

THESE

présentée par

Bruno MAZIER

pour obtenir le titre de

Docteur de l'Université Joseph Fourier GRENOBLE I

SPECIALITE GENIE BIOLOGIQUE ET MEDICAL

**MISE EN CORRESPONDANCE D'IMAGES
MULTIMODALES
APPLIQUEE A LA
VISEE PEDICULAIRE ASSISTEE PAR ORDINATEUR**

Thèse soutenue le 22 décembre 1992 devant la commission d'examen composée de :

Jacques DEMONGEOT	Président
Radu HORAUD	Rapporteur
Alain HERMENT	Rapporteur
Philippe CINQUIN	Directeur
Jean DUBOUSSET	

Thèse préparée au sein du laboratoire TIMB - TIM3 - IMAG

Résumé

L'introduction d'une vis dans la zone d'os solide du pédicule d'une vertèbre lombaire, permet d'y fixer des implants destinés à corriger certaines pathologies morphologiques de la colonne vertébrale. l'objectif de la Visée Pédiculaire Assisté par Ordinateur (VPAO) consiste à aider le chirurgien à planifier et réaliser ce geste délicat.

Son principe est basé sur la méthodologie générale en trois phases des Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO). Elle consiste à relier, de façon rationnelle et quantitative, des informations images, multimodales, collectées avant (pré) et pendant l'intervention (per-opératoire).

La phase de **perception** consiste à acquérir et modéliser avant et pendant l'intervention les informations images relatives à la vertèbre à appareiller. L'acquisition sera toujours précédée du calibrage des capteurs d'images utilisés.

C'est dans la phase de **décision** que le chirurgien manipule les données précédentes pour y planifier sa stratégie opératoire en la simulant. Les différents référentiels impliqués sont alors reliés par des transformations rigides pour retrouver lors de l'intervention la stratégie planifiée avant l'intervention.

Enfin, la phase d'**action** permet de guider le geste proprement dit en faisant appel à des systèmes de guidage plus ou moins robotisés.

La réalisation d'un système de VPAO pose donc des problèmes multidisciplinaires : médicaux (sélection des connaissances relatives à la vertèbre et à la pathologie concernée), mathématiques (choix des modèles, segmentation, optimisation de stratégie, algorithmes de mise en correspondance), informatiques, (acquisition, stockage et traitement des données, interface utilisateur intégrant des outils logiciels de haut niveau) et robotique (système d'acquisition tri-dimensionnels, systèmes de guidages).

Nous proposons deux systèmes basés sur la méthodologie des GMCAO. L'un destiné à assister une visée pédiculaire à ciel ouvert, l'autre, tourné vers une intervention transcutanée où le chirurgien n'a plus besoin d'ouvrir le dos du patient. Si les étapes de perception et de planification du geste, réalisées avant l'intervention, sont communes aux deux systèmes, la différence apparait au niveau du choix des capteurs utilisés durant l'intervention (caméra vidéo ou échographie tri-dimensionnelle) et de la méthode de mise en correspondance reliant les référentiels pré et per-opératoires (mise en correspondance visuelle ou algorithme de minimisation). Des résultats de faisabilité encourageants ont été obtenus lors de simulations d'interventions sur un squelette artificiel et on peut maintenant s'orienter vers une expérimentation in-situ.

Mots clefs : Mise en Correspondance d'Images, Visée Pédiculaire, Chirurgie de la colonne vertébrale, Imagerie Médicale, Calibrage, Echographie, Robotique Chirurgicale, Vision par Ordinateur.

Abstract

Insertion of a screw in the solid zone of the pedicle bone of a lumbar vertebra allows to fix implants that are meant to correct somemorphological pathologies of the spinal column. The aim of the Computer aided Pedicular Screwing (VPAO) is to help surgeons to plan and makethis critical gesture. Its principle is based on the three phases general methodology of Image Guided Operating Robot (IGOR). It consists in rationally and quantitatively linking multimodal imaged informations collected before (pre) and during the operation (per-operative).

The **perception** phase consists in acquiring and in modeling before andduring the operation the imaged informations related to the vertebra to be installed. The acquisition always comes after the calibration of the images sensors used.

It is during the **decision** phase that the surgeon uses the former data to plan his operative strategy by simulation of this strategy. At this point, the different referentials used are linked by rigid transformations to find again, during the operation, the pre-operation planed strategy.

Finally, the **action** phase allows to guide the gesture itself by using more or less robotised guiding systems.

Hence, realization of a VPAO system raises interdisciplinary issues : medical issues (selection of knowledges related to the vertebra and to the related pathology), mathematics issues (models choice, segmentation, strategy optimisation, linkage algorithms), computer science issues (acquisition, data storage and processing, user interface using high level computer tools , and robotics issues (Tridimensionnal acquisition systems, guidance systemes). Two systems, based on IGOR methodology are proposed. One that is aimed to assist an “open sky” screwing operation, another that is turned toward “trans cutaneous” operation where the surgeon does not need to open the patient's back.

Although the perception and planification steps that are done before the operation are common to the two systems, a difference appears for the choice of sensors used during the operation (video camera or tridimension nal echography) and for the pre and per-operation referentials linkage method used (visual linkage or minimization algorithym). Encouraging feasability results have been obtained during simulated operations on an artificial skeleton and one can now consider in-situ experimentations.

key words : Multimodality Data Registration, Pédicular Srewing, Spine Surgery, Medical Imaging, Calibration, Echographie, Robot Assisted Surgery, Computer Vision.

Voilà. Coincée entre le résumé et le menu ; ce sont

Les remerciements.

Voici sans doute la page la plus importante de ce mémoire ; celle qui est écrite avec le cœur et qui résume toute la partie cachée et affective de ce travail. Vous m'avez encouragé, accompagné, motivé, appris, aidé physiquement, encouragé à nouveau, et puis, nous avons vécu ensemble et c'était bien.

Merci donc et du fond du cœur à vous tous du labo et d'ailleurs, pour votre aide dans ce travail, et votre amitié de tous les jours. Catherine Klifa, Nathalie Beauboucher, Olivier Péria, Laure Germain, Martine Piccolo, Frank Leitner, Orélie Marque, Stephane Lavallée, Olivier Péria, Marian Hamelin, Jean Louis Mazier, Odette Pappini, Corinne Meunier, Auguste Mazier, Lionel Brunie, Ghassan Rachidi, Pierre Provent, Olivier Collin, Marie Dominique Dubois, Agnes Poyet, Pascal Sautot, Jocelyne Troccaz, Maribel Chenin, Mohamed Djaid, Colette Mazier, Jacques Vermont, Marie-odile Mazier, Francois Esteve, Olivier François, Abbas Hijazi, Tof Martin, Zebulon Bertrand, Guillaume Champleboux, Romain Lamainlarge, Patrice Uvietta et si j'en oublie, pardonnez-moi.

Merci à tous les membres du jury.

Le Professeur Jacques Demongeot, qui m'a accueilli dans son laboratoire et me fait l'honneur de présider ce jury.

Un grand merci à mon directeur de thèse, le Professeur Philippe Cinquin qui, par son enthousiasme, son soutien et la confiance qu'il m'a toujours manifestée, m'a permis de mener ce travail à terme.

L'ambiance chaleureuse qui règne dans l'équipe et que vous contribuez tous deux à maintenir donne réellement plaisir à travailler dans ces lieux.

Je remercie chaleureusement Messieurs Radu Horaud et Alain Herment, tous deux directeurs de recherche, d'avoir accepté d'être mes rapporteurs.

Enfin, merci aussi au Professeur Jean Dubousset, chirurgien du rachis, pour sa contribution à ce jury.

Ce travail a été réalisé au sein de l'équipe TIMB (Traitement de l'Information et Modélisation en Biomédecine) du laboratoire TIM3 de l'Institut IMAG.

Table des matières

<u>Introduction</u>	9
----------------------------------	----------

Chapitre 1 : Contexte scientifique

I. Les Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur : GMCAO ..	13
I.1 Définition.....	13
I.2 Méthodologie générale des GMCAO.....	13
I.3 Visée Pédiculaire Assistée par Ordinateur	16
I.4 Conclusion	17
II. Perception des informations	19
II.1 Acquisition pré-opératoire.....	19
II.1.1 Objectifs.....	19
II.1.2 Imagerie 2,5 D.....	20
II.1.2.1 Tomodensitométrie	20
II.1.2.2 Imagerie par résonance magnétique nucléaire.....	21
II.1.2.3 Calibrage de l'imagerie 2.5D	22
Modèle 3D de l'IRM et de la TDM	22
II.1.3 Modélisation des données.....	22
II.1.3.1 Objectifs.....	22
II.1.3.2 Modélisation par fonctions splines.....	23
II.2 Acquisition per-opératoire.....	24
II.2.1 Objectifs.....	24
II.2.2 Calibrage	26
II.2.2.1 Objectifs.....	26
II.2.2.2 Méthodologie générale.....	26
II.2.3 Echographie.....	32
II.2.3.1 Principe.....	32
II.2.3.2 Echographie 2,5D.....	33
II.2.3.2.1 Acquisition des coupes.....	34
II.2.3.2.2 Repérage des coupes	35
II.2.4 Images vidéo.....	36
II.2.4.1 Modélisation physique.....	37
II.2.4.1 Modélisation mathématique multiplans	38
II.2.5 Radiographie bi-plane	42
II.2.6 Autres systèmes d'acquisition 3D.....	42
II.4 Conclusion	44

III. Raisonnement - Décision	47
III.1 Segmentation 3D pré-opératoire	47
III.1.1 Objectifs.....	47
III.1.2 Etat de l'art.....	48
III.1.3 Segmentation dynamique.....	49
III.1.3.1 Segmentation dynamique par résolution d'équations différentielles	49
III.1.3.2 Segmentation dynamique par modèles déformables	49
III.2 Simulation de la stratégie	51
III.2.1 Objectifs.....	51
III.2.2 Outils Informatiques	52
III.2.2.1 Visualisation 3D.....	52
III.2.2.2 Manipulation d'objets.....	53
III.3 Mise en correspondance des référentiels Ref-PRE-OP ----> Ref-OP.....	55
III.3.1 Introduction.....	55
III.3.2 Méthodologie	57
III.3.3 La Méthode "tête chapeau"	59
III.3.4 Méthode des potentiels	59
III.3.4.1 Modélisation physique.....	62
III.3.4.2 Minimisation du potentiel des points du nuage	63
III.3.4.3 Prise en compte de la crédibilité	63
III.4 Conclusion	65
IV. Action	68
IV.1 Transformation Ref-OP <----> Ref-GUIDE.....	68
IV.1.1 Objectifs.....	68
IV.1.2 Méthodologie	69
IV.2 Etat de l'art sur les système de guidage.....	70
IV.3 Définition d'un système de guidage pour les VPAO	71
IV.4 Conclusion	72
V. Conclusion.....	74

Chapitre 2 : Elaboration d'un système d'aide pour la visée pédiculaire à "ciel ouvert"

I. Principe	77
I.1 Acquisition des données pré-opératoires	78
I.2 Simulation du geste	79
I.3 Synthèse de l'image per-opératoire.....	80
I.4 Mise en correspondance des informations pré et per-opératoires.....	82
I.5 Formalisme.....	83
II. Calcul de l'image de synthèse de référence	85
II.1 Calibrage du système "caméra-guide"	85
II.1.1 Objectif	85
II.1.2 Principe.....	87
II.1.3 Mire de calibrage	88
II.1.4 Résultats.....	89
II.2 Transformation entre le guide et le référentiel pré-opératoire.....	90
III. Validation	94
III.1 Expérience.....	94
III.2 Résultats et discussion.....	96
IV. Conclusions.....	98
IV.1 Conclusions sur le matériel.....	98
IV.1.1 Système "caméra-guide"	98
IV.1.2 Bras positionneur	99
IV.2 Conclusion générale.....	100

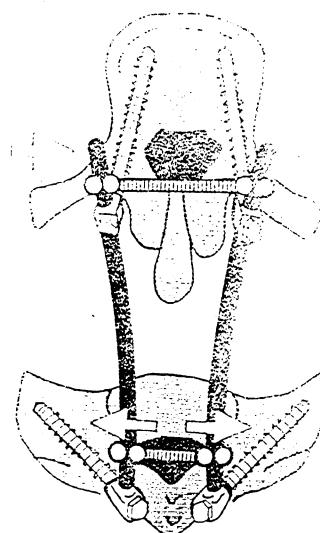
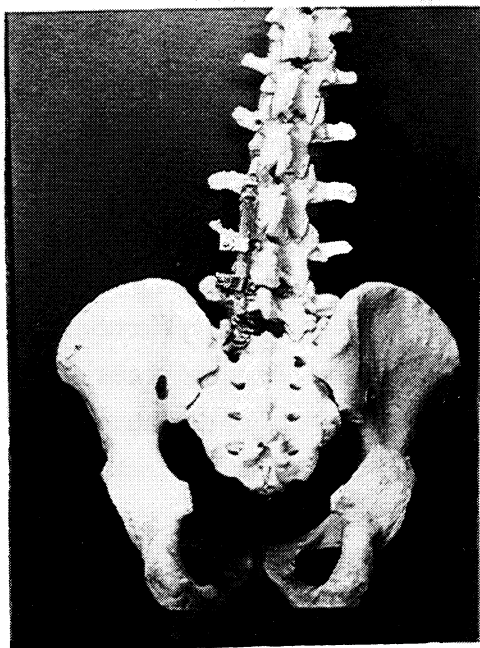
Chapitre 3 : Proposition d'un système d'aide pour la visée pédiculaire transcutanée par contrôle échographique

I. Principe	103
II. Repérage de la vertèbre dans un plan échographique.....	107
II.1 Formation de l'image échographique en mode de réflexion.....	107
II.2 Images de la vertèbre.....	110
II.2.1 Interprétation d'une image de vertèbre.....	110
II.2.2 Choix des plans d'observation.	111
II.3 Calibrage	114
II.3.1 Objectif	114
II.3.2 Modèle géométrique	114
II.3.3 Mire de calibrage	115

II.3.3	Précision des mesures	118
II.3.3.1	Précision axiale.....	118
II.3.3.2	Précision latérale	118
II.3.3.3	Précision transversale.....	118
II.4	Conclusion	119
III.	Calibrage du Système d'acquisition 3D per-opérateur	120
III.1	Introduction	120
III.2	Calibrage de l'échographe dans un référentiel 3D	121
III.2.1	Calibrage Intrinsèque du bras. Changeur de Coordonnées.	122
III.2.1.1	Objectifs.....	122
III.2.1.2	Répétabilité des articulations.....	123
III.2.1.3	Modèle géométrique	124
III.2.1.4	Méthodologie	125
III.2.3	Calibrage Main-Sonde.....	130
III.2.3.1	Objectif	130
III.2.3.2	Méthodologie	131
III.2.3.3	Acquisition des mesures.....	134
IV.	Validation	136
IV.1	Expérience.....	136
IV.2	Résultats et discussion.....	137
V	Conclusion.....	141
	<u>Conclusion</u>	143
	<u>Annexes</u>.....	145
	<u>Notations et abréviations</u>.....	146
	<u>Bibliographie</u>.....	147

Introduction

Dans certaines pathologies de la colonne vertébrale (scoliose, arthrose, fracture), les chirurgiens fixent à même la vertèbre un matériel, destiné à redresser et rigidifier tout ou partie de la colonne. Pour y parvenir, ils introduisent dans le pédicule de certaines vertèbres (zone d'os solide et stable située entre le corps vertébral et l'arc postérieur) des vis, qui permettent l'ancrage de tiges métalliques plus ou moins flexibles [COTREL 86].



Instrumentation "Cotrel-Dubousset"

Introduire un outil de vissage (pointeau ou foret) dans le pédicule pour amorcer l'introduction de la vis, demande au chirurgien une connaissance parfaite de la cible à atteindre et de son environnement. L'intervention chirurgicale qui en résulte est lourde et délicate ; une vis mal positionnée tiendra mal et s'arrachera ou cassera sous l'effet des contraintes musculaires et articulaires ; un canal médullaire touché pourra occasionner une paralysie du patient. Pendant l'intervention, le chirurgien dispose de sa vision de la partie de la vertèbre qu'il a dénudé. Il intègre alors mentalement ses connaissances anatomiques sur la région du pédicule ainsi que les informations spécifiques à son patient recueillies sur des images pré-opératoires, pour estimer la position de son outil. Il lui manque, pour optimiser tout à fait son geste, un lien physique entre ses propres repères anatomiques, ses repères préopératoires, et sa vision de la scène durant l'intervention.

L'aide que nous proposons a donc pour objectif d'optimiser le positionnement des vis dans les pédicules des vertèbres lombaires, en indiquant avec précision le point d'entrée et l'orientation de l'outil de vissage. Les conséquences en sont : l'augmentation de la sécurité du geste, la réduction du temps d'intervention proprement dit, la limitation du traumatisme subit par le patient, une approche transcutanée de ce genre d'intervention, donnant accès à la vertèbre sans ouvrir le dos du patient (intervention qui n'est actuellement pas réalisable).

L'idée générale consiste, à retrouver dans un référentiel lié à la salle d'opération (référentiel **per-opératoire**) les informations définies avant l'intervention (référentiel **pré-opératoire**), sur lesquelles on définit une stratégie opératoire, puis à positionner l'outil chirurgical de vissage dans ce même référentiel conformément à la stratégie prédéfinie. Le récent développement des Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (**GMCAO**) formalise le lien à mettre en place pour mettre en correspondance ces référentiels pré et per-opératoires. Une première phase d'acquisition nous amène à nous poser les questions sur la nature des mesures à réaliser et les conditions dans lesquelles on peut les obtenir. Les réponses à ces questions débouchent sur des choix technologiques principalement basés sur l'imagerie médicale. La seconde phase consiste elle, à mettre en forme ces données brutes pour définir une stratégie opératoire et la retrouver dans le référentiel per-opératoire. c'est ici que se pose la question de la cible à atteindre, de son chemin d'accès et de la mise en correspondance des référentiels pré et per-opératoire. C'est la différence de nature des informations pré et per-opératoires, qui conditionnera la technique de mise en correspondance des référentiels. Il reste alors à trouver un système de guidage de l'outil de vissage, prolongement de la main du chirurgien, qui va permettre l'accomplissement du geste conformément à la stratégie définie avant l'intervention. La complexité du système de guidage devra, pour sa part, être adaptée au degré d'autonomie recherchée sur le geste et permettre le contrôle de celui-ci.

L'application médicale spécifique destinée à positionner un outil de vissage à l'entrée du pédicule vertébral, nous amène finalement à trouver nos limites à l'intérieur des GMCAO, et on parlera plus volontier de Visée pédiculaire Assisté par Ordinateur (**VPAO**)

Organisation du rapport

Le **premier chapitre** replace le projet de Visée Pédiculaire Assisté par Ordinateur (**VPAO**) dans son contexte scientifique. La méthodologie adoptée pour le **VPAO** se plaque sur celle plus générale des **GMCAO** et y fait largement référence. La méthodologie adoptée est décrite étape par étape en précisant à chaque fois les options propres à la réalisation d'un système de **VPAO**.

Le **second chapitre** est consacré à la description et à la validation du premier système de **VPAO** destiné à des interventions à ciel ouvert. Il est basé sur la mise en correspondance d'une image de synthèse pré-opératoire d'origine tomодensitométrique avec des images temps réel du

champ opératoire renvoyées par une caméra vidéo. L'expérience de validation du système est présentée en fin de chapitre.

Le troisième chapitre décrit lui, l'étude de faisabilité menée sur un système d'aide transcutané basé sur l'acquisition per-opératoire par échographie 2,5D. La méthodologie suivie pour cette application est très proche de celle utilisée pour le procédé précédent, mais les moyens techniques mis en œuvre diffèrent de façon importante. Ces différences reposent essentiellement sur la nature du capteur per-opératoire et dans la méthode de mise en correspondance des informations pré et per-opératoires. La dernière partie du chapitre décrit les résultats obtenus pour une intervention simulée sur un squelette artificiel.

Chapitre 1 :

Contexte Scientifique

I. Les Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur : GMCAO

I.1 Définition

L'intitulé de GMCAO regroupe toutes "les techniques susceptibles d'aider les médecins et les chirurgiens à planifier et à réaliser des interventions chirurgicales en utilisant des informations essentiellement issues de l'imagerie, de façon rationnelle et quantitative. Ces techniques définissent des stratégies opératoires en utilisant la valeur localisatrice de l'imagerie. Puis, elles réalisent ces stratégies opératoires à l'aide de systèmes de guidage plus ou moins robotisés, sous le contrôle de l'imagerie." [LAV 89].

La méthodologie des Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés Par Ordinateur constitue une base de recherche très solide pour l'élaboration d'un système adapté à la visée pédiculaire. Pour chaque étape de cette méthodologie, nous précisons d'abord la démarche générale des GMCAO. Puis, nous détaillons les choix et les outils propres à l'application de la Visée Pédiculaire. Ceux-ci sont le plus souvent liés à la structure même de la vertèbre.

I.2 Méthodologie générale des GMCAO

La méthodologie des GMCAO se décompose en trois phases non séquentielles :

- perception des informations

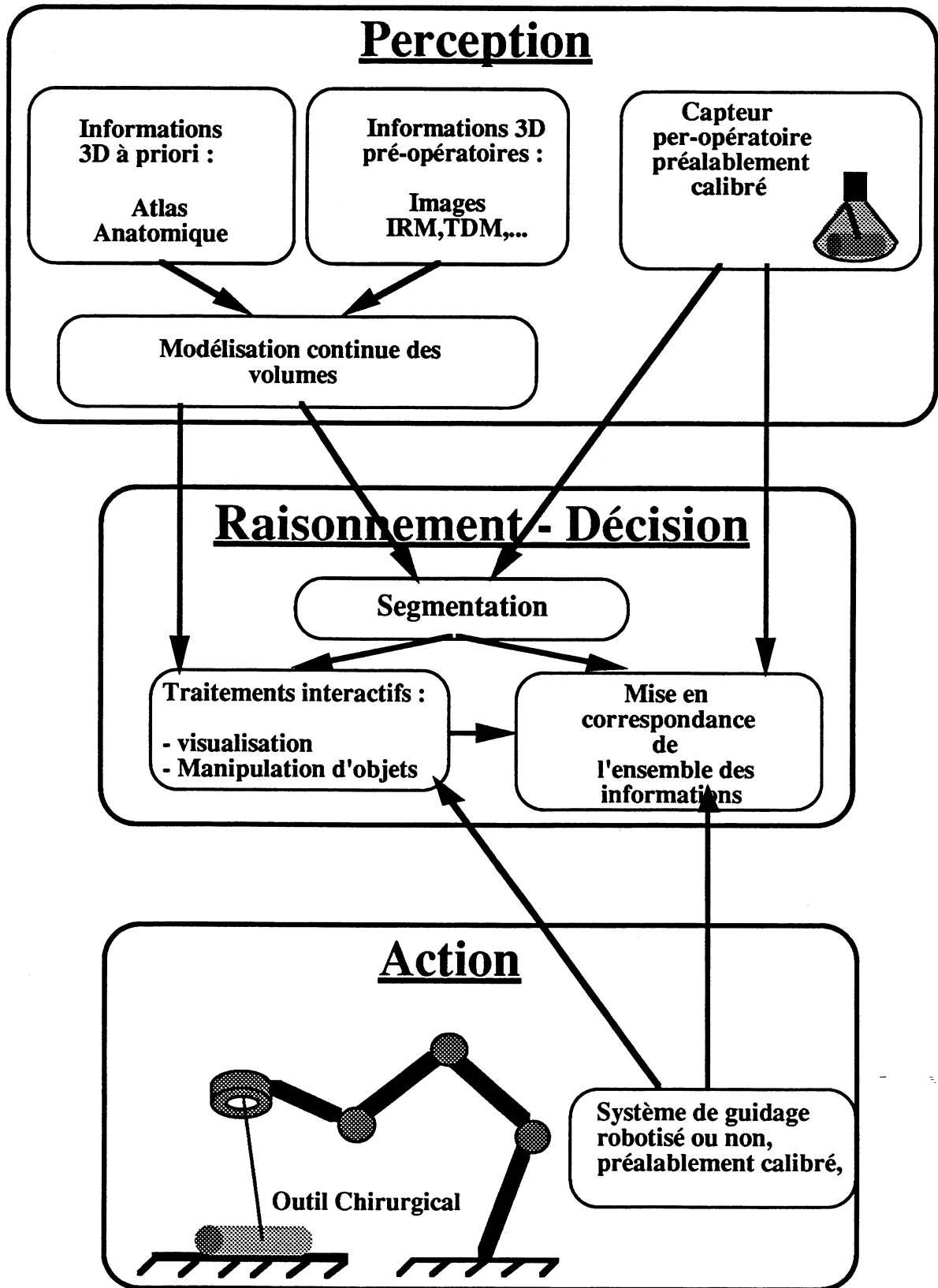
Il s'agit ici d'acquies et de mettre en forme les informations qui serviront de repère dans la définition de la stratégie opératoire et dans la mise en correspondance des référentiels pré et per-opératoires.

- raisonnement - Décision

C'est ici que l'on définit et simule la stratégie opératoire et que l'on associe les repères pré et per-opératoires. Une étape préalable de segmentation est ici indispensable pour isoler les objets et les repères sur lesquels on veut ensuite travailler.

- action

Il s'agit du guidage du geste proprement dit et de son contrôle.



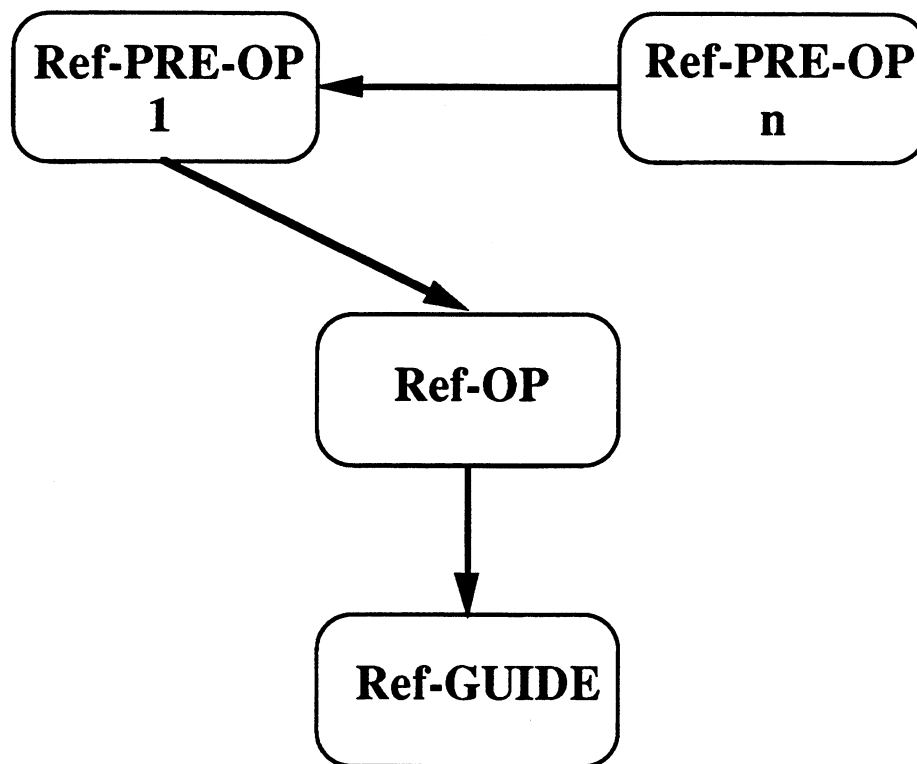
Méthodologie des GMCAO

Le point central de cette méthodologie consiste à connaître la stratégie opératoire dans chacun des référentiels en présence.

Cette stratégie opératoire est définie en premier dans **Ref-PRE-OP**, référentiel pré-opératoire. Dans certaines applications, il existe plusieurs référentiels pré-opératoires (**Ref-PRE-OP1**,...,**Ref-PRE-OPn**) faisant intervenir respectivement des données images relatives au patient et des données a priori recueillies sur des atlas anatomiques, destinées à identifier et localiser certaines zones dangereuses. La stratégie est alors définie dans un des référentiels et retrouvée sur les autres par mise en correspondance élastique des structures à apparier [MEU 88].

L'objectif central de la phase de décision, consiste à retrouver la stratégie opératoire dans **Ref-OP**, référentiel opératoire lié au patient durant l'intervention. On cherche alors à apparier des repères prélevés dans chacun des référentiels **Ref-PRE-OP** et **Ref-OP**, pour réaliser la mise en correspondance. On peut utiliser des repères externes constitués d'éléments rigides fixés sur le patient et visibles à la fois par les capteurs pré et per-opératoires. C'est ce qui se passe en Neurochirurgie stéréotaxique avec l'utilisation d'un serre tête métallique dans lequel le crâne du patient vient se positionner de façon connue [BEN 87]. Mais la précision sur le repositionnement des structures anatomiques d'un référentiel à l'autre, augmente lorsque le repère est constitué de la structure anatomique elle même. On parle alors de méthodes globales, car tout ou partie de l'information relative à la structure à apparier, est utilisée.

Enfin, il faut communiquer une position de visée au système de guidage. En d'autre termes, cela revient à trouver et localiser la stratégie opératoire dans **Ref-GUIDE**, référentiel lié au guide dans lequel se positionne l'outil du chirurgien.



Référentiels en présence

I.3 Visée Pédiculaire Assistée par Ordinateur

l'instrumentation d'une colonne vertébrale passe par le traitement individuel de certaines vertèbres.

Notre problème se ramène donc à celui de l'instrumentation d'une vertèbre et ce sont les contraintes liées à la vertèbre qui, dans la majorité de nos choix, guident nos décisions. On peut résumer ces contraintes en deux rubriques :

- **contraintes d'approche** : Elles sont liées à l'environnement de la vertèbre.

Elles regroupent les obstacles à éviter pour accéder au pédicule. Ils sont constitués d'os, de tissus conjonctifs, de muscles et de peau.

Elles conditionnent :

- le **choix des capteurs**. Chacun de ces tissus est vu très différemment d'un imageur à l'autre. L'os qui apparaît très nettement dans un examen TDM est presque invisible en IRM et seul sa surface externe est repérable en échographie. Tous ces tissus doivent être repérables sur les images traitées. De ce choix dépendra les techniques de segmentation.

- le *choix de la stratégie d'approche*. Des lésions occasionnées sur les structures anatomiques situées entre la peau du dos et l'entrée du pédicule n'ont de conséquences que sur la cicatrisation post-opératoire. La trajectoire d'approche peut donc être choisie rectiligne dans le cas d'une approche transcutanée.

- contraintes propres à la vertèbre :

Elles sont liées à la géométrie de la vertèbre, sa texture, sa nature.

Elles conditionnent

- le *choix des capteurs*. Corticale, corps vertébral et canal médullaire possèdent des densités différentes et sont perçus différemment suivant l'imageur utilisé.

- le *choix des techniques de segmentation*. La vertèbre est un objet géométrique très complexe. En extraire le contour externe, par exemple, nécessite l'utilisation de techniques de segmentation sophistiquées.

- le *choix de la stratégie*. La trajectoire de perçage doit être choisie de façon optimale en respectant les objectifs opératoires et de sécurité.

I.4 Conclusion

La méthodologie générale des GMCAO trouve son originalité principale dans la mise en relation d'informations multimodales acquise de façon simultanées, ainsi que dans l'utilisation thérapeutique des images à l'aide de systèmes robotisés ou non.

Toutes les étapes de cette méthodologie peuvent être assistées par ordinateur. L'acquisition s'accompagne toujours d'une phase de calibrage puis de modélisation des données. La définition de la stratégie impose l'utilisation d'outils graphiques de visualisation et de manipulation d'objets 3D. La mise en correspondance, pour sa part, se formalise souvent comme un problème de minimisation d'une distance existant entre deux représentations du même objet observé dans deux référentiels différents. Une étape préliminaire de segmentation est alors nécessaire pour localiser tout ou partie de l'objet. Enfin, le guidage du geste peut être plus ou moins contraint, suivant le degré d'autonomie recherché, et faire appel à des moyens plus ou moins robotisés.

Au vu des travaux actuellement réalisés, les techniques d'imagerie et de robotique permettent dorénavant de réaliser des interventions basées sur des gestes simples. C'est tout à fait le cas de la Visée Pédiculaire Assisté par Ordinateur (VPAO), dont l'objectif est de positionner un outil de vissage (foret ou pointeau) à l'entrée du pédicule vertébrale et d'en indiquer l'orientation. Nous présentons

maintenant dans le détail, les outils et les méthodes qui nous ont permis de développer deux applications de VPAO.

II. Perception des informations

La précision obtenue "au bout" de notre système d'aide, sur le positionnement de l'outil, dépendra avant tout de la qualité des mesures 3D réalisées par les systèmes d'acquisition en début de chaîne. Il s'agit de récolter avant et pendant l'intervention le maximum d'informations susceptibles de fournir des repères sur la vertèbre à appareiller. On recherche donc préférentiellement les informations contenues sur la surface de celle-ci. Si l'information brute délivrée par le capteur est discrète, donc incomplète, il faudra alors la modéliser pour appréhender la totalité des objets qui nous intéressent. De cette phase d'acquisition et de modélisation dépendront le choix et la performance des techniques de mise en correspondance des référentiels pré et per-opératoires. Ces techniques sont en effet sensibles aux compromis densité-précision des informations.

II.1 Acquisition pré-opératoire

II.1.1 Objectifs

Il s'agit ici de récolter et de modéliser les informations 3D propres à définir et simuler une stratégie opératoire et à servir de repère pour permettre de retrouver cette stratégie dans le référentiel per-opératoire.

Bien sûr, les techniques d'imagerie médicale sont dans cette étape largement mises à contribution. Le choix de l'imageur est dicté par la nature de la cible. Si les tissus mous sont très bien résolus par imagerie par résonance magnétique (IRM), on choisira de préférence la tomодensitométrie (TDM) pour repérer des cibles osseuses. On utilisera pour localiser certaines tumeurs des moyens d'imagerie fonctionnelle comme la gamma caméra ou l'émission de positons. Une autre source d'information peut être constituée de connaissances a priori sur la zone à repérer. Il existe des atlas géométriques et des bases de données fonctionnelles permettant d'identifier des structures à éviter lors d'une intervention. Chaque source d'image possède une résolution propre qui conditionne la précision finale du positionnement de l'outil.

Contraintes liées à la vertèbre

Les informations pré-opératoires servent de base à la définition de la stratégie d'approche du pédicule, de la direction de perçage et de la cible à atteindre. Elles doivent laisser apparaître dans un référentiel tri-dimensionnel connu :

- le pédicule dans son ensemble,
- la zone d'approche du pédicule.

Le repérage d'une structure tri-dimensionnelle telle que le pédicule est difficile sur une image 2D intégrant des données volumiques, comme celles délivrées en radiographie conventionnelle. On recherche plutôt des images 2.5 D de bonne résolution spatiale. Nous ne nous sommes pas intéressés à la gamma tomo-scintigraphie et à la tomographie par émission de positrons (TEP) du fait de leur médiocre résolution spatiale (10 à 15 mm) et axiale (15 à 20 mm) comparées à celles de la tomodensitométrie et de l'imagerie par résonance magnétique. Ces systèmes d'imagerie sont de loin préférés pour l'analyse fonctionnelle d'organes. [BRO 82].

Nous n'abordons pas non plus dans cette partie pré-opératoire les systèmes d'acquisition ultrasonore car les phénomènes mis en jeu aux niveaux des interactions ultrason/matière ne permettent pas de voir ce qui se passe derrière les parois osseuses. L'exploration de la vertèbre dans sa totalité est donc impossible. L'imagerie ultrasonore de la vertèbre est détaillée dans le chapitre 3 § II.

Par ailleurs, les contraintes de temps sont ici assez souples car l'acquisition d'informations pré-opératoires ne nécessite pas de traitements temps réel. Nos choix peuvent alors porter avantageusement sur des techniques d'imagerie lourdes et coûteuses en temps, mais performantes en résolution, telles que la tomodensitométrie (TDM) ou l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Nous rappelons maintenant le principe et les performances de ces techniques.

II.1.2 Imagerie 2,5 D

II.1.2.1 Tomodensitométrie .

Interactions des rayons X et de la matière

On modélise schématiquement l'interaction que subit un rayon lumineux traversant une épaisseur de matière homogène par l'équation d'atténuation :

$$I = I_0 e^{-\mu d}$$

où : I est l'intensité du rayon transmis

I_0 l'intensité du rayon incident

d l'épaisseur de matière traversée

μ le coefficient d'atténuation linéaire caractéristique de la matière traversée.

C'est la mesure de μ qui donne le contraste aux images issues de source X.

L'os se distingue des autres tissus par une densité significativement forte. Son image s'en trouve particulièrement bien résolu avec ce type de techniques.

Principe de la Tomodensitométrie

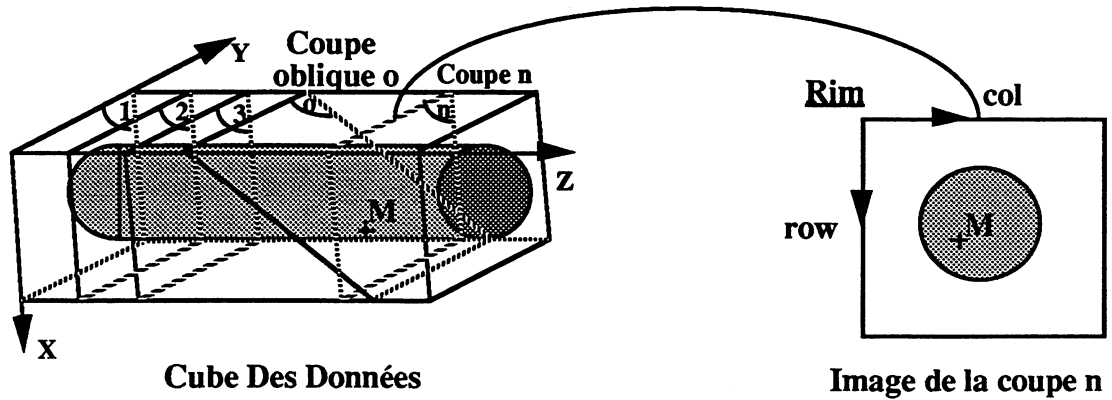
Le patient est allongé dans un anneau composé d'une source de rayons X et de détecteurs diamétralement opposés. L'ensemble source plus détecteur tourne de façon synchrone autour du patient, et l'on obtient par des techniques de rétroprojection la densité des tissus sur une coupe sagittale bi-dimensionnelle. En réitérant cette opération en translatant le patient, on obtient une série de coupes parallèles. Les coupes obtenues intègrent en fait les densités sur des épaisseurs d'environ 5mm donnant lieu à des distorsions de volume partiel. Cet effet de volume partiel pourra être compensé par un traitement statistique réalisé sur des coupes se chevauchant. La résolution spatiale à l'intérieur d'une coupe est quant à elle de l'ordre de 0.3mm. Localiser avec précision, dans ces conditions, un point dans un référentiel millimétrique tridimensionnel nécessite un reformatage des coupes ainsi qu'une modélisation de l'ensemble des données [CIN 87], [MAR 90].

II.1.2.2 Imagerie par résonance magnétique nucléaire

Le corps à étudier est placé dans un champ magnétique intense (de l'ordre de 0.1 à 2 Tesla) et on étudie la manière dont réagissent ses constituants à une faible perturbation de ce champ (temps de retour à l'équilibre par exemple) [LEB 85]. Ceci fournit des informations sur la densité de certains atomes (hydrogène essentiellement) et sur leur environnement physico-chimique. On dispose en fait d'une infinie variété de séquences d'acquisition. Bien qu'il s'agisse d'un véritable moyen d'imagerie 3D, puisque l'on peut en principe sélectionner n'importe quelle zone de l'espace, les examens délivrés en sortie des appareils se composent de plusieurs coupes parallèles, transverses, sagittales ou axiales, d'une épaisseur d'environ 5mm pour obtenir un rapport signal sur bruit correct. La résolution obtenue sur une coupe est de l'ordre du mm. On obtient donc dans ce mode d'acquisition, comme en TDM un examen 2,5D avec une résolution inter-coupes beaucoup moins bonne qu'à l'intérieur d'une coupe. De récents progrès permettent d'obtenir une résolution 3D homogène.

II.1.2.3 Calibrage de l'imagerie 2.5D

Le modèle associé à ce type d'imageur est un cube dans lequel s'inscrivent les coupes.



Modèle 3D de l'IRM et de la TDM

En première approximation, les coordonnées millimétriques d'un point M en fonction de ces coordonnées image s'expriment simplement de la façon suivante.

$$\begin{pmatrix} Mx \\ My \\ Mz \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} kx & 0 & 0 \\ 0 & ky & 0 \\ 0 & 0 & kz \end{pmatrix} \begin{pmatrix} row \\ col \\ n \end{pmatrix}$$

Les paramètres kx , ky , kz sont des facteurs d'échelle connus.

II.1.3 Modélisation des données

II.1.3.1 Objectifs

[MAR 90], [CIN 87] et [LEZ 90], soulignent le caractère anisotrope de la densité d'information fournie par les imageurs utilisés en médecine diagnostique et la nécessité de réaliser avant l'étape de segmentation 3D, une modélisation tri-dimensionnelle continue des données.

En effet, les données initiales en imagerie 2,5D sont constituées d'un ensemble de m coupes parallèles, sur lesquelles est représentée une fonction densité discrète $f_k(i,j)$, en chaque point (i,j) de la $k^{\text{ème}}$ coupe (k de 1 à m). La durée d'un examen d'imagerie étant directement proportionnelle au nombre et la résolution des coupes réalisées, le radiologue essaie de réduire ce nombre au minimum

suivant le type d'examen. Ainsi, les données initiales ont en général un caractère anisotrope : la résolution d'un pixel entre deux coupes adjacentes est souvent bien inférieure à celle existant à l'intérieur d'un plan de coupe; par exemple sur l'examen d'un organe volumineux réalisé en IRM, les coupes peuvent être espacées de six mm, alors que la résolution spatiale à l'intérieur d'une coupe est de 1 mm².

Il existe donc un trou d'information dans la direction z, et cette mauvaise résolution entre deux coupes successives rendra difficile l'application directe d'opérateurs différentiels 3D type Marr ou Canny pour la détection de surface. En effet, les algorithmes de suivi de surface ont du mal à trouver des points frontières adjacents dans toutes les directions. Il faut alors, soit créer de nouvelles coupes intermédiaires par interpolation de données initiales, soit faire intervenir la différence de résolution existante dans la troisième dimension, dans le calcul de l'opérateur différentiel comme le propose Morgenthaler [MOR 81].

En pratique, on opère une modélisation volumique pour échantillonner de nouveau les données initiales en interpolant linéairement les coupes, afin d'obtenir un volume numérique isotrope dans les trois directions de l'espace. On raisonne alors sur des éléments de volume, les voxels.

Mais il existe d'autres techniques de modélisation visant à s'affranchir complètement du caractère discret des données initiales, permettant ainsi d'appliquer et d'imaginer des techniques de segmentation continues à base de modèles physiques.

II.1.3.2 Modélisation par fonctions splines

Une solution élégante pour la segmentation 3D d'images médicales, consiste à fabriquer un modèle continu à l'aide de fonctions splines [MAR 90]. Elle est décrite dans [CIN 87] qui propose une technique de visualisation bidimensionnelle d'objets médicaux tridimensionnels.

Au lieu d'utiliser des éléments discrets pour modéliser les données initiales, on représente la structure par des éléments continus 3D, constitués de fonctions B-splines tri-cubiques. On approxime ainsi, suivant un critère à préciser, les données discrètes $f_k(i,j)$ par une fonction densité f continue et deux fois dérivable. La fonction densité s'écrit alors analytiquement en tout point (x,y,z) du volume :

$$f(x,y,z) = \sum_{i,j,k} \alpha_{i,j,k} * B(x-i) * B(y-j) * B(z-k)$$

où :

- α_{ijk} est un coefficient réel calculé en chaque noeud du "maillage spline".

- B_i , B_j et B_k représentent les B-splines de base décalées dans les intervalles i, j, k correspondants. L'ordre des splines est choisi de degré trois, ce qui correspond à des polynômes de degré 2.

En général, une simple interpolation linéaire est utilisée pour générer de nouvelles coupes intermédiaires. Ici, l'interpolation est beaucoup plus fine puisqu'elle impose la continuité des dérivées premières et secondes. Ainsi, on a une meilleure stabilité non seulement de la densité mais aussi des dérivées première et seconde. La première application de ce modèle continu est de permettre des agrandissements d'images de meilleure qualité que ceux utilisant une simple interpolation linéaire. Il en est de même du reformatage de coupes dans les plans quelconques, voire orthogonal au plan de coupes initiale.

[LEZY 90] a optimisé, à partir de ce modèle, le problème de la visualisation 2D d'objets anatomiques 3D, en utilisant un modèle hybride où le modèle continu n'est utilisé que pour le calcul de la normale à la surface que l'on cherche à segmenter. C'est en effet le point clef de la qualité du rendu de volume. L'évaluation de la densité, utilise, dans ce cas, le modèle discret. On trouve toujours dans [LEZ 90] une orientation pour le choix du mode de reconstruction du modèle en fonction du type d'image.

A l'issu de l'acquisition pré-opératoire et de la modélisation des données, nous disposons d'un volume continu d'information sur la vertèbre et sa région. C'est la richesse de ces informations (densité et précision) qui va maintenant permettre la définition précise d'une stratégie d'intervention, et l'extraction de la surface de la vertèbre. Connaître cette surface constitue en effet le meilleur repère morphologique pour retrouver la stratégie opératoire dans le référentiel per-opératoire.

II.2 Acquisition per-opératoire

II.2.1 Objectifs

Le capteur utilisé par le chirurgien durant l'intervention doit permettre l'acquisition de suffisamment d'informations pour :

- aider à définir la stratégie en simulation, c'est à dire juste avant l'intervention.
- localiser avec précision, dans le référentiel opératoire Ref_OP , suffisamment de repères pour permettre la mise en correspondance des référentiels pré et per-opératoires. La mise en correspondance des données pré-opératoires et des repères per-opératoires permet de retrouver dans Ref_OP les cibles et chemins définis dans les différents repères pré-opératoires.

- localiser l'outil dans ce même référentiel Ref_OP. En effet, une fois la stratégie opératoire simulée, retrouvée dans le référentiel opératoire lié au patient, il faut pouvoir connaître la position du Référentiel lié à l'outil Ref_OUTIL dans Ref_OP afin de le positionner conformément à la stratégie opératoire simulée. Cela nous amène à lier plus ou moins rigidement l'outil à Ref_OP et à déterminer sa position par calibrage.

La phase de calibrage des capteurs est prépondérante pour évaluer et garantir la précision des mesures 3D réalisées.

En plus de ces objectifs fonctionnels, le système d'acquisition per-opératoire doit être :

- le moins traumatisants possible pour le patient et le personnel médical présent. Les solutions transcutanées sont bien sûr les plus recherchées,
- aussi maniable que possible,
- rapides.

L'intérêt majeur des techniques de mise en correspondance de référentiels est de permettre, à partir de l'exploitation maximum des images pré-opératoires, de retrouver et de localiser une structure identifiée par un petit nombre de données. Nous ne recherchons donc pas dans cette étape la même densité d'information que dans l'étape pré-opératoire, mais seulement quelques points de repère.

Des moyens d'imagerie classique peuvent être utilisés à cet effet comme la radiographie, la TDM, l'échographie 2,5D, mais aussi des techniques de vision par ordinateur utilisant une ou plusieurs caméras, une caméra et un plan laser [CHA 91], mais aussi des capteurs mécaniques (palpeurs), acoustiques, crayons optiques ...

Nous en avons utilisé deux pour la suite de notre travail : la caméra vidéo permettant une approche chirurgicale classique "à ciel ouvert" et l'échographie 2,5D, ouvrant des possibilités d'interventions transcutanées.

Contraintes liées à la vertèbre

Les contraintes propre au milieu d'intervention sont ici moins fortes que dans l'approche pré-opératoire, car nous n'avons plus besoin d'une vision complète du pédicule. Seuls quelques repères sur la surface de la vertèbre suffisent à réaliser ensuite la mise en correspondance des référentiels pré et per-opératoires.

On peut aussi imaginer d'utiliser des repères externes fixés à même la peau dans la région vertébrale qui intéresse le chirurgien. Ces repères pourraient être localisés avant et pendant l'intervention à l'aide de capteur 3D légers de type microphone pour un signal sonore ou capteur de lumière si l'émetteur est

une source lumineuse. Mais la peau du dos n'est pas fixe par rapport à la vertèbre. Le déplacement relatif de ces deux structures est considérable entre l'examen pré-opératoire où le patient est allongé et l'intervention chirurgicale où il se retrouve en position genu-fléchié. En plus des problèmes de "bouger", propres à ce genre de méthodes, il semble difficile de définir ces repères par rapport à la topographie uniforme du dos.

Le choix de l'échographie n'est a priori pas évident car la visualisation de l'os la fait sortir de son champ d'application habituel. Nous sommes partis de l'hypothèse que seuls des points appartenant à la surface externe de la vertèbre nous intéressent, et que le signal écho se réfléchit complètement lorsqu'il rencontre une telle interface. L'association d'une sonde échographique à un système de localisation 3D permet alors de récupérer une information 3D de la surface de la vertèbre.

Nous présentons maintenant la méthodologie générale du calibrage de capteurs de position.

II.2.2 Calibrage

II.2.2.1 Objectifs

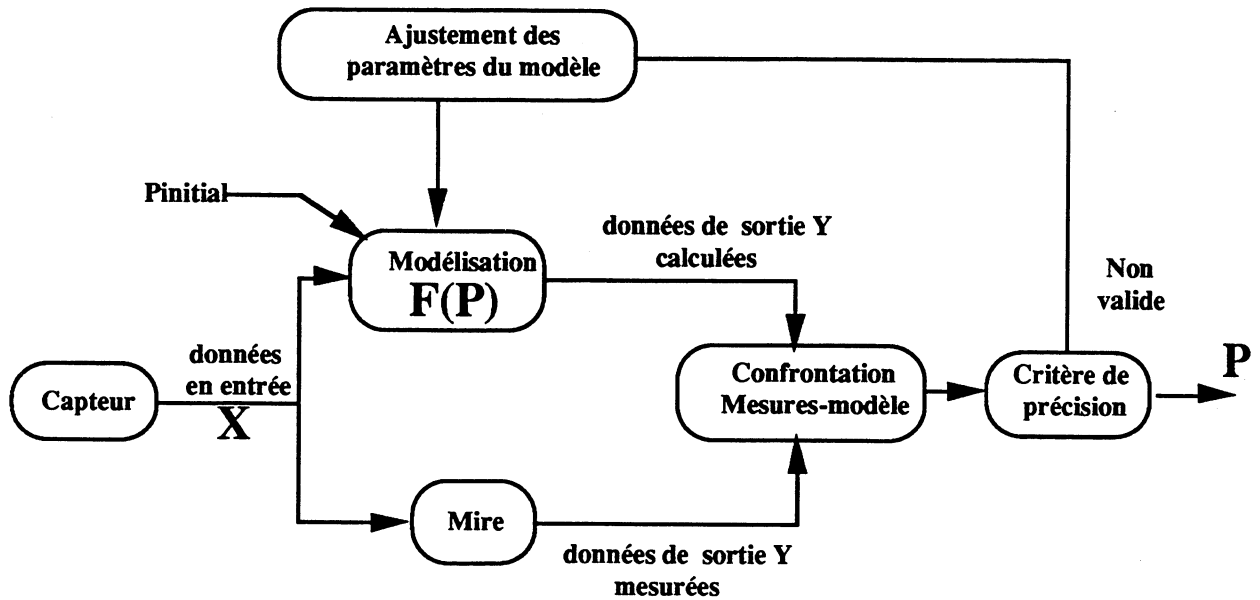
Dans tous les systèmes d'acquisition per-opératoires, l'objectif est de localiser avec précision les coordonnées cartésiennes 3D des points d'un objet dans un référentiel millimétrique absolu lié à l'objet ou extérieur à celui-ci. Dans la majorité des systèmes décrits, la mesure délivrée par les capteurs est constituée des coordonnées 2D des pixels d'une image et d'une ou plusieurs grandeurs complémentaires permettant d'accéder à la troisième dimension du point.

Le calibrage consiste à déterminer la procédure permettant d'identifier les mesures brutes délivrées par le système, aux coordonnées cartésiennes 3D connues dans un référentiel absolu.

II.2.2.2 Méthodologie générale

Elle se décompose en trois étapes :

- a) Définition d'un modèle paramétré du système de calibrage
- b) Saisie des mesures d'entrée/sortie
- c) Détermination des paramètres du modèle défini en a)



Méthodologie du calibrage

a) Définition d'un modèle paramétré du système de calibrage

Le modèle à définir concerne le capteur et son environnement de fonctionnement. Il est représenté par la fonction F qui calcule les données de sortie du capteur moyennant la connaissance des paramètres P_i et ses données d'entrées. Le modèle se formalise comme :

$$Y = F(X, P)$$

où : Y = vecteur de données de sortie associée au référentiel absolu **Ref-ABSOLU**

X = vecteur de données d'entrée associée au référentiel lié au capteur **Ref-CAPTEUR**

P = vecteur de paramètres

F = fonction représentant le modèle

Deux groupes de paramètres apparaissent dans cette modélisation.

- Les **paramètres intrinsèques** décrivant les caractéristiques géométriques, technologiques, et physiques propres au capteur.

- Les **paramètres extrinsèques** exprimant la relation existant entre un référentiel lié au système et un référentiel lié à l'environnement. On trouve dans [CHA 91] une approche originale consistant à créer un modèle mathématique plutôt que physique où les paramètres de F sont les composantes de F selon une base de fonction simple et connue, par exemple, une fonction spline à plusieurs variables. L'intérêt essentiel de ce type de modélisation réside dans la possibilité de modéliser "localement" le capteur, permettant ainsi d'exploiter au mieux des données d'entrée

inégalement réparties, ou bien de tenir compte des phénomènes de distorsion mal connus. Cette méthode est reprise dans le § II.2.4.2 de ce chapitre.

Remarques importantes

- Les paramètres P du modèle doivent être indépendants.
- La qualité du modèle dépend du nombre de paramètres. Plus ce nombre est grand, plus le modèle est défini finement et plus les mesures devront être précises. La résolution du système de l'étape c) est alors plus complexe et les temps de calcul augmentent de façon importante avec le nombre de mesures.

b) Saisie des mesures d'entrée/sortie

On réalise maintenant une série de mesures dans l'espace de travail. On veille à ce que les mesures couvrent bien le champ dans lequel doit fonctionner le système d'acquisition. Cela répond à l'impératif de "calibrer le système là où on l'utilise". Utiliser le modèle dans des zones où il n'a pas été calibré revient à extrapoler le modèle engendrant ainsi des pertes de précision incalculables.

En pratique, il est rare de pouvoir mesurer les coordonnées 3D des points X_i directement dans Ref-CAPTEUR. On utilise alors une mire de calibrage constituée d'un ensemble de points dont les coordonnées sont connues dans un référentiel propre Ref-MIRE avec une précision au moins égale à la résolution du capteur. Ces points doivent être répartis dans l'espace de travail et mesurables par capteur. On définit alors les paramètres extrinsèques P_{ext} comme étant les six paramètres indépendants permettant de passer de Ref-MIRE à Ref-CAPTEUR. On choisira par exemple les trois angles d'Euler et les trois composantes de translation entre les origines des deux référentiels. On crée ainsi la matrice homogène de passage $H(P_{ext})$ entre Ref-MIRE et Ref-CAPTEUR.

Si le modèle intrinsèque du capteur confiné dans Ref-CAPTEUR est donné par :

$$Y = F_{int}(X_{capteur}, P_{int})$$

le modèle complet devient alors :

$$Y = F_{int}((H(P_{ext}) * X_{mire}, P_{int}))$$

en regroupant les paramètres intrinsèques P_{int} et paramètres extrinsèques P_{ext} dans le vecteur P , on obtient :

$$Y = F (X_{mire}, P)$$

On pourra finalement relier mécaniquement de façon rigide la mire à notre espace de travail (table d'opération, support d'un robot passif, table d'une TDM, ...) et modéliser la transformation connue mécaniquement par une matrice homogène. On aura alors finalement une expression du modèle facilement utilisable puisqu'elle sera du type :

$$Y = F (X_{travail}, P)$$

où $X_{travail}$ est le vecteur de points de la mire mesurée dans **Ref-TRAVAIL**

c) Détermination des paramètres du modèle défini en a)

Il s'agit ici de résoudre le système en P donné par :

$$Y_i = F(X_i, P), \quad i = 1..N$$

En général, ce système a plus d'équations que d'inconnues (système surdéterminé), on utilise alors une méthode des moindres carrés linéaire ou non linéaire suivant l'expression du modèle. On formalise un tel système par :

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^N (Y_i - F(X_i, P))^2$$

Remarques importantes

Certaines mesures peuvent être entachées d'erreurs; la méthode générale est alors plus efficace si l'on affecte des poids à chaque mesure en fonction de la variance du bruit associé (moindres carrés pondérés). Ainsi, si l'on note W_i la matrice de covariance du bruit associé à la mesure i , on cherchera à minimiser la quantité :

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^N (Y_i - F(X_i, P))^t \cdot W_i^{-1} \cdot (Y_i - F(X_i, P))$$

Les méthodes de résolution que nous avons employées diffèrent suivant que le système à résoudre est ou n'est pas linéaire.

a) Systèmes linéaires.

Le système est linéaire si on peut l'écrire sous la forme

$$\mathbf{B} = \mathbf{A} * \mathbf{P}$$

où \mathbf{B} est un vecteur dépendant des X_i et des Y_i et \mathbf{A} est une matrice dépendant des X_i et des Y_i et dont les deux dimensions dépendent des dimensions de \mathbf{B} et de \mathbf{P} .

Un exemple que nous rencontrerons par la suite est celui d'une transformation rigide 3D/3D où quatre points, connus à la fois dans un référentiel A ref-A et un référentiel B Ref-B, suffisent à trouver la matrice \mathbf{P} , matrice de passage de Ref-A vers Ref-B.

On a le système simple :

$$\mathbf{M}\mathbf{B} = \mathbf{M}\mathbf{A} * \mathbf{P}$$

où \mathbf{P} est une matrice 4*4.

Si $\mathbf{M}\mathbf{A}$ est inversible, la solution en \mathbf{P} de ce système est donnée par des méthodes directes du type pivot de Gauss [PRE 90]. On remarque ici, qu'il n'est pas nécessaire d'explicitier les paramètres de la transformation.

a.2) Si le système possède plus d'équations que d'inconnues

C'est le cas le plus fréquent. On cherche alors à minimiser la quantité :

$$\varepsilon = (\mathbf{B} - \mathbf{A} * \mathbf{P})^t * (\mathbf{B} - \mathbf{A} * \mathbf{P})$$

et la solution des moindres carrés est obtenue en dérivant ($d\varepsilon = 0$) par :

$$\mathbf{P} = (\mathbf{A}^t * \mathbf{A})^{-1} * \mathbf{A}^t * \mathbf{B}$$

sous réserve que $(\mathbf{A}^t * \mathbf{A})$ soit inversible.

b) Système non linéaire

Dans ce cas, il n'existe pas de méthodes permettant de connaître l'existence et le nombre de solutions d'un tel système. On peut parfois linéariser le système en augmentant le nombre de paramètres. Il faut alors résoudre le nouveau système maintenant linéaire, en rajoutant des équations de contraintes sur les paramètres.

Dans la plupart des méthodes de calibrage de caméra, mais aussi pour le calibrage intrinsèque du bras codé six axes, nous utilisons l'algorithme itératif de Levenberg-Marquardt dérivé de la méthode de Newton [LEV 44], [PRE 90].

La fonction à minimiser :

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^N (Y_i - F(X_i, P))^2$$

se formule ici :

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^N (G_i(P))^2$$

A partir d'un estimé initial P_0 des paramètres P , on obtient une solution itérative, P_{n+1} en fonction de P_n , en prenant l'expression suivante :

$$P_{n+1} = P_n - (\alpha_n D_n + J_n^t J_n)^{-1} J_n^t G(P_n)$$

où :

- $G(P)$ représente le vecteur de dimension N composé des N résidus $G_i(P)$ correspondants aux N mesures.

- J_n est le jacobien de G par rapport à P (matrice $N \times M$). Ce jacobien est calculé analytiquement (lorsqu'on a une expression simple des dérivées partielles de G par rapport à P) ou numériquement (dans le cas contraire et c'est le plus fréquent). Certains algorithmes permettent en fait d'optimiser un calcul numérique de J_n en utilisant l'expression de J_{n-1} .

- D_n est une matrice diagonale égale à la diagonale de $J_n^t J_n$.

- α_n est un facteur d'échelle positif calculé à chaque itération (paramètre de Marquardt).

Lorsque $\alpha_n = 0$, on retrouve l'algorithme classique de Gauss-Newton, et lorsque α_n est grand, cela revient à prendre une pente plus importante que la tangente à la courbe pour calculer P_{n+1} à partir de P_n . Le principe général de l'algorithme de Levenberg-Marquardt est d'utiliser un paramètre α_n faible lorsqu'on se rapproche de la solution (on peut alors utiliser l'algorithme classique) et d'utiliser un paramètre α_n grand lorsqu'on est loin de la solution afin de réduire les incréments $D_n = P_{n+1} - P_n$ et

d'assurer la convergence. Plus précisément, à un niveau d'itération n donné, à partir d'une valeur initiale α_0 , on peut modifier α_n selon deux principes :

- si on a une diminution des résidus ε_n , alors on diminue α_n d'un certain facteur (dans ce cas, on peut également imposer une diminution stricte des résidus en augmentant α_n jusqu'à avoir $\varepsilon_{n+1} < \varepsilon_n$)

- on diminue α_n d'un certain facteur dépendant de la norme du gradient calculé au point courant, c'est à dire de : $2 \| \mathbf{J}_n^t \mathbf{G}(\mathbf{P}_n) \|^2$

Les critères d'arrêt de l'algorithme sont :

- La norme du vecteur des résidus ε_n est au dessous d'un certain seuil $\varepsilon_{\text{seuil}}$.
- La norme du gradient est au dessous d'un certain seuil.
- La différence maximale entre les composantes de deux vecteurs paramètre \mathbf{P}_n et \mathbf{P}_{n+1} (obtenus à deux itérations successives) est au dessous d'un certain seuil.
- Un nombre maximal d'itérations a été dépassé.

Si cette méthode donne de bon résultats, elle reste néanmoins délicate d'utilisation. Elle nécessite en effet une estimation des paramètres initiaux proche de la solution recherchée; sans quoi la convergence aboutit à des minimums locaux, ou n'aboutit pas.

Nous décrivons maintenant le principe de fonctionnement des différents capteurs susceptibles de localiser la vertèbre en trois dimensions, en insistant particulièrement sur l'échographie 2,5D qui constitue le support original de la suite de cette étude.

II.2.3 Echographie

II.2.3.1 Principe

Un émetteur fero-électrique appliqué à la surface de la peau émet une impulsion ultrasonore à l'intérieur du corps du patient. Les variations d'impédance acoustique entre les différents tissus provoquent des modifications importantes de l'énergie transmise ou réfléchi. On peut donc détecter une discontinuité dans les tissus en mesurant soit l'énergie réfléchi, soit la perte d'énergie transmise. La mesure des "temps de vol d'aller-retour" permet d'obtenir des informations spatiales dès lors que la vitesse de l'onde est supposée constante. En émettant des ondes dans des directions différentes, réparties sur un même plan, on obtient des images 2D à l'intérieur d'une coupe.

Si on repère maintenant le déplacement de cette sonde dans un référentiel 3D, on peut alors récupérer une série de coupe 2D et on obtient un examen du patient 2,5D.

Avantages généraux de l'échographie :

Deux avantages majeurs se détachent :

- La **rapidité** d'acquisition des images (de 10 à 50 images par seconde) permettant de visualiser en temps réel des structures dynamiques comme le coeur et assurant un temps d'acquisition de quelques secondes pour certaines applications 3D.
- L'échographie fournit de façon aisée et non invasive une densité d'information importante sur l'intérieur du corps.

Inconvénients généraux de l'échographie :

La résolution géométrique obtenue en échographie est inférieure aux résolutions obtenues en TDM et IRM à l'intérieur d'une coupe. Mais l'écart se resserre et il est courant de travailler en échographie avec des résolutions spatiales de 1 à 4 mm suivant la direction d'observation (axiale ou latérale). Nous nous accommoderons très bien de cette résolution dans la phase de faisabilité de ce projet.

L'inconvénient majeur réside dans le caractère très bruité des images. Ce bruit provient principalement de phénomènes de diffraction secondaire (speckle) rendant complexe l'observation de régions faiblement échogènes [SMI 83]. Mais l'échographie est aussi sensible aux légers mouvements continuellement présents dans les tissus biologiques, générant des distorsions de l'image. Ces phénomènes devront être pris en compte dans la phase de segmentation des structures à repérer.

La forte densité et la taille importante des structures osseuses face à la longueur d'onde de l'impulsin ultrasonore, rend l'os parfaitement impénétrables aux ultrasons. Un écho US arrivant sur une interface osseuse est intégralement réfléchi suivant les lois de l'optique énoncées par Descartes. Les structures en aval de cette interface sont donc parfaitement invisibles et il est impossible d'observer un os dans sa globalité. Les expériences et résultats relatifs à l'échographie 2D de la vertèbre sont développées dans le paragraphe II. du chapitre 3.

II.2.3.2 Echographie 2,5D

Décrite dans [SKO 84] puis plus récemment dans [HOT 90], elle se décompose en quatre parties :

- 1) Acquisition de suffisamment de coupes 2D dans différentes positions et/ou orientations, pour couvrir l'ensemble du volume auquel on s'intéresse.

2) Repérage des différentes coupes les unes par rapport aux autres, ou par rapport à un référentiel 3D externe.

3) Reconstruction 3D de la structure anatomique intéressante à partir de l'ensemble des données 2D.

4) Visualisation des structures anatomiques.

Les étapes 3 et 4 sont classiques en Imagerie 3D .

II.2.3.2.1 Acquisition des coupes

Deux groupes de solutions existent pour récupérer un ensemble de coupes échographiques à l'intérieur d'un volume.

L'un consiste à déplacer mécaniquement une sonde classique. Cf a), b), c), d)

L'autre, de développement très récent, consiste à utiliser directement une sonde formée d'un tableau 2D de transducteurs, donnant directement l'image du volume dans sa totalité.

a) Translation transversale de la sonde.

La sonde à balayage sectoriel ou linéaire est placée perpendiculairement à la peau et déplacée pas à pas en translation, en gardant un contact permanent avec la peau. [BRA 89] utilise cette technique pour une étude 3D de la hanche du nourrisson et bien avant lui, [ITO 79] visualisait en 3D des tumeurs mammaires, en fixant une sonde échographique standard sur une table de translation motorisée ; la sonde étant plongée dans une poche d'eau reposant sur le sein.

b) Inclinaison de la sonde

La sonde est toujours placée perpendiculairement à la peau, puis inclinée par rapport à la verticale en conservant le contact avec la peau au même endroit. Cette technique est utilisée quand la fenêtre d'exploration est étroite (échocardiographie)

c) Rotation de la sonde autour de la normale à la peau.

La sonde perpendiculaire à la peau tourne de 180° autour de son axe central. Là encore, cette technique se prête assez bien à l'exploration de fenêtres acoustiques étroites. [MAU 81] est l'un des premiers à décrire et utiliser cette technique pour la détermination de volumes intra-cardiaques . Plus récemment, [MCC 88] reconstruit le volume endocardiaque à partir de 50 coupes obtenues par

rotation de la sonde et synchronisées sur l' électrocardiogramme pour éliminer les artefacts de bougés

d) acquisition à six degrés de liberté

C'est la recherche de l'image la plus pertinente qui guide ici la sonde. Si cette solution est moins contraignante pour le choix des coupes, le système de repérage est par contre plus complexe, car il doit gérer plus d'un degré de liberté de la sonde échographique.

e) Tableau 2D de transducteurs

C'est certainement la solution la plus satisfaisante dans son principe, mais la réalisation de telles sondes reste du domaine de la recherche. Une sonde classique de type "phased array" est composée d'une ligne de 64 transducteurs piézo-électriques de $10 * 0,15$ mm. et permet, grâce à la gestion électronique des lignes à retard connectées à chaque transducteur, de focaliser le champ acoustique dans une zone ponctuelle de 1 mm^2 et de balayer une section de plan. L'idée du tableau 2D de transducteurs est de fabriquer une matrice de ces transducteurs afin de pouvoir balayer un volume entier. La sonde émet une impulsion tous les $200 \mu\text{s}$ dans une direction donnée, et un système de ligne à retard relié à chacun des éléments de la matrice de transducteurs, permet de balayer tout un volume. Les résultats préliminaires mettent en avant la possibilité de réaliser des images 3D presque instantanément mais la résolution est médiocre car il n'est pas possible de focaliser durant la transmission de phase [PAP 81], [KIN 87]. . On trouve dans [POU 88] la description d'un prototype de $16*16$ éléments.

II.2.3.2.2 Repérage des coupes

C'est la phase délicate de l'acquisition 3D. Plus le mouvement de la sonde est libre, plus le système de repérage sera complexe et délicat à calibrer.

Le repérage pour les modes d'acquisition a), b), c) décrits précédemment est immédiat. Les systèmes porteurs, à un degré de liberté, retournent un seul paramètre de positionnement (un angle ou une translation) et on calcule aisément la position d'une coupe par rapport à la coupe initiale.

Il existe différentes méthodes suivant le degré de liberté laissé à la sonde. On trouve dans [GEI 82], [NIK 84], [LEV 89] des applications médicales utilisant un bras articulé codé contraignant la sonde à se déplacer perpendiculairement au déplacement du bras. L'examen échographique avec un tel système reste très contraignant et il faut compter sur l'habileté du manipulateur pour obtenir des

images satisfaisantes. La technique que nous avons utilisée est une généralisation à six degrés de liberté de ce système permettant un positionnement quelconque de la sonde sur le patient.

Plusieurs recherches ont aussi porté sur des systèmes d'émission-réception, pistant les déplacements de la sonde, complètement libre dans la main du manipulateur. On fixe précisément sur la tête de la sonde trois émetteurs sonores répartis de manière homogène. Parallèlement, on fixe au dessus du patient trois microphones hémisphériques définissant un repère 3D. Le manipulateur recherche son image en déplaçant la sonde à sa guise, et déclenche l'émission des sources sonores lorsqu'il veut localiser la position d'une image. Connaissant la vitesse du son dans l'air, la position de chaque source dans le référentiel défini par les micros, est alors déduite des temps de vol de l'onde sonore pour atteindre les trois récepteurs. Trois points suffisent à définir un plan ; on en déduit alors la position du plan de coupe échographique. Cette technique reste difficile à mettre en œuvre car chaque source doit être vue des récepteurs chaque fois que l'on veut retenir une image. Il faut aussi tenir compte de la variation de vitesse de propagation du son dans l'air en fonction de la température (2% de la vitesse tous les 10° C) [GEI 82], [BRI 82], [MOR 83]. Ce dernier inconvénient disparaît lorsque l'on remplace émetteur et micros par des diodes et des matrices de détecteurs d'infrarouge. Au bout du compte, on note avec ces systèmes une précision sur le positionnement du plan de coupe de l'ordre du mm . Mais ces méthodes ont les inconvénients de leurs avantages. Si la manipulation de la sonde se fait sans contrainte directement avec la main, il est plus difficile ici de couvrir de façon homogène un volume et la reconstruction du dit volume est alors rendue délicate par l'existence de trous d'information. Mais cet inconvénient, n'est pas gênant dans le cas où on utilise l'échographie comme moyen d'imagerie 3D pour le repositionnement du patient en per-opératoire.

II.2.4 Images vidéo

Une étude générale des différents types de caméras est présentée dans [BAL 85] et [BES 89]. Les deux sortes de caméras vidéo les plus utilisées sont celles de type Vidicon et CCD (Charged Couple Device).

- Les **caméra Vidicon** délivrent un signal sensiblement proportionnel à l'éclairement. Les photons incidents frappent la plaque sensible qui se dépolarise proportionnellement à l'énergie lumineuse reçue.

- Les **caméras CCD** sont constituées d'une matrice de cellules photosensibles, stockant les charges produites par les photons. Le balayage de la matrice fournit le signal analogique.

Nous avons la succession des étapes suivantes pour arriver à l'image numérique :

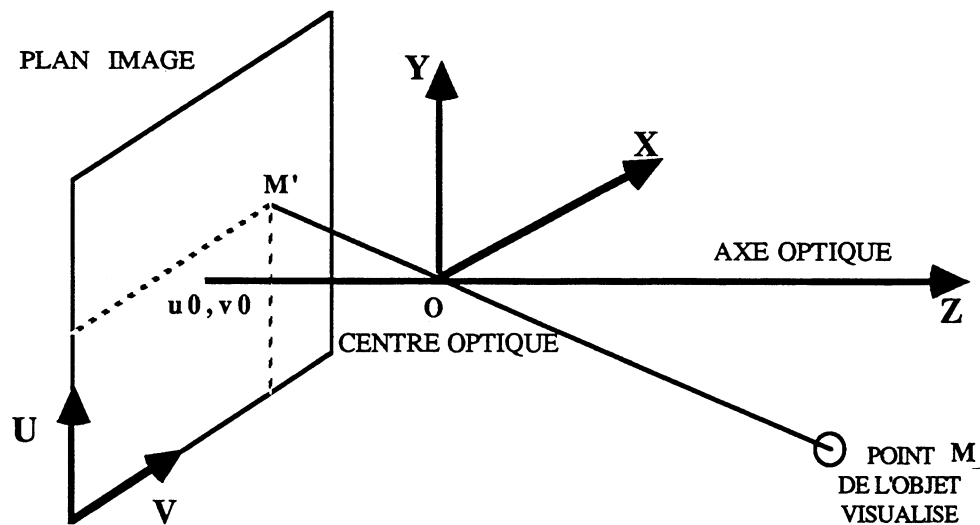


On trouve dans [BES 89] un tableau comparatif des deux technologies. Le signal analogique est émis sous forme de trames synchronisées. Le convertisseur détecte le signal de synchronisation, puis échantillonne la trame en une ligne de pixels. Les dimensions de l'image numérique sont classiquement de 256*256 ou 512*512 pixels codés en intensité sur 4, 6 ou 8 bits.

Nous avons utilisé indifféremment les deux types de caméra en choisissant la meilleure résolution chaque fois que possible.

II.2.4.1 Modélisation physique

Pour les deux sortes de caméra, le modèle physique associé est identique et découle des propriétés physiques des lentilles. Il s'agit du modèle "Pin Hole". La projection a lieu sur la plaque sensible de la caméra : photocathode pour les tubes vidicon et matrice de cellules sensibles pour les caméras CCD. C'est ce signal, obtenu analogiquement sur la plaque sensible qui est numérisé en pixels. Suivant les dimensions de cette plaque, il existe différentes valeurs des coefficients, ou facteurs d'échelle, qui lient le nombre de pixels par ligne et par colonne avec la taille de la surface sensible de la caméra. Une taille classique est de (6,6 * 8,8)mm². Mais dans certains cas, la surface analysée est plus petite que la surface photosensible [FAU 87].



Modélisation physique d'une caméra

- M' est l'image du point M par projection centrale.
- u_0, v_0 sont les coordonnées image du centre optique. Le centre optique ne se projette pas forcément au centre de l'image.

Le problème de la distorsion.

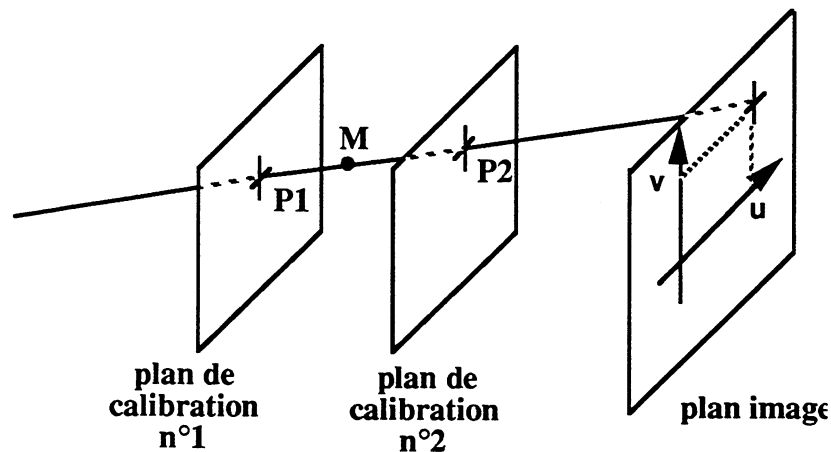
Le modèle se complexifie considérablement lorsqu'on veut y intégrer les phénomènes de distorsion :

- distorsions radiale et tangentielle (optique),
- distorsions du numériseur, due à des non linéarités des fonctions de numérisation (conversion mm/pixel)
- distorsion électronique, pour les caméra à tube vidicon. En effet, il se peut qu'il y ait une non linéarité des balayages électroniques relativement à la surface sensible.

La difficulté à modéliser correctement tous ces phénomènes amène à utiliser un modèle purement mathématique débouchant sur une estimation locale des paramètres de la caméra.

II.2.4.1 Modélisation mathématique multiplans

Un modèle mathématique ne cherchant pas à se rapprocher des interprétations physiques a été décrit par [MAR 81] et repris par [GRE 88]. Il s'agit de la méthode multi-plans, limitée en général à la "méthode des 2 plans" . Cette modélisation est en fait directement liée à la méthode de calibrage.



Modèle 2-plans

La méthode des 2 plans repose avant tout sur la définition de 2 plans de calibration PLAN 1 et PLAN 2, qui doivent être à peu près parallèles au plan image. L'équation de ces plans est supposée connue dans un référentiel de travail Ref-TRAVAIL. A chaque pixel (u,v) de l'image, on associe alors 2

points P1 et P2 appartenant respectivement à PLAN 1 et PLAN 2, et dont les coordonnées sont exprimées dans Ref-TRAVAIL. Donc à chaque pixel (u,v), on associe une droite de projection D connue dans Ref-TRAVAIL, en l'occurrence la droite passant par A1 et A2. Différentes solutions ont été proposées dans [MAR 81] pour définir cette fonction qui, à tout pixel (u,v), associe 2 points P1 et P2.

a) solution linéaire globale

On associe à chaque plan PLAN i de calibrage une matrice 3x3 Ai de telle sorte que l'on ait :

$$\begin{pmatrix} xP_1 \\ yP_1 \\ zP_1 \end{pmatrix} = (\mathbf{A1}) \cdot \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} \quad \text{et} \quad \begin{pmatrix} xP_2 \\ yP_2 \\ zP_2 \end{pmatrix} = (\mathbf{A2}) \cdot \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} \quad (\text{Eq. 1})$$

On part donc de 2 plans de calibrage matérialisés physiquement par 2 ensembles de points coplanaires dont les coordonnées sont connues dans Ref-TRAVAIL. Chacun de ces points est observé par la caméra ou par le système radiologique. En détectant les coordonnées images de ces points, on peut écrire des relations d'observation du type (Eq. 1). Les coefficients des matrices sont alors estimés par des méthodes de moindres carrés linéaires.

b) solution quadratique globale

Afin de modéliser des phénomènes non linéaires en u et v, on peut remplacer le vecteur $\begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix}$ dans les équations précédentes par un vecteur $\begin{pmatrix} u \\ v \\ u^2 \\ v^2 \\ u.v \\ 1 \end{pmatrix}$ et les matrices Ai 3x3 par des matrices 3x6. En fait, le degré d'approximation peut être encore augmenté, mais l'on doit alors estimer des matrices de taille considérable, ce qui nécessite d'employer beaucoup de points de calibrage et peut poser des problèmes de singularité dans les estimations aux moindres carrés.

c) solution par approximations locales

Si l'on réalise une triangulation de chaque plan de calibrage, on peut associer pour chaque plan et pour chaque triplet de points une matrice 3x3 du type défini précédemment. On obtient ainsi autant de matrices de calibrage que l'on peut constituer de triangles avec les points de calibrage. Lorsque ces matrices ont été estimées, pour un pixel (u,v) donné, des méthodes globales permettent

de sélectionner sur chaque plan les 2 triangles par lesquels passera la droite de projection associée à (u,v) , on applique ensuite dans une deuxième passe les matrices locales associées à ces triangles et l'on tient ainsi compte de n'importe quel phénomène local. Des améliorations très sensibles ont été obtenues avec cette méthode dans [MAR 81] pour une caméra Vidicon, à la fois par rapport au modèle pin-hole simple et par rapport à la méthode linéaire globale.

d) Solution par Modèle Multi-plans splines

[CHA 91] propose deux modifications originales, par rapport à la méthode multi-plans classique :

Dans la méthode d'approximation locale, on pourra remplacer les ensembles discrets de matrices 3×3 par des fonctions en (u,v) de type splines de surface, devenant dans une seconde passe des splines bi-cubiques : "modèle multi-plans splines". Ainsi, dans le cas $N=2$, le modèle "2-plans splines" sera représenté par $N=2$ fonctions splines $F1$ et $F2$ de \mathbb{R}^2 dans \mathbb{R}^2 , qui, avec les notations précédentes, vérifient :

$$\begin{aligned} (x_{P1}, y_{P1}) &= F1(u,v) \\ (x_{P2}, y_{P2}) &= F2(u,v) \end{aligned} \tag{Eq. 2}$$

On suppose en fait dans ce cas que les plans de calibrage PLAN 1 et PLAN 2 ont pour équations respectives : $z_{P1} = 0$ et $z_{P2} = 0$; ceci s'obtient facilement par un changement de référentiel adéquat. Autrement dit, à tout pixel (u,v) de l'image, on associe la droite perspective représentée par les 2 points que l'on obtient à partir des 4 paramètres donnés par $F1(u,v)$ et $F2(u,v)$ et par les 2 équations $z_{P1} = 0$ et $z_{P2} = 0$. On obtient donc une représentation à 4 paramètres de chaque droite perspective, ce qui est correct puisqu'une droite est une variété affine de dimension 4. Pour le calibrage, les 2 fonctions $F1$ et $F2$ doivent être obtenues par interpolation (puisque'un lissage introduirait une erreur), on fait alors l'hypothèse que *toutes* les mesures effectuées sur les points de calibrage sont précises, ce qui dépend essentiellement de la mire choisie, et de la méthode d'extraction des coordonnées images des points de référence de la mire. Pour ce dernier point, il semble légitime d'utiliser des barycentres de petits disques blancs sur fond noir (ou noirs sur fond blanc), puisque les plans contenant ces disques (plans de calibrage) sont à peu près parallèles au plan image. De même, pour que cette approche d'interpolation soit valide, il est nécessaire d'avoir un nombre de points de calibrage très important. Cette méthode est donc "coûteuse en mire de calibrage", mais elle a l'avantage de permettre une modélisation locale, tout en ayant une structure relativement simple et surtout d'obtenir une continuité et une dérivabilité entre les zones locales (continuité à l'ordre 2 pour

des splines bi-cubiques). Nous pensons qu'un tel modèle, utilisant si possible plus de 2 plans de calibrage, permettra alors d'obtenir en restitution la précision des mesures du calibrage, et ceci quelle que soit la complexité du modèle physique réel. Cette méthode trouve une application immédiate dans la modélisation des images radiologiques numérisées, pour lesquelles les modèles physiques deviennent très délicats à poser.

En conclusion, l'avantage de ce modèle est sa facilité d'utilisation et de calibrage mais surtout sa capacité à prendre en compte des phénomènes qui n'ont pas été mis en évidence physiquement..

Le nombre de paramètres à estimer est important et ils doivent être indépendants. En revanche, le fait que les points de contrôle appartiennent à des plans (à peu près orthogonaux à l'axe optique) apporte une certaine "*stabilisation*". Les méthodes "classiques" peuvent en effet rencontrer des problèmes lorsque l'espace de travail est réparti sur une faible profondeur (le long de l'axe optique) par rapport à la profondeur moyenne entre le centre optique et l'espace de travail.

Au lieu d'utiliser 2 plans de calibrage, on peut en utiliser $N > 2$. A chaque pixel correspondra alors un ensemble de points que l'on approximera par une droite en utilisant une méthode de moindres carrés. La précision peut ainsi être encore améliorée.

En fait, toute méthode où l'on cherche à prendre en compte des phénomènes locaux nécessite au départ des données de calibrage précises, à la fois pour les coordonnées 3D des points de contrôle et pour les coordonnées images de ces points. Pour ce dernier problème, [TSA 86] utilise des points donnés par des barycentres de taches 2D circulaires, [FAU 87 B] utilise des intersections de lignes droites. Nous avons conçu plusieurs mires où les points de contrôle sont représentés par des barycentres de petites sphères ou par les barycentres de trous percés dans une plaque éclairée à contre jour.

Enfin, si l'on veut au moins obtenir la compatibilité de la modélisation multi-plans globale avec le modèle pin-hole, une condition nécessaire est que les plans de calibrage doivent être parallèles au plan image. En fait, les angles α entre plans images et plans de calibrage de quelques degrés ($< 5^\circ$), jouent assez peu et sont donc tolérables (cf 2ème partie, § II.3.2). Cette contrainte disparaît si l'on utilise le modèle "multi-plans spline".

Plusieurs modèles de capteurs projectifs sont possibles et aucune méthode ne semble universelle (à l'heure actuelle). Des études comparatives assez poussées restent à faire, en utilisant notamment différentes caméras (CCD ou Vidicon), différents objectifs, différentes configurations géométriques d'acquisition, différentes méthodes de détection de points de calibrage, etc... Nous pensons toutefois que le modèle multi-plans est le plus souple. Deux versions globales, linéaire et utilisant la modélisation par fonction spline, ont été mises en oeuvre au laboratoire. La méthode multi-

plan spline sera préférée lorsque les mesures sont de mauvaise qualité et réparties de façon inhomogène dans le champ de vision. Cette modélisation constitue également une base pour travailler sur le calibrage des systèmes de radiologie numérisée (modélisation par des splines associées à chaque plan de calibrage).

II.2.5 Radiographie bi-plane

L'image obtenue ici, résulte de l'atténuation subie par un faisceau conique de rayons X, par les tissus qu'il traverse. L'intensité d'un point de l'image dépend de l'intégrale de la densité radiologique des tissus traversés le long d'un rayon. L'image, recueillie sur film ou par numérisation d'une caméra placée en sortie d'un amplificateur de brillance, ne fournit qu'une information en deux dimensions de l'objet radiographié. L'information tridimensionnelle est obtenue en combinant au moins deux systèmes conventionnels dont on connaît les positions relatives. Associé à un numériseur, ce genre de système permet d'obtenir facilement et rapidement des images per-opératoires.

Ce type de capteur est particulièrement bien adapté pour visualiser en trois dimensions des structures filaires. La résolution du problème de l'évitement de vaisseau le long d'une trajectoire, cher aux neurochirurgiens, fait appel à des capteurs de ce type. Deux images angiographiques ou plus, préalablement calibrées, fournissent plusieurs vues du même arbre vasculaire cérébral. Des techniques de rétroprojection [DUB 89], de stéréovision binoculaire [SME 89], de stéréovision trinoculaire [VEN 89] permettent de localiser l'emplacement des vaisseaux, dans un référentiel tridimensionnel connu.

Le repérage de l'outil chirurgical est réalisé ici en incluant dans le champ, un repère fixe radio-opaque dans lequel on connaît la position de l'outil. En Neurochirurgie stéréotaxique, le repère est constitué du cadre stéréotaxique.

Nous n'utiliserons pas ce type de capteur, car l'identification du pédicule sur une radiographie est rendue difficile par l'intégration des densités osseuses présentes dans cette région de la vertèbre.

II.2.6 Autres systèmes d'acquisition 3D

Nous citons ici, pour mémoire, quelques capteurs 3D susceptibles d'apporter des informations 3D de contrôle lors de la réalisation de la stratégie opératoire. Ces capteurs n'ont pas été utilisés dans le cadre de cette thèse, mais peuvent constituer un point de départ pour une autre approche de la visée pédiculaire.

Triangulation.

La grande majorité des méthodes énoncées jusqu'à maintenant, font appel à des calculs de coordonnées 3D par triangulation.

Un objet fixe est regardé par un faisceau énergétique (lumière visible, LASER, infra-rouges, son, ultrason..) issu d'une source mobile. Pour capter le faisceau réfléchi par l'objet, le détecteur approprié, se positionne par rapport à la source dans une certaine configuration, dont on connaît les paramètres (angles, distances, ...). La connaissance de la position relative de l'émetteur et du récepteur permet alors de déterminer les coordonnées 3D du point sur lequel le faisceau se réfléchit.

Systèmes Optiques

Stéréovision binoculaire

On obtient des informations 3D (normales aux surfaces ou des coordonnées de points) à partir des images prises par une ou plusieurs caméras placées dans des positions différentes. Par analogie avec la vision humaine, la stéréovision cherche la correspondance entre les pixels homologues dans deux images ou plus. Une fois ces pixels déterminés, on peut calculer les coordonnées du point correspondant dans l'espace par triangulation. Ce système est plus adapté à la description d'une scène, qu'à la détermination d'un ensemble de mesures représentant toute la surface utile de l'objet à identifier. On l'utilise fréquemment en robotique pour le repérage du robot dans son milieu [AYA 89].

Photogrammétrie

Cette technique s'apparente à la précédente. Elle définit avec précision, les formes, les dimensions et la position dans l'espace d'un objet quelconque en utilisant des mesures réalisées sur plusieurs photographies différentes d'un même objet [PIR 89]. Le grand intérêt de ce système réside dans sa précision (inférieure au 1/10^{ème} de mm)

Le système Plan LASER

Un voile lumineux créé à partir d'un rayon LASER, est projeté sur l'objet dont on veut obtenir la numérisation. L'intersection du voile lumineux et de l'objet donne une courbe qui est alors

visualisée par une caméra. Le voile, tourne autour d'un axe ou se déplace en translation décrivant ainsi un champ englobant l'objet. Les coordonnées des points de la surface de l'objet sont alors calculées par triangulation à partir des données numérisées par la caméra après calibrage de celle-ci [BOR 84], [LAV 87], [CHA 91].

D'autres méthodes d'acquisition de surfaces par vision existent mais sont délicates à mettre en œuvre: méthode de Moiré, holographie, interférométrie, ...[PEL 85], ou reconstitution des normales à la surface à partir des variations d'éclairage [KIM 88].

Systèmes Acoustiques

Un exemple est décrit dans le paragraphe III.2.3.2.2 (Repérage des coupes). Ce genre de système est peu adapté à l'acquisition de surfaces entières car il est long d'utilisation et peu automatisé, il se prête par contre relativement bien à l'acquisition ponctuelle [ROB 86]. On peut imaginer, dans le cas d'une intervention à dos ouvert, venir toucher des points sur la surface externe de la vertèbre avec un stylo équipé d'émetteurs sonores, dont la position serait repérée par trois microphones fixes par rapport au patient.

Systèmes Mécaniques

Un bras articulé que l'on manipule librement et possédant au moins trois degrés de liberté (en général, six degrés sont nécessaires pour une bonne maniabilité du système), peut envoyer en permanence les coordonnées d'un point en contact avec son extrémité. Sur chaque articulation de ces "robots passifs", un capteur du type codeur optique ou potentiomètre, lit avec précision les variations des variables articulaires par rapport à des valeurs de référence. La connaissance du modèle géométrique du bras, permet alors de transformer ces variables articulaires en coordonnées cartésiennes dans un repère lié au système d'acquisition. Le contact avec l'objet peut être réalisé directement ou par l'intermédiaire de capteurs plus ou moins sophistiqués : Capteur de pression [SAL 84], senseur Tactile [DAR 89] ou encore, sonde échographique (ce cas est traité dans le chapitre 3).

II.4 Conclusion

La nature des informations recherchées avant et pendant l'intervention ainsi que les conditions dans lesquelles elles sont obtenues, nous amènent à choisir pour l'exploration de la vertèbre des techniques très différentes en pré et per-opératoire. Les contraintes de temps assez souples ainsi qu'une bonne précision nécessaire à la définition ultérieure de la stratégie opératoire, appellent une forte densité d'information pendant la phase d'acquisition pré-opératoire. Il en va différemment de

l'acquisition per-opératoire où nous nous attacherons simplement à chercher les repères nécessaires à retrouver le référentiel pré-opératoire.

La Tomodensitométrie (TDM) et l'imagerie par résonance magnétique (IRM) conviennent parfaitement bien pour l'exploration pré-opératoire. Les données 2,5 D qu'ils délivrent sont précises et peuvent décrire un champ allant d'une vertèbre isolée à l'ensemble de la colonne. Le choix entre ces deux modalités est actuellement difficile. La possibilité pour l'IRM d'obtenir directement des coupes dans le plan sagittal limite le nombre de coupes nécessaires à l'acquisition de plusieurs vertèbres et réduit considérablement le temps d'examen. En contre partie, le faible rapport Signal/bruit obtenu sur les mesures de l'os, rendent la vertèbre difficilement segmentable (Cf §III.1). On préfère alors la TDM par laquelle, l'os se segmente plus naturellement grâce à sa forte densité. De plus, l'apparition d'une nouvelle technologie de tomodensitomètre dite à "acquisition spiralée" devrait permettre l'acquisition dans un temps identique à l'IRM d'une densité d'information comparable. Mais que ce soit pour la TDM ou l'IRM, la réalisation d'exams 3D reste l'apanage de machines spéciales, rares et coûteuses. Pour des appareils plus classiques, utilisés en routine dans les hôpitaux, la modélisation des données s'avère alors nécessaire pour combler les discontinuités dues à la discrétisation de l'acquisition et accéder ainsi à une information 3D continue de l'ensemble de la vertèbre.

Malgré des temps de calcul importants, on préférera les méthodes de modélisation continue plutôt que par facettes, à cause de la compression qu'elles opèrent sur les données, supprimant l'aspect lisse des surfaces anatomiques. La méthode de modélisation de données par fonctions splines présente de plus l'avantage d'être assez générale, et on l'utilisera chaque fois que l'on aura besoin d'interpoler localement des mesures discontinues. C'est le cas pour le calibrage caméra par la méthode des "deux plans-spline" (Cf chapitre § II.2.2.2) et pour la modélisation continue du volume de potentiel dans la méthode de mise en correspondance 3D/3D rigide à base de potentiels (Cf § III.3). Dans le cas de la modélisation continue de données image, elle débouche sur une visualisation 2D de structures anatomiques 3D et une reconstruction de coupe obliques(reformattage), de très bonne qualité.

Pour l'exploration per-opératoire, le catalogue des techniques est plus large. Le choix dépend de la nature de l'intervention : à ciel ouvert ou transcutanée. Dans les deux types d'intervention, le capteur doit être calibré dans les trois dimensions à l'intérieur de son champ d'application. Les méthodes basées sur une modélisation mathématique des capteurs projectifs par exemple, conviendra bien pour le calibrage de caméra utilisée pour une intervention à ciel ouvert.

La troisième dimension dans le cas de capteur fournissant des images 2D sera obtenue grâce à un système de localisation 3D relié au capteur. L'ensemble est alors calibré grâce à des techniques de triangulation ou de robotique. On préférera des systèmes laissant libre le positionnement des plans d'observation du type bras articulé passif codé ou système de suivi, à des systèmes plus contraints du

type robot motorisé, imposant et limitant certains mouvements du capteur. L'utilisation d'un robot positionneur à six degrés de liberté reste néanmoins intéressante dans une phase de développement pour valider les techniques de calibrages.

Quelle que soit la méthode utilisée, le développement de mires spécifiques précises est un point déterminant pour ces phases de calibrage (voir par exemple la mire développée pour le calibrage de caméras au chapitre 2 et pour le calibrage du bras articulé six axes au chapitre 3).

III. Raisonnement - Décision

A l'issue des étapes de perception, le chirurgien dispose d'au moins deux ensembles de données 3D, connus l'un dans le référentiel pré-opératoire Ref_PRE_OP (référentiel TDM par ex.), l'autre dans le référentiel opératoire Ref-OP (référentiel de base du bras articulé portant une sonde échographique par ex.). Il s'agit maintenant d'organiser ces données, pour en extraire les informations concernant le positionnement de l'outil chirurgical sur le patient dans le référentiel du guide de vissage Ref-GUIDE (référentiel de base d'un robot positionneur par ex.).

Cette organisation demande de désigner, dans Ref-PRE-OP, les cibles et les repères sur lesquels on simule la stratégie opératoire (position simulée de l'outil). Il faut ensuite retrouver ces objectifs dans Ref-OP. Cette opération n'est possible qu'en liant les deux référentiels par des repères communs (repères anatomiques sur la surface de la vertèbre par exemple).

Dans les deux opérations précédentes de simulation du geste et de mise en correspondance des référentiels Ref-PRE-OP et Ref-OP, il nous faut extraire des deux référentiels, les repères anatomiques liés à la vertèbre. Cette phase de segmentation, qui doit être aisée et rapide pour les données per-opératoires, est plus délicate dans le cas de l'imagerie pré-opératoire où la densité de données est plus importante. C'est cet aspect de la segmentation que nous détaillerons en premier.

III.1 Segmentation 3D pré-opératoire

III.1.1 Objectifs

La segmentation 3D de la vertèbre constitue une étape clef dans la chaîne de traitement des données pré-opératoires. La surface d'une vertèbre mal définie dans Ref-PRE-OP générera inmanquablement des erreurs sur la position simulée de l'outil chirurgical ainsi que sur le repositionnement de cette vertèbre dans Ref-OP, lors de la mise en correspondance. Nous recherchons donc, dans cette phase de segmentation 3D, à :

- isoler, les objets ou les structures qui nous intéressent, de leur environnement. Cette opération est nécessaire si on veut visualiser en deux dimensions les objets modélisés en trois dimensions précédemment .
- estimer précisément la position d'un objet par rapport aux autres objets pour, par exemple, déterminer le trajet d'un outil.
- récupérer des repères spécifiques (points, surface, ...) destinés à la mise en correspondance avec des repères du même objet observés et segmentés dans une autre modalité d'imagerie.

Les imageurs pré-opératoires que nous décrivons, dans le cadre de ce travail (IRM, TDM) contrastent les objets anatomiques les uns par rapport aux autres à partir de leurs différentes densités atomiques. Un moyen d'identifier une structure homogène est de trouver une fonction décrivant les points du volume de données ayant des densités voisines.

III.1.2 Etat de l'art

Du fait de la grande quantité de données à traiter et de leur caractère souvent anisotropique, la segmentation 3D se réduit souvent à de multiples segmentations 2D réalisées sur chaque coupe, ou à un simple seuillage [UDU 82]. Le fort contraste existant entre l'os et les tissus environnants sur les images TDM, autorise ce genre de traitement. Il en va différemment pour les images IRM où la frontière os-tissus environnants est beaucoup moins nette.

Des généralisations 3D de méthodes de détection de contours 2D ont été proposées pour des cas difficiles. On calcul dans ce cas en chaque point du volume, une estimée du gradient sur un voisinage 3D [MOR 81]. Les points du contour ou de la surface correspondent à des maxima du gradient ou des zéros de la dérivée seconde [HOH 86]. Dans le cas d'images bruitées ou d'objets difficilement segmentables (structure fine ou complexe), la connexion des points frontières, l'élimination de points détectés par erreur et le remplissage de trous éventuels peuvent constituer des problèmes délicats. La connexion des vertèbres entre elles au niveau des apophyses articulaires antérieures et postérieures et la complexité morphologique de la vertèbre (orifice du canal médullaire, pics des apophyses, creux et bosses des zones articulaires), rendent ces problèmes particulièrement présents.

Une étape de traitement est donc nécessaire pour connecter les points détectés par des méthodes de gradient, éliminer ceux détectés par erreur, remplir les trous éventuels (structure fines correspondant à des gradients faibles par exemple). Différentes solutions ont été proposées :

- méthodes de morphologie mathématique qui utilisent une combinaison d'érosion et dilatation à l'aide d'un élément structurant 3D,
- généralisation d'algorithme de lien entre points frontières dans les trois directions de l'espace [MON 90],
- méthode basée sur une modélisation du volume par des équations différentielles dont la solution stable est la surface de l'objet à segmenter [MAR 91].
- généralisation 3D de l'utilisation de contours élastiques [COH 90], [LEI 91] ; c'est cette dernière méthode, développée au laboratoire TIMB, que nous utiliserons.

III.1.3 Segmentation dynamique

Deux méthodes ont été élaborées au laboratoire et testées sur des images TDM et IRM de colonnes vertébrales artificielles.

III.1.3.1 Segmentation dynamique par résolution d'équations différentielles

[MAR 90] s'est intéressée à la façon dont on peut décrire la surface d'un objet dans un volume de données 3D, à l'aide du modèle continu construit par spline tricubique décrit ci-dessus. Elle s'inspire des méthodes de géométrie algorithmique destinées à calculer l'intersection de surfaces. Elle construit un système d'équations différentielles dont la solution stable est la surface de l'objet qu'elle recherche. Les principaux avantages de cette méthode sont :

- la simultanéité de la détection et de la connection des points frontières,
- l'obtention directe d'un modèle paramétrique de la surface,
- la résolution directe, par la segmentation 3D, des problèmes d'embranchement liés à la description de structures complexes 3D. Elle a appliqué avec succès ses résultats à des images d'IRM, de TDM et de Médecine Nucléaire. C'est cette méthode qui a été utilisée pour segmenter une vertèbre isolée

III.1.3.2 Segmentation dynamique par modèles déformables

L'image que l'on peut se faire de la segmentation dynamique par modèles déformables, est celle d'un ballon de baudruche gonflé autour de l'objet à segmenter et de l'intérieur duquel on retirera progressivement l'air. Le ballon se déforme alors, et vient progressivement épouser la forme externe de l'objet. Ceci n'est possible que si l'objet à segmenter est déjà partiellement connu par son image de gradient ou de laplacien. En d'autres termes, cela revient à déterminer quelle est l'enveloppe reliant des indices de contours connus et sûrs, en minimisant un critère de continuité.

La surface initiale enveloppante est une sphère définie par ses coefficients splines et décomposée en éléments de surface unitaires. On déforme alors cette sphère en minimisant un critère de distance entre les points de gradient fort appartenant à l'objet et les éléments de la surface déformable. Cela revient à simuler l'action de deux forces agissant sur chaque élément de surface :

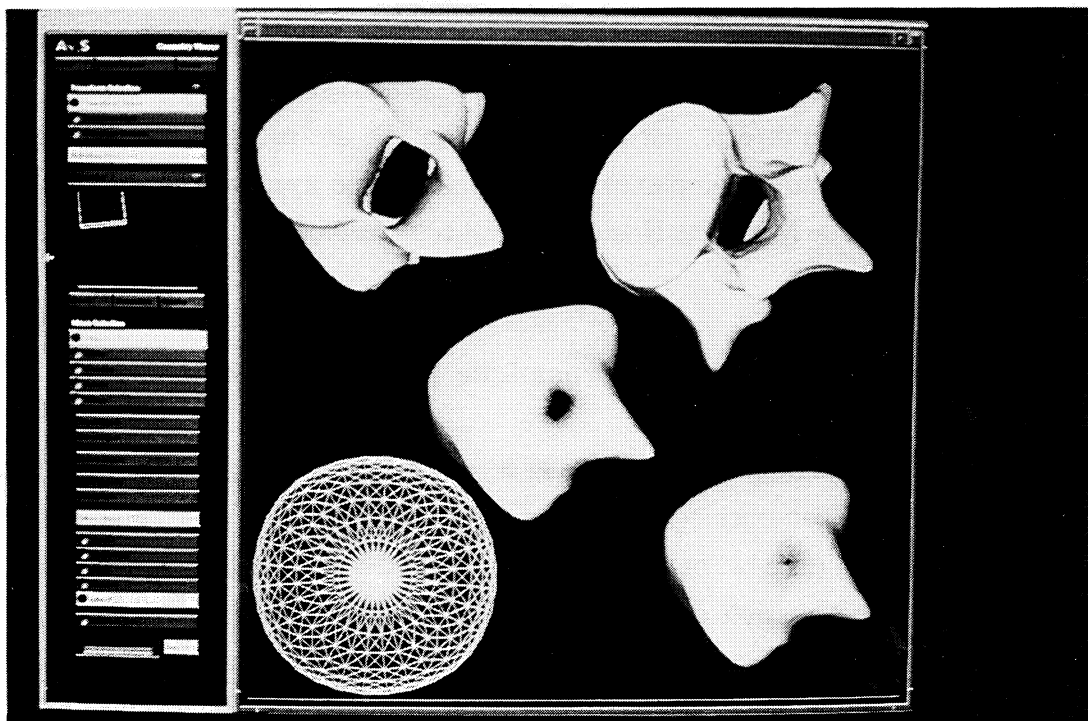
- une force liant deux éléments de surface voisins, qui donne la rigidité à l'ensemble,
- une force d'attraction exercée par les points de l'objet

Des critères de continuité permettent d'augmenter ou de supprimer localement des éléments de la surface déformable. D'autres contraintes sur la surface sont introduites pour gérer le cas de topologies

complexes. La sphère initiale doit par exemple pouvoir évoluer en tore pour épouser la paroi du canal médullaire de la vertèbre.

Au bout du compte, on dispose d'un outil de segmentation 3D, de moyen niveau, susceptible de prendre en compte les différents aspects de continuité d'un objet, et d'en fournir sa surface. La limite de cette méthode pour une utilisation automatique sur la vertèbre provient essentiellement de la difficulté à obtenir sur des données TDM et de façon encore plus marquée sur des données IRM, une représentation correcte du gradient. On compense alors cette faiblesse en amenant, de façon interactive, certains points de la surface déformable sur l'objet à segmenter. Les résultats finalement obtenus sur la vertèbre à partir de données TDM apparaissent satisfaisants.

Les photos suivantes montrent les résultats d'une segmentation automatique, obtenus à partir de l'examen tomodensitométrique d'une vertèbre isolée.



Segmentation dynamique par modèle déformable d'une vertèbre isolée

Les imprécisions obtenues sur la segmentation proviennent essentiellement du lissage généré par la modélisation de la surface déformable par des fonctions splines. Ces erreurs s'atténuent si l'on augmente le degré de continuité entre les éléments de surface, moyennant un temps de calcul considérable. Le passage à la segmentation d'une vertèbre in-vivo est tout à fait possible en introduisant un contrôle interactif au niveau de la jonction de la vertèbre avec ses voisines.

L'évolution de ce travail concerne maintenant l'injection de connaissances a priori sur l'objet à segmenter au niveau de la surface déformable. La sphère initiale, utilisée jusqu'à présent, pourrait alors prendre la forme d'une vertèbre étalon [LEI 91].

III.2 Simulation de la stratégie

III.2.1 Objectifs

On peut se représenter le Pédicule comme un cylindre d'os de 3 à 5 mm de diamètre et de 30 à 50 mm de long. Deux informations clefs intéressent les chirurgiens pour les orienter dans la pose de vis dans le pédicule :

- Le point d'entrée du pédicule repéré à la surface externe de la vertèbre.
- L'orientation du pédicule. C'est l'orientation que donne le chirurgien à son outil pour perforer l'os.

On trouve dans la littérature plusieurs études sur les caractéristiques géométriques du pédicule. Ces études ont été réalisées soit à partir de cadavres, soit à partir de moyens d'imagerie (à base de rayons X). Elles permettent de définir des tailles de vis invariable en fonction de la vertèbre à appareiller ainsi que des positionnements optimaux des vis dans le pédicule afin d'obtenir le meilleur ancrage possible. Les chirurgiens restent cependant attentifs à d'éventuelles déformations du pédicule observées sur des vertèbres de colonnes pathologiques. L'imagerie 3D constitue alors un outil de choix pour la localisation du pédicule [GRA 83]. Dans tous les cas, une vis bien posée, sera celle dont l'axe coïncide avec l'axe du pédicule.

La définition de la stratégie opératoire, nous amène à définir un protocole qui servira de base à un logiciel interactif de simulation. Ce protocole peut s'articuler en quatre phases :

- choix d'une vue de la vertèbre
- détermination du plan de coupe contenant le grand axe du pédicule. Cette étape est sans doute la plus difficile à réaliser. Nous l'avons résolue pour l'instant de façon empirique en mettant en jeu les connaissances a priori du chirurgien sur l'anatomie du pédicule. Cette étape reste donc ouverte à des aménagements futurs destinés à optimiser la détermination de cette coupe en combinant les connaissances du chirurgien et des outils mathématiques de segmentation.
- tracé du point d'entrée et de la trajectoire linéaire d'approche de l'outil.
- visualisation de l'impact de l'outil.

La mise au point de ce protocole passe par l'utilisation d'outils informatiques de visualisation et de manipulation d'objets 3D.

III.2.2 Outils Informatiques

III.2.2.1 Visualisation 3D

Le principe de base consiste à projeter une scène 3D sur un plan; ce plan étant un écran vidéo de visualisation. On trouve dans [LEZ 90] une étude très approfondie sur la visualisation 3D de surfaces en médecine à partir d'imageurs 2,5D. La scène visualisée peut se composer de surfaces modélisées ou bien du volume global non segmenté. Dans ce dernier cas, on pourra réaliser en même temps la visualisation et la segmentation de la façon suivante : on lance un rayon de projection à partir de chaque pixel de l'écran vers l'objet à visualiser; le long de ce rayon, on teste un critère de "segmentation" (par exemple, on regarde si la densité de points rencontrés est comprise entre un seuil bas et un seuil haut); si le critère est vérifié, le point M correspondant appartient à la surface à visualiser.

Le mode de visualisation de la surface doit ensuite être choisi :

- "**fil de fer**" : projection de courbes appartenant à la surface (courbes planes parallèles ou maillage).
- "**Z-buffer**" : codage de la distance entre l'écran et l'objet.
- "**lancer de rayons**" : représentation de la lumière diffusée, généralement en calculant le produit scalaire entre un vecteur éclairage et le vecteur normal à la surface. Des modèles plus complexes prenant en compte les réflexions multiples de la lumière sur les objets, les notions de transparence, la multiplicité des sources d'éclairage, les textures de surface, sont également utilisées.

Par ailleurs, des modèles de visualisation doivent gérer non pas un, mais plusieurs objets sur une même image. Des méthodes de superposition sont alors nécessaires. On peut superposer deux objets en gérant les parties cachées de structures supposées "pleines", ou en couplant des modes "surfaces pleines" à des modes "fil de fer" ou encore en affectant aux structures une notion de transparence. Dans ce dernier cas, on pourra par exemple simplement afficher une structure sur un canal vidéo couleur et une autre structure sur un second canal vidéo d'une autre couleur. De même, un codage des informations multi-modalités par la couleur peut s'avérer très efficace [ENG 88].

La compréhension des modèles 3D est facilitée dès lors qu'un caractère dynamique apparaît dans les images. Cela implique des procédures interactives permettant de déplacer les sources d'éclairage, de changer de point de vue (ce qui revient à tourner ou translater le ou les objets en 3D), de zoomer une

région d'intérêt, de modifier les critères de segmentation ou les paramètres de transparence, de modifier les Look Up Tables (LUTs) de visualisation, etc

Une alternative, qui peut d'ailleurs nécessiter aussi de telles procédures, est l'utilisation de systèmes physiques donnant un rendu 3D. Le cas le plus courant est celui de la stéréoscopie : le but est de générer deux images correspondant chacune à ce que verrait un des deux yeux humains et à afficher à l'aide de lunettes spéciales chacune de ces images sur l'œil correspondant [PI 84],[WEI 89]. Ces deux images seront séparées par des systèmes optiques (stéréorestituteurs), par la couleur (rouge et vert en général), par la polarisation (horizontale et verticale) ou par synchronisation.

Les techniques "fil de fer" et Z-buffer permettent une visualisation très rapide, mais présentent un rendu peu réaliste. Nous préférons, pour tout nos calculs de visualisation réalisés durant la phase préopératoire, la technique de lancer de rayon avec teste d'un seuil de densité le long de chaque rayons. Elle donne d'excellents résultats pour la visualisation de surfaces osseuses en TDM. On peut en fixant les paramètres de projection des rayons, simuler simplement une caméra dont on connaît la position et les caractéristiques optiques. La visualisation d'objets à partir de données IRM est par contre plus délicate car les densités osseuses apparaissent moins contrastées. Il faut alors recourir à une étape de segmentation préalable de la surface osseuse (Cf §III.1) .

III.2.2.2 Manipulation d'objets

La visualisation d'objets constitue la base de la manipulation de ces objets. L'élaboration d'une interface de simulation du geste opératoire nous amène à définir un certain nombre de procédures de plus ou moins haut niveau mettant en relation des opérations sur le modèle mathématique de l'objet et la visualisation.

a) Procédures de bas-niveau.

- **Rotation 3D et Translation 3D** de la vertèbre : pour simuler le positionnement du chirurgien.

- **Sélection de Régions d'intérêt** afin d'optimiser certains temps de calcul comme celui du reformatage de coupe.

- **Sélection et calculs de coupes 2D** du volume dans des directions quelconques (coupes reformattées). On repère ainsi les plans dans lesquels apparaissent le grand axe du pédicule. Cependant, reformater une coupe de TDM ou d'IRM demande quelques secondes. Il est donc difficile d'apprécier les variations de grandeurs géométriques d'une structure comme la largeur du pédicule. Il peut alors être intéressant, pour obtenir une visualisation dynamique temps réel, de travailler sur des régions d'intérêt réduites, ou bien de diminuer provisoirement la résolution de l'image reconstruite (128x128 par exemple).

- **Evidement de volumes coupés par un plan.** On voit alors apparaître sur la même image la coupe reformattée avec l'outil précédent parfaitement inscrite dans la vue 3D et la tronquant.

- **Mesure géométrique** de volumes d'aires, de distances. Ces mesures permettent l'obtention des paramètres géométriques du pédicule : diamètre d'entrée, longueur, conicité Ces paramètres peuvent ensuite orienter le choix d'une vis personnalisée à la vertèbre à appareiller. Ces mesures devraient aussi contribuer à la détermination d'une coupe optimale fournissant le plan dans lequel est contenu l'orientation du grand axe du pédicule.

b) Procédures de plus haut niveau

Si les procédures évoquées précédemment constituent des outils communs à beaucoup d'applications des GMCAO, on trouve ici des procédures intégrant le protocole de simulation de la visée.

- **Définition d'un point cible et d'une trajectoire linéaire d'accès.** Cette procédure passe par le choix de la coupe contenant au mieux le grand axe du pédicule. Une première estimation de la trajectoire peut être donnée par le tracé interactif d'une droite sur la coupe. Pour affiner ce tracé, on peut imaginer des outils dérivés de la Conception Assistée par Ordinateur (CAO) calculant cette même droite à partir de la segmentation du pédicule. On peut par exemple, tracer sur une coupe deux

segments de droite définissant les limites du pédicule. On calcule alors la bissectrice de ces deux droites qui nous donne l'axe du pédicule.

- **Simulation dynamique de l'effet de l'outil** en intégrant l'enveloppe d'incertitude.
- **Adaptation de l'implant** au cas traité.

La réalisation de tout ces outils vise à l'élaboration d'un logiciel de VPAO complet. A moyen terme, un tel logiciel devrait être intégré dans un ensemble gérant plusieurs applications de GMCAO et susceptible de communiquer avec un réseau Hospitalier d'image. [FLO 92] propose des normes pour le format des images et [VAR 91] définit des outils graphiques de haut niveau, compatibles avec plusieurs applications.

III.3 Mise en correspondance des référentiels Ref-PRE-OP ----> Ref-OP

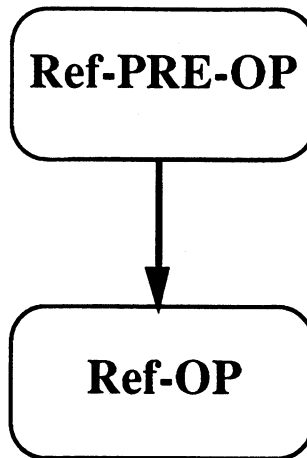
III.3.1 Introduction

Nous sommes maintenant en possession de toutes les données mises en forme, pré et per-opératoires, nécessaires à l'application de la stratégie opératoire. L'ultime étape de pré-traitement avant le guidage du geste in situ consiste à ramener toutes les informations précédentes dans un référentiel commun **Ref-OP**, lié au patient en salle d'opération.

Référentiels en présence.

Ref-PRE-OP : Lié au système d'acquisition pré-opératoire (TDM, IRM dans notre cas). On y exprime les informations pré-opératoires du patient.

Ref-OP : Lié au système d'acquisition per-opératoire (Echographie 2,5D dans notre cas). On y exprime les informations per-opératoires du patient.



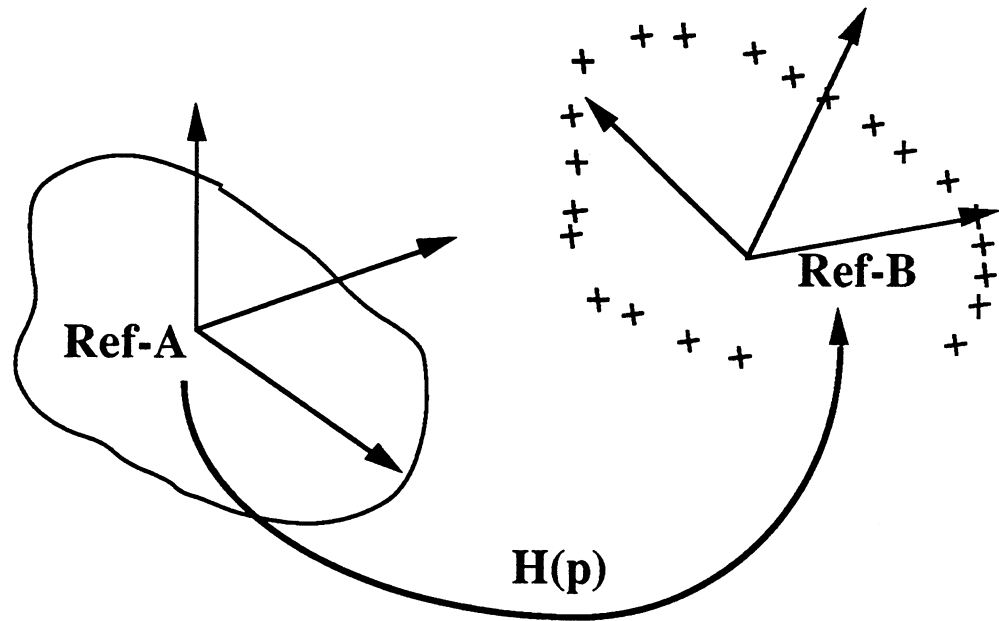
Référentiels en présence

Les méthodes de calcul direct de la transformation d'une représentation d'un objet vu dans Ref-PRE-OP et du même objet vu dans Ref-OP sont délicates à mettre en œuvre. Les points de repères naturels sont rarement visibles par les deux capteurs et lorsqu'ils le sont, ils sont souvent trop peu nombreux pour éliminer les erreurs dues à l'imprécision de leur localisation. D'autre part, le recours à des marqueurs externes fixés sur le patient, n'est guère conseillé, étant donné que l'application précise et répétée d'acquisition est difficile et peut être traumatisante. De plus, l'aspect rigide de ces systèmes ne résout pas le problème de savoir s'ils sont fixes par rapport aux structures anatomiques étudiées. Ce n'est bien évidemment pas le cas pour la visée pédiculaire, où le patient passe de la position allongée pour l'examen TDM ou IRM, à la position genu-fléchie durant l'intervention. On s'intéressera donc plutôt à des méthodes dites globales, mettant en jeu le maximum de repères anatomiques liés à la structure qui nous intéresse.

Les repères anatomiques dont nous disposons sont :

- la surface continue de la vertèbre, connue avec précision dans Ref-PRE-OP, obtenue à l'issue de l'acquisition et du traitement pré-opératoire .
- la partie supérieure de la surface de la vertèbre dénudée lors d'une intervention à ciel ouvert et connu dans Ref-OP.
- un nuage de points appartenant à la surface de la vertèbre, obtenue à l'issue de l'acquisition échographique transcutanée per-opératoire et connu avec une précision ϵ dans Ref-OP.

Il faut donc se tourner vers des méthodes se contentant d'une connaissance partielle de l'objet à mettre en correspondance. La vertèbre étant une structure rigide et stable dans le temps, le problème est de mettre en correspondance, de façon rigide, une surface 3D connue dans un référentiel A Ref-A et un nuage de points 3D fixes les uns par rapport aux autres, connus dans un référentiel B Ref-B. Autrement dit, on cherchera la transformation $H(p)$ exprimant le changement de référentiel entre Ref-A et Ref-B où p est le vecteur de paramètres caractérisant la transformation.



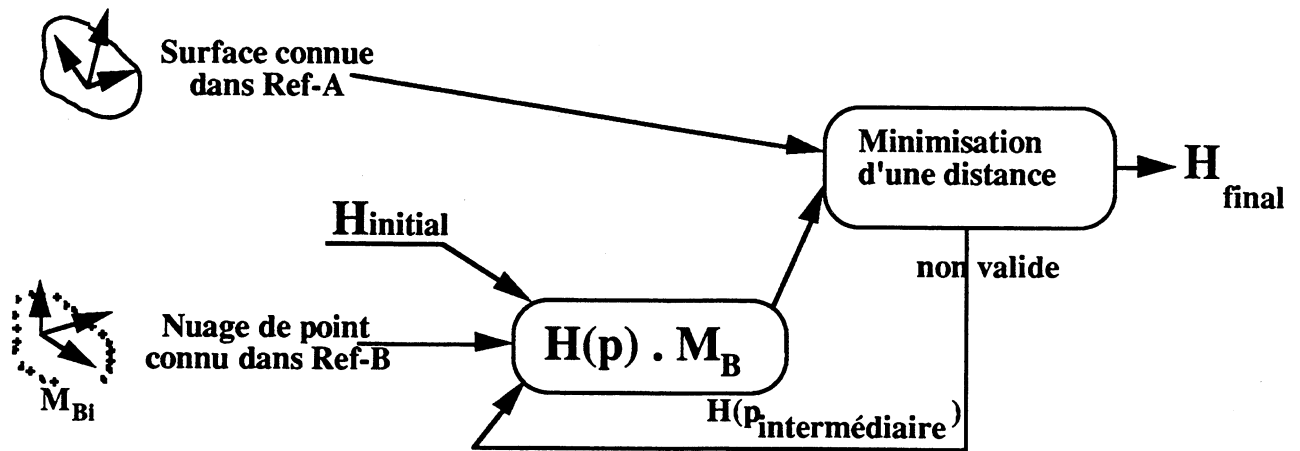
Transformation Ref-A ----> Ref-B

III.3.2 Méthodologie

On définit habituellement la transformation rigide existante entre deux référentiels Ref-A et Ref-B par la matrice homogène :

$$H = \begin{pmatrix} k & & & 0 \\ & k & & \\ & & & k \\ 0 & & & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} (R) & (T) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

- où :
- k est un rapport d'homothétie,
 - (R) une matrice 3X3 de rotation,
 - (T) un vecteur de translation.



Mise en correspondance rigide d'une surface 3D et d'un nuage de points

III.3.3 La Méthode "tête chapeau"

La différence existant entre les différentes solutions de ce problème, réside principalement dans le choix de la distance à minimiser entre les deux sources de données.

[PEL 89] compare la mise en correspondance, au meilleur ajustement que l'on puisse faire d'un chapeau (notre nuage de points) sur une tête (la surface de notre objet). Il utilise pour sa part, la somme des carrés des distances entre les points du nuage et leurs projections sur la surface, le long de droites issues du barycentre de la surface. Il obtient un recalage à 2mm près pour une surface du crâne issue d'un examen tomodensitométrique et un nuage de points provenant d'un examen PET du même crâne. Cette méthode illustre bien la méthodologie générale mais semble difficilement applicable au cas de la surface de la vertèbre car le barycentre d'une vertèbre a peu de signification.

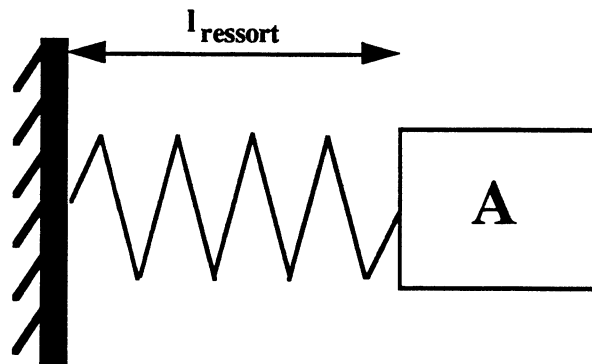
Nous décrivons maintenant une méthode de mise en correspondance, basée sur le calcul d'une distance minimale point/surface, à partir d'une représentation volumique de la surface sous forme de champ de potentiel [LAV 91]. Cette méthode a fourni de bons résultats dans une application la mise en correspondance 3D/2D de la surface d'une vertèbre avec deux de ces projections radiographiques [BRU 92].

III.3.4 Méthode des potentiels

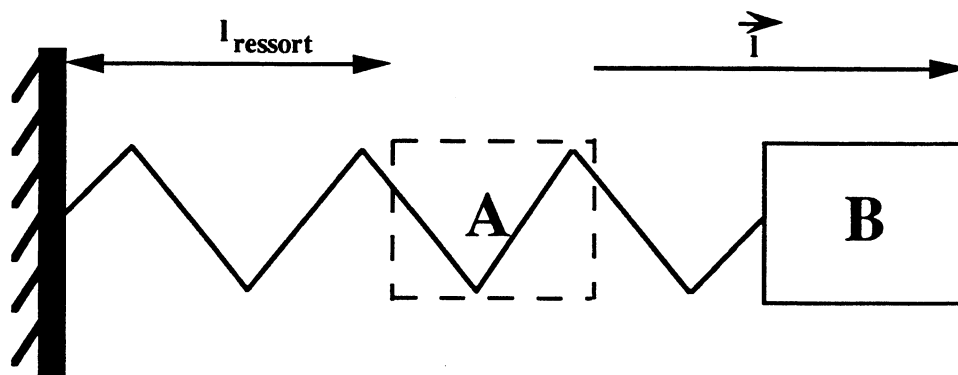
la mise en correspondance de référentiels se présente comme une minimisation itérative de la distance qui sépare deux objets A et B à associer. On parle de l'objet A pour désigner la vertèbre localisée dans Ref-A et de l'objet B, pour la désigner dans Ref-B. L'algorithme de minimisation classique, consiste à utiliser le gradient de la fonction distance (en fonction du vecteur de paramètres p

à trouver) pour savoir dans quelle direction chercher le nouveau vecteur à tester. Le vecteur de paramètres est ainsi "attiré" vers la solution (ou du moins vers un minimum local).

En intégrant cette idée de force attractive contenue dans l'algorithme de minimisation au concept de mise en correspondance, on propose une autre approche. Mettre en correspondance un objet A avec un objet B ; c'est exercer une force qui attire A vers B. La transformation entre A et B sera obtenue lorsque l'énergie à déployer pour les mettre en correspondance, sera nulle. On peut illustrer cette idée par une analogie physique où on dispose d'un objet relié à un support au moyen d'un ressort de raideur k .



Imaginons maintenant que cet objet ait été déplacé d'une distance l . Il se trouve alors en position B.



La force de rappel exercée par le ressort pour ramener l'objet de la position B à la position A est $-kl$. L'énergie potentielle de l'objet en position B est :

$$\frac{1}{2}kl^2$$

Posons maintenant le problème de la mise en correspondance 3D. On a un objet dans une position A. Cet objet est déplacé dans une position B. On veut le ramener en position A. Imaginons qu'une multitude de petits ressorts relie l'objet en position B à son double fictif en position A. On se

retrouve dans la même situation que précédemment avec $l_{\text{ressort}} = 0$. L'énergie potentielle de l'objet en position B est la somme des petites énergies potentielles de chaque ressort :

$$E_p = \sum_{i=1}^N \frac{1}{2} k l_i^2$$

avec N = nombre de ressorts.

pour mettre en correspondance A avec B, il faut rendre cette énergie nulle, donc minimiser :

$$\sum_{i=1}^N l_i^2$$

ce qui revient bien à résoudre un problème de minimisation de distances au moindres carrés.

La méthode se décompose en deux étapes principales.

- Modélisation physique du problème

On fabrique un champ de potentiel 3D discret, centré sur la surface et où celle-ci joue le rôle de surface équipotentielle nulle. La distance en un point du volume est alors la valeur du potentiel en ce point calculé par interpolation des valeurs des potentiels voisins.

- Minimisation du potentiel des points du nuage

Pour chaque nouvelle estimation de la matrice H, on calcule le potentiel associé à chaque point du nuage. On fait alors évoluer les paramètres de H par un algorithme des moindres carrés pour minimiser les potentiels des points du nuage.

Avantages.

Une fois le volume codé, le calcul du potentiel en un point ne dépend pas du type de modélisation de la surface, le calcul du potentiel en un point est instantané, rendant l'ensemble de la procédure de mise en correspondance per-opérateur très performante en temps.

Inconvénients.

Ils résident principalement dans la taille du volume de potentiel à stocker. Plus la précision recherchée sera grande, plus la taille mémoire nécessaire au stockage sera conséquente et les temps de calcul des distances nuage-surface importants. Un cube de réels codés sur quatre octets de 64 voxels de côté coûte 1 Moctets, ce qui est considérable. Cet inconvénient a poussé les concepteurs de cette

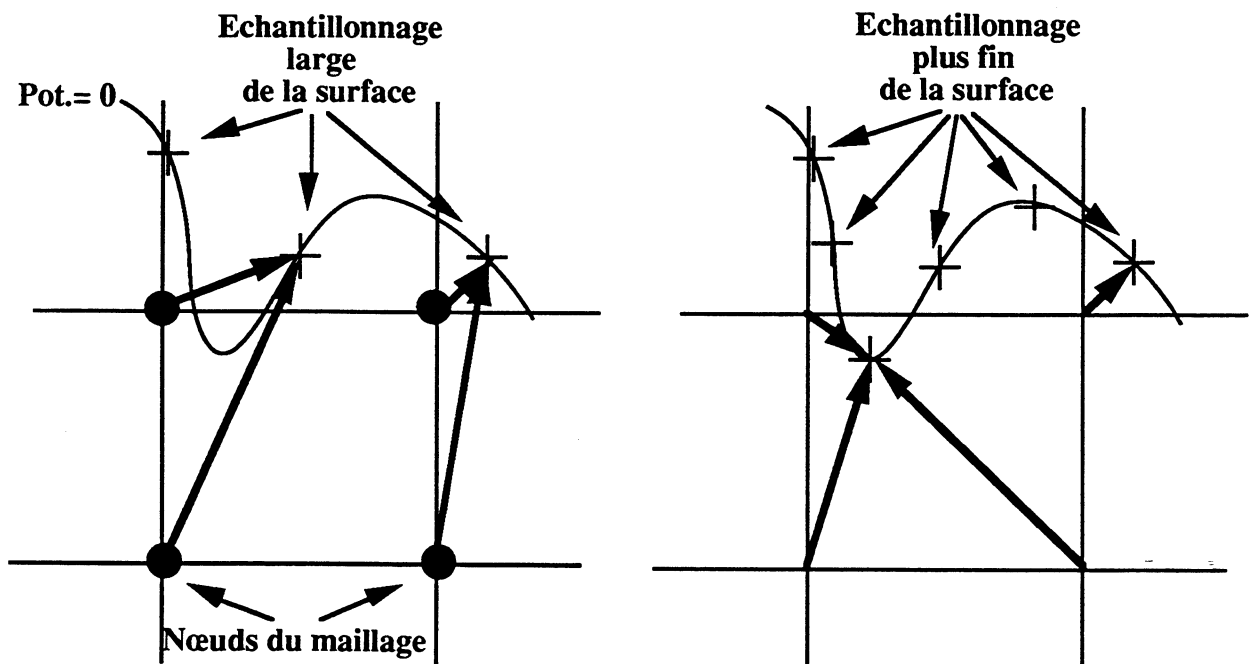
méthode à modéliser la carte 3D des potentiels afin d'optimiser la place mémoire occupée ainsi que les temps de calculs. Ces aménagements sont présentés dans les paragraphes suivants.

III.3.4.1 Modélisation physique

1) On délimite un espace englobant la surface de l'objet définie dans Ref-A. Suivant l'éloignement supposé des deux référentiels, on choisira un volume englobant 1.5, 2 ou 4 fois le volume délimité par la surface.

2) On discrétise cet espace. La finesse du maillage jouera sur la précision du calcul ultérieur des potentiels des points entre les nœuds du maillage.

3) Pour tous les points du maillage, on calcule la distance euclidienne avec la surface. La surface est elle-même discrétisée et stockée sous forme d'un tableau de coordonnées 3D. La précision du calcul des potentiels sur les nœuds du maillage dépend du pas d'échantillonnage de la surface comme l'illustre le schéma suivant.



Exactitude du calcul du potentiel avec la finesse d'échantillonnage de la surface

Les flèches en gras, représentent les distances et donc les potentiels calculés aux nœuds du maillage.

Bien sûr, plus l'échantillonnage de la surface est fin, plus le temps de calcul des potentiels est long. Mais ce calcul étant réalisé en période pré-opératoire et hors examen, la précision sera préférée au détriment du temps de calcul.

III.3.4.2 Minimisation du potentiel des points du nuage

La précision obtenue sur la mise en correspondance des référentiels est étroitement liée à la précision obtenue sur le calcul du potentiel. Celle-ci intervient à deux étapes :

- Au moment du calcul de la carte 3D des potentiels. On a vu que l'élément déterminant était ici la finesse de l'échantillonnage de la surface.

- Au niveau du calcul des potentiels des points du nuage à chaque itération. Ces potentiels sont calculés à partir des potentiels des plus proches nœuds. La précision dépend ici de l'espacement des nœuds entre eux et du mode d'interpolation utilisé.

On remarque aussi, que la précision requise en début d'algorithme peut être inférieure à celle recherchée en fin d'algorithme lorsque le nuage de points est très proche de la surface. Il est important à cet instant, donc près de la surface d'avoir une définition du potentiel la plus fine possible. A partir de ce constat, [LAV 91] propose un codage octree de la carte des potentiels. Il réduit ainsi considérablement le volume d'information à stocker, contenue dans le cube de potentiel. La proximité des nœuds en bordure de la surface, lui autorise un calcul précis du potentiel dans ce secteur par simple interpolation trilineaire des potentiels voisins.

Un autre moyen d'affiner le calcul du potentiel en tout point du volume consiste non plus à interpoler la valeur du potentiel à partir de ces plus proches voisins, mais de fabriquer un modèle continu du volume. Comme pour les données 2,5D obtenues en imagerie TDM et IRM, on modélise le volume des potentiels par des fonction B-splines tri-cubique. Le potentiel en un point du volume se calcule alors comme la combinaison linéaire de ces B-spline pondérée de coefficients calculés localement en chaque nœud d'un nouveau maillage (Cf §II.1.3).

La combinaison des deux idées précédentes conduit à une bonne optimisation du calcul du potentiel en précision et en place mémoire.

III.3.4.3 Prise en compte de la crédibilité

Que ce soit pour la méthode de mise en correspondance "tête-chapeau" ou pour celle des potentiels, toutes les distances mesurées n'ont pas forcément la même signification. On peut être plus ou moins sûr de la validité de la position d'un point.

La validité accordée à chaque point dépendra en premier lieu de la méthode de segmentation utilisée pour extraire la surface de la vertèbre. Un gradient plus ou moins fort en un point indique une probabilité plus ou moins grande pour ce point d'appartenir à la surface de l'objet. L'utilisation d'une technique de segmentation dynamique par modèle déformable permet, en reliant les points issus d'une segmentation par gradient, de moyenniser ce type d'erreurs.

Mais ces erreurs peuvent aussi provenir d'erreurs de calibrage, de morceaux manquants dans la construction du modèle physique, d'approximation de la distance euclidienne par les octree-spline, d'un déplacement non rigide entre les deux référentiels L'estimation de l'erreur est intégrée par l'intermédiaire de la variance du bruit de la mesure de la fonction distance (crédibilité = $\frac{1}{\sigma^2}$). La somme à minimiser devient alors :

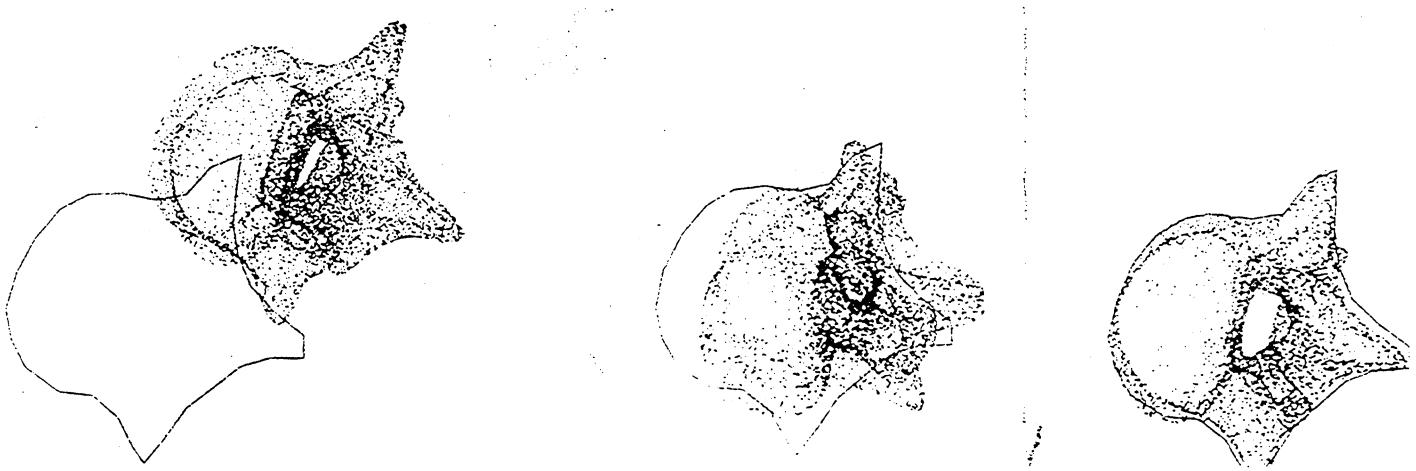
$$s = \sum_{i=1}^N \frac{1}{\sigma^2} (e_i(\mathbf{p})) = \sum_{i=1}^N \frac{1}{\sigma^2} (d(\mathbf{H}(\mathbf{p})\mathbf{q}_i, \mathbf{S}))^2$$

- où
- N est le nombre de points du nuage,
 - p le vecteur des paramètres de la transformation,
 - H(p) la transformation entre Ref-A et ref-B
 - \mathbf{q}_i est le $i^{\text{ème}}$ point du nuage
 - S la surface modélisée
 - σ^2 la variance du bruit de la mesure de $d(\mathbf{H}(\mathbf{p})\mathbf{q}_i, \mathbf{S})$.

Le critère de moindres carré équivaut au maximum de vraisemblance lorsque le bruit sur les mesures est normal. cependant, en pratique, la notion de "point aberrants" rend le bruit non gaussien. Il est alors nécessaire de procéder à l'élimination de ces points indésirables. A l'issue d'une première convergence, on élimine les données dont l'erreur dépasse largement σ_i , c'est à dire vérifiant $e_i^2 > k\sigma_i^2$ où k est fixé empiriquement en fonction de l'application. La méthode ainsi aménagée devient particulièrement robuste.

Résultats

Cette méthode a été simulée sur une vertèbre en matière plastique. A partir d'un examen TDM d'une vertèbre isolée, on a segmenté la surface par la méthode de [LEI 91]. On a ensuite prélevé aléatoirement sur cette surface un ensemble de points auxquels on a appliqué une transformation géométrique rigide définie par une matrice $H(p)^{-1}$ et un bruit aléatoire. Les résultats apparaissent sur la photo ci-dessous.



Mise en correspondance de vertèbre par la méthode des potentiels

C'est cette méthode qui sera utilisée pour la mise en correspondance des référentiels TDM et échographique.

III.4 Conclusion

Les outils utilisés pour la définition pré-opératoire d'une stratégie opératoire reposent sur la modélisation continue du volume de données d'imagerie 2,5D, la segmentation 3D de structures anatomiques et la visualisation 3D de ces mêmes structures. L'intégration d'autres outils pour d'autres applications (Neurochirurgie [VIL 92], [GAB 91], Gestion Hospitalière d'un réseau image) et l'utilisation de logiciels de visualisation 3D tels qu'AVS contribuent à l'élaboration d'une interface de décision complète. Une thèse en préparation à TIMB se consacre à l'élaboration d'un logiciel de VPAO (Pascal Sautot Université Joseph Fourier, Grenoble, option GBM).

Une fois la stratégie opératoire définie, effectuer un repérage de la vertèbre à l'aide de marqueurs externes fixés à même la peau, comme le préconise [MOS 89] pour des applications en chirurgie maxillo-faciale, semble difficilement réalisable du fait du changement important de posture du patient entre sa position allongée dans le tunnel du tomodensitomètre ou de l'IRM et sa position genu-fléchie

sur la table d'opération. On en vient donc à des méthodes plus précises de mise en correspondance globales, qui utilisent tout ou partie de la surface des objets à apparier. C'est par une segmentation 3D de la vertèbre, à partir du volume des données images modélisées, que l'on isole la surface qui nous intéresse.

Les différences de rapport signal sur bruit existant au niveau de l'os entre la TDM et l'IRM empêchent d'aborder le problème de la segmentation de façon identique pour ces deux modalités d'imagerie. Là où un simple seuillage peut suffire en TDM, il faut ajouter en IRM des connaissances sur la vertèbre ou de l'interactivité supplémentaire. Si une méthode de segmentation de type dynamique par modèle déformable résoud bien les spécificités morphologiques de la vertèbre (cols, fourches, cavité du canal médulaires), les problèmes de contacts entre deux vertèbres voisines est quant à lui difficilement soluble automatiquement. Seul l'intégration d'interactivité dans la méthode précédente, permet d'obtenir un résultat. Cette interactivité devrait progressivement être remplacée par des connaissances à priori sur la géométrie des vertèbres saines et pathologiques. Cette méthode dont nous avons utilisé les résultats sur la segmentation de la vertèbre, nous a permis à partir d'images TDM et IRM d'obtenir une surface paramétrée de la vertèbre [LEI 92]. La connaissance d'une telle surface, permet alors d'aborder le problème de la mise en correspondance de référentiel sous la forme de la minimisation d'une distance entre cette surface et un nuage de points.

Des méthodes basées sur des algorithmes aux moindres carrés apparaissent suffisamment souples quant à la quantité de connaissances à mettre en jeu. L'hypothèse de base de ces méthodes repose sur la rigidité des structures à apparier et se trouve vérifiée dans le cas de la vertèbre. La phase délicate de l'exécution de ces algorithmes est l'initialisation, et on prendra soin de repérer grossièrement la position relative du patient pendant l'examen pré-opératoire et sur la table d'opération, afin de limiter les risques d'atteindre un minimum local. L'utilisation de modèle physique basé sur la représentation des données par un champ de potentiel permet de gagner un temps considérable sur la mise en correspondance, au détriment, il est vrai, d'une capacité mémoire accrue mais acceptable grâce à un codage octree. Mais le grand intérêt de ce type de méthode, est d'approcher le problème de la mise en correspondance de structure anatomiques observées par des imageurs différents, de façon plus générale, en intégrant la possibilité d'éventuelles déformations élastiques que peuvent subir les organes.

Les deux types de mise en correspondance de référentiel que nous avons abordés dans ce chapitre, reposent sur un modèle rigide des objets en présence. Dans le cas de la mise en correspondance de la vertèbre, observée avant et pendant l'opération, cela implique une stabilité de cette structure anatomique dans le temps. Cette hypothèse est dans la réalité complètement vérifiée par la rigidité de l'os. Il n'en sera pas de même pour la mise en correspondance de la colonne complète observée dans

deux référentiels différents car dans ce cas, le patient bouge forcément. Dans ce cas, une solution consistera à estimer la variation de position de chaque vertèbre et à reconstruire ensuite l'ensemble de la colonne. La mise en correspondance de chacune d'elles pourra être réalisée par la méthode des potentiel. On trouve un exemple de mise en correspondance de colonne vertébrale vue en TDM et en radiographie conventionnelle dans [BRU 92]. Dans le cas de la mise en correspondance des référentiels Ref-GUIDE et Ref-OP, l'hypothèse mérite d'être discutée. On devra en effet s'assurer de la stabilité mécanique des supports matériels utilisés (bras articulé porte-outil, porte-capteur). On étudiera alors les problèmes de dilatation en température, de "flexibilité" de certaines parties mécaniques, les vibrations propres et environnantes Ces considérations entrent bien sûr dans le choix du système de guidage lui-même (Cf § IV).

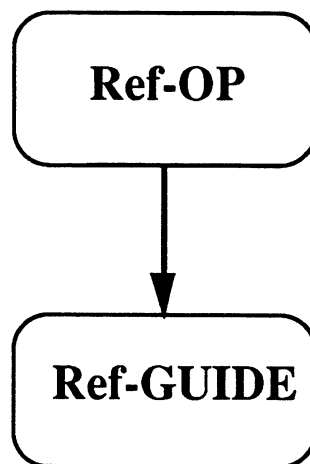
IV. Action

Cette étape a lieu au bloc opératoire et consiste à guider la main du praticien une fois la stratégie opératoire définie et les référentiels pré-et per-opératoire unifiés. L'objectif, est donc ici de définir un système de guidage adapté aux contraintes opératoires et à la méthodologie de l'aide. Ce guidage peut en fait aller d'une simple proposition laissant le chirurgien entièrement libre de ses gestes, à une robotisation complète. C'est le degré de contrôle sur le geste que requiert l'application, qui conditionne le choix du mode de guidage. Quelque soit le guidage choisi, il nous faut retrouver dans son référentiel propre Ref-GUIDE, la position du guide définie dans l'étape de décision et maintenant connue dans Ref-OP. Cette étape préliminaire au déroulement du geste proprement dit, s'apparente à un calibrage extrinsèque du système de guidage par lequel on exprime la transformation rigide existant entre Ref-GUIDE et Ref-OP.

IV.1 Transformation Ref-OP <----> Ref-GUIDE

IV.1.1 Objectifs

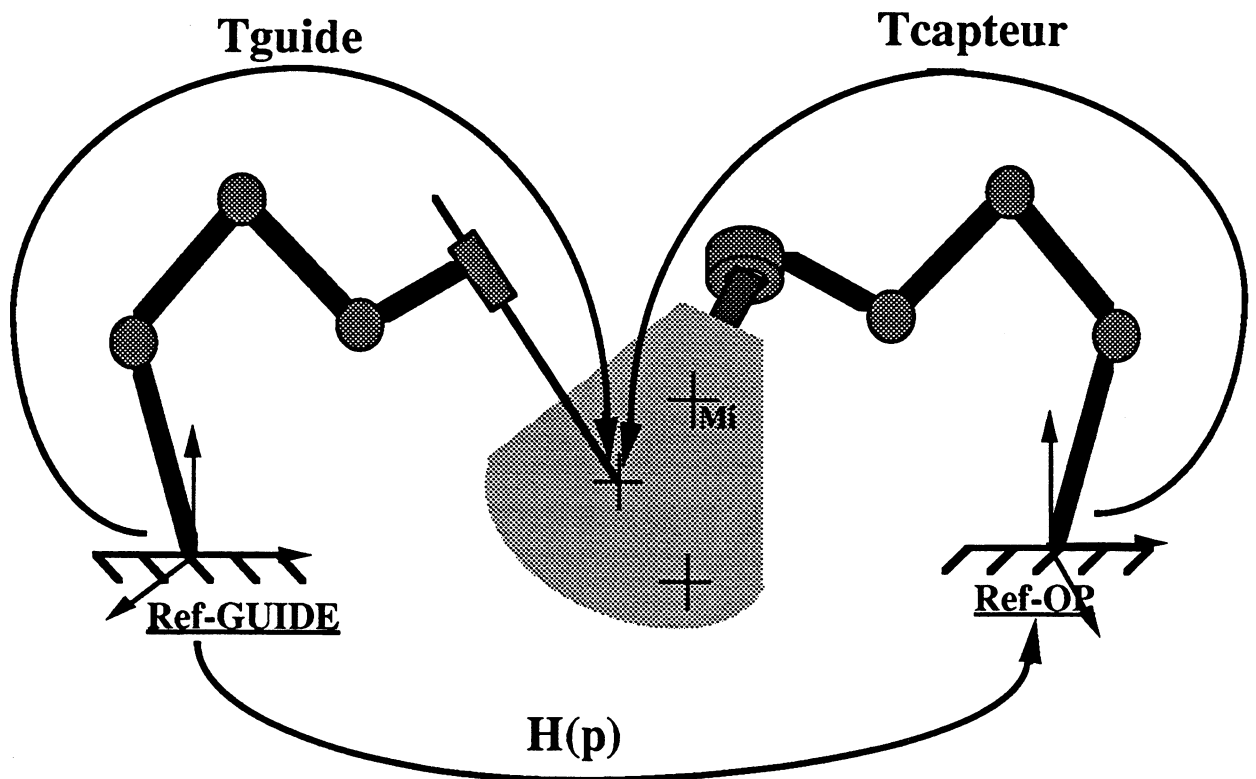
Il s'agit ici de relier Ref-GUIDE au capteur per-opératoire ou à un autre capteur dédié au repérage du guide dans Ref-BASE durant la phase opératoire du geste. Les éléments en présence lors de cette transformation sont mécaniques. On utilise donc un modèle de transformation rigide en ayant toutefois pris soin d'évaluer les éventuelles fluctuations au cours du temps, des paramètres physiques du modèle.



Référentiels en présence

IV.1.2 Méthodologie

Une fois le système de guidage calibré intrinsèquement (voir paragraphe IX.4), on place le guide en un nombre N de positions (PA_i), $i = 1, \dots, N$, connues dans Ref-GUIDE. Le capteur étant lié à Ref-OP, on observe alors ce même ensemble de points, dont on peut déterminer les coordonnées dans Ref-OP. Nous sommes alors en présence d'un problème de mise en correspondance de référentiel rigide entre deux nuages de points. Nous pouvons à ce stade appliquer avec rigueur la méthodologie décrite pour le calibrage des capteurs au paragraphe II.2.2 sur la méthodologie générale du calibrage.



Calibrage du système de guidage

En pratique, les PA_i positions peuvent correspondre à N points M_i visés sur une mire de calibration à laquelle est associé un référentiel propre Ref-MIRE. La mire est conçue de sorte qu'elle oblige le bras, pour la parcourir, à couvrir son champ d'application. Le résultat du calibrage extrinsèque est la matrice de passage $M(Ref-MIRE/Ref-OP)$ associée à T_{guide} sur le schéma précédent. En liant rigidement cette mire de façon connue au système de guidage, on obtient facilement la matrice de passage $M(Ref-GUIDE/Ref-MIRE)$. Le produit des deux matrices est alors la matrice de passage de

la transformation recherchée. L'intérêt de passer par l'intermédiaire d'une mire est d'obtenir en une seule acquisition toutes les données nécessaires à ce calibrage et de pouvoir profiter de la précision avec laquelle la mire est fabriquée.

IV.2 Etat de l'art sur les système de guidage

On trouve dans [LAV 89] la décomposition en trois classes ainsi qu'une description des systèmes de guidage utilisés en chirurgie assisté par ordinateur. C'est à partir de cette étude, que nous avons orienté notre choix pour l'application à la visée pédiculaire.

a) Systèmes passifs : Il s'agit seulement d'un outil de comparaison entre les structures modélisées en simulation pré-opératoire et la situation réelle en condition opératoire. Bien que leur autonomie au niveau de l'action soit presque nulle, puisque c'est l'opérateur qui intègre les résultats de la décision pour réaliser le geste, l'aide est significative. Dans bien des cas, ces systèmes sont utilisés pour matérialiser des stratégie prédéfinies. Il s'agit d'applications où la précision avec laquelle une stratégie a pu être définie à partir d'informations multi-modalités ne peut pas être garantie au niveau de l'action.

On peut citer en exemple le système de [MÖS 92] appliqué à la chirurgie plastique et maxillo-faciale. Un palpeur mécanique (robot passif six axes) vient toucher dans le champ opératoire des repères, constitués de pastilles de céramique préalablement repérées sur un examen TDM. La confrontation de deux mesures différentes des mêmes points, permet de trouver la transformation existante entre référentiel TDM et référentiel opératoire, et de repérer, par conséquent, tout point défini dans le référentiel TDM, dans le référentiel opératoire [MÖS 89].

b) Systèmes semi-actifs : Le Système de guidage, contraint plus ou moins le geste, laissant dans tous les cas le contrôle final à l'opérateur. L'avantage ici sur les système passifs est constitué par une information supplémentaire sur "comment" réaliser le geste. Il faut savoir néanmoins, que pour des guidages de ce type, les applications existantes se limitent à l'utilisation de trajectoires "simples", telle que l'introduction d'outils rectilignes.

Un exemple est l'utilisation d'un robot six axes, motorisé, utilisé en neurochirurgie pour la biopsie de tumeurs cérébrales sus-tentorielles. Un guide porté par un robot six axes est positionné rigidement en approche du crâne du patient, avec une trajectoire adaptée. Le chirurgien introduit alors un trocart jusqu'à une butée mécanique, contrôlant ainsi la phase finale de la biopsie [LAV 91].

c) Systèmes actifs : Certaines sous-tâches de la stratégie opératoire sont réalisées à l'aide d'un système robotisé autonome, supervisé par l'opérateur ou télémanipulé.

Le lien, ici, avec les deux étapes préliminaires de perception et de décision est total. Au niveau de la perception, ces systèmes, toujours robotisés, font appel à des techniques de modélisation de l'environnement où le rôle des capteurs per-opérateur est essentiel, pour contrôler précisément et actualiser les connaissances acquises avant l'opération. Au niveau décision, le système doit, en plus des informations pré-opératoires, intégrer en temps réel le traitement d'informations acquises pendant l'action. Les tâches ou sous-tâches réalisées par de tels systèmes restent bien sûr élémentaires afin de garantir la sécurité de l'intervention et la présence d'un opérateur reste nécessaire dans le but d'organiser les trois étapes de perception, décision, action. On le rencontre néanmoins pour des applications non chirurgicales, telle que l'irradiation multi-faisceaux [TRO 92].

IV.3 Définition d'un système de guidage pour les VPAO

Autonomie

La difficulté principale n'est pas dans l'introduction de la vis, mais bien dans son positionnement. Un système passif ou semi actif convient donc parfaitement. Un guide optique constitué d'un LASER pointant à l'entrée du pédicule et orienté suivant le grand axe du pédicule laissera l'entière liberté du geste final au chirurgien une fois son outil aligné. La précision sur l'exécution repose alors sur le praticien. Un guide maintenant constitué d'un fourreau dans lequel coulisse l'outil, contraint celui-ci dans une direction. Ce système est semi-actif et la précision de l'exécution du geste dépend de l'immobilité du guide.

Accès au champ opératoire

Le champ opératoire découvert lors d'une opération sur la colonne fait approximativement 10 à 15 à cm de large et peut atteindre une trentaine de cm de long suivant la longueur de colonne à appareiller. Le système de guidage devra donc pouvoir balayer cet espace en conservant près du dos six degrés de liberté nécessaires à l'orientation de l'outil. Le système de guidage devra être calibré intrinsèquement dans son champ d'application. On devra aussi veiller à ce que système de guidage et capteur per-opérateur coopèrent à l'intérieur du champ opératoire ; l'un ne devant pas gêner l'accès de l'autre. La prééminence de l'apophyse épineuse est un obstacle à prendre en compte dans la disposition relative du capteur per-opérateur et du guide.

Précision

La précision finale recherchée sur le positionnement de l'outil à l'entrée du pédicule est de l'ordre du mm. Les sources d'imprécision apparaissant au niveau du système de guidage sont celles affectant le positionnement du guide.

- Si le guide est porté par un bras porte-guide ; il peut s'agir d'un bras passif codé ou non, ou d'un robot motorisé. La précision en bout de bras ne doit pas dépasser le mm dans les trois directions de l'espace. La précision sur le positionnement du bras dépend de la précision des codeurs, de la précision de fabrication des pièces mécaniques, de la stabilité des paramètres mécaniques (dilatation en température, "flexibilité" de certaines parties mécaniques, vibrations propres) et de la précision de la méthode de calibrage intrinsèque du bras (Cf chapitre 3 paragraphe III.2.1). Enfin, la précision sur l'exécution du geste, dépendra de la qualité du blocage du bras.

- Si le guide est repéré par triangulation, capteurs lumineux ou sonores, système laser. La précision est celle liée au fonctionnement du capteur et à la méthode de calibrage intrinsèque. On note par exemple que la vitesse du son dans l'air varie avec la température (variation de 2% tous les dix degrés). On préférera des systèmes optiques, plus stables, et pour lesquels la précision peut atteindre 0.1mm (système Optotrak).

IV.4 Conclusion

Les spécificités précédentes permettent d'envisager plusieurs solutions pour un système de guidage adapté au VPAO. Nous en proposons trois :

- **bras articulé passif à six degrés de liberté, portant à la fois le guide et le capteur per-opérateur** relié rigidement l'un à l'autre. Ce système est décrit en détail dans le chapitre 2. Le capteur per-opérateur est constitué d'une caméra vidéo. Le calibrage du système consiste à évaluer la transformation rigide Ref-GUIDE ---> Ref-CAPT existant entre le guide et la caméra. Les imprécisions sur le positionnement proviendront ici principalement des instabilités mécaniques du système. Le système porteur devra être le plus compact possible pour limiter les portées mécaniques, tout en permettant l'accès au champ opératoire. La caméra sera donc placée légèrement en retrait du guide.

- **Bras articulé codé six axes passif ou motorisé.** Le calibrage du système correspond ici au cas général exposé dans le § VIII.2.2 de ce chapitre. Une variante plus économique de ce

système consisterait à utiliser le même bras porteur pour le capteur et pour le guide. Mais un tel système ne permettra pas le contrôle temps réel du geste.

- **Système optique.** Il fonctionnerait sur le même principe que celui décrit au § IV.2.6 de ce chapitre. des diodes infra-rouges sont ici fixées sur l'outil de perçage; celui-ci est alors repéré en temps réel dans le Ref-OP défini par trois capteurs infra-rouges fixés aux dessus du patient. La précision atteid 0.1 mm pour des champ d'observation du m³. De tels systèmes peuvent également être basés sur des ultrasons (micros associés à des émetteurs piezzo-électrique). Ces systèmes utilisés pour le repérage 3D de sondes échographiques atteignent une précision sur le positionnement de l'ordre du mm [MOR 83], [GEI 82].

V. Conclusion

La Visée Pédiculaire Assisté par Ordinateur (VPAO) s'inscrit dans la logique en trois étapes (perception, décision, action) des gestes Médico-chirurgicaux Assistés par ordinateur. La méthodologie générale s'articule autour de la mise en correspondance de repères pré et per-opératoires. Elle permet de retrouver dans un référentiel lié au patient en salle d'opération, une stratégie opératoire définie précisément dans un référentiel pré-opératoire. La qualité (quantité et précision) des repères est donc fondamentale pour la réussite de la mise en correspondance. La difficulté à utiliser des repères externes dans la région vertébrale, pour la mise en correspondance des référentiels pré et per-opératoires nous amène à envisager des méthodes plus globales faisant appel à l'information directement contenue par la surface de la vertèbre. Les contraintes de temps et d'encombrement ne permettent pas d'utiliser les mêmes moyens avant et pendant l'intervention. Les méthodes de mise en correspondance basées sur des modèles physiques sont robustes, précises et intègrent ces différences de qualité des mesures. Elles nécessitent une phase préalable de segmentation 3D de la vertèbre destinée à extraire tout ou partie de sa surface, et qui devra être des plus juste possible. L'absence de contraintes temporelles et la qualité des imageurs (TDM, IRM) dans la phase pré-opératoire, permet de pousser la segmentation assez loin et d'obtenir finalement la surface complète de la vertèbre.

Pour l'acquisition per-opératoire, c'est la nature de l'approche chirurgicale qui oriente le choix du capteur. Si une intervention à ciel ouvert autorise l'utilisation de capteur précis tels que des caméras, une intervention transcutanée pose le problème de l'accès à des repères vertébraux à travers la peau. Ce dernier type d'intervention est bien sûr plus délicat à traiter. L'échographie associée à un système de localisation 3D apparaît alors comme un compromis entre densité d'information perçue et précision de ces informations.

En ce qui concerne le cahier des charges relatif à la définition d'une stratégie opératoire, le problème reste très ouvert, que ce soit pour le VPAO ou pour tout autre application des GMCAO. Le problème de la détermination d'une coupe optimale contenant le grand axe du pédicule, aujourd'hui résolu de façon interactive, reste à optimiser. Nous nous sommes limité dans le cadre de notre travail à utiliser et/ou concevoir des outils de bas niveau permettant la définition d'un point cible (le point d'entrée du pédicule) et d'une trajectoire de visée de l'outil de perçage. Ces deux objectifs constituent aux yeux des chirurgiens instigateurs de ce projet, les paramètres de base pour l'introduction d'une vis.

Les systèmes de VPAO tendent donc à utiliser des outils communs à d'autres applications de GMCAO en les adaptant à la structure vertébrale. Les éléments spécifiques se retrouvent alors au

niveau des capteurs per-opérateurs, des techniques de mise en correspondance de référentiels et des techniques de segmentation 3D de la vertèbre.

Nous proposons dans les deux chapitres suivants deux prototypes de systèmes de VPAO. Dans les deux cas, l'acquisition et la modélisation des données pré-opératoire est indépendante du système d'aide choisi. Les données 3D modélisées par fonctions splines à partir d'images TDM ou IRM, constitueront la base de la simulation de la stratégie opératoire [MAR 90], [LEZ 90], [CIN 87]. Les différences principales reposent alors sur le choix du capteur per-opérateur. Le choix d'une caméra liée rigidement au guide de perçage permettra l'utilisation d'une mise en correspondance visuelle simple, associée à un système de guidage se réduisant à un bras porteur passif six axes (Cf chapitre 2). L'échographe utilisé comme capteur per-opérateur complique notablement le système, mais présente l'avantage fondamental d'autoriser une intervention transcutanée. La méthode de mise en correspondance qui semble la mieux adaptée est alors celle dite "des potentiels" [LAV 91] et son succès est lié à la qualité de la segmentation 3D de la vertèbre à mettre en correspondance [MAR 90], [LEI 91].

Chapitre 2 :

Elaboration d'un système d'aide pour la visée pédiculaire à "ciel ouvert"

I. Principe

L'objectif médical que nous nous étions fixé à l'origine du projet consistait, lors d'une intervention sur la colonne vertébrale "à ciel ouvert", d'indiquer au chirurgien :

- le point d'entrée du pédicule
- la direction de visée.

La démarche expérimentale, que nous avons suivie pour remplir ces objectifs, reprend les trois questions évoquées dans l'introduction de ce mémoire.

1) De quelles informations le chirurgien dispose-t-il à l'instant du geste ?

Pendant l'intervention, le chirurgien est en mesure de voir directement la partie de la vertèbre qu'il a dénudée. Il intègre alors mentalement ses connaissances anatomiques sur la région du pédicule, ainsi que les informations spécifiques de son patient, recueillies sur des images pré-opératoires.

2) Que manque-t-il au chirurgien pour optimiser son geste ?

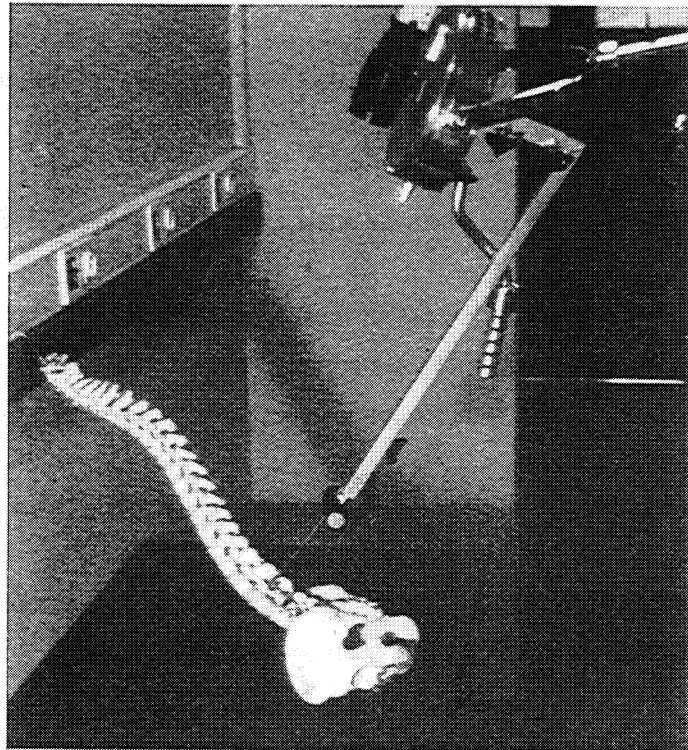
Il lui manque, pour optimiser tout à fait son geste, un lien physique entre les repères anatomiques, les repères préopératoires, et sa vision de la scène durant l'intervention.

3) Comment combler ce manque ?

Ce lien physique consiste donc à mettre en correspondance des référentiels pré et per-opératoires. Comme il semble difficile de récupérer l'information visuelle du chirurgien, on substitue à celle-ci un capteur per-opératoire simulant cette vision ; en l'occurrence : une caméra.

Si la solution proposée pour la simulation de l'intervention est assez classique dans les applications de GMCAO développées dans l'équipe, la phase de mise en correspondance des informations pré et per-opératoires ainsi que le guidage du geste chirurgical, ont donné lieu à la conception d'un procédé nouveau. Il associe mécaniquement, par une liaison rigide, un guide de visée et une caméra, qui regarde ce guide. Le guide sert d'indicateur de position et d'orientation de l'outil de vissage (pointeau, foret), et la caméra, de capteur per-opératoire. La mise en correspondance entre les données pré et per-opératoires passe par une étape pré-opératoire de synthèse d'une image réaliste de référence, calculée à partir de données TDM de la vertèbre à opérer. L'originalité de cette technique consiste à associer visuellement l'image vidéo per-opératoire avec l'image de synthèse pré-opératoire, calculée en fonction de la position simulée du guide.

Le guide est constitué soit d'un faisceau laser basse puissance (5mW), sur lequel s'alignera l'outil de vissage, soit d'un tube métallique creux dans lequel l'outil coulissera. La première solution fournit au chirurgien un guidage optique de son geste, le laissant entièrement libre de l'exécution. La seconde solution, contraint le geste dans la direction de visée.



Système "caméra-guide"

La méthode se décompose en quatre étapes chronologiques distinctes s'appuyant sur les éléments et les outils discutés dans le chapitre 1.

I.1 Acquisition des données pré-opératoires

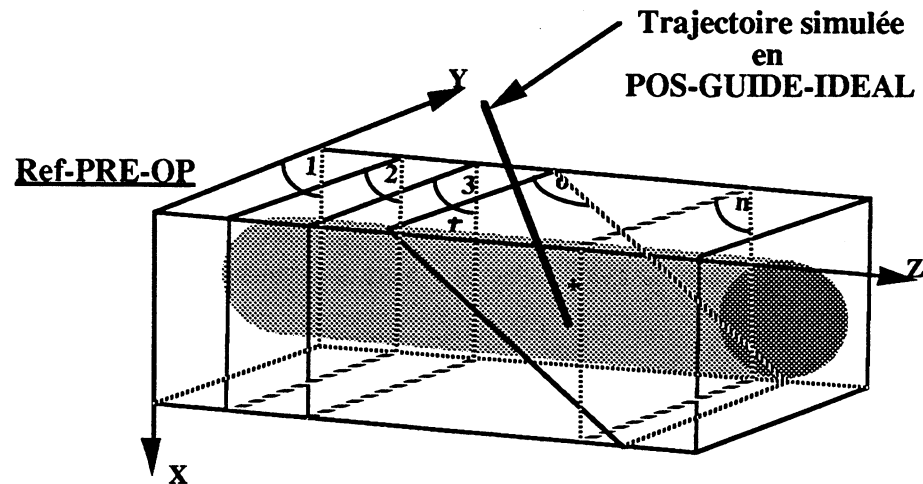
On réalise un examen TDM de la zone des vertèbres à appareiller, fournissant une dizaine de coupes épaisses de 5mm et espacées de 3mm les unes des autres. Chaque pixel d'une coupe fournit la densité de matière présente dans l'élément de volume du voxel (surface du pixel x épaisseur de la coupe).

On comble les trous d'informations (espaces intercoupes, échantillonnage spatial à l'intérieur des coupes) par interpolation. Dans le cas d'une modélisation continue, on calcule les coefficients

d'interpolation spline dans les trois directions de l'espace. Le résultat de cette étape d'acquisition et de modélisation est un cube de coefficients, à partir desquels on peut retrouver la densité en n'importe quel point du volume (Cf chapitre 1§II.1.3.2).

I.2 Simulation du geste

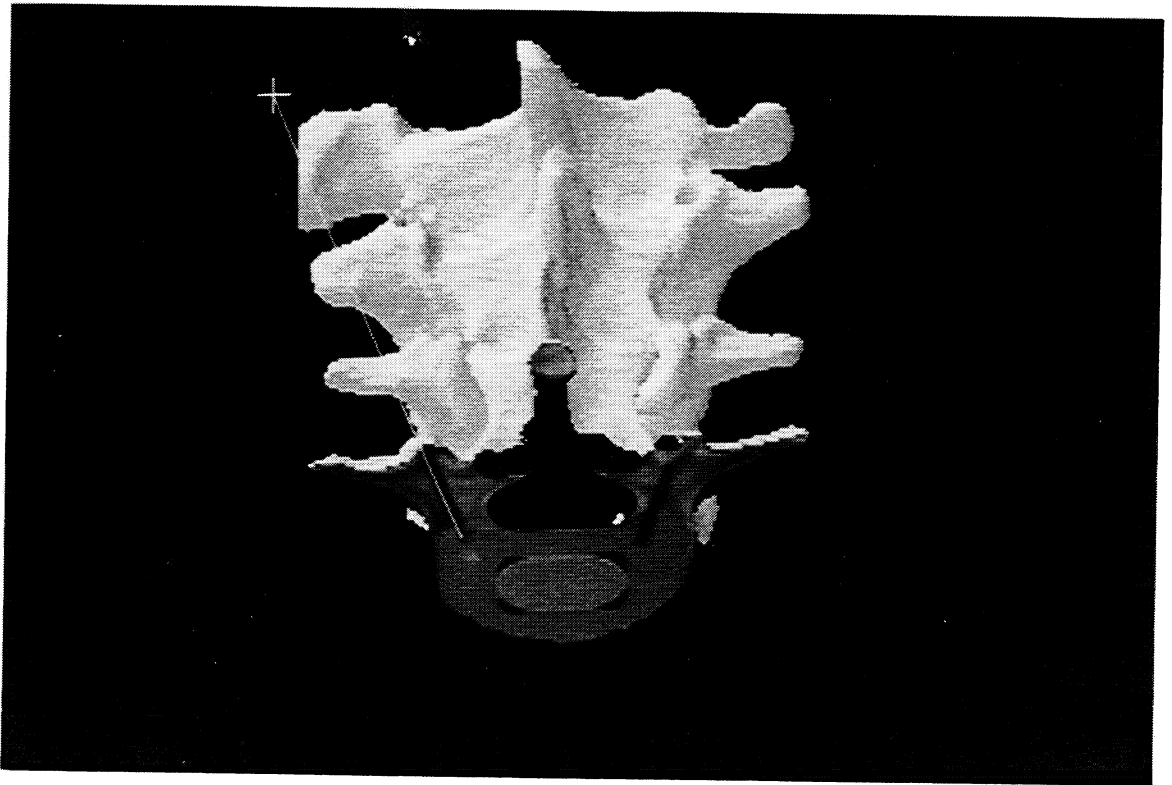
En s'appuyant sur ses connaissances anatomiques, le chirurgien définit l'axe du pédicule à percer ainsi que son point d'entrée, sur les coupes tomodynamométriques reconstruites du patient, à l'aide d'un logiciel de visualisation et de dessin (Cf chapitre 1§II.2). A partir de ces informations, on positionne virtuellement le guide de l'outil de vissage au contact du point d'entrée du pédicule, en orientant l'axe de celui-ci. La position du guide est notée POS-GUIDE_IDEAL et connue dans Ref-PRE-OP.



Simulation de la trajectoire idéale de visée sur des données TDM reconstruites

(le cylindre symbolise le rachis)

Pour faciliter la localisation du pédicule dans le volume de données, les coupes sont intégrées dans une vue 3D de la surface de l'os. Lorsque la coupe contenant le pédicule est choisie, le chirurgien dessine interactivement sur l'écran la trajectoire associée au pédicule, qu'il estime optimale.

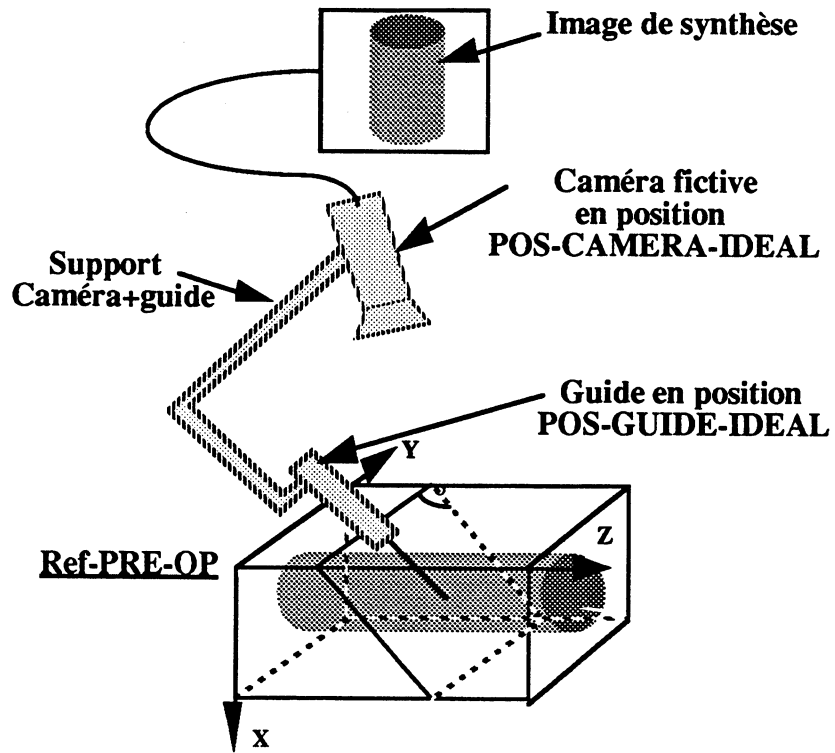


Interface pour la simulation du geste

I.3 Synthèse de l'image per-opératoire

Nous simulons, à partir des images TDM et de techniques de visualisation 3D, l'image que verra la caméra, reliée rigidement au guide, lorsque celui-ci se trouvera dans la position idéale de visée. La caméra se trouve alors dans la position **POS-CAMERA-IDEAL**, connue dans **Ref-PRE-OP**.

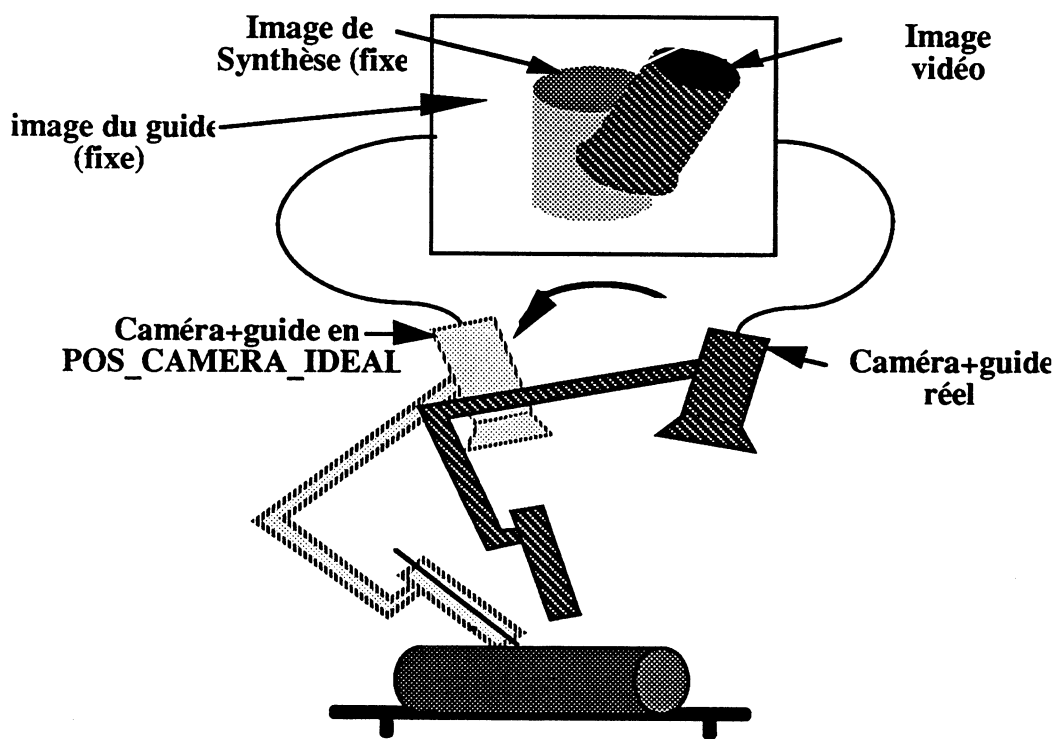
Le calcul de cette image de référence n'est possible que si l'on connaît parfaitement la position du guide par rapport à la caméra. Cette connaissance s'obtient en calibrant la géométrie du système "caméra-guide" (Cf §III). Une fois cette géométrie connue, l'image est calculée par une méthode de lancer de rayon à partir des données tomodensitométriques modélisées dans l'étape d'acquisition (Cf chapitre 1§III.2.2.1).



Synthèse d'une image pour l'association "caméra-guide" en position de visée simulée.

I.4 Mise en correspondance des informations pré et per-opératoires.

Cette étape a lieu en salle d'opération au moment de l'intervention, alors que la partie supérieure des vertèbres du patient, à appareiller, sont mises à jour et dégagées des chairs environnantes. L'ensemble "caméra-guide" est fixé à l'extrémité d'un bras articulé bloquable à six degrés de liberté (bras positionneur). L'image vidéo, pour sa part, est visualisée simultanément par transparence avec l'image de synthèse de référence pré-opératoire. L'image de synthèse et le guide apparaissent donc fixes sur l'écran du moniteur et le guide indique la position idéale de visée sur l'image de synthèse.



Mise en correspondance de l'image vidéo temps réel et de l'image de synthèse pré-opératoire.

La mise en correspondance est réalisée lorsque l'image vidéo se superpose parfaitement avec l'image de synthèse de référence. Le guide est alors en position de visée.

En pratique :

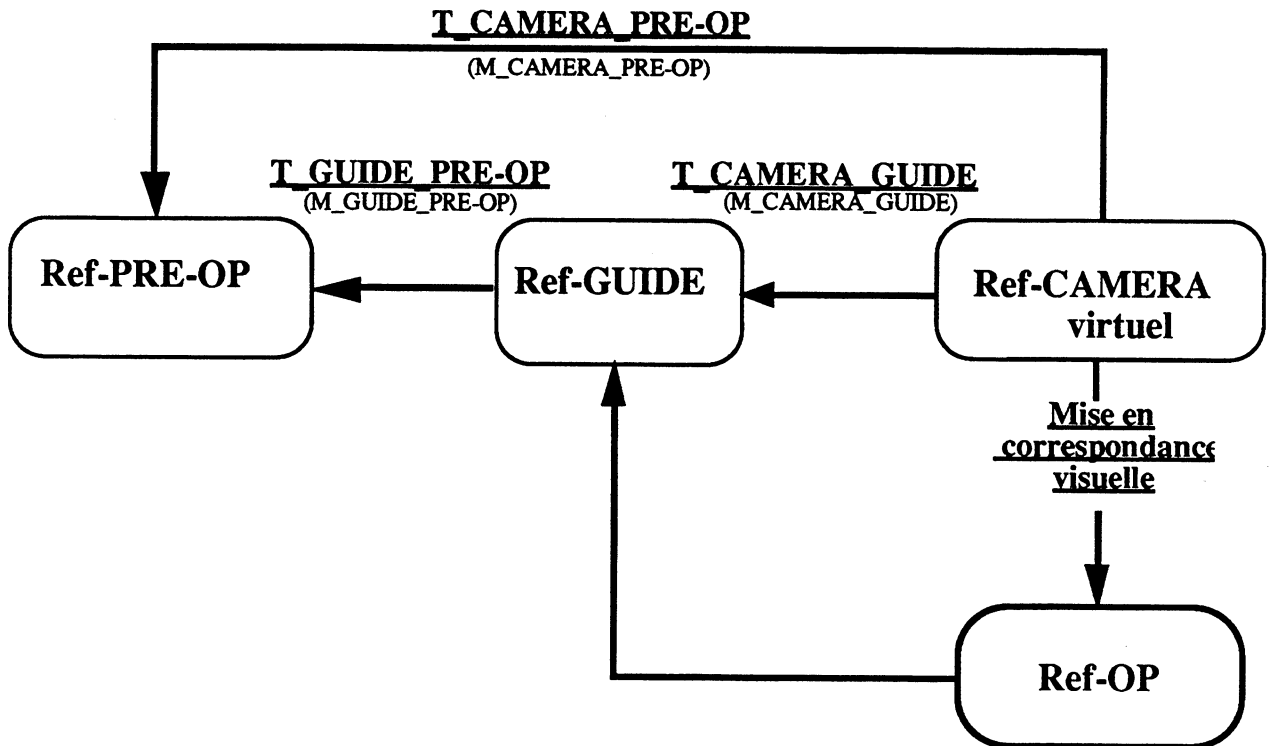
- chacun des deux types d'image est dirigé sur un des trois canaux de couleur d'un moniteur vidéo. On peut, en jouant sur la définition des tables de couleurs associées à chaque canal (LUT), accentuer le contraste d'une, de l'autre ou des deux images. Ce traitement permet de faciliter la mise en correspondance visuelle, en soulignant certains repères caractéristiques des images.

- Dans le cas d'un **guide optique**, composé d'un faisceau laser, on positionne d'abord l'impact du faisceau laser sur l'entrée du pédicule de l'image de synthèse (matérialisée par une croix par exemple). On déplace alors la caméra en conservant la visée précédente, jusqu'à mise en correspondance des deux images. Après avoir bloqué le bras positionneur, on vient pointer l'extrémité de l'outil de vissage sur l'impact du faisceau laser, puis on aligne l'axe de l'outil sur le faisceau.

- Dans le cas d'un **guide mécanique** composé d'un tube creux, le guide est placé en appui sur la surface osseuse et l'ensemble "caméra-guide" est alors déplacé jusqu'à mise en correspondance des deux images. L'outil vient ensuite coulisser dans le tube.

I.5 Formalisme

L'élément clef du procédé repose sur le calcul de l'image de synthèse de référence. Cette image est le lien entre le guide en position simulée dans Ref-PRE-OP et le guide physique relié à Ref-OP (référentiel de la caméra per-opératoire). On ne peut la calculer que si l'on connaît la position virtuelle de la caméra dans Ref-PRE-OP. Pour cela, on détermine les matrices de passage M des transformations rigides T qui relient les référentiels en présence.



Référentiels en présence

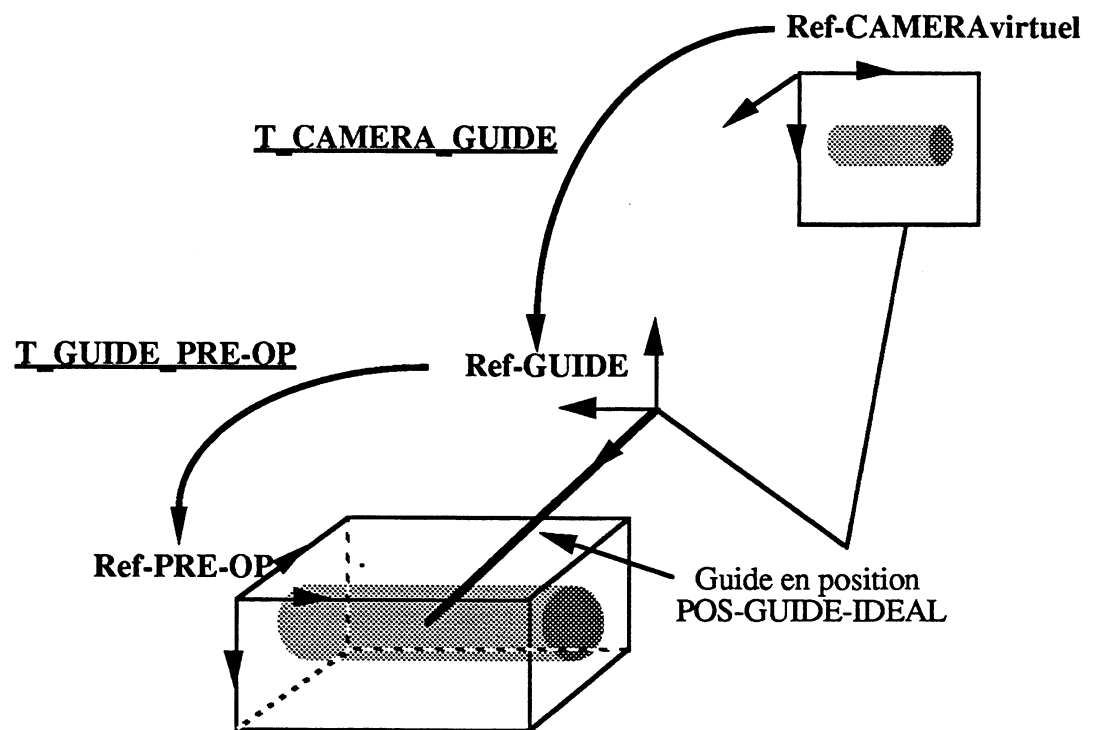
- T_GUIDE_PRE-OP est définie lors de la simulation du geste,
 - T_CAMERA_GUIDE s'obtient par calibrage du système "caméra-guide",
 - T_CAMERA_PRE-OP permet de calculer l'image de synthèse de référence.
-
- **Ref-PRE-OP** est le référentiel pré-opératoire ; dans notre cas, il s'agit du référentiel du tomodensitomètre avec lequel a été effectué l'examen pré-opératoire du patient.
 - **Ref-GUIDE** est le référentiel lié au guide de vissage. On choisit arbitrairement l'axe z confondu avec l'axe du guide.
 - **Ref-CAMERA virtuel** désigne le référentiel du plan image, simulant une caméra, sur lequel est calculée l'image de synthèse de référence.
 - **Ref-OP**, que l'on appellera aussi **Ref-CAMERA**, désigne le référentiel de la caméra utilisée en per-opératoire.

A chaque transformation $T_{1,2}$, exprimant le passage d'un référentiel 1 vers un référentiel 2, correspond une matrice 4x4 homogène $M_{1,2}$.

II. Calcul de l'image de synthèse de référence

L'image de synthèse de référence est calculée par une méthode de lancer de rayon (Cf chapitre 1 §III.2.2.1), à partir d'une position simulée de la caméra, connue dans Ref-PRE-OP. Cette position de la caméra est associée à la position du guide en POS-GUIDE-IDEAL, définie à l'étape de simulation du geste. La transformation liant Ref-CAMERAvirtuel à Ref-PRE-OP est la composition de T_CAMERA_GUIDE et de T_GUIDE_PRE-OP où :

- T_CAMERA_GUIDE est obtenue par calibrage du système "caméra-guide",
- T_GUIDE_PRE-OP est obtenue par la définition de la position du guide en POS-GUIDE-IDEAL et d'un paramètre supplémentaire destiné à définir Ref-GUIDE de façon unique autour de l'axe du guide.



Transformation liant Ref-CAMERAvirtuel à Ref-PRE OP

II.1 Calibrage du système "caméra-guide"

II.1.1 Objectif

Le calibrage du système "caméra-guide" correspond au calibrage du système de guidage évoqué au chapitre 1 §IV.1. Il consiste à estimer la transformation existant entre Ref-GUIDE et Ref-

OP. En d'autres termes, nous cherchons à connaître la position du référentiel opératoire (Ref-CAMERA) dans le référentiel du guide (Ref-GUIDE).

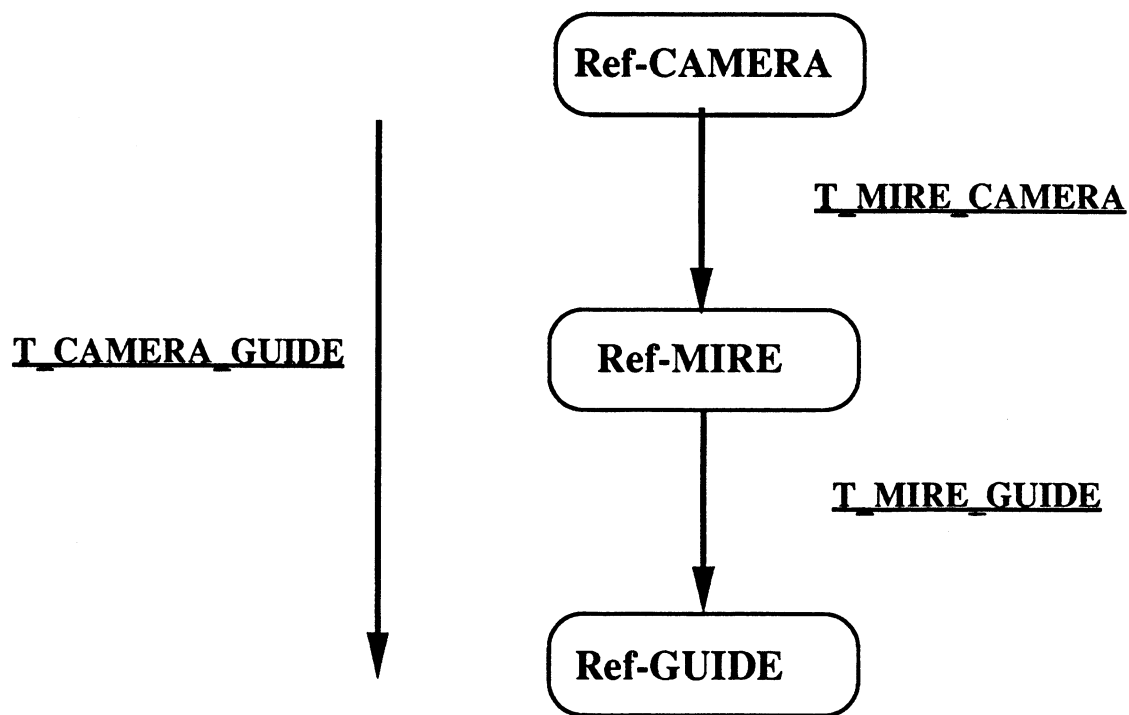
Une solution peut consister à trouver le modèle géométrique liant Ref-GUIDE à Ref-CAMERA. Cela revient à connaître parfaitement la constitution et l'assemblage des pièces mécaniques constituant le système. Cette solution se heurte à deux difficultés majeures :

- 1) il est très difficile de matérialiser physiquement le plan image de la caméra et son centre optique,
- 2) la stabilité mécanique de l'ensemble du système est mal définie, compte tenu des flexions et des jeux des pièces mécaniques.

Nous nous sommes donc plutôt orienté vers des techniques de calibrage basées sur une modélisation mathématique du système. Cette démarche est plus souple, dans la mesure où elle autorise la modification de la géométrie du système, à condition de procéder ensuite à un nouveau calibrage.

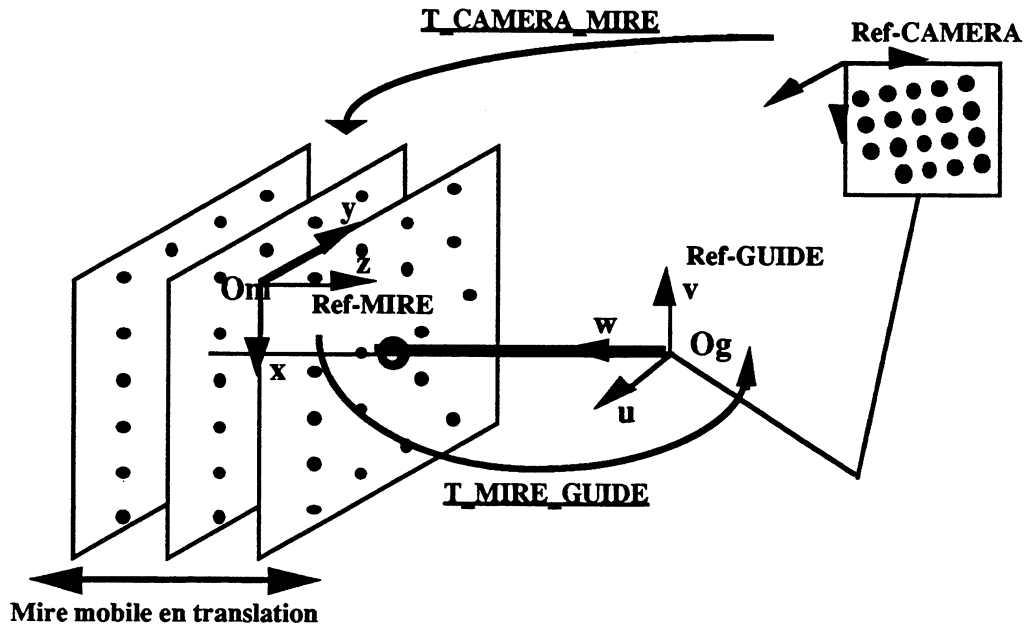
II.1.2 Principe

Dans notre cas, l'observation du guide par le capteur per-opérateur est invariante. En reliant mécaniquement, de façon connue, le guide à une mire de calibrage et en observant la mire, on crée un ensemble d'observations permettant d'obtenir la transformation cherchée.



Calibrage du système "caméra-guide"

- La connaissance de T_{MIRE_GUIDE} nécessite l'élaboration d'une mire spéciale, dans laquelle le guide vient se placer à une position connue précisément dans **Ref-MIRE**.
- On estime T_{CAMERA_MIRE} par la technique de calibrage de caméra. L'étude du chapitre 1 §II.2.4.1, nous amène à choisir une méthode multi-plans. L'utilisation de la solution "multi-plans spline", avec une mire de calibrage, dont les points de repère sont répartis de façon homogène sur un plan, permet de prendre en compte d'éventuelles distorsions locales de la caméra (surtout présentes sur les bords de l'image).



Calibrage du système "caméra-guide"

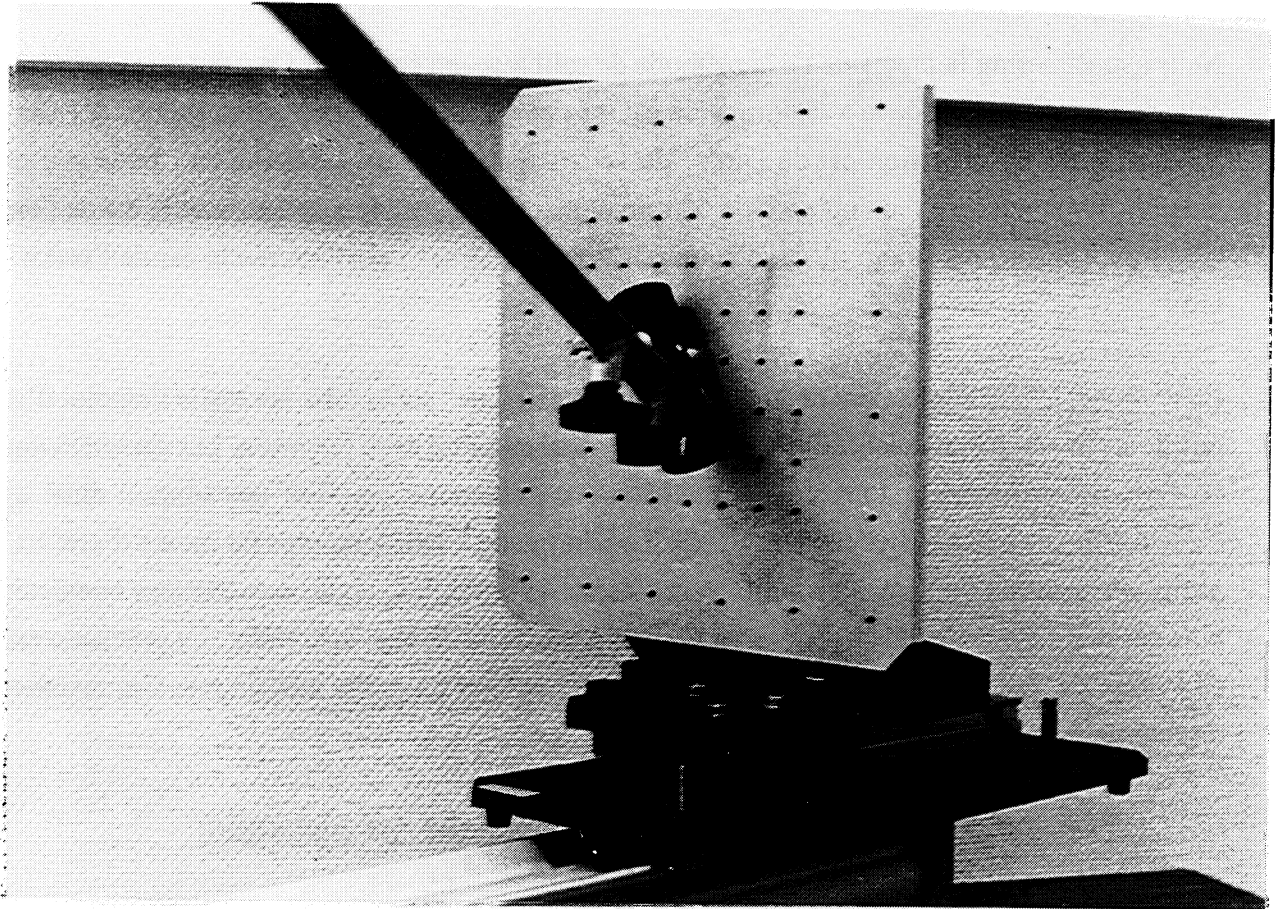
La composition de T_MIRE_GUIDE et de T_CAMERA_MIRE donne la transformation T_CAMERA_GUIDE cherchée. Cette méthode de calibrage présente l'avantage de calibrer simultanément le capteur per-opérateur (la caméra) et le système de guidage à partir de la même série de mesures.

II.1.3 Mire de calibrage

La mire de calibrage est constituée d'un plan métallique, mobile en translation, sur lequel sont collées des billes opaques de 2 mm de diamètre. La position de chacune des billes est connue à 2/100 mm près dans le référentiel de la mire. Un orifice est aménagé dans la mire pour accueillir l'ensemble caméra+guide. Il s'agit d'un trou de 3 mm de diamètre, par lequel passe le faisceau laser (si on travaille avec un guide optique), ou dans lequel vient se glisser l'extrémité du guide mécanique dans le cas contraire. L'axe du guide est donc parallèle à l'axe de translation de la mire, ce qui rend l'expression de la matrice de passage de Ref-MIRE à Ref-GUIDE particulièrement simple. L'exemple de la figure ci-dessus nous donne la matrice :

$$M_MIRE_GUIDE = \begin{pmatrix} 0 & -1 & 0 & O_g O_{m-x} \\ -1 & 0 & 0 & O_g O_{m-y} \\ 0 & 0 & -1 & O_g O_{m-z} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Les paramètres de translations $O_gO_{m_x}$ et $O_gO_{m_y}$ sont mesurés avec précision sur la mire. $O_gO_{m_z}$ est choisi arbitrairement le long de l'axe du guide s'il s'agit d'un guide optique, et à l'extrémité du tube creux dans le cas du guide mécanique.



Mire et guide mécanique en position de calibrage

Une telle mire de calibrage permet de fixer avec précision (2/100 mm) la position du guide dans le référentiel de la mire. On déplace le plan de la mire en translation, et, pour trois positions connues du plan, on numérise l'image de la mire vue par la caméra reliée au guide. Le guide reste fixe durant les déplacements de la mire. Par cette méthode, l'ensemble des points de mesure est défini dans un volume, où la position de chaque bille est connue au 2/100 mm. La position d'une bille sur l'image est alors donnée par son barycentre.

II.1.4 Résultats

A l'issue de l'étape de calibrage, nous connaissons la matrice M_CAMERA_GUIDE qui donne la position de Ref-CAMERA dans Ref-GUIDE.

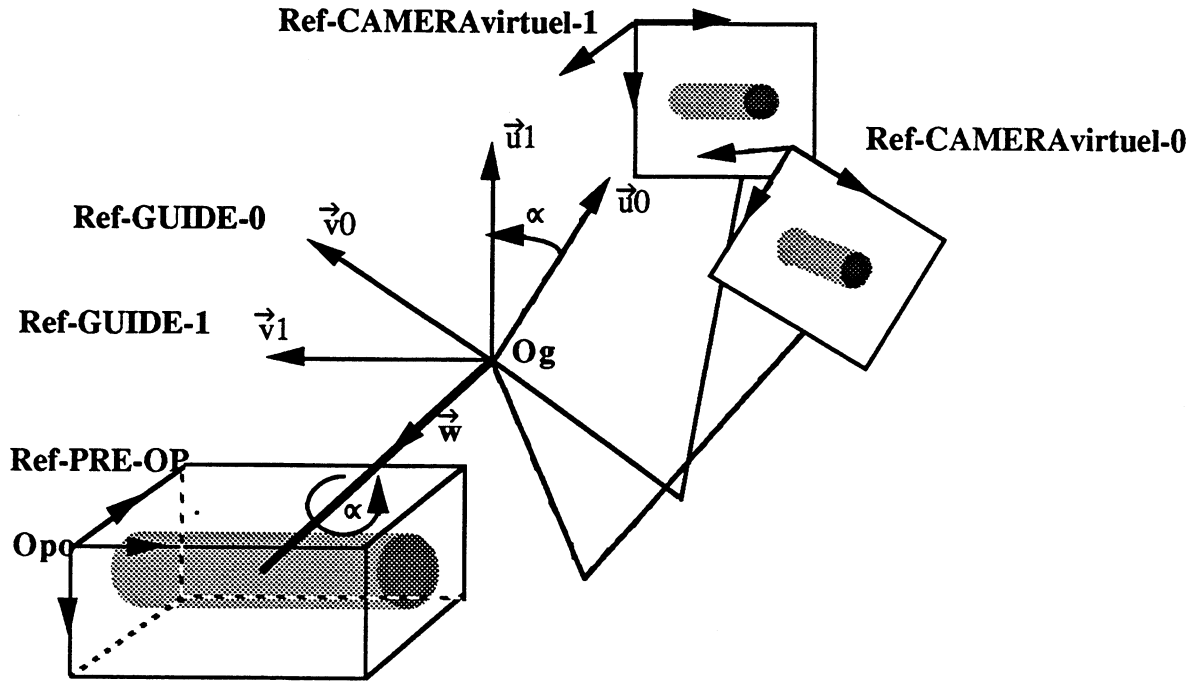
$$M_CAMERA_GUIDE = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & O_g O_{c-x} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & O_g O_{c-y} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & O_g O_{c-z} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Nous avons mesuré la précision de la méthode de calibrage, en comparant la mire saisie par caméra et celle recalculée à partir de la transformation estimée par la méthode “multi-plan spline” (Cf chapitre 1 § II.2.4.1). Cette précision est de l'ordre de l'écart-type du bruit des mesures. Pour une caméra vidicon Aaton équipée d'un objectif de 50 mm et placée à 1.5 m de notre mire, elle est de l'ordre de 0.15 mm. L'écart maximum observé entre position théorique et position réelle est de l'ordre de 0.5 mm.

En pratique, le positionnement de l'ensemble “caméra-guide” sur la mire nécessite l'emploi d'un bras positionneur, souple, maniable et susceptible d'être immobilisé avec précision. Les caractéristiques de ce système positionneur (souplesse, précision sur le blocage, stabilité mécanique) ainsi que les caractéristiques mécaniques de l'ensemble “caméra-guide”, induisent plus ou moins d'erreurs sur le positionnement du guide dans la mire. Pour l'étude de faisabilité, nous nous sommes contentés d'un bras porteur à six degrés de liberté, adapté d'un scialytique de bloc opératoire. La précision est alors de l'ordre de 2mm pour un guide optique, et de 3mm pour un guide mécanique. Ces résultats sont discutés dans le paragraphe “Validation” (Cf §IV.2).

II.2 Transformation entre le guide et le référentiel pré-opérateur

La définition du guide en POS-GUIDE-IDEAL permet de connaître, dans Ref-PRE-OP, l'origine et l'orientation d'un des axes de Ref-GUIDE. Pour une position du guide donnée, on peut avoir n positions possibles de Ref-guide correspondant, chacune, à une rotation de Ref-GUIDE autour de l'axe défini par le guide (axe w dans l'exemple du schéma).



Variation de la position de la caméra avec l'angle α

L'angle de rotation α reste donc à fixer après la phase de calibrage de l'ensemble "caméra-guide". Il fixe la position de la caméra de façon unique.

Soit Ref-GUIDE ($u\acute{U}, v\acute{U}, w\acute{U}$) le référentiel guide et $M_GUIDE_PRE-OP_0$ la matrice de passage de Ref-GUIDE-0 ($u\acute{U}_0, v\acute{U}_0, w\acute{U}$) vers Ref-PRE-OP pour $\alpha = 0$. On fixe $u\acute{U}_0$ perpendiculaire à l'axe z de Ref-PRE-OP pour simplifier l'implémentation. On obtient alors les coordonnées de $u\acute{U}_0$ et $v\acute{U}_0$ dans Ref-PRE-OP, en résolvant le système suivant.

$$\begin{cases} \vec{u}_0 \cdot \vec{w} = 0 \\ \vec{w} \wedge \vec{u}_0 = \vec{v}_0 \end{cases}$$

où $w\acute{U}$ est obtenu dans la phase de simulation de la trajectoire de l'outil.
après développement :

$$\begin{cases} u_{0x} \cdot w_x + u_{0y} \cdot w_y + u_{0z} \cdot w_z = 0 \\ v_{0x} = w_y \cdot u_{0z} - u_{0y} \cdot w_z \\ v_{0y} = w_z \cdot u_{0x} - u_{0z} \cdot w_x \\ v_{0z} = w_x \cdot u_{0y} - u_{0x} \cdot w_y \\ u_{0z} = 0 \end{cases}$$

On obtient alors après normalisation des vecteurs colonnes, la matrice :

$$M_GUIDE_PRE-OP_0 = \begin{pmatrix} \frac{w_y}{\sqrt{w_x^2+w_y^2}} & \frac{w_x w_z}{\sqrt{w_x^2 w_z^2 + w_y^2 w_z^2}} & w_x & O_{po} O_{g-x} \\ \frac{-w_x}{\sqrt{w_x^2+w_y^2}} & \frac{w_y w_z}{\sqrt{w_x^2 w_z^2 + w_y^2 w_z^2}} & w_y & O_{po} O_{g-y} \\ 0 & \frac{-w_x^2 - w_y^2}{\sqrt{w_x^2 w_z^2 + w_y^2 w_z^2}} & w_z & O_{po} O_{g-z} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}_{\alpha=0}$$

Si $\alpha \neq 0$, Ref-GUIDE subit une rotation autour de $w\hat{U}$ et on alors :

$$M_GUIDE_PRE-OP = (M_GUIDE_PRE-OP_0) * \begin{pmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha & 0 & 0 \\ -\sin \alpha & \cos \alpha & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

En pratique, on détermine le paramètre α de sorte que la position de l'ensemble "caméra-guide" satisfasse certaines contraintes opératoires : caméra regardant le champ opératoire, vue des vertèbres facilement interprétable, ensemble caméra+guide ne gênant pas les mouvements du chirurgien.

La position de Ref_CAMERA_{virtuel} dans ref-PRE-OP est donnée par la matrice

$$M_CAMERA_PRE-OP = (M_GUIDE_PRE-OP_0) * (M_CAMERA_GUIDE) \\ = \begin{pmatrix} a_{11}(\alpha) & a_{12}(\alpha) & a_{13}(\alpha) & O_{po} O_{c-x}(\alpha) \\ a_{21}(\alpha) & a_{22}(\alpha) & a_{23}(\alpha) & O_{po} O_{c-y}(\alpha) \\ a_{31}(\alpha) & a_{32}(\alpha) & a_{33}(\alpha) & O_{po} O_{c-z}(\alpha) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Les contraintes s'expriment alors sous la forme d'équations d'inconnue α dont l'un des membre est un élément de la matrice M_CAMERA_PRE-OP .

Par exemple, la visualisation horizontale sur l'image de l'axe de la colonne vertébrale se traduit par l'équation :

$$a_{33}(\alpha) = 0 \quad (1)$$

Ce qui signifie, que l'axe z de Ref-CAMERA (axe perpendiculaire au plan de l'image), appartient au plan (O_{po}, x, y) de Ref-PRE-OP. On complète cette équation par un système d'inéquations plaçant Ref-CAMERA à l'intérieur d'un certain volume situé au dessus du champ opératoire.

$$\begin{aligned} \text{seuil_bas_x} < O_{po}O_{c_x}(\alpha) < \text{seuil_haut_x} \\ \text{seuil_bas_y} < O_{po}O_{c_y}(\alpha) < \text{seuil_haut_y} \\ \text{seuil_bas_z} < O_{po}O_{c_z}(\alpha) < \text{seuil_haut_z} \end{aligned}$$

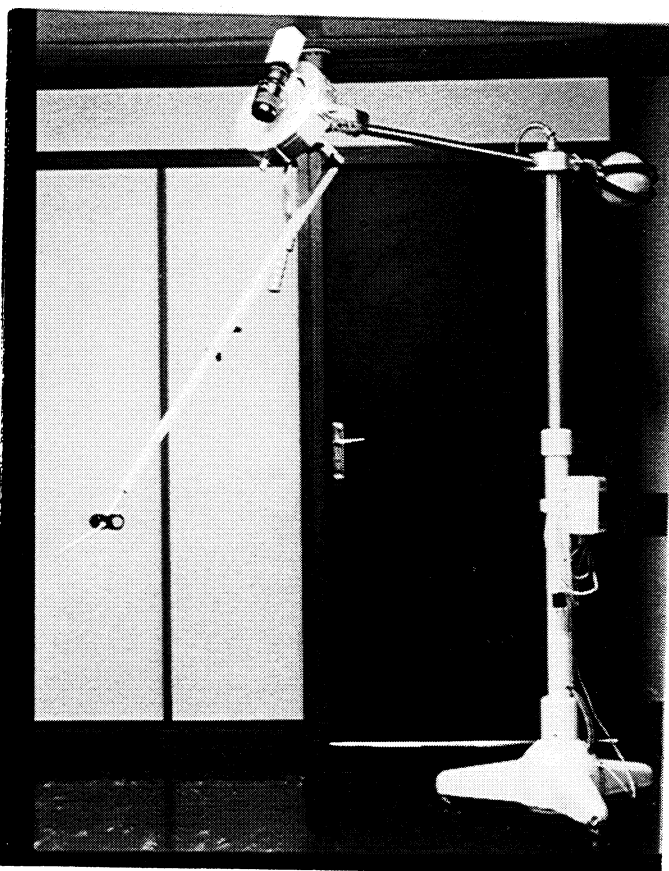
Les seuils sont choisis de façon compatible avec la géométrie du bras. Si α n'existe pas, on modifie alors l'équation (1)

III. Validation

III.1 Expérience

Pour démontrer la faisabilité de l'ensemble du procédé, nous avons simulé une intervention sur un squelette synthétique, dont l'une des vertèbres a été percée manuellement au niveau des pédicules. L'idée consiste à aligner le guide à l'entrée du trou et dans son axe, en suivant la méthodologie décrite au § II.. L'évaluation se fait en comparant la position du guide et du trou.

Le système "caméra-guide" est constitué d'une caméra CCD équipée d'un téléobjectif de 90 mm, reliée à un laser de 5 mW, pour la version optique du guide, et à un tube creux de 3 mm de diamètre distant de 1 m de la caméra pour la version mécanique. Cet ensemble est porté par un bras articulé à six degrés de liberté, adapté d'un scialytique de bloc-opérateur.



Système "caméra-guide" et son bras porteur à six degrés de liberté

Nous avons réalisé un examen tomodensitométrique du squelette de 25 coupes épaisses de 5mm et espacées de 3mm. Sur ces coupes, le trou que nous avons ménagé dans les pédicules apparaît nettement. On définit POS-GUIDE-IDEAL dans Ref-PRE-OP en dessinant la droite se confondant avec l'axe du trou.

Parallèlement, le calibrage de l'ensemble "caméra-guide", conformément à la méthode décrite au §III.1, fournit la géométrie du système. On détermine alors la position de Ref-CAMERA virtuel dans Ref-PRE-OP, ce qui nous permet de calculer l'image de synthèse de référence.

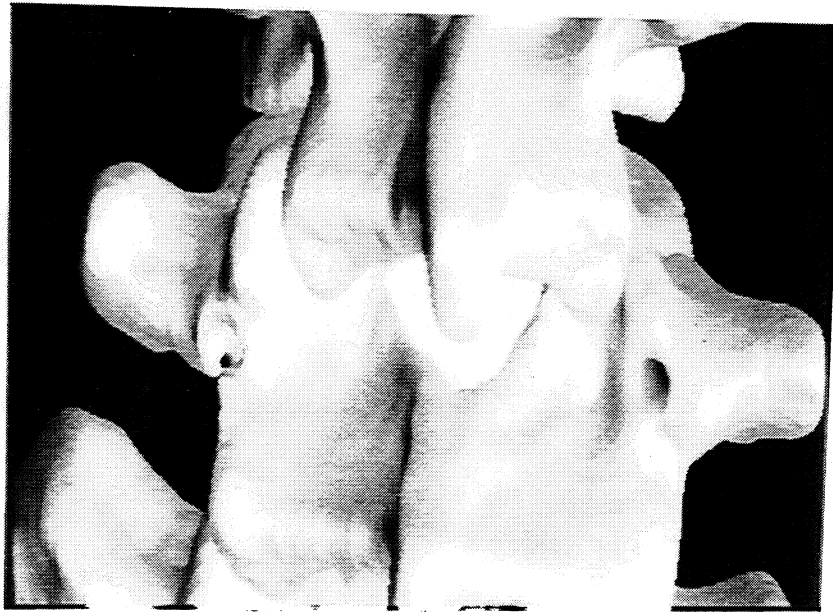


Image de synthèse pour la position du guide simulé en POS-GUID-IDEAL, calculée à partir de coupes TDM d'un squelette en matière plastique

On peut alors procéder à la mise en correspondance des images. Celle-ci se fait principalement à partir des arêtes visibles de la vertèbre (apophyse épineuse) et sur les parties anguleuses (apophyses articulaires et transverses). L'image de synthèse a été calculée pour plusieurs angles de rotations autour de l'axe du guide, afin de rechercher l'image fournissant les meilleurs repères de mise en correspondance. Il semble que celles fournissant les meilleurs repères correspondent à une vue de dessus légèrement oblique, pour laquelle l'apophyse épineuse apparaît parfaitement dessinée.

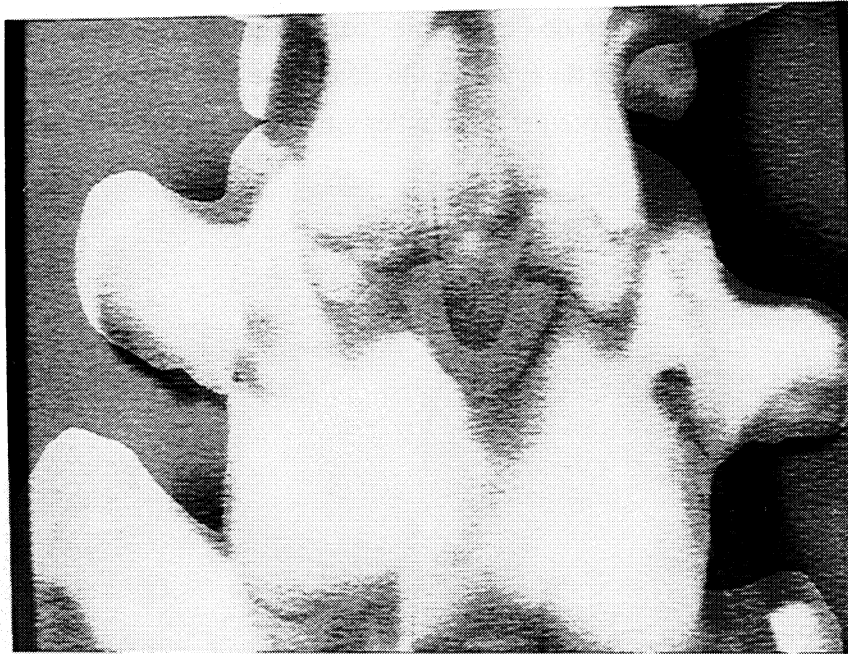


Image vidéo (en vert) et image de synthèse (en rouge) en correspondance

La mise en correspondance est réalisée lorsque l'image vidéo se superpose parfaitement avec l'image de synthèse de référence. Le guide est alors en position de visée.

III.2 Résultats et discussion

Lorsque les images sont en correspondance, le rayon laser du guide optique, ou une aiguille glissée dans le tube creux du guide mécanique, se positionne à l'entrée du trou avec une précision de l'ordre de 3mm. La précision en rotation obtenue sur l'orientation du guide est plus difficile à appréhender. On l'estime qualitativement, en laissant glisser une aiguille dans le guide mécanique et en observant sa pénétration dans le pédicule. Evaluer la précision de façon quantitative, consiste à utiliser en guise de bras positionneur, un bras articulé codé, motorisé de préférence (robot PUMA par ex.). Il serait possible, connaissant le changeur de coordonnées du bras, de calculer l'écart angulaire entre la position du guide après mise en correspondance et sa position lorsque l'aiguille s'inscrit parfaitement dans le trou du pédicule.

La mise en correspondance telle qu'elle a été pratiquée donne finalement de bons résultats, l'image vidéo venant se superposer au pixel près avec l'image de synthèse. L'étude de différents angles de rotation de l'axe du guide autour de POS-GUIDE_IDEAL a mis en évidence l'intérêt d'un positionnement légèrement oblique de la caméra par rapport à la verticale de la vertèbre. En effet, le

principal repère dégagé par le chirurgien lors de l'intervention, est l'apophyse épineuse, et c'est avant tout sur son arête que s'effectue la mise en correspondance.

On remarque par ailleurs, que la mise en correspondance réalisée à partir d'un système "caméra-guide", équipé d'un guide mécanique, est facilitée par la possibilité de prendre appui sur le guide, une fois celui-ci positionné à l'entrée du pédicule. Il ne reste alors qu'à régler trois angles de rotation pour trouver la bonne orientation du guide. En revanche, pour un guide optique, le manque d'appui oblige à gérer simultanément les six degrés de liberté du bras positionneur.

En fait, les principales sources d'erreurs reposent sur les choix matériels. Le jeu important existant sur les articulations du bras porteur, que nous avons utilisé, ainsi que l'impossibilité de bloquer cet ensemble dans une position fixe, a considérablement limité la précision sur le positionnement du guide. Ces erreurs apparaissent dès la phase de calibrage du système, au moment de positionner le guide (optique ou mécanique) sur la mire. La précision est alors supérieure pour le **guide optique**, qui n'entre pas en contact avec la mire, et, qui une fois en position, ne bouge plus durant tout le calibrage. L'écart maximum entre les mesures sur les barycentres des points de la mire et la position des points recalculés avec les paramètres estimés du modèle, est de l'ordre de 2mm. Pour le **guide mécanique**, le déplacement du plan de la mire, entre les deux séries de mesures de la méthode des deux plans, génère un léger déplacement de la caméra. L'écart précédent est alors de l'ordre de 3mm.

IV. Conclusions

IV.1 Conclusions sur le matériel

Si l'étape précédente de validation suffit pour démontrer la faisabilité de la méthode, elle a mis en évidence l'importance du choix du matériel dans la précision finale du positionnement du guide. Ce paragraphe propose des solutions pour la conception de la partie matérielle du système de guidage et de perception per-opérateur. Ces propositions constituent les bases d'un cahier des charges destiné à l'élaboration d'un prototype industriel. Deux éléments indépendants apparaissent dans la conception du système : l'ensemble "caméra-guide", et le bras positionneur.

IV.1.1 Système "caméra-guide"

- Eléments optiques

Le choix de l'optique dépend, avant tout, du champ à couvrir et de la distance caméra-scène.

- **La taille du champ** est celle d'une vertèbre : $\sim 30 \text{ cm}^2$.

- **La profondeur de champ** doit englober la partie postérieure de la vertèbre depuis le sommet de l'apophyse épineuse jusqu'au corps vertébral : $\sim 5 \text{ cm}$.

- **La distance focale** est telle que la caméra soit suffisamment loin du champ opératoire pour ne pas gêner l'accès, et néanmoins proche pour limiter l'amplification en translation des erreurs de rotation (une erreur de positionnement en rotation de 1° pour la caméra, placée à 1m du guide, engendre une erreur en translation de 17 mm dans la zone focale). Dans le cas d'un système de guidage contraint, sous forme d'un tube creux, il est indispensable de travailler à distance focale faible pour limiter la taille du lien physique "caméra-guide". On recherchera donc des distances focales entre 1m et 30cm. Ces caractéristiques nous amènent dans le domaine de la macrophotographie, où les objectifs sont souvent lourds et où le compromis distance focale-profondeur de champ est difficile à obtenir.

La caméra sera choisie légère et compacte.

- Guide

Si on utilise un **guide optique**, composé d'un faisceau laser, il est facile de fixer la source laser très près de la caméra en respectant l'angle, qui rend concourants l'axe optique et le faisceau laser dans la zone focale de la caméra. Il existe des diodes laser basse puissance de la taille d'une phalange, et dont on peut régler la convergence du faisceau. On peut fixer la diode laser directement sur la caméra. L'ensemble est très compact, et les instabilités mécaniques sont nulles.

Si on utilise un **guide mécanique** composé d'un tube creux, il faudra le lier de façon rigide à la caméra, par des éléments mécaniques. Des erreurs associées aux instabilités mécaniques sont inévitables. On les réduira en utilisant une optique de distance focale courte, limitant au maximum la distance entre la caméra et le guide. Si un tel système est plus lourd et encombrant qu'un guide optique, la précision obtenue sur le guidage proprement dit en est meilleure.

Finalement, lors des tests sur mannequin, les chirurgiens n'ont pu se prononcer en faveur de l'un ou de l'autre des systèmes de guidage. Le guidage optique est vraisemblablement plus précis pour indiquer la direction de visée, que le guidage mécanique, mais moins maniable pour la phase de mise en correspondance des images et moins précis pour la phase finale du guidage. La différence de précision intervient essentiellement lors du calibrage du système ; il est plus facile d'aligner la droite du faisceau laser dans le trou de la mire de calibrage, que de glisser dans ce même trou une tige reliée au guide mécanique. En contre partie, la possibilité de prendre appui sur l'os avec le guide mécanique lors de la mise en correspondance des images, rend cette opération plus aisée qu'avec un guide optique. Dans les deux cas, la maniabilité, la sensibilité et la précision du blocage du bras positionneur sera déterminante.

Rappelons enfin que, quelque soit le système choisi, il devra être compatible avec les contraintes médico-chirurgicales, et on assurera en particulier la stérilisation du matériel situé dans le champ opératoire. Ce problème est en général résolu en couvrant le guide par un plastique stérile s'il s'agit d'un guide mécanique. Dans le cas d'un guide optique, le problème est moindre, puisqu'aucune pièce du système n'est au contact de la vertèbre.

IV.1.2 Bras positionneur

Les principales difficultés que nous avons rencontrées en utilisant le porte-lampe de bloc opératoire venaient :

- des flexions des axes particulièrement longs (plus d'un mètre pour les axes 1 et 2),
- de la faible sensibilité des articulations (basse résolution mécanique),
- de la mauvaise ergonomie,
- de l'absence de blocage (réalisé par simple équilibrage).

La réalisation du bras idéal consistera à optimiser ces différents aspects. On évitera les bras, dont le blocage s'effectue articulation par articulation, car il est difficile de maintenir son extrémité immobile pendant le serrage de de chaque articulation. La société Alp Instrument a mis au point un bras, dont toutes les articulations son blocables simultanément par compression d'air. L'inconvénient provient

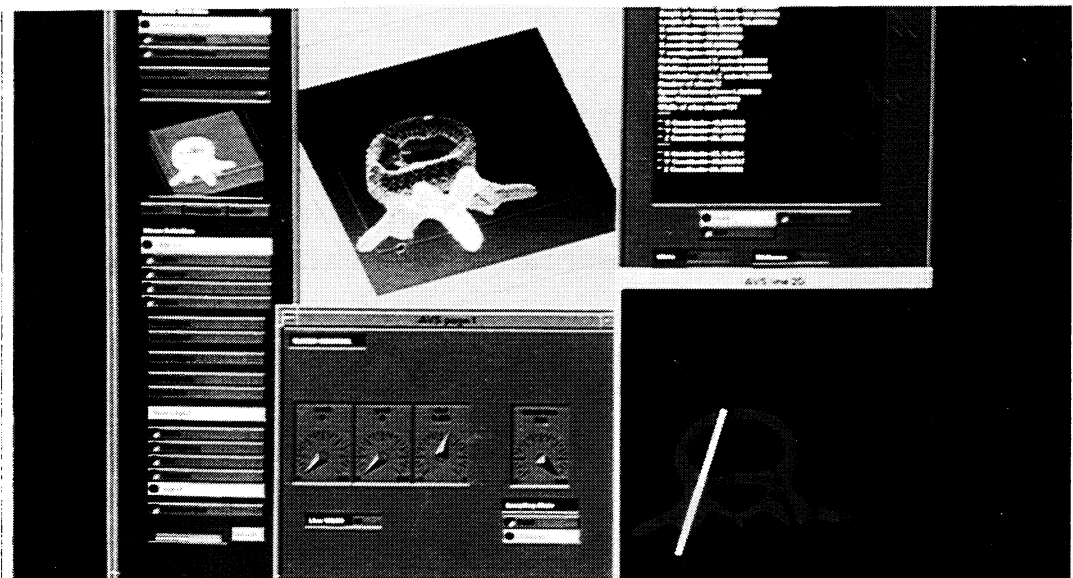
de la trop grande souplesse des articulations lorsqu'elles sont libres. Tout le poids du bras repose alors sur le manipulateur et il est difficile de le positionner précisément. Il serait donc intéressant de disposer d'un système à compliance passive, permettant d'abord une approche grossière de la position recherchée, puis une manipulation fine et contrainte pour le positionnement final. La technologie de tels bras est complexe et coûteuse.

L'utilisation d'un robot motorisé de type PUMA en mode télécommandé, constitue un bon compromis. On perd l'avantage d'une manipulation manuelle et des précautions supplémentaires sont nécessaires pour garantir la sécurité du geste. On exclura l'utilisation de guide mécanique avec un tel bras, pour éviter la présence d'éléments rigides dans le champ opératoire, pendant les déplacements du robot.

IV.2 Conclusion générale

Tout en s'intégrant dans l'esprit de la méthodologie des GMCAO, le procédé que nous venons de décrire trouve son originalité dans la manière de mettre en correspondance les données pré et per-opératoires, par association visuelle en temps réel d'une image de synthèse de référence et de l'image vidéo per-opératoire. Les résultats obtenus pour la simulation d'une intervention sur squelette artificiel, ont permis de démontrer la faisabilité de la méthode dans son ensemble et d'en définir les améliorations possibles.

Si toute la phase pré-opératoire est maintenant validée, des améliorations sont encore possibles en exploitant des logiciels de visualisation 3D performants adaptés aux données discrètes telles que celles fournies par la TDM et la IRM. P. Sautot de l'équipe TIMB a d'ores et déjà développé une interface de définition et de simulation dédiée au vissage pédiculaire, à l'aide du logiciel AVS.



Interface de simulation du geste développée sous AVS

Mais les améliorations portent principalement sur les aspects mécaniques du système de guidage et de perception per-opérateur. Des flexions trop importantes, des liaisons entre les éléments du système insuffisamment assez rigides, les jeux des articulations du bras positionneur, engendrent inmanquablement des instabilités mécaniques, sources d'erreur au niveau du positionnement du guide. La définition d'un système "caméra-guide" compact et d'un bras positionneur précis et blocable est indispensable pour engager une expérimentation in situ du procédé. D'autre part, l'adaptation de la mise en correspondance à la situation réelle débouche sur deux directions différentes. On pourra tenter d'affiner la visualisation réaliste des repères tels qu'ils apparaissent lors d'une intervention en intégrant au modèle de lancer de rayons des paramètres supplémentaires décrivant la texture de la vertèbre, l'éclairage de la scène etc On se reportera ici aux techniques de synthèse d'image réaliste. On pourra aussi s'intéresser à un traitement spécifique des images de synthèse et vidéo visant à extraire certaines primitives caractéristiques de la partie visible de vertèbre. On se reportera alors à des techniques de vision [AYA 89]. Dans les deux cas, on gardera à l'esprit que l'un des objectifs du chirurgien est de limiter la mise à nu de la vertèbre. Enfin, on notera la possibilité d'utiliser ce système comme outil pédagogique destiné à apprendre aux jeunes chirurgiens la pose de vis.

Chapitre 3 :

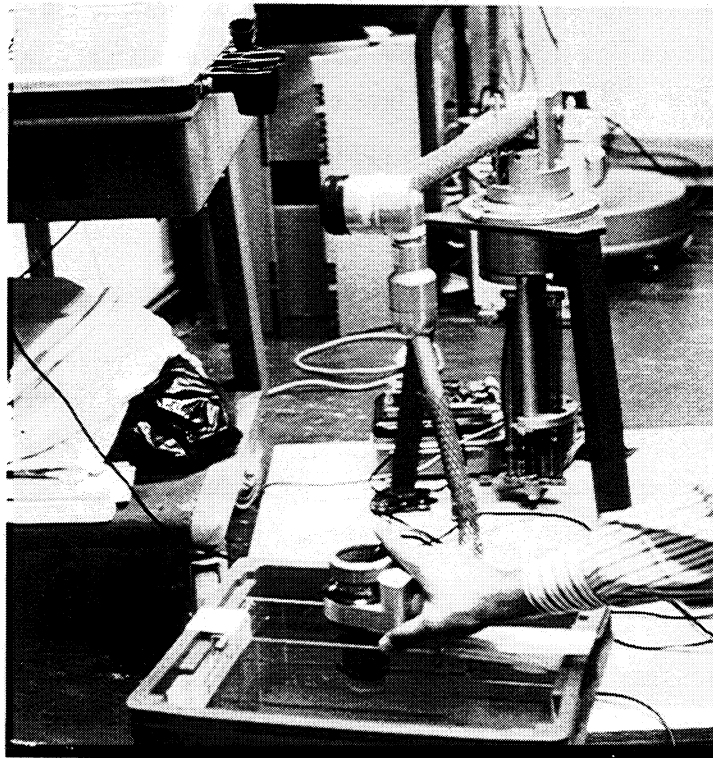
Proposition d'un système d'aide pour la visée pédiculaire transcutanée par contrôle échographique

I. Principe

L'application médicale que nous nous sommes fixée concerne ici l'introduction transcutanée d'un outil chirurgical dans la vertèbre. Les étapes pré-opératoires, amenant à la définition et à la simulation du geste, sont identiques à celles décrites pour l'application du chapitre II.

Mais, contrairement à l'intervention à ciel ouvert, la peau empêche de voir directement la surface de la vertèbre. Il faut donc trouver un autre moyen que la vision directe, pour accéder à l'information superficielle de la vertèbre, tout en répondant aux contraintes opératoires. De plus, ces mesures 3D doivent être suffisamment complètes pour permettre leur recalage sur les données segmentées issues de l'imagerie tomodensitométrie pré-opératoire.

L'échographie apparaît comme un outil d'imagerie 2D per-opératoire particulièrement puissant. Il associe à la légèreté (à peine plus encombrant qu'un stylo dans la main du chirurgien), une qualité d'image permettant la localisation potentielle de structures anatomiques. Associée à un système de repérage 3D, l'échographie réalise alors les objectifs d'acquisition fixés. Les différents systèmes d'acquisition possibles, auxquels on peut lier une sonde échographique sont discutés au chapitre I paragraphe IV (acquisition per-opératoire). L'utilisation d'un bras articulé codé à six degrés de liberté autorise toutes les orientations possibles de la sonde sur le dos du patient, sans trop encombrer les abords du champ opératoire.



Système d'acquisition per-opératoire

Nous décrivons et discutons maintenant les étapes amenant au repositionnement des données pré-opératoires (stratégie simulée) sur les données per-opératoires.

- Localisation 2D de la surface de la vertèbre.

L'impératif d'une imagerie temps réel sur les échographes standards, conduit à appliquer aux échos un traitement rudimentaire qui entraîne une dégradation des mesures échographiques. Cette limitation, qui reste tolérable pour une simple identification visuelle des structures, rend la localisation dans l'espace de ces mêmes structures difficile et imprécise. La localisation passera par un calibrage du faisceau ultrasonore.

L'étape suivante consiste à repérer le plan de coupe dans un référentiel 3D lié au patient en salle d'opération.

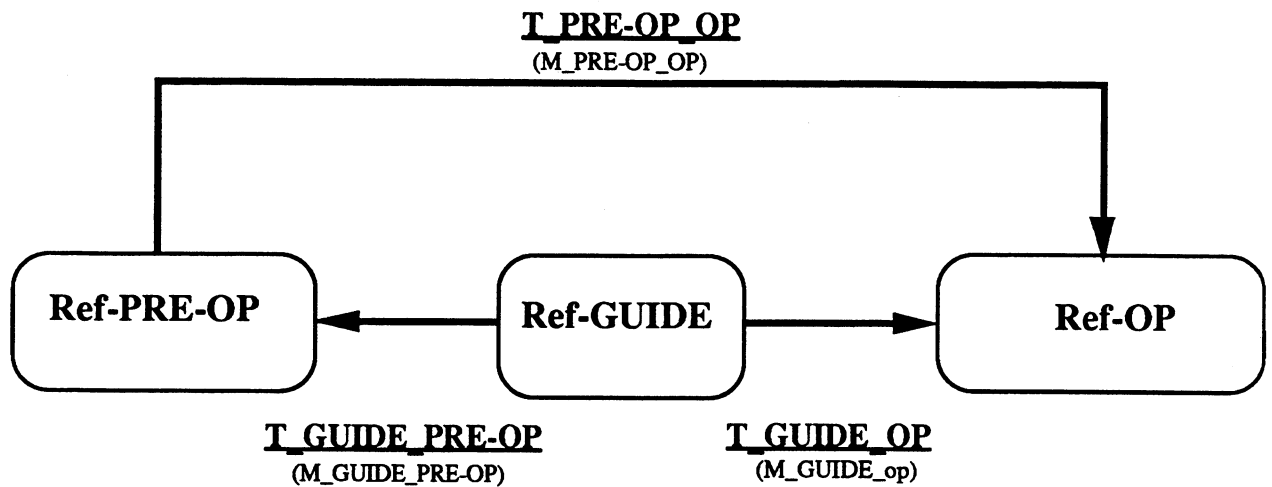
- Localisation 3D de la surface de la vertèbre.

La solution adoptée consiste à faire porter la sonde échographique par un bras articulé codé à six degrés de liberté. Chaque articulation est équipée d'un codeur qui retourne une valeur angulaire associée au déplacement de l'articulation par rapport à une origine. La combinaison des valeurs des codeurs de chaque articulation permet de localiser l'extrémité du bras dans un référentiel lié à son support. La connaissance des performances du bras, par calibrage intrinsèque, est le point de départ à toute tentative de calibrage du système complet "bras-sonde". Le repérage d'un plan (coupe échographique) fixé à l'extrémité d'un bras est peu classique en robotique, et c'est finalement en s'inspirant des techniques de robotique, appliquées à la tenue de caméra par un bras articulé, que nous calibrerons le système d'acquisition.

- Mise en correspondance des données échographiques 3D et TDM

Nous nous trouvons ici dans le cas d'une mise en correspondance 3D/3D rigide entre une surface issue de l'imagerie pré-opératoire TDM et un nuage de points provenant du système d'acquisition échographique 3D. Nous utiliserons la méthode des octrees spline, déjà testée sur la mise en correspondance de différentes modalités d'une vertèbre isolée, des noyaux gris centraux, de la prostate et du visage [BRU 91].

Le système transcutané fonctionne suivant le même principe que le procédé "à ciel ouvert". Seule diffère la nature des informations per-opératoires. L'utilisation de l'échographie 3D ne permet alors plus une acquisition per-opératoire temps réel, et la phase de mise en correspondance est elle aussi différée et distincte de l'acquisition. L'objectif consiste à exprimer les matrices des transformations reliant les différents référentiels en présence.



Référentiels en présence

La démarche que nous avons suivie se décompose alors en cinq étapes chronologiques.

1) Acquisition des données pré-opératoires

C'est dans cette étape qu'on collecte et modélise de façon continue des données tomodensitométriques (TDM) ou IRM relatives à la vertèbre. Cette phase est rigoureusement identique à celle décrite pour le système "à ciel ouvert" (Cf chapitre 2 §II).

2) Simulation du geste

Cette étape permet d'exprimer la matrice de passage M_GUIDE_PRE-OP qui décrit la transformation T_GUIDE_PRE-OP , reliant Ref-GUIDE à Ref-PRE-OP. Elle est rigoureusement identique à celle décrite pour le système "à ciel ouvert" (Cf chapitre 2 §II).

3) Acquisition des données per-opératoires

On collecte une série de coupes échographiques 2D dans le référentiel 3D Ref-OP. Pour cela, la sonde échographique est portée par l'extrémité d'un bras articulé six axes, codé, se déplaçant à l'intérieur d'un volume de 1 m^3 et parfaitement calibré. Sur les coupes échographiques, on extrait des repères appartenant à la surface externe de la vertèbre, qui seront utilisés pour la mise en correspondance des référentiels pré et per-opératoires. Ces repères sont constitués de points sélectionnés interactivement sur les coupes 2D.

4) Mise en correspondance des informations pré et per-opératoires

C'est l'étape clef de la méthodologie. On dispose dans Ref_PRE_OP (référentiel TDM ou IRM) de la surface externe de la vertèbre, obtenue par une méthode de segmentation dynamique (Cf chapitre 1 §III.1). Dans Ref-OP, on dispose d'un nuage de points inégalement répartis sur la surface de la vertèbre. On utilise alors la méthode de mise en correspondance "des potentiels", particulièrement adaptée à ce de type données hétérogènes, qui nous donne la matrice de passage M_PRE-OP_OP décrivant la transformation existant entre Ref-OP et Ref-OP. On en déduit alors la transformation T_GUIDE_OP en composant T_GUIDE_PRE-OP et T_PRE-OP_OP.

$$\mathbf{M_GUIDE_OP} = \mathbf{M_GUIDE_PRE-OP} \cdot \mathbf{M_PRE-OP_OP}$$

5) Guidage du geste proprement dit

Les deux étapes précédentes permettent de connaître la position du guide dans Ref-OP. Un robot portant le guide de vissage (mécanique ou optique) et parfaitement calibré dans Ref-OP est alors utilisé pour placer le guide en position de vissage. (Cf chapitre 1 §IV.1).

La plus grande partie de notre travail a consisté à mettre au point le système d'acquisition de données échographiques 3D. Nous le décrivons maintenant étape par étape.

II. Repérage de la vertèbre dans un plan échographique

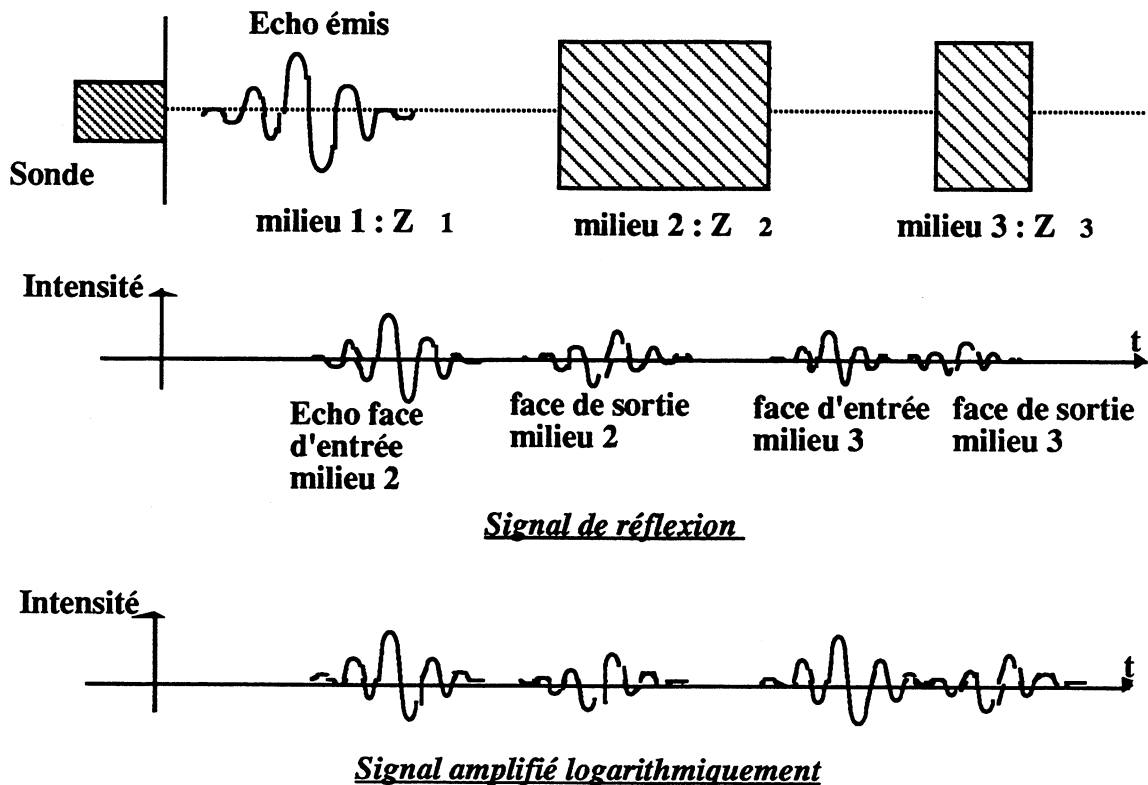
C'est sur les phénomènes de réflexion et de transmission des ultrasons sur et dans les organes que repose la formation des images en échographie. La localisation est possible grâce au calibrage des sondes ultrasonores dans les trois directions de l'espace :

- en **X** ; **latérale** ; localisation dans la largeur du champ ultrasonore,
- en **Y** ; **axiale** ; localisation dans la profondeur du champ,
- en **Z** ; **azimutale** ; localisation dans l'axe de l'épaisseur du champ.

L'observation de structures osseuses n'est pas habituelle en échographie diagnostique chez l'adulte. En effet, la surface de l'os joue le rôle d'un miroir, à cause de la très forte différence d'impédance acoustique existant entre l'os et son milieu environnant. Les tissus en aval d'une surface osseuse sont alors noyés dans un cône d'ombre et donc invisibles. L'information, très riche en signaux réfléchis, est néanmoins très intéressante, dans la mesure où seuls des points appartenant à la surface externe de la vertèbre nous concernent.

II.1 Formation de l'image échographique en mode de réflexion

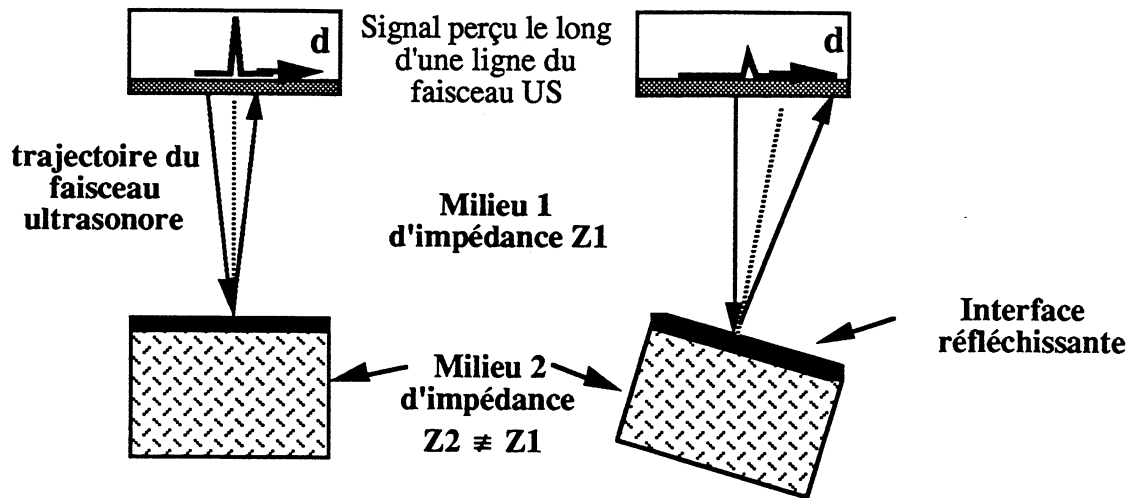
Une sonde échographique délivre des "pulses" ultrasonores calibrés en fréquence et en durée. Chaque fois qu'un pulse rencontre une interface d'impédance Z , une fraction de l'énergie véhiculée par le pulse est réfléchi ; l'autre partie traverse l'interface et poursuit son chemin en subissant une atténuation fonction de la distance. Cette atténuation est compensée par une amplification logarithmique en profondeur. En réalité, des distorsions apparaissent, dues à la variation de la vitesse des ultrasons suivant le milieu traversé.



Si l'interface est un miroir acoustique (interface séparant deux milieux d'impédance acoustique très différente), la totalité du pulse est réfléchi. L'intensité de l'écho est fonction de la proportion de signal réfléchi reçu par la sonde et se mesure en dB. Le codage du temps en distance, réalisé dans l'échographe, associe à la durée du pulse Δt , une longueur Δd . L'image d'une interface réfléchissante est alors un trait, dont l'épaisseur est la longueur du pulse, au réglage de gain près. C'est sur le front du pulse que l'on se base pour détecter la véritable position de notre surface. Il correspond sur l'image à l'avant du trait associé à l'interface.

Incidence du faisceau ultrasonore sur l'interface

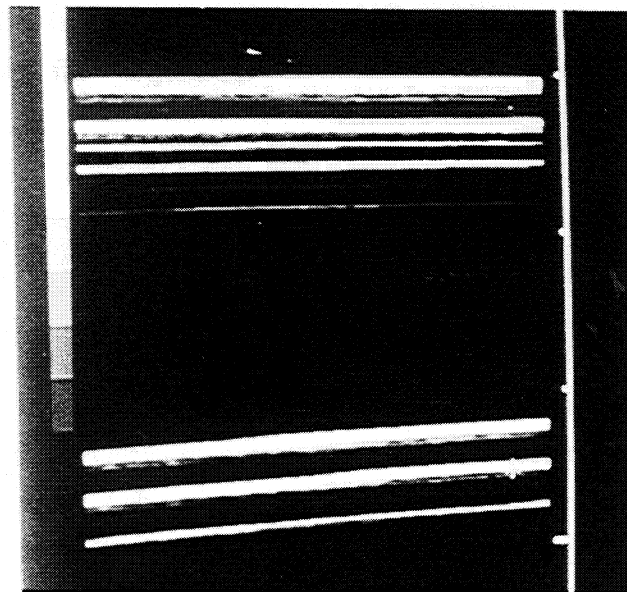
Lorsque le faisceau ultrasonore rencontre une interface de taille bien supérieure à celle de sa longueur d'onde, il est réfléchi suivant les lois de Descartes. Si l'incidence du faisceau sur la surface augmente, une partie du signal réfléchi sort du champ du détecteur et le signal à l'écran décroît en intensité.



Réflexion du faisceau ultrasonore sur un miroir acoustique

L'information recueillie au niveau de la surface est donc incomplète et présente un caractère discontinu. Seules les sections de surface proches de la normale au faisceau ultrasonore apparaîtront de façon nette sur les images et pourront être localisées avec précision. Au delà, le signal diminue rapidement, générant un flou et qui gêne la localisation de l'interface.

Les deux images suivantes illustrent la perte de signal à gain constant, observée pour deux incidences de faisceau différentes se réfléchissant sur une plaque de plexiglas.



Interface réfléchissante

Le double trait en haut de l'image correspond aux faces supérieure et inférieure de la plaque. Les lignes en aval sont des artefacts de réverbération ; l'écho réfléchi par la surface de plexiglas revient sur la sonde avec une incidence quasi-nulle, où il subit une nouvelle réflexion. Ce phénomène

d'aller-retour se reproduit jusqu'à atténuation complète de l'écho. On détecte cet artefact en déplaçant la sonde d'avant en arrière par rapport à l'interface suspecte ; les échos parasites décrivent alors un déplacement relatif d'avant en arrière par rapport à l'interface.

Choix du champ et de la fréquence ultrasonore

Les deux notions sont liées, car l'atténuation des ultrasons dans un milieu de propagation est fonction de leur fréquence. Plus la fréquence d'un faisceau ultrasonore est importante, moins il est pénétrant.

Le champ qui nous intéresse pour l'exploration de la surface externe d'une vertèbre s'étend de quelques millimètres pour l'observation de l'apophyse épineuse, à 5 cm de profondeur pour les apophyses articulaires. La largeur du champ présente moins d'importance du fait de la mobilité de la sonde. Nous utilisons donc des sonde de 7,5 MHz, particulièrement adaptées aux explorations souscutanées d'organes proches.

Réglage du gain.

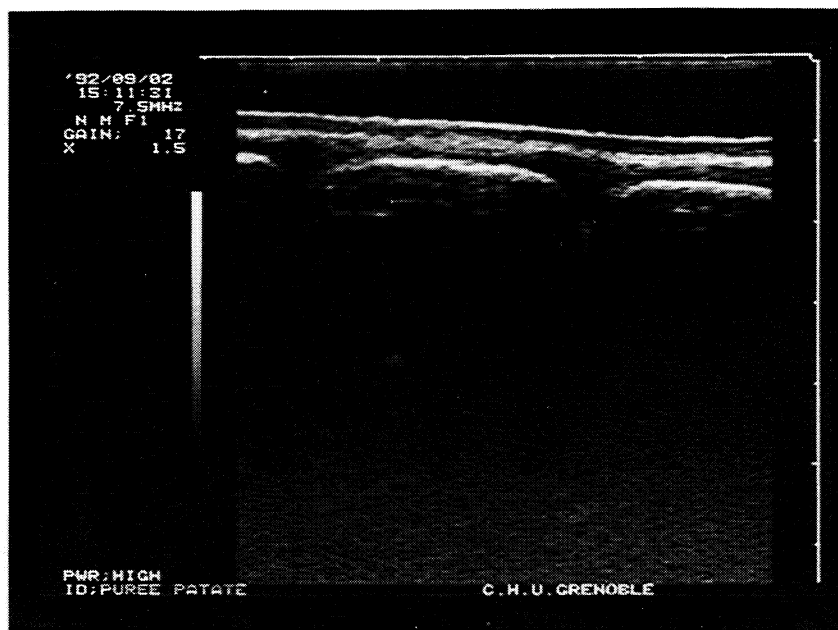
L'amplification du signal par réglage du gain local ou général a tendance à élargir le signal perçu et donc, à déplacer la localisation d'une structure. En fait , dans le cas d'un écho fort, comme l'est celui renvoyé par la surface de l'os, la variation observée est minime. A gain faible, la surface de l'os est déjà visible, et une augmentation de gain n'a pour effet que de saturer le signal au niveau de l'interface et d'élargir le contour associé.

II.2 Images de la vertèbre

II.2.1 Interprétation d'une image de vertèbre

L'os présente une différence d'impédance telle avec son milieu environnant (muscles, graisse), que la surface osseuse se comporte comme un véritable miroir pour le faisceau ultrasonore. L'énergie des pulses ultrasonores réfléchi sur la surface de l'os est maximale, et l'interface apparaît très lumineuse lorsque l'incidence du faisceau ultrasonore est normale à la surface de l'os. Une conséquence de cette réflexion totale sur la surface de l'os sera un cône d'ombre observé en aval de la surface osseuse, signe de l'absence de transmission du faisceau dans le milieu.

L'image suivante montre une coupe sagittale médiane des vertèbres lombaires L2 et L3 réalisée avec un échographe Hitachi EUB450.



Coupe sagittale médiane au niveau des vertèbres lombaires L2 et L3

Trois interfaces apparaissent nettement. Les deux premières, en partant du haut de l'image, correspondent respectivement aux surfaces externes et internes de la peau. La troisième ligne, discontinue cette fois, est la surface externe de l'apophyse épineuse. L'épaisseur de cette ligne correspond à la largeur du pulse ultrasonore. L'avant du trait est associé au front de l'écho et indique la position de la surface. Le signal échographique étant complètement réfléchi sur cette surface, la ligne de l'épineuse est immédiatement suivie d'un cône d'ombre. Les lignes horizontales d'intensité décroissante, qui apparaissent dans cette zone d'ombre, sont des artefacts de réverbération, identiques à ceux décrits dans le paragraphe II.1.

Réglage du gain.

Le fort rapport signal/bruit des échos en provenance de la surface osseuse nous permet de travailler à gain faible, et donc de limiter le bruit de fond souvent présent sur les images échographiques. Il nous faut par contre travailler à gain constant sur les différentes images pour obtenir des mesures relatives cohérentes sur la localisation des points de la surface.

II.2.2 Choix des plans d'observation.

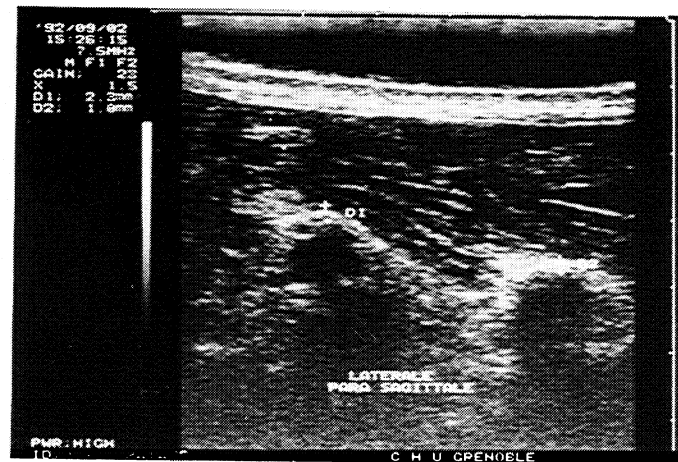
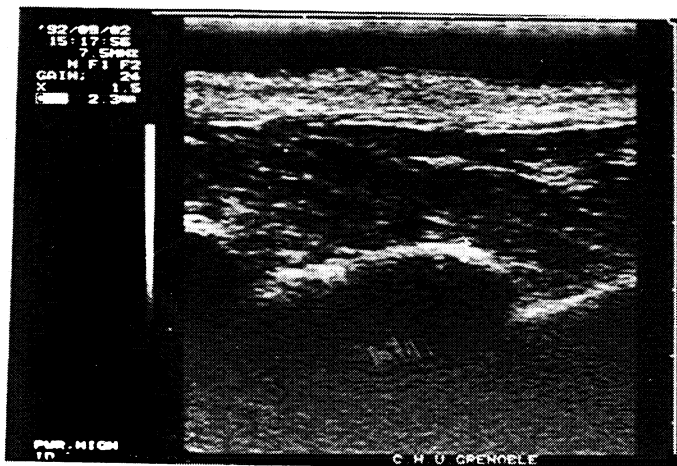
Si la visualisation de la surface de l'os est aisée lorsqu'elle est perpendiculaire au faisceau ultrasonore, elle l'est beaucoup moins lorsque l'incidence du faisceau devient oblique. La précision

axiale est donc excellente sur les portions de surface comprises dans un plan grossièrement parallèle à la surface du dos, et se dégrade pour des orientations différentes. Une solution consiste, pour compenser cela, à tenter d'incliner la sonde en fonction de l'anatomie de la vertèbre, pour retrouver une incidence normale. Cette solution est matériellement limitée par la quasi planéité de la peau du dos et la topologie complexe de la vertèbre (pics et arêtes des apophyses, nombreux cols).

Les expériences menées en collaboration avec **Ghassan Rachidi** (Radiologue) ont permis de déterminer les orientations de coupes délivrant le maximum d'information sur la surface de la vertèbre. Il s'agit de :

- la **coupe sagittale médiane**. Elle fournit une image très nette de l'arête de l'apophyse épineuse (Cf image du paragraphe II.2)

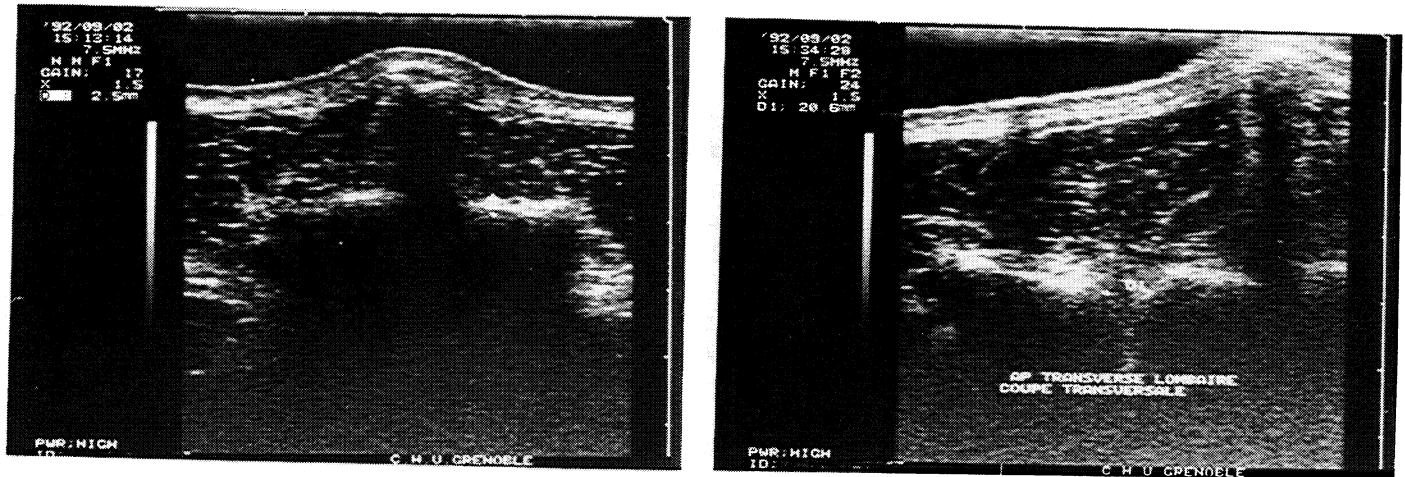
- les **coupes para sagittales**. Elles permettent d'accéder au dessin des apophyses articulaires (image de gauche) puis transverses (image de droite). La courbure de ces structures rend la localisation de l'interface os-tissus environnants plus imprécise que sur la coupe sagittale. Les échos discontinus en amont de la surface osseuse sont ceux renvoyés par les muscles para-vertébraux.



Coupes parasagittales au niveau des vertèbres lombaires L2 et L3

- les **coupes transverses**, dont l'interprétation est parfois délicate à cause des chevauchements existant entre deux vertèbres contiguës. L'image de gauche montre l'apophyse épineuse suivie de son cône d'ombre. La localisation des parois latérales de l'apophyse ne peut se faire de façon précise, car la limite claire du cône d'ombre n'est pas la surface de l'os. Les deux échos latéraux repérés à 3,5 cm de la surface de la peau sont associés aux apophyses articulaires. On voit sur l'image de droite l'apophyse épineuse (à droite) et l'apophyse transverse. Si la surface de

l'apophyse transverse est bien définie axialement du fait de son horizontalité, sa localisation est rendue difficile par la présence des muscles paravertébraux.



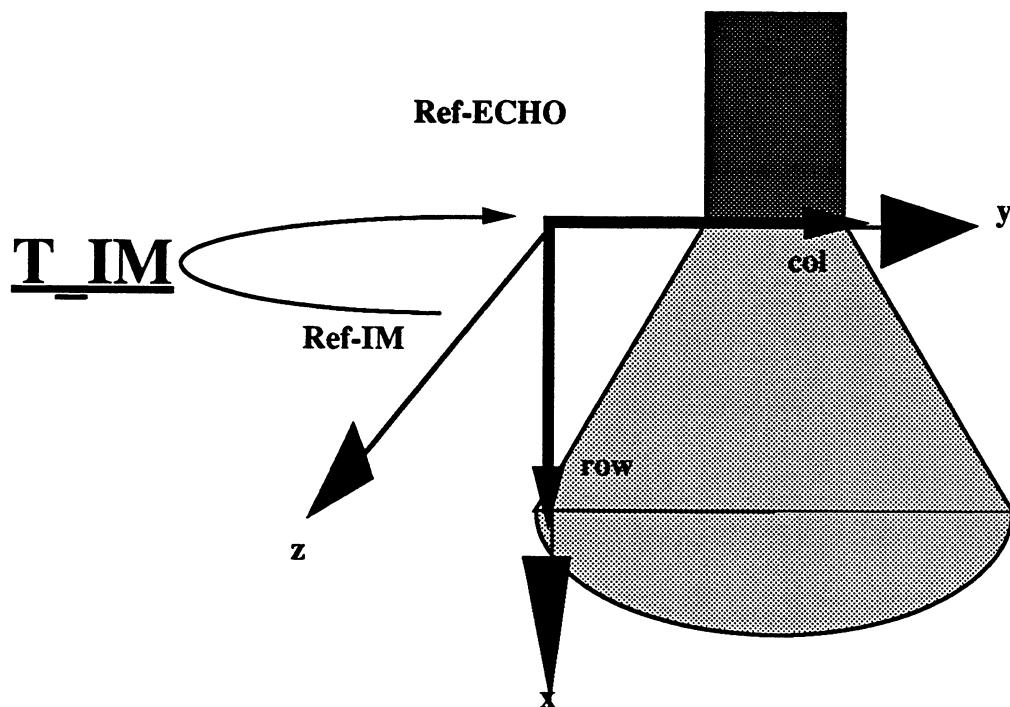
Coupes transverses de la vertèbres lombaires L2

- Les coupes sagittales obliques. Elles sont difficiles à obtenir, mais présentent un intérêt pour voir le proche voisinage de l'épineuse et des articulaires.

II.3 Calibrage

II.3.1 Objectif

Il s'agit d'exprimer la transformation T_IM qui existe entre le référentiel lié à l'image et le référentiel Ref-ECHO lié à la sonde échographique.



Transformation Ref-IM ---> Ref-ECHO : T-IM

La solution la plus naturelle pour trouver T-IM consiste alors à reprendre les paramètres du modèle estimé par les constructeurs d'échographes (Cf paragraphe II.3.2). Le calibrage que nous avons réalisé vise donc, de son côté, à estimer les erreurs de mesures délivrées par les échographes que nous avons utilisés, afin d'intégrer ces incertitudes dans l'algorithme ultérieur de mise en correspondance. Nous détaillerons dans le paragraphe II.4 (précision sur les mesures) l'origine de ces imprécisions.

II.3.2 Modèle géométrique

Le modèle géométrique utilisé en échographie fait donc l'hypothèse d'un champ ultrasonore homogène dans la zone focale de la sonde. On donne alors la même orientation aux deux repères Ref-

IM et Ref-ECHO. Seuls existent entre eux deux rapports d'échelle respectivement suivant row et col. La transformation se formalise par :

$$\begin{array}{ccc} \overrightarrow{x_{\text{image}_{\text{Récho}}}} & \overrightarrow{y_{\text{image}_{\text{Récho}}}} & \overrightarrow{z_{\text{image}_{\text{Récho}}}} \\ \downarrow & \downarrow & \downarrow \\ \begin{pmatrix} x \\ y \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{krow} & 0 & 0 \\ 0 & \mathbf{kcol} & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{row} \\ \text{col} \\ 0 \end{pmatrix} \end{array}$$

krow = facteur d'échelle suivant row en mm/pixel.

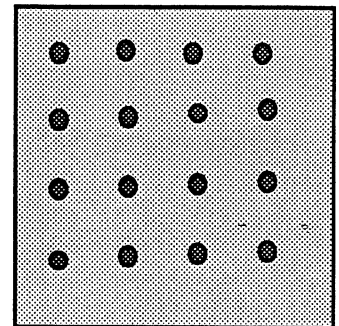
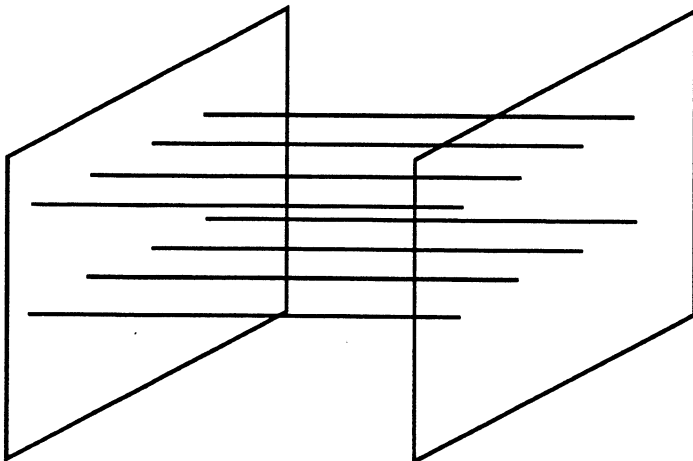
kcol = facteur d'échelle suivant col en mm/pixel.

Les échographes utilisés en médecine étant calibrés en distance, on obtient directement **krow** et **kcol** en calculant pour des distances respectivement verticale et horizontale le rapport

$$\mathbf{k} = \frac{\Delta \text{distance}}{\Delta \text{pixels}}$$

II.3.3 Mire de calibrage

La mire est l'outil qui nous permet d'évaluer les rapports d'échelle, de définir la zone homogène du champ ultrasonore, et d'estimer la précision dans ce champ. Elle est constituée de fils fins tendus entre deux plaques de plexiglas.



**Image
échographique
de la mire**

Mire de calibrage échographique

Les plaques de plexiglas sont percées suivant une trame de 10 sur 10 mm, avec une zone plus fine où la trame est soit de 2 sur 2 mm soit de 1 sur 1mm. Les fils sont des fils de chirurgie de 2/10^{ème} de millimètre en coton. C'est la taille minimum pour obtenir un bon rapport signal/bruit sur l'image du fil. On humidifie les fils, pour les débarrasser des bulles d'air accrochées, qui sont à l'origine d'échos parasites.

Nous avons réalisé trois séries de mesures sur trois échographes différents. Deux d'entre eux travaillaient à la même fréquence de 7.5 MHz sur des champs de l'ordre de 50 sur 100 mm ; un Hitachi EUB450 et un Aloka portable SSD 210. Le 3^{ème} est un Combison 720, que nous avons utilisé avec une sonde sectorielle de 3,5 MHz en vue d'applications sur la prostate.

a) mesure des facteurs d'échelles et de la distorsion

On place autant de fils que nécessaire sur la trame de 10 sur 10 mm pour couvrir la totalité du champ de la sonde. L'image de la mire est binarisée. La localisation d'un fil sur l'image correspond au barycentre de la tache, calculé à l'intérieur d'une fenêtre centrée sur cette tache. Des mesures sont faites suivant X et Y, dans différentes zones de l'image, pour définir la zone où le champ ultrasonore est homogène.

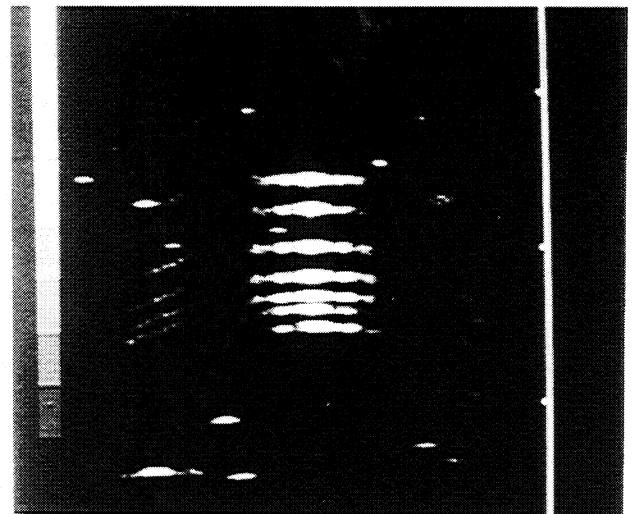
b) mesure de résolution

La résolution de l'échographe dans une direction donnée est son aptitude à séparer deux objets rapprochés. Les fils cette fois-ci sont distants soit de 2mm soit de 1mm. Les mesures sont réalisées dans la zone homogène du champ définie par les mesures précédentes.

Résolution axiale.



Hitachi EUB450 : ~1mm



Aloka SSD 210 : ~ 1mm

Résolution latérale.



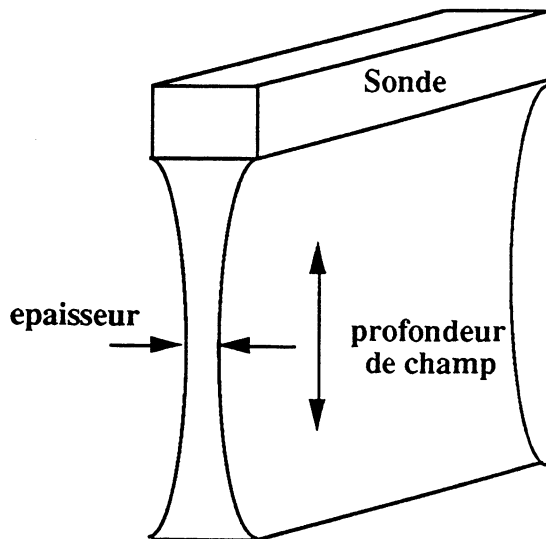
Hitachi EUB450 : ~1mm



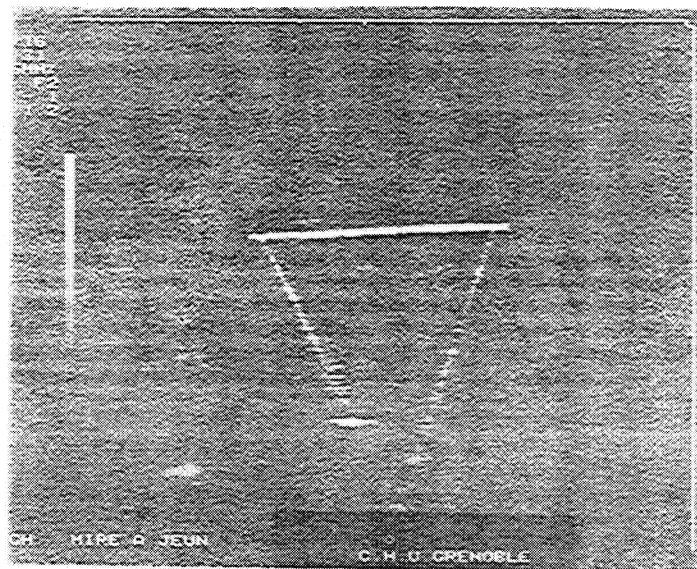
Aloka SSD 210 : ~ 1mm

Résolution azimutale.

Elle nécessite une mesure particulière permettant d'accéder à l'épaisseur du plan de coupe. On matérialise ce plan par un triangle dont les sommets sont les intersections de trois fils tendus entre les deux supports de plexiglas. On localise le plan du triangle et on déplace la sonde fixée sur un axe de translation codé.



Epaisseur du champ



Triangle vu par l'Aloka SSD 210

- soit de la fixer à l'extrémité d'un bras de robot Puma. La localisation du plan est alors aisée et précise, mais le déplacement en translation difficile.

- soit de la fixer sur une platine de translation manuelle "Microcontrôle". La localisation du plan est plus délicate car il faut déplacer l'ensemble du système, mais la translation est immédiate une fois le plan sélectionné.

II.3.3 Précision des mesures

II.3.3.1 Précision axiale

Elle est excellente mais inhomogène. Elle dépasse la résolution axiale (liée à la durée du pulse, de l'ordre de 1mm avec une sonde de 3,5 MHz), car pour nous, seule la partie frontale du pulse nous intéresse. Vingt pour cent de l'épaisseur du trait nous semble réaliste pour estimer la précision. Mais cette précision est aussi liée au rapport signal/bruit. Le flou observé lorsque l'angle d'incidence du faisceau ultrasonore sur la surface de l'os augmente gêne considérablement la détection de la surface (Cf image des apophyses articulaires en coupe sagittale latérale). Dans ce cas, la précision est difficile à estimer. La précision sur les mesures des points appartenant à la surface varie de **0.2mm** (apophyse épineuse sur les coupes sagittales médianes), à **1 mm** (apophyses transverses et articulaires sur les coupes transverses ou sagittales)

II.3.3.2 Précision latérale

Elle est équivalente à la **résolution latérale** de la sonde (caractérise le pouvoir séparateur dans la direction perpendiculaire au faisceau). Elle dépend de la largeur du faisceau ultrasonore et donc de sa focalisation. Là encore, la précision n'est pas homogène dans tout le champ et les sondes sont en général moins bien résolues latéralement ($\approx 2\text{mm}$) qu'axialement ($\approx 1\text{mm}$). Elle se dégrade sur les bords de l'image et hors de la profondeur de champ.

II.3.3.3 Précision transversale

Il s'agit de l'épaisseur de coupe. Celle-ci varie à l'intérieur du champ acoustique qui est divergent de part et d'autre de la profondeur de champ.

II.4 Conclusion

Le phénomène de réflexion totale rencontré dans l'observation de la vertèbre en échographie rend compte de plusieurs aspects contradictoires pour la localisation de la surface osseuse.

D'une part, la qualité du rapport signal/bruit est excellente lorsque le faisceau rencontre un élément de surface perpendiculaire. Les mesures dans ces zones sont alors nombreuses et précises.

En contrepartie, toutes les structures en aval de la surface sont invisibles et le signal décroît très vite lorsque l'incidence du faisceau sur la surface augmente. La densité de points sur la surface de la vertèbre est donc inhomogène spatialement. Il existe un total défaut d'information concernant la partie antérieure de la vertèbre (corps vertébral) et seuls, dans la partie visible, les éléments de surface approximativement parallèles à la surface de la peau apparaîtront.

Conséquence sur la mise en correspondance des référentiels.

Cette inhomogénéité dans la répartition spatiale des mesures aura pour effet de gêner l'étape de mise en correspondance avec la surface complète de la vertèbre issue de la TDM ou de l'IRM. L'algorithme de mise en correspondance devra réaliser un compromis entre densité d'information et précision sur ces informations. Ce compromis passera par la pondération et la sélection spatiale des mesures. Un tel traitement des mesures est particulièrement lourd à réaliser car il nécessite d'examiner presque chaque mesure individuellement. Une étape ultérieure de segmentation 2D des images écho pourra répondre à ce besoin. On peut d'ores et déjà imaginer un traitement par opérateur directionnel. [HER 85], propose pour des applications en caractérisation tissulaire, de déconvoluer le signal prélevé directement en sortie de la sonde avant traitement électronique. Une amélioration de la résolution axiale, ou axiale et transversale à la fois est alors obtenue.

La différence de précision obtenue sur une mesure en X, Y et Z, due aux différentes résolutions existant dans ces trois directions, imposera quant à elle une pondération systématique des coordonnées des mesures, à intégrer dans les algorithmes de minimisation (Cf paragraphe IV).

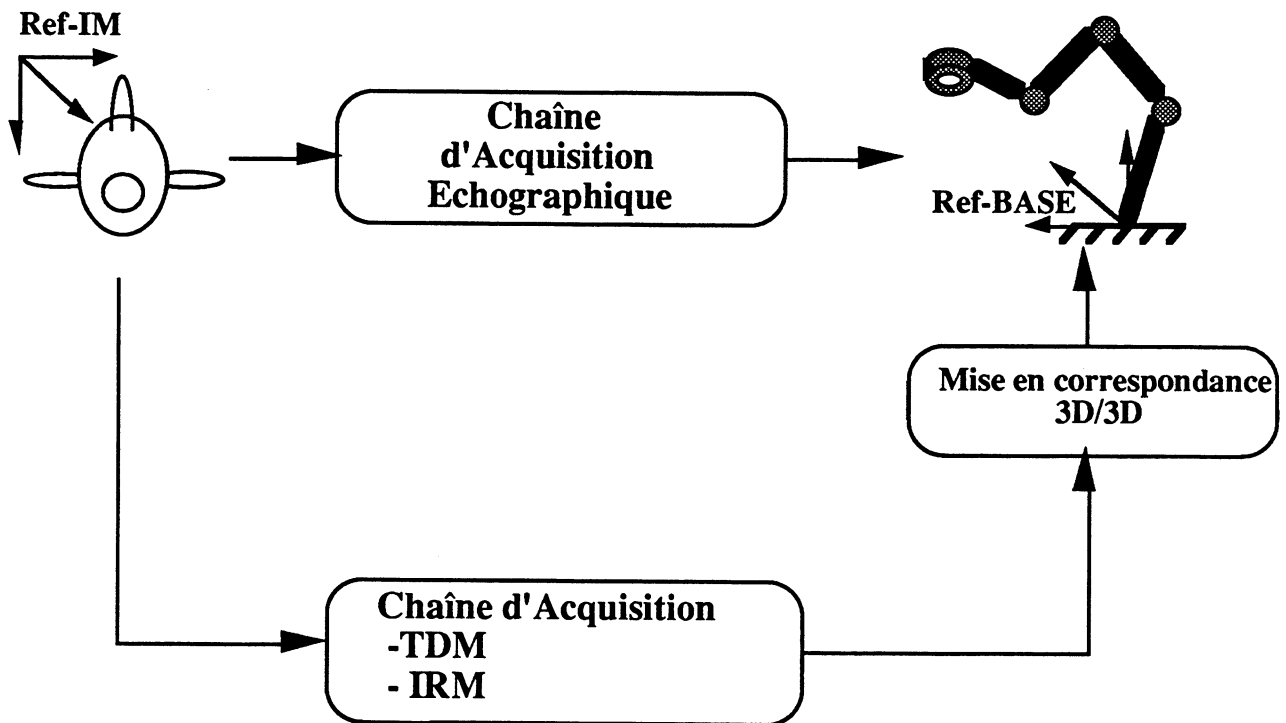
Passage à la localisation 3D

Il s'agit maintenant, de relier les coupes 2D à un référentiel 3D compatible avec le référentiel de guidage Ref-GUIDE. Les orientations et positionnements des coupes d'exploration nécessitent, de par leur variété, une grande mobilité de la sonde dans un espace large, devant couvrir toute la colonne suivant l'application chirurgicale. L'utilisation d'un bras positionneur à six degrés de liberté présente l'avantage de ne pas limiter les orientations et positions de la sonde dans l'espace de travail.

III. Calibrage du Système d'acquisition 3D per-opérateur

III.1 Introduction

Pour chacune des sources d'image, destinées à la mise en correspondance, nous devons connaître les transformations réalisées par les systèmes d'acquisition 3D entre le Référentiel lié à l'objet et le Référentiel 3D lié à l'imageur. Le problème du calibrage consiste à estimer la position d'un point de l'image échographique liée à Ref-ECHO, dans le référentiel de base du bras positionneur Ref-BASE.



Calibrage des systèmes d'acquisition

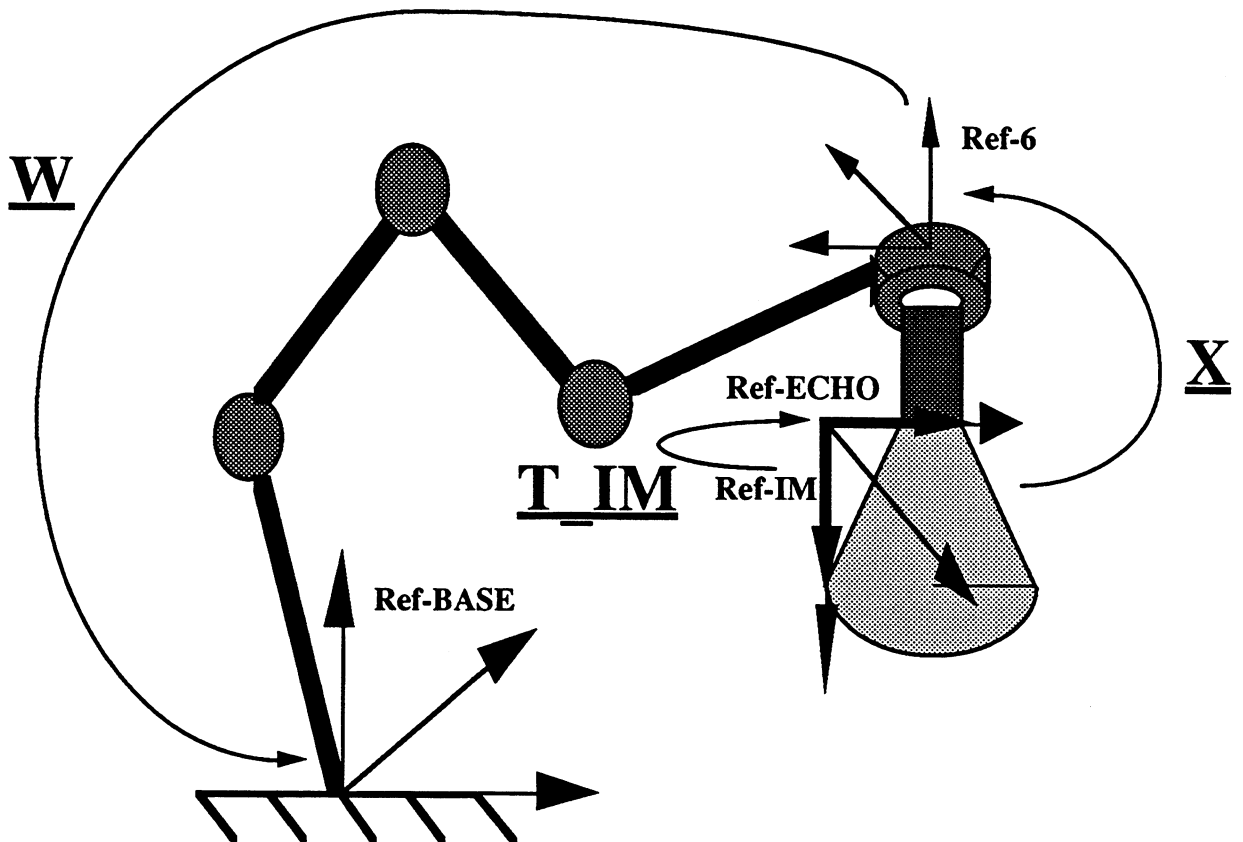
où : **Ref-IM** : Référentiel lié à l'imageur.

Ref-BASE : Référentiel de base lié au bras, lié à l'axe 1 du bras. Il est fixe dans la salle d'opération et sert de repère de référence pour exprimer la position absolue des autres référentiels.

Le calibrage des imageurs TDM ou IRM est décrit au paragraphe IV.3.3 du chapitre 1. Nous décrivons maintenant les procédures de calibrage du système d'acquisition échographique 3D.

III.2 Calibrage de l'échographe dans un référentiel 3D

Lier rigidement la sonde échographique à un bras articulé codé permet de localiser l'image échographique dans Ref-BASE. Ce repérage n'est possible que lorsque tous les référentiels de la chaîne d'acquisition sont identifiés et localisés. L'acquisition se décompose en trois étapes donnant chacune lieu à un calibrage spécifique.



Systeme d'Acquisition Echographique

où : **T-IM** est la Transformation entre **Ref-IM** et **Ref-ECHO**.

W est la Transformation entre **REF-6** et **Ref-BASE**.

X est la Transformation entre **Ref-ECHO** et **REF-6**.

D-H : Denavit-Hartenberg. 5(Cf annexe)

Ref-ECHO est le Référentiel lié à la sonde échographique.

Ref-1, Ref-2, ..., Ref-6 sont les repères respectivement liés aux articulations 1, 2, ..., 6
Ref-1 est confondu avec Ref-BASE. Ref-6 est le référentiel lié à l'extrémité libre du bras; c'est le repère de la main.

Etape 1 : Calibrage intrinsèque du bras codé.

C'est l'estimation des paramètres de la transformation W permettant de localiser Ref-6 dans Ref-BASE. W dépend du modèle du bras, décrit par :

- le changeur de coordonnées direct (expression paramétrique de W)
- les paramètres intrinsèques du bras (longueur des liaisons, valeurs origines des articulations).

Etape 2 : Calibrage de l'image échographique.

C'est l'estimation des paramètres de la transformation $T-IM$. A un pixel de l'image, on associe sa localisation millimétrique dans le même référentiel. Comme pour l'IRM et la TDM, il existe un rapport d'échelle en ligne et en colonne permettant d'exprimer directement cette transformation.

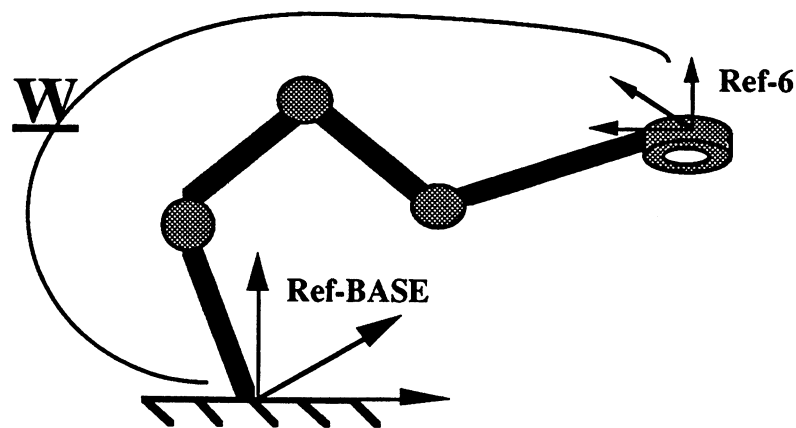
Etape 3 : Calibrage Main-Sonde.

C'est l'estimation des paramètres de la transformation X . La sonde étant rigidement fixée dans le bras, on détermine la position de la sonde dans le référentiel Ref-6 lié au bras. On l'obtient en décrivant une boucle de calibrage, qui repose sur l'observation d'une mire fixe, avec différentes positions du bras. Cette étape n'est réalisable qu'une fois les deux précédentes résolues.

III.2.1 Calibrage Intrinsèque du bras. Changeur de Coordonnées.

III.2.1.1 Objectifs

Le calibrage intrinsèque du bras estime la transformation W entre Ref-BASE et Ref-6.



transformation REF-6 ---> Ref-BASE : W

Ce modèle permet de calculer la situation, l'orientation de Ref-6 pour un vecteur de coordonnées articulaires données (ensemble des mesures délivrées par les codeurs des articulations pour une configuration donnée du bras).

Le constructeur fournit pour ses bras des paramètres nominaux dont la précision moyenne est obtenue à partir de la précision d'usinage et peut varier dans un intervalle de tolérance d'un bras à l'autre. L'origine des données concernant le bras que nous avons testé, nous oblige à mesurer par calibrage ces paramètres intrinsèques, pour valider nos résultats.

Le second objectif de ce calibrage intrinsèque consiste aussi à évaluer les performances propres du bras, relatives à la précision sur le positionnement de sa main. Les résultats du calibrage conditionnent l'utilisation ou non d'un bras. Dans le cadre de la visée assisté par ordinateur, une erreur de positionnement en bout de bras supérieure au millimètre remet en question son utilisation.

Il existe deux types de paramètres propres au bras :

- **les sensibilités des articulations.** C'est le rapport de réduction des codeurs lié aux articulations. Elles associent déplacement angulaire et signal codé et sont obtenues par calibrage des potentiomètres.

$$S_i = \frac{\partial N_i}{\partial \theta_i}$$

Le signe de S_i dépend de l'orientation de l'axe de rotation de l'articulation i .

∂N_i est la variation de valeur codeur, en digit, rendue par le potentiomètre de l'articulation i .

$\partial \theta_i$ est la variation d'angle associé.

Les S_i ont été déterminés par le constructeur à l'aide d'un banc d'étalonnage au 1/100 de digit/degré près.

- **les paramètres géométriques du bras.** Il s'agit des distances entre les axes, et des angles relatifs existant entre deux articulations voisines par rapport à une position de référence. Ces derniers sont aussi appelés valeurs origines des articulations, si l'on s'intéresse directement aux valeurs des codeur associées à ces angles. On les estime en confrontant un modèle géométrique du bras avec un ensemble de mesures mettant en jeu différentes configurations du bras.

III.2.1.2 Répétabilité des articulations

La répétabilité des articulations rend compte de la fiabilité des codeurs. On repère l'extrémité du bras pour une configuration A. On déplace le bras en B, puis, on le replace dans la configuration

A initiale et on mesure la distance entre les deux localisations du bras. La mesure de la répétabilité est le maximum de l'écart obtenu sur l'ensemble des mesures.

Dans le cas d'un robot passif souple, il est très difficile d'immobiliser le bras dans une position donnée. Dans ce cas, on procède à une mesure de répétabilité articulation par articulation. On fixe une diode laser sur l'articulation que l'on désire évaluer. Le faisceau se projette en un point M1 sur un plan situé à une distance L de la diode. On déplace ensuite l'axe sur lequel est fixé la diode, puis on le ramène dans sa position initiale. La diode se projette alors en un point M2, proche de M1, et on mesure la distance entre M1 et M2 dont on déduit un angle. L'expérience est répétée une dizaine de fois. Cette manipulation reste délicate et nécessite de faire appel à un système de blocage externe du bras, pour retrouver exactement les valeurs des codeurs cherchées entre deux mouvements du bras.

III.2.1.3 Modèle géométrique

Positionner l'extrémité d'un bras articulé dans l'espace, dans une position déterminée et avec une orientation donnée par rapport à un repère absolu, nécessite au moins six degrés de liberté. A chaque degré de liberté peut correspondre une articulation, liée géométriquement à la précédente. Le modèle de **Denavit-Hartenberg** (D-H) décrit complètement une articulation, à l'aide de matrices de transformation homogènes, paramétrées par quatre quantités géométriques. Dans ce modèle, le fonctionnement d'une articulation est assimilé à un vissage, résultat du glissement de deux surfaces l'une sur l'autre sans frottement. Ces quatre paramètres géométriques correspondent aux distances entre axes et aux angles relatifs existant entre l'axe i et l'axe i-1. La description complète du modèle ainsi que l'expression de la matrice associée est donnée en annexe 2.

La composition ordonnée des six matrices D-H correspond au changeur de coordonnées, matrice 4x4, dont les trois premières colonnes expriment les coordonnées des vecteurs x_6 , y_6 , z_6 dans le référentiel Ref-BASE et la dernière colonne, les coordonnées de l'origine de Ref-6 dans Ref-BASE.

$$\begin{array}{cccc}
 x_6^{R_base} & y_6^{R_base} & z_6^{R_base} & ObO_6^{R_base} \\
 \downarrow & \downarrow & \downarrow & \downarrow \\
 \left(\begin{array}{cccc}
 \mathbf{X} & \mathbf{X} & \mathbf{X} & \mathbf{X} \\
 \mathbf{X} & \mathbf{X} & \mathbf{X} & \mathbf{X} \\
 \mathbf{X} & \mathbf{X} & \mathbf{X} & \mathbf{X} \\
 0 & 0 & 0 & 1
 \end{array} \right)
 \end{array}$$

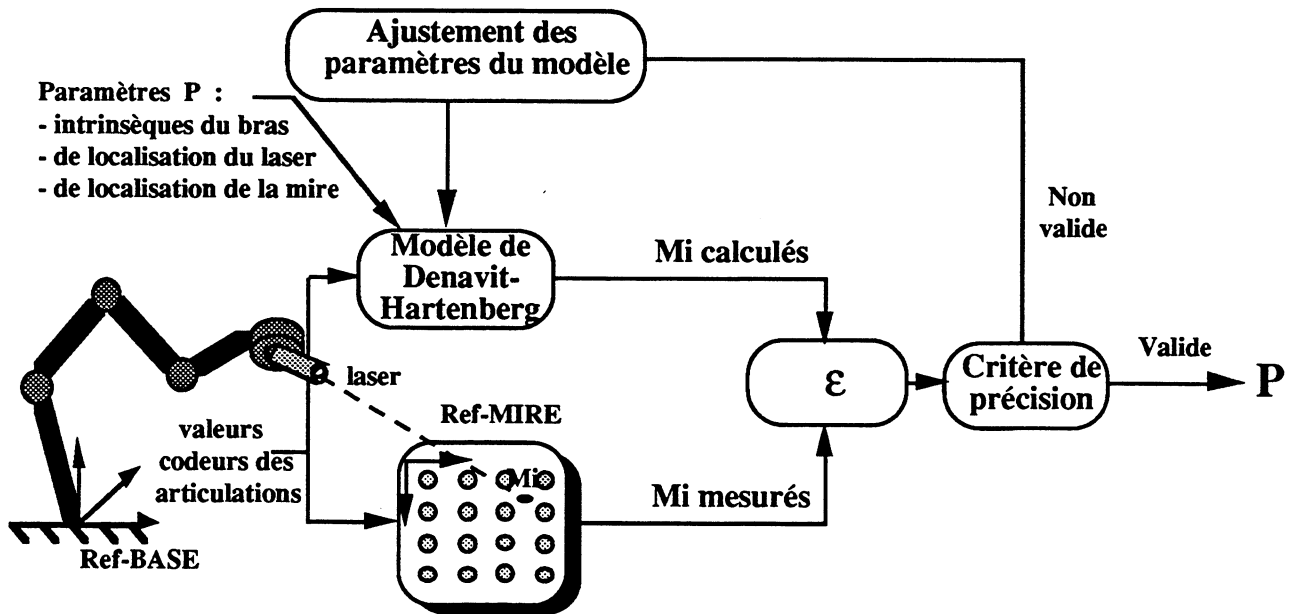
III.2.1.4 Méthodologie

On minimise par la méthode des moindres carrés la fonction distance entre les mesures de points de repère obtenus avec différentes configurations du bras, et le calcul de ces mêmes points de repère par le modèle géométrique du bras.

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^n (M_{i\text{mesuré}} - M_{i\text{calculé}})^2$$

(paramètres intrinsèques du bras)
(paramètres de calibrage)

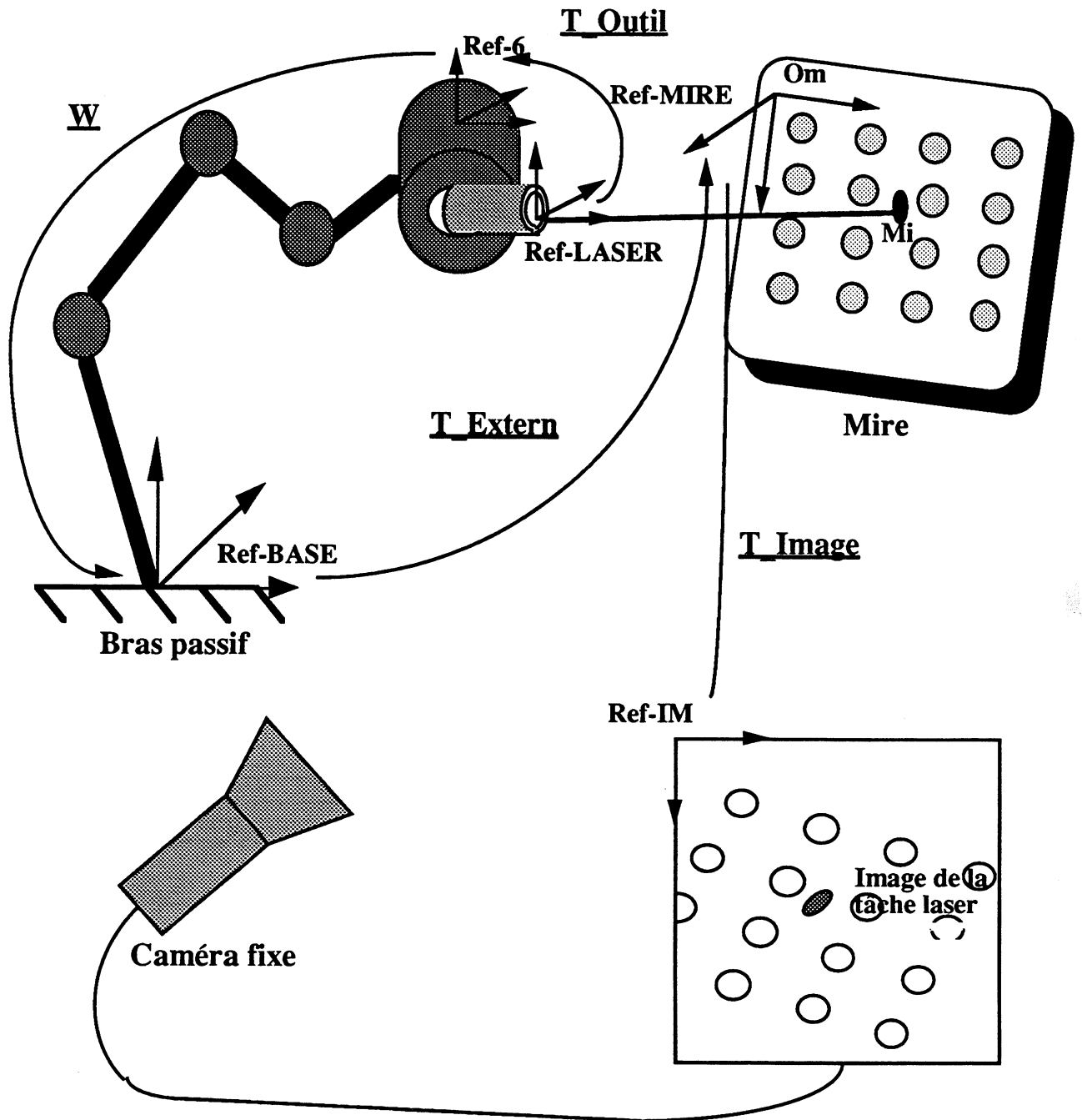
où n est le nombre de mesures.



Principe du calibrage intrinsèque du bras articulé

a) Acquisition des mesures

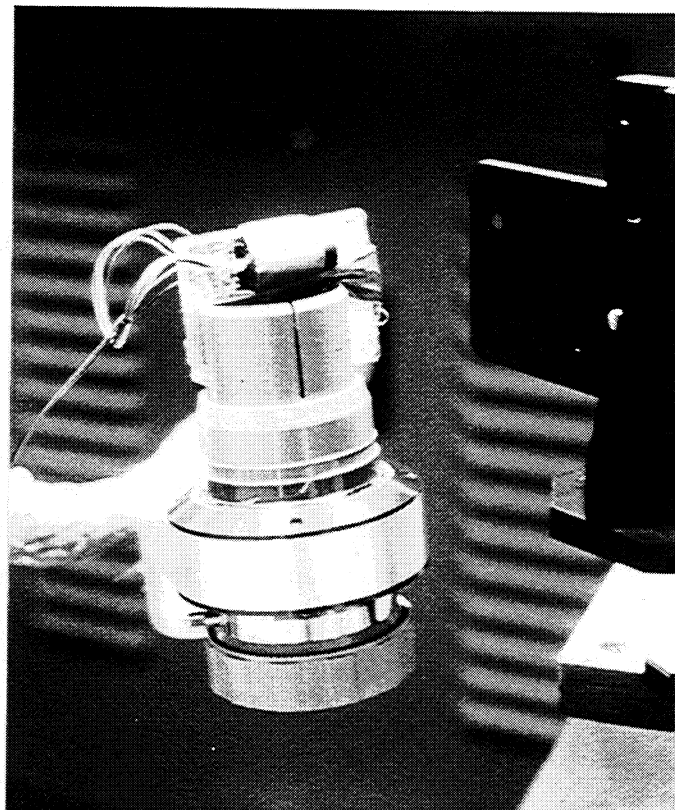
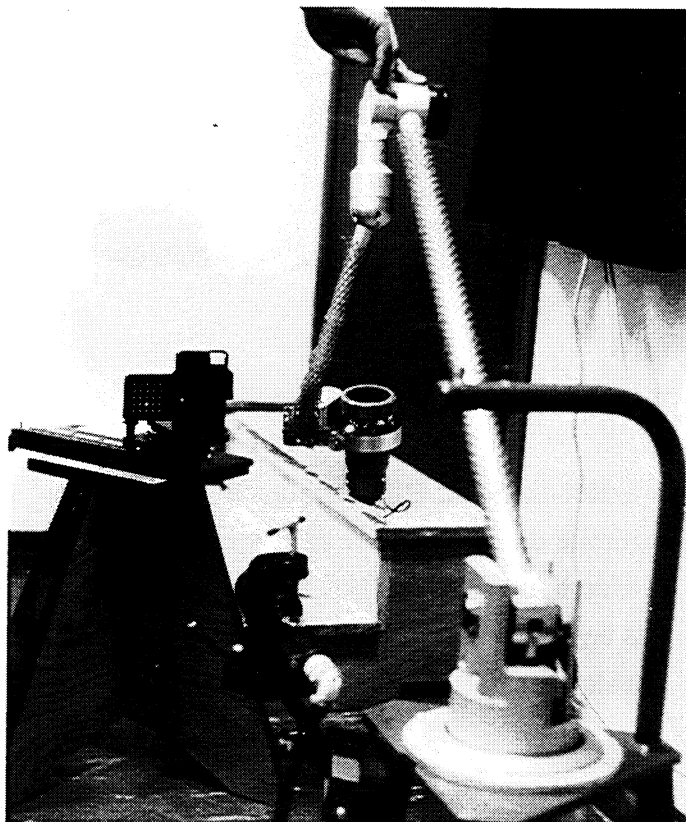
Un LASER porté par le bras à calibrer vient pointer sur une mire fixe, constituée d'un plan. Une mesure est constituée des trois coordonnées du point intersection de la droite matérialisée par le laser avec le plan de calibrage (exprimées dans le repère de la mire : Ref-MIRE) et des six valeurs codeurs du bras articulé. Ces coordonnées sont calculées à partir de l'image de la mire, que fournit une caméra, préalablement calibrée [CHA 92], [SAU 92].



Calibrage intrinsèque du bras articulé

Une mesure correspond à une image de la mire pour une configuration du bras donnée faisant pointer le laser sur la mire.

T_Extern est la transformation reliant Ref-BASE à Ref-MIRE. Elle est définie par la matrice $M_position$.



Calibrage intrinsèque du bras articulé

b) Principe du calcul

Chaque point de mesure $M(M_x, M_y, M_z)$ est l'intersection de la droite, matérialisée par le rayon laser, et du plan de la mire. On a :

$$\left\{ \begin{array}{l} \overrightarrow{O_m M} = \overrightarrow{O_m O_{laser}} + \lambda * \overrightarrow{z_{laser}} \\ M_z = 0 \end{array} \right\} \text{ dans Ref-MIRE}$$

La matrice $M_position$, matrice de passage entre Ref-BASE et Ref-MIRE, est le produit des différentes matrices de passage composant la boucle de calibrage décrite dans la figure ci-dessus. Elle permet d'exprimer $\overrightarrow{k_{laser}}$ et $\overrightarrow{O_m O_{laser}}$ dans Ref-MIRE.

$$(M_position) = (M_MIRE_BASE)_{\substack{\varphi, \theta, \psi \\ t_x, t_y, t_z}} (M_BASE_6)_{\substack{\text{Paramètres} \\ \text{du CDC}}} (M_6_LASER)_{\alpha, d1, d2}$$

Les coordonnées de $\overrightarrow{k_{laser}}$ sont exprimés dans la troisième colonne de $M_position$, ceux de $\overrightarrow{O_m O_{laser}}$ dans la quatrième.

M_MIRE_BASE est la matrice de passage de Ref-MIRE à Ref-BASE. Elle formalise une transformation à six degrés de liberté caractérisée par six paramètres :

- trois angles d'Euler φ, θ, ψ

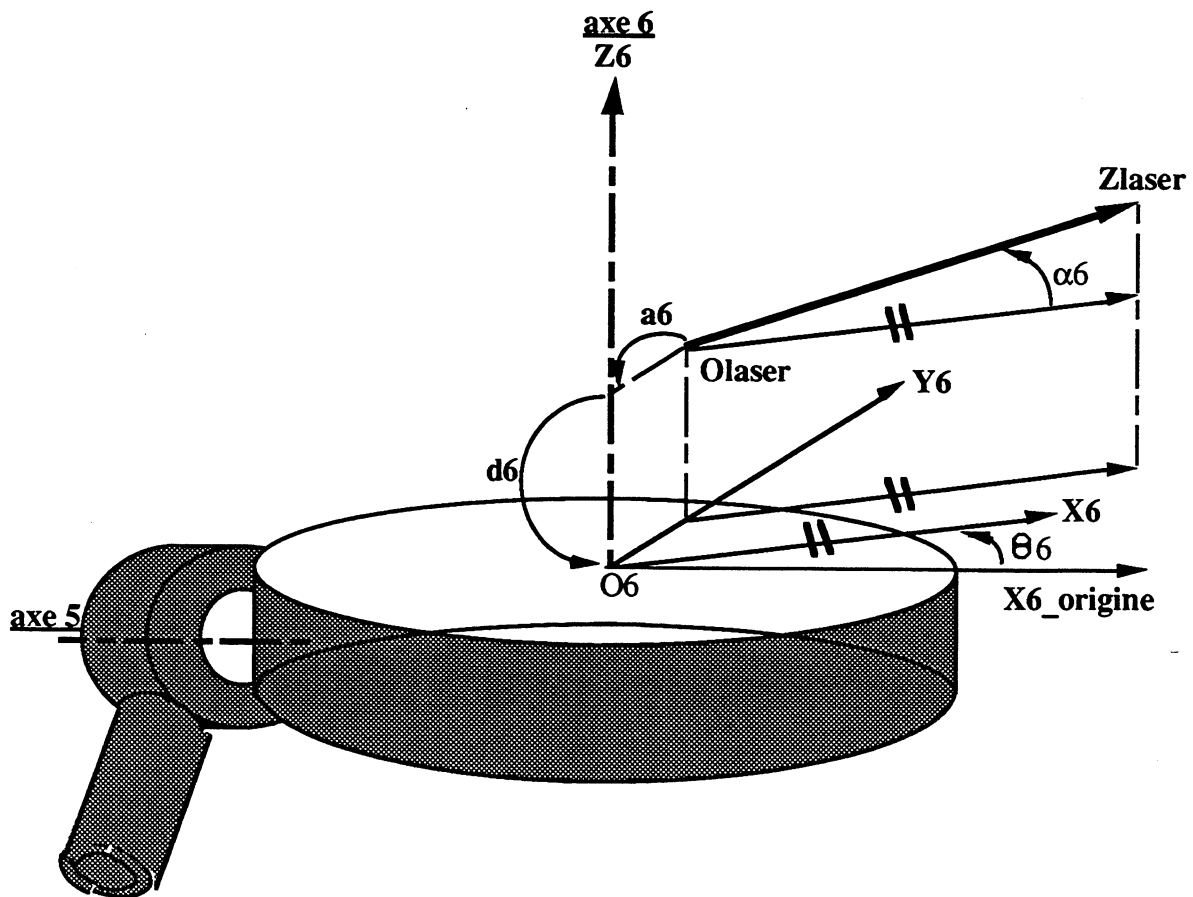
- trois translations tx, ty, tz
(Cf annexe 1)

M_BASE_6 est la matrice du changeur de coordonnées. Elle dépend des paramètres intrinsèques du bras :

- n longueurs des liaisons entre axes $n \leq 6$
- m valeurs, origines des articulations $m \leq 6$

M_6_LASER est la matrice de passage de Ref-6 à Ref-LASER. Elle décrit une liaison, qui s'apparente à une articulation bloquée rajoutée à l'extrémité du bras et où le laser joue le rôle d'un septième axe. On modélise cette liaison par une matrice homogène de D-H réduite. En effet, la rotation autour de l'axe matérialisé par le laser n'a pas besoin d'être prise en considération pour la localisation de la droite laser. Trois paramètres suffisent alors à caractériser la transformation :

- Un angle a_6 .
- Deux translations a_6, d_6 .



Modèle de la liaison Main-LASER

c) Algorithme

L'algorithme de Levenberg-Maquard permet de minimiser aux moindres carrés l'écart entre les mesures des coordonnées des points repérés sur la mire par la caméra, $M_i_{\text{mesuré}}$, et les coordonnées théoriques calculées à partir de l'estimation de la matrice M_{position} , $M_i_{\text{calculé}}$.

A chaque itération, on calcule \mathcal{E} , résidu des n mesures

$$\mathcal{E} = \sum_{i=1}^n (M_i_{\text{mesuré}} - M_i_{\text{calculé}})^2$$

(paramètres intrinsèques du bras)
(paramètres de calibrage)

On fait alors varier un paramètre suivant une méthode de descente de gradient. Plusieurs critères d'arrêt sont pris en compte :

- La valeur de \mathcal{E} .
- La variation de \mathcal{E} inférieure à un certain seuil.
- Le nombre d'itérations maximum.

d) Initialisation des paramètres

C'est le point critique de la méthode. Le choix de valeurs initiales très éloignées de la réalité conduit vite l'algorithme vers des minima locaux. On prend donc soin à chaque acquisition de mesures, d'estimer de façon empirique les paramètres de la fonction à minimiser.

d.1) Initialisation des paramètres de $M_{\text{MIRE_BASE}}$.

On choisit une position de la mire par rapport à Ref-BASE, facile à déterminer et dont on connaît les paramètres de positionnement. La position de la mire doit néanmoins respecter les contraintes de la manipulation et être accessible au rayon laser, quand le bras est dans son domaine de configuration.

On choisit par exemple de placer la mire de telle sorte que :

$$\begin{aligned} \vec{z}_{\text{mire}} &\perp \text{ au plan } (\vec{y}_{\text{base}}, \vec{z}_{\text{base}}) \\ \vec{x}_{\text{mire}} &\text{ colinéaire à } \vec{z}_{\text{base}} \end{aligned}$$

La matrice de rotation associée est alors :

$$\begin{pmatrix} 0 & 0 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

et $\varphi = 0$

$$\theta = \frac{\pi}{2}$$

$$\psi = \pi$$

Les paramètres de translation sont estimés manuellement

d.2) Initialisation des paramètres de M_BASE_6

- Les distances des liaisons entre axes sont données par le constructeur avec une bonne précision. Ces valeurs sont donc tout à fait adaptées pour servir de paramètres initiaux. Elle servent aussi à contrôler l'exactitude de la convergence.

- Les valeurs origines des articulations sont définies pour le bras placé dans une configuration d'origine fixée par le modèle. On positionne le bras au plus près de cette position origine et on relève les valeurs codeurs associées.

d.3) Initialisation des paramètres de M_6_LASER

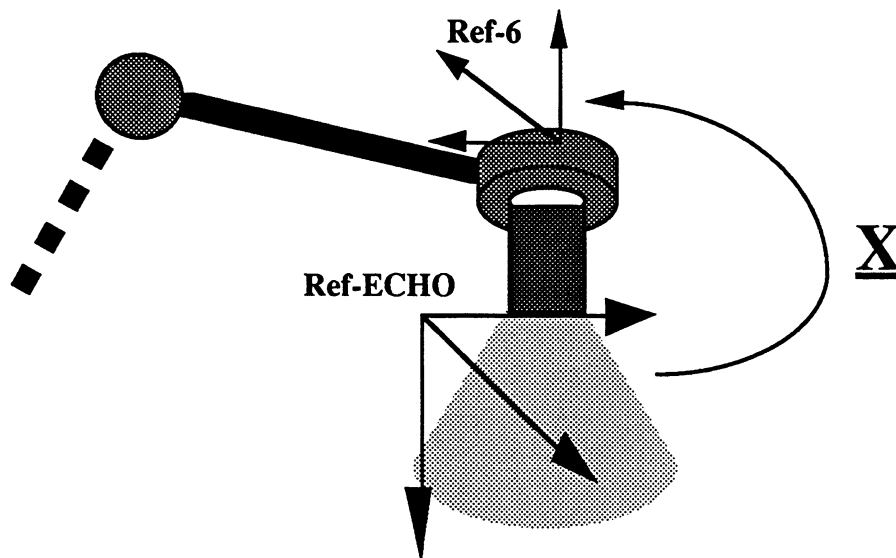
Comme pour le choix des paramètres de M_MIRE_BASE, on place la diode laser dans une position facilement repérable.

Exemple : $\vec{z}_{\text{laser}} \perp \vec{z}_6$, d'où $a_6 = 0$.

Les distances a_6 et d_6 sont estimées manuellement.

III.2.3 Calibrage Main-Sonde.

III.2.3.1 Objectif

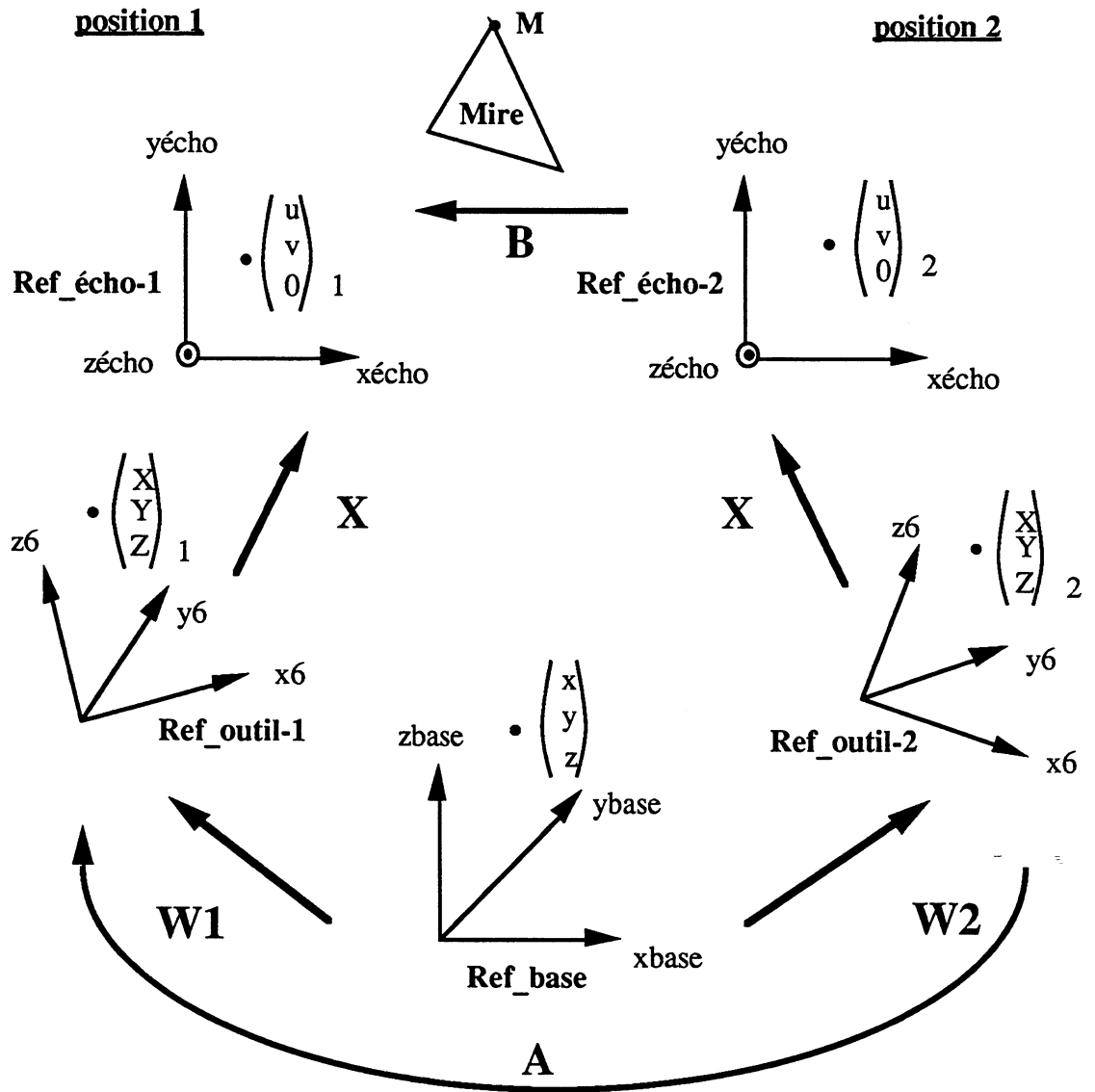


Transformation Ref-ECHO ---> Ref-6 : X

La sonde étant fixée rigidement d'une façon inconnue à l'extrémité du bras, il nous faut déterminer X , transformation liant le référentiel Ref-6 du bras et le référentiel Ref-ECHO de l'échographe associé à la sonde.

III.2.3.2 Méthodologie

L'idée générale consiste à repérer les points fixes d'une mire en décrivant une boucle d'acquisition mettant en jeu différentes configurations du bras. On obtient alors une série d'équations dont X est la solution.



Boucle de calibrage

Cette boucle est formée de deux positions distinctes du bras articulé :

- **position 1 :**

La mire et la base du bras étant immobilisées, on configure le bras pour saisir les points de la mire avec la sonde échographique.

- **position 2 :**

On place la sonde dans une autre position et on saisit les même points.

Soit M un point de la mire. Ce point a pour coordonnées (u,v,0) dans Ref-ECHO, (X,Y,Z) dans Ref-6 et (x,y,z) dans Ref-BASE. On peut écrire les équations suivantes :

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{W}_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix}_1 = \begin{pmatrix} \mathbf{W}_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix}_2$$

et

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix}_1 = \begin{pmatrix} \mathbf{X} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u \\ v \\ 0 \end{pmatrix}_1, \\ \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix}_2 = \begin{pmatrix} \mathbf{X} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u \\ v \\ 0 \end{pmatrix}_2$$

d'où

$$\begin{pmatrix} u \\ v \\ 0 \end{pmatrix}_2 = \begin{pmatrix} \mathbf{B} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u \\ v \\ 0 \end{pmatrix}_1$$

et

$$\begin{pmatrix} \mathbf{W}_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{X} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u \\ v \\ 0 \end{pmatrix}_1 = \begin{pmatrix} \mathbf{W}_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{X} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{B} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u \\ v \\ 0 \end{pmatrix}_1$$

En simplifiant et en regroupant les termes, on obtient :

$$\mathbf{W}_2^{-1} \cdot \mathbf{W}_1 \cdot \mathbf{X} = \mathbf{X} \cdot \mathbf{B}$$

On pose : $\mathbf{A} = \mathbf{W}_2^{-1} \cdot \mathbf{W}_1$

Le système à résoudre s'écrit alors :

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

- **Calcul des matrices A et B**

La matrice A représente le mouvement du bras pour faire passer Ref-ECHO de la position 1 à la position 2. Elle s'obtient par le changeur de coordonnées du bras.

La matrice B représente le déplacement de la sonde de la position 1 à la position 2. Elle s'obtient par la méthode dite de Arun [ARU 87], [UME 91], [HOR 87] (Cf Annexe).

- Résolution de l'équation $A \cdot X = X \cdot B$

Il s'agit de résoudre le système en X :

$$\begin{cases} A_1 \cdot X = X \cdot B_1 \\ A_2 \cdot X = X \cdot B_2 \end{cases}$$

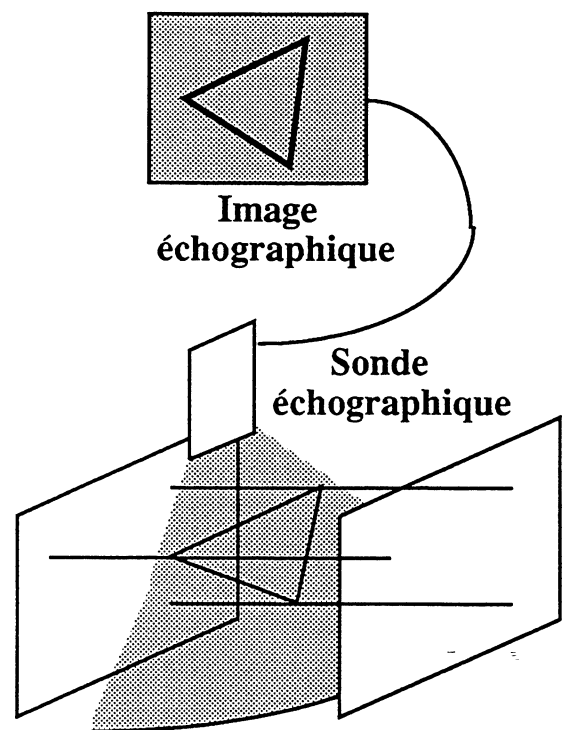
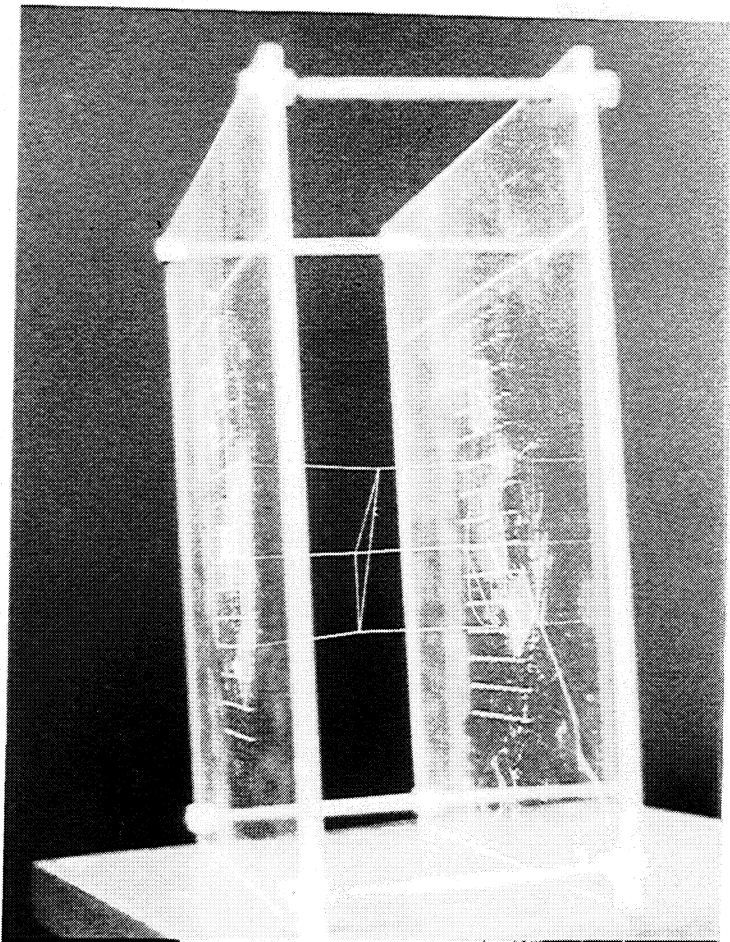
Plusieurs solutions de ce système sont décrites dans la littérature [WAN 92]. [SHI 87] utilise une méthode aux moindres carrés. Cette méthode a été simulée avec succès, mais s'est avérée peu robuste en pratique, du fait du bruit obtenu sur les mesures échographiques. On préférera la méthode décrite par [TSA 88] et [HOR] basée sur une approche linéaire directe. La démarche pratique de la méthode est donnée en annexe 3.

III.2.3.3 Acquisition des mesures

La nature des mesures à réaliser nous a amené à réaliser une mire de calibrage spécifique, permettant la localisation échographique de trois points de l'espace.

Mire de Calibrage

L'image échographique étant contenue dans un plan, la connaissance de trois points de ce plan suffit à sa localisation dans l'espace. On fabrique un triangle quelconque en reliant, par un fil fin (< 1 mm) en matériau échogène, 3 fils ou tiges tendus entre 2 plaques parallèles. Le tout est immergé dans un milieu conducteur des ultrasons. Lorsque la sonde est dans le plan du triangle, on visualise alors parfaitement ce triangle, dont on extrait les sommets en calculant l'intersection de ses arêtes.



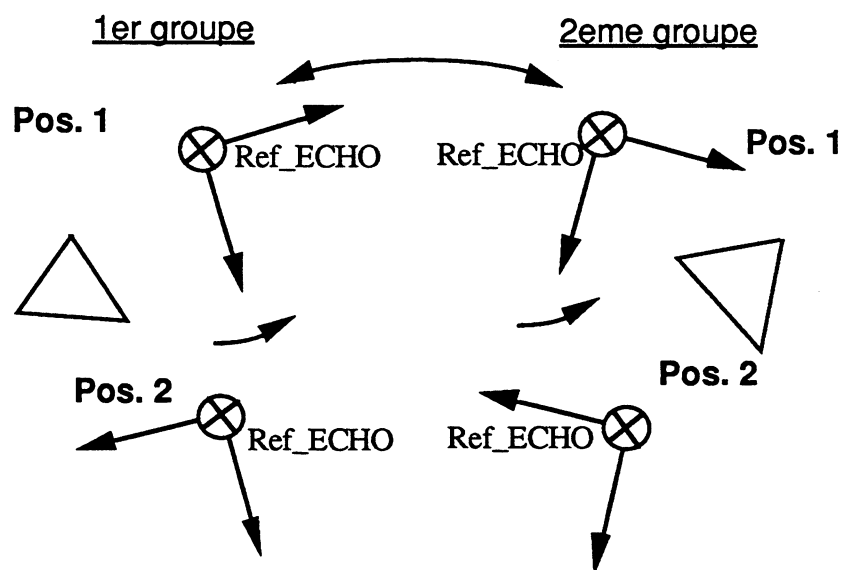
Mire de calibrage main-sonde

Protocole de Calibrage

On réalise deux groupes de mesures sur la mire pour résoudre le système (2) :

-1^{er} groupe : On amène la sonde dans une 1^{ère} position pour saisir les points de la mire. La 2^{ème} position est obtenue simplement en retournant Ref-ECHO de 180 ° autour de son axe Y, sans déplacer la mire.

-2^{ème} groupe : Le passage de la position 1 à la position 2 est obtenu par un changement d'orientation de la sonde au dessus de la mire et la mire peut être déplacée. Le passage de la position 1 à la position 2 se fait de la même façon que pour le 1^{er} groupe de mesures.



Protocole d'acquisition des mesures de calibrage main-sonde

IV. Validation

IV.1 Expérience

Comme dans le système à "ciel ouvert", nous avons simulé une intervention sur une vertèbre isolée. Cette vertèbre a été prélevée sur un squelette et pré-percée au niveau des pédicules. Le but de l'expérience est de venir positionner un guide à l'entrée et dans l'axe du pédicule.

Les étapes pré-opératoires d'acquisition TDM et de simulation de l'intervention, sont rigoureusement identiques à celles décrites dans le **chapitre 2 §III**. On obtient ainsi dans Ref-PRE-OP, la position du guide placé en POS-GUIDE-IDEAL. Au traitement des données pré-opératoires, vient s'ajouter la segmentation 3D de la vertèbre par une méthode de segmentation dynamique, destinée à fournir la surface de la vertèbre dans Ref-PRE-OP. Les paramètres définissant cette surface sont stockés dans un fichier interprétable par le logiciel de mise en correspondance.

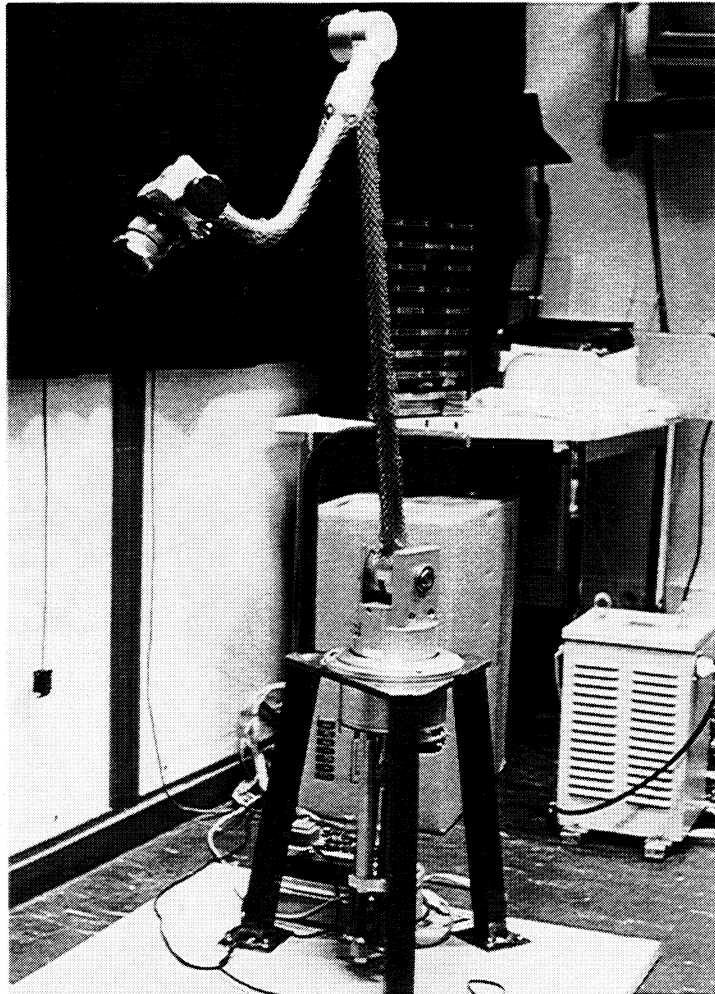
La partie matérielle du système d'acquisition per-opératoire est constituée de la sonde échographique 7,5 Mhz d'un Aloka SS210, montée à l'extrémité d'un bras positionneur articulé, codé à six degrés de liberté. Un logiciel développé sous X-Motif permet de calibrer le système robot-sonde et d'acquérir une série d'images échographiques de la vertèbre plongée dans l'eau. Une option "segmentation" permet de récupérer interactivement les points visibles sur la surface de la vertèbre que l'on stocke sur un fichier interprétable par le logiciel de mise en correspondance. A l'issue de la mise en correspondance, on connaît la position idéale de visée du guide dans Ref-BASE.

L'étape de guidage s'effectue en fixant un laser à l'extrémité du bras. Ce laser joue le rôle de guide optique. On localise ce guide dans Ref-6 en utilisant la même méthode que celle du calibrage intrinsèque du bras décrite au § III.2.1. Une fois la position du guide connue dans Ref-BASE, on détermine une configuration du bras en calculant le changeur de coordonnées inverse.

IV.2 Résultats et discussion

Bras positionneur Technomed

Dans un premier temps, nous avons testé un bras passif (non motorisé). Il s'agit d'un bras commercialisé par la société Technomed, qui comporte six articulations codées. Chaque articulation délivre une information angulaire sous forme d'un signal électrique par potentiomètre de recopie. Ces informations analogiques sont converties en valeurs numériques et dirigées sur une station de travail par une liaison série. L'intérêt d'un tel bras est avant tout de faciliter le positionnement de la sonde par le manipulateur. On peut ainsi explorer sans risque le dos du patient pour rechercher les images contenant le maximum d'informations liées à la vertèbre.

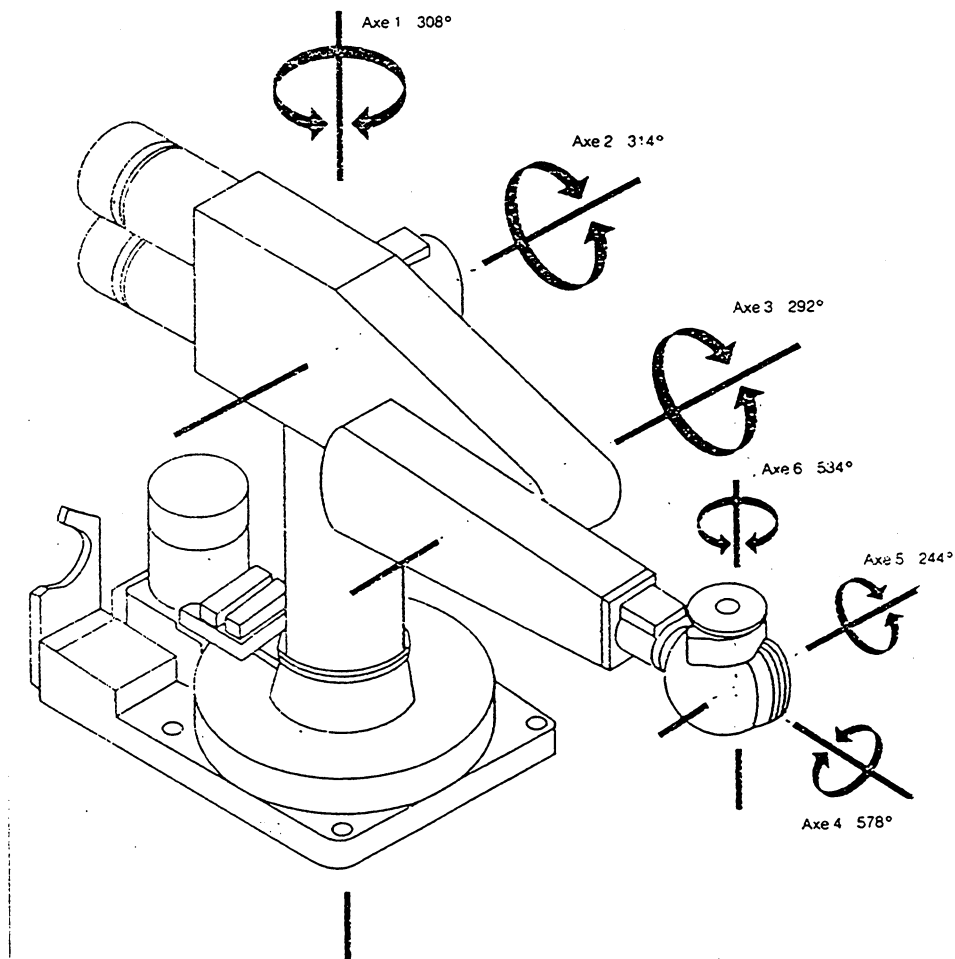


Bras "Technomed"

Si les sensibilités des articulations sont tout à fait satisfaisantes (0.01 digit par degré) il n'en va pas de même de la répétabilité. Les mauvais résultats obtenus sur la répétabilité des articulations 1 et 2 (erreur de 1°) nous ont amené à abandonner le bras Technomed et à fixer un cahier des charges pour l'élaboration d'un bras dédié à ce type d'application médicales.

Robot Puma

Nous avons donc finalement utilisé le robot puma déjà calibré pour des applications de suivi de cible et dont la précision sur le positionnement de l'extrémité du bras est inférieure au mm. Un laser fixé à l'extrémité du robot et localisé dans Ref-BASE joue le rôle de guide optique.

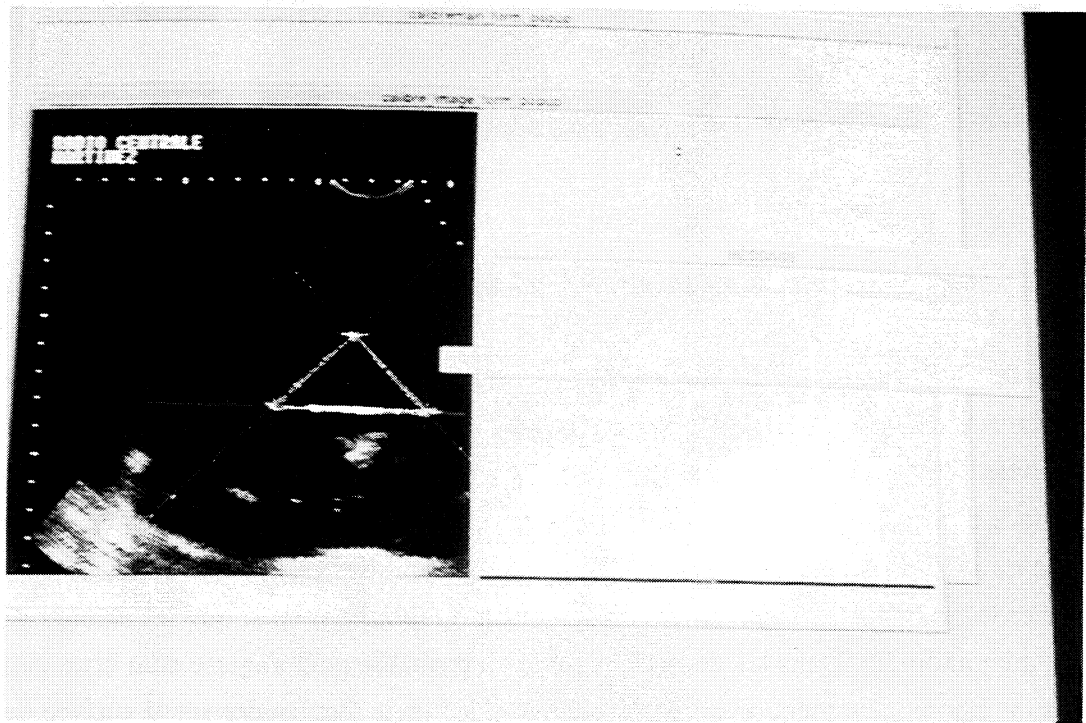


Robot PUMA

Ce système n'est utilisé ici que pour permettre de valider l'ensemble de la méthode. En effet, l'utilisation d'un robot motorisé sous tension dans le cadre d'une intervention réelle n'est pas envisageable pour des raisons de sécurité.

Acquisition des données échographiques 3D

Quelque soit le bras testé, il est relié à une station de travail DEC, par une liaison série RS232. Un logiciel interactif a été développé sous environnement motif, pour gérer simultanément l'acquisition des images échographiques et des valeurs codeurs du bras positionneur. Ce logiciel intègre un modul de calibrage "main-sonde", et de segmentation manuelle des images échographiques. On obtient en sortie un fichier de coordonnées 3D connus dans le référentiel de base du bras articulé (Ref-BASE), et directement exploitable par le logiciel de mise en correspondance.

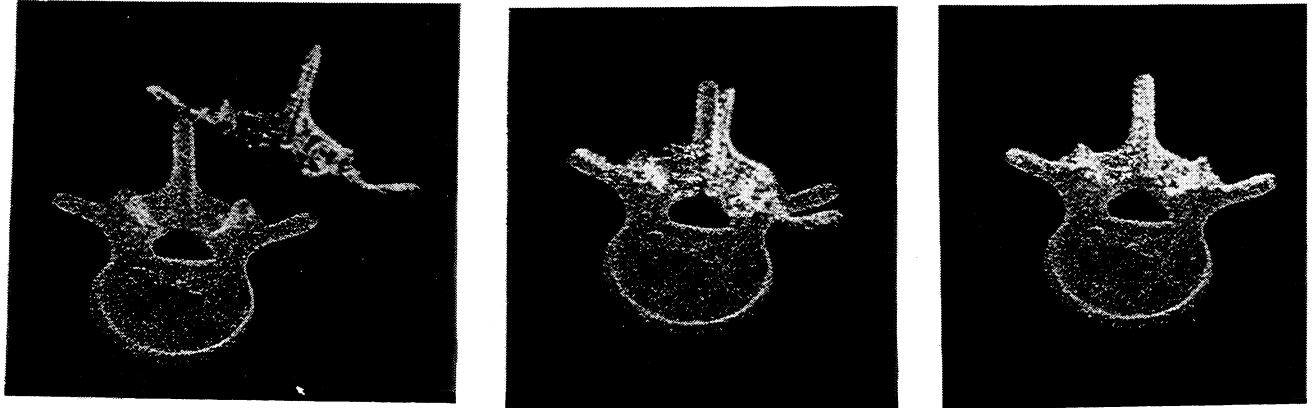


Interface d'acquisition de l'échographie 3D

Mise en correspondance des référentiels

Le logiciel de mise en correspondance basé sur la méthode "des potentiels", développé par [LAV 91] a permis de valider la faisabilité de la méthode sur des données simulées. On calcule la surface externe d'une vertèbre isolée teste, par segmentation 3D dynamique de l'examen TDM (coupes épaisses de 5mm, espacées de 4mm). On acquière par ailleurs un ensemble de points de la partie antérieure de la vertèbre (seule partie visible sous échographie). Ce prélèvement est réalisé à l'aide du système d'acquisition 3D Optotrak qui renvoie dans un référentiel de base les coordonnées

de points touchés sur la surface osseuse. La série d'image suivante montre l'évolution de l'algorithme de mise en correspondance : à l'itération 0, à l'itération 3, à l'itération 7.



simulation de la mise en correspondance sur une vertèbre isolée

La distance moyenne entre la surface et les points du nuage, obtenue après convergence de l'algorithme avoisine 0.5 mm. Les résultats de cette expérience sont tout à fait satisfaisants quant à la validation de l'algorithme de mise en correspondance, dans le cas de données TDM et échographiques de la surface de la vertèbre, mais attention ; ce résultat ne constitue en aucun cas une estimation de la précision de la méthode utilisant des données échographiques réelles. En effet, il est très difficile d'apprécier le bruit réel existant sur les mesures échographiques, ainsi que les erreurs générées lors de la segmentation 3D. Dans les deux cas, il est peu probable qu'il s'agisse d'un bruit gaussien et les erreurs sont inhomogènement réparties. L'incidence de l'onde ultrasonore sur la surface de la vertèbre affecte directement le rapport signal/bruit des mesures échographiques et le phénomène de lissage propre au modèles continus utilisé pour la segmentation déforme la surface de la vertèbre en certains endroits.

V Conclusion

L'originalité principale du procédé repose sur l'exploitation d'images échographiques de la surface de la vertèbre pour l'acquisition per-opérateur. L'utilisation d'une sonde échographique de moyenne fréquence (autour de 7 MHz) permet de collecter des informations suffisamment précises et nombreuses, pour envisager la mise en correspondance des référentiels pré et per-opérateurs. Ces informations restent néanmoins peu homogènes spatialement et peu précises, rendant ainsi particulièrement adaptée la méthode de mise en correspondance "des potentiels". La contrainte principale de cette méthode, est finalement liée à la qualité de la segmentation pré-opérateur qui fixe le potentiel attracteur. La segmentation 3D dynamique à base de modèles différentiels ou de modèles déformables permet une bonne approche de la surface de la vertèbre à partir de données TDM ou IRM. Une deuxième contrainte, classique dans les algorithmes de minimisation, consiste à initialiser correctement les paramètres de la transformation existant entre les deux référentiels. On répond facilement à cette deuxième contrainte dans les applications de mise en correspondance multimédia, où les référentiels images sont connus et visibles (tunnel du TDM ou de l'IRM, gamma caméra, plan de la sonde échographique)

Comme pour le système "à ciel ouvert", le système de positionnement joue un rôle capital sur la précision finale du geste. Mais pour le système transcutané, on distingue deux utilisations distinctes du bras positionneur, difficilement compatibles avec l'utilisation d'un seul bras.

La première tâche, destinée à acquérir les images échographiques per-opérateurs, doit autoriser un déplacement le plus libre possible de l'outil (la sonde) par le manipulateur. Un robot motorisé télécommandé est à exclure pour des raisons de sécurité, puis de maniabilité. La solution d'un bras articulé, passif, codé, semble bien adaptée. Il doit répondre à des critères de précision et de répétabilité assurant un positionnement et une localisation de l'extrémité du bras avec une précision inférieure au mm. On recherchera aussi à reproduire une résistance au niveau de chaque articulation pour assurer une certaine "tenue" au bras. La conception d'un bras articulé passif, codé, compliant, est actuellement étudié par une équipe de roboticiens, pour répondre à ces exigences.

Parallèlement, de grands espoirs sont fondés sur l'utilisation d'un système de repérage 3D par émission optique (Cf chapitre 1 §II.2.6). Un tel système permet d'éliminer les limitations mécaniques propres aux bras articulés (flexions, jeux, rigidité des articulations). La société Optotrak propose un procédé basé sur trois capteurs repérant par triangulation la position de diodes infrarouges. La précision du calibrage intrinsèque du système de localisation dépend ici de la qualité des capteurs optiques (précision de 0,1mm pour la localisation d'une diode dans 1m³). Le référentiel outil Ref-OUTIL qui tient la sonde (équivalent de Ref-6 pour le bras articulé) est défini à l'aide de trois diodes. La méthode de calibrage "main-sonde" est alors identique à celle décrite au §III.2.3.

La deuxième tâche consiste à placer le guide dans une position donnée. Il nous faut alors utiliser un moyen de contraindre le guide dans le référentiel opératoire. Les systèmes libres précédents ne conviennent plus. On choisira alors un robot motorisé, préalablement calibré, dans Ref-OP, que l'on immobilisera dans la position recherchée.

Bien sûr, la précision finale du procédé transcutané sera inférieure à celle obtenue par le système à base de caméra, du fait de la résolution propre des capteurs per-opératoires, mais l'intérêt applicatif dépasse le cadre de la visée pédiculaire. D'autres applications basées sur ce procédé d'acquisition se développent pour mettre en correspondance des images multimodales pré et per-opératoires. Un groupe de recherche du laboratoire TIMB s'intéresse d'ores et déjà à la mise en correspondance d'images pré-opératoires IRM de prostates avec les images d'écho 3D per-opératoires en vue d'une irradiation multifaisceaux. La prostate apparaît dans son ensemble sur les images échographiques, mais sa surface est moins bien résolue que la surface de la vertèbre dans l'application de visée pédiculaire. Une phase de segmentation des images échographiques, tenant compte des mouvements du patient, semble alors nécessaire.

Conclusion

En se basant sur la méthodologie générale des gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur, nous avons construit deux procédés d'aide à la visée pédiculaire. Si ces deux systèmes présentent de nombreux points communs, chacun d'eux s'adressent à des applications médicales distinctes, faisant appel à certaines étapes de la méthodologie, à des outils et des méthodes qui leur sont propres. Nous dressons maintenant un bilan comparatif des deux méthodes.

En ce qui concerne l'application médicale :

- la visée pédiculaire "à ciel ouvert" s'intéresse avant tout au large champ d'application que constitue le traitement chirurgical de certaines scolioses graves, par pose d'implants rigides le long de la colonne.
- Le champ d'application de la visée pédiculaire transcutanée est actuellement plus restreint, puisque cette technique est encore très nouvelle. Un système de contrôle basé sur l'utilisation d'un capteur per-opératoire non traumatisant et très maniable tel que l'échographie permet d'envisager des interventions telles que des ostéotomies, ou des ponctions vertébrales. La méthode proposée peut bien sûr s'adresser à un champ d'application beaucoup plus large, intéressant d'autres structures osseuses ou d'autres organes. Une application à la résection de l'adénome de la prostate est en cours de développement au laboratoire TIMB. Elle utilise le même procédé que celui mis au point pour la visée pédiculaire transcutanée. Une attention particulière est à apporter au niveau de la segmentation de la prostate, dont les contours apparaissent moins nettement que ceux de l'os.

Dans les deux applications proposées, la mise au point et le calibrage des capteurs per-opératoires sont des étapes clef de la méthodologie et ont constitué une part importante de ce travail. Ces capteurs, caméra dans le système "à ciel ouvert" ou échographe dans le système transcutané, permettent en effet d'acquérir des informations médicales utiles à la définition de la stratégie, délivrent des données géométriques essentielles pour la mise en correspondance avec les informations pré-opératoires et procurent une boucle de contrôle sur la réalisation du geste.

La précision du geste par rapport aux données per-opératoires ne dépend que des procédures de calibrage et de la gestion de la boucle de contrôle. Les méthodes de calibrage que nous avons utilisées, associées à des mires précises, donnent des résultats fiables. La limitation en précision provient alors de la nature des données perçues et de la qualité des systèmes mécaniques qui accompagnent les capteurs. Ce travail aura permis de tester plusieurs types de bras positionneurs, passif ou robotisé, et de définir de nouvelles spécifications pour l'élaboration d'un bras dédié aux applications de visée. L'expérience accumulée ici nous pousse maintenant à préférer, pour la

localisation 3D, des systèmes complètement libres, basés sur le suivi de diodes infrarouges par des caméras sensibles. Mais ce type de système n'exclut actuellement pas l'utilisation d'un bras positionneur contraint, nécessaire pour la tenue de l'outil lors du guidage. Dans le cas du système d'aide à ciel ouvert, la nécessité d'utiliser un bras positionneur blocable de qualité réduit considérablement la simplicité du système de guidage qui constituait un des intérêts de départ du procédé. A partir de ce constat, l'idée d'un système de guidage robotisé se justifie sachant qu'il garantit une précision sur le positionnement, constante et définissable par calibrage intrinsèque (précision sub-millimétrique pour le robot PUMA).

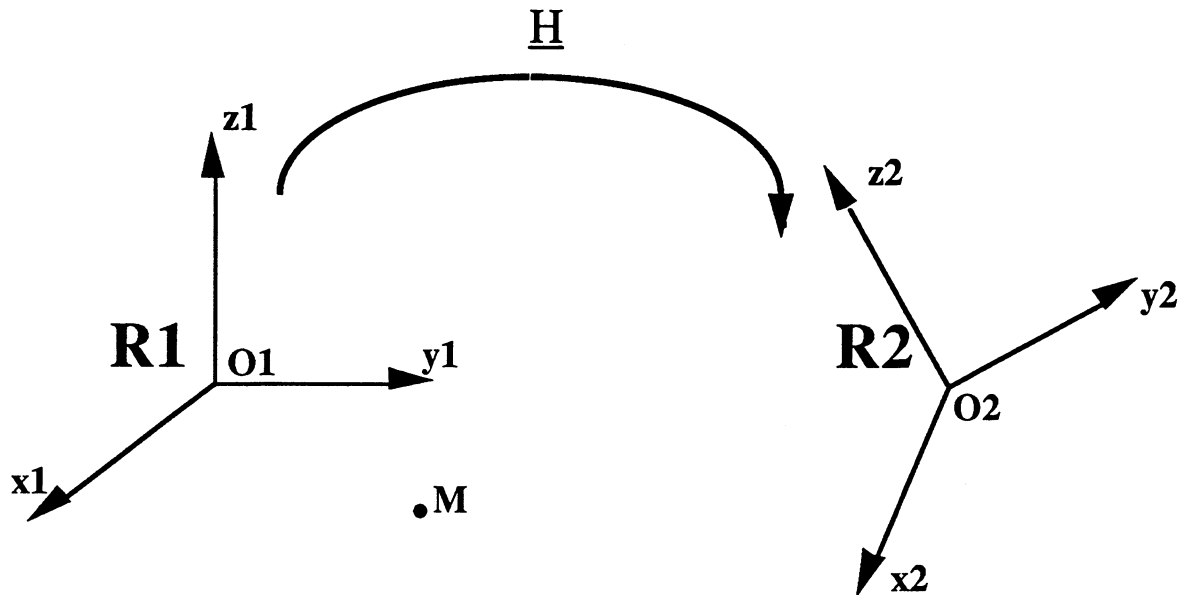
Enfin, la précision du geste par rapport aux données pré-opératoires dépend, elle, des procédures de mise en correspondance. Si celles-ci diffèrent fondamentalement dans les deux procédés, elles nécessitent toutes deux la segmentation 3D de la vertèbre pour générer la surface de référence à comparer avec les données per-opératoires. Les erreurs de segmentation produisent alors une surface différente de celle de la vertèbre observée en per-opératoire générant une solution approchée de la mise en correspondance. La complexité de la morphologie de la vertèbre et la nature des images TDM ou IRM sur lesquelles la segmentation a lieu, rendent ce problème particulièrement difficile et ouvert.

En conclusion, nous espérons que les outils que nous avons présenté ainsi que ceux développés au cours de ce travail déboucheront sur une expérimentation in situ des procédés de visée pédiculaire et une réelle amélioration des interventions pour le patient.

Annexes

Annexe 1 : Changement de référentiel et angles d'Euler

Transformation rigide



Soit deux référentiels orthonormés directs **R1** et **R2** et un point **M** ayant pour coordonnées (x_1, y_1, z_1) dans **R1** et (x_2, y_2, z_2) dans **R2**, il existe une transformation rigide à 6 degrés de liberté (3 rotations et 3 translations) permettant de passer des coordonnées dans **R1** au coordonnées dans **R2**. Cette transformation est caractérisée par la matrice homogène 4.4 **H** telle que :

$$\begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \\ 1 \end{pmatrix} = (\mathbf{H}) \cdot \begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \\ 1 \end{pmatrix}$$

avec :

$$\mathbf{H} = \begin{pmatrix} (\mathbf{R}_{\varphi, \theta, \Phi}) & (\mathbf{T}) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

où **R** représente la matrice de rotation (3,3) et **T** le vecteur de translation $(\overrightarrow{O_1 O_2})_{R_1}$

Les vecteurs colonne de **R** correspondent à l'image des vecteurs de base de **R2** exprimée dans **R1** et $\det(\mathbf{R}) = 1$

Problème inverse

On cherche ici H^{-1} tel que :

$$\begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \\ 1 \end{pmatrix} = (\mathbf{H}^{-1}) \cdot \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \\ 1 \end{pmatrix}$$

où :

$$\mathbf{H} = \begin{pmatrix} (\mathbf{R}_{\phi, \theta, \Phi})^t & -(\mathbf{R})^t \cdot \mathbf{T} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Angles d'Euler

La matrice de rotation \mathbf{R} est le produit de trois rotations autour de trois axes :

$$\mathbf{R} = \mathbf{R}_z(\phi) \cdot \mathbf{R}_y(\theta) \cdot \mathbf{R}_x(\psi)$$

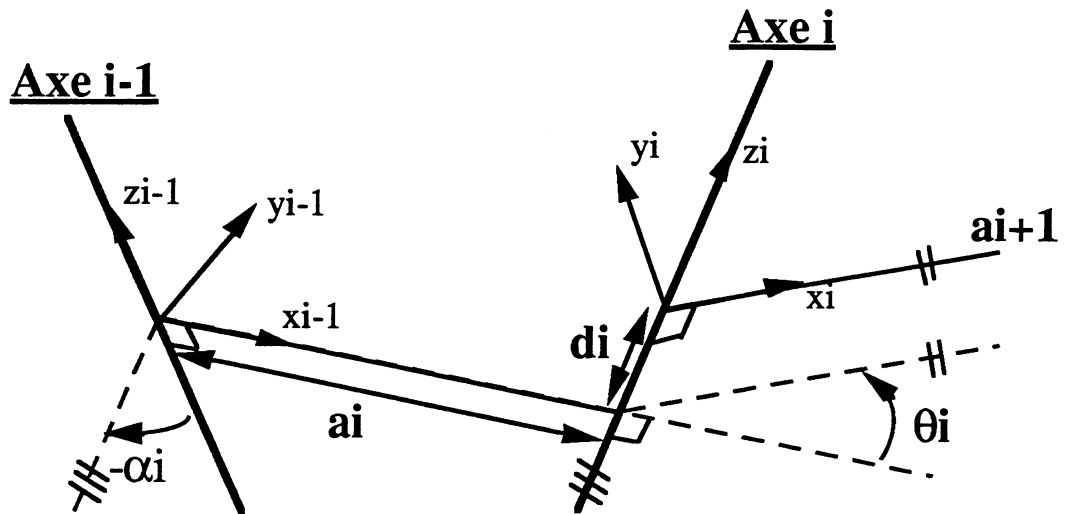
on obtient finalement :

$$\mathbf{H} = \begin{pmatrix} c\Phi c\theta & c\Phi s\theta s\psi - s\Phi c\psi & c\Phi s\theta c\psi + s\theta s\psi & T_x \\ s\Phi c\theta & s\Phi s\theta s\psi + c\Phi c\psi & s\Phi s\theta c\psi - c\theta s\psi & T_y \\ -s\theta & c\theta s\psi & c\theta c\psi & T_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

où la notation $(c\alpha, s\alpha)$ désigne $(\cos(\alpha), \sin(\alpha))$ pour $\alpha = \phi, \theta$ et ψ .

Les angles ϕ, θ et ψ sont appelés angles d'Euler [AYA 89].

Annexe 2 : Changeur de coordonnées "simple"



A chaque articulation reliant un segment $i-1$ à un segment i , on associe une matrice homogène 4.4 (3 rotations, 3 translations) $H_{i,i-1}$ caractérisée par les 4 paramètres :

- translation d_i suivant x_{i-1} ,
- rotation α_i autour de x_{i-1} ,
- translation a_i suivant z_i ,
- rotation θ_i autour de z_i .

La matrice $H_{i,i-1}$ s'écrit :

$$H_{i,i-1} = \begin{pmatrix} c\theta_i & -s\theta_i & 0 & d_i \\ s\theta_i \cdot c\alpha_i & c\theta_i \cdot c\alpha_i & -s\alpha_i & -a_i \cdot s\alpha_i \\ s\theta_i \cdot s\alpha_i & c\theta_i \cdot s\alpha_i & c\alpha_i & a_i \cdot c\alpha_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

où la notation $(c\theta, s\theta)$ désigne $(\cos(\theta), \sin(\theta))$.

Soit un point M ayant pour coordonnées (x_i, y_i, z_i) dans le référentiel R_i et $(x_{i-1}, y_{i-1}, z_{i-1})$ dans le référentiel R_{i-1} , on a :

$$\begin{pmatrix} y_{i-1} \\ x_{i-1} \\ z_{i-1} \\ 1 \end{pmatrix} = (H_{i-1,i}) \cdot \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{pmatrix}$$

Le changeur de coordonnées est la matrice résultat de la composition des 6 matrices associées aux 6 articulations du bras.

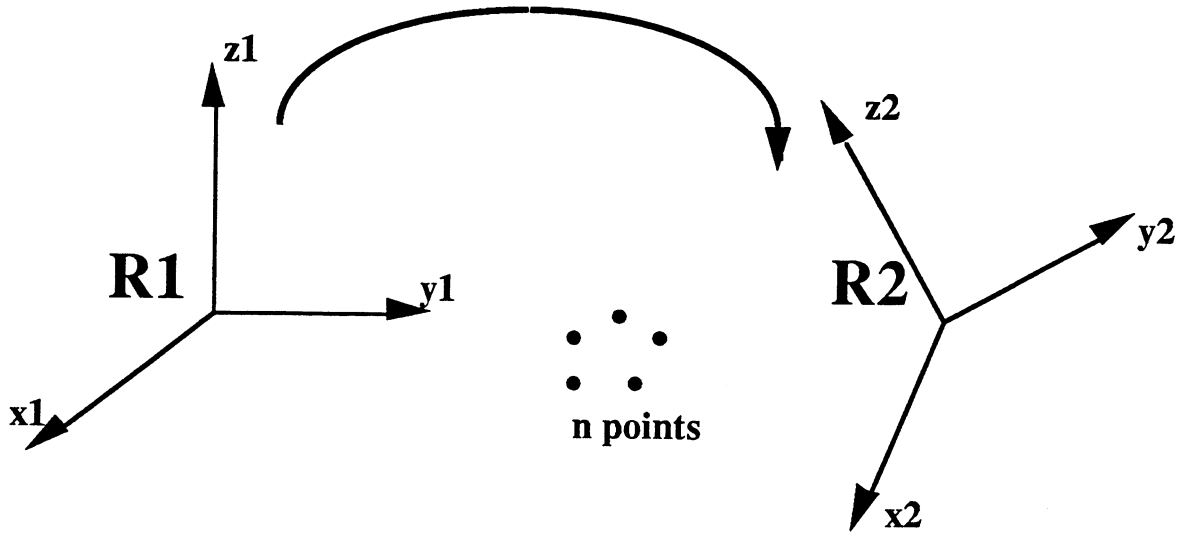
$$\begin{pmatrix} y_0 \\ x_0 \\ z_0 \\ 1 \end{pmatrix} = (\mathbf{H}_{0,1}) \dots (\mathbf{H}_{i-1,i}) \dots (\mathbf{H}_{5,6}) \cdot \begin{pmatrix} x_6 \\ y_6 \\ z_6 \\ 1 \end{pmatrix}$$

[CRA 86].

Annexe 3 : Méthode de Arun

Soient :

- un ensemble de n points d'une mire vu dans 2 repères différents R1 et R2,
- $\{p1_i\}$ cet ensemble connu dans R1,
- $\{p2_i\}$ cet ensemble connu dans R2.



$\{p1_i\}$ et $\{p2_i\}$ sont liés par la relation :

$$p2_i = R \cdot p1_i + T + Ni$$

où R est une matrice de rotation, T un vecteur de translation et Ni un vecteur bruit.

La méthode de Arun consiste à rechercher R et T qui minimise la quantité :

$$e^2 = \sum_{i=1}^n (p2_i - (R \cdot p1_i + T))^2$$

R et T sont les solutions au sens des moindres carrés.

R est obtenu par décomposition de la matrice de covariance

$$H = \sum_{i=1}^n (p1_i p2_i^t)$$

et

$$T = R \cdot p1 - p2$$

[ARU 87], [HOR 87], UME 91].

Notations et abréviations

GMCAO : Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur.

VPAO : Visée Périculaire Assisté par Ordinateur.

3D : tri-dimensionnel(le)

2D : Bi-dimensionnel(le)

TDM : Tomodensitométrie

IRM : Imagerie par résonance magnétique

Bibliographie

- [ARU 87] K.S. ARUN, T. S. HUANG, S. D. BLOSTEIN. "Least-Squares Fitting of two 3-D Point Sets." IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. Vol PAMI. 9 no. 5, pp. 698-700,
- [AYA 89] N. Ayache. Vision Stéréoscopique et Perception Multisensorielle, Application à la robotique Mobile. Interédition Science Informatique, 1989.
- [BAL 85] D.H. Ballard, C. Brown. Computer Vision, Prentice-Hall, Inc., Englewood Clippis. New-Jersey 1985.
- [BRA 89] G. Braccini, M. Massimetti, O. Salvetti. 3D Sonographic Reconstruction of Neonatal and Infant Hip.
- [BEN 87] A.L.Benabid, P. Cinquin, S. Lavallee, J.F. Lebas, J. Demongeot. A Technological Design and preliminary results. J. Applied neurophysiol. 50, pp 153-154, 1987.
- [BES 89] J.E. Besançon. Vision par Ordinateur en Deux et trois Dimensions. ED. Eyrolles. 1989.
- [BOR 84] Borianne. Contribution à la vision par ordinateur tridimensionnelle. Thèse INPG, 1984.
- [BRO 82] G.L. Brownell, T.F. Budinger, P.PC Lauterbur, P.L. Mc Geer. Positron Tomography and nuclear Magnetic Resonance Imaging. Science, 215, 4533, 619-626, 1982.
- [BRU 92] L. Brunie, S. Lavallée, R. szeliski. Using Force Field Derived From 3D Distance Maps for Infering the Attitude of a 3D rigide Object. Proceedings European Conference on Computer Vision (ECCV° 1992, Santa Margherita, Italy, May 1992.
- [CHA 91] G. Champleboux, Utilisation de Fonctions Splines Pour la Mise au Point d'un Capteur Tridimensionnel Sans Contact, Thèse de l'Université Joseph Fourier (Grenoble), juillet 91
- [CHA 92] G. Champleboux, S. Lavallée, P. Cinquin, P. Sautot. Accurate calibration of cameras and range imaging sensors, N.P.B.S. model. In IEEE international conference on robotics and automation, pp 1552-1557, Nice, France, 1992.
- [CIN 87] P. Cinquin, Application des Fonctions-spline au traitement d'Images Numériques, Thèse d'état, Universitité Joseph Fourier, Grenoble 1987
- [COH 90] L.D. Cohen, I. Cohen. A finite Element Method Applied to New Active Contour Models and 3D Reconstructio from Cross Sections. Proceed. of 3rd Int. Conf. on Computer Vision, Dec. 4-7, 1990, Osaka (Japan)
- [COT 86] Y. Cotrel, New Instrumentation for Surgery of the Spine. Freund Publishing house LTD. Suite 500, Chesham House, 150 Regent street, london W1R5FA, England. 1986.
- [CRA 86] J. J. Craig. Introduction to Robotics Mechanics & Control. Addison-Wesley Publishing Company. 1986

- [DAR 89] P. Dario, M. Bergamasco, A. M. Sabatini, A. Bicci, G. Buttazo. Advanced Rehabilitative Robots. Proceedings of the Intren. Sympos. and Exposit. of Robots, R. A. Jarvis ed., Sidney, Australia, nov. 88, pp 687-701, 1988.
- [DUB 89] C. Duber, U. BITTNER, K. J. Klose and al. Digital Multilayer Tomography. Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed., Springer-Verlag, pp 153-157, 1989
- [ENG 88] B. L. Engelstad, H. J. Meyers, W. A. Hanson, and al. Information Extraction from Multi-Modality Medical Imaging. Proceedings SPIE, vol. 902, pp 144-148, 1988.
- [FAU 87] O.D. Faugeras, G. Toscani. Camera calibration for 3D Computer Vision. Proc. Int. Work. on Industrial Applications of Machine vision and Machine Intelligence, Seiken Symposium, Tokio, Japan febrü 2-5 1987, 240-247, 1987
- [FLO 92] L. Floriot. Thèse CNAM, IMAG, lab. TIMB, 1992.
- [GAB 91] L. Gaborit. Thèse CNAM, IMAG, lab. TIMB, 1991.
- [GEI 81] E. A. Geiser, M. Ariet, D.A. Connetta and all. Dynamic Tree-Dimensional Echocardiographic Reconstruction of the Intact Human Left Ventricule : Technique and Initial Observations in Patients. American heart Journal. june 1982, pp 1056-1065.
- [GEI 82] E. A. Geiser, L.G. Christie, D.A. Conetta and al. A Mechanical Arm for Spatial Registration of 2D Echocardiographic Section. Cathet. Cardiovasc. Diagn. 8. pp 89-101. 1982.
- [GRA 83] H. Graf, J. Heccquet, J. Dubousset. Approche 3D des déformations rachidiennes. Application à l'Etude de Pronostic des Scolioses Infantile. Revue de Chirurgie Orthopédique, Masson, 1983.
- [GRE 88] K.D. Gremban, C.E. Thorpe, T. Kanade. Geometric Camera Calibration using systems of Linear Equations. Proc. IEEE of Int. Conf. on Robotics and Automation, Philadelphia, 947-951, 1988.
- [HER 85] A. Herment, S. Cherif. Problem of Tissue Characterisation. J.E.M.U., n°1, 11-24, Juil. 1986.
- [HIJ 91] H. Hijazi Fusion d'images scintigraphiques et échographiques. Rapport de DEA ,IMAG Lab. TIMB Grenoble, 1992.
- [HOH 86] K.H. HOHNE, R. Bernstein. Shading 3D Images from CT Using Grèy levels gradients. IEEE medical imaging, 15, pp 45-47, 1986.
- [HOR 87] B.K.P. HORN, "Closed-Form of absolute Orientation Using Orthonormal Matrices." J. Opt. Soc. Amer. A, Vol. 5, no. 7, pp 1127-1135, 1987.
- [HOR] R. Horaud. Calibration caméra/pince. Rapport interne du Lifiia, IMAG LIFIA Grenoble,
- [HOT 90] F. Hottier, A. Collet Billon. 3D Echography : Status and Perspective. 3D Imaging In Medicine. Ed by K. F. Höhne et al. Springer-Verlag Berlin Heidelberg. 1990.
- [ITO 79] M. Itoh, H. Yokoi. A Computer-Aided 3D Display System for Ultrasonic Diagnosis of a Breast Tumor. Ultrasonics. pp 261-268. Nov 1979.

- [JAB 92] T. Jaboulay. Etude de faisabilité du suivi de la vésicule biliaire lors d'une opération en coelioscopie. Rapport de stage M.S.T. E.S.I., IMAG Lab. TIMB Grenoble 1992.
- [KIM 88] B. Kim, P? Burger. Calculation of Surface Position and Orientation Using the Photometric Stereo Method. Proceedings Computer Vision and Pattern Recognition, pp 492-497, 1988.
- [KIN 87] G.S. Kino. Acoustic Waves : Devices Imaging and Analog Signal Processing. New York. NY : Prentice Hall 1987.
- [LAV 87] S. Lavallée, P. Cinquin, C. Goret, J. Demongeot, G. Crouzet, P. Peltié. Ponction Assistée par Ordinateur. Proceedings AFCET-RFIA, Antibes, pp 439-449, Nov. 1987.
- [LAV 89] S. Lavallée, Gestes médico-chirurgicaux assisté par ordinateur : application à la neurochirurgie stéréotaxique, Thèse de l'Université Joseph Fourier (Grenoble), decembre 89
- [LAV 91] S. Lavallée, R. Szeliski, L. Brunie. Matching 3D smooth surfaces with their 2D projections using 3D Distance maps. Proceedings SPIE Geometric method in CV, San Diego, CA, USA, July 1991.
- [LEB 85] D. Lebihan. Imagerie par résonance Magnétique Magnétique : Bases Physiques. ed. Masson, Collection D'Imagerie Médicale. 1985.
- [LEI 91] F. Leitner, P. Cinquin. Dynamic Segmentation : detecting Complex Topology 3D Objects. Proceedings SPIE, vol 1069, Boston, Massachussets, USA, 1991.
- [LEV 89] J.M. Levailant, D. Rotten, A. Collet Billon and al. 3D Ultrasound Imaging Of the Femal Breast and Human Fetus in Utero : Preliminary Results. Ultrasound Imaging 11. 149. 1989.
- [LEZ 90] C. Lezi, Etude d'une Modélisation Continue des volumes Numériques : Application à la Visualisation de Structures Anatomiques, Thèse de l'Université Joseph Fourier (Grenoble), decembre 90
- [MAR 90] I. Marque, Segmentation d'Image Medicales Tridimensionnelles Bassée sur une Modélisation Continue du Volume, Thèse de l'Université Joseph Fourier (Grenoble), decembre 90
- [MAR 81] H.A. Martin, J.R. Birk, R.B. Kelley. Camera Model Based on Data from Two Calibration Planes. Computer Graphics and Image Processing 17, pp 173-179, 1981
- [MAU 81] G. Maurer, A. Ghosh, NC Nanda. Volume determination and 3D Reconstruction of Echocardiographic Images using Rotation Method. Circulation 64 : IV-206, 1981 (Abstract)
- [MAZ 90a] B. Mazier, S. Lavallée, P. Cinquin. Chirurgie de la colonne vertébrale assisté par ordinateur : Application au vissage pédiculaire. Inov. Tech. Biol. Med.; vol. 11, n°5, 1990.
- [MAZ 90b] B. Mazier, S. Lavallée, P. Cinquin. Computer Assisted Interventionist Imaging : Application to the vertebral Column surgery. Proc. of IEEE EMBS, vol. 12, n° 1, pp 559-565, 1990.

- [MCC 88] H.A. McCann, J. C. Sharp, T. M. Kinter and al. Multidimensional Ultrasonic Imaging for Cardiology. Proc. IEEE 76, 1063-1072. 1988.
- [MEU 88] L. Meunier et R. Tuong. Rapport de stage ENSIMAG, INPG Grenoble 1988.
- [MON 90] O. Monga, R. Deriche, G. Malendrain, J.P. Cocquerez. recursive Filtering and Edge Closing : Two primary Tools for 3D Edge Detection. Proceed. of &st European conf. on computer Vision, March 1990, Nice.
- [MOR 81] M. Morgenthaler, A. Rosenfeld. Multidimensional Edge Detection by Hypersurface fitting, IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, PAMI-3, 4, pp 482-486, 1981.
- [MOR 83] W.E. Moritz, A. S. Pearlman, D. H. McCabe and al. An Ultrasonic Technique for Imaging the Ventricle in 3D and Calculating its Volume. IEEE Trans. on Biomedical Engineering 30, pp 482-492. 1983.
- [MOS 89] R. Mösges, G. Schlondorff, L. Klimek, D. Meyer-Ebrecht, W. krybus, L. Adams. CAS - Computer Assisted Surgery. An Innovative surgical Technique in Clinical Routine. Proceedings CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed., Springer-Verlag, 413-415, 1989
- [NIK 84] P. E. Nikraves, D.J. Skorton, K. B. Chandran and all. Computerized Three-Dimensional finite Element reconstruction of the Left Ventricle from Cross Sectional Echocardiograms. Ultrasonics, pp 81-86. march 1981.
- [PAP 81] M. Pappalardo. Hybrid and Matrix Acoustic Arrays. Ultrasonics. 81-86. March 1981
- [PEL 85] P. Peltié. Méthode d'Imagerie 3D. Note Technique LETI/MCTE, CEA Grenoble, n°1502, sept. 1985
- [PER 91] O. Perria. Calibrage Echographique d'une Gamma-caméra. Rapport de stage 3I,IMAG Lab. TIMB Grenoble, 1991.
- [PER 79] R. Perdriolle. Scoliose : Etude 3D. Maloine édit., Paris, 1979.
- [PIR 88] J.M. Piroird, Photogramétrie Numérique à faible nombre de vues : Applications en Contrôle Non Destructif et en Biostéréométrie, Thèse INSA Lyon 1988
- [PIZ 84] S. M. Pizer. Systems for 3D Display in Medical Imaging. Pictorial Information Systems in Medicine, K. H. Höhne ed., Nato series F19, pp 235-249, 1984.
- [POU 88] J. Poutton, O. Von Ramm, S. Smith. Integrated Circuits for 3D Medical Ultrasound Imaging. MCNC Technical Bulletin, 6-7. jul./Aug. 1988.
- [PRE 90] W.H. Press, B.P. Flannery, S.A. Teukolsky, W.T. Wetterling. Numerical Recipes in C : The Art of Scientific Computing. Cambridge University Press, 1990.
- [ROB 86] D. W. Roberts, J. W. Strohbein, J. F. Hatch. and al. A frameless Stereotaxic Of Computerized Tomographic Imaging and the Operating Microscope. J. Neurosur. 65, pp 545-549, 1986.
- [SAL 84] K. Salisbury. Interpretation of Contact Geometries from Force Measurements. Robotics Research, Brady M. & Paul R. Eds., MIT Press, pp 567-577, 1984

- [SHI 87] Y.C. SHIU, S. AHMAD. "Finding the Mounting Position by Solving a Homogeneous Transform Equation of Form $AX=XB$." CH2413 3/87/0000/1666\$01.00 1987 IEEE.
- [SKO 84] D. J. Skorton, S. M. Collins. Digital Computer Image Analysis in Echocardiography, Echocardiography, vol 1, No. 1, pp 15-43. 1984.
- [SME 89] C. Smets, D. Vandermeulen, P. Suetens, A. Oosterlink. A Knowledge-based System for the 3D Reconstruction and Representation of the Cerebral Blood Vessels from a Pair of Stereoscopic Angiograms. Proceedings SPIE 1092, Medical Imaging III, 130-138, 1989.
- [SMI 83] S.W. Smith, R. F. Wagner, J.M. Sandrik, H. Lopez. Low Contrast detectability and Contrast Detail Analysis in Medical Ultrasound. IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics 30. 1983.
- [TOE 89] K.D. Toennies, G.T. Herman, J.K. Udupa. Surface Registration for the Segmentation of Implanted Bone Grafts. Proceed. CAR'89, Berlin, juin 89, Lemke H.U. ed., Springer-Verlag, pp 381-385, 1989
- [TRO 82] J. Troccaz, P. Cinquin, L. Debat, and all, Conformal external radiotherapy of the prostate : requirements and preliminary results. IEE EMBS, Paris nov. 1992.
- [TSA 86] R.Y. Tsai. An Efficient and Accurate Camera Calibration Technique for 3D Machine Vision. Proceedings IEEE Computer Vision and Pattern Recognition, Miami, pp 364-374, 1986
- [TSA 88] R.Y. Tsai, R. K. Lenz. Real Time Versatile Robotics Hand/Eyes Calibration using 3D Machine Vision. Proc. IEEE int. Conf. on Robotics and Automation, vol. 1, pp 554-561, Philadelphia, Apr. 1988.
- [UDU 82] J. Udupa, S. Sriharis, G.T. Herman. Boundary Detection in Multidimensions. IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, PAMI 4, 1, pp 41-50, 1982.
- [VEN 89] C. Venaille, D. Mishler, J. L. Coatrieux, J. Y. Catros. Reconstruction 3D de Réseau Vasculaires en Angiographie. Proceedings 7ème congrès AFCET-RFIA, Paris, nov. 89, 1533-1547, 1989.
- [UME 91] S. UMEYAMA. "Least Squares Estimation of Transformation Parameters Between Two Point Pattern." IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. Vol 13, no.4, pp. 376-380, April 1991.
- [VAR 91] R. Varonakis. Rapport DESS IDC Grenoble, IMAG lab. TIMB, 1991.
- [WEI 89] M. A. Weissman. Stereoscopic Image Processing for Medicine and Biology. Proceedings of IEEE Engineering Medicine Biology Society and conf., Yongmin Kim ed., Seattle (USA), nov. 89, part. 2, pp 546-547, 1989.

UNIVERSITE
JOSEPH FOURIER
SCIENCES.TECHNOLOGIE.MEDECINE

CERTIFICAT

Le Président de l'Université Joseph FOURIER, soussigné,
certifie que

M onsieur Bruno MAZIER

né le 7 Octobre 1964 à PARIS (75)

inscrit à l'Université Joseph FOURIER sous le n° 8703055

a soutenu le 22 Décembre 1992, conformément aux règlements, la

thèse :

MISE EN CORRESPONDANCE D'IMAGES MULTIMODALES POUR LA VISEE PEDICULAIRE
ASSISTEE PAR ORDINATEUR.

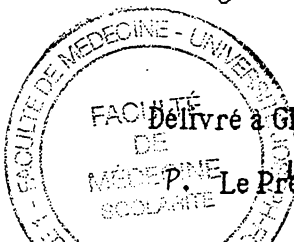
devant le jury composé de :

Président : Monsieur le Professeur DEMONGEOT

Membres : Messieurs les Professeurs : Alain HERMENT ; Radu HORAUD

Philippe CINQUIN ; Jean DUBOUSSET

Le jury a accordé à l'intéressé le grade de **Docteur de l'Université**
Joseph FOURIER, spécialité GENIE BIOLOGIQUE ET MEDICAL avec la mention
TRES HONORABLE, FELICITATIONS DU JURY pour en jouir avec les droits et prérogatives qui
y sont attachés par les lois, décrets et règlements.



Délivré à GRENOBLE, le 15 Février 1993

P. Le Président de l'Université et p.o.
Le Chef des Services Administratifs