

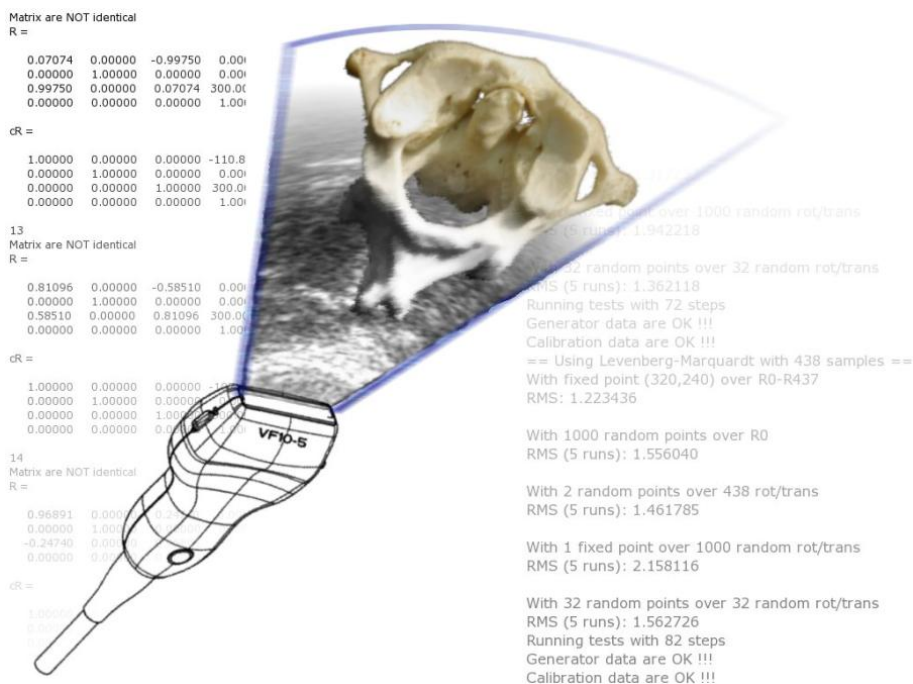


ÉCOLE POLYTECHNIQUE
FÉDÉRALE DE LAUSANNE



Registration d'une vertèbre sans contact

Projet de master 2005-2006



Étudiant : Cyril Jaquier (Informatique)

Professeur : Prof. Reymond Clavel (LSRO)

Assistants : Benoît Dagon (Groupe VRAI)



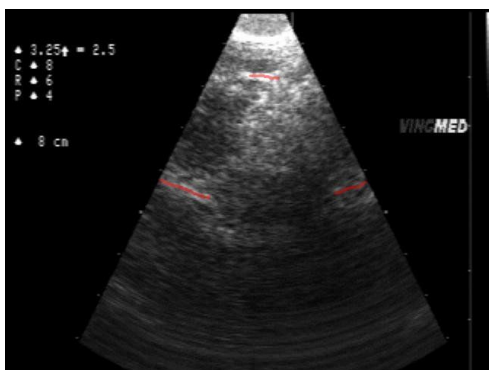
Registration d'une vertèbre sans contact

Cyril Jaquier, Informatique

Assistant: Benoît Dagon

Professeur: Reymond Clavel

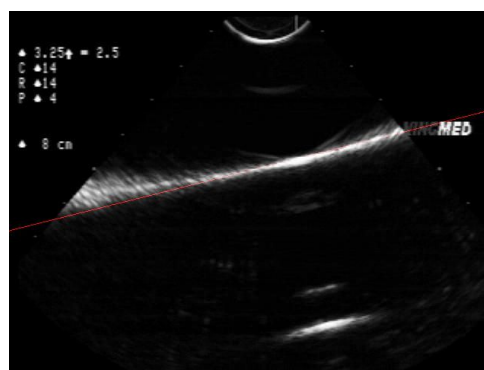
Le Groupe VRAI développe un porte-outils semi-actif pour la pose de vis transarticulaires au niveau des vertèbres cervicales C1 et C2. Un logiciel de navigation assiste le neurochirurgien lors de l'opération, lui fournissant les informations nécessaires pour atteindre la position et l'orientation planifiée pour la pose des vis. Une étape de registration est nécessaire afin de faire correspondre le référentiel, réel, de la vertèbre avec celui, virtuel, de sa reconstruction tridimensionnelle par scanner. Actuellement, cette étape est réalisée par contact de points sur la vertèbre. Il est donc intéressant d'étudier une solution alternative utilisant l'imagerie médicale.



Visualisation d'une vertèbre par échographie

Nous avons choisi d'utiliser l'échographie, système sans danger pour l'homme, maniable et peu coûteux, pour réaliser cette étape. Un système de positionnement optique fourni par la société Atracsys est fixé sur la sonde et permet d'en connaître l'orientation et la position avec une précision de 0.2 mm. Cette information est nécessaire afin de réaliser la correspondance entre un point de l'image échographique et son équivalent dans l'espace.

Cette correspondance n'est possible qu'après calibration de la sonde. Nous avons choisi la méthode du *single-wall phantom* utilisant le fond d'un récipient rempli d'eau comme surface de calibration.



Ligne détectée par la transformée de Hough

Sur une échographie, le fond apparaît nettement sous la forme d'une ligne qu'il est possible de détecter à l'aide de la *transformée de Hough*. Une méthode d'optimisation basée sur la *pseudo-inverse de Moore-Penrose* permet finalement de trouver la transformation entre l'image et la système de positionnement, fournissant ainsi une position tridimensionnelle pour chaque pixel.

Une segmentation de la vertèbre sur les échographie permet ensuite la reconstruction tridimensionnelle de la vertèbre qui peut alors être enregistrée avec le modèle virtuel issu des images d'un scanner.

Nous n'avons malheureusement pas réalisé d'implémentation logicielle de la registration car nous avons préféré évaluer plus en détails la méthode de calibration, au moyen de simulations et de comparaisons avec d'autres techniques d'optimisation.

Table des matières

1	Introduction	9
1.1	But de ce projet	9
1.1.1	La pose de vis transarticulaires	9
1.1.2	Besoins du chirurgien	10
1.1.3	Solution	10
1.2	Organisation du rapport	11
2	Imagerie	12
2.1	État de l'art	12
2.1.1	Radiographie	12
2.1.2	Scanner	13
2.1.3	Échographie	14
2.1.4	IRM	14
2.1.5	TEP	15
2.2	Choix d'une solution	15
2.2.1	Radiographie	16
2.2.2	Échographie	16
2.3	L'échographie	17
2.3.1	La sonde	17
2.3.2	Le système informatique	18
2.3.3	Le système de commande	19
2.3.4	Le système de visualisation	19
3	Solution retenue	20
3.1	De la deuxième à la troisième dimension	20
3.2	Segmentation de la vertèbre	21
3.3	Registration de la vertèbre	22
4	Calibration	25
4.1	État de l'art	25
4.1.1	Cross-wire phantom	25
4.1.2	Three-wire phantom	26
4.1.3	Single-wall phantom	27

4.1.4	Cambridge phantom	28
4.1.5	Four edges method	29
4.2	Single-wall phantom	29
4.2.1	Détection du fond du bac	30
4.2.2	Optimisation des paramètres	32
5	Registration	38
5.1	État de l'art	38
5.1.1	Repère	39
5.1.2	Segmentation	40
5.1.3	Voxel	40
5.2	Discussion	41
6	Implémentation logicielle	43
6.1	Introduction	43
6.2	Acquisition des données	44
6.3	Générateur de données	46
6.4	Calibration	48
6.5	Visualisation	52
7	Tests	54
7.1	Procédures de tests	54
7.2	Résultats	58
7.3	Discussion	62
8	Travaux futurs	64
8.1	Calibration réelle	64
8.2	Méthode de calibration	65
8.3	Autres méthodes de calibration	65
8.4	Registration	66
8.5	Autres domaines d'application	66
9	Conclusion	67
A	Résultats des tests	69
B	Rencontres	74
B.1	Rencontre avec Christian Wengert	74
B.2	Visite chez Echoworld	75
B.3	Rencontre avec le Dr. Meuwly	76
B.4	Visite au MEM	76
C	Questionnaire	77

Table des figures

2.1	<i>C-Arm</i>	13
2.2	Radiographie des vertèbres cervicales.	16
2.3	Échographie d'une vertèbre lombaire.	17
2.4	Sondes à ultrasons.	18
3.1	De la 2D à la 3D.	21
3.2	<i>EasyTrack 500</i> de la société <i>Atracsys</i>	22
3.3	Précision spatiale d'un <i>EasyTrack 500</i>	23
3.4	Marqueur de type <i>boomerang</i>	24
4.1	Cross-wire phantom.	26
4.2	Three-wire phantom.	27
4.3	Single-wall phantom.	28
4.4	Épaisseur du faisceau ultrasons.	29
4.5	Cambridge phantom.	30
4.6	Fantôme utilisé par la méthode <i>four edges</i>	31
4.7	Représentation paramétrique de lignes.	31
4.8	Accumulateur de la transformée de Hough.	32
4.9	Ligne détectée par la transformée de Hough.	33
4.10	Vingmed CFM800.	34
4.11	Transformation non rigide : cisaillement.	35
4.12	Couvrir les six degrés de liberté de la sonde.	36
5.1	Registration d'un nuage de points.	39
5.2	Processus épineux.	40
5.3	Échographie d'une vertèbre cervicale.	41
6.1	Pinnacle Dazzle DVC90.	45
6.2	Diagramme de classe de la partie acquisition.	45
6.3	Image obtenue au moyen du générateur.	47
6.4	Diagramme de classe de la partie générateur.	47
6.5	Fond du récipient hors des limites de l'image.	48
6.6	Diagramme de classe du module de calibration.	48
6.7	Visualisation de points.	52

6.8	Coin3D/SimVoleon	53
6.9	Diagramme de classe du module de visualisation.	53
7.1	Cisaillement : <i>Pseudo-inverse</i>	62
7.2	Cisaillement : <i>x-y-z fixed-angles</i>	63
8.1	Réflexion spéculaire d'une onde.	65
A.1	Comparaison des méthodes : <i>Pseudo-inverse</i>	69
A.2	Comparaison des méthodes : Distance des points au plan.	70
A.3	Comparaison des méthodes : <i>x-y-z fixed-angles</i>	70
A.4	Faible amplitude : <i>Pseudo-inverse</i>	71
A.5	Faible amplitude : <i>x-y-z fixed-angles</i>	71
A.6	Large amplitude : <i>Pseudo-inverse</i>	72
A.7	Large amplitude : <i>x-y-z fixed-angles</i>	72
A.8	Biais : <i>Pseudo-inverse</i>	73
A.9	Bruit : <i>Pseudo-inverse</i>	73

Liste des tableaux

2.1	Relation entre la fréquence et la profondeur de pénétration des ondes.	18
4.1	Propriété de la multiplication matricielle.	35
4.2	La <i>Pseudo-inverse</i> de <i>Moore-Penrose</i>	37
6.1	Logiciels utilisés pour ce projet	44
6.2	Description de l'ordinateur utilisé	44
6.3	Valeurs de l'énumération <i>CalibType</i>	49
6.4	Sous-matrice transposée.	50
6.5	Erreur dans la construction d'une matrice.	50
7.1	Extrait du fichier <i>XML</i> utilisé pour les tests.	59
7.2	Configuration de test pour la comparaison des méthodes.	59
7.3	Configuration de test de faible amplitude.	60
7.4	Configuration de test de large amplitude.	60
7.5	Configuration de test du biais et du bruit.	61
7.6	Matrice <i>t</i> avec cisaillement.	61

1

Introduction

Ce chapitre a pour objectif de présenter le projet dans son ensemble, de situer les besoins du chirurgien et d'introduire au lecteur les différentes solutions envisagées. L'organisation de ce rapport est décrite à la fin de ce chapitre.

1.1 But de ce projet

1.1.1 La pose de vis transarticulaires

La pose de vis entre les vertèbres C1 et C2 est nécessaire pour des patients souffrant, par exemple, d'arthrose. Cette opération permet de limiter l'instabilité entre ces deux vertèbres. Afin d'aider le chirurgien au cours de l'intervention, un système de navigation a été conçu par le *VRAI Group*. Ce système permet la planification ainsi que le guidage des outils lors de l'opération. Un support permettant leur maintien a également été développé dans le cadre de ce projet [7]. L'opération peut se décomposer en plusieurs parties détaillées ci-dessous.

Planification

La planification permet au chirurgien de définir, avant l'opération, les points d'entrée ainsi que les angles d'insertion des vis. Pour réaliser cette tâche, celui-ci se base sur un modèle virtuel en trois dimensions de la vertèbre. Les informations nécessaires à la réalisation de ce modèle proviennent d'images obtenues au moyen d'un scanner CT¹.

¹Computed Tomography (cf. section 2.1.2)

Registration

Lors de l'intervention, le chirurgien doit toucher au moyen d'un pointeur différents points de la vertèbre, au minimum trois, préalablement définis sur le modèle virtuel. L'ordinateur peut ensuite calculer la correspondance entre le système de coordonnées virtuelles et celui, réel, du patient. Cette étape réalisée, le chirurgien peut alors s'aider du système de navigation pour atteindre les points d'entrées et les orientations définis lors de la planification.

Afin d'obtenir une validation visuelle des points d'entrée, une large incision est pratiquée au niveau de la nuque du patient. Celle-ci permet également de toucher, comme expliqué précédemment, les différents points requis par la procédure de registration. Cette opération requiert environ deux heures, la zone d'intervention étant particulièrement délicate.

Pose des vis

Une fois le système de navigation opérationnel, il est possible de positionner le support selon les données de la planification préopératoire. Ceci est réalisé manuellement, le porte-outils étant passif. Le chirurgien manipule le support en s'aidant des informations fournies par le logiciel de navigation. Le positionnement ainsi que le maintien de la trajectoire définie tout au long de l'opération sont très importants car la marge disponible pour la pose des vis n'est que de quelques millimètres.

Des informations complémentaires sur cette opération sont disponibles dans [8].

1.1.2 Besoins du chirurgien

La pose de vis transarticulaires est une opération qui nécessite environ huit heures d'intervention. Il serait intéressant de diminuer ce temps et de réduire ainsi le coût de l'opération. L'incision réalisée au niveau de la nuque demandant déjà un quart du temps total (cf. section 1.1.1), c'est sur cette étape que ce projet se base. Cette intervention permet actuellement la registration par contact de la vertèbre. Il convient donc de trouver une autre méthode. A ce niveau, les besoins et attentes du chirurgien sont les suivants :

- la procédure doit être rapide.
- une intervention non invasive est préférable.
- la précision doit être au moins égale à la précision actuelle.

1.1.3 Solution

Au vu des besoins du chirurgien présenté dans la section précédente, il convient de limiter, ou idéalement remplacer, l'incision au niveau de la nuque du patient pour réaliser l'étape de registration par une approche totalement différente. La solution la plus à même de répondre aux critères relevés dans la section précédente est l'utilisation de l'*imagerie médicale*. De nombreux systèmes étant disponibles, il est nécessaire de choisir le mieux adapté pour ce type de projet.

La plupart des appareils d'imagerie médicale fournissent une image en deux dimensions. La procédure de registration nécessitant des informations en trois dimensions, il est nécessaire d'ob-

tenir de l'information supplémentaire en connaissant, par exemple, la position et l'orientation du système d'imagerie.

1.2 Organisation du rapport

Le chapitre 2 traite de l'imagerie médicale, présente les différentes techniques disponibles et les compare par rapport aux critères spécifiques à ce projet. La solution retenue est rapidement expliquée dans le chapitre 3 avant d'être décrite en détails dans les pages suivantes. Le chapitre 4 présente une étape importante qu'est la calibration du système. Différentes méthodes sont évoquées et discutées. La procédure de calibration retenue est enfin détaillée. Le chapitre 5 traite de la registration du modèle virtuel de la vertèbre au moyen des données obtenues par imagerie. La calibration du système a fait l'objet d'une réalisation logicielle afin de tester les différents algorithmes. Celle-ci est décrite dans le chapitre 6. Les tests de calibration sont présentés et discutés au chapitre 7. Le chapitre 8 est une base de départ pour la suite de ce projet. Il contient nos idées et suggestions pour l'amélioration et la continuation de celui-ci. Finalement, le chapitre 9 conclut ce rapport en reprenant les points importants. Les résultats des tests, les comptes-rendus des différentes rencontres réalisées au cours du projet ainsi qu'un bref document de présentation sont disponibles en annexe.

2

Imagerie

Ce chapitre a pour but de présenter au lecteur les différentes techniques d'imagerie médicale. Chaque système est brièvement décrit et ses atouts et inconvénients sont discutés en relation avec ce projet. Finalement, le système d'imagerie retenu est présenté avec de plus amples détails.

2.1 État de l'art

Il existe de nombreux systèmes d'imagerie médicale. Les appareils diffèrent aussi bien dans leur coût, dans leur précision, dans leur encombrement que dans leur nocivité pour l'homme. Le but ici est de comparer ces différents systèmes afin de retenir la meilleure solution pour ce projet. Plusieurs paramètres doivent être pris en compte :

- l'impact sur le patient
- la précision
- la simplicité d'utilisation
- le prix
- l'encombrement

Voici une brève présentation des principales techniques d'imagerie médicale les plus usitées. Les avantages et inconvénients des différents systèmes sont présentés en rapport avec ce projet.

2.1.1 Radiographie

La radiographie est une technique permettant de réaliser des clichés, à l'aide de rayons X, des structures internes d'un patient. Une teinte plus ou moins claire traduit l'opacité plus ou moins marquée des tissus ou organes traversés par les rayons. L'image est réalisée sur un film, bien qu'aujourd'hui, la plupart des appareils utilisent un procédé numérique. La figure 2.1 montre un

C-Arm, un appareil radiographique couramment utilisé en neurochirurgie permettant une prise de vue sous différents angles. Bien que relativement mobile, ce type d'appareil est rarement déplacé en cours d'intervention pour des raisons de stérilité.

A part en tomographie où l'image est une coupe en général transversale, les images obtenues sont des projections planes des organes.



FIG. 2.1 – *C-Arm* couramment utilisé en neurochirurgie. Source : PEMED

Avantages

- précis
- coût raisonnable
- adapté à la visualisation de structures osseuses
- disponible en salle de neurochirurgie, souvent sous la forme d'un *C-Arm*

Inconvénients

- exposition du patient aux rayons X

2.1.2 Scanner

Le scanner utilise également les rayons X. L'émetteur et le récepteur tournent autour du patient qui est ainsi balayé par des faisceaux de rayons X. C'est la tomographie ou Computed Tomography, plus couramment appelé *CT*. L'*IRM* (cf. section 2.1.4) est une alternative au scanner. Cependant, pour l'étude de parties osseuses, ce dernier reste supérieur.

Une image en coupe du corps est reconstituée par un système informatique à l'aide des différentes prises de vue.

Avantages

- image très précise d'une grande partie du corps en peu de temps

Inconvénients

- exposition du patient aux rayons X
- encombrement
- prix

2.1.3 Échographie

L'échographie utilise les ondes sonores, dans le domaine de l'ultrason. Une onde est émise par la sonde et l'écho renvoyé par les différents tissus est analysé. Ceci permet de déduire la forme des obstacles rencontrés. La gamme de fréquence utilisée en échographie varie entre 3 et 12 MHz environ. La plupart du temps, le matériel est mobile et relativement compact.

Comme dans le cas du scanner, les images obtenues sont des coupes transversales.

Avantages

- utilisation quasiment sans danger pour l'homme
- méthode indolore et non invasive
- système relativement bon marché donc facilement disponible
- utilisable par une seule personne
- faible encombrement et mobile
- prix

Inconvénients

- qualité d'image faible, beaucoup de bruit

2.1.4 IRM

L'*IRM* utilise pour sa part l'effet d'un champ magnétique sur le spin des protons. Cette technique d'imagerie est très utilisée pour l'étude du cerveau mais permet également la visualisation d'autres organes. La résolution des images obtenues est liée à la valeur du champ magnétique et à la durée de l'examen, en général une dizaine de minutes. Les appareils actuels atteignent une résolution entre 0.2 et 0.4 mm par pixel.

Ce type d'appareil permet d'obtenir une image en coupe suivant n'importe quel axe.

Avantages

- sans douleur et non invasive
- précis

Inconvénients

- encombrement
- incompatible avec le métal
- coût
- bruit

2.1.5 TEP

La tomographie par émission de positrons est une méthode d'imagerie fonctionnelle non invasive. Elle permet de visualiser une activité biochimique ou physiologique. Elle est principalement utilisée en oncologie, neurologie et cardiologie pour l'étude du cerveau. Le patient ingère une très faible dose d'une substance radioactive mélangée à du glucose. Il est ainsi possible de visualiser la consommation de glucose par le cerveau, révélant de cette manière les zones actives de celui-ci. Souvent, l'image est complétée par une vue anatomique obtenue par rayons X ou *IRM*.

Là encore, l'image obtenue est en générale une coupe transversale.

Avantages

- sans douleur et non invasive

Inconvénients

- méthode d'imagerie fonctionnelle
- résolution spatiale de l'ordre de 2 mm
- encombrement
- technique d'imagerie coûteuse
- pas adapté pour la visualisation des structures osseuses

2.2 Choix d'une solution

Au vu des avantages et inconvénients des techniques présentées dans la section précédente, il est possible d'écartier rapidement le scanner, l'*IRM* et la *TEP*. En effet, ces systèmes sont bien trop encombrants pour une application dans ce projet, l'étape de registration devant idéalement se réaliser en salle d'opération. De plus, il ne faut pas oublier que le porte-outils est métallique, ce qui n'est pas compatible avec certaines techniques d'imagerie comme l'*IRM* par exemple. Par ailleurs, le porte-outils limite déjà la mobilité du chirurgien et il serait intéressant de disposer d'un système dégageant au maximum la zone d'intervention. Il reste donc deux techniques potentielles : la radiographie et l'échographie. Ces deux techniques sont discutées plus en détails dans les sections suivantes.

2.2.1 Radiographie

La radiographie présente l'avantage de fournir des images de bonne qualité (cf. figure 2.2). Comme nous le verrons dans le chapitre 5, il est important de disposer de données de bonne qualité pour obtenir une registration précise. De plus, l'utilisation d'un *C-Arm*, d'ailleurs déjà présent en salle de neurochirurgie et bien maîtrisé par les neurochirurgiens, permet la prise de clichés sous des angles différents. Bien que quelque peu encombrant, ce type d'appareil peut facilement être déplacé par une seule personne.



FIG. 2.2 – Radiographie des vertèbres cervicales. Source : U.S. National Library of Medicine

A noter également l'existence de la *fluoroscopie*, technique de radiographie courante, qui consiste à prendre des séries rapides d'images et à les afficher sur écran. Le terme de *fluoroscopie* provient de l'utilisation d'une plaque fluorescente sur laquelle sont projetées les images. Celle-ci est raccordée à un genre de caméra vidéo transmettant les prises de vue à l'écran. Cette technique permet de réaliser de la radiographie en temps réel.

Cependant, l'inconvénient principal de cette technique est l'exposition, non seulement du patient mais également du personnel médical, aux rayons X, nocifs pour l'être humain.

2.2.2 Échographie

L'échographie pour sa part présente l'avantage d'un encombrement minimal, la majorité des appareils étant mobiles. La sonde ne dépassant pas la taille d'une dizaine de centimètres, la facilité de manipulation est excellente. De plus, le coût d'un échographe de bonne qualité reste raisonnable comparé aux prix des autres systèmes d'imagerie présentés à la section 2.1.

Cependant, les images obtenues par ultrasons sont très bruitées comme en atteste la figure 2.3. Lors de la visualisation de tissus osseux, les ondes, à cause d'une grande différence d'impédance, sont presque entièrement réfléchies à l'interface tissu/os. Cela empêche une visualisation complète de la vertèbre, créant une zone d'ombre sous la surface (cf. figure 2.3).

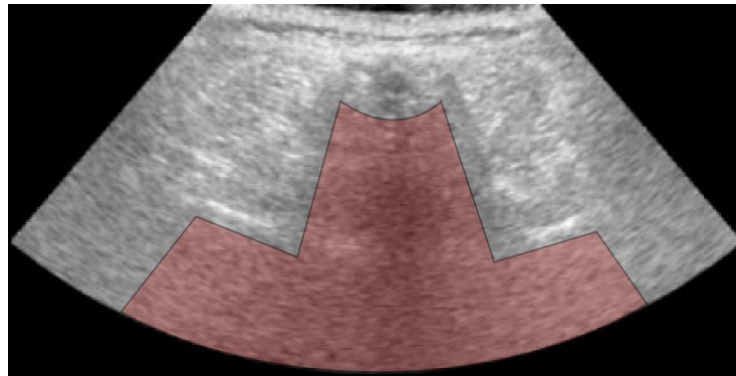


FIG. 2.3 – Échographie d'une vertèbre lombaire. Le bruit est très important sur les images échographiques. La zone mise en évidence n'est pas observable à cause de la réflexion quasi-totale des ondes sur la surface de l'os. Source : [1]

La difficulté d'interprétation des images pour une personne non qualifiée est également un paramètre à prendre en compte. L'aide d'un radiologue semble ici indispensable.

Malgré ces désavantages, l'échographie est un domaine relativement actif au niveau de la recherche comme le démontre de nombreuses publications ainsi que notre visite au MEM (cf. rencontre B.4). De plus, d'autres projets au sein du *VRAI Group* prévoyant l'utilisation de ce système d'imagerie, nous avons décidé d'adopter cette technique.

2.3 L'échographie

Le terme *échographie* vient du grec, *écho* (un écho) et *graphie* (un dessin). Un échographe peut être décomposé en différents éléments présentés ci-dessous.

2.3.1 La sonde

La sonde (cf. figure 2.4) émet et reçoit les ultrasons. Ceux-ci sont générés par l'excitation électrique d'un cristal de céramique situé dans la sonde. Les échos sont captés à nouveau par ce cristal qui joue alors le rôle de récepteur. On parle alors de *transducteur* ultrasonore. Une sonde est ainsi pourvue de nombreux transducteurs, entre 64 et 128, activés successivement pour former une image.

Les échos qui parviennent à la sonde forment la signature des différents tissus rencontrés. En général, l'échographe dispose de sondes de différentes fréquences. Plus celles-ci sont élevées, meilleure est la précision du signal obtenu. En contrepartie, les ondes de plus haute fréquence sont plus rapidement atténuées et il devient difficile d'observer les tissus éloignés de la sonde. Le tableau 2.1 présente la profondeur de pénétration en relation avec la fréquence.



FIG. 2.4 – Sondes à ultrasons. Source : Wikipédia

2.3.2 Le système informatique

L'échographe possède un système capable de traiter le signal en provenance de la sonde. Celui-là va convertir le délai entre le moment de l'émission de l'onde et celui de la réception de son ou ses échos. Ces informations sont ensuite converties en signal vidéo pour créer une image en niveaux de gris dépendant de l'intensité de l'écho. Les structures osseuses, par exemple, renvoient beaucoup d'échos et dessinent ainsi sur l'image une forme blanche. Il est intéressant de relever que l'os, de par sa nature échogène¹, n'est pas entièrement observable. En effet, une

¹ grande aptitude à réfléchir les ultrasons.

Fréquence en MHz	Profondeur de pénétration en cm
1	50
3.5	15
5	10
7.5	7
10	5
15	2
20	1.2
40	0.6

TAB. 2.1 – Relation entre la fréquence et la profondeur de pénétration des ondes. Source : Wikipédia

zone d'ombre se forme comme illustré précédemment.

2.3.3 Le système de commande

De nombreux réglages sont disponibles et influencent plus ou moins la qualité de l'image finale. Il est par exemple possible de régler la profondeur d'observation ou encore la largeur du champ balayé par la sonde. Ces réglages ont des répercussions sur la définition de l'image. Différents types de filtres peuvent être appliqués. La grande majorité de ces traitements sont réalisés au niveau du système informatique et n'implique aucun mécanisme spécial de la sonde.

Il est néanmoins important de choisir tout d'abord une sonde adaptée au type de visualisation désirée car ces réglages ne permettent pas une amélioration notable de l'image.

2.3.4 Le système de visualisation

Les informations obtenues grâce aux échos peuvent être visualisées de différentes manières. Nous retiendrons les trois méthodes les plus fréquemment rencontrées :

- *A-Mode* : mode d'amplitude.
- *B-Mode* : mode de luminosité.
- *M-Mode* : mode de mouvement.

Actuellement, le *A-Mode* n'est quasiment plus utilisé. Il consiste à reporter sur un axe le temps et l'autre l'amplitude de l'écho reçu. Le *M-Mode* est principalement utilisé en cardiologie où il permet d'examiner, par exemple, le mouvement des valves. Le mode le plus utilisé est sans aucun doute le *B-Mode* dans lequel les informations d'amplitude sont converties sous la forme d'une intensité. Ce rapport ne fait référence qu'au *B-Mode*.

L'image obtenue par un échographe représente une coupe des tissus observés et dépend de la position et de l'orientation de la sonde. Il existe à présent également des sondes dont les transducteurs ne sont non plus disposés en ligne mais sous la forme d'une matrice permettant ainsi une visualisation tridimensionnelle. Cependant, la qualité et la définition de ce type d'image est alors de moins bonne qualité. De plus, le volume observable est de taille réduite.

Dans la majorité des cas, l'image obtenue est directement visualisée sur l'écran de l'appareil. Les séances sont également souvent enregistrées. Les cassettes VHS de l'époque ont été remplacées par une acquisition directe sur disque dur, CD-ROM ou encore DVD. Certains appareils fournissent un enregistrement dans un fichier DICOM², format très courant dans le domaine de l'imagerie médicale. Les appareils disposent en général d'une sortie vidéo *Composite* ou *S-Video* sur laquelle il est possible de brancher tout type d'appareil compatible avec ces formats.

²Digital Imaging and COmmunications in Medecine

3

Solution retenue

L'échographie est la solution d'imagerie retenue pour ce projet. Ce chapitre décrit brièvement la façon dont les images sont utilisées pour obtenir une registration de la vertèbre. De plus amples détails sont fournis dans les chapitres suivants.

3.1 De la deuxième à la troisième dimension

Comme relevé précédemment dans la section 1.1.3, il est nécessaire d'obtenir une information tridimensionnelle pour la procédure de registration. L'échographie ne fournissant qu'une image en deux dimensions, il convient de localiser la sonde dans l'espace. L'idée ici est de pouvoir ensuite réaliser la correspondance entre la position de la sonde, un pixel de l'image et le point correspondant dans le système de coordonnées réelles. Ce concept est illustré sur la figure 3.1.

La société *Atracsys* [16] propose un système de positionnement de type optique, l'*EasyTrack*, présenté sur la figure 3.2. Un ou plusieurs marqueurs contenant des diodes infrarouges sont connectés sur un appareil central, le traqueur, qui contient trois caméras linéaires. Les diodes du marqueur sont échantillonnées l'une après l'autre par chacune des trois caméras ce qui permet de déduire la position et l'orientation du marqueur. *Atracsys* propose un produit haut de gamme possédant une précision élevée, inférieure à 0.2 mm selon la position du marqueur (cf. figure 3.3). Cependant, une contrainte importante de ce système provient du fait que le marqueur doit toujours être dans le champ de vision de la base. Cela peut se révéler problématique dans certaines situations.

Il existe différents autres types de systèmes de positionnement, chacun ayant ses avantages et inconvénients. Les systèmes magnétiques, par exemple, ne présentent pas le désavantage du lien visuel avec le marqueur. Par contre, leur résolution est inférieure aux solutions optiques

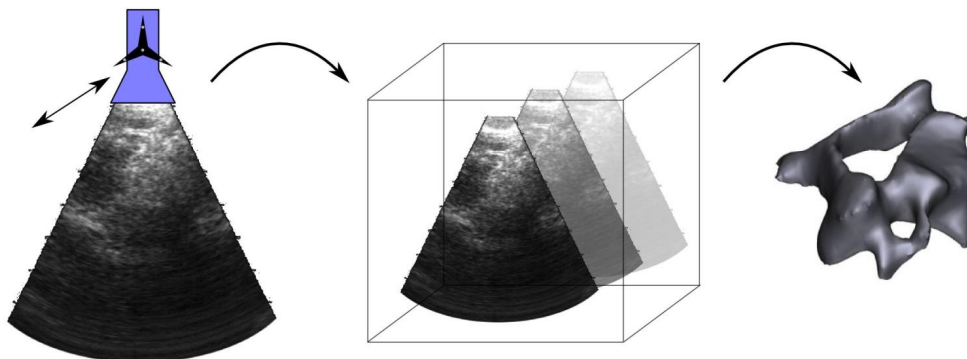


FIG. 3.1 – Le marqueur fixé sur la sonde (figure de gauche) fournit la position et l'orientation de la sonde dans l'espace. Il est ainsi possible de localiser dans l'espace les images obtenues (figure du milieu) pour finalement reconstruire un modèle tridimensionnel de la vertèbre (figure de droite).

[14]. D'autres systèmes utilisent des caméras vidéos afin de localiser et suivre un point défini sur l'image. Là encore apparaît le problème de l'occlusion et de la précision. Le *VRAI Group* possédant un *EasyTrack 500* de la société *Atracsys*, c'est ce système qui a naturellement été retenu dans le cadre de ce projet.

Un marqueur (cf. figure 3.4) est placé sur la sonde à ultrasons. Il est ainsi possible de connaître la position de la sonde dans l'espace lors des manipulations. C'est cette information qui permet la correspondance entre un pixel de l'image de l'échographe et une position dans l'espace. Cette étape nécessite une phase importante de calibration qui est présenté en détails dans le chapitre 4.

3.2 Segmentation de la vertèbre

Différentes techniques de registration sont envisageables. La grande majorité de ces techniques requièrent une étape de *segmentation*. La segmentation consiste à isoler sur une image numérique des pixels ayant des propriétés communes. Dans le cadre de ce projet, il convient de localiser les points de l'image échographique appartenant à la vertèbre.

Cette étape est relativement compliquée avec des images d'échographe. Comme expliqué précédemment dans la section 2.3, une quantité importante de bruit apparaît sur l'image, compliquant la phase de segmentation en diminuant le rapport signal/bruit. De plus, une échographie est passablement compliquée à interpréter pour une personne, même parfois qualifiée. Le lecteur est invité à ce propos à lire le compte-rendu de la rencontre avec le Dr. Meuwly à la section B.3. Il est également important de ne pas se laisser abuser par certains écrits et images visibles dans certaines publications scientifiques. En effet, les tests sont bien souvent réalisés sur un cadavre ou un fantôme. Comme l'a relevé le Dr. Meuwly, les propriétés des tissus ne sont pas les mêmes sur un cadavre ce qui a comme conséquence de modifier l'image. Expérience faite avec le Dr. Meuwly, nous avons constaté qu'il était difficile en effet d'obtenir, sur un sujet vivant, des images dont le contour de la vertèbre ressort aussi nettement que dans [1] par exemple. Les différences



FIG. 3.2 – *EasyTrack 500* de la société *Atracsys*. Source : *Atracsys*

de tissus sont discutées également dans la section 3.3.

Bien que l'idée de base du projet est la mise au point d'un système automatique, il semble qu'une étape de segmentation assistée par un opérateur soit nécessaire. A l'aide d'un logiciel adapté, un radiologue peut localiser sur une série d'images le contour de la vertèbre. Il est également envisageable de ne demander à l'opérateur que la sélection d'une zone contenant la vertèbre, fournissant ainsi des conditions initiales pour l'utilisation d'un algorithme de segmentation automatique.

3.3 Registration de la vertèbre

Une fois la calibration de la sonde réalisée et la segmentation de l'image obtenue, il est possible de registrer la vertèbre. Là encore, plusieurs algorithmes sont possibles. Ceux-ci seront discutés plus en détails au chapitre 5.

La registration effectuée actuellement par contact nécessite au minimum trois points. Afin d'améliorer la précision, une série de points supplémentaires est également acquise sur la surface de la vertèbre. La précision obtenue par cette technique est d'environ 1 à 2 mm ce qui est suffisant pour la pose des vis. La procédure a été testée plusieurs fois sur cadavre et semble suffisamment fiable. Une précision équivalente, voir meilleure, est nécessaire pour qu'un nouveau système présente un intérêt.

Différents problèmes se posent avec l'utilisation de l'échographie. Les appareils sont calibrés d'usine selon une estimation de la vitesse du son dans les tissus humains. Cette vitesse moyenne est d'environ 1500 m/s¹. Prenons l'exemple simple d'une onde unique réfléchie à une distance de 2 cm de la sonde. La relation entre la vitesse V , le temps T et la distance D est définie par :

¹La vitesse du son dans l'eau est de 1480 m/s à 20°C

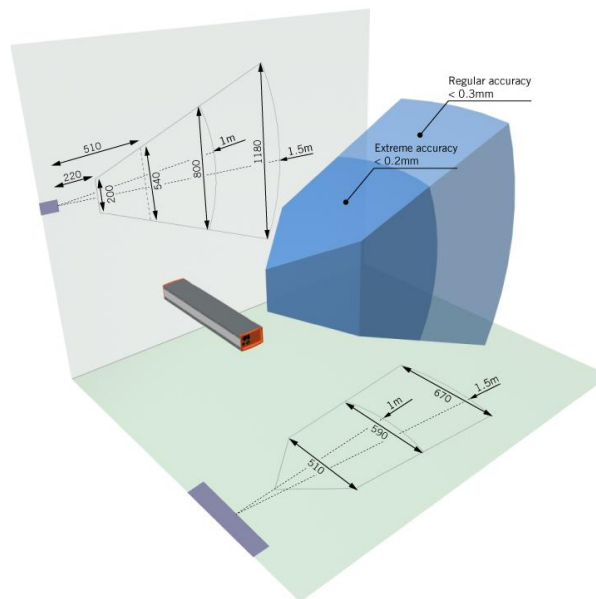


FIG. 3.3 – Précision spatiale d'un *EasyTrack 500*. Source : Atracsys

$$V = \frac{D}{T}$$

Le temps mis par l'onde pour faire le trajet aller-retour est donc de :

$$T = \frac{D}{V} = \frac{2 \times 0.02 \text{ m}}{1500 \text{ m/s}} \simeq 2.7 \times 10^{-5} \text{ s} \quad (3.1)$$

Sur la base du temps obtenu dans l'équation 3.1, voyons l'incidence à présent d'un changement de vitesse dans le milieu. Prenons une valeur de 1450 m/s qui correspond à la vitesse du son dans la graisse [12].

$$D = \frac{V \times T}{2} = \frac{1450 \text{ m/s} \times 2.7 \times 10^{-5} \text{ s}}{2} = 1.9575 \text{ cm}$$

Réalisons le même calcul avec une valeur de 1570 m/s qui représente la vitesse du son dans les muscles [12].

$$D = \frac{V \times T}{2} = \frac{1570 \text{ m/s} \times 2.7 \times 10^{-5} \text{ s}}{2} = 2.1195 \text{ cm}$$

La différence entre ces deux résultats est de $2.1195 \text{ cm} - 1.9575 \text{ cm} = 0.162 \text{ cm}$. Bien entendu, cela n'est qu'une estimation mais il est intéressant de constater que la différence est du même ordre de grandeur que l'erreur requise pour la registration de la vertèbre. Il est donc évident que ce fait doit être pris en considération et qu'il diminue d'autant la précision de registration. A ce sujet également, le lecteur est invité à lire l'anecdote du Dr. Meuwly en rapport avec les



FIG. 3.4 – Marqueur de type *boomerang* de la société *Atracsys*. Les quatre diodes permettant la localisation du marqueur sont bien visibles sur cette image. Source : *Atracsys*

prothèses en silicone (cf. section B.3). Il faut encore remarquer que la vitesse du son varie selon la température du matériau.

4

Calibration

Comme expliqué dans la section 3.1, un marqueur monté sur la sonde fournit une information tridimensionnelle. Il est nécessaire de calibrer le système afin de faire correspondre un point de l'image échographie avec un point réel. La qualité de la calibration est primordiale afin d'obtenir une registration précise par la suite. Ce chapitre présente tout d'abord différentes techniques de calibration d'une sonde à ultrasons. La solution adoptée est finalement détaillée et expliquée.

4.1 État de l'art

Dans bien des cas, il n'est pas possible d'assurer la fixation permanente d'un marqueur sur la sonde de l'échographe. Il est donc nécessaire de disposer d'une procédure de calibration rapide et fiable. Différentes techniques rencontrées dans [18, 11, 19] sont brièvement présentées dans la suite de cette section. Toutes ces méthodes ont en commun l'utilisation d'un milieu liquide, généralement de l'eau.

4.1.1 Cross-wire phantom

La méthode du *cross-wire phantom* utilise deux fils se croisant en un point C et plongés dans un bac d'eau. La position de l'intersection est connue et exprimée par rapport à T . Le schéma de la figure 4.1 représente les différents référentiels.

Le point d'intersection des fils est observé depuis différents points de vue. Ce point satisfait l'équation 4.1 dans laquelle \mathbf{T}_T^C représente la matrice de transformation de C à T , \mathbf{T}_R^T , la matrice de transformation de T à R et \mathbf{T}_P^R , la matrice de transformation de R vers P . s_x et s_y sont des paramètres d'échelle et u et v désignent des coordonnées de l'image échographique. Dans ce cas, u et v correspondent aux coordonnées du point d'intersection des deux fils visible sur l'image.

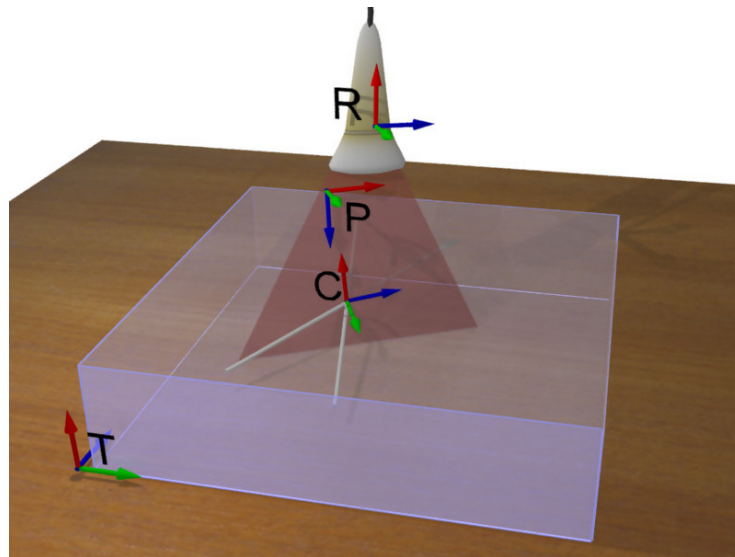


FIG. 4.1 – Cross-wire phantom.

$$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = \mathbf{T}_T^C \cdot \mathbf{T}_R^T \cdot \mathbf{T}_P^R \cdot \begin{pmatrix} s_x u \\ s_y v \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4.1)$$

Le fait de placer C sur le point d'intersection permet de simplifier grandement les calculs. Le résultat des mesures permet d'obtenir un système d'équations surdéterminé qui peut être optimisé au moyen de l'algorithme de *Levenberg-Marquardt*.

Il est possible de remplacer les fils par un autre objet, une petite sphère par exemple. Le problème reste le même. Dans la plupart des cas, le point est déterminé manuellement ce qui est relativement coûteux en temps.

4.1.2 Three-wire phantom

La méthode du *three-wire phantom* utilise non plus deux mais trois fils, montés orthogonalement, comme montré sur la figure 4.2.

Là aussi, l'origine C est placée à l'intersection afin de simplifier les équations. Ainsi, si la sonde visualise l'axe X , le pixel résultant sur l'image doit satisfaire l'équation 4.2.

$$\begin{pmatrix} x \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = \mathbf{T}_T^C \cdot \mathbf{T}_R^T \cdot \mathbf{T}_P^R \cdot \begin{pmatrix} s_x u \\ s_y v \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4.2)$$

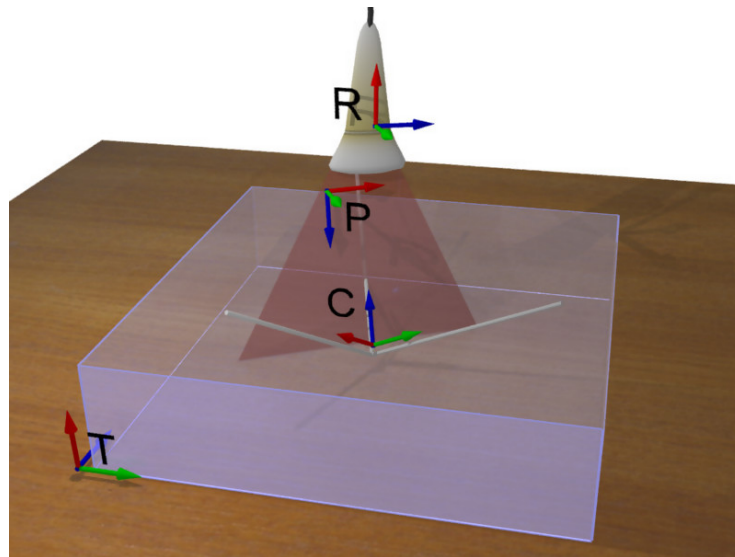


FIG. 4.2 – Three-wire phantom.

Lorsqu'il s'agit de l'axe Y , le membre de gauche de l'équation 4.2 devient $\begin{pmatrix} 0 \\ y \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix}$ et $\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ z \\ 1 \end{pmatrix}$ pour l'axe Z .

Afin de résoudre ce système d'équation, il est nécessaire d'obtenir des informations pour chaque axe. Il est donc important de savoir auquel appartient une image donnée. L'avantage par rapport à la méthode du *cross-wire phantom* provient du fait qu'il est plus aisé de visualiser avec une sonde échographique un fils sur sa longueur qu'un point précis.

4.1.3 Single-wall phantom

Une autre méthode ne nécessitant qu'un minimum de matériel est la méthode du *single-wall phantom*. Au contraire des autres méthodes présentées dans ce chapitre, celle-ci est la seule ne nécessitant pas l'utilisation d'un fantôme supplémentaire. C'est le fond du récipient d'eau qui est directement utilisé pour la calibration et qui joue ainsi le rôle de fantôme. En effet, celui-ci apparaît sous la forme d'une ligne droite sur l'image échographique qu'il est possible de détecter de manière automatique. Bien entendu, il est également possible de détecter un point pour les méthodes du *cross-wire* et *three-wire phantom*. Cependant, il est nettement plus fiable de détecter une ligne car l'information présente sur l'image se confond moins avec le bruit, très présent sur une échographie.

Cette méthode est présentée sur la figure 4.3. Le référentiel C est défini dans le même plan que le fond du récipient afin de simplifier les équations. Un pixel de coordonnées (u, v) appartenant à la ligne sur l'image échographique doit satisfaire l'équation 4.3.

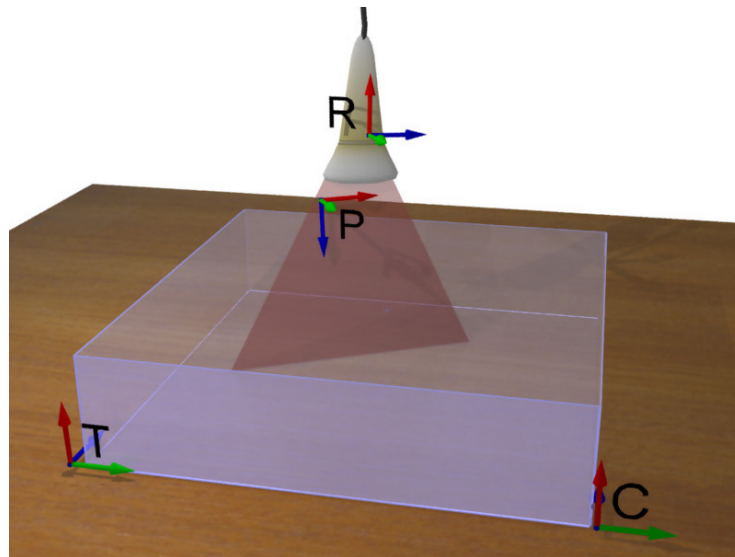


FIG. 4.3 – Single-wall phantom.

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = \mathbf{T}_T^C \cdot \mathbf{T}_R^T \cdot \mathbf{T}_P^R \cdot \begin{pmatrix} s_x u \\ s_y v \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4.3)$$

Lors de l'utilisation de cette méthode, il est important d'acquérir des données permettant d'obtenir un système d'équations indépendantes. Ainsi, les six degrés de liberté de la sonde, trois translations et trois rotations, doivent être utilisés.

Un problème se pose cependant avec cette technique. Lorsque le fond est observé par la sonde de manière oblique, des problèmes apparaissent, dus principalement aux réflexions sur la surface et à la largeur du faisceau d'ultrasons. Le premier diminue la qualité de l'image alors que le deuxième introduit des erreurs de positions comme montré sur la figure 4.4.

4.1.4 Cambridge phantom

Afin de minimiser les problèmes rencontrés avec la méthode du *single-wall phantom*, la méthode du *Cambridge phantom* a été mise au point. La méthode est basée sur le *single-wall phantom* et le principe reste identique. Cependant, un dispositif supplémentaire permet d'obtenir un plan de calibration le plus possible normal à la sonde. Sur la figure 4.5, le sommet de la barre située entre les deux roues et pointé par la flèche correspond au pseudo-plan de calibration. La sonde est fixée à l'intérieur de la cage, celle-ci pouvant glisser le long de la barre grâce aux entailles. Le plan de calibration est ainsi toujours perpendiculaire aux ondes.

Bien que fournissant des images de meilleure qualité que le *single-wall phantom*, cette méthode présente le désavantage de recourir à l'utilisation d'un appareil supplémentaire.

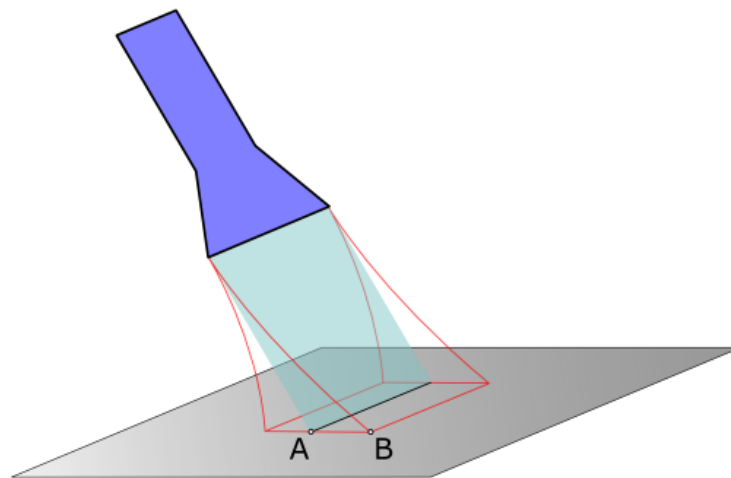


FIG. 4.4 – L'épaisseur du faisceau ultrasons implique des erreurs lors de prise d'images obliques. L'écho au point *B*, qui ne reflète pas la véritable position de la paroi, arrive après l'écho du point *A* créant une image floue de la surface.

4.1.5 Four edges method

La méthode *four edges*, présentée par Jens Kowal dans [11], utilise un principe relativement simple. Il consiste à utiliser un fantôme (cf. figure 4.6) sur lequel quatre points sont localisés de manière précise. Un support maintient la sonde au-dessus du fantôme. L'utilisateur doit alors ajuster finement la position de celle-ci afin d'aligner les quatre points dans le plan de visualisation de la sonde. Il en résulte quatre points identifiables sur l'image échographique. La formulation du problème est identique aux méthodes présentées précédemment mis à part le fait qu'il est à présent possible de le résoudre à l'aide d'une seule et unique image.

Bien que présenté par l'auteur comme la méthode la plus rapide (2 minutes) en comparaison à *three-wire phantom* (18.48 minutes) et *Cambridge phantom* (9.30 minutes), nous nous permettons d'émettre quelques doutes à ce propos, particulièrement si les manipulations sont réalisées par une personne inexpérimentée.

4.2 Single-wall phantom

La calibration de la sonde est une étape importante du projet. Il est en effet dérisoire d'espérer obtenir une registration de qualité si la calibration n'est pas précise. Une méthode simple et rapide est nécessaire. Il n'est pas possible, pour l'instant, de fixer de manière définitive le marqueur sur la sonde car le matériel utilisé est prêté. De plus, certains réglages (zoom, profondeur d'observation, etc) modifient la géométrie de l'image échographique, nécessitant idéalement une nouvelle calibration. Il est également envisageable que le chirurgien désire simplement vérifier que la calibration du système est correcte et ne fournit pas des valeurs erronées. Il est important

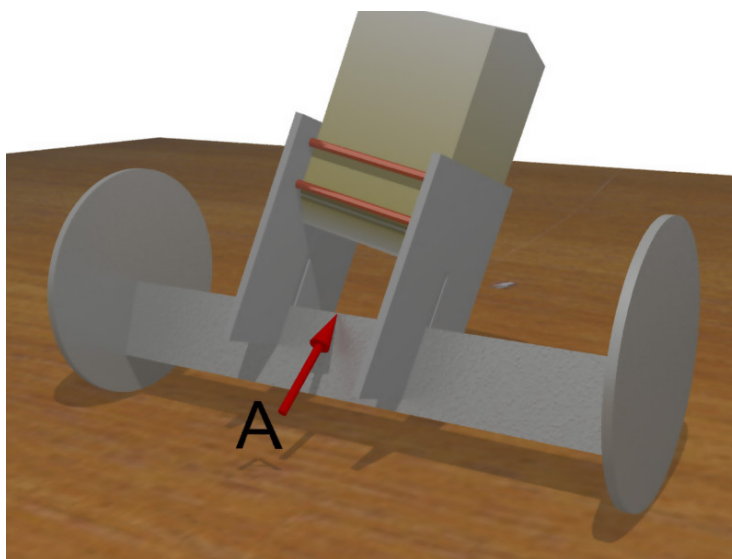


FIG. 4.5 – Cambridge phantom. Le point désigné par A indique pseudo-plan de calibration.

pour lui que la procédure soit la plus automatisée possible afin d'en diminuer le temps et la complexité. Au vu de ces raisons et des méthodes présentées à la section 4.1, *single-wall phantom* semble représenter le candidat idéal. En effet, bien que cette méthode ne soit pas la plus précise, elle possède l'énorme avantage d'une mise en place minimum et de manipulations relativement simples pour l'opérateur. De plus, il est possible, sans aucune modification, de passer à la méthode du *Cambridge phantom*, celle-ci n'étant qu'une amélioration de la technique d'acquisition des images. *Single-wall phantom* est donc une bonne méthode de départ pour tester la faisabilité de ce projet.

4.2.1 Détection du fond du bac

Lorsque la sonde est au contact de la surface du liquide, l'écho du fond du récipient apparaît sous la forme d'une ligne sur l'image échographique (cf. figure 4.9). Il existe différents algorithmes permettant la détection automatique de lignes dans une image. L'une des méthodes les plus fiables est sans doute la *transformée de Hough* [10].

Transformée de Hough

La *transformée de Hough* permet la reconnaissance de forme et a été inventée en 1962 par Paul Hough pour la recherche de ligne dans une image. En 1972, Richard Duda et Peter Hart modifient la méthode pour l'appliquer à n'importe quel type de formes. Il s'agit de la *transformée généralisée de Hough*.

Le principe à la base de la *transformée de Hough* est qu'il existe un nombre infini de lignes passant par un point de l'image et dont seule l'orientation varie. Ainsi, l'algorithme va transfor-

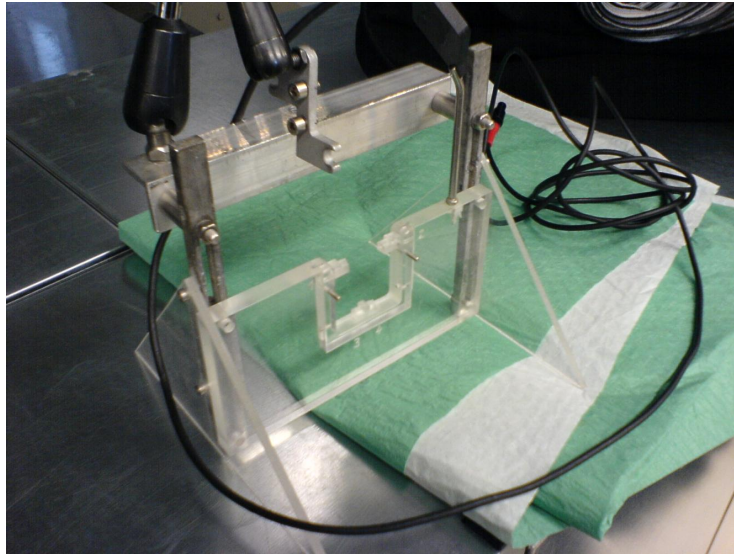


FIG. 4.6 – Fantôme utilisé par la méthode *four edges*.

mer l'image vers une représentation paramétrique :

- ρ correspondant à la norme du vecteur normal à une ligne l issue d'un point p et
- θ représentant l'angle de ce vecteur.

La figure 4.7 montre cette représentation pour deux points. Celle-ci est désignée sous le terme d'*accumulateur*. Les valeurs les plus élevées de l'accumulateur correspondent aux lignes de l'image. Dans le cas de la calibration avec *single-wall phantom*, une seule ligne apparaît sur l'image et ressort clairement dans l'accumulateur (cf. figure 4.8).

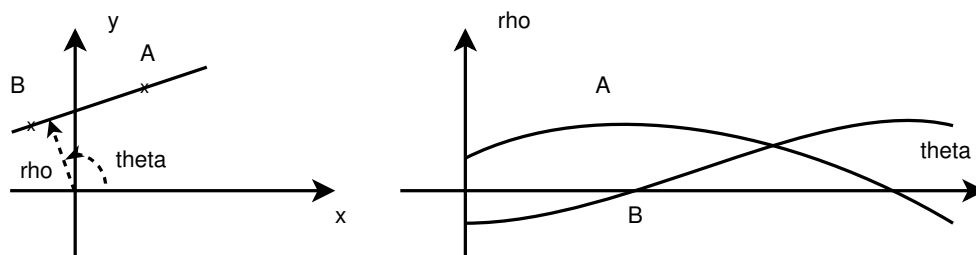


FIG. 4.7 – Représentation paramétrique des lignes passant par les points A et B . L'intersection des deux courbes sur le graphique du bas représente l'angle et la norme du vecteur normal à la droite AB .

En règle général, l'algorithme est appliqué sur une image filtrée. Par exemple, un filtre de *Sobel* ou *Prewitt* permet d'obtenir la dérivée de l'image. Un filtre de type *Canny edge* permettant la détection de contour peut ensuite être appliqué. L'image est ainsi suffisamment propre pour permettre une utilisation efficace et rapide de la *transformée de Hough*.



FIG. 4.8 – Accumulateur de la transformée de Hough.

Les échographies contiennent les éléments de l'interface utilisateur de l'appareil (cf. figure 4.9). Il est donc nécessaire de les supprimer au moyen d'un masque avant d'appliquer l'algorithme. Il est intéressant de noter que la figure 4.9 présente une distorsion géométrique, le fond du récipient ne formant pas une ligne. Cette image provient d'un Vingmed CFM800, visible sur la figure 4.10, échographe vieux et dépassé à l'heure actuelle.

4.2.2 Optimisation des paramètres

Définition du problème

Le problème a été défini d'une manière similaire à la technique utilisée dans [18]. Trois points sont pris à l'aide d'un pointeur sur le fond du récipient de calibration. L'équation du plan peut ainsi être définie. Nous avons décidé de ne pas passer par une transformation \mathbf{T}_T^C et d'utiliser directement le référentiel du traqueur comme base du volume de reconstruction. Le problème peut alors être formulé de la manière suivante :

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} = \mathbf{T}_R^T \cdot \mathbf{T}_P^R \cdot \begin{pmatrix} s_x u \\ s_y v \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4.4)$$

$$ax + by + cz + d = 0 \quad (4.5)$$

Avec a , b , c et d formant l'équation cartésienne du plan contenant le fond du récipient. Ces paramètres sont déterminés à l'aide des trois points pris sur la surface. Pour rappel, \mathbf{T}_R^T corres-

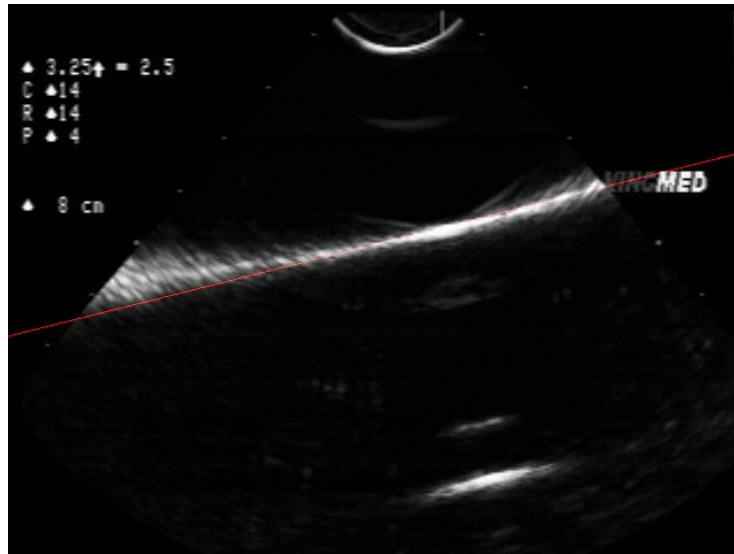


FIG. 4.9 – Ligne détectée par la transformée de Hough.

pond à la transformation entre le traqueur et le marqueur. La transformation \mathbf{T}_P^R , quant à elle, représente le passage du marqueur vers l'image échographique.

Modifions à présent les équations 4.4 et 4.5 pour utiliser une représentation paramétrique du plan :

$$\begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \\ 1 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \\ 0 \end{pmatrix} s + \begin{pmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \\ 0 \end{pmatrix} t = \mathbf{T}_R^T \cdot \mathbf{T}_P^R \cdot \begin{pmatrix} s_x u \\ s_y v \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4.6)$$

La relation 4.6 nous donne en fait trois équations. Celles-ci peuvent être réduites en éliminant les inconnues s et t . La matrice \mathbf{T}_R^T correspond à l'orientation et à la position du marqueur dans le référentiel du traqueur. Cette information est directement fournie par l'*EasyTrack*. Il reste donc les paramètres de la matrice \mathbf{T}_P^R à déterminer. C'est le rôle de la calibration. Dans [18], les auteurs ont choisi une représentation selon un schéma x - y - z *fixed-angles*. Six paramètres définissent la matrice : trois rotations (α, β, γ) et trois translations (x, y, z). L'ordre des rotations est ici important car une rotation autour de x suivi d'une rotation autour de y n'est pas obligatoirement égale à une rotation autour de y puis autour de x . La matrice est ainsi définie :

$$\mathbf{T}_R^T = \begin{bmatrix} \cos \alpha \cos \beta & \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma - \sin \alpha \cos \gamma & \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma + \sin \alpha \sin \gamma & r_x \\ \sin \alpha \cos \beta & \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma + \cos \alpha \cos \gamma & \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma - \cos \alpha \sin \gamma & r_y \\ -\sin \beta & \cos \beta \sin \gamma & \cos \beta \cos \gamma & r_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

Il est également possible de paramétrer la rotation à l'aide de quaternions. La matrice \mathbf{T}_R^T a alors la forme suivante, avec x, y, z et w les paramètres du quaternion :



FIG. 4.10 – Vingmed CFM800.

$$\mathbf{T}_R^T = \begin{bmatrix} 1 - 2(y^2 + z^2) & 2(xy - wz) & 2(xz + wy) & r_x \\ 2(xy + wz) & 1 - 2(x^2 + z^2) & 2(yz - wx) & r_y \\ 2(xz - wy) & 2(yz + wx) & 1 - 2(x^2 + y^2) & r_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

Nous avons choisi une approche quelque peu différente dans le cadre de ce projet. Partant du constat que la connaissance géométrique de la transformation n'a que peu d'importance, il est possible de définir la matrice \mathbf{T}_R^T de la manière suivante :

$$\mathbf{T}_R^T = \begin{bmatrix} tr_{00} & tr_{01} & tr_{02} & r_x \\ tr_{10} & tr_{11} & tr_{12} & r_y \\ tr_{20} & tr_{21} & tr_{22} & r_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

La matrice décrite en 4.9 ne caractérise plus forcément une rotation et une translation. D'autres types de déformations peuvent apparaître telles que des transformations non rigides. Le cisaillement, décrit sur la figure 4.11, en est un bon exemple. Cette matrice présente donc l'avantage de corriger d'éventuelles déformations géométriques de l'échographie. Il est clair que le nombre de paramètres inconnus est supérieur en comparaison à la matrice 4.7. Cependant, les paramètres d'échelle s_x et s_y peuvent être supprimés étant donné qu'ils sont directement pris en compte par les paramètres tr_{xy} de la matrice 4.9. De plus, le système 4.5 devient à présent linéaire et il apparaît, après résolution du système, que les contributions de la troisième colonne de la matrice \mathbf{T}_R^T

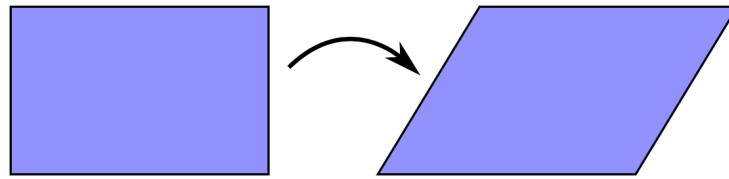


FIG. 4.11 – La figure de droite représente le rectangle de gauche après une transformation non rigide de type cisaillement.

sont nulles. En effet, en vertu de la propriété 3 du tableau 4.1 et des faits présentés ci-dessus, il est possible d'écrire le membre de droite de l'équation 4.6 de la manière suivante :

$$\mathbf{T}_R^T \cdot \left(\mathbf{T}_P^R \cdot \begin{pmatrix} u \\ v \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \right) \quad (4.10)$$

$$\mathbf{T}_R^T \cdot \left(\begin{bmatrix} tr_{00} & tr_{01} & tr_{02} & r_x \\ tr_{10} & tr_{11} & tr_{12} & r_y \\ tr_{20} & tr_{21} & tr_{22} & r_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{pmatrix} u \\ v \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \right) \quad (4.11)$$

$$\mathbf{T}_R^T \cdot \begin{pmatrix} r_x + utr_{00} + vtr_{01} \\ r_y + utr_{10} + vtr_{11} \\ r_z + utr_{20} + vtr_{21} \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4.12)$$

1. La matrice nulle est l'élément absorbant de la multiplication matricielle.
2. La matrice unité est l'élément neutre de la multiplication matricielle.
3. La multiplication matricielle est associative : $\mathbf{ABC} = (\mathbf{AB})\mathbf{C} = \mathbf{A}(\mathbf{BC})$.
4. La multiplication matricielle est distributive : $\mathbf{A}(\mathbf{B} + \mathbf{C}) = \mathbf{AB} + \mathbf{AC}$.
5. La multiplication matricielle *n'est pas* commutative.

TAB. 4.1 – Propriété de la multiplication matricielle.

Le vecteur à droite dans l'équation 4.12 ne présente aucun terme de la forme tr_{x2} . Cela signifie que les valeurs de la troisième colonne de la matrice \mathbf{T}_R^T n'influence pas la transformation. Il est donc possible de fixer les valeurs de cette colonne à 0. Nous obtenons donc la matrice 4.13. Ce fait est intéressant et peut paraître déroutant aux premiers abords. Cela est également valable dans le cas de la représentation *x-y-z fixed-angles* présentée dans l'équation 4.7. Cependant, il

n'est ici pas possible de forcer les éléments de la troisième colonne à 0 car la matrice, n'étant alors plus orthogonale, ne caractériserait plus une série de rotation.

$$\mathbf{T}_R^T = \begin{bmatrix} tr_{00} & tr_{01} & 0 & r_x \\ tr_{10} & tr_{11} & 0 & r_y \\ tr_{20} & tr_{21} & 0 & r_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

Ainsi, neuf paramètres de \mathbf{T}_R^T sont inconnus et doivent être déterminés. En comparaison, la méthode du *x-y-z fixed-angles* possède huit inconnus.

Principe de calibration

La prise d'une image échographique lors du processus de calibration fournit une ligne, détectée par algorithme de manière automatique, à partir de laquelle il est possible de tirer deux points. Ceux-ci, de coordonnées (u, v) , appartiennent au plan de calibration. Le couple (u, v) peut être substitué dans le système 4.12 de même que les paramètres de la matrice \mathbf{T}_R^T donnés directement par le traqueur. Une équation linéaire, d'inconnus tr_{00} , tr_{01} , tr_{10} , tr_{11} , tr_{20} , tr_{21} , r_x , r_y et r_z , est ainsi obtenue. Une deuxième équation peut être obtenue à l'aide du deuxième point de la ligne. Les prises de vues sont répétées jusqu'à obtenir un nombre suffisant d'équation pour résoudre le système. Celui-ci doit comporter suffisamment d'équations indépendantes pour permettre une résolution univoque. C'est pourquoi il est nécessaire, lors des manipulations, de bien couvrir les six degrés de liberté de la sonde comme démontré sur la figure 4.12.

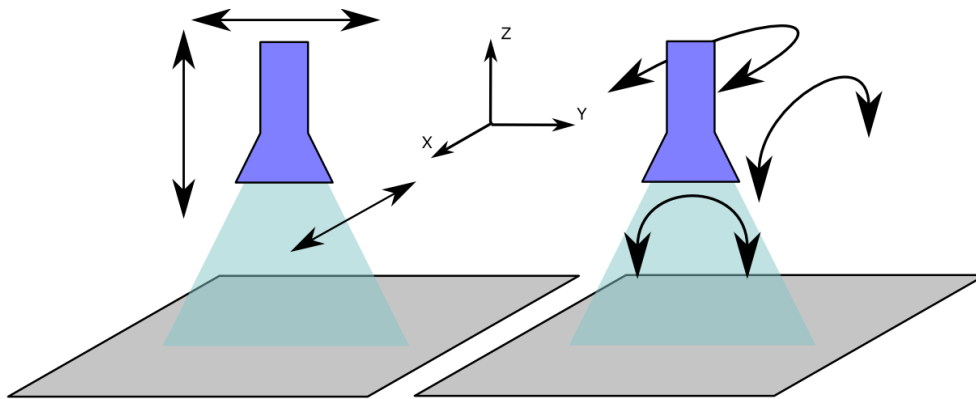


FIG. 4.12 – Il est nécessaire de bien couvrir les six degrés de liberté de la sonde. La figure de gauche démontre les trois translations selon x, y et z. La figure de droite présente les rotations autour de ces mêmes axes.

Algorithme d'optimisation

Un des algorithmes les plus utilisés pour l'optimisation de systèmes non-linéaires est sans doute *Levenberg-Marquardt*. Celui-ci fournit une solution au problème de la minimisation d'une

somme de carrés de plusieurs fonctions dépendant d'un même ensemble de paramètres. Cet algorithme est très utilisé et semble fournir de bons résultats dans bon nombre de cas. C'est l'algorithme utilisé dans [18, 19].

Cependant, étant donné que nous avons à présent un système linéaire, il est possible d'utiliser d'autres méthodes. L'une d'elle est la *Pseudo-inverse* de *Moore-Penrose*. L'inversion classique d'une matrice est limitée à des matrices régulières¹. La *Pseudo-inverse* de *Moore-Penrose* lève cette limitation (cf. encart 4.2). La solution \vec{v} du système linéaire peut ainsi être obtenu par résolution directe comme montré ci-dessous, où \mathbf{A}^+ est la *Pseudo-inverse* de *Moore-Penrose* et \vec{b} représente les constantes des équations linéaires :

$$\vec{v} = \mathbf{A}^+ \vec{b} \quad (4.14)$$

Si le système d'équations linéaires est sur-dimensionné, la *Pseudo-inverse* permet d'obtenir une solution des *moindres carrés* qui minimise ainsi l'erreur [13].

Soit \mathbf{A} une matrice arbitraire d'ordre $m \times n$ et \mathbf{B} une matrice d'ordre $n \times m$. \mathbf{B} est appelée la *Pseudo-inverse* de *Moore-Penrose* de \mathbf{A} si

$$\mathbf{A} \cdot \mathbf{B} \cdot \mathbf{A} = \mathbf{A}$$

$$\mathbf{B} \cdot \mathbf{A} \cdot \mathbf{B} = \mathbf{B}$$

$\mathbf{A} \cdot \mathbf{B}$ est symétrique

$\mathbf{B} \cdot \mathbf{A}$ est symétrique

La *Pseudo-inverse* de *Moore-Penrose* de \mathbf{A} est habituellement nommée \mathbf{A}^+ .

TAB. 4.2 – La *Pseudo-inverse* de *Moore-Penrose*.

¹carrées et non singulières.

5

Registration

La registration de la vertèbre est l'étape finale du projet. Ce chapitre présente différentes méthodes possibles pour la réalisation de celle-ci. La registration n'ayant pas fait l'objet d'une implémentation logicielle, la solution choisie ne peut malheureusement pas être discutée en détails.

5.1 État de l'art

Le but de ce projet vise à registrer des données obtenues par échographie avec des informations provenant d'un CT¹. En effet, avant l'opération proprement dite, le patient subit un scanner de la région cervicale afin de fournir au chirurgien les données nécessaires pour une planification préopératoire. C'est sur la base de ces images qu'il va définir les points d'entrée ainsi que les angles d'insertion des vis.

La registration est une tâche fondamentale en traitement d'images. Cette technique utilise deux ou plusieurs images prises à des moments, des points de vue ou avec des capteurs différents pour transformer différents ensembles de données en un même système de coordonnées (cf. figure 5.1). Cela est nécessaire afin de pouvoir comparer des données obtenues de différentes manières.

A l'heure actuelle, la registration de la vertèbre est réalisée au moyen de l'algorithme *ICP*² [5]. Comme expliqué précédemment, le chirurgien obtient, par contact sur la vertèbre du patient, une série de points qui sont utilisés par l'algorithme pour réaliser la correspondance avec le modèle de la vertèbre obtenu au moyen d'une reconstruction tridimensionnelle basée sur des images de tomographie.

¹Computed Tomography

²Iterative Closest Point

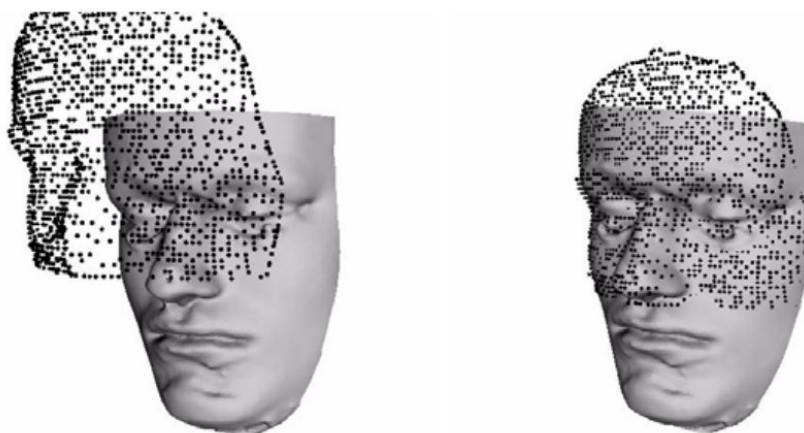


FIG. 5.1 – Registration d'un nuage de points avec un modèle tridimensionnel. Source : [5]

Il existe deux grandes catégories de méthodes pour la registration médicale : intrinsèque et extrinsèque . Les méthodes extrinsèques consistent à introduire des objets étrangers dans l'espace à visualiser. Elles nécessitent bien souvent une intervention supplémentaire relativement coûteuse en temps. Selon l'avis du chirurgien, il conviendrait d'éviter si possible ce type de méthode. Cependant, une intervention chirurgicale légère ne semble pas poser de problème et peut être envisagée. Les méthodes intrinsèques, quant à elles, ne se basent que sur des données obtenues à partir du patient. Ce type de méthode est idéal du point de vue médical car aucune intervention invasive n'est requise sur le patient.

Dans le cas de l'imagerie par ultrasons, différentes techniques peuvent être envisagées.

5.1.1 Repère

Il est possible d'identifier des points de repère anatomique, des propriétés morphologiques et de les utiliser pour la registration. Par exemple, le processus épineux de la vertèbre (cf. figure 5.2) peut servir de repère car il s'agit d'un point remarquable de la vertèbre. Il est également envisageable de poser sur la vertèbre du patient, lors d'une intervention antérieure, de petits repères artificiels. Ceux-ci ressortent nettement lors d'un passage au scanner et peuvent être ensuite facilement visualisés par ultrasons lors de l'intervention. Cependant, cette technique requiert une intervention invasive ce qui doit, si possible, être évité.

L'algorithme *ICP* convient bien pour l'optimisation de deux nuages de points comme c'est le cas ici.

Malheureusement, nous pensons que cette méthode n'est pas la mieux adaptée à l'échographie du fait qu'il est relativement difficile d'observer clairement des points de repère anatomique sur la vertèbre avec ce type d'imagerie. De plus, il convient d'éviter au maximum le nombre d'interventions invasives sur le patient.

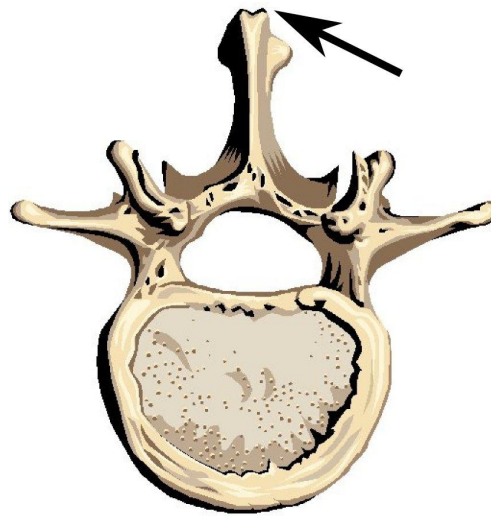


FIG. 5.2 – La flèche désigne le processus épineux de la vertèbre. Source : The Chiropractic Resource Organization

5.1.2 Segmentation

Comme illustré sur la figure 5.3, il est possible de distinguer la surface de la vertèbre. L'utilisation d'un algorithme de segmentation permet de trouver de manière automatique cette surface. C'est la technique utilisée par les auteurs de [17]. Les images échographiques étant très bruitées, il est envisageable de procéder à une segmentation semi-automatique voir manuelle du contour de la vertèbre. Celui-ci fournit un nuage de points qu'il est ensuite possible de registrer avec le modèle tridimensionnel au moyen d'*ICP* par exemple.

La précision de cette méthode dépend beaucoup de la capacité à discerner distinctement le contour de la vertèbre. Étant donné que cette segmentation peut être réalisée aussi bien de manière automatique que manuelle, c'est cette méthode que nous pensions réaliser sous forme logicielle. Une application permettant le dessin du contour par un opérateur aurait constitué une première étape. Le logiciel aurait ensuite subi des modifications de manière à demander de moins en moins d'interventions de la part du technicien pour finalement réaliser, si possible, la segmentation de manière automatique.

5.1.3 Voxel

La technique présentée ci-dessus extrait des informations de l'image. Cette extraction a pour inconvénient de réduire la quantité d'informations fournies par l'image. Au lieu de cela, il est possible d'utiliser directement l'ensemble des *voxels*³ d'un ensemble d'images échographiques. La méthode de registration utilise alors directement les niveaux de gris de l'image, sans segmentation ou intervention préalable de l'utilisateur. Cette technique semble s'appliquer relativement

³Pixels en trois dimensions.

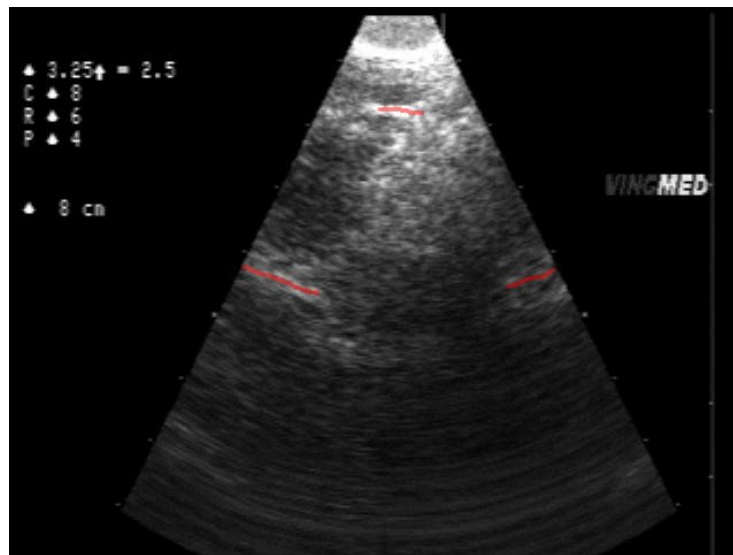


FIG. 5.3 – Échographie d'une vertèbre cervicale réalisée avec un Vingmed CFM800. On distingue la surface de la vertèbre.

bien à l'imagerie à ultrasons vu le caractère bruité des images obtenues qui rend l'utilisation d'une méthode de segmentation plus difficile.

Il est également possible d'utiliser cette technique comme pré-registration grossière afin de fournir de bonnes conditions initiales à un algorithme de type segmentation, par exemple, utilisant *ICP*.

La technique présentée dans [1] semble tout à fait intéressante. Les auteurs simulent des images échographiques à partir de la reconstruction tridimensionnelle de la vertèbre et appliquent ensuite une méthode de registration cherchant à maximiser la correspondance des niveaux de gris de ces images simulées avec des images provenant directement de l'échographe.

5.2 Discussion

Il est difficile de proposer une méthode idéale. Tout comme la calibration, il s'agit principalement d'un compromis entre la complexité, le temps requis et la précision désirée. La méthode des repères ne semble pas applicable dans le cas de l'échographie à moins d'insérer des points artificiels dans la vertèbre du patient. Il conviendrait cependant d'éviter cette méthode extrinsèque. Cela est réalisable à l'aide d'une technique basée sur la segmentation par exemple. Les algorithmes utilisés dans le cadre de celle-ci sont relativement bien maîtrisés et fournissent de bons résultats. La registration par *voxels* est un domaine prometteur dans le milieu de l'imagerie à ultrasons du fait de l'utilisation globale de l'image permettant de garder un maximum d'informations ce qui semble présenter des avantages dans le cas d'images bruitées.

Nous pensons toutefois que beaucoup de travail reste encore à faire pour obtenir une précision du même niveau que la méthode actuelle de registration par contact. Il peut être intéressant

également d'explorer des méthodes de registration différentes. Nous pensons notamment à la registration de la vertèbre par contact au moyen d'une aiguille guidée par échographie, méthode proposée par le Dr. Meuwly (cf. rencontre B.3). Bien qu'invasive, cette méthode est nettement moins lourde qu'une incision pratiquée au niveau de la nuque du patient.

6

Implémentation logicielle

La calibration et la registration demandent de résoudre des systèmes d'équations et des algorithmes relativement complexes. Il est donc nécessaire de recourir à la puissance de calcul d'un ordinateur. Ce chapitre explique la manière dont les différents algorithmes ont été implémentés. La conception et l'organisation du logiciel sont également présentées.

6.1 Introduction

Ce projet a fait l'objet d'une implémentation logicielle des différents concepts présentés dans les chapitres précédents. Cela permet de valider et tester la faisabilité d'un algorithme ou d'une démarche.

Le langage de programmation utilisé est le *C++* qui présente l'avantage de fournir d'excellentes performances tout en présentant une approche orientée objet. Un grand nombre de bibliothèques externes existent également pour ce langage et les interactions avec le matériel sont facilitées. La bibliothèque *MAF*¹, actuellement développée au *VRAI Group* étant écrite en *C++/C#*, une intégration du présent projet dans celle-ci en est facilitée par l'utilisation de ce même langage. Cependant, au contraire de *Java* par exemple, la portabilité² de ce langage demande une certaine quantité de travail supplémentaire. Cet aspect est malheureusement trop souvent oublié par les développeurs.

Ce projet a été développé entièrement sous *GNU/Linux* au moyen, entre autres, des logiciels libres présentés dans le tableau 6.1.

La machine utilisée pour la réalisation de ce projet ainsi que pour les différents tests est un ordinateur portable avec les caractéristiques décrites dans le tableau 6.2.

¹Medical Applications Framework

²Possibilité d'utiliser le logiciel sur différentes plates-formes et systèmes d'exploitation.

<i>GCC</i>	Compilateur C/C++
<i>Eclipse CDT</i>	Outils de développement C/C++
<i>Subversion</i>	Gestion des fichiers sources
<i>Octave</i>	Calculs numériques. Compatible avec <i>Matlab</i>
<i>Gnuplot</i>	Graphique mathématique
<i>Atracsys Framework</i>	Développement d'applications de chirurgie assistée par ordinateur
<i>TLib</i>	Traitement d'images
<i>TinyXML</i>	Lecteur et écriture de fichier <i>XML</i>
<i>Coin3D</i>	Moteur de rendu 3D
<i>SimVoleon</i>	Permet la visualisation de données volumétriques avec <i>Coin3D</i>

TAB. 6.1 – Logiciels utilisés pour ce projet

Processeur	Pentium M à 1.8 GHz
Mémoire vive	512 Mo
Disque dur	40 Go, 5400 tours/minute
Carte graphique	ATI Radeon 7000, 32 Mo
Écran	LCD, 1024x768

TAB. 6.2 – Description de l'ordinateur utilisé

Un soin particulier a été apporté à la conception du logiciel, de manière à permettre une réutilisation aisée du code dans d'autres projets. De plus, l'utilisation de standards et de bibliothèques externes compilables sur différentes plates-formes assurent un portage vers d'autres plates-formes avec un minimum de modifications.

La gestion des fichiers sources est assurée par un système de *contrôle de version*. L'utilisation d'un tel système permet la sauvegarde de chaque version d'un fichier permettant ainsi un retour à une version précédente ou encore la visualisation des modifications en cours. De plus, les fichiers sont de cette manière sauvegardés, le dépôt étant réalisé sur un serveur externe. Pour cela, nous avons choisi d'utiliser *Subversion* qui reprend et améliore la conception du fameux *CVS*.

6.2 Acquisition des données

La première étape nécessaire à la calibration puis la registration est l'acquisition des données. Afin d'obtenir les images de l'échographe en temps réel, la sortie *Composite* ou *S-Video* de l'appareil (cf. section 2.3) est connectée à un *framegrabber* permettant la conversion numérique d'une source vidéo analogique. Le *framegrabber* se connecte directement sur un port *USB 2.0*, disponible sur toutes les machines récentes. Un tel modèle est présenté sur la figure 6.1.

La bibliothèque *TLib*, développée au *VRAI Group* par Sébastien Grange, fournit les fonctions élémentaires nécessaires à l'acquisition et au traitement de base de l'image. Sous *GNU/Linux*, l'interface de programmation *Video4Linux* est utilisée pour communiquer avec le périphérique d'acquisition vidéo. Cette interface est peu à peu abandonnée au profit de son successeur, *Video4Linux2*. La documentation de *TLib* affirme que la bibliothèque supporte les périphériques



FIG. 6.1 – Pinnacle Dazzle DVC90. Source : Pinnacle Systems

Video4Linux2. C'est pourquoi nous avons fait l'acquisition d'un *framegrabber Pinnacle Dazzle DVC90* (cf. figure 6.1) dont le pilote supporte cette interface. Après test, nous avons constaté que *TLib* ne supporte en fait que la version 1 de *Video4Linux*. Nous avons donc décidé d'ajouter le support de la version 2 à *TLib*. Pour ce faire, nous avons adapté la classe `tlDigitizerV4L.cpp` de cette bibliothèque en suivant les spécifications relativement étoffées de *Video4Linux2* [20].

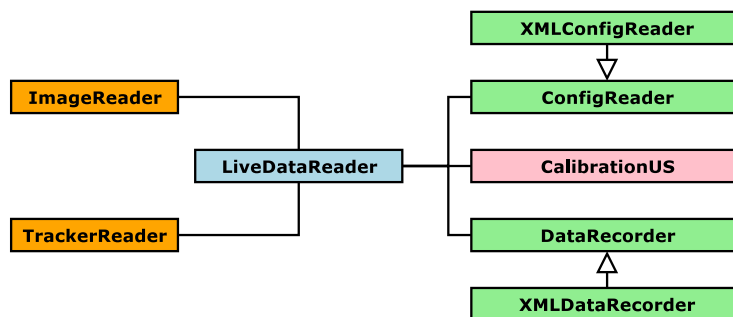


FIG. 6.2 – Diagramme de classe de la partie acquisition.

Le schéma 6.2 présente l'organisation des classes logicielles de la partie acquisition. La classe centrale est `LiveDataReader`. Cette classe s'occupe de la gestion de l'acquisition des images au travers de la classe `ImageReader` et des données du traqueur au moyen de la classe `TrackerReader`. Ces deux classes gèrent chacune un *thread*³ permettant l'acquisition simultanée des images vidéo et des positions du marqueur. Les informations ainsi récoltées sont enregistrées sur disque. Les images sont sauvegardées au format *JPEG* et les orientations et positions du marqueur sont sérialisées dans un fichier *XML*. Ces deux standards sont très répandus et offre l'avantage d'une réutilisation aisée par un logiciel tiers. Ces opérations sont à la charge du `DataRecorder`, plus précisément du `XMLDataRecorder`. `DataRecorder` est une classe abstraite, présentant un certain nombre de fonctions à définir par une classe fille, `XMLDataRecorder` en

³Threads : processus légers semblant s'exécuter en parallèle.

étant un exemple. Il est ainsi aisément possible de modifier le logiciel pour qu'il sauvegarde les données dans un format, par exemple, binaire. Il suffit de créer une classe `BinaryDataRecorder` qui hérite de `DataRecorder` et implémente les méthodes requises. Cette technique permet une grande modularité du logiciel.

Le processus d'acquisition se déroule selon la logique suivante :

```

1 initialiser XMLDataRecorder, ImageReader et TrackerReader;
2 démarrer ImageReader et TrackerReader;
3 répéter
4   si une image est acquise alors
5       aller chercher la position du marqueur dans TrackerReader;
6       si la position est valide alors
7           passer les données à DataRecorder;
8       fin
9   fin
10 jusqu'à acquisition stoppe ;
11 stopper ImageReader et TrackerReader;

```

Algorithme 1 : Procédure d'acquisition

La ligne 4 de l'algorithme 1 est implémentée au moyen d'un signal fourni par la bibliothèque `libsigc++`. Lorsqu'une image a été acquise, un signal est émis par `ImageReader` appelant ainsi une méthode de `LiveDataRecorder`. Cette méthode va alors s'occuper de récupérer l'image et la dernière position acquise par le traqueur. Il n'est en effet pas possible de commander le traqueur pour qu'il fournisse la position du marqueur à un moment donné. C'est une limitation de l'`EasyTrack` qui peut-être contournée en prenant à chaque fois la dernière valeur acquise.

6.3 Générateur de données

Afin de tester de manière fiable l'implémentation de la calibration, il est nécessaire de posséder des données fiables et dont les caractéristiques sont connues d'avance. C'est pourquoi un générateur d'images échographiques a été mis au point. Il s'agit de générer une ligne correspondant au fond du récipient de calibration (cf figure 6.3). Il est intéressant de remarquer qu'une pareille simulation n'a jamais été rencontrée dans les publications faisant référence à la méthode du *single-wall phantom*.

L'organisation interne du générateur est présentée sur la figure 6.4. Tout d'abord la classe `MatrixGenerator` permet la simulation de la procédure de calibration. Une matrice initiale, correspondant à la position et l'orientation du marqueur, est définie dans un fichier de configuration au format `XML`. Afin de simuler les mouvements du marqueur, une transformation est appliquée sur cette matrice. Une machine d'état prend en compte les six types de mouvements nécessaires : trois translations et trois rotations (cf. section 4.1.3). Bien entendu, il est possible de configurer, au moyen du fichier `XML`, les limites de chaque mouvement ainsi que le nombre

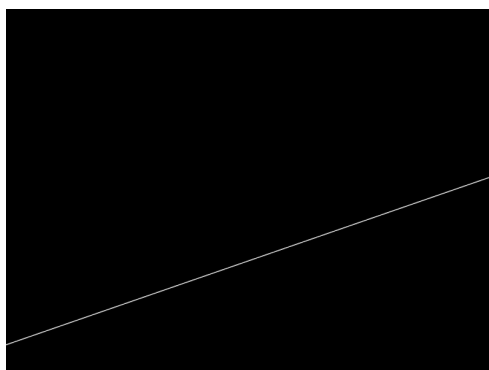


FIG. 6.3 – Image obtenue au moyen du générateur.

d'étapes entre celles-ci. Ce fichier de configuration contient également la définition de la matrice T_p^R (cf. équation 4.5). C'est cette matrice qui est ensuite recherchée par la procédure de calibration.

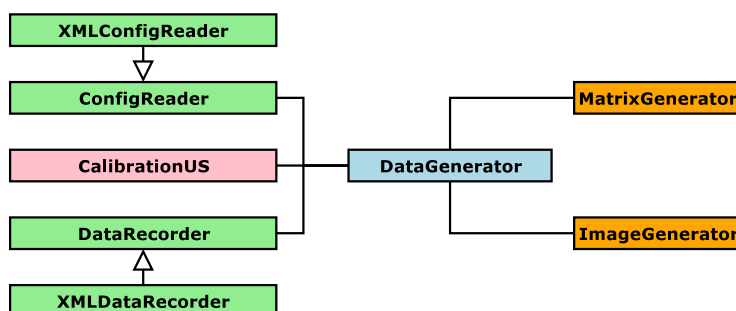


FIG. 6.4 – Diagramme de classe de la partie générateur.

Une fois la matrice du marqueur simulée, celle-ci est passée au `DataGenerator` qui la transmet à son tour à `ImageGenerator`. Cette objet va alors déterminer deux points appartenant au plan de calibration et en corrélation avec les matrices de transformations données. A partir de ces informations, il est possible de générer la ligne correspondante, simulant ainsi l'échographie du fond du récipient (cf. figure 6.3). Bien entendu, le format des données créées par ce générateur est en tout point identique à celui du module d'acquisition. Cela permet une utilisation transparente des ensembles de données par le module de calibration.

L'ensemble des données générées peut également être sauvegardé dans un format compatible avec *Matlab* et *Octave*. Cela permet la création de scripts de contrôle des données et la vérification des algorithmes de simulation et de calibration. Cette partie est expliquée plus en détails dans la section 6.4.

Lors de la génération des données, il peut arriver que la ligne obtenue ne passe pas par la surface de l'image. Cette situation, illustrée sur la figure 6.5, apparaît lorsque la position de la sonde simulée est telle que le fond du récipient n'est plus visible sur l'image échographique, simulée elle aussi. Dans ce cas, le générateur se termine avec un message d'erreur invitant l'utilisateur à modifier les paramètres de la simulation.

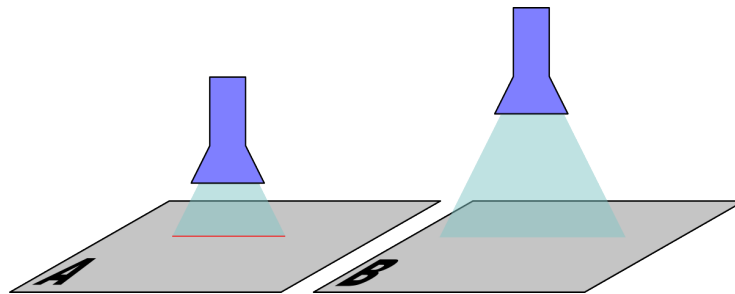


FIG. 6.5 – Sur l'image A, le fond du récipient est visible sur l'image échographique. Sur l'image B, la sonde est trop haute pour visualiser le fond.

6.4 Calibration

La technique de calibration utilisée dans le cadre de ce projet a été discutée en détails à la section 4.2. Son implémentation logicielle est présentée sur la figure 6.6.

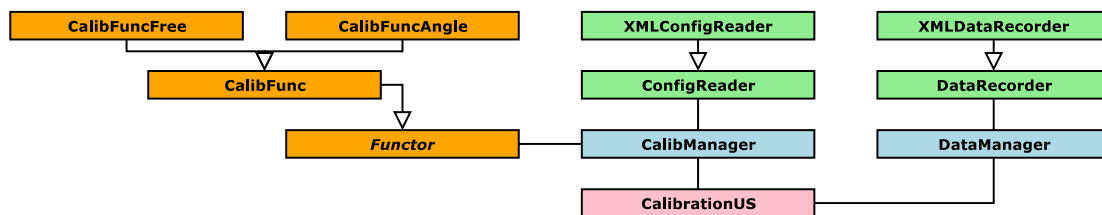


FIG. 6.6 – Diagramme de classe du module de calibration.

Lors du démarrage du programme en mode de calibration, celui-ci va lire le fichier *XML* passé en paramètre et dans lequel se trouve toutes les informations nécessaires à la calibration. Ces données peuvent provenir soit d'une acquisition réelle, obtenue au moyen du mode d'acquisition (cf. section 6.2), soit d'une simulation, réalisée avec le mode générateur du programme (cf. section 6.3). Afin d'optimiser l'utilisation de la mémoire, les échantillons sont chargés l'un après l'autre, permettant ainsi une libération de la mémoire prise par l'image par exemple. Seules les informations strictement nécessaires à la calibration sont conservées. L'algorithme suivant explique cette étape :

A la fin de l'exécution de l'algorithme 2, le *CalibManager* contient toutes les données nécessaires pour réaliser la calibration de la sonde. Cette classe contient une fonction *calibrate()* qui déclenche la calibration proprement dite. Trois méthodes différentes sont disponibles et activées selon la valeur du paramètre passé à la fonction *calibrate()*. Ces trois méthodes sont définies par les éléments de l'énumération *CalibType* présentés dans le tableau 6.3.

La bibliothèque *Atracsys Framework* fournit un bon nombre de routines de calcul matriciel dont, entre autres, l'algorithme d'optimisation de *Levenberg-Marquardt* et la *Pseudo-inverse* de *Moore-Penrose*. Celle-ci est implémentée au moyen de *SVD*⁴.

⁴Singular Value Decomposition


```

1 initialiser DataManager;
2 tant que un DataContainer est disponible dans DataManager faire
3   extraire l'image ImageContainer du DataContainer;
4   extraire le marqueur MarkerContainer du DataContainer;
5   trouver 2 points appartenant au fond du récipient avec ImageToPoints;
6   créer un CalibContainer;
7   ajouter les 2 points précédents au CalibContainer;
8   ajouter la matrice de MarkerContainer au CalibContainer;
9   ajouter le CalibContainer au CalibManager;
10  supprimer la mémoire occupée par DataContainer;
11 fin

```

Algorithme 2 : Chargement des données

PSEUDO_INVERSE	Méthode de résolution du système linéaire par la <i>Pseudo-inverse</i> de Moore-Penrose
LM_FREE_VARIABLES	Optimisation de la distance du point au plan par <i>Levenberg-Marquardt</i>
LM_ANLGES	Optimisation des angles, translations et échelles avec <i>Levenberg-Marquardt</i>

TAB. 6.3 – Valeurs de l'énumération CalibType

Tout comme le générateur de données, il est possible d'obtenir des informations sur la calibration dans un format compatible avec *Matlab* et *Octave*. En plus de la vérification de la méthode de calibration, il est possible de réaliser différents tests d'erreur qui seront abordés plus en détails au chapitre 7.

L'implémentation de la calibration a posé quelques problèmes. Lors de la réalisation des premiers tests, il s'est avéré que les résultats obtenus étaient complètement faussés. Tout d'abord, la méthode de résolution présentée à la section 4.2.2 a été incriminée. C'est pourquoi deux autres méthodes d'optimisation ont été mises en place. Il s'est révélé que les résultats obtenus au moyen de ces méthodes alternatives étaient également erronés. Le test approfondi de chaque fonction du logiciel à l'aide de scripts *Octave* a permis de déceler un problème lors de la construction d'une matrice. Durant l'initialisation des valeurs d'orientation et de position du marqueur, la sous-matrice de rotation était en fait transposée suite à une erreur de programmation. Le problème est expliqué dans le tableau 6.4 et le code correspondant est présenté dans le tableau 6.5. Le problème n'a pas été découvert immédiatement car pour une sous-matrice de rotation R symétrique, $R^T = R$. Or, il se trouve que les premiers tests ont été réalisés avec des matrices possédant cette propriété. De plus, les paramètres de translations ne sont pas touchés par ce problème ce qui n'a pas aidé à la découverte de l'anomalie.

La détection de lignes est réalisée au niveau de *TLib*. Cette bibliothèque ne possédant pas ce type d'algorithme, il est plus cohérent de rajouter le support d'un tel filtre directement dans celle-ci. Tout comme le support de *Video4Linux2*, le code réalisé pour cet algorithme a été envoyé à

$$\left[\begin{array}{ccc|c} r_{00} & r_{01} & r_{02} & t_x \\ r_{10} & r_{11} & r_{12} & t_y \\ r_{20} & r_{21} & r_{22} & t_z \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \left[\begin{array}{ccc|c} r_{00} & r_{10} & r_{20} & t_x \\ r_{01} & r_{11} & r_{21} & t_y \\ r_{02} & r_{12} & r_{22} & t_z \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right]$$

$$\left[\begin{array}{ccc|c} \mathbf{R} & & & t_x \\ & & & t_y \\ & & & t_z \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \left[\begin{array}{ccc|c} \mathbf{R}^T & & & t_x \\ & & & t_y \\ & & & t_z \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right]$$

TAB. 6.4 – A gauche, la matrice correcte. A droite, la sous-matrice de rotation est transposée. Les deux transformations ne sont pas équivalentes car $A \neq A^T$ sauf si A est symétrique.

```

1 // Rotation matrix                // Rotation matrix
2 for (unsigned i=0; i<3; i++)      for (unsigned i=0; i<3; i++)
3   for (unsigned j=0; j<3; j++)    for (unsigned j=0; j<3; j++)
4     matrix[i][j] = rot[3*i+j];    matrix[j][i] = rot[3*i+j];

```

TAB. 6.5 – Le code de droite est correcte alors que celui de gauche crée une matrice transposée. L'erreur se trouve à la ligne 4, dans l'inversion des indexes i et j .

l'auteur de *TLib*. D'autres utilisateurs peuvent ainsi en bénéficier.

Comme expliqué dans la section 4.2.1, c'est l'algorithme de la *transformée de Hough* qui est utilisé pour la détection du fond du récipient. L'algorithme 3 présente en pseudo-code la création de l'accumulateur de la transformée.

La création de l'accumulateur ne représente que la première partie de l'algorithme. Les informations de l'image ont été transformées dans un système de représentation permettant la mise en évidence des droites. La ligne la plus marquée de l'image peut être simplement retrouvée en prenant la coordonnée (r, θ) dont la valeur de l'accumulateur est la plus élevée. Il est ensuite nécessaire de reconvertir le couple (r, θ) dans un système de coordonnées (x, y) . Cette étape est expliquée par l'algorithme 4.

TLib ne fournit pas de routine de détournage de ligne. Si une coordonnée est donnée hors de la surface de l'image, la fonction de traçage de ligne de *TLib* retourne une erreur. Il est donc nécessaire de déterminer les coordonnées des extrémités de la ligne. Celles-ci sont calculées à l'aide du vecteur (v_x, v_y) et du point (x_0, y_0) obtenus par l'algorithme 4. Cependant, le dessin de la ligne en elle-même n'est utile que pour la vérification de l'exactitude de l'algorithme. Dans la pratique, c'est les coordonnées de cette ligne aux extrémités qui sont directement utilisées.

Le résultat de la calibration est la matrice de transformation \mathbf{T}_p^R (cf. équation 4.13). Cette matrice peut être également enregistrée dans un format directement lisible par *Octave* afin de faciliter les procédures de tests (cf. chapitre 7). Il est ainsi possible de visualiser facilement la correspondance entre une série de points transformés par la matrice "correcte" du générateur et la même matrice estimée cette fois par le module de calibration (cf. figure 6.7).

Données : soit *img* l'image à transformer, soit *accu* l'accumulateur de la transformée et soit *threshold* le seuil pour la prise en compte d'un pixel.

```

1  pour  $y \rightarrow 0$  à hauteur de img faire
2      pour  $x \rightarrow 0$  à largeur de img faire
3          soit  $v$  la valeur du pixel de img en  $(x, y)$ ;
4          si  $v > threshold$  alors
5              pour  $\theta \rightarrow 0$  à  $\pi$  faire
6                  soit  $r = x \cos \theta + y \sin \theta$ ;
7                  soit  $t$  la valeur de accu en  $(r, \theta)$ ;
8                   $t = t + 1$ ;
9                  mettre à jour la valeur de accu en  $(r, \theta)$  avec  $t$ ;
10             fin
11         fin
12     fin
13 fin

```

Algorithme 3 : Création de l'accumulateur de la *transformée de Hough*

Données : soit *img* l'image à transformer et soit *accu* l'accumulateur de la transformée

```

1  soit  $max = 0$ ;
2  pour chaque point  $(s, \vartheta)$  de accu faire
3      si la valeur de accu en  $(s, \vartheta) > max$  alors
4           $max \leftarrow$  valeur de accu en  $(s, \vartheta)$ ;
5           $\theta = \vartheta$ ;
6           $r = s$ ;
7      fin
8  fin
9   $v_x = -\sin \theta$ ;
10  $v_y = \cos \theta$ ;
11  $x_0 = r \cos \theta$ ;
12  $y_0 = r \sin \theta$ ;
13 tracer la ligne définie par le vecteur  $(v_x, v_y)$  et l'origine  $(x_0, y_0)$ ;

```

Algorithme 4 : Détermination de la ligne la plus marquée

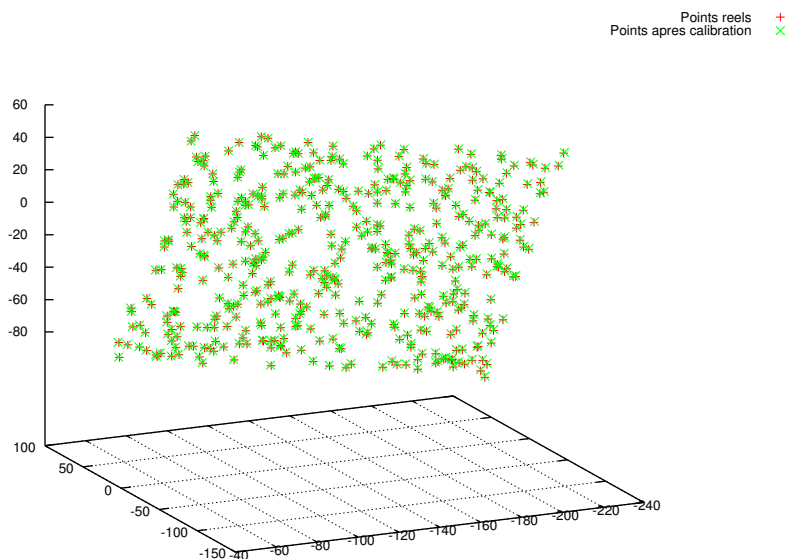


FIG. 6.7 – Visualisation de points transformés par la matrice du générateur et par la même matrice estimée par la procédure de calibration.

6.5 Visualisation

Afin de permettre l'observation d'images tridimensionnelles au moyen de l'échographe, nous avons mis en place un système de visualisation volumétrique en temps réel. Il est ainsi possible d'observer directement lors du balayage avec la sonde un volume reconstitué.

Nous avons utilisé pour ce faire *SimVoleon*, un module annexe pour *Coin3D* (cf. figure 6.8). Ce dernier est un moteur 3D permettant la visualisation en temps-réel d'objets tridimensionnels. *Coin3D* est un logiciel libre, fonctionnant sur de nombreuses systèmes et utilisé dans de multiples applications demandant une représentation en trois dimensions d'un environnement ou d'un objet. Cependant, *Coin3D* ne permet pas de visualiser directement des données volumétriques. Ce manque est comblé par l'ajout de *SimVoleon*, moteur de rendu volumétrique tirant profit de fonctions déjà existantes dans *Coin3D*.

L'organisation de ce module est présentée sur la figure 6.9. Les images échographiques et les positions du marqueur sont transférées à la classe `CoordConverter` qui transmet ensuite ces informations à `VoxelsWorld`. Cette classe représente la reconstruction tridimensionnelle des images acquises par l'échographe. Le module volumétrique de *Coin3D*, *SimVoleon* représenté ici par la classe `Coin3D/SimVoleon`, se charge finalement d'afficher les données de `VoxelsWorld` et permet une navigation autour du volume reconstitué. La fonction `saveVoxelsWorld()` de la classe `VoxelsWorld` permet de sauvegarder sur disque un volume reconstitué. Inversement, la fonction `loadVoxelsWorld()` permet de charger dans le programme des données précédemment acquises, permettant ainsi une visualisation postérieure du volume.

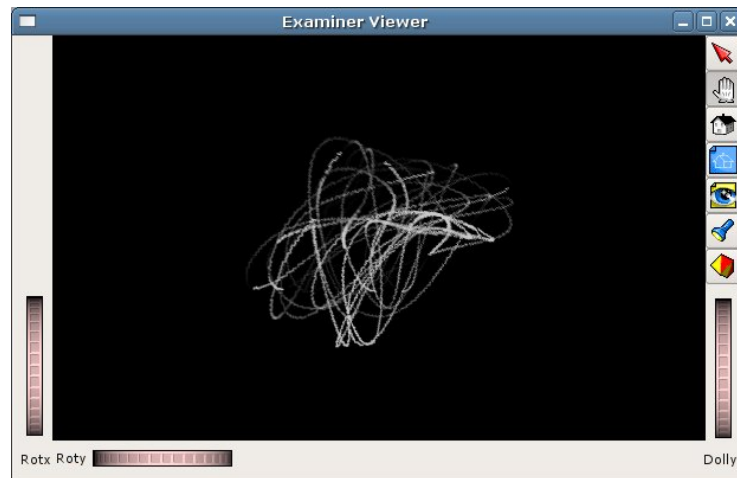


FIG. 6.8 – Fenêtre principale de l'interface de *Coin3D*, ici avec *SimVoleon*. Le volume visualisé est généré à partir de fonctions sinusoïdales.

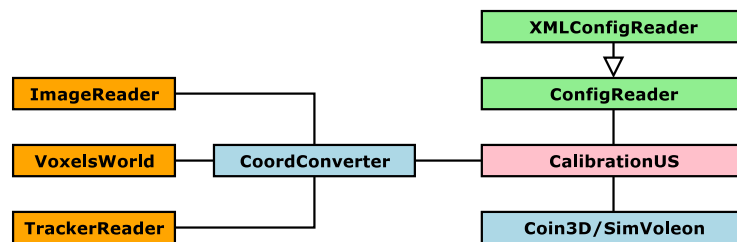


FIG. 6.9 – Diagramme de classe du module de visualisation.

L'intérêt principal de ce module de visualisation est d'obtenir une reconstruction visuelle du volume observé par l'échographe. Le résultat peut être comparé aux appareils d'échographie tridimensionnelle qui ont vu le jour il y a quelques années déjà. Malheureusement, *SimVoleon* ne permet pas de réaliser des mesures sur les volumes ce qui peut être intéressant pour l'évaluation de la précision de la calibration par exemple.

7

Tests

Ce chapitre explique les procédures de tests utilisées pour vérifier la validité de l'algorithme présenté à la section 4.2.2. Les deux autres techniques implémentées et expliquées à la section 6.4 ont également fait l'objet de tests. Finalement, les résultats obtenus au niveau de la calibration sont discutés, la registration n'ayant pas été implémentée.

7.1 Procédures de tests

Quantifier l'erreur est une étape très importante lors de la calibration de la sonde et bien entendu lors de la registration de la vertèbre. Une registration précise n'est d'aucune utilité si la calibration du système est erronée.

Cependant, le problème de la méthode à adopter se pose lorsqu'il s'agit de mesurer une erreur. Nous avons souvent remarqué dans la littérature scientifique traitant du sujet qu'il est difficile d'obtenir une bonne estimation de l'erreur. Nous avons même été parfois abusés par certaines publications se vantant, par exemple, d'une calibration précise à 0.5 mm. En effet, il s'agit ici de l'écart moyen obtenu lors de différentes calibrations, témoignant d'une certaine stabilité de la méthode. Après une lecture approfondie, il se trouve que l'erreur de localisation n'est guère meilleure que 2 mm. Pour rappel, la précision désirée dans ce projet est de l'ordre de 1 mm.

Il est difficile de réaliser des mesures d'erreurs fiables lors de l'utilisation d'images réelles. En effet, le fait que la matrice de transformation \mathbf{T}_p^R ne soit pas connue empêche une évaluation directe des résultats. Une technique utilisée dans ce cas est la comparaison des dimensions d'un objet avec sa reconstruction en trois dimensions. C'est pourquoi il nous a semblé plus judicieux de mettre au point un simulateur permettant de générer des données dont toutes les caractéristiques sont maîtrisables.

Comme relevé précédemment dans la section 6.3, il est remarquable de constater que de telles simulations n'aient pas été rencontrées dans la littérature scientifique traitant de *single-wall phantom*. La simulation nous semble importante pour permettre une évaluation précise de l'erreur engendrée par la méthode d'optimisation. De plus, le fond du récipient étant simulé par une ligne parfaite sur l'image, il est possible de tester et d'évaluer la qualité de la détection automatique de ligne.

Différents types de tests ont été réalisés à l'aide de scripts pour *Octave*, logiciel libre de calcul numérique compatible avec *Matlab*. Ainsi, un script écrit pour l'un fonctionne, sous réserve de petites modifications, avec l'autre. Comme présenté au chapitre 6, le générateur et le module de calibration permettent d'exporter directement les données nécessaires dans un format compatible avec *Octave*.

Nous avons réalisé principalement quatre scripts. Le premier, `check_generator`, permet la validation et l'évaluation de l'erreur du générateur. Il peut paraître étrange de parler d'erreur au sujet de la génération des données. En effet, celle-ci est censée créer des échantillons parfaits excepté, bien évidemment, si un bruit artificiel est ajouté. Le système *EasyTrack* fournit des valeurs significatives à un chiffre après la virgule et tous les calculs sont effectués avec un type `double`¹ dont la précision est d'au moins 15 chiffres après la virgule. Par contre, les coordonnées des points d'une image sont représentées avec des types `entier`, `integer`² par exemple. Ainsi, une position simulée sur l'image de 456.78 sera arrondie à 457. C'est cette perte de précision qui est évaluée. Lors de l'exécution de ce script, différentes valeurs sont calculées :

- *max* : la valeur maximale rencontrée sur l'ensemble des échantillons.
- *min* : la valeur minimale rencontrée.
- *RMS* : la *Root Mean Square* erreur des échantillons.
- *écart-type* : l'écart-type des valeurs.

Lorsque l'erreur *RMS* dépasse un certain seuil défini par l'utilisateur, le script se termine et averti celui-ci d'un problème dans le générateur.

Le deuxième script, `check_calibrator`, pour sa part se charge de vérifier les données de calibration. Tout d'abord, les deux points appartenant à la ligne du fond du récipient sont comparés aux points utilisés par le générateur pour dessiner cette même ligne. Ce test permet de vérifier l'exactitude de la détection de ligne réalisée au moyen de la *transformée de Hough*. Comme dans le cas du générateur, le *min*, *max*, *RMS* et l'*écart-type* sont calculés et le script se termine en cas de valeurs non conformes. Il est important de noter que dans le cas de ce script, les valeurs calculées ne correspondent plus à une unité métrique mais se rapportent aux pixels de l'image. Ces valeurs ne sont pas présentées dans les graphiques de la section suivante afin de ne pas mélanger des unités n'ayant pas de relation entre elles. Dans ce même script, une deuxième étape consiste à tester que les matrices du marqueur simulé chargées dans le module de calibration sont identiques aux matrices créées par le générateur. Ce test peut sembler inutile mais c'est lui qui a permis la découverte du problème décrit à la section 6.4.

¹type de donnée codé sur 64 bits offrant une plage de valeur allant de -1.7×10^{-308} à 1.7×10^{308}

²type de donnée codé sur 32 bits offrant une plage de valeur allant de -2147483648 à 2147483647

Les paramètres suivants des deux scripts susmentionnés permettent de configurer les seuils d'erreur engendrant un arrêt de la procédure de test :

<i>Paramètre</i>	<i>Description</i>
pts.thres	valeur maximale autorisée pour l'erreur d'un point donné
pts.thres_rms	valeur maximale de l'erreur <i>RMS</i> autorisée sur l'ensemble des points

Un troisième script, `check_calibration`, effectue les tests d'erreurs à proprement parlé de la procédure de calibration. Cinq tests différents ont été écrits :

1. évaluation d'un point fixe de l'image échographique avec les positions du marqueur générées par la simulation.
2. évaluation de points aléatoires de l'image avec une position fixe du marqueur.
3. évaluation de points aléatoires avec les positions du marqueur générées par la simulation.
4. évaluation d'un point fixe avec des positions aléatoires du marqueur.
5. évaluation de points aléatoires avec des positions aléatoires du marqueur.

Les tests comportant des éléments aléatoires sont répétés plusieurs fois et les valeurs obtenues sont moyennées. Les paramètres du script peuvent être modifiés aisément au moyen des variables suivantes :

<i>Paramètre</i>	<i>Description</i>	<i>Valeur par défaut</i>
pts.value	coordonnées du point fixe	[320 ; 240 ; 0 ; 1]
conf.nbr_rand	nombre d'échantillons aléatoires	1000
conf.nbr_avg	nombre de répétition des tests aléatoires	5
conf.verbose	active l'affichage détaillé des tests	false

Le résultat de chaque test est enregistré dans la structure `tests`. Cela permet de retrouver facilement les valeurs par la suite, au travers d'un autre script ou simplement à la ligne de commande d'*Octave*.

Un quatrième script, `test_calibration`, regroupe les trois précédents et s'occupe de l'organisation des tests et de l'affichage des graphiques. Nous avons décidé de faire varier le nombre d'images utilisées par le module de calibration. Nous effectuons donc à chaque fois dix passages des tests présentés ci-dessus, le nombre d'images s'étalant ainsi de 18 à 558. Cependant, pour des raisons de clarté, nous n'avons sélectionné pour la suite que les tests 2, 4 et 5 qui nous semblent être les plus intéressants. *Octave*, tout comme *Matlab* d'ailleurs, permet d'exécuter un programme externe directement à partir d'un script au moyen de la commande `system()`. C'est cette technique que nous utilisons pour interagir avec le générateur et le module de calibration présentés au chapitre 6. De cette manière, une grande partie des tests est automatisée et permet un gain de temps non négligeable. Une exécution complète du script `test_calibration` nécessite en moyenne 12 minutes. A chaque itération, les résultats des tests sont affichés sous la forme de graphiques réalisés grâce à *Gnuplot*. Ce puissant outil permet la création de graphiques

très évolués. Comme la plupart des logiciels mathématiques, *Gnuplot* est entièrement contrôlé à l'aide d'une interface par ligne de commandes ou au moyen de scripts. *Octave* interagit directement avec *Gnuplot* et fournit des commandes de plus haut niveau pour la création efficace de graphiques. Finalement, l'ensemble des résultats des tests ainsi que le fichier de configuration ayant servi à la simulation sont enregistrés sur disque afin de permettre une analyse postérieure des données.

Données : soit *steps* les étapes à réaliser, soit *tests* les tests à exécuter.

```

1 pour chaque valeur s de steps faire
2   | générer les données avec le paramètre s;
3   | calibrer le système au moyen des données précédemment générées;
4   | charger les données du générateur;
5   | charger les données de la calibration;
6   | exécuter le script check_generator;
7   | si le script échoue alors
8     | | quitter le script avec un message d'erreur;
9   | fin
10  | exécuter le script check_calibrator;
11  | si le script échoue alors
12    | | quitter le script avec un message d'erreur;
13  | fin
14  | exécuter le script check_calibration;
15  | mettre à jour le graphique avec les valeurs d'erreurs du générateur;
16  | pour chaque valeur t de tests faire
17    | | mettre à jour le graphique avec les valeurs d'erreurs du test t;
18  | fin
19 fin
20 sauvegarder les informations sur le disque;

```

Algorithme 5 : Procédure de test. Pseudo-code du script `test_calibration`

Tout comme les scripts précédents, `test_calibration` possède les paramètres de configuration suivants :

Paramètre	Description	Valeur par défaut
<code>conf.steps</code>	nombre d'étape dans chaque mouvement du marqueur	[2 12 22 32 42 52 62 72 82 92]
<code>conf.tests</code>	tests à effectuer	[2 4 5]
<code>conf.config_file</code>	emplacement du fichier de configuration	<code>config.xml</code>
<code>conf.data_dir</code>	emplacement où sont stockés les données temporaires	<code>/tmp/generator</code>
<code>conf.calib_us_path</code>	emplacement du programme <code>calibration_us</code>	<code>nice -n 18 ./calibration_us</code>

A noter l'ajout de la commande `nice -n 18` dans le paramètre `conf.calib_us_path` permettant de descendre le niveau de priorité du processus afin de garder un système réactif durant les tests.

Trois méthodes différentes ayant été implémentées pour la procédure de calibration (cf. section 6.4), nous avons décidé tout d'abord de les comparer. Nous n'avons conservé que les deux meilleures pour la suite des tests. L'influence de l'amplitude des mouvements lors de la procédure de calibration est ensuite évaluée. Cette information est relativement importante et permet de donner une base pour les dimensions d'un futur récipient de calibration. Nous avons également réalisé plusieurs tests en ajoutant du bruit aux images permettant ainsi l'observation du comportement des méthodes dans des conditions plus proches de la réalité. Finalement, un test avec une transformation non rigide est présenté. Notre méthode n'imposant aucune contrainte sur les éléments de la matrice, il est intéressant d'observer son comportement dans une pareille situation et de le comparer avec une autre méthode ne prenant en compte que des déformations rigides.

7.2 Résultats

Les tests ont été réalisés avec les paramètres initiaux présentés dans le tableau 7.1. Ces valeurs ont été obtenues au moyen d'un *EasyTrack*. Nous avons pris trois points (p_0 , p_1 et p_2) sur un plan et la matrice r a été obtenue en maintenant le marqueur au-dessus du plan. La matrice t a finalement été définie par expérimentation de paramètres. Nous avons défini une résolution d'image de 0.3 mm par pixel ce qui correspond environ à une fréquence de sonde entre 5 et 7 MHz. La modification de la résolution consiste en fait à appliquer une transformation de mise à l'échelle sur la matrice t . Supposons que cette matrice ait une résolution de 1 mm/pixel. La matrice t' , de résolution $s = 0.3$ mm/pixel, est définie de la manière suivante :

$$t' = \begin{bmatrix} s & 0 & 0 \\ 0 & s & 0 \\ 0 & 0 & s \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} t_{00} & t_{01} & t_{02} \\ t_{10} & t_{11} & t_{12} \\ t_{20} & t_{21} & t_{22} \end{bmatrix} \quad (7.1)$$

Il est évident que la résolution de l'image échographique influence énormément le résultat final. En effet, avec une résolution de 1 mm/pixel, la moindre erreur sur l'image échographique a des conséquences fâcheuses sachant que la précision désirée est de l'ordre du millimètre.

Comparaison des méthodes

Nous avons tout d'abord comparé les trois méthodes implémentées pour réaliser la calibration de la sonde (cf. section 6.4). Les paramètres spécifiques à ce test sont présentés dans le tableau 7.2. Ces valeurs correspondent aux limites de déplacement du marqueur virtuel.

Pour des raisons de lisibilité, nous avons choisi de présenter la plupart des résultats dans l'annexe A. Pour des raisons de place, nous avons omis d'afficher les légendes des axes. L'axe horizontal correspond aux nombres d'images échographiques utilisées pour la calibration alors que l'axe vertical représente les résultats des tests en millimètres. Les limites de translation et de

```
<plane>
  <p0 x="-156.44" y="-159.66" z="100.65" />
  <p1 x="56.88" y="-79.29" z="326.02" />
  <p2 x="60.82" y="-188.13" z="53.92" />
</plane>
<matrix>
  <r r00="0.475076" r01="0.879239" r02="0.035232" r03="-145.09"
    r10="-0.863371" r11="0.473489" r12="-0.174352" r13="-100"
    r20="-0.169979" r21="0.052412" r22="0.984053" r23="86.77" />
  <!-- Resolution de 0.3 mm/px -->
  <t t00="0.005170" t01="0.267708" t02="-0.135299" t03="5.000000"
    t10="-0.265842" t11="-0.058586" t12="-0.126078" t13="60.000000"
    t20="-0.138928" t21="0.122067" t22="0.236217" t23="-10.000000" />
</matrix>
```

TAB. 7.1 – Extrait du fichier XML de configuration du générateur utilisé pour les tests. Le noeud *r* correspond aux valeurs initiales du marqueur simulé et *t* représente la transformation en l'image échographique et le marqueur posé sur la sonde.

```
<translation>
  <!-- Default -->
  <x min="-80" max="80" />
  <y min="-30" max="30" />
  <z min="-80" max="80" />
</translation>
<rotation>
  <!-- Default -->
  <x min="-0.523" max="0.523" />
  <y min="-0.523" max="0.523" />
  <z min="-0.523" max="0.523" />
</rotation>
```

TAB. 7.2 – Paramètres spécifiques utilisés pour la comparaison des méthodes. Les valeurs correspondent à une procédure de calibration standard.

rotation correspondent à des valeurs réalistes, prenant en compte un récipient de taille raisonnable ainsi que les limites du traqueur.

Les résultats obtenus pour la méthode de la *Pseudo-inverse* sont présentés sur le graphique A.1. Ceux de la méthode consistant à optimiser la distance entre les points et le plan de calibration sont présentés sur la figure A.2. Finalement, les résultats de la méthode *x-y-z fixed-angles* sont montrés sur la figure A.3.

Nous voyons que les méthodes de la *Pseudo-inverse* et *x-y-z fixed-angles* fournissent des résultats comparables avec une erreur *RMS* oscillant aux alentours de 0.5 mm avec des maxima ne dépassant guère le millimètre. La méthode optimisant la distance des points au plan de calibration est nettement en retrait. Cependant, il est intéressant de constater que l'erreur *RMS* de celle-ci semble diminuer régulièrement avec le nombre d'échantillons. Néanmoins, dans les conditions de notre procédure de tests, cette méthode n'a jamais donné de résultats comparables aux deux autres méthodes. Nous mettons donc de côté celle-ci pour la suite des tests.

Influence de l'amplitude des mouvements

L'influence de l'amplitude des mouvements utilisés lors de la procédure de calibration est un paramètre intéressant à évaluer dans le cadre de *single-wall phantom*. Nous avons défini deux configurations, l'une simulant des mouvements de faibles amplitudes (cf. tableau 7.3), l'autre exagérant les déplacements de la sonde (cf. tableau 7.4).

```
<translation>                                <rotation>
  <!-- Default -->                            <!-- Default -->
  <x min="-40" max="40" />                    <x min="-0.262" max="0.262" />
  <y min="-15" max="15" />                    <y min="-0.262" max="0.262" />
  <z min="-40" max="40" />                    <z min="-0.262" max="0.262" />
</translation>                                </rotation>
```

TAB. 7.3 – Paramètres spécifiques simulant des mouvements de faible amplitude.

```
<translation>                                <rotation>
  <!-- Default -->                            <!-- Default -->
  <x min="-100" max="100" />                  <x min="-0.785" max="0.785" />
  <y min="-45" max="45" />                    <y min="-0.585" max="0.585" />
  <z min="-100" max="100" />                  <z min="-0.785" max="0.785" />
</translation>                                </rotation>
```

TAB. 7.4 – Paramètres spécifiques simulant des mouvements de large amplitude.

Les résultats obtenus par la méthode de la *Pseudo-inverse* sont visibles sur la figure A.4. Quant à ceux de la méthode *x-y-z fixed-angles*, ils sont présentés sur la figure A.5.

Nous voyons que la méthode *x-y-z fixed-angles* finit par atteindre une erreur *RMS* d'environ 0.5 mm avec un maximum inférieur au millimètre pour un nombre d'images de 558. Par contre, la méthode de la *Pseudo-inverse* ne donne pas des résultats satisfaisants dans cette situation. A l'inverse de l'autre méthode, l'erreur augmente avec le nombre d'échantillons. Cependant, lors de grandes amplitudes, celle-ci donne à nouveau satisfaction (cf. figure A.6) en atteignant des performances comparables à *x-y-z fixed-angles* (cf. figure A.7). Bien que diminuant quelque peu l'erreur *RMS*, le fait de réaliser des mouvements de large amplitude semble tout d'abord stabiliser les méthodes, diminuant les oscillations visibles entre les différentes étapes.

Biais et bruit

Nous avons ajouté artificiellement un *biais* de 10 pixels puis un *bruit* de 10 pixels également centré sur la ligne d'origine. Ces tests rendent compte des erreurs introduites dans un cas de calibration réelle par l'algorithme de détection de ligne et, principalement, par le caractère flou de la ligne obtenue par échographie.

Les paramètres du générateur utilisés pour ces tests sont présentés dans le tableau 7.5.

```

<noise>                                <noise>
<!-- Bias -->                            <!-- Noise -->
  <pt0 up="-10" down="-10" />          <pt0 up="-5" down="5" />
  <pt1 up="-10" down="-10" />          <pt1 up="-5" down="5" />
</noise>                                </noise>

```

TAB. 7.5 – Paramètres spécifiques ajoutant artificiellement un biais (à gauche) et du bruit (à droite).

Les résultats obtenus étant relativement semblables pour les deux méthodes, nous ne présentons ici que les résultats de la *Pseudo-inverse*. Dans le cas du biais (cf. figure A.8), l'erreur augmente de manière conséquente pour osciller autour de 3.35 mm. Nous retrouvons ici clairement l'implication de la résolution de l'image présentée en début de chapitre. En effet, nous avons bien $10 \text{ pixels} \times 0.3 \text{ mm/pixel} = 3 \text{ mm}$, valeur qui se retrouve distinctement dans l'erreur du générateur. Il va de soi qu'une résolution de 1 mm/pixel aurait fourni une erreur de l'ordre du centimètre lors de la procédure de calibration. Le résultat est tout autre avec un bruit de 10 pixels centré sur la ligne d'origine. Nous constatons clairement que l'erreur du générateur augmente pour osciller aux alentours de 0.8 mm. Par contre, l'erreur *RMS* de calibration diminue pour atteindre des valeurs aux environs de 0.7 mm. La méthode *x-y-z fixed-angles* a même fourni dans un cas une erreur inférieure à 0.5 mm.

Cisaillement

Nous avons finalement modifié la matrice \mathbf{T}_p^R (la matrice t dans le fichier *XML*) en lui ajoutant une déformation non rigide de type cisaillement (cf. figure 4.11). Les paramètres initiaux sont identiques au premier test mis à part la matrice t qui est définie selon les valeurs du tableau 7.6.

```

<t t00="0.005170" t01="0.267708" t02="-0.135299" t03="5.000000"
  t10="-0.263257" t11="0.075268" t12="-0.193727" t13="60.000000"
  t20="-0.136344" t21="0.255921" t22="0.168567" t23="-10.000000" />

```

TAB. 7.6 – Matrice t avec une transformation non rigide de type cisaillement.

Les résultats, dans le cas de la méthode de la *Pseudo-inverse* sont présentés sur la figure 7.1. Ceux concernant la méthode *x-y-z fixed-angles* sont visibles sur la figure 7.2.

Les résultats sont éloquentes. Quoique très légèrement plus haute que dans le premier test, l'erreur *RMS* pour la méthode de la *Pseudo-inverse* reste tout à fait correcte avec une valeur d'environ 0.6 mm. Par contre, la méthode du *x-y-z fixed-angles* atteint des erreurs *RMS* aux alentours de 28 mm. Ce résultat est tout à fait logique étant donné que cette dernière méthode ne tient en aucun cas compte de ce type de déformation.

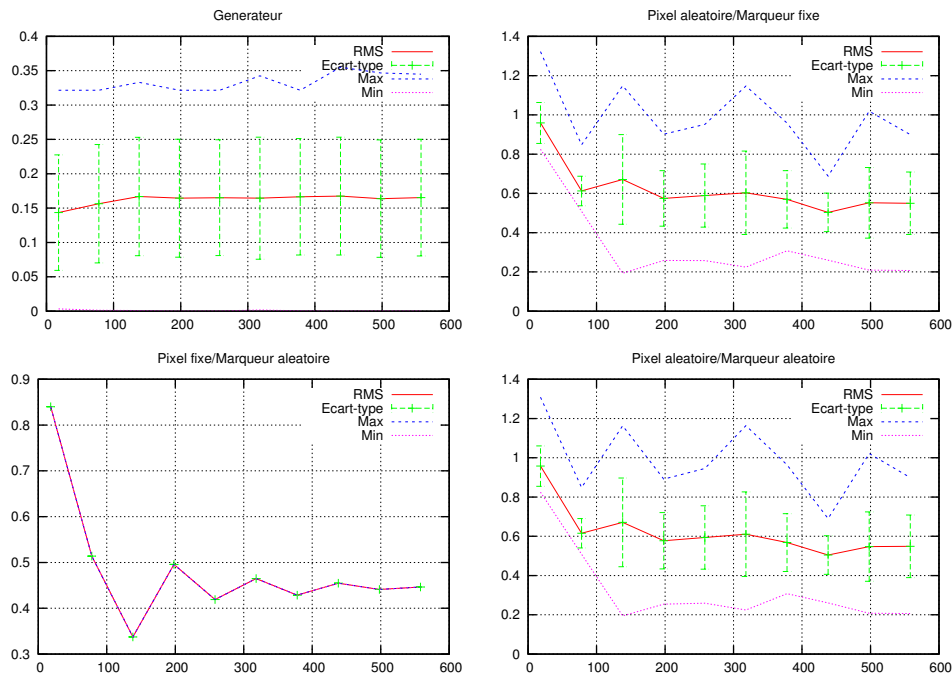


FIG. 7.1 – Transformation non rigide de type cisaillement avec la méthode de la *Pseudo-inverse*.

7.3 Discussion

Au vu des résultats obtenus lors des tests par simulation, nous pensons qu'il est possible d'obtenir une précision de l'ordre du millimètre. Cependant, cela ne semble réalisable que si chaque élément intervenant dans la procédure de calibration est soigneusement traité afin d'éviter l'accumulation d'erreurs. Par exemple, un biais lors de la détection de lignes implique inévitablement une augmentation de l'erreur. Nous pensons que la résolution de 0.3 mm/pixel utilisée pour ces tests peut être augmentée par l'utilisation d'une sonde à 10 MHz par exemple. De plus, la qualité des images échographiques s'améliore d'année en année donnant ainsi des images d'une définition toujours plus grande.

Nous sommes étonnés des résultats obtenus grâce à la méthode de la *Pseudo-inverse* initialement développée pour ce projet. Nous pensons que le fait de n'imposer aucune contrainte sur la forme de la matrice \mathbf{T}_p^R serait défavorable à l'optimisation. Au contraire, cette méthode donne des résultats presque équivalents à *x-y-z, fixed-angles* dans des conditions normales et surpasse très nettement cette dernière lors de déformations non rigides au niveau de la transformation entre l'image échographique et le marqueur. De plus, la méthode de la *Pseudo-inverse* possède le temps d'exécution le plus bas, 0.13 secondes pour 606 échantillons, contre 0.78 secondes pour l'optimisation de la distance des points au plan par *Levenberg-Marquardt* et enfin 1.84 secondes pour *x-y-z, fixed-angles*. Il faut néanmoins signaler que ces temps sont insignifiants comparé à la durée nécessaire pour détecter les lignes de l'ensemble des images (un peu moins de 2 minutes pour 606 images).

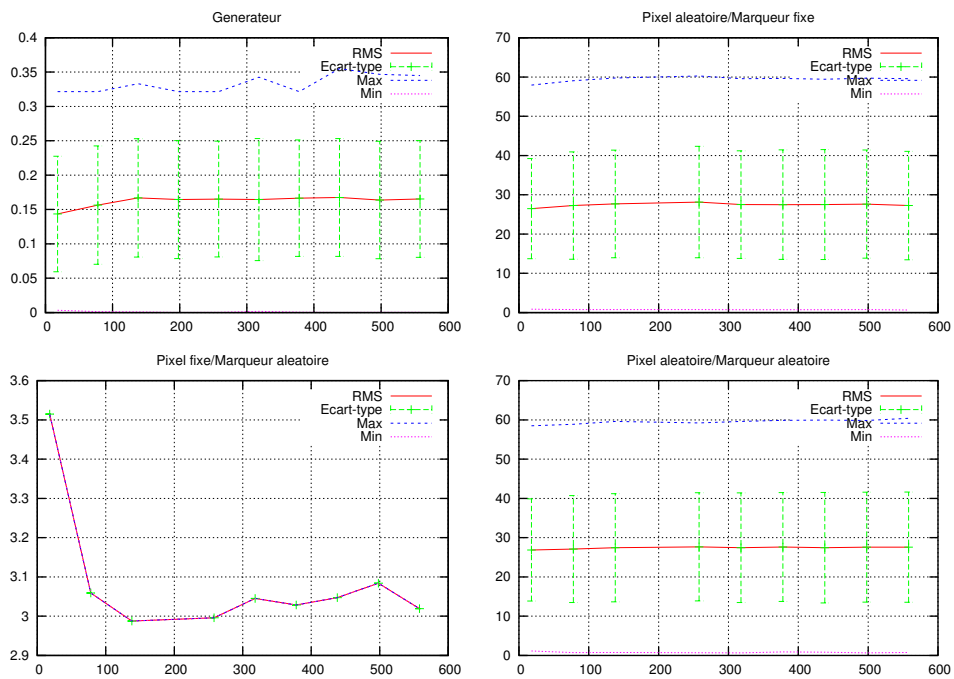


FIG. 7.2 – Transformation non rigide de type cisaillement avec la méthode x - y - z *fixed-angles*.

8

Travaux futurs

Il est indéniable qu'à l'heure actuelle, une registration de la vertèbre sans intervention chirurgicale serait un énorme avantage. La portée de ce projet peut être étendue à d'autres parties de la colonne vertébrale voir à d'autres organes ouvrant ainsi la porte vers d'autres types d'interventions chirurgicales. Ainsi, la marge d'évolution actuelle est énorme et un certain nombre d'idées sont présentées dans les sections suivantes.

8.1 Calibration réelle

A l'heure actuelle, seules des simulations de calibrations ont été réalisées. Cependant, toute la structure logicielle est en place pour effectuer des tests au moyen d'un échographe. Malheureusement, le laboratoire ne possède pas un tel appareil d'imagerie médicale. Nous avons eu la possibilité de réaliser quelques tests au moyen d'un vieil appareil inutilisé au *CHUV* (cf. figure 4.10). Cependant, la qualité des images obtenues n'est en rien comparable avec celle d'un système récent. Il est toutefois possible d'avoir accès à du matériel de qualité au département de radiologie du *CHUV* ainsi que chez *Echoworld*. Malheureusement, la procédure d'acquisition doit être fiable et éprouvée afin d'assurer une prise d'information correcte. Cela n'est possible qu'après un certain nombre de tests et de modifications qui, bien entendu, prennent du temps et ne peuvent être réalisées sur place.

Il s'agit à notre avis de la prochaine étape à effectuer pour continuer ce projet. Il est nécessaire de mettre au point une procédure de test permettant l'évaluation de l'erreur de calibration. La mesure d'un objet étalon ou encore la localisation d'un point précis à l'aide de l'*EasyTrack* doivent fournir des informations intéressantes à ce sujet.

8.2 Méthode de calibration

Une fois la méthode de calibration testée avec un échographe, il est important de voir si celle-ci permet d'atteindre la précision requise. Il ne faut pas perdre de vue le fait qu'il est possible d'améliorer la qualité de cette méthode à l'aide du *Cambridge phantom* par exemple. A part la création du fantôme, aucun travail supplémentaire n'est requis, cette méthode étant dérivée du *single-wall phantom*. De plus, il peut être intéressant de tester la méthode avec différentes surfaces de calibration. Nous avons remarqué lors de nos tests préliminaires que le verre, par exemple, n'était pas un bon candidat. Ce fait s'explique par une trop grande réflexion spéculaire des ondes sur la surface lisse du verre (cf. figure 8.1). C'est pourquoi différents matériaux et états de surface doivent être testés.

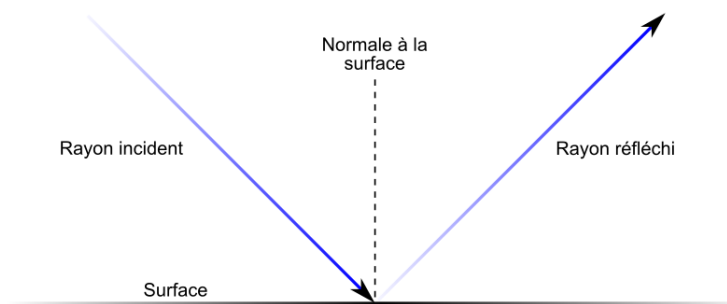


FIG. 8.1 – Réflexion spéculaire d'une onde.

De plus, une marge de progression est encore possible au niveau du traitement de l'image. La *transformée de Hough* peut être améliorée en calculant, par exemple, une moyenne des dix lignes les plus représentatives au lieu de prendre simplement la ligne la plus marquée. Il est également possible d'essayer différents filtres sur l'image comme ceux présentés à la section 4.2.1.

8.3 Autres méthodes de calibration

D'autres méthodes de calibration sont bien entendu envisageables. La méthode du *four edges*, présentée à la section 4.1.5, semble fournir des résultats très satisfaisant d'après [11]. Cependant, cette méthode nécessite un fantôme ainsi qu'une segmentation manuelle des points. Il semble néanmoins que la procédure ne soit pas si contraignante avec un peu d'habitude (cf. rencontre B.4).

Une technique reprenant la méthode du *single-wall phantom* est présentée dans [19]. La connaissance de la position du fond du récipient n'est plus requise et fait partie des paramètres à optimiser. Cela permet un pas de plus en direction de la simplicité et de la rapidité de la procédure.

8.4 Registration

Malheureusement, aucune implémentation logicielle de la registration n'a pu être réalisée lors de ce projet. Là encore, plusieurs pistes intéressantes peuvent être explorées. Nous relèverons en particulier la technique utilisée dans [1, 2] qui semble relativement bien adaptée à l'imagerie échographique.

Le Dr. Meuwly (cf. rencontre B.3) a également proposé une méthode alternative consistant à utiliser une fine aiguille munie d'un marqueur et guidée au moyen de l'échographie. L'idée est de toucher des points précis de la vertèbre avec l'aiguille pour réaliser une registration par contact. Il s'agit bien entendu d'une intervention percutanée mais l'impact sur le patient est minime. Cependant, ce geste nécessite une maîtrise parfaite de l'ultrason ce qui n'est pas le cas d'un chirurgien. La déformation de l'aiguille est également un problème à prendre en compte.

8.5 Autres domaines d'application

La registration abordée dans ce projet pourrait être adaptée à d'autres régions de la colonne vertébrale voir même à d'autres organes. L'auteur de [11] présente une utilisation de l'ultrason pour la chirurgie orthopédique. Différents projets du *VRAI Group* sont également amenés à utiliser cette technique d'imagerie. Nous citerons en particulier [6] qui vise à mettre à jour un modèle tridimensionnel du foie à l'aide d'images échographiques.

La calibration de la sonde, présentée en détails dans ce rapport, est une étape obligatoire pour l'utilisation de ce moyen d'imagerie dans la majorité des applications, celles-ci nécessitant dans la plupart des cas une information spatiale.

9

Conclusion

La chirurgie assistée par ordinateur est un vaste domaine, très actif en particulier au niveau de la recherche. Ceci est encore plus visible dans le domaine de l'échographie qui bénéficie d'un attrait certain, sans doute dû aux propriétés inoffensives des ultrasons sur le corps humain et au coût relativement abordable de ce type d'appareils. La qualité des images échographiques évolue d'année en année et ouvre ainsi des portes sur des applications toujours plus complexes et nécessitant une grande précision.

La majeure partie de ce projet a concerné la calibration de la sonde. Bien que semblant n'être qu'une tâche mineure, celle-ci s'est révélée plus ardue que prévue. A l'heure actuelle, il est difficile de trouver la meilleure méthode. Il s'agit principalement d'un compromis entre la facilité de mise en oeuvre, le temps requis et la précision désirée. Dans le cadre de ce projet, nous avons mis l'accent sur la facilité d'utilisation en limitant au maximum le matériel nécessaire ainsi que les interventions humaines dans la procédure. Actuellement, des tests pratiques sont nécessaires et permettrons de cibler les améliorations possibles de la méthode.

Malheureusement, faute de temps, la registration de la vertèbre n'a pas fait l'objet d'une mise en place logicielle. Nous avons en effet préféré mettre l'accent sur la calibration et l'évaluation de ses erreurs. Cependant, différentes méthodes de registrations ont été présentées et peuvent servir de base pour la suite de ce projet. Là encore, il est difficile de proposer une solution unique. Idéalement, différentes techniques doivent être comparées afin d'arriver au meilleur compromis entre le temps nécessaire à la registration et la précision requise.

La réalisation logicielle du générateur et du module de calibration a été particulièrement soignée et documentée afin de permettre une reprise aisée du travail réalisée. Ce point est malheureusement trop souvent mis de côté. Le respect des standards et l'utilisation de bibliothèques disponibles sur diverses plates-formes permet également une intégration facilitée dans de futurs projets. Nous citons à ce propos la bibliothèque *MAF* actuellement en cours de développement au *VRAI Group*.

Étant donné qu'aucun système de visualisation échographique n'est disponible sur place, les tests ont été réalisés à l'aide d'un générateur d'images. Fait intéressant, aucune publication concernant la méthode *single-wall phantom* ne fait mention de l'évaluation de celle-ci par simulation. Les résultats démontrent qu'il est possible, bien que difficile sans doute en situation réelle, d'atteindre une précision de calibration de l'ordre du millimètre. Nous avons également démontré l'avantage de notre méthode lors de la présence de déformations non rigides dans les images échographiques.

Nous avons abordé avec ce projet un vaste domaine offrant de nombreuses applications dans le milieu médical. La possibilité de réaliser la registration d'une vertèbre sans contact est indéniablement un avantage, aussi bien pour le chirurgien que pour le patient. La continuation et l'intégration des travaux réalisés durant ce projet au système de navigation déjà mis en place permettrait de fournir une solution complète pour la pose de vis transarticulaires. L'expérience acquise au cours de ce projet et au travers des différentes rencontres extérieures doit également favoriser l'utilisation de l'échographie au sein du *VRAI Group*, en particulier pour [6].

Nous terminons ce rapport par une citation d'Albert Einstein, Prix Nobel de physique en 1921, qui nous paraît essentiel et s'applique très bien au domaine de la recherche médicale.

"L'homme et sa sécurité doivent constituer la première préoccupation de toute aventure technologique."



Résultats des tests

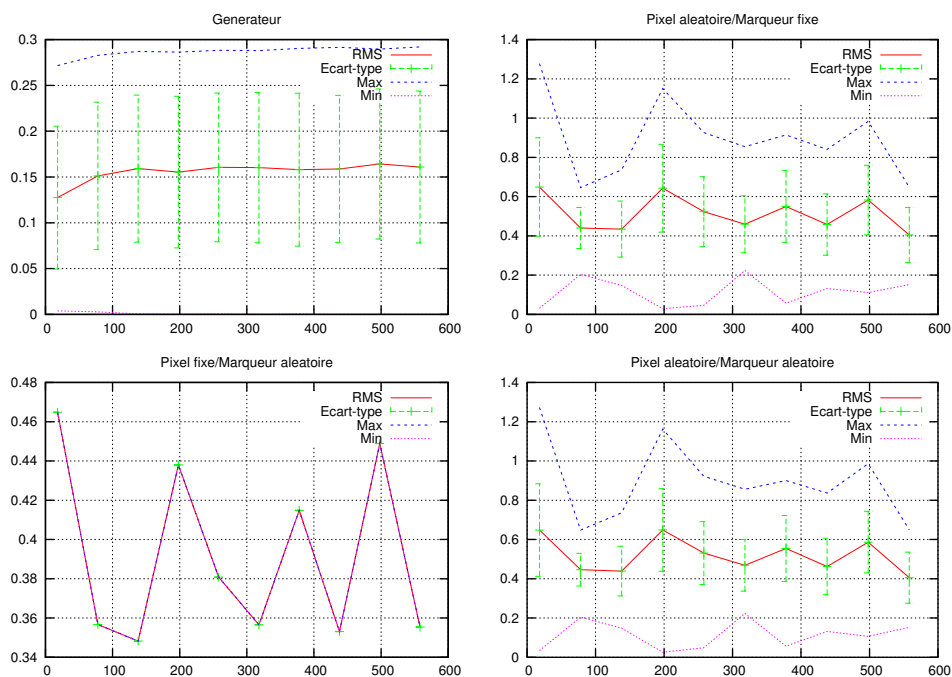


FIG. A.1 – Pseudo-inverse avec des paramètres standards.

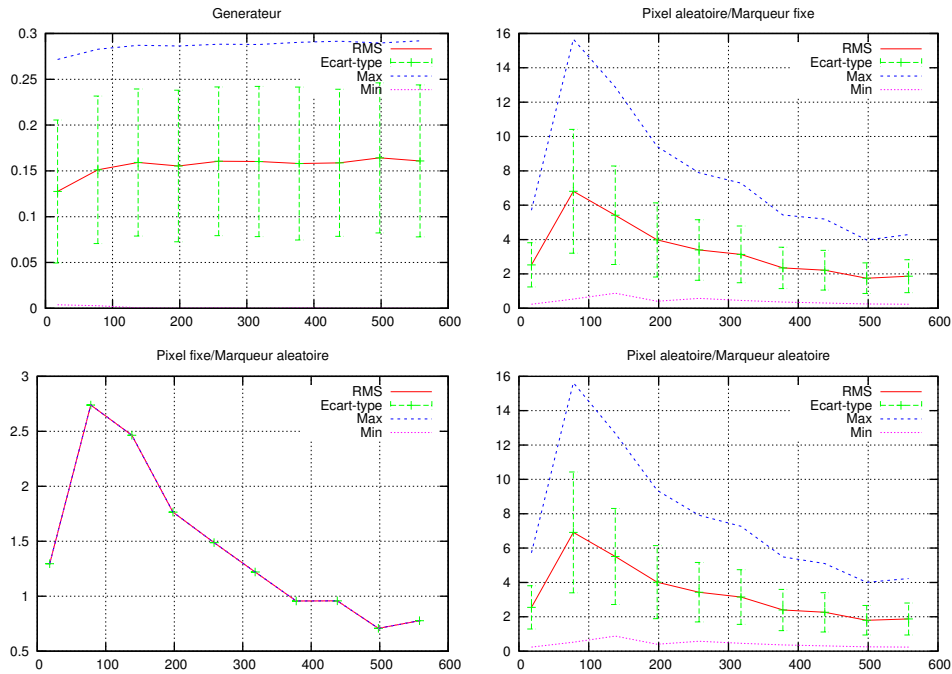


FIG. A.2 – Distance des points au plan optimisé au moyen de *Levenberg-Marquardt*.

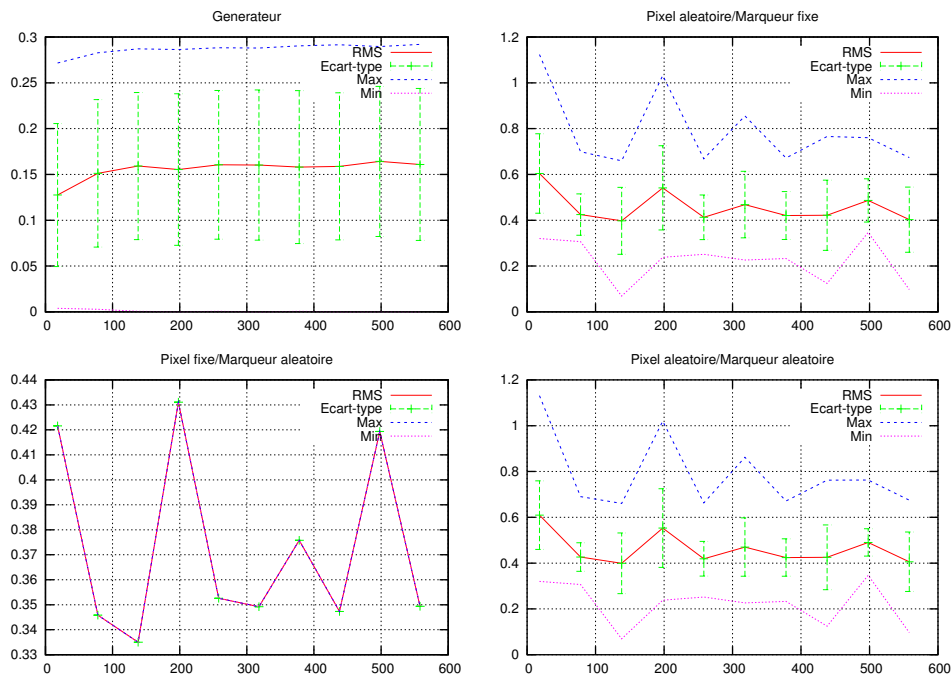


FIG. A.3 – *x-y-z fixed-angles* optimisé au moyen de *Levenberg-Marquardt*.

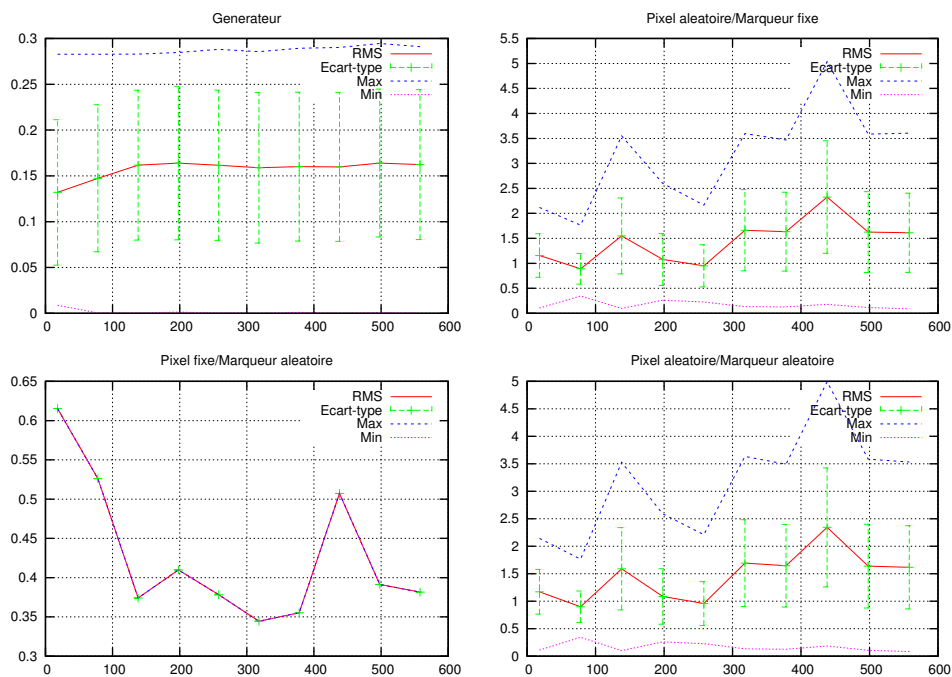


FIG. A.4 – Mouvements de faible amplitude pour la méthode de la *Pseudo-inverse*.

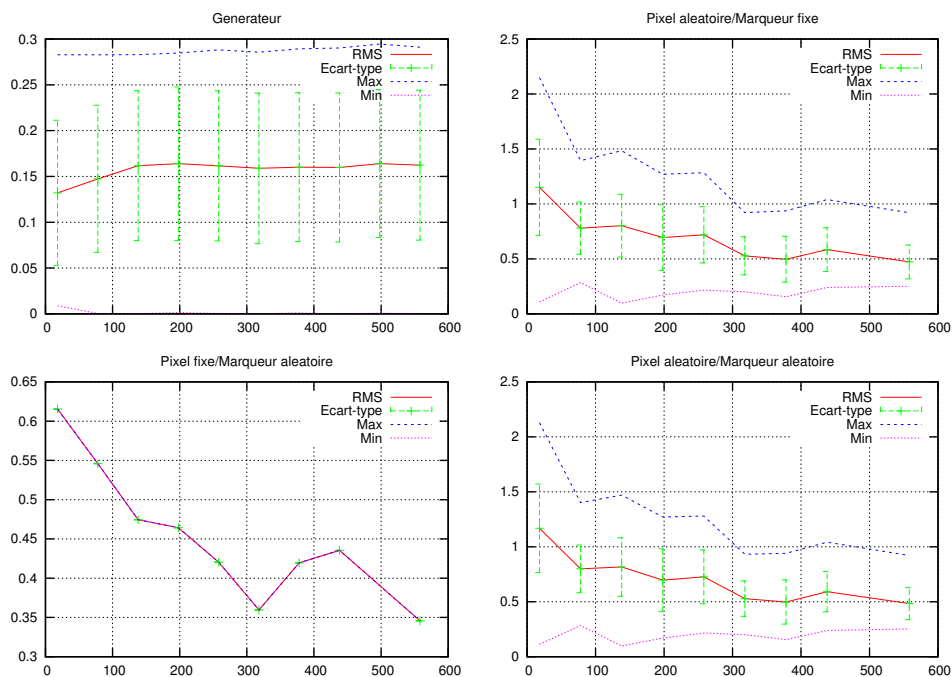


FIG. A.5 – Mouvements de faible amplitude pour la méthode *x-y-z fixed-angles*.

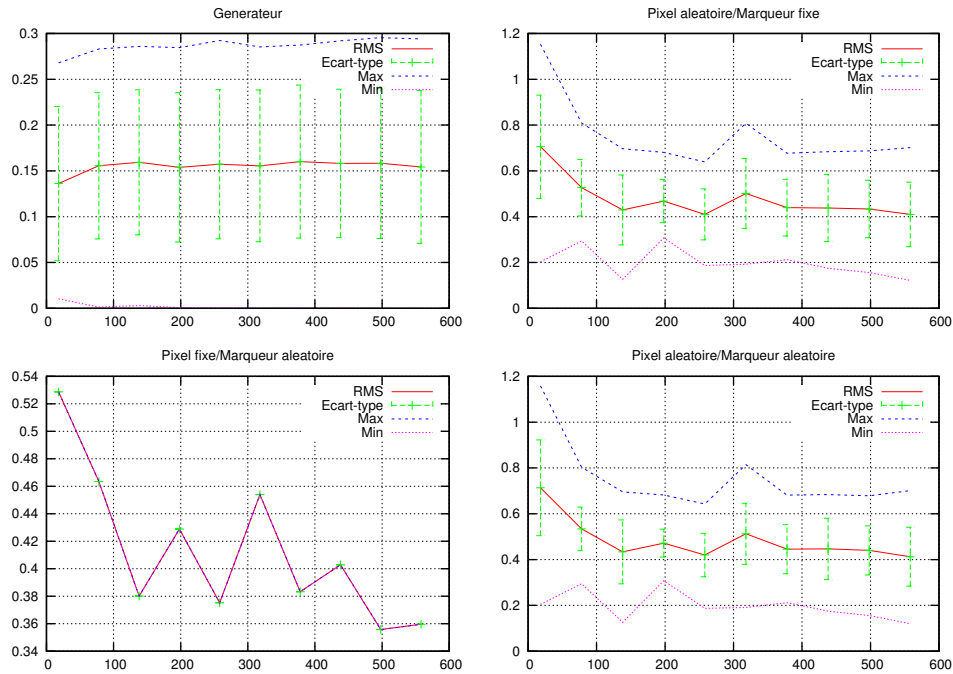


FIG. A.6 – Mouvements de large amplitude pour la méthode de la *Pseudo-inverse*.

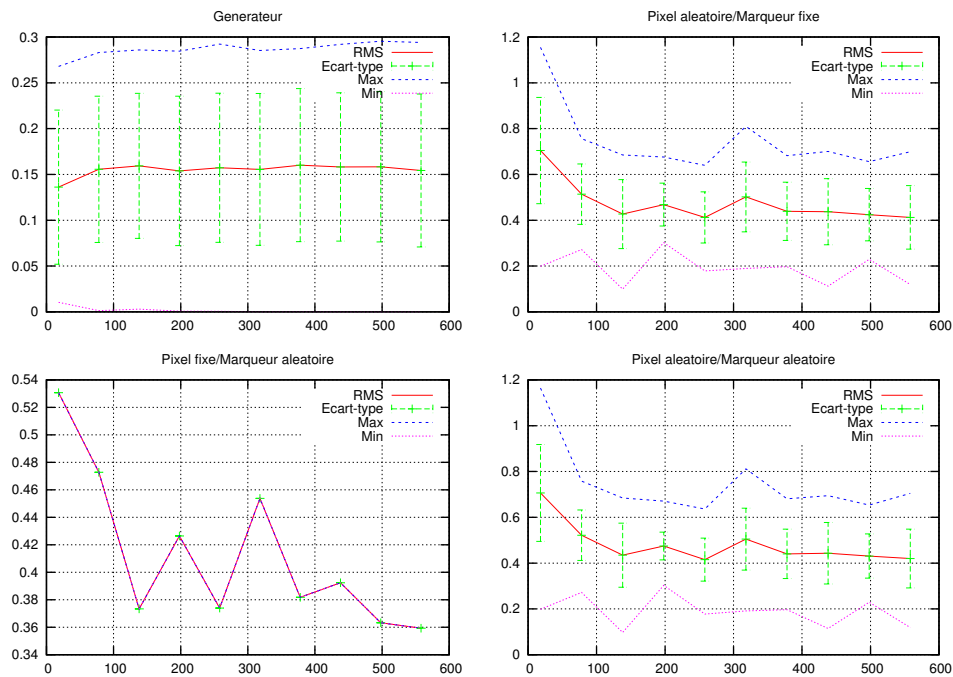


FIG. A.7 – Mouvements de large amplitude pour la méthode *x-y-z fixed-angles*.

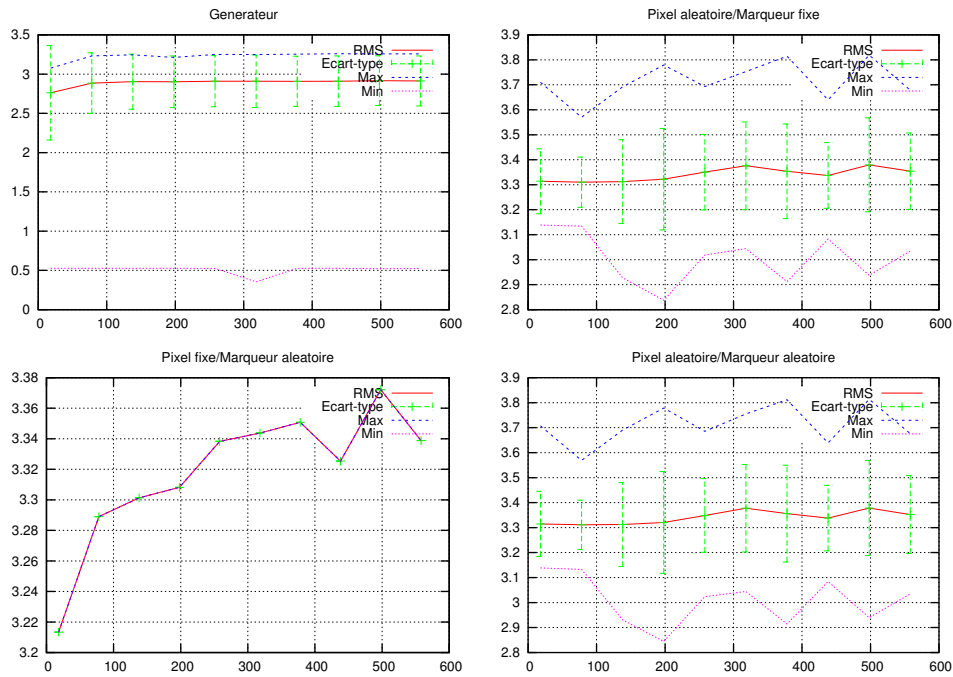


FIG. A.8 – Biais de 10 pixels ajouté artificiellement au simulateur pour la méthode de la *Pseudo-inverse*.

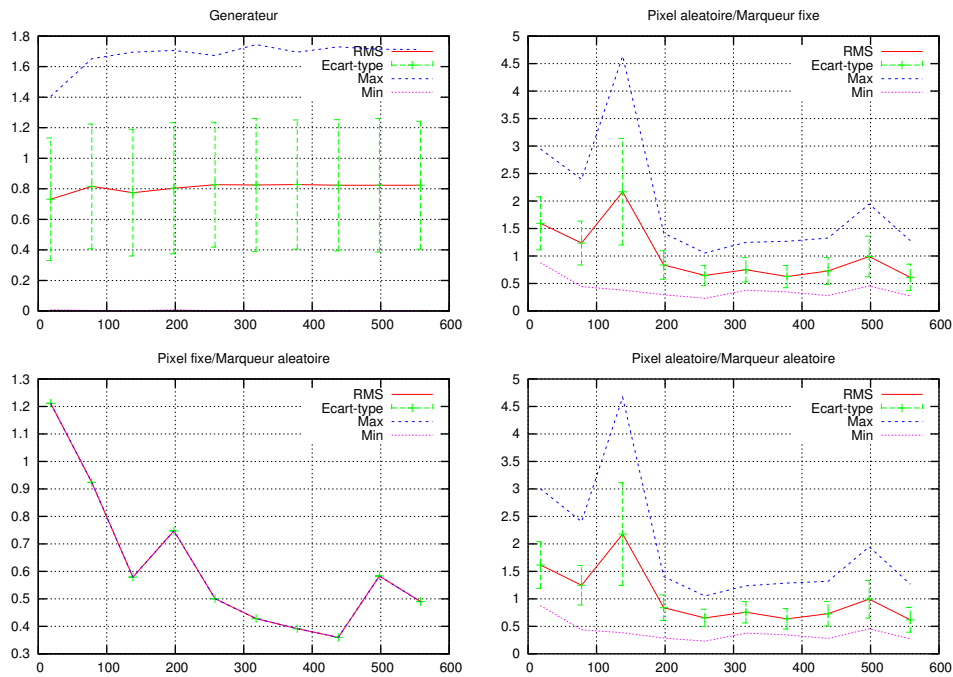


FIG. A.9 – Bruit de 10 pixels centré sur la ligne d'origine et ajouté artificiellement au simulateur pour la méthode de la *Pseudo-inverse*.

B

Rencontres

Ce chapitre contient les différents compte-rendu des entretiens et discussions réalisés au cours du projet.

B.1 Rencontre avec Christian Wengert

Christian Wengert réalise actuellement une thèse [21] à l'institut de vision par ordinateur de École Polytechnique Fédérale de Zürich. Le but est relativement similaire à ce projet. Il consiste à enregistrer une vertèbre à l'aide d'une caméra endoscopique. Là aussi, un marqueur est fixé sur la caméra et permet son repérage dans l'espace. Comme dans le cas de la sonde à ultrasons, il a été nécessaire de procéder à la calibration du système. Cet aspect est présenté dans [22].

Voici les éléments clés qui sont ressortis de cette brève rencontre :

- Utilisation d'une caméra professionnelle avec une interface de connexion *Firewire*. Cela permet d'éviter l'entrelacement présent lors de l'utilisation d'un *framegrabber* par exemple.
- La calibration du système est réalisée à chaque fois car le marqueur et l'endoscope sont démontés pour le transport. Utilisation d'une "grille" pour la calibration. Étant donné que l'*EasyTrack* ne peut pas être commandé pour acquérir une position à un moment précis, Christian utilise un bras articulé afin de maintenir l'endoscope dans une position fixe lors de l'acquisition de l'image.
- Développement sous *GNU/Linux* avec *QT* et *Matlab*.

B.2 Visite chez Echoworld

Echoworld est un importateur d'échographe basé à Crissier. Nous les avons contacté et leur avons rendu visite le 12 janvier 2006. Nous leur avons posé différentes questions et plus particulièrement celles de la dernière page de l'annexe C.

Voici les réponses d'Echoworld, numérotée selon la questionnaire de l'annexe C :

1. A voir, cela dépend du type de sonde utilisée. Une sonde linéaire n'a pas l'air d'avoir de déformation géométrique. Par contre, il n'est pas bien clair si une sonde radiale ne déforme pas l'image (Echoworld dit oui, nous pensons que non). Une image de calibration réalisée par le fabricant a mis le doute. La ligne était droite alors que nous nous attendions à une courbe.
2. ...
3. Il est possible d'obtenir une information utilisable directement à la sortie de la sonde. Il est possible d'observer la peau qui est en contact avec la sonde.
4. Une sonde linéaire 5-7 MHz semble idéale pour observer les vertèbres. La sonde à 7-12 MHz donnait déjà de bons résultats. En résumé :
 - sonde linéaire : observation des muscles, zones proches de la peau
 - sonde radiale : observation des organes internes (foie, vésicule, etc)
5. Les réglages de l'appareil ne semble pas influencer énormément le résultat obtenu. Les seules paramètres qui agissent sur la sonde sont le réglage de la fréquence ainsi que le gain. Le reste des traitements sont de type post-processing et pourraient être réalisés ultérieurement.
6. Depuis le Vingmed CFM800 (15 ans d'âge), l'ultrason a énormément évolué. La qualité des images est incomparable. De plus, les progrès réalisés dans ce domaine sont constants et la qualité des images est chaque année meilleure. Il semble y avoir encore un gros potentiel d'évolution.
7. Pour obtenir des informations sur le côté, il faudrait peut-être changer de sonde. Rien de concret n'a été visualisé lors de la démonstration. Il faudrait également prendre en compte le volume de graisse qui peut varier d'un patient à l'autre.
8. Les appareils actuels sont numériques et ont plus ou moins tous la possibilité d'enregistrer des images sur disque dur. Il est également possible d'enregistrer directement une vidéo sur l'appareil (format AVI). Certains appareils peuvent sortir des fichiers DICOM mais il semblerait que ce soit en général une option (coûteuse). Un petit nombre d'appareil permet également d'obtenir un format brute (RAW data) qui correspondrait aux échos renvoyés par la sonde. Cependant, il n'est pas sûr que le format soit défini et publié par le constructeur. Celui-ci n'est sans doute pas standardisé.
9. Echoworld n'a pas d'informations sur la méthode de calibration des appareils. Il semblerait cependant qu'une valeur moyenne soit utilisée. Echoworld nous a montré une image d'un fantôme de calibration. Il s'agit d'un tissu (simulation d'un tissu humain) disposé en croix.

B.3 Rencontre avec le Dr. Meuwly

Nous avons rencontré le Dr. Meuwly, radiologue au *CHUV* le 27 janvier 2006. Comme espéré, l'entretien a été très enrichissant mais est malheureusement arrivé un peu tard. Nous lui avons posé les questions figurant en dernière page de l'annexe C. Le Dr. Meuwly nous a ensuite fait une démonstration à l'aide d'un échographe.

Voici les points importants qui sont ressortis de cette rencontre :

- Problème lié à la physiologie du patient. Les images des différents papiers semblent avoir été prises sur des cadavres (pas de couches de graisse visibles, bulles d'air). L'utilisation sur un patient peut donc s'avérer nettement plus problématique.
- L'appareil est calibré avec une vitesse moyenne du son (environ 1500 m/s). Les différents tissus (muscles, graisse, etc) n'ont pas la même vitesse de propagation du son. Il y a donc une erreur absolue à quantifier. Benoît propose d'utiliser par exemple un ou des paramètres obtenus par expérimentation selon le type de patient. Le Dr. Meuwly nous fait part d'une anecdote à ce sujet. Lors de l'ablation d'un testicule, une prothèse est posée pour des raisons esthétiques. L'aspect visuel est ainsi semblable. Cependant, lors de la visualisation par ultrasons, la prothèse apparaît nettement plus grande que le testicule. Cela provient du fait que la vitesse du son dans la silicone utilisée pour la prothèse est nettement différente de la vitesse du son dans les tissus humains.
- Possibilité de registrer la vertèbre par contact au moyen d'une aiguille guidée par ultrason. Nécessite une maîtrise de la visualisation par ultrason. Pas d'intervention lourde mais quand même invasive. Un marqueur pourrait être monté sur l'aiguille. Cette méthode pourrait être une bonne solution alternative.
- Au vu des images obtenues (Ultrason Philips), il semble relativement difficile d'imaginer une registration automatique. L'étape de segmentation risque d'être impossible à réaliser par algorithme. Il est déjà difficile pour un humain de différencier les différentes parties anatomiques.

B.4 Visite au MEM

Nous avons visité le *MEM Research Center Institute for Surgical Technology & Biomechanics* de l'université de Berne le 27 janvier 2006. Tout comme l'entretien avec le Dr. Meuwly, il aurait été intéressant de faire cette visite au début du projet.

- Laboratoire avec beaucoup de moyens (ultrasons, C-Arm, binoculaire et même deux cadavres au sous-sol à disposition) et de personnes qualifiées.
- Utilisation de l'ultrason pour des applications de réalité augmentée. Nous avons droit à une démonstration qui consiste à plaquer l'image ultrason sur le modèle réel par l'intermédiaire d'un binoculaire.
- Calibration de la sonde ultrason au moyen d'un fantôme. D'après un membre du laboratoire, la méthode n'est pas très astreignante et les résultats sont bons. Il ne sait malheureusement pas nous dire quelle est la précision atteinte. Il nous parle de la thèse de Jens Kowal [11] qui traite de ce sujet.

C

Questionnaire

Afin d'expliquer brièvement le projet aux personnes externes et de situer l'utilisation de l'échographie dans celui-ci, nous avons réalisé un bref document. La dernière page de celui-ci comporte un certain nombre de questions qu'il nous a semblé utile de poser à des personnes de métier, principalement des radiologues.

Nous avons aussi ajouté quelques schémas complémentaires nous fournissant une base pour d'éventuelles explications plus pointues, sur la calibration et la registration en particulier.

Nous souhaitons également laisser aux personnes contactées un document contenant nos coordonnées afin de faciliter le contact en cas de questions ou d'informations subsidiaires.

Les pages suivantes correspondent au document tel qu'il a été remis au personnel d'*Echoworld* ainsi qu'au Dr. Meuwly (cf. chapitre B).

Registration d'une vertèbre sans contact

Introduction

Lors de l'utilisation d'interfaces de navigation chirurgicale, il est important d'avoir une correspondance entre le monde virtuel et le monde réel. Dans le cadre de ce projet, des vis transarticulaires sont posées entre les vertèbres C1 et C2. Actuellement, le chirurgien repère par contact 3 points sur la vertèbre proposés par le logiciel de navigation. Afin de supprimer cette intervention invasive, nous utilisons des images d'ultrason pour localiser la vertèbre C2 (illustration 1) du patient lors de la pose des vis. Un capteur est placé sur la sonde à ultrason afin d'en connaître la position. Cette étape de correspondance entre le système de coordonnées virtuelles et réelles s'appelle la registration.

Ultrason

Pour réaliser cette étape de registration, nous avons choisi d'utiliser l'ultrason car ce système présente les avantages d'être relativement inoffensif pour le patient et d'être facilement maniable car de faible taille et mobile.

L'idée est d'obtenir des images de la vertèbre C2 en passant la sonde sur la nuque du patient. Nous réfléchissons également à la possibilité d'obtenir des images de la vertèbre depuis le côté de la nuque.

Etat actuel

Nous avons déjà réalisé quelques tests (illustration 3) au CHUV ainsi que sur cadavre au moyen d'un appareil à ultrasons (illustration 4). Cependant, cet appareil ne semble pas être de dernière génération et de plus, nous ne sommes pas suffisamment qualifiés pour régler et interpréter les images correctement. Nous souhaiterions donc rencontrer une personne qualifiée sur ce type d'appareil.

Calibration

Avant de pouvoir réaliser l'étape de registration, il est nécessaire de calibrer le système. Il convient donc de déterminer un certain nombre de paramètres, les éléments de la matrice P (illustration 2). La procédure consiste à scanner le fond d'un bac rempli d'eau. Le fond du bac ressort à l'ultrason sous la forme d'une ligne nette qu'il est possible de détecter automatiquement. Connaissant la position du plan du fond du bac et sachant que la ligne détectée auparavant fait partie de ce plan, il est possible de retrouver la matrice P .

Contact

Cyril Jaquier
Ch. du Jordil 3
1681 Billens-Hennens
079 469 76 88
cyril.jaquier@epfl.ch

Benoît Dagon
PPH 350 (Bâtiment PPH (CRPP))
Station 9
CH-1015 Lausanne
021 693 68 76
benoit.dagon@epfl.ch

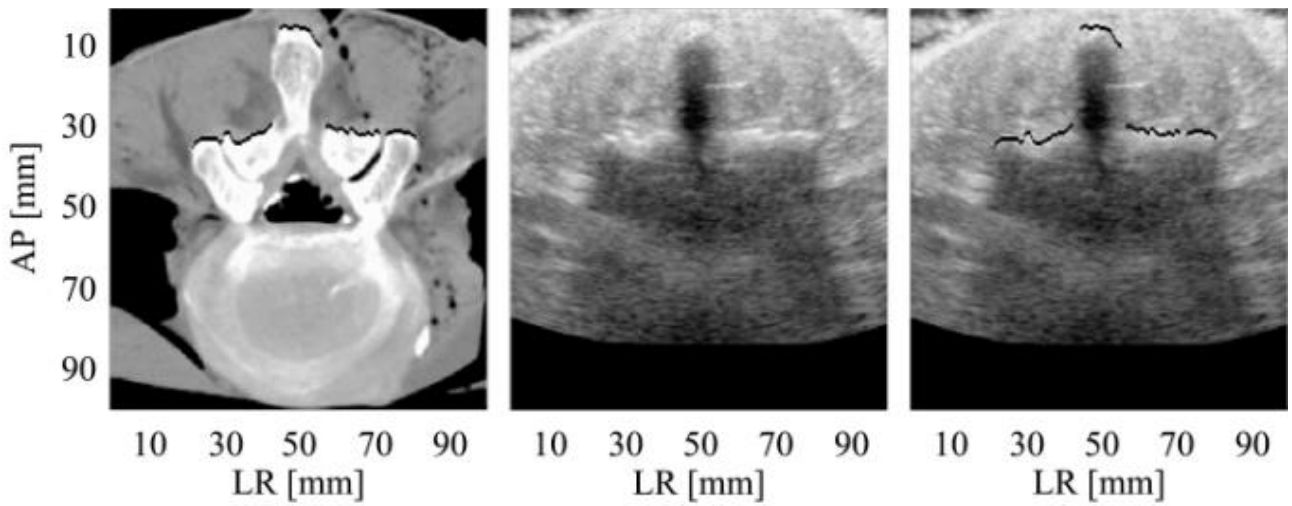


Illustration 1: A gauche, une vue de CT. Les lignes noires correspondent à la surface estimée. Au milieu, l'image ultrason correspondante au CT. A droite, la même image avec la surface estimée en noire.

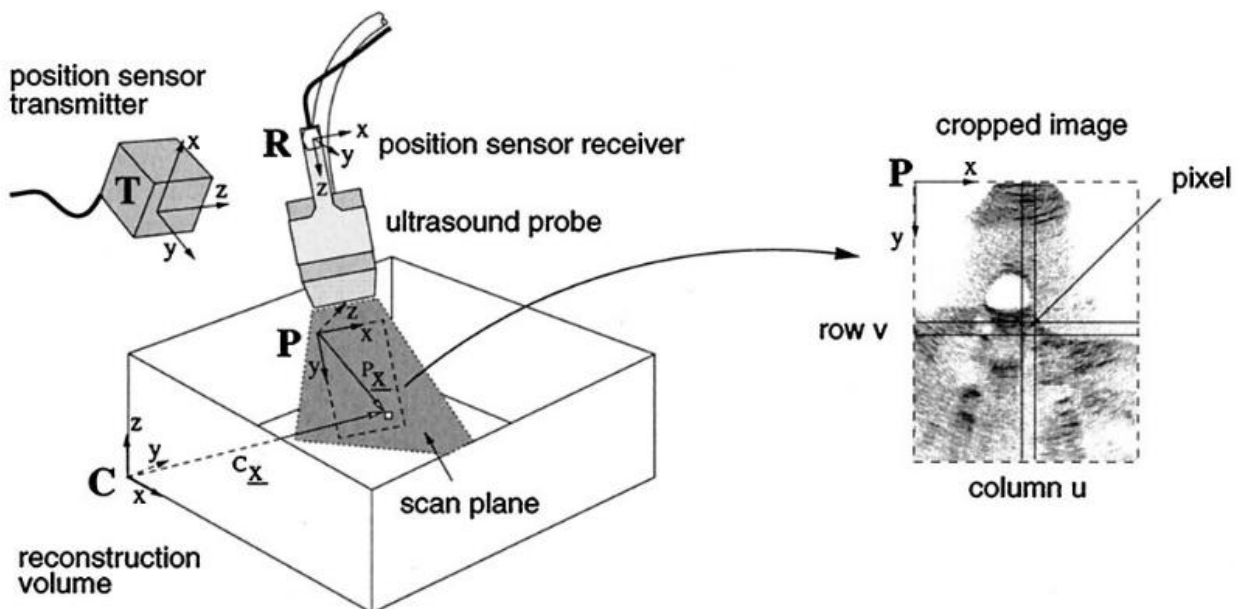


Illustration 2: Les systèmes de coordonnées. Nous cherchons ici à définir **P**.

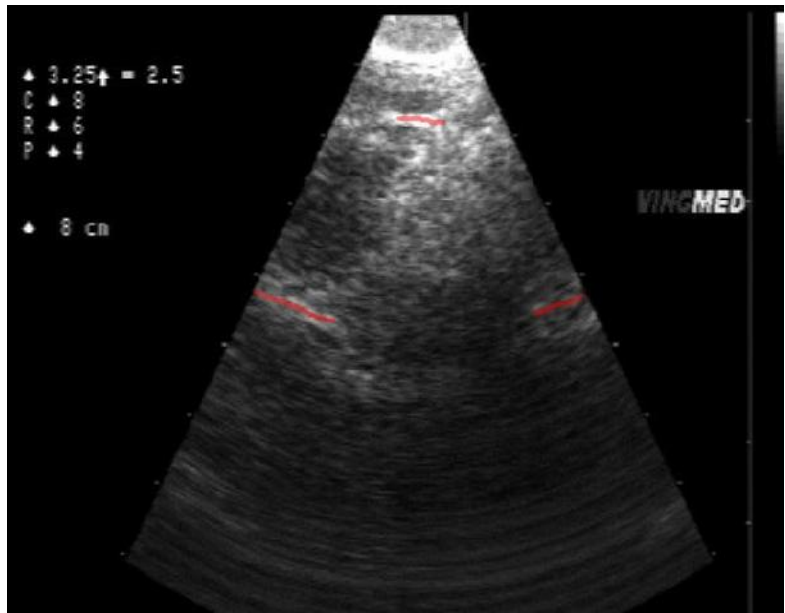


Illustration 3: Ultrason d'une vertèbre cervicale. En rouge, le contour de la vertèbre tel que nous l'estimons.



Illustration 4: VINGMED CFM800

Questions

1. Est-ce qu'une image ultrason comporte des déformations géométriques ?
 - 1.1. Si oui, sont-elles constantes ?
2. Quels sont les différents artefacts rencontrés sur une image ultrason ?
3. Quelle est la distance minimale observable ?
4. Quel est le type de sonde (fréquence, forme) le mieux adapté pour visualiser une vertèbre ?
5. Quels sont les réglages qui influencent le plus la qualité de l'image pour visualiser :
 - 5.1. des os ?
 - 5.2. du métal ?
6. Quelle a été l'évolution de l'imagerie ultrason ces dernières années ?
 - 6.1. Est-ce que la qualité de l'image a beaucoup évolué ?
7. Est-il possible d'obtenir une information utile sur la vertèbre depuis le côté de la nuque ?
8. Quel est le meilleur moyen (DICOM, sortie vidéo, etc) pour obtenir les images en temps réel ?
9. Quel est l'influence sur l'image de la vitesse du son dans les différents tissus traversés ?
 - 9.1. Valeur moyenne prise en compte par l'appareil ?
 - 9.2. Si oui, cette valeur est-elle connue ?
 - 9.3. Valeur proche de celle de la vitesse du son dans l'eau ?

Bibliographie

- [1] B. Brendel, S. Winter, A. Rick, M. Stockheim, and H. Ermert. Registration of 3d ct and ultrasound datasets of the spine using bone structures. *Computer Aided Surgery*, 7 :146–155, 2002.
- [2] B. Brendel, S. Winter, J. Siepermann, and H. Ermert. In vivo evaluation and in vitro accuracy measurements for an ultrasound-ct registration algorithm. In *Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)*, volume 1281, pages 583–588, 2005.
- [3] L. Brown. Registration of planar film radiographs with computed tomography. In *MM-BIA96*, page REGISTRATION I, 1996.
- [4] C. Cyr, A. Kamal, T. Sebastian, and B. Kimia. 2d-3d registration based on shape matching. *IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis*, page 198, 2000.
- [5] B. Dagon. 3d object modeling and real-time fitting using cloud of points based information streams, 2004.
- [6] B. Dagon. Real-time update of a 3d deformable liver model based on ultrasound images. <http://vrai-group.epfl.ch/page7591.html>, 2006.
- [7] B. Dagon and S. Burion. Transarticular screws placement. <http://vrai-group.epfl.ch/page8192.html>, 2005.
- [8] B. Dagon, S. Burion, and C. Baur. Porte-outils semi-actif pour la pose de vis transarticulaires. <http://infoscience.epfl.ch/search.py?recid=53641>, 2005.
- [9] J. Degreif and K. Wenda. Ultrasound-guided spinal fracture repositioning. *Surgical endoscopy*, 12 :164–169, 1998.
- [10] Richard O. Duda and Peter E. Hart. Use of the hough transformation to detect lines and curves in pictures. *Commun. ACM*, 15(1) :11–15, 1972.
- [11] J. Kowal. *B-mode Ultrasound Based Registration for Computer Assisted Orthopaedic Surgery*. PhD thesis, University of Berne, 2002.
- [12] P Laugier and M Tanter. Ultrasons : de la physique fondamentale à la médecine. <http://e2phy.in2p3.fr/2002/resume/laugier.pdf>, 2002.
- [13] David C Lay. *Linear Algebra and its Applications*. Low Price Edition. Addison Wesley, Reading, Mass., 2nd ed. update edition, 2000.
- [14] D. Leotta, P. Detmer, and R. Martin. Performance of a miniature magnetic position sensor for three-dimensional ultrasound imaging. *Ultrasound in medicine and biology*, 23 :597–609, 1997.

- [15] Antoine Leroy, Pierre Mozer, Yohan Payan, and Jocelyne Troccaz. Rigid registration of freehand 3d ultrasound and ct-scan kidney images. In *MICCAI (1)*, pages 837–844, 2004.
- [16] Atracsys LLC. Advanced tracking systems. <http://www.atracsys.com>.
- [17] D. Muratore, J. Russ, B. Dawant, and R. Galloway. Three-dimensional image registration of phantom vertebrae for image-guided surgery : a preliminary study. *Computer Aided Surgery*, 7(6) :342–352, 2002.
- [18] R. Prager. Rapid calibration for 3-d freehand ultrasound. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 24 :855–869, 1998.
- [19] F. Rousseau, P. Hellier, and C. Barillot. Robust and automatic calibration method for 3D freehand ultrasound. In R.E. Ellis and T.M. Peters, editors, *6th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI'2003*, volume 2879 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 440–448, Montreal, Canada, November 2003. Springer.
- [20] Michael H Schimek. Video for linux two api specification. <http://v4l2spec.bytesex.org/spec-single/v4l2.html>. Draft 0.12.
- [21] C. Wengert. 3d reconstruction from endoscopic video sequences. <http://www.vision.ee.ethz.ch/~cwengert/phd.php>, 2003.
- [22] Christian Wengert, Mireille Reeff, Philippe C. Cattin, and Gabor Székely. Fully automatic endoscope calibration for intraoperative use. In *Bildverarbeitung für die Medizin*. Springer-Verlag, March 2006. in press.

Index

- Échographie
 - A-Mode, 19
 - B-Mode, 19
 - M-Mode, 19
- Atracsys, 20–22, 24
 - EasyTrack, 20, 58, 64, 74
 - Framework, 44, 48
- Biais, 60
- Bruit, 21, 60
- C, 44
- C++, 43, 44
- C-Arm, 13, 16
- C#, 43
- Calibration
 - Cambridge phantom, 28–30, 65
 - cross-wire phantom, 25
 - four edges, 29, 31, 65
 - single-wall phantom, 27, 28, 30, 46, 55, 60, 65, 68
 - three-wire phantom, 26, 29
- Canny edge, 31
- CHUV, 64, 76
- Composite, 19, 44
- CT, 13
- DICOM, 19
- EasyTrack, 33, 46, 55
- Echogène, 18
- Echoworld, 64
- Endoscopie, 74
- Firewire, 74
- Framegrabber, 44, 45, 74
- Hough, 30, 50, 55, 65
- ICP, 38–41
- Imagerie médicale, 10, 12
 - Échographie, 14, 16, 17
 - Fluoroscopie, 16
 - IRM, 13–15
 - Radiographie, 12, 16
 - Scanner, 13
 - TEP, 15
- Java, 43
- JPEG, 45
- Levenberg-Marquardt, 26, 36, 48, 49, 62, 70
- libsigc++, 46
- Linux, 43, 44, 74
- Logiciel
 - Coin3D, 44, 52, 53
 - CVS, 44
 - Eclipse CDT, 44
 - GCC, 44
 - Gnuplot, 44, 56, 57
 - MAF, 67
 - Matlab, 44, 47, 49, 55, 56, 74
 - Octave, 44, 47, 49, 50, 55, 56
 - QT, 74
 - SimVoleon, 44, 52, 53
 - Subversion, 44
 - TinyXML, 44
 - TLib, 44, 45, 49, 50
- MAF, 43
- Moindres carrés, 37
- Moore-Penrose, 37, 48, 49
- Prewitt, 31

Pseudo-inverse, 37, 48, 49, 59–62, 69, 71–73

Rayons X, 12, 13, 16

Registration, 10, 22

 Extrinsèque, 39

 Intrinsèque, 39

RMS, 55, 56, 59–61

S-Video, 19, 44

Segmentation, 21

Sobel, 31

SVD, 48

Tomographie, 13, 15, 38

Transducteur, 17

Ultrason, 14

USB 2.0, 44

Video4Linux, 44, 45

Video4Linux2, 44, 45, 49

Volumétrie, 52

Voxel, 40, 41

XML, 44–46, 48, 59, 61