13(8):775–790, 1991.
- [Birkfellner 98a] W. Birkfellner, F. Watzinger, F. Wanschitz, G. Enislidis, C. Kollman, D. Rafolt, R. Nowotny, R. Ewers, H. Bergmann. – Systematic distortions in magnetic position digitizers. *Med. Phys.*, 25(11):2242–2249, 1998.
- [Birkfellner 98b] W. Birkfellner, F. Watzinger, F. Wanschitz, R. Ewers, H. Bergmann. – Calibration of tracking systems in a surgical environment. *IEEE Trans. Medical Imaging*, 17(5):737–742, 1998.
- [Black 96] M. Black, A. Rangarajan. – On the unification of line processes, outlier rejection, and robust statistics with applications in early vision. *Int. J. Computer Vision*, 19(1):57–91, 1996.
- [Blackall 00] J. M. Blackall, D. Rueckert, C. R. Maurer Jr, G. P. Penney, D. L. G. Hill, D. J. Hawkes. – An image registration approach to automated calibration for freehand 3d ultrasound. – *Proc. of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 2000.
- [Bonnans 97] J. F. Bonnans, J. C. Gilbert, C. Lemaréchal, C. Sagastizàbal. – *Optimisation numérique. Aspects théoriques et pratiques*. – Springer, SMAI, 1997.
- [Bookstein 89] F. Bookstein. – Principal warps : thin-plate splines and the decomposition of deformations. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 11(6):567–585, 1989.
- [Bosnjak 03] A. M. Bosnjak. – *Segmentation et modélisation dynamiques. Application à la reconstruction 3D d'images échographiques*. – PhD. Thesis, ENST Bretagne, Université de Rennes 1, 2003.
- [Bouchet 01] L.G. Bouchet, S.L. Meeks, G. Goodchild, F.J. Bova, J.M. Buatti, W.A. Friedman. – Calibration of three-dimensional ultrasound images for image-guided radiation therapy. *Physics in Medicine and Biology*, 46(2):559–577, 2001.
- [Boukerroui 99] D. Boukerroui, O. Basset, A. Baskurt, A. Noble. – Segmentation of echocardiographic data. multiresolution 2d and 3d algorithm based on gray level statistics. – *Proc. of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 516–524, 1999.
- [Boukerroui 00] D. Boukerroui. – *Segmentation bayésienne d'images par une approche markovienne multirésolution. Application à l'imagerie échocardiographique et échographique 2D et 3D du sein*. – PhD. Thesis, INSA Lyon, 2000.

- [Boukerroui 03] D. Boukerroui, A. Baskurt, J.A. Noble, O. Basset. – Segmentation of ultrasound images - multiresolution 2d and 3d algorithm based on global and local statistics. *Pattern Recognition Letters*, 24(5):779–790, 2003.
- [Brechtbühler 96] C. Brechtbühler, G. Gerig, O. Kübler. – Parametrization of closed surfaces for 3-d shape description. *Computer Vision and Image Understanding*, 61(2):154–170, 1996.
- [Burcher 01] M.R. Burcher, Lianghao Han, J.A. Noble. – Deformation correction in ultrasound images using contact force measurements. – *IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis*, pp. 63–70, 2001.
- [Burdea 93] G. Burdea, P. Coiffet. – *La réalité virtuelle*. – Hermès, 1993.
- [Burt 84] P.J. Burt. – The pyramid as a structure for efficient computation. *Multiresolution image processing and analysis*, 12:6–35, 1984.
- [Carr 96] J. Carr. – *Surface reconstruction in 3D medical imaging*. – PhD. Thesis, University of Canterbury, Christchurch, New Zealand, 1996.
- [Chalmond 00] B. Chalmond. – *Éléments de modélisation pour l'analyse d'images*. – SMAI, Springer, 2000.
- [Chen 97] J-F. Chen, J. B. Fowlkes, P. L. Carson, J. M. Rubin. – Determination of scan-plane motion using speckle decorrelation : theoretical considerations and initial test. *International Journal Imaging Systems and Technology*, 8(1):38–44, 1997.
- [Chen 01a] C-M Chen, H. H-S Lu, K-C Han. – A textural approach based on gabor functions for texture edge detection in ultrasound images. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 27(4):515–534, 2001.
- [Chen 01b] C-M Chen, H. H-S Lu, A-T Hsiao. – A dual-snake model of high penetrability for ultrasound image boundary extraction. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 27(12):1651–1665, 2001.
- [Chmait 01] R. H. Chmait, A. D. Hull, G. James, T. R. Nelson, D. H. Pretorius. – Three-dimensional ultrasound evaluation of the fetal face. *Ultrasound Rev. Obstet. Gynecol*, 1(1):138–143, 2001.
- [Christodoulou 03] C. I. Christodoulou, C. S. Pattichis, M. Pantziaris, A. Nicolaidis. – Texture-based classification of atherosclerotic carotid plaques. *IEEE Trans. Medical Imaging*, 22(7):902–912, 2003.
- [Clifford 93] L. Clifford, P. Fitzgerald, D. James. – Non-rayleigh first order statistics of ultrasonic backscatter for normal myocardium. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 19(6):487–495, 1993.
- [Cohen 93] L. D. Cohen, I. Cohen. – Finite element methods for active contour models and balloons for 2d and 3d images. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 15(11):1131–1147, 1993.
- [Comaniciu 02] D. Comaniciu, P. Meer. – Mean shift : a robust approach toward feature space analysis. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 24(5):1–18, 2002.

- [Comaniciu 03] D. Comaniciu, V. Ramesh, P. Meer. – Kernel-based object tracking. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 25(5):564–575, 2003.
- [Comeau 98] R.M. Comeau, A. Fenster, T.M. Peters. – Integrated mr an ultrasound imaging for improved image guidance in neurosurgery. – *Medical Imaging, Image processing, SPIE*, vol. 3338, pp. 747–754, 1998.
- [Coussement 95] A. Coussement, J.M. Caillé, R. Duvauferrier. – Publications edicferf : documents pédagogiques et d’informations édités par le conseil des enseignants de radiologie de france, 1995. <http://www.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicferf>.
- [DacunhaCastelle 94] D. Dacunha-Castelle, M. Dufflo. – *Probabilités et statistiques. Tome 1 : Problèmes à temps fixe*. – MASSON, 1994.
- [Delgorge 02] C. Delgorge, L. Al Bassit, C. Novales, N. Smith-Guérin, G. Poisson, P. Vieyres, L. Urbain, O. Merigeaux, F. Aversa, M. Strintzis, G. Triantafyllidis, P. Arbeille, R. Comino, R. Istepanian, T. Owens, A. Bove, G. Nicolai, C. Bru, A. Aquila, M. Fruscione. – Otelo project : mobile tele-echography using an ultra-light robot. – *Telemed’02*, 2002.
- [Dementhon 95] D. Dementhon, L. Davis. – Model-based object pose in 25 lines of codes. *Int. J. of Computer Vision*, 15:123–141, 1995.
- [Deng 02] J. Deng, I. D. Sullivan, R. Yates, M. Vogel, D. McDonald, A. D. Linney, C. H. Rodeck, R. H. Anderson. – Real-time three-dimensional fetal echocardiography - optimal imaging windows. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 28(9):1099–1105, 2002.
- [Detmer 94] P. R. Detmer, G. Bashein, T. Hodges, K. W. Beach, E. P. Filer, D. H. Burns, D. E. Strandness Jr. – 3d ultrasonic image feature localization based on magnetic scanhead tracking : in vitro calibration and validation. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 20(9):923–936, 1994.
- [Dhome 89] M. Dhome, M. Richetin, J.-T. Lapresté, G. Rives. – Determination of the attitude of 3-d objects from a single perspective view. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 11(12):1265–1278, 1989.
- [Djouadi 90] A. Djouadi, O. Snorasson, F. Garber. – The quality of training-sample estimates of the bhattacharyya coefficient. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 12:92–97, 1990.
- [Duck 90] F. A. Duck. – *Physical properties of tissue*. – Academic Press, 1990.
- [Dudley 02] N. J. Dudley, N. M. Gibson, M. J. Fleckney, P. D. Clarck. – The effect of speed of sound in ultrasound test objects on lateral resolution. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 28(11-12):1561–1564, 2002.

- [Dunn 94] D. Dunn, W. Higgins, J. Wakeley. – Texture segmentation using 2-d gabor elementary functions. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 16(2):130–149, 1994.
- [Dutt 95] V. Dutt. – *Statistical analysis of ultrasound echo envelope*. – PhD. Thesis, The Mayo Graduate School, 1995.
- [Dutt 96] V. Dutt, J. F. Greenleaf. – Adaptive speckle reduction filter for log-compressed b-scan images. *IEEE Trans. Medical Imaging*, 15(6):802–813, 1996.
- [Entrekin 00] R. R. Entrekin, J. R. Jago, S. C. Kofoed. – Real-time spatial compound imaging: technical performance in vascular applications. *Acoustical Imaging*, 25, 2000.
- [Espiau 92] B. Espiau, F. Chaumette, P. Rives. – A new approach to visual servoing in robotics. *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, 8(2):313–326, 1992.
- [Fenster 98a] A. Fenster, D. Lee, S. Sherebrin, R. Rankin, D. Downey. – Three-dimensional ultrasound imaging of the vasculature. *Ultrasonics*, 36(1-5):629–633, 1998.
- [Fenster 98b] A. Fenster, S. Tong, H.N. Cardinal, C. Blake, D.B. Downey. – Three-dimensional ultrasound imaging systems for prostate cancer diagnosis and treatment. *IEEE Instrumentation Measurement Mag.*, 1(4):32–35, 1998.
- [Fenster 01] A. Fenster, D. B. Downey, H. N. Cardinal. – Three-dimensional ultrasound imaging. *Physics in medicine and biology*, 46:67–99, 2001.
- [Fischler 81] M. A. Fischler, R. C. Bolles. – Random sample consensus: a paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography. *Communications of the ACM*, 24(6):381–395, 1981.
- [Fukunaga 75] K. Fukunaga, L.D. Hostetler. – The estimation of the gradient of a density function, with applications in pattern recognition. *IEEE Trans. Info. Theory*, 21:32–40, 1975.
- [Gee 99] A. H. Gee, R. W. Prager, L. Berman. – *Non-planar reslicing for freehand 3D ultrasound*. – Rapport de recherche, University of Cambridge, Department of Engineering, England, 1999.
- [Gee 03a] A. H. Gee, R. W. Prager, G. Treece, L. Berman. – Engineering a freehand 3d ultrasound system. *Pattern Recognition Letters*, 24:757–777, 2003.
- [Gee 03b] A.H. Gee, G.M. Treece, R.W. Prager, C.J.C. Cash, L. Berman. – *Rapid registration for wide field-of-view freehand 3D ultrasound*. – Rapport de recherche, University of Cambridge, Department of Engineering, England, 2003.
- [Ghanei 01] A. Ghanei, H. Soltanian-Zadeh, A. Ratkewicz, Fang-Fang Yin. – A three-dimensional deformable model for segmentation of human prostate from ultrasound images. *Medical Physics*, 28(10):2147–2153, 2001.

- [Gilja 94] O. H. Gilja, N. Thune, K. Matre, T. Hausken, S. Odegaard, A. Berstad. – In vitro evaluation of three-dimensional ultrasonography in volume estimation of abdominal organs. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 20:157–165, 1994.
- [Gilja 98] O. H. Gilja, T. Hausken, S. Olafsson, K. Matre, S. Ø degaard. – In vitro evaluation of three-dimensional ultrasonography based on magnetic scanhead tracking. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 24(8):1161–1167, 1998.
- [Glossop 01] N. Glossop, F. Banovac, E. Levy, D. Lindisch, K. Cleary. – Accuracy evaluation of the aurora magnetic tracking system. – *Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2001.
- [Gobbi 99] D.G. Gobbi, R.M. Comeau, T.M. Peters. – Ultrasound probe tracking for real-time ultrasound/mri overlay and visualization of brain shift. – *Proc. of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, vol. 1679, pp. 920–927, 1999.
- [Gobbi 02] D. G. Gobbi, T. M. Peters. – Interactive intra-operative 3d ultrasound reconstruction and visualization. – *Proc. of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, vol. LNCS 2489, pp. 156–163, 2002.
- [Goldstein 00a] A. Goldstein. – The effect of acoustic velocity on phantom measurements. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 26(7):1133–1143, 2000.
- [Goldstein 00b] A. Goldstein. – Errors in ultrasound digital image distance measurements. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 26(7):1125–1132, 2000.
- [Grigorescu 02] S. E. Grigorescu, N. Petkov, P. Kruizinga. – Comparison of texture features based on gabor filters. *IEEE Trans. Image Processing*, 11(10):1160–1167, 2002.
- [Gronningsaeter 00] A. Gronningsaeter, A. Kleven, S. Ommedal, T. Erling Aarseth, T. Lie, F. Lindseth, T. Lango, G. Unsgaard. – Sonowand, an ultrasound-based neuronavigation system. *Neurosurgery*, 47(6):1373–1380, 2000.
- [Guo 00] G. Guo, S.Z. Li, K.L. Chan, H. Pan. – Texture image segmentation using reduced gabor filter set and mean shift clustering. – *Asian Conference on Computer Vision*, pp. 198–203, 2000.
- [Handschumacher 93] M. D. Handschumacher, J.P. Lethor, S.C. Siu. – A new integrated system for three-dimensional echocardiographic reconstruction: Development and validation for ventricular volume with application in human subjects. *J. Am. Coll. Cardiol.*, 21:743–753, 1993.
- [Haralick 73] R.M. Haralick, K. Shanmugam, I. Dinstein. – Textural features for image classification. *IEEE Trans. System, Man and Cybernetics*, 3(6):610–621, 1973.
- [He 97] P. He. – Spatial compounding in 3d imaging of limbs. *Ultrasonic Imaging*, 19:251–265, 1997.

- [Hellier 00] P. Hellier. – *Recalage non rigide en imagerie cérébrale : méthodes et validation*. – PhD. Thesis, Université de Rennes 1, INRIA-Rennes, 2000.
- [Henry 97] D. Henry. – *Outils pour la modélisation des structures et la simulation d'examen échographiques*. – PhD. Thesis, Université Joseph Fourier - Grenoble 1, 1997.
- [Hernandez 98] A. Hernandez, O. Basset, A. Bremond, I. E. Magnin. – Stereoscopic visualization of three-dimensional ultrasonic data applied to breast tumours. *European Journal of Ultrasound*, 8:51–65, 1998.
- [Herr 01] I. M. Herr, A. Strauss, S. Müller-Egloff, U. Hasbargen. – Telemedicine in ultrasound : new solutions. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 27(9):1239–1243, 2001.
- [Holm 97] S. Holm. – Real-time 3d medical ultrasound - signal processing challenges. – *NORSIG*, 1997.
- [Horaud 89] R. Horaud, B. Conio, O. Leboulleux, B. Lacolle. – An analytic solution for the perspective 4-points problem. *Computer Vision, Graphics and Image Processing*, 47(1):33–44, 1989.
- [Hossack 02] J.A. Hossack, T.S. Sumanaweera, S. Napel, J.S. Ha. – Quantitative 3-d diagnostic ultrasound imaging using a modified transducer array and an automated image tracking technique. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 49(8):1029–1038, 2002.
- [Hough 59] P.V.C. Hough. – Machine analysis of bubble chamber pictures. – *International Conference on High Energy Accelerators and Instrumentation*, CERN, 1959.
- [Huber 81] P. Huber. – *Robust statistics*. – Wiley, 1981.
- [Huber 02] S. Huber, M. Wagner, M. Medl, H. Czembirek. – Real-time spatial compound imaging in breast ultrasound. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 28(2):155–163, 2002.
- [Hutchinson 96] S. Hutchinson, G. Hager, P. Corke. – A tutorial on visual servo control. *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, 12(5):651–670, 1996.
- [Ikits 01] M. Ikits, J. D. Brederson, C. D. Hansen, J. M. Hollerbach. – An improved calibration framework for electromagnetic tracking devices. – *Proceedings IEEE Virtual Reality*, vol. 22, pp. 63–70, 2001.
- [Ionescu 98] G. Ionescu. – *Segmentation et recalage d'images échographiques par utilisation de connaissances physiologiques et morphologiques*. – PhD. Thesis, Université Joseph Fourier - Grenoble 1, 1998.
- [Jacobs 97] M. C. Jacobs, M. A. Livingston, A. State. – Managing latency in complex augmented reality systems. – *Symposium on Interactive 3D Graphics*, pp. 49–54, 1997.
- [Jain 91] A.K. Jain, F. Farrokhnia. – Unsupervised texture segmentation using gabor filters. *Pattern Recognition*, 24(12):1167–1186, 1991.

- [Jespersen 98] S. K. Jespersen, J. E. Wilhjelm, H. Sillesen. – Multi-angle compound imaging. *Ultrasonic Imaging*, 20:81–102, 1998.
- [Julesz 62] B. Julesz. – Visual pattern discrimination. *IEEE Trans. Information Theory*, 8:84–92, 1962.
- [Kailath 67] T. Kailath. – The divergence and bhattacharyya distance measures in signal detection. *IEEE Trans. Comm. Technology*, 15:52–60, 1967.
- [Kass 88] M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos. – Snakes : active contour models. *International Journal of Computer Vision*, 1(4):321–331, 1988.
- [Kerut 00] E.K. Kerut, M.B. Given, E. McIlwain, G. Allen, C. Espinoza, T.D. Giles. – Echocardiographic texture analysis using the wavelet transform: differentiation of early heart muscle disease. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 26(9):1445–1453, 2000.
- [King 91] D. L. King, D. L. King Jr, M. Y. Shao. – Evaluation of in vitro measurement accuracy of a three-dimensional ultrasound scanner. *Journal of ultrasound in medicine*, 10:77–82, 1991.
- [Kofoed 01] S. C. Kofoed, M.L. Moes Gronholdt, J. E. Wilhjelm, J. Bismuth, H. Sillesen. – Real-time spatial compound imaging improves reproducibility in the evaluation of atherosclerotic carotid plaques. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 27(10):1311–1317, 2001.
- [Krücker 00] J. F. Krücker, C. R. Meyer, G. L. LeCarpentier, J. B. Fowlkes, P. L. Carson. – 3d spatial compounding of ultrasound images using image-based nonrigid registration. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 26(9):1475–1488, 2000.
- [Krücker 02] J. F. Krücker, J. B. Fowlkes, P. L. Carson. – Sound speed estimation using ultrasound image registration. – *IEEE Int. Symp. Biomedical Imaging*, 2002.
- [Lachmann 92] F. Lachmann. – *Méthodes d'analyse d'images médicales pour la reconnaissance de structures cérébrales*. – PhD. Thesis, Université de Tours, 1992.
- [Lango 00] T. Lango. – *Image guided surgery : image processing and navigation*. – PhD. Thesis, Norwegian University of Science and Technology, 2000.
- [Laveau 96] S. Laveau. – *Géométrie d'un système de N caméras. Théorie, estimation et applications*. – PhD. Thesis, École polytechnique, 1996.
- [LeCarpentier 99] G. L. LeCarpentier, P. B. Tridandapani, J. B. Fowlkes, M. A. Roubidoux, A. P. Moskalik, , P. L. Carson. – Utility of 3d ultrasound in the discrimination and detection of breast cancer. – *RSNA*, 1999.
- [Lecoutre 87] J.-P. Lecoutre, P. Tassi. – *Statistique non paramétrique et robustesse*. – Collection Economie et statistiques avancées, ENSAE, 1987.
- [Lefebvre 00] F. Lefebvre, M. Meunier, F. Thibault, P. Laugier, G. Berger. – Computerized ultrasound b-scan characterization of breast nodules. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 26(9):1421–1428, 2000.

- [Leotta 97] D. F. Leotta, P. R. Detmer, R. W. Martin. – Performance of miniature magnetic position sensor for three-dimensional ultrasound imaging. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 23:597–609, 1997.
- [Li 02] P.C. Li, C.Y. Li, W.C. Yeh. – Tissue motion and elevational speckle decorrelation in freehand 3d ultrasound. *Ultrasonic Imaging*, 24:1–12, 2002.
- [Liu 97] D.L. Liu, R.C. Waag. – Harmonic amplitude distribution in a wide-band ultrasonic wavefront after propagation through human abdominal wall and breast specimens. *Journal of the Acoustical Society of America*, 101(2):1172–1183, 1997.
- [Lloret 02] D. Lloret, J. Serrat, A. M. Lopez, J. J. Villanueva. – Motion-induced error correction in ultrasound imaging. – *IEEE Int. Symp. on 3D Data Processing Visualization and Transmission (3DPVT)*, 2002.
- [Lowe 87] D.G. Lowe. – Three-dimensional object recognition from single two-dimensional images. *Artificial Intelligence*, 31:355–394, 1987.
- [Maintz 98] J.B. Maintz, M.A. Viergever. – A survey of medical image registration. *Medical Image Analysis*, 2:1–36, 1998.
- [Mallat 89] S. Mallat. – A theory for multiresolution signal decomposition : The wavelet representation. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 11(7), 1989.
- [Marchand 01] E. Marchand, F. Chaumette. – *A new formulation for non-linear camera calibration using virtual visual servoing*. – Rapport de Recherche n4096, INRIA, 2001.
- [Marchand 02] E. Marchand, F. Chaumette. – Virtual visual servoing: a framework for real-time augmented reality. – *EUROGRAPHICS'02*, vol. 21, pp. 289–298, 2002.
- [Marczak 97] W Marczak. – Water as standard in the measurements of speed of sound in liquids. *J. Acoust. Soc. Am.*, 102(5):2776–2779, 1997.
- [Martin 01] K. Martin, D. Spinks. – Measurement of the speed of sound in ethanol/water mixtures. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 27(2):289–291, 2001.
- [McCann 88] H. A. McCann, J.C. Sharp, T.M. Kinter, C.N. McEwan, C. Barillot, J.F. Greenleaf. – Multidimensional ultrasonic imaging for cardiology. – *Proceedings of the IEEE*, vol. 76, pp. 1063–1073, 1988.
- [McInerney 96] T. McInerney, D. Terzopoulos. – Deformable models in medical image analysis : a survey. *Medical Image Analysis*, 1(2):91–108, 1996.
- [McNay 99] M. B. McNay, J. E. E. Fleming. – Forty years of obstetric ultrasound 1957-1997: from a-scope to three dimensions. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 25(1):3–56, 1999.
- [Meairs 00] S. Meairs, J. Beyer, M. Hennerici. – Reconstruction and visualization of irregularly sampled three- and four-dimensional ultrasound data for cerebrovascular applications. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 26(2):263–272, 2000.

- [Meunier 95] J. Meunier, M. Bertrand. – Ultrasonic texture motion analysis: theory and simulation. *IEEE Trans. Medical Imaging*, 14(2):293–300, 1995.
- [Mignotte 01] M. Mignotte, J. Meunier. – A multiscale optimization approach for the dynamic contour-based boundary detection issue. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 25(3):265–275, 2001.
- [Miller 97] R. G. Miller. – *Beyond ANOVA: Basics of Applied Statistics*. – Boca Raton, FL: Chapman & Hall, 1997.
- [Milne 96] A. D. Milne, D. G. Chess, J. A. Johnson, G. J. W. King. – Accuracy of an electromagnetic tracking device : a study of the optimal operating range and metal interference. *J. Biomechanics*, 29(6):791–793, 1996.
- [Mojsilovic 97] A. Mojsilovic, M.V. Popovic, A.N. Neskovic. – Wavelet image extension or analysis and classification of infarcted myocardial tissue. *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, 44(9):856–866, 1997.
- [Mojsilovic 98] A. Mojsilovic, M. Popovic, S. Markovic, M. Krstic. – Characterization of visually similar diffuse diseases from b-scan liver images using nonseparable wavelet transform. *IEEE Trans. Medical Imaging*, 7(4):541–549, 1998.
- [Montagnat 02] J. Montagnat, M. Sermesant, H. Delingette, G. Malandain, N. Ayache. – Anisotropic filtering for model-based segmentation of 4d cylindrical echocardiographic images. *Pattern Recognition Letters*, 24:815–828, 2002.
- [Moré 78] J. J. Moré. – The levenberg-marquardt algorithm: implementation and theory. – *Proceedings of the Biennial Conference on numerical analysis*, pp. 105–116, 1978.
- [Moskalik 95] A. Moskalik, P. L. Carson, C. R. Meyer, J. B. Fowlkes, J. M. Rubin, M. A. Roubidoux. – Registration of three-dimensional compound ultrasound scans of the breast for refraction and motion correction. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 21(6):769–778, 1995.
- [Muratore 01] D. M. Muratore, R. L. Galloway Jr. – Beam calibration without a phantom for creating a 3-d freehand ultrasound system. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 27(11):1557–1566, 2001.
- [Muzzolini 93] R. Muzzolini, Y.H. Yang, R. Pierson. – Multiresolution texture segmentation with application to diagnostic ultrasound images. *IEEE Trans. Medical Imaging*, 12(1):108–123, 1993.
- [Nakamoto 98] M. Nakamoto, Y. Sato, Y. Tamaki, T. Sasama, Y. Nakajima, I. Sakita, S. Tamura, M. Monden. – An augmented reality system using 3d ultrasonic images for guidance in breast cancer surgery. – *Computer Assisted Radiology and Surgery*, pp. 736–741, 1998.
- [Nakamoto 02] M. Nakamoto, Y. Sato, M. Miyamoto, Y. Nakajima, K. Konishi, M. Shimada, M. Hashizume, S. Tamura. – 3d ultrasound system

- using a magneto-optic hybrid tracker for augmented reality visualization in laparoscopic liver surgery. – Springer-Verlag (édité par), *Proc. of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, vol. 2489, pp. 148–155, 2002.
- [Nakamoto 03] M. Nakamoto, Y. Sato, K. Nakada, Y. Nakajima, K. Konishi, M. Hashizume, S. Tamura. – A temporal calibration method for freehand 3d ultrasound system : a preliminary result. – *CARS*, 2003.
- [Nelson 97] T. R. Nelson, D. H. Pretorius. – Interactive acquisition, analysis and visualization of sonographic volume data. *International Journal of Imaging Systems and Technology*, 8:26–37, 1997.
- [Nelson 98] T. R. Nelson, D. H. Pretorius. – Three-dimensional ultrasound imaging. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 24(9):1243–1270, 1998.
- [Nixon 98] M. A. Nixon, B. C. McCallum, W. R. Fright, N. B. Price. – The effects of metals and interfering fields on electromagnetic trackers. *Presence, MIT*, 7(2):204–218, 1998.
- [Odobez 94] JM. Odobez. – *Estimation, détection et segmentation du mouvement: une approche robuste et markovienne*. – PhD. Thesis, Traitement du signal, Université de Rennes 1, 1994.
- [Ofili 94] E. O. Ofili, N. C. Nanda. – Three-dimensional and four-dimensional echocardiography. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 20(8):669–675, 1994.
- [Olsen 97] O. F. Olsen, M. Nielsen. – Multi-scale gradient magnitude watershed segmentation. – Springer (édité par), *9th Int. Conf. Image Analysis and Processing*, LNCS 1310, 1997.
- [Ossant 01] L. Ossant, M. Lebertre, L. Pourcelot, F. Patat. – Ultrasonic characterization of maturation of fetal lung microstructure. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 27(2):157–169, 2001.
- [Ourselin 02] S. Ourselin. – *Recalage d'images médicales par appariement de régions. Applications à la construction d'atlas histologiques 3D*. – PhD. Thesis, Université de Nice-Sophia Antipolis, 2002.
- [Pagoulatos 00] N. Pagoulatos, R. N. Rohling, W. S. Edwards, Y. Kim. – A new spatial localizer based on fiber optics with applications in 3d ultrasound imaging. – *SPIE Proceedings, The International Society for Optical Engineering*, vol. 3976, pp. 595–602, 2000.
- [Pagoulatos 01] N. Pagoulatos, D. R. Haynor, Y. Kim. – A fast calibration method for 3-d tracking of ultrasound images using a spatial localizer. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 27(9):1219–1229, 2001.
- [Paragios 02] N. Paragios, R. Deriche. – Geodesic active regions and level set methods for supervised texture segmentation. *Int. Journal of Computer Vision*, 46(3), 2002.
- [Patat 00] F. Patat. – Formation de faisceaux ultrasonores. – 2000. Cours de DEA SIBM, Université de Tours.

- [Pennec 03] X. Pennec, P. Cachier, N. Ayache. – Tracking brain deformations in time-sequences of 3d us images. *Pattern Recognition Letters*, 24(4-5):801–813, 2003.
- [Perona 90] P. Perona, J. Malik. – Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 12:629–639, 1990.
- [Pluim 03] J. P. Pluim, J. B. A. Maintz, M. A. Viergever. – Mutual-information-based registration of medical images: a survey. *IEEE Trans. Medical Imaging*, 22(8):986–1004, 2003.
- [Prager 97] R. W. Prager, R. N. Rohling, A. H. Gee, L. Berman. – *Automatic calibration for 3-D free-hand ultrasound*. – Rapport de recherche, Cambridge University Engineering Department, 1997.
- [Prager 98] R. W. Prager, Rohling R. N., Gee A. H., Berman L. – Rapid calibration for 3-d freehand ultrasound. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 24(6):855–869, 1998.
- [Prager 99] R. W. Prager, Gee A. H., Berman L. – Stradx: real-time acquisition and visualisation of freehand three-dimensional ultrasound. *Medical Image Analysis*, 3(2):129–140, 1999.
- [Prager 03] R. W. Prager, A. H. Gee, G. M. Treece, C. J. C. Cash, L. H. Berman. – Sensorless freehand 3d ultrasound using regression of the echo intensity. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 2003.
- [Pratikakis 01] I. Pratikakis, C. Barillot, P. Hellier. – Robust multi-scale non-rigid registration of 3d ultrasound images. – *Int. Conf. on Scale-Space and Morphology in Computer Vision*, pp. 389–397, 2001.
- [Pratikakis 03] I. Pratikakis, C. Barillot, P. Hellier, E. Memin. – Robust multiscale deformable registration of 3d ultrasound images. *International Journal of Image and Graphics*, 3, 2003.
- [Press 92] W. Press, S. Teukolsky, V. Vetterling, B. Flannery. – *Numerical recipes in C, 2nd edition*. – Cambridge university press, 1992.
- [Rakebrandt 00] F. Rakebrandt, D.C. Crawford, D. Havard, D. Coleman, J.P. Woodcock. – Relationship between ultrasound texture classification images and histology of atherosclerotic plaque. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 26(9):1393–1402, 2000.
- [Randen 99] T. Randen, J. H. Husoy. – Filtering for texture classification : a comparative study. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 21(4):291–310, 1999.
- [Reed 93] T.R. Reed. – A review of recent texture segmentation and feature extraction techniques. *CVGIP : Image understanding*, 57(3):359–372, 1993.
- [Robert 99] B. Robert. – *Échographie tridimensionnelle*. – PhD. Thesis, Département Traitement du Signal et des Images, ENST, 1999.
- [Roelandt 00] J. Roelandt. – Three-dimensional echocardiography : the future today! *Computers & Graphics*, 24:715–729, 2000.

- [Rohling 96] R. N. Rohling, A. H. Gee. – *Issues in 3-D free-hand medical ultrasound imaging*. – Rapport de recherche, Cambridge University Engineering Department, 1996.
- [Rohling 97] R. Rohling, A. Gee, L. Berman. – Three-dimensional spatial compounding of ultrasound images. *Medical Image Analysis*, 1(3):177–193, 1997.
- [Rohling 98a] R. Rohling. – *3D Freehand Ultrasound: Reconstruction and Spatial Compounding*. – PhD. Thesis, University of Cambridge, Department of Engineering, 1998.
- [Rohling 98b] R. Rohling, A. Gee, L. Berman. – Automatic registration of 3d ultrasound images. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 24:841–854, 1998.
- [Rousseau 03a] F. Rousseau, R. Fablet, C. Barillot. – Robust statistical registration of 3d ultrasound images using texture information. – *Proc. Int. Conf. Image Processing*, 2003.
- [Rousseau 03b] F. Rousseau, P. Hellier, C. Barillot. – Calibration method for 3d freehand ultrasound. – *Proc. of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Montreal, Canada, novembre 2003.
- [Rousseeuw 87] P. J. Rousseeuw, A. M. Leroy. – *Robust regression and outlier detection*. – Series in Probability and Mathematical Statistics, Wiley-Interscience, 1987.
- [Rousson 03] M. Rousson, T. Brox, R. Deriche. – Active unsupervised texture segmentation on a diffusion based feature space. – *Proc. Conf. Computer Vision Pattern Recognition*, 2003.
- [Salustri 95] A. Salustri, J. R. T. C. Roelandt. – Ultrasonic three-dimensional reconstruction of the heart. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 21(3):281–293, 1995.
- [Sanches 00] J. M. Sanches, J. S. Marques. – A rayleigh reconstruction - interpolation algorithm for 3d ultrasound. *Pattern Recognition Letters*, 21(10):917–926, 2000.
- [Sanches 02] J. M. Sanches, J. S. Marques. – A multiscale algorithm for three-dimensional free-hand ultrasound. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 28(8):1029–1040, 2002.
- [Saporta 90] G. Saporta. – *Probabilités, analyse des données et statistique*. – Editions Technip, 1990.
- [Sato 98] Y. Sato, M. Nakamoto, Y. Tamaki, T. Sasama, I. Sakita, Y. Nakajima, M. Monden, S. Tamura. – Image guidance of breast cancer surgery using 3-d ultrasound images and augmented reality visualization. *IEEE Trans. Medical Imaging*, 17(5):681–693, 1998.
- [Sato 01] Y. Sato, M. Miyamoto, M. Nakamoto, Y. Nakajima, M. Shimada, M. Hashizume, S. Tamura. – 3d ultrasound image acquisition using a magneto-optic hybrid sensor for laparoscopic surgery. – *Proc. of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 1151–1153, 2001.

- [Sattar 97] F. Sattar, L. Floreby, G. Salomonsson, B. Lövsström. – Image enhancement based on a nonlinear multiscale method. *IEEE Trans. Image Processing*, 6(6):888–895, 1997.
- [Sauer 01] F. Sauer, A. Khamene, B. Bascle, L. Schinunang, F. Wenzel, S. Vogt. – Augmented reality visualization of ultrasound images: system description, calibration, and features. – *IEEE and ACM International Symposium on Augmented Reality*, 2001.
- [Shekhar 02] R. Shekhar, V. Zagrodsky. – Mutual information-based rigid and nonrigid registration of ultrasound volumes. *IEEE Trans. Medical Imaging*, 21(1):9–22, 2002.
- [Shpun 97] S. Shpun, L. Gepstein, G. Hayam, S.A. Ben-Haim. – Guidance of radiofrequency endocardial ablation with real-time three-dimensional magnetic navigation system. *Circulation*, 96:2016–2021, 1997.
- [Sklansky 99] M. S. Sklansky, T. Nelson, M. Strachan, D. Pretorius. – Real-time three-dimensional fetal echocardiography: initial feasibility study. *AIUM, J. Ultrasound in Medicine*, 18:745–752, 1999.
- [Smith 92] R.W. Smith, G.E. Trahey, O.T. von Ramm. – Two-dimensional array for medical ultrasound. *Ultrasonic Imaging*, 14:213–233, 1992.
- [Solina 90] F. Solina, R. Bajcsy. – Recovery of parametric models from range images : the case for superquadrics with global deformations. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 12(2):131–147, 1990.
- [Spoor 80] C. W. Spoor, F. E. Veldpaus. – Rigid body motion calculated from spatial co-ordinates of markers. *J. Biomechanics*, 13:391–393, 1980.
- [State 96a] A. State, G. Hirota, D.T. Chen, W. F. Garrett, M. Livingston. – Superior augmented reality registration by integrating landmark tracking and magnetic tracking. – ACM (édité par), *SIGGRAPH*, 1996.
- [State 96b] A. State, M. A. Livingston, W. F. Garrett, G. Hirota, M. C. Whitton, E. D. Pisano, H. Fuchs. – Technologies for augmented reality systems: realizing ultrasound-guided needle biopsies. – ACM (édité par), *SIGGRAPH*, 1996.
- [Studholme 99] C. Studholme, D.L.G. Hill, D.J. Hawkes. – An overlap invariant entropy measure of 3d medical image alignment. *Pattern Recognition*, 32(1):71–86, 1999.
- [Sundareswaran 98] V. Sundareswaran, R. Behringer. – Visual servoing-based augmented reality. – *IEEE Int. Workshop on Augmented Reality*, 1998.
- [Surry 01] K. J. M. Surry, W. L. Smith, G. R. Mills, D. B. Downey, A. Fenster. – A mechanical, three-dimensional, ultrasound-guided breast biopsy apparatus. – Springer-Verlag (édité par), *Proc. of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, vol. LNCS 2208, pp. 232–239, 2001.
- [Swain 91] M. Swain, D. Ballard. – Color indexing. *Int. J. Computer Vision*, 7(1):11–32, 1991.

- [Tasler 95] M. Tasler, J.P. Lethor, Y. Granjon. – An automatic data acquisition system for 3d reconstruction in echocardiography. – *IEEE symp. on Computer-Based Medical Systems*, pp. 299–306, 1995.
- [Teistler 99] M. Teistler, D.P. Pretschner. – Visualization of echocardiographic data using virtual 3d scenes. – *IEEE Computers in Cardiology*, pp. 399–402, 1999.
- [Teng 98] Shidong Teng. – Three-dimensional ultrasound imaging of the prostate. *Medical Physics*, 25(12):2482, 1998.
- [Tommasini 98] T. Tommasini, A. Fusiello, E. Trucco, V. Roberto. – Making good features track better. – *Proc. Conf. Computer Vision Pattern Recognition*, 1998.
- [Treece 01] G. Treece, R. Prager, A. Gee, L. Berman. – Correction of probe pressure artifacts in freehand 3d ultrasound. – *Proc. of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 283–290, 2001.
- [Treece 03] G. M. Treece, A. H. Gee, R. W. Prager, C. J. C. Cash, L. H. Berman. – High resolution freehand 3d ultrasound. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 9(4):529–546, 2003.
- [Triggs 00] B. Triggs, P. McLauchlan, R. Hartley, A. Fitzgibbon. – Bundle adjustment, a modern synthesis. *Vision Algorithms: Theory and Practice*, 2000.
- [Tuthill 98] T. A. Tuthill, Krücker J. F., J. B. Fowlkes, P. L. Carson. – Automated three-dimensional us frame positioning computed from elevational speckle decorrelation. *Radiology*, 209(2):575–582, 1998.
- [Unser 84] M. Unser. – *Description statistique de textures : application à l'inspection automatique*. – PhD. Thesis, Ecole Polytechnique fédérale de Lausanne, 1984.
- [Unsgaard 02] G. Unsgaard, S. Ommedal, T. Muller, A. Gronningsaeter, T.A. Nagelhus Hernes. – Neuronavigation by intraoperative three-dimensional ultrasound: Initial experience during brain tumor resections. *Neurosurgery*, 50:804–812, 2002.
- [Vautrot 96] P. Vautrot. – *Segmentation et classification d'images texturées*. – PhD. Thesis, Université de Reims, 1996.
- [Vilchis 01] G. A. Vilchis, al. – Ter : a system for robotic tele-echography. – *Proc. of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 326–334, 2001.
- [Vilchis 02] G. A. Vilchis, J. Troccaz, P. Cinquin, A. Guerraz, F. Pellisier, P. Thorel, B. Tondu, F. Courrèges, G. Poisson, M. Althuser, J.M. Ayoubi. – Experiments with the ter: Tele-echography robot. – *Proc. of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 138–146, 2002.
- [Viola 97] P. Viola, W. Wells. – Aligement by maximization of mutual information. *Int. J. Computer Vision*, 24(2):137–154, 1997.

- [Waag 91] R. C. Waag, B. A. Demczar, T. J. Case. – Nonlinear receiver compression effects on the amplitude distribution of backscattered ultrasonic signals. *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 38(7):628–633, 1991.
- [Watkin 93] K. L. Watkin, L. H. Baer, S. Mathur, R. Jones, S. Hakim, L Diouf, B. Nuwayhid, S. Khalife. – Three-dimensional reconstruction and enhancement of arbitrarily oriented and positioned 2d medical ultrasonic images. – *Canadian conference on Electrical and Computer Engineering*, vol. 2, pp. 1188–1195, 1993.
- [Welch 00] J. N. Welch, J. A. Johnson, M. R. Bax, R. Badr, R. Shahidi. – A real-time freehand 3d ultrasound system for image-guided surgery. – *IEEE International Ultrasonics Symposium*, pp. 1601–1604, 2000.
- [Wells 00] P. Wells. – Current status and future technical advances of ultrasonic imaging. *IEEE Trans. Engineering in Medicine and Biology*, pp. 14–20, 2000.
- [Wu 92] C.M. Wu, Y.C. Chen, K.S. Hsieh. – Texture features for classification of ultrasonic liver images. *IEEE Trans. Medical Imaging*, 11(2):141–152, 1992.
- [Xiao 02] G. Xiao, M. Brady, J. A. Noble, M. Burcher, R. English. – Nonrigid registration of 3-d free-hand ultrasound images of the breast. *IEEE Trans. Medical Imaging*, 21(4):405–412, 2002.
- [Xu 98] C. Xu, J. L. Prince. – Snakes, shapes, and gradient vector flow. *IEEE Trans. on Image Processing*, 7(3):359–369, 1998.
- [Ye 01] X. Ye, J. A. Noble, J. Declerck. – 3d freehand echocardiography for automatic left ventricle reconstruction and analysis based on multiple acoustic windows. – *Proc. of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp. 778–785, 2001.
- [Yen 02] J. T. Yen, S. W. Smith. – Real-time rectilinear volumetric imaging using a periodic array. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 28(7):923–931, 2002.
- [Yoshida 98] H. Yoshida, B. Keserci, D.D. Casalino, A. Coskun, O. Ozturk, A. Savranlar. – Segmentation of liver tumor in ultrasound images based on scale-space analysis of the continuous wavelet transform. – *Proc. IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1713–1716, 1998.

Publications

Soumissions à des Revues

F. Rousseau, P. Hellier et C. Barillot. – **A robust and fully automatic calibration method for 3D freehand ultrasound.** – *Medical Image Analysis*, 2003.

Congrès internationaux

F. Rousseau, P. Hellier et C. Barillot. – **Robust and automatic calibration method for 3D freehand ultrasound.** – Dans *Proc. Sixth International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*, MICCAI'03, Montréal, Canada, Novembre 2003.

F. Rousseau, R. Fablet, et C. Barillot. – **Robust statistical registration of 3D ultrasound images using texture information.** – Dans *IEEE International Conference on Image Processing ICIP'2003*, Barcelone, Espagne, Septembre 2003.

F. Rousseau, P. Hellier et C. Barillot. – **A fully automatic calibration procedure for freehand 3D ultrasound.** – Dans *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging*, ISBI'2002, Washington, Washington DC, Juillet 2002.

Congrès et workshops nationaux

F. Rousseau, P. Hellier et C. Barillot. – **Méthode de calibration automatique pour système échographique 3D main-libre.** – Dans *14ème Congrès Francophone AFRIF-AFIA de Reconnaissance des Formes et Intelligence Artificielle*, RFIA'2004, Toulouse, Janvier 2004

F. Rousseau, P. Hellier et C. Barillot. – **Méthode de calibration pour système échographique 3D main-libre.** – Dans *Actes des journées francophones des jeunes chercheurs en analyse d'images et perception visuelle*, ORASIS'2003, Gerardmer, Mai 2003

Rapports de Recherche

F. Rousseau, C. Barillot. – **Quality assessment of electromagnetic localizers in the context of 3D ultrasound.** *Rapport de Recherche IRISA-INRIA*, Mars 2002.

Résumé

Ce travail de thèse traite de l'acquisition de données et de l'analyse d'images en échographie tridimensionnelle (3D). Les ultrasons sont une modalité d'imagerie médicale peu coûteuse, d'une innocuité quasi-totale pour le patient et qui permet de suivre le mouvement de structures anatomiques déformables en temps réel. L'échographie 3D permet de circonvier aux inconvénients de l'échographie 2D classique et permet également d'entrevoir de nouvelles possibilités dans le domaine du diagnostic médical.

Le premier axe de ce travail concerne l'acquisition des images à l'aide d'un système de type main-libre. Nous avons tout d'abord étudié la précision de systèmes de localisation magnétique et comparé ceux-ci à des méthodes basées vision. De plus, lors de l'acquisition des données, l'étape de calibration du système main-libre est primordiale. Nous proposons d'une part une méthode de calibration temporelle automatique qui n'impose aucune contrainte sur les mouvements de la sonde utilisés et d'autre part une méthode de calibration spatiale précise, robuste et automatique. Cette dernière a été évaluée à l'aide de séquences synthétiques puis réelles. Des évaluations comparatives avec différentes méthodes de calibration ont permis de dégager les intérêts et les qualités de la méthode proposée.

Le second axe est consacré à l'analyse des images échographiques 3D. Nous avons proposé une méthode de recalage dédiée aux données ultrasonores. Afin de prendre en compte les particularités des images échographiques, nous avons développé une nouvelle mesure de similarité statistique reposant sur une information de texture. Nous utilisons cette mesure pour des problèmes de recalages rigides de volumes échographiques.

Mots-clefs : imagerie médicale, échographie 3D main-libre, système de localisation, calibration, recalage, analyse de texture.

Abstract

This thesis is concerned with image analysis and calibration for 3D freehand ultrasound. As it is mostly non-invasive and has a real time capability and a relatively low cost nature, 2D ultrasound is popular. 3D ultrasound imaging overcomes 2D ultrasound limitations and it makes possible to foresee news applications for medical diagnosis.

The first part is dedicated to image acquisition with freehand system. We first study accuracy of magnetic trackers and compare its with vision based method. Moreover, during data acquisition, calibration step of freehand system is crucial. We have proposed on the one hand a temporal calibration method which do not use any constraint on probe motions and on the other hand a robust and fully automatic spatial calibration method. This method has been evaluated using synthetic and real sequences and a comparison with other calibration methods have shown qualities of the proposed method.

The second part concerns 3D ultrasound image analysis and we have proposed a new rigid registration method. To take into account ultrasound image specificities, we have developed a new similarity measure based on texture information. This new measure is applied for rigid registration of 3D images.

Keywords : medical imaging, freehand 3D ultrasound, tracker, calibration, registration, texture analysis.